



TESIS - TL142501

**PENGEMBANGAN DESAIN *BONE PLATE* UNTUK
IMPLAN ORTOPEDI MENGGUNAKAN SOFTWARE
ANSYS 15.0 : PENGARUH GEOMETRI PLATE DAN
PEMILIHAN MATERIAL**

BELLADINA CLARA SHINTA
NRP. 2714201006

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Agung Purniawan, S.T.,M.Eng.
Dr. 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



THESIS - TL1423501

**DEVELOPMENT OF DESIGN BONE PLATE IN
ORTHOPEDIC USING ANSYS 15.0 SOFTWARE :
EFFECT OF GEOMETRY PLATE AND MATERIAL
SELECTION**

BELLADINA CLARA SHINTA
NRP. 2714201006

ADVISOR

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

MAGISTER PROGRAM
DEPARTMENT OF MATERIALS AND METALLURGICAL ENGINEERING
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
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 :
Belladina Clara Shinta
NRP. 2714201006

Tanggal Ujian : 27 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

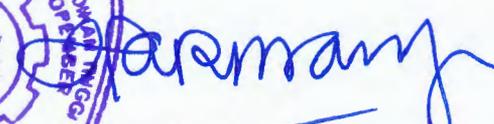
(Penguji)

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

(Penguji)



Direktur Program Pascasarjana,


Prof. Ir. Djauhar Manfaat, M.Sc., Ph.D.
NIP. 196012021987011001

Pengembangan Desain Optimal *Bone Plate* Untuk Implan Ortopedik Menggunakan *Software ANSYS 15.0* : Pengaruh Geometri/Desain *Plate*, dan Pemilihan Material.

Nama mahasiswa : Belladina Clara Shinta
NRP : 2714201006
Dosen Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Dr. Mas Irfan P. Hidayat, S.T., M.Sc., Ph.D.

ABSTRAK

Tingginya angka kematian di Indonesia disebabkan oleh kecelakaan kendaraan bermotor. Menurut data statistik, pada tahun 2015 kecelakaan pengendara motor mencapai 14 kali dalam sehari sehingga berakibat pada banyaknya korban yang mengalami patah tulang. Tindakan medis untuk mengatasi permasalahan tersebut adalah dengan menyambung tulang yang patah menggunakan bone plate dan dipasangkan dengan screw. Oleh karena itu perlu dilakukan penelitian tentang implant ortopedik untuk kasus patah tulang yaitu dengan pembuatan bone plate yang sesuai dengan ukuran tulang orang Indonesia. Desain bone plate pada penelitian ini dikerjakan dengan software ANSYS 15.0 menggunakan parameter geometri pada lubang plate, serta pemilihan material yaitu SS304 dan SS316L. Desain bone plate meliputi plate duo, flower dan sloted yang dipasangkan dengan screw diameter 4,5 mm, 4,0 mm, 3,5 mm, 3,0 mm, dan 2,7 mm masing masing dengan posisi 1 sampai posisi 6. Pemberian beban sebesar 550 N diterapkan pada masing masing desain. Hasil yang diperoleh adalah tegangan, regangan, dan deformasi dari plate, screw dan tulang. Kombinasi plate duo dengan diameter screw 4,5 mm didapatkan hasil desain optimum pada posisi 1 dan 2 untuk material SS304 karena nilai tegangan yang dihasilkan berada dibawah tegangan luluh dari material SS304. Plate flower mengalami kegagalan disemua desain karena nilai tegangannya berada diatas tegangan luluh material dan plate sloted didapatkan hasil yang optimum pada posisi 1 sampai 5 untuk material 316L sedangkan untuk material 304 memiliki desain terbaik pada semua posisi. Kombinasi plate sloted merupakan desain terbaik dari yang lainnya karena secara keseluruhan tegangan yang dihasilkan berada dibawah tegangan luluh materialnya.

Kata kunci : ANSYS, Beban, Bone Plate, Geometri.

Halaman ini sengaja dikosongkan

Development of Optimal Design Bone Plate For Orthopedic Implants Application using *Software* ANSYS 15.0 : Effect of Geometry/Design Plate and Material Selection.

Student Name :Belladina Clara Shinta
NRP :2714201006
Advisor :Dr. Agung Purniawan,S.T., M.Eng.
Dr. Mas Irfan P. Hidayat, S.T., M.Sc., Ph.D.

ABSTRACT

High mortality rate in Indonesia is caused by motor vehicle accidents. According to the statistics in 2015, motorcycle crash hit 14 times during a day and cause many victims suffer the broken bone. This problem is resolved by medical measure which connects the fractured bone with a bone plate and paired a screw. Therefore, research on orthopedic implants for fracture is done by making a bone plate suitable with the size of the bone of Indonesian people. Design bone plate in this research is done by ANSYS 15.0 software using geometric parameters on the hole plate and material selection is SS304 and SS316L. Design bone plate cover plate duo, flower and sloted are paired by a screw diameter of 4.5 mm, 4.0 mm, 3.5 mm, 3.0 mm and 2.7 mm respectively with position 1 to position 6. Giving load of 550 N is applied to each design. The results are obtained stress, strain, and deformation of the plate, screw and bone. Combination of plate duo with a screw diameter of 4.5 mm are obtained optimum design at positions 1 and 2 for SS304 material because the value of stress is below the yield strength of the SS304. Combination of plate flower failures in all designs because the value of stress is above the yield strength of the material and plate sloted is optimum result at positions 1 to 5 of material 316L while the material 304 has the best design in all positions. Combination of plate sloted is the best design from the others because value of stress is below the yield strength of the material.

Keywords : ANSYS, Bone Plate, Geometri, Load

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN.....	v
KATA PENGANTAR.....	vii
ABSTRAK.....	ix
ABSTRACT.....	xi
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xvii
DAFTAR TABEL.....	xxi
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	2
1.5 Manfaat Penelitian.....	2
BAB II TINJAUAN PUSTAKA DAN KONSEP DASAR.....	3
2.1 Perkembangan Desain Bone Plate.....	3
2.2 Teori Elastisitas Bahan.....	6
2.2.1 Tegangan.....	6
2.2.2 Regangan.....	8
2.2.3 Persamaan Konstitutif.....	10
2.2.4 Persamaan Kesetimbangan.....	11

2.2.5 Persamaan Penyesuai.....	11
2.3 Analisa Von Mises.....	13
2.4. Karakteristik Tulang.....	15
2.4.1 Sifat Mekanik Tulang.....	16
2.4.2 Patah Pada Tulang Femur.....	17
2.4.3 Prostesis Tulang Femur.....	18
2.5. Mechanical Properties Material Logam Aplikasi Medis.....	22
2.5.1 Stainless Steel 316 L.....	22
2.5.2 Stainless Steel 304.....	23
2.6 Metode Elemen Hingga.....	26
BAB III METODOLOGI PENELITIAN.....	31
3.1 Bahan dan Alat.....	31
3.2 Diagram Alir Percobaan.....	31
3.3. Prosedur Penelitian.....	32
3.3.1 Pemodelan Plate.....	32
3.3.2 Pemodelan Tulang Paha.....	36
3.3.3 Properties Material.....	37
3.3.4 Meshing.....	39
3.3.5 Pemberian Beban.....	41
3.3.6 Validasi.....	41
BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN.....	43
4.1 Analisa Statik.....	43
4.1.1 Plate Duo.....	45
4.1.1.1 Hasil Analisa Tegangan dan Regangan.....	45
4.1.1.2 Hasil Analisa Deformasi.....	52
4.1.2 Plate Flower.....	56
4.1.2.1 Analisa Tegangan dan Regangan.....	56
4.1.2.2 Hasil Analisa Deformasi.....	64
4.1.3 Plate Sloted.....	68
4.1.3.1 Analisa Tegangan dan Regangan.....	68
4.1.3.2 Hasil Analisa Deformasi.....	76

4.2. Analisa Dinamik.....	81
4.2.1 Analisa Tegangan Diameter 4,5 mm posisi 1 dan 2.....	81
4.2.2 Analisa Regangan Diameter 4,5 mm posisi 1 dan 2.....	85
4.2.3 Analisa Deformasi Diameter 4,5 mm posisi 1 dan 2.....	88
4.3 Pertimbangan Desain Terbaik	91
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	95
DAFTAR PUSTAKA.....	97
LAMPIRAN.....	101
BIOGRAFI.....	147

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Import Geometri Bone Plate.....	3
Gambar 2.2 Pemberian beban di permukaan.....	4
Gambar 2.3 Tegangan Ekuivalen Setelah Pemberian Plate.....	4
Gambar 2.4 Komponen Elemen Tegangan	7
Gambar 2.5 Berbagai macam bentuk deformasi benda elastis.....	9
Gambar 2.6 Energi Regangan yang Tersimpan Pada Elemen Defleksi.....	13
Gambar 2.7 Beban yang Terjadi Pada Tulang Femur.....	16
Gambar 2.8 Tulang Femur.....	17
Gambar 2.9 Prosthetic Tulang Cacat.....	18
Gambar 2.10 Prosthetic Hip Joint.....	18
Gambar 2.11 Semi Tubular Plate.....	19
Gambar 2.12 Narrow Plate.....	19
Gambar 2.13 Broad Plate.....	30
Gambar 2.14 Angle Blade Plate.....	21
Gambar 2.15 DHS Plate.....	21
Gambar 2.16 LCP Proximal Plate.....	22
Gambar 2.17 Struktur Elemen dan Assembly.....	27
Gambar 3.1 Diagram Alir Percobaan.....	32
Gambar 3.2 Posisi Lubang Plate.....	32
Gambar 3.3 Desain Plate Kontrol.....	33

Gambar 3.4 Desain Plate Duo.....	34
Gambar 3.5 Desain Plate Flower.....	35
Gambar 3.6 Model Tulang.....	36
Gambar 3.7 Material Properties 304 yang di input.....	38
Gambar 3.8 Material Properties 316 L yang diinput.....	38
Gambar 3.9 Hasil Meshing Desain Plate Duo.....	40
Gambar 3.10 Hasil Meshing Desain Plate Flower.....	40
Gambar 3.11 Hasil Meshing Desain Plate Sloted.....	42
Gambar 3.12 Pemberian beban kompresi pada tulang asli.....	42
Gambar 4.1 Peletakan Posisi Screw Pada Plate.....	43
Gambar 4.2 Distribusi Tegangan Von Mises.....	44
Gambar 4.3 Kurva Tegangan Plate Duo Diameter screw 4,5 mm.....	47
Gambar 4.4 Kurva tegangan <i>plate duo</i> diameter <i>screw</i> 4,5 mm	47
Gambar 4.5 Distribusi Tegangan Plate Duo Posisi 1 sampai 3.....	48
Gambar 4.6 Distribusi Tegangan Plate Duo Posisi 4 sampai 6.....	49
Gambar 4.7 Distribusi regangan plate duo posisi 1 sampai 3	50
Gambar 4.8 Distribusi regangan plate duo posisi 4 sampai 6	51
Gambar 4.9 Kurva regangan plate duo diameter screw 2,7 mm sampai 4,0 mm.....	52
Gambar 4.10 Kurva deformasi plate duo diameter screw 4,5 mm.....	53
Gambar 4.11 Distribusi deformasi Plate Duo Posisi 1 sampai 3.....	54
Gambar 4.12 Distribusi deformasi Plate Duo Posisi 4 sampai 6.....	55
Gambar 4.13 Kurva deformasi <i>plate duo</i> diameter <i>screw</i> 2,7, 3,0, 3,5, 4,0 mm.....	56
Gambar 4.14 Hasil Tegangan Plate Flower Posisi 1 sampai 3.....	57

Gambar 4.15 Distribusi Tegangan Plate Flower Posisi 4 sampai 6.....	58
Gambar 4.16 Kurva Tegangan <i>plate flower</i> diameter <i>screw</i> 4,5 mm.....	59
Gambar 4.17 Kurva tegangan <i>plate duo</i> diameter <i>screw</i> 2,7, 3,0, 3,5, 4,0 mm.....	60
Gambar 4.18 Distribusi Regangan Plate Flower Posisi 1 sampai 3.....	61
Gambar 4.19 Distribusi Regangan Plate Flower Posisi 4 sampai 6.....	62
Gambar 4.20 Kurva regangan <i>plate flower</i> diameter <i>screw</i> 4,5 mm.....	63
Gambar 4.21 Kurva tegangan <i>plate flower</i> diameter <i>screw</i> 2,7, 3,0, 3,5, 4,0 mm.....	64
Gambar 4.22 Hasil deformasi Plate Flower Posisi 1 sampai 3.....	66
Gambar 4.23 Hasil deformasi Plate Flower Posisi 4 sampai 6.....	66
Gambar 4.24 Kurva deformasi <i>plate flower</i> diameter <i>screw</i> 4,5 mm.....	67
Gambar 4.25 Kurva deformasi <i>plate flower</i> diameter <i>screw</i> 2,7, 3,0, 3,5, 4,0 mm.....	68
Gambar 4.26 Hasil Tegangan Plate Sloted Posisi 1 sampai 3.....	69
Gambar 4.27 Hasil Tegangan Plate Sloted Posisi 4 sampai 6.....	70
Gambar 4.28 Kurva tegangan <i>plate sloted</i> diameter <i>screw</i> 4,5 mm.....	71
Gambar 4.29 Kurva tegangan <i>plate sloted</i> diameter <i>screw</i> 2,7, 3,0, 3,5, 4,0 mm.....	72
Gambar 4.30 Hasil Regangan Plate Sloted Posisi 1 sampai 3.....	73
Gambar 4.31 Hasil Regangan Plate Flower Posisi 4 sampai 6.....	74
Gambar 4.32 Kurva Regangan <i>plate sloted</i> diameter <i>screw</i> 4,5 mm.....	75
Gambar 4.33 Kurva Regangan <i>plate sloted</i> diameter <i>screw</i> 2,7, 3,0, 3,5, 4,0 mm.....	76
Gambar 4.34 Hasil Deformasi Plate Plate Sloted Posisi 1 sampai 3.....	77
Gambar 4.35 Hasil Deformasi Plate Plate Sloted Posisi 4 sampai 6.....	78
Gambar 4.36 Kurva Deformasi <i>plate sloted</i> diameter <i>screw</i> 4,5 mm.....	79
Gambar 4.37 Kurva Deformasi <i>plate sloted</i> diameter <i>screw</i> 2,7, 3,0, 3,5, 4,0 mm.....	79

Gambar 4.38 Hasil tegangan sloted sudut 30, 45, 60 posisi 1.....	82
Gambar 4.39 Hasil tegangan sloted sudut 30, 45, 60 posisi 2.....	83
Gambar 4.40 Grafik tegangan diameter 4,5 posisi 1 dan 2 sudut 30, 45, dan 60 derajat..	84
Gambar 4.41 Hasil regangan sloted sudut 30, 45, 60 posisi 1.....	85
Gambar 4.42 Hasil tegangan sloted sudut 30, 45, 60 posisi 2.....	86
Gambar 4.43 Hasil deformasi sloted sudut 30, 45, 60 posisi 1.....	88
Gambar 4.44 Hasil deformasi sloted sudut 30, 45, 60 posisi 2.....	89
Gambar 4.45 Grafik regangan posisi 1 sudut 30, 45, dan 60.....	90
Gambar 4.46 Grafik deformasi posisi 1 sudut 30, 45, dan 60.....	90
Gambar 4.47 Hasil tegangan <i>plate duo</i> , <i>plate flower</i> , dan <i>plate</i> sloted diameter 4,5 mm.	91
Gambar 4.48 Hasil tegangan <i>screw plate duo</i> , <i>plate flower</i> , dan <i>plate</i> sloted 4,5 mm. ..	93
Gambar 4.49 Hasil tegangan <i>plate duo</i> , <i>plate flower</i> , dan <i>plate</i> sloted diameter 4,5 mm.	93

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Hasil Finite Element Beberapa Material.....	5
Tabel 2.2 Modulus Young Fraktur Tulang Manusia.....	17
Tabel 2.3 Komposisi Kimia Material Stainless Steel.....	24
Tabel 2.4 Sifat Mekanik Material Stainless Steel 304.....	24
Tabel 2.5 Sifat Mekanik Material Stainless Steel 316.....	24
Tabel 2.6 Perbandingan Beberapa Material Implant.....	25
Tabel 3.1 Geometri dan Dimensi Plate Kontrol.....	33
Tabel 3.2 Geometri dan Dimensi Plate Duo.....	34
Tabel 3.3 Geometri dan Dimensi Plate Flower.....	35
Tabel 3.4 Data Sifat Mekanik SS 304.....	37
Tabel 3.5 Data Sifat Mekanik SS 316 L.....	37
Tabel 3.6 Data Sifat Mekanik Tulang Femur.....	39

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Trauma akibat kecelakaan dapat meningkatkan angka kematian dan kecelakaan di negara berkembang seperti Indonesia. Menurut data statistik kecelakaan di kota-kota besar seperti wilayah Jakarta dan kota-kota penyangga pada tahun 2015 ini masih terjadi kecelakaan yang cukup tinggi. Contohnya di wilayah Jabodetabek rata-rata dalam satu hari terjadi kecelakaan mencapai angka tertinggi yaitu 14 kali. Angka tersebut dicatatkan oleh Polda Metro Jaya dimana pada tahun 2014 terjadi kecelakaan lalu lintas yang mencapai 5.472 kasus atau dalam sehari rata-rata terjadi 14 angka kecelakaan. Tingginya tingkat kecelakaan lalu lintas dan bencana alam di Indonesia berakibat pada banyaknya korban yang mengalami kerusakan struktur tulang seperti patah tulang. Tindakan rehabilitasi medis berupa pembedahan biasanya dilakukan untuk menyambung tulang dengan menggunakan plat (*bone plate*) dan sekrup (*screws*). Dalam pembuatan plat diperlukan perkiraan panjang plat dan sekrup yang tepat yang sesuai dengan dimensi tulang korban. Jika plat yang digunakan terlalu panjang akan merusak tulang, sedang jika terlalu pendek akan mempengaruhi kekuatan bone plate. Penggunaan dan ketersediaan *bone plate* di Indonesia selama ini mempunyai kendala yaitu sebagian besar merupakan produk impor dan harganya relatif mahal.

Untuk mendukung pembuatan *bone plate* lokal setidaknya perlu dilakukan penelitian ilmiah untuk membuktikan bahwa *bone plate* lokal bisa memenuhi standard internasional. Pengujian meliputi berbagai hal diantaranya aspek mekanik seperti kekuatan dan ketahanan terhadap kerusakan seperti patah, dan aspek bio-compatible yang menyangkut property permukaan seperti kekasaran (*roughness*) dan *wettability* dalam hubungannya dengan infeksi biomaterial. Dalam hubungannya dengan ini, upaya penelitian yang melibatkan pihak perguruan dan industri sedang dilakukan, (Punto dkk, 2012). Kualitas permukaan akan berpengaruh pada tingkat pertumbuhan bakteri jika diaplikasikan nantinya.

Kemudian perlu dipersiapkan prosedur pembuatan *bone plate* yang efisien dan menerapkan proses rekayasa yang benar. Selama ini *bone plate* lokal dibuat dengan menduplikasi *bone plate* impor secara konvensional. Terlepas aspek legal formalnya, cara seperti ini memerlukan waktu yang lama. Hal inilah yang mendasari penelitian ini untuk melakukan simulasi desain optimal *bone plate*. Proses simulasi kekuatan *bone plate* lokal sangat membutuhkan adanya metode penyembuhan pada tulang. Salah satu metode penyembuhan tulang yang patah adalah menggabungkan tulang patah dengan pelat tulang. Kemudian dimodelkan dan dianalisis menggunakan *software ANSYS* untuk dilakukan analisa beban sesuai dengan parameter yang telah ditetapkan dan tentunya disesuaikan dengan keadaan yang ada di Indonesia.

1.2 Rumusan Masalah

Bagaimana pengaruh geometri plate dan pemilihan material terhadap desain untuk patah tulang. Parameter tersebut dapat dianalisis dengan memasukkan data yang ada kedalam *software ANSYS 15.0*.

1.3 Batasan Masalah

1. Koneksi antar *plate*, *screw* dan tulang dianggap rigid dan saling menyatu.
2. Model tulang paha dianggap sempurna sesuai dengan kondisi, bentuk, ukuran, dan geometri tulang paha manusia sebenarnya.

1.4 Tujuan Penelitian

Menganalisa pengaruh geometri *plate* dan pemilihan material terhadap desain untuk patah tulang menggunakan *software ANSYS* untuk mendapatkan desain yang optimum.

1.5 Manfaat Penelitian

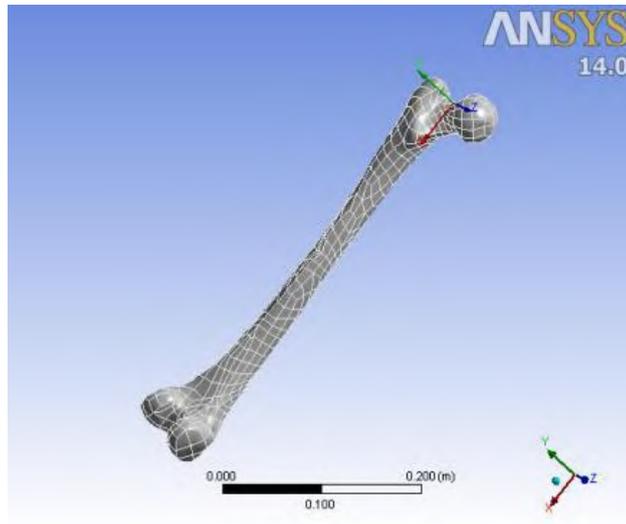
Menghasilkan suatu desain *bone plate* berdasarkan geometri dan pemilihan material menggunakan *software ANSYS* yang memiliki desain optimum.

BAB II

KAJIAN PUSTAKA DAN TEORI DASAR

2.1 Perkembangan Desain *Bone Plate*

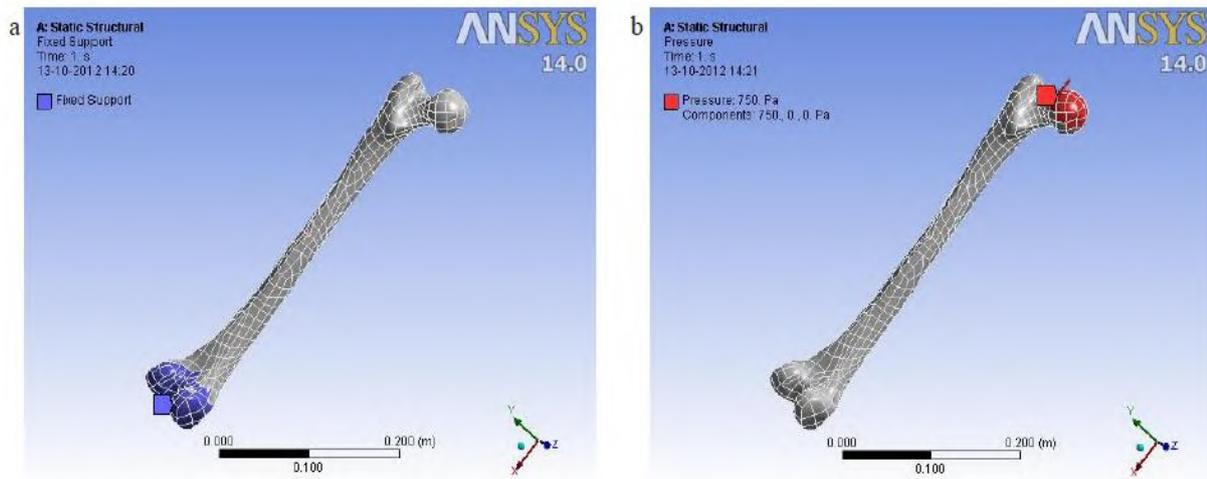
Menurut penelitian yang dilakukan oleh Sentil Maharaj, 2013, memodelkan *plate* untuk tulang *femur* yang mengalami patah akibat kecelakaan. Dimodelkan dengan variasi dimensi ukuran *plate* dan jumlah lubang sesuai dengan dimensi ukuran dari *plate* LCP proximal karena jenis *plate* ini sangat cocok untuk diterapkan pada tulang *femur* yang mengalami kerusakan. Kemudian Sentil Maharaj membandingkan hasil permodelan dengan beberapa macam material. Dalam penelitian yang dilakukan oleh Sentil Maharaj menggunakan *software ANSYS* untuk menganalisa kondisi batas. Biomaterial yang dipilih dalam penelitiannya adalah *Stainless Steel*, Titanium, Alumina, Nylon, dan PMMA. Import Geometri dilakukan dengan memasukkan data berupa ukuran dimensi ke *software ANSYS* dan kemudian siap untuk dianalisis. Berikut gambar pada saat Sentil Maharaj melakukan import geometri ke *ANSYS*.



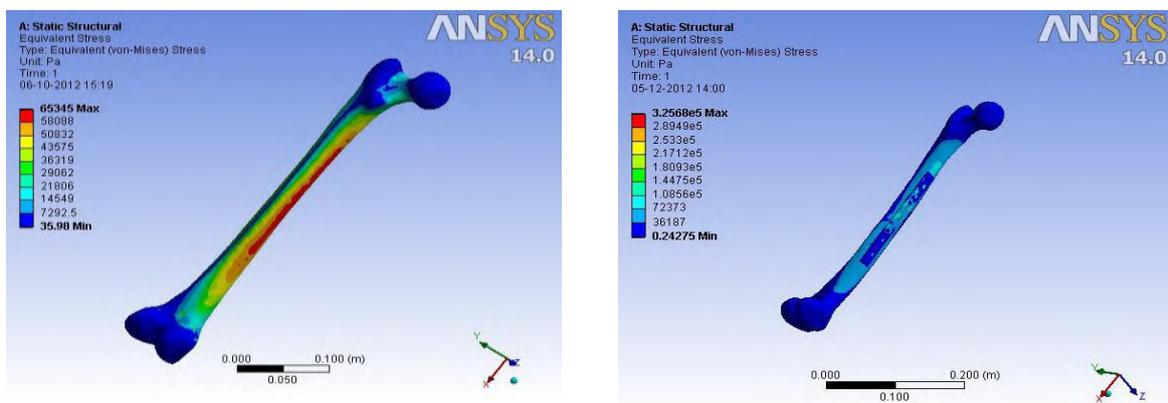
Gambar 2.1 Import Geometri *Bone Plate* (Sentil Maharaj, 2013)

Analisa dilakukan dengan memasukkan nilai beban yang akan diterima oleh tulang. Nilai beban ini sesuai dengan kriteria tegangan Von Mises yang mana

nilai kriteria tersebut akan menentukan material manakah yang akan digunakan sebagai *bone plate*. Penelitian ini meneliti distribusi tegangan, jumlah deformasi dan kegagalan kelelahan femur untuk berat laki-laki 75 kg selama posisi normal. Hasil menunjukkan bahwa deformasi yang lebih tinggi terjadi pada kepala tulang paha dan terendah terjadi di ujung bawah. Tegangan maksimum setara 65.345 Pa dan tegangan minimum adalah 35,98 Pa. Prinsip tegangan maksimum adalah di bagian tengah tulang paha. Setara dengan tegangan kriteria Von Misses 65.345 Pa yang terjadi. Berikut saat melakukan analisa kondisi batas dengan memberikan beban



Gambar 2.2 Pemberian beban di permukaan bawah, b) Pemberian beban dibagian kepala tulang femur (Sentil Maharaj, 2013)



Gambar 2.3 Tegangan Ekuivalen Setelah Pemberian *Plate* (Sentil Maharaj, 2013)

Sehingga didapat hasil dari Finite Element Analysis adalah sebagai berikut:

Tabel 2.1 Hasil Finite Element Beberapa Material (Sentil Maharaj, 2013)

Material	σ (pa)	δ (m)
Stainless Steel	3.2906	0.00615
Titanium	3.2568	4.851
Alumina	1.8259	0.0063721
Nylon	5.0434	0.0051529
PMMA	5.3459	0.0059465

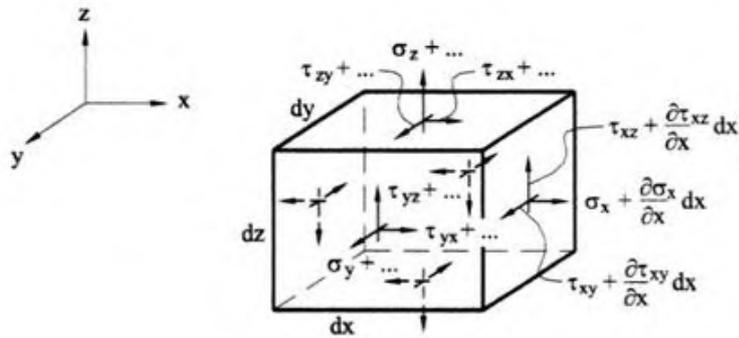
Dengan demikian yang memiliki efek tegangan rendah karena beban pada material telah ditemukan dalam analisis ini. Bahan titanium ditemukan memiliki tegangan yang lebih sedikit. Sifat mekanik terbaik ditemukan antara kekakuan tulang dan *plate*, korosi dan ketahanan aus dari bahan yaitu titanium. Selain dari penelitian yang dilakukan oleh Sentil Maharaj, ada peneliti lain yang menganalisa pemodelan dari bentuk *plate* dengan variasi dimensi serta kondisi batas tertentu, berikut adalah tabel yang akan menjelaskan berbagai macam analisa *plate* masing-masing peneliti/penulis. Menurut penelitian yang dilakukan oleh Peni Chao, geometri dari bentuk plat yang memiliki perbedaan jumlah plat dan sekrup akan berbeda pada hasil kekakuan yang diberikan. Terlihat pada tabel bahwa dengan menggunakan plat pendek dengan 5 sekrup 12 lubang, maka akan terjadi kegagalan pada beban yang lebih tinggi. Sedangkan apabila menggunakan plat panjang dengan 2 sekrup 12 lubang, maka plat yang panjang tidak berpengaruh pada kekakuan, kesenjangan gerak, dan ketahanan terhadap kelelahan. Penelitian yang dilakukan oleh Peni Chao tersebut menggunakan analisa beban berdasarkan berat badan pengguna plat sehingga apabila menggunakan parameter berat badan diharapkan hasilnya mendekati dengan keadaan klinis yang sebenarnya. Dari sini dapat disimpulkan bahwa bentuk geometri dari plat sangat berpengaruh terhadap analisa beban sehingga harus ada penelitian lebih lanjut untuk membuktikan desain optimal yang baik sesuai dengan permasalahan klinis apabila ditinjau dari sudut pandang geometri.

2.2 Teori Elastisitas Bahan

Sifat elastis atau elastisitas adalah kemampuan suatu benda untuk kembali ke bentuk semula 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 elastis sehingga jika melebihi dari limit elastis maka benda tidak akan kembali ke bentuk semula. Teori elastisitas menunjukkan hubungan antara deformasi, gaya, regangan, dan tegangan. Ketika benda padat diberikan 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. Jika gaya luar bekerja pada benda, maka benda tersebut akan mengalami deformasi. Ketika benda tersebut mengalami deformasi, molekulnya akan membentuk tahanan terhadap deformasi. Pertimbangan pada bagian elastis dari setiap bentuk umumnya mengalami beban eksternal yang berada dalam kesetimbangan. Kemudian, jika kita menetapkan sumbu kartesian koordinat x , y , dan z , seperti yang ditunjukkan gambar 1.5 akan lebih mudah untuk menetapkan unsur kecil dalam bentuk paralel (dx , dy , dz) sejajar dengan koordinat bidang. Tekanan yang bekerja pada elemen ini menggambarkan intensitas kekuatan internal pada titik tertentu. Tekanan tersebut dapat dipecah menjadi komponen normal (tegangan normal) dan komponen tangen (tegangan geser) ke bagian tertentu.



Gambar 2.4 Komponen elemen yang menerima tegangan

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 σ_{xx} , τ_{xx} , τ_{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.

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}; \tau_{xz} = \tau_{zx}; \tau_{yz} = \tau_{zy} \quad (2.2)$$

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 :

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

2.2.2 Regangan

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 :

$$\begin{aligned} \epsilon_x &= \frac{\delta(dx)}{dx} \\ \epsilon_y &= \frac{\delta(dy)}{dy} \\ \epsilon_z &= \frac{\delta(dz)}{dz} \end{aligned} \quad (2.4)$$

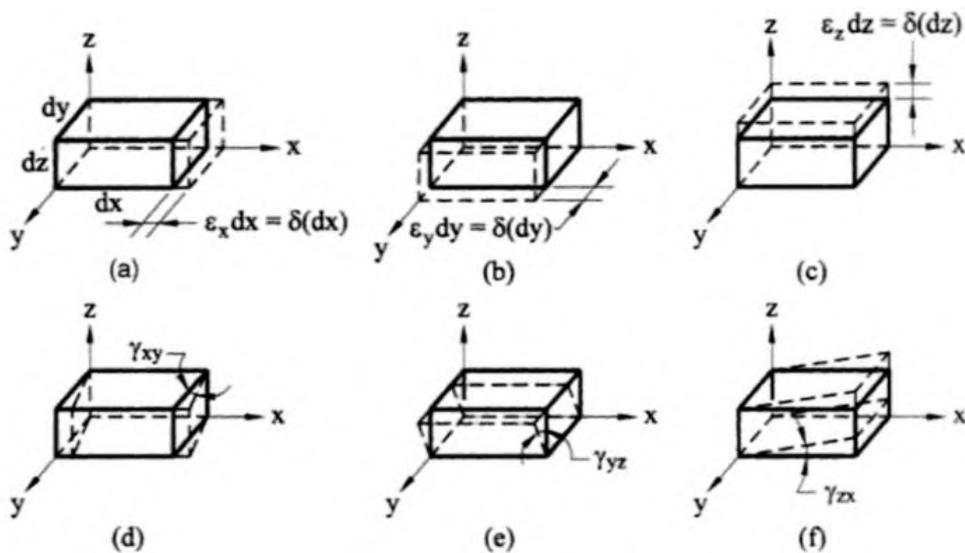
Dan Persamaan 2.4 di atas disebut sebagai regangan normal atau linier. Dalam Persamaan 2.4, kenaikan $\delta(dx)$ dapat ditampilkan dalam bentuk kedua Deret Taylor, yaitu $\delta(dx) = (\partial u / \partial x) dx$. Dengan demikian Persamaan 2.4 menjadi :

$$\begin{aligned} \epsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x} \\ \epsilon_y &= \frac{\partial v}{\partial y} \\ \epsilon_z &= \frac{\partial w}{\partial z} \end{aligned} \quad (2.5)$$

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. Regangan geser tersebut didefinisikan sebagai γ_{xy} , γ_{xz} , dan γ_{yz} . Sebagai contoh regangan geser pada bidang xy. Deformasi terjadi membentuk sudut $\gamma' + \gamma''$, sehingga besar regangan geser dapat dituliskan sebagai :

$$\gamma_{xy} = \gamma' + \gamma'' \quad (2.6)$$

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 :

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

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

$$\mathbf{T}_D = \begin{pmatrix} \epsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \epsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{zx} & \frac{1}{2}\gamma_{zy} & \epsilon_z \end{pmatrix} \tag{2.9}$$

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 Konstitutif

Persamaan konstitutif menunjukkan hubungan antara komponen tegangan dan regangan. Untuk kasus benda tiga dimensi, persamaan pokoknya adalah :

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

atau :

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

Hubungan antara E dan G adalah :

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

2.2.4 Persamaan Kesetimbangan

Komponen tegangan harus memenuhi persamaan diferensial 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

2.2.5 Persamaan Penyesuai

Persamaan penyesuai adalah persamaan yang diperlukan untuk menyelesaikan Persamaan sebelumnya. Persamaan penyesuai yaitu sebagai berikut :

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

atau :

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

untuk keadaan dua dimensi, keadaan setimbang menjadi :

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

dan persamaan penyesuainya adalah :

$$\begin{aligned}\frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial x^2} &= \frac{\partial^2 \gamma_{xy}}{\partial x \partial y} \\ ; \gamma_{xz} = \gamma_{yz} = \varepsilon_z &= 0\end{aligned}\tag{2.18}$$

Dapat dituliskan kembali persamaan di atas dalam bentuk komponen tegangan menjadi :

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

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

$$\begin{aligned}\sigma_x &= \frac{\partial^2 \emptyset}{\partial y^2} \\ \sigma_y &= \frac{\partial^2 \emptyset}{\partial x^2}\end{aligned}\tag{2.20}$$

$$\tau_{xy} = -\frac{\partial^2 \emptyset}{\partial x \partial y}$$

maka menjadi :

$$\nabla^2 \nabla^2 \emptyset = 0\tag{2.21}$$

di mana :

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

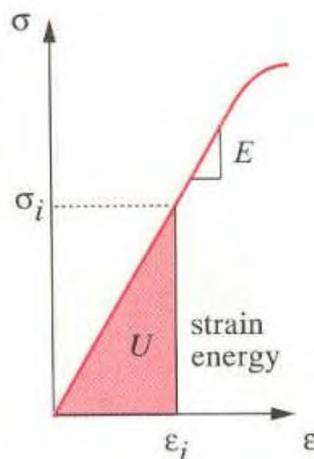
2.3 Analisis von Mises

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 regangan 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 :

$$U_d = U - U_h$$

Energi regangan total per unit volume, U , adalah luas dibawah kurva tegangan-regangan (Gambar 2.4).



Gambar 2.6 Energi regangan yang tersimpan pada elemen terdefleksi

$$U = \frac{1}{2} (\sigma_1 \varepsilon_1 + \sigma_2 \varepsilon_2 + \sigma_3 \varepsilon_3)$$

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

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 hidrostatik (σ_h) dan distorsi (σ_{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 hidrostatik tegangan, σ_h , terjadi hanya akibat perubahan volumetrik

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

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

Energi regangan hidrostatik, U_h , didapatkan dengan mensitribusi σ_h pada persamaan 2.24 :

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

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

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

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

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

$$\begin{aligned}
 U_d &= \left\{ \frac{1}{2E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu (\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)] \right\} \\
 &\quad - \left\{ \frac{1-2\nu}{6E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu (\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)] \right\} \\
 U_d &= \frac{1+\nu}{3E} (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3) \quad (2.26)
 \end{aligned}$$

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

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

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

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

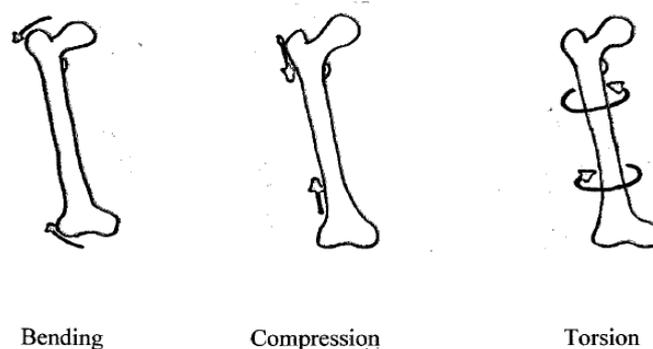
Pada umumnya material menunjukkan fenomena tegangan multiaksial, sehingga kriteria mulur digunakan untuk menghubungkan tegangan multiaksial dengan tegangan uniaksial. Teori kegagalan *von Mises* memprediksi bahwa pemuluran akan terjadi jika tegangan ekuivalen melebihi tegangan mulur uniaksial. Persamaan 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 Karakteristik Tulang

Tulang adalah salah satu struktur yang paling kompleks dari tubuh manusia. Tulang dengan berbagai bentuk dan memiliki struktur internal dan eksternal yang

kompleks, yang memungkinkannya menjadi ringan namun kuat dan keras, sementara memenuhi banyak fungsi yang lain. Tulang tergolong anisotropic. Modulus tergantung pada arah sifat beban. Sifat mekanik tergantung pada arah pembebanan. Karakteristik gaya deformasi tergantung pada tingkat pembebanan. Tegangan - regangan tergantung pada tingkat regangan yang diterapkan (Maheswaran, 2013). Gambar 2.4 menunjukkan beban lentur, kompresi dan torsi terjadi pada tulang.



Gambar 2.7 Beban yang Terjadi Pada Tulang (Maheswaran, 2013)

2.4.1 Sifat Mekanik Tulang

Tulang kompak memiliki porositas 5-30% dan tulang cancellous sekitar 30-90%, yang merupakan proporsi volume yang ditempati oleh jaringan nonmineralized. Persyaratan utama dalam tulang yaitu kuat tekan, dan yang paling penting faktor kuat tekan adalah tingkat mineralisasi. Kehilangan mineralisasi dapat meningkatkan risiko patah tulang. Kuat tekan tulang kortikal bervariasi, berada di sekitar 200 MPa untuk femur dan modulus elastisitas sekitar 17 Gpa. Tulang cancellous jauh lebih lemah dan hasil yang diperoleh memiliki variasi tergantung pada lokasi tulang. Kekuatan tekan dari 0,15-27 MPa dan modulus elastisitas 50-350 MPa. Tabel 2.1 dan Tabel 2.2 menunjukkan sifat mekanik tulang manusia.

Tabel 2.2 Modulus Young, Kuat Tekan, Kekuatan Tarik, Densitas dan Fraktur Tulang Manusia

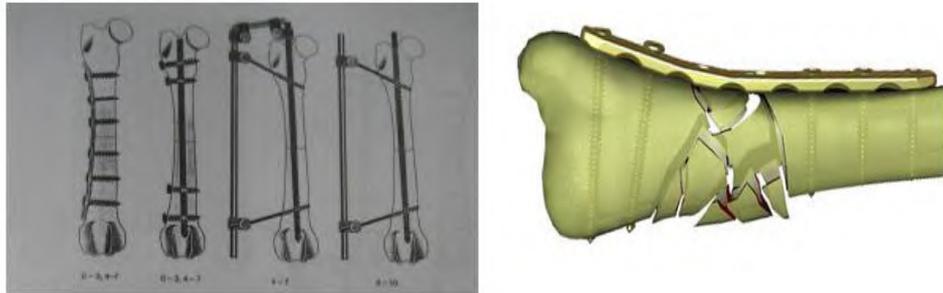
	Young Modulus (GPa)	Compressive Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Density (g/cm³)
Cortical Bone	3.8-11.7	88-164	82-114	1.7-2.0
Cancellous Bone	0.2-0.5	23	10-20	1.7-2.0

2.4.2 Patah Pada Tulang Femur

Femur atau tulang paha, adalah yang paling proksimal (paling dekat dengan pusat tubuh). Tulang ini merupakan tulang kaki yang mampu berjalan atau melompat seperti kebanyakan mamalia darat, burung, reptil seperti kadal, dan amfibi seperti katak. Dalam vertebrata dengan empat kaki seperti anjing dan kuda, tulang paha ditemukan hanya di kaki belakang. Femur adalah tulang terbesar dalam tubuh manusia. Dengan ukuran tertentu, femur merupakan salah satu tulang terkuat dalam tubuh. Tulang femur adalah terpanjang, terberat dan oleh sebagian besar langkah-langkah tulang terkuat dalam tubuh manusia. Panjangnya adalah 26% dari tinggi orang. Ekstremitas atas atau proksimal (dekat dengan batang tubuh) mengandung kepala, leher, dua trochanters dan struktur yang saling berdekatan. Tulang femur berupa poros panjang, ramping dan bentuknya hampir silinder.



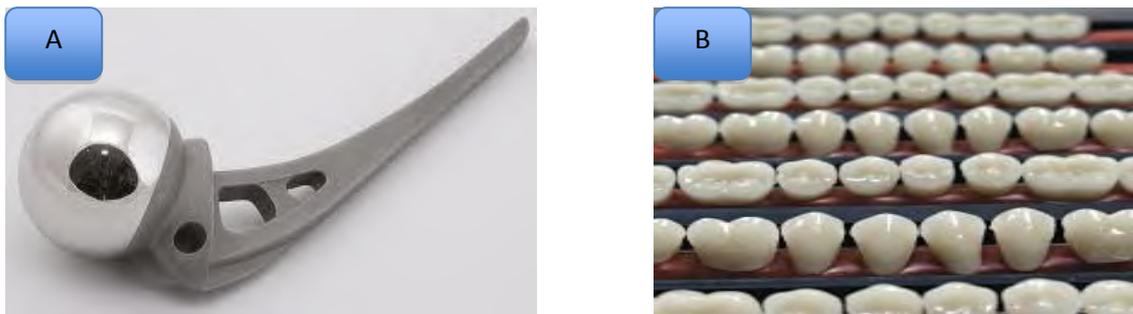
Gambar 2.8 Tulang Femur (Maheswaran, 2013)



Gambar 2.9 Prostesis Pada Tulang yang Cacat

2.4.3 Prostesis Untuk Tulang Femur (*Bone Plate*)

Prostesis adalah perangkat yang menggantikan bagian tubuh yang hilang. Ini adalah bagian dari bidang mekatronikbio, yang menggunakan perangkat mekanis dengan otot manusia, kerangka, dan sistem saraf untuk membantu atau meningkatkan motorik kontrol hilang oleh trauma, penyakit, atau cacat. Prostesis biasanya digunakan untuk mengganti bagian yang hilang oleh cedera atau hilang sejak lahir atau untuk melengkapi bagian tubuh yang rusak.



Gambar 2.10 (a) Prosthetic hip joint; (b) Prosthetic teeth (Maheswaran, 2013)

Salah satu prosthesis yang digunakan untuk menggantikan tubuh yang hilang adalah bone plate yang dipasang menggunakan screw sebagai pengunci. Berikut adalah jenis-jenis plate yang biasa digunakan dalam dunia medis sesuai dengan bagian tulang yang rusak, yaitu :

a. Straight Plates

Straight plates atau keping lempengan atau plat, ada 3 macam, yaitu :

1. *Semi-tubular Plate*

Dipakai dengan Cortex Screws 4,5 mm dan Cancellous Bone Screw 6,5 mm. Digunakan pada tulang radius (tulang lengan bawah bagian luar) dan tulang fibula (tulang kaki bagian belakang).



Gambar 2.11 Semi Tubular Plate (www.linkhh.de, diakses tanggal 27 Juli 2016, pukul : 13.45)

2. *Narrow Plate* (pelat sempit)

Pelat ini dipakai dengan *cortex screws* 4,5 mm. Dipergunakan pada tulang tibia (tulang kaki bagian luar), dan tulang lengan bawah bagian dalam. Pelat ini panjangnya mulai dari 39 mm dengan 2 lubang, sampai 263 mm dengan 16 lubang. Dalam katalog *Synthens Narrow Plate* diberi nama 223, sehingga bila disebut : 223.11, artinya diminta narrow plate yang mempunyai 11 lubang dengan panjang 183 mm. Begitu juga 223.16 berarti *Narrow Plate* yang mempunyai 16 lubang. Ada pula Narrow DCP yaitu *Narrow Dynamic Compression Plates*.



Gambar 2.12 Narrow Plate (www.linkhh.de, diakses tanggal 27 Juli 2016, pukul : 13.45)

3. *Broad Plate* (pelat lebar)

Pelat ini dipakai dengan cortex screws 4,5 mm. Dipergunakan pada tulang femur (tulang paha) dan untuk pseudoarthrosis tulang humerus (tulang lengan atas). Pelat ini panjangnya mulai dari 103 mm dengan 6 lubang sampai dengan 295 mm dengan 18 lubang. Dalam katalog Synthes, broad plate diberi nomor kode 225, sehingga bila disebut 225.16 artinya yaitu Broad plate yang memiliki lubang 16 dan panjangnya 263 mm. Broad plate ini tidak boleh dipakai pada tulang Tibia. Juga ada Broad DCP, yaitu Broad Dynamic Compression Plates.



Gambar 2.13 Broad Plate (www.linkhh.de, diakses tanggal 27 Juli 2016, pukul :13.45)

4. *Angled Blade Plates*

Keping lempengan atau pelat jenis ini berbentuk menyudut dan digunakan umumnya untuk patah tulang pada distal dan proximal femur, femoral neck hip. Ada yang bersudut 95° , ada yang 135° untuk type HIP Plate ada yang 80° , 90° , 100° , 110° , 120° , 130° . Hip plate untuk bayi, anak-anak, remaja, dewasa berbeda pada panjang masing-masing berurutan 25-32 mm, 35-45 mm, 40-50 mm, 40-60 mm. Untuk Hip Plate dengan sudut 110° keatas, panjangnya antara 65-110 mm. Condylar plate bersudut 95° , digunakan untuk fraktur tulang femur bagian distal dan proksimal serta inter-trochanteric valgus osteotomy. Angle Blade Plates, termasuk femoral neck plate, bersudut 130° , digunakan untuk fraktur femoral neck dan per-trochanteric. Panjang bagian yang miring mulai 50 mm sampai 110 mm, dengan mulai 4 lobang sampai 12 lobang.



Gambar 2.14 Angle Blade Plate (www.linkhh.de, diakses tanggal 27 Juli 2016, pukul :13.45)

1. DHS-Plates

DHS plates adalah dynamic Hip Screw Plates, digunakan untuk fraktur pertrochanteric, dan sub-trochanteric. Pelat ini bersudut 135° , dan bagian yang pendek panjangnya ada yang 25 mm dan ada yang 38 mm, sedangkan bagian yang panjang, panjangnya mulai dari 46 mm sampai 110 mm. Selain bersudut 135° , ada pula yang bersudut 140° , 145° . Pelat ini dilengkapi dengan sekrup special, yaitu yang disebut DHS SCREW, yaitu Dynamic Hip Screws dengan panjang mulai dari 50 mm sampai 145 mm. Diameter thread 12,5 mm dan panjang thread 22 mm. Sedangkan sekrup untuk lobang lainnya dipakai : DHS Compressing Screw yang panjangnya 36 mm dan kepala berdiameter 3,5 mm



Gambar 2.15 DHS Plate (www.linkhh.de, diakses tanggal 27 Juli 2016, pukul 13.45)

2. LCP Proximal Tibia/Femur Plate

LCP proksimal Tibia plate adalah bagian dari LCP periartikular Plating System, yang menggabungkan teknologi sekrup pengunci dengan teknik pelapisan konvensional. LCP Periarticular Plating Sistem mampu menangani patah kompleks pada femur distal dengan 4,5 mm LCP condylar pelat, fraktur kompleks pada femur proksimal dengan 4,5 mm LCP proksimal femur pelat dan 4,5 mm LCP proksimal serta patah tulang kompleks proksimal tibia ketika menggunakan 4,5 mm LCP proksimal Tibia Pelat dan 4,5 mm LCP Medial proksimal Tibia Plat. Kompresi penguncian plate (LCP) memiliki kombinasi lubang di poros plat yang menggabungkan unit kompresi dinamis (DCU) lubang dengan lubang sekrup pengunci. Kombinasi lubang menyediakan fleksibilitas kompresi aksial dan kemampuan penguncian di sepanjang poros plat.



Gambar 2.16 LCP Proximal Tibia/Femur Plate (www.linkhh.de, diakses tanggal 27 Juli 2016, pukul : 13.45)

Dari berbagai macam jenis plate, dalam penelitian ini menggunakan LCP proximal tibia/femur plate yang mana dari segi geometri mudah untuk diterapkan dan mudah untuk dianalisa menggunakan ANSYS. Plat ini kemudian akan dipasang dengan tulang femur yang mengalami patah kemudian dikunci dengan menggunakan screw yang sesuai dengan dimensi plat LCP proximal.

2.5. Mechanical Properties Material Logam Aplikasi Bone Plate

2.5.1. Stainless Steel 316 L

Salah satu baja tahan karat yang paling banyak digunakan sebagai biomaterial adalah baja tahan karat tipe 316L. Merupakan material yang paling umum digunakan untuk material implan. Stainless steels 316L merupakan jenis low carbon dengan komposisi kimia $C \leq 0,030\%$, $\leq 1,0\%$ Si, $\leq 2,0\%$ Mn, $0,045\% P \leq, \leq S 0,030\%$, $12,0-15,0\%$ Ni, $16,0- 18,0\%$ Cr, dan $2,0-3,0\%$ Mn (ASTM F138, F139). Jenis logam paduan lainnya adalah CoCr alloy terdiri atas kobalt (65%) dan chromium (30%) dengan unsur karbon dalam jumlah kecil akan tetapi sangat keras, kaku, kuat dan ketahanan terhadap korosi sangat baik serta dapat ditingkatkan kualitasnya. *Stainless steel* tipe 316L banyak digunakan karena keunggulannya pada ketahanan korosi, sifat fisik, sifat mekanik, dan permukaan yang mudah dibersihkan. Komposisi kimia dari stainless steel tipe 316L telah dikembangkan untuk memperoleh struktur austenit yang stabil dan memiliki banyak keuntungan, yaitu: Baja *stainless steel* austenitik memiliki struktur FCC sehingga lebih unggul dari *stainless steel* feritik dalam ketahanan terhadap korosi karena kepadatan atom kristalografi yang lebih tinggi, rasio kekuatan luluh dan kekuatan tarik yang sangat rendah dan mampu bentuk yang tinggi, cold working dan successive aging treatment dapat diterapkan untuk meningkatkan kekuatan.

2.5.2 *Stainless Steel* 304

Stainless Steel 304 dianggap sebagai salah satu bahan yang paling cocok untuk pembuatan perangkat medis semua macam aplikasi. Bahkan *stainless steel* 304 merupakan jenis baja tahan karat yang paling umum digunakan di dunia saat ini. *Stainless Steel* 304 menawarkan karakteristik material yang unik dititik harga yang kompetitif, sehingga menjadikannya pilihan yang logis untuk alat medis. *Stainless steel* 304 juga menawarkan kekuatan tinggi dan juga sangat bisa diterapkan, dengan mampu bentuk tanpa perlu anil, membuat 304 sempurna untuk pembuatan alat medis da nada sejumlah versi yang berbeda dari stainless steel 304 dengan meningkatkan sifat material untuk aplikasi tertentu seperti stainless steel 304 L yang memiliki kadar karbon rendah sehingga perlu dilakukan perlakuan material lebih lanjut seperti misalnya di anil sehingga kurang cocok untuk dijadikan bahan untuk aplikasi medis. Sehingga dengan potensi elongasi tinggi, stainless steel 304 sangat bagus untuk perangkat medis (Medical Application of

Stainless Steel). Berikut akan dijelaskan perbedaan antara stainless steel 316 L dengan stainless steel 304.

Tabel 2.3 Komposisi Kimia Material *Stainless Steel* (*Materials Application Series, Vol 5*)

% Komposisi Material	C	Si	Mn	P	S	N	Cr	M o	Ni
Stainless Steel 304	≤ 0,07	≤ 1,00	≤ 2,00	0,0 45	≤ 0,015	≤ 1,00	17, 50	-	8, 0
Stainless Steel 316L	≤ 0,03	≤ 1,00	≤ 2,00	0,0 45	≤ 0,015	≤ 0,11	16, 50	2,0	10

Tabel 2.4 Data sifat mekanik stainless steel 304 (Atlas Grade 304)

No	Properti material	Nilai	Satuan
1	Modulus Young	193.000	MPa
2	Poison Ratio	0.3	
3	Bulk Modulus	160.830	Pa
4	Shear Modulus	74.231	Pa
5	Tensile Yield Strength	205	MPa
6	Compressive Yield Strength	215	Mpa
7	Tensile Ultimate Strength	505	MPa

Tabel 2.5 Data sifat mekanik stainless steel 316 L (Atlas Grade 316 L)

No	Properti material	Nilai	Satuan
1	Modulus Young	193	MPa
2	Poison Ratio	0.3	
3	Bulk Modulus	160.830	Pa
4	Shear Modulus	74.231	Pa
5	Tensile Yield Strength	170	MPa
6	Compressive Yield Strength	235	Mpa
7	Tensile Ultimate Strength	560	MPa

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

No.	Implan	Keuntungan	Kerugian
1.	<i>Modular</i> Ti ₆ Al ₄ V / CoCrMo (<i>porous</i>)	<ul style="list-style-type: none"> • Lebih mudah untuk mencocokkan dengan pasien. • Memiliki modulus yang rendah. • Penggunaan lapisan dapat dihindarkan. 	<ul style="list-style-type: none"> • Korosi celah pada bagian sambungan. • Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun dirancang berdasar kebutuhan operasi. • Butuh waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang.
2.	CoCrMo (<i>smooth</i>)	<ul style="list-style-type: none"> • Ketahanan penggunaan tinggi. • Toleransi pembedahan yang tinggi. 	<ul style="list-style-type: none"> • Bisa menyebabkan reaksi jaringan. • Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun memiliki modulus yang tinggi.
3.	CoCrMo (<i>porous</i>)	<ul style="list-style-type: none"> • Ketahanan penggunaan yang tinggi. • Tidak diperlukan lapisan untuk membuatnya menyatu dengan femur. 	<ul style="list-style-type: none"> • Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun. • Modulus yang tinggi. • Butuh waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang.
4.	Ti ₆ Al ₄ V (<i>smooth</i>)	<ul style="list-style-type: none"> • Toleransi pembedahan yang lebih besar. • <i>Toxicity</i> sangat rendah. 	<ul style="list-style-type: none"> • Ketahanan penggunaan yang rendah • kemungkinan adanya reaksi jaringan.
5.	Ti ₆ Al ₄ V (<i>porous</i>)	<ul style="list-style-type: none"> • Tidak diperlukan lapisan untuk membuatnya menyatu dengan femur • Modulus yang rendah • <i>Toxicity</i> sangat rendah 	<ul style="list-style-type: none"> • Ketahanan penggunaan yang rendah • Butuh waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang
6.	SS 316 L dan SS 304 (<i>smooth</i>)	<ul style="list-style-type: none"> • Harga murah dan mudah untuk diproduksi • Toleransi pembedahan besar • Banyak penelitian mendalam tentang spesimen ini 	<ul style="list-style-type: none"> • Mudah mengalami retak lelah • Modulus sangat tinggi • Memungkinkan adanya reaksi jaringan

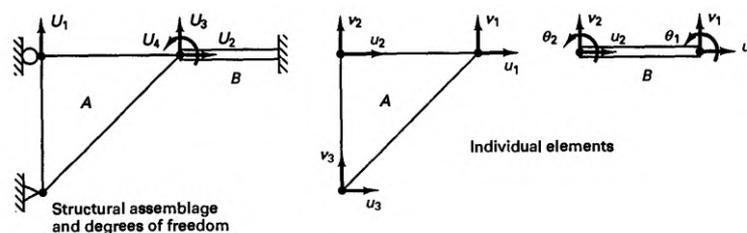
2.6 Metode Elemen Hingga

Metode elemen hingga pada awalnya dikembangkan untuk memecahkan masalah yang kompleks dalam *problem engineering*, tetapi saat ini digunakan untuk berbagai masalah yang berbeda seperti perpindahan panas, aliran fluida, medan listrik, dan lainnya. Cara FEM bekerja adalah untuk membagi struktur menjadi bagian-bagian, masing-masing dengan geometri sederhana dengan alasan lebih mudah untuk menganalisa struktur asli. Elemen-elemen yang terhubung satu sama lainnya disebut node. Dengan begitu, dalam serangkaian banyak perhitungan sederhana, solusi dapat ditemukan sebagai bentuk pendekatan struktur kompleks, tergantung pada kelas atau tingkat penyederhanaan pada model FEM. Masalah FEM untuk beberapa elemen dirumuskan sebagai $[K]d = f$, dimana $[K]$ 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 (Jurgen Bathe, 1967)

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, sub-struktur 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-elemen lain, dimana sifat elastis dari elemen yang akhirnya diperhatikan, 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

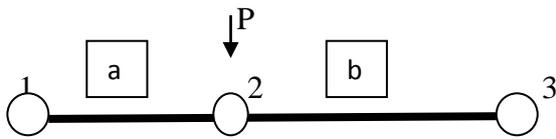
setiap elemen dalam struktur didefinisikan secara lokal dalam bentuk matriks, kemudian elemen disatukan secara global melalui node ke dalam system matriks secara keseluruhan. Kemudian penerapan beban dan kondisi batas ditentukan melalui operasi matriks, nilai dari semua perpindahan derajat kebebasan 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 (Sunnarsjö, 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). Ketika gaya diterapkan pada benda, maka akan terjadi deformasi (u, v, w), akibat gaya tersebut, maka terdapat gaya reaksi pada benda sehingga menimbulkan momen karena benda mengalami rotasi sebagai akibat gaya yang saling tegak lurus. Sehingga hubungan momen dengan deformasi dinyatakan dalam bentuk sudut (θ)



Gambar 2.17 Struktur elemen dan struktur assembly

$$\mathbf{K}_A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} & a_{15} & a_{16} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} & a_{25} & a_{26} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} & a_{35} & a_{36} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} & a_{45} & a_{46} \\ a_{51} & a_{52} & a_{53} & a_{54} & a_{55} & a_{56} \\ a_{61} & a_{62} & a_{63} & a_{64} & a_{65} & a_{66} \end{bmatrix} \begin{matrix} u_1 \\ v_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ u_3 \\ v_3 \end{matrix}$$

$$\mathbf{K}_B = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} & b_{14} & b_{15} & b_{16} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} & b_{24} & b_{25} & b_{26} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} & b_{34} & b_{35} & b_{36} \\ b_{41} & b_{42} & b_{43} & b_{44} & b_{45} & b_{46} \\ b_{51} & b_{52} & b_{53} & b_{54} & b_{55} & b_{56} \\ b_{61} & b_{62} & b_{63} & b_{64} & b_{65} & b_{66} \end{bmatrix} \begin{matrix} u_1 \\ v_1 \\ \theta_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ \theta_2 \end{matrix}$$



Kekakuan elemen :

$$\text{Elemen a } [K_a] = \frac{EA}{L} \begin{vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{vmatrix}$$

$$\text{Elemen b } [K_b] = \frac{EA}{L} \begin{vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{vmatrix}$$

Kekakuan struktur

$$\text{Elemen a } = \{f_a\} = [K_a] \{d_a\} = \begin{bmatrix} Ka_{11} & Ka_{12} \\ Ka_{21} & Ka_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \end{Bmatrix}$$

$$\text{Elemen b } = \{f_b\} = [K_b] \{d_b\} = \begin{bmatrix} Kb_{11} & Kb_{12} \\ Kb_{21} & Kb_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \end{Bmatrix}$$

Pada node 1 (elemen a pangkal) gaya yang terjadi adalah :

$$f_1 = Ka_{11} d_1 + Ka_{12} d_2$$

Pada node 2 (elemen a ujung, b awal) gaya yang terjadi adalah :

$$f_2 = Ka_{21} d_1 + Ka_{22} d_2$$

$$f_2 = Kb_{11} d_1 + Kb_{12} d_2$$

Pada node 3 (elemen a ujung, b awal) gaya yang terjadi adalah :

$$f_3 = Kb_{21} d_1 + Kb_{22} d_2$$

Secara keseluruhan ditulis

$$\text{Node 1 : } f_1 = Ka_{11} d_1 + Ka_{12} d_2 + \dots d_3$$

$$\text{Node 2 : } f_2 = Ka_{21} d_1 + (Ka_{22} + Kb_{11}).d_2 + Kb_{12} d_3$$

$$\text{Node 3 : } f_3 = 0 \quad Kb_{21} d_2 + Kb_{22} d_3$$

$$\begin{Bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{Bmatrix} = [Ka] \{d_u\} = \begin{bmatrix} Ka_{11} & Ka_{12} & 0 \\ Ka_{21} & Ka_{22} + Kb_{11} & Kb_{12} \\ 0 & Kb_{21} & Kb_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{Bmatrix}$$

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

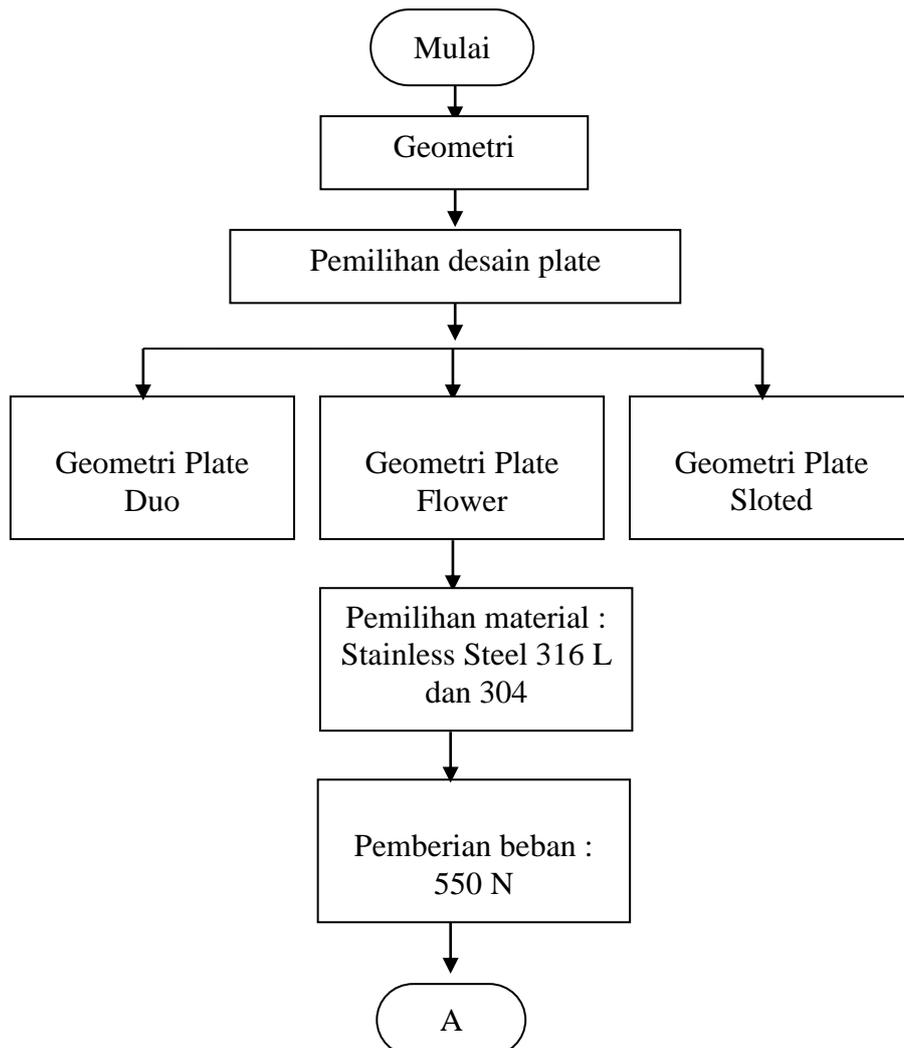
3.1 Bahan dan Alat

Bahan-bahan dan peralatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. AutoCAD 18.1 pada penelitian ini adalah software untuk membuat desain tulang kemudian hasilnya akan di import ke software ANSYS 15 *workbench*.
2. ANSYS 15 *workbench* merupakan suatu perangkat lunak komputer yang mampu menyelesaikan persoalan-persoalan elemen hingga dari pemodelan hingga analisis dengan keakuratan yang cukup tinggi.

3.2 Diagram Alir Percobaan

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



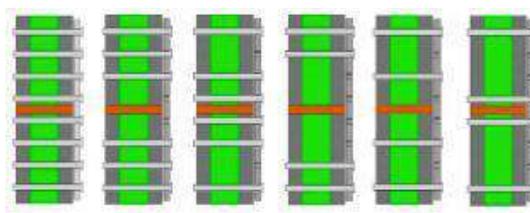


Gambar 3.1 Diagram alir penelitian

3.3 Prosedur Penelitian

3.3.1 Pemodelan *Plate*

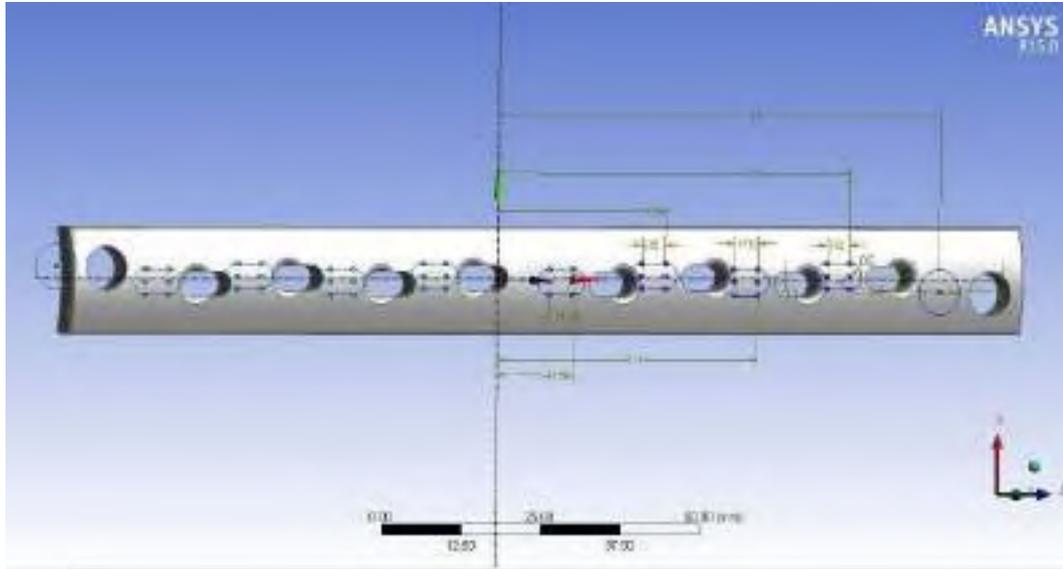
Pemodelan *plate* menggunakan 3 jenis *plate* yaitu *plate duo*, *flower*, dan *sloted* (seperti yang ditunjukkan dalam Gambar 3.2). Jenis *plate* ini biasa digunakan dalam pembuatan *bone plate* yaitu pada kasus patah tulang paha. Jenis *plate* tersebut sesuai dengan standar *instrument* dan *implant* oleh AO Foundation yang menjelaskan bahwa desain pada ketiga *plate* tersebut sangat *available* jika menggunakan diameter lubang *screw* 4 mm, 4,5 mm dan 5 mm dengan variasi jumlah lubang yaitu 5, 7, 9, dan 13 pada kedua sisi *plate* yaitu kiri dan kanan. Pada penelitian ini diameter lubang yang digunakan 3 mm, 4 mm, dan 5 mm. Variasi jumlah lubang yaitu 8 lubang dengan posisi lubang yang diberi *screw* (seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.2)



Gambar 3.2 Posisi lubang *plate* yang diberi *screw*

Penggambaran *plate* dilakukan pada perangkat lunak ANSYS 15.0 *workbench* dengan mengikuti ukuran dan geometri dari desain kontrol yang dibuat oleh

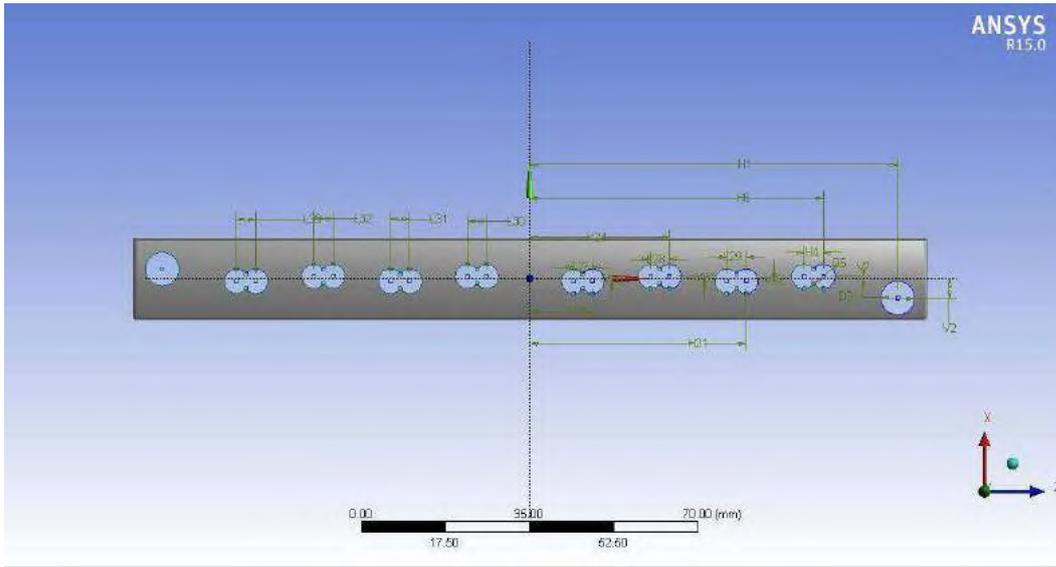
seorang dokter di Rumah Sakit Dokter Sutomo Surabaya. Hasil dari penggambaran *plate* kontrol ditunjukkan pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3 Desain *plate* kontrol (*sloted*)

Tabel 3.1 Geometri dan dimensi *plate* kontrol

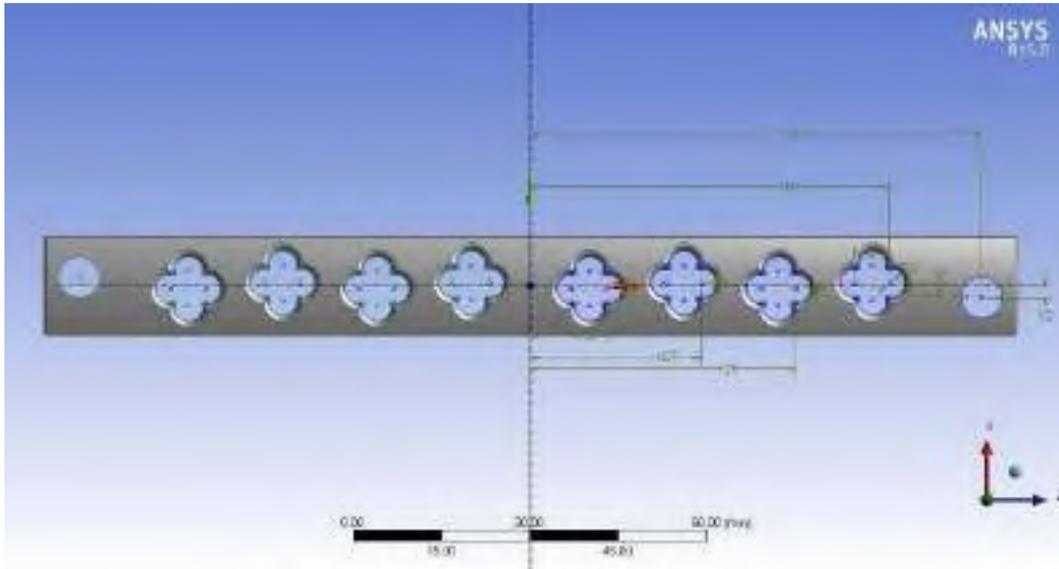
No	Bagian <i>Plate</i>	Ukuran (mm)
1	D3	7
2	D5	4
3	H1	76.5
4	H11	45
5	H12	4
6	H14	4
7	H15	13
8	H4	4
9	H6	61
10	H8	29
11	H9	4
12	V13	0.5
13	V2	2
14	V7	0.5



Gambar 3.4 Desain *plate duo*

Tabel 3.2 Geometri dan dimensi *plate duo*

No	Bagian Plate	Ukuran (mm)
1	D3	7
2	D5	5
3	H1	76.5
4	H21	45
5	H24	29
6	H25	13
7	H4	4
8	H6	61
9	L27	4
10	L28	4
11	L29	4
12	L30	4
13	L31	4
14	L32	4
15	L33	4
16	V2	4
17	V22	0.5
18	V23	0.5
19	V26	0.5
20	V7	0.5



Gambar 3.5 Desain *plate flower*

Tabel 3.3 Geometri dan dimensi *plate flower*

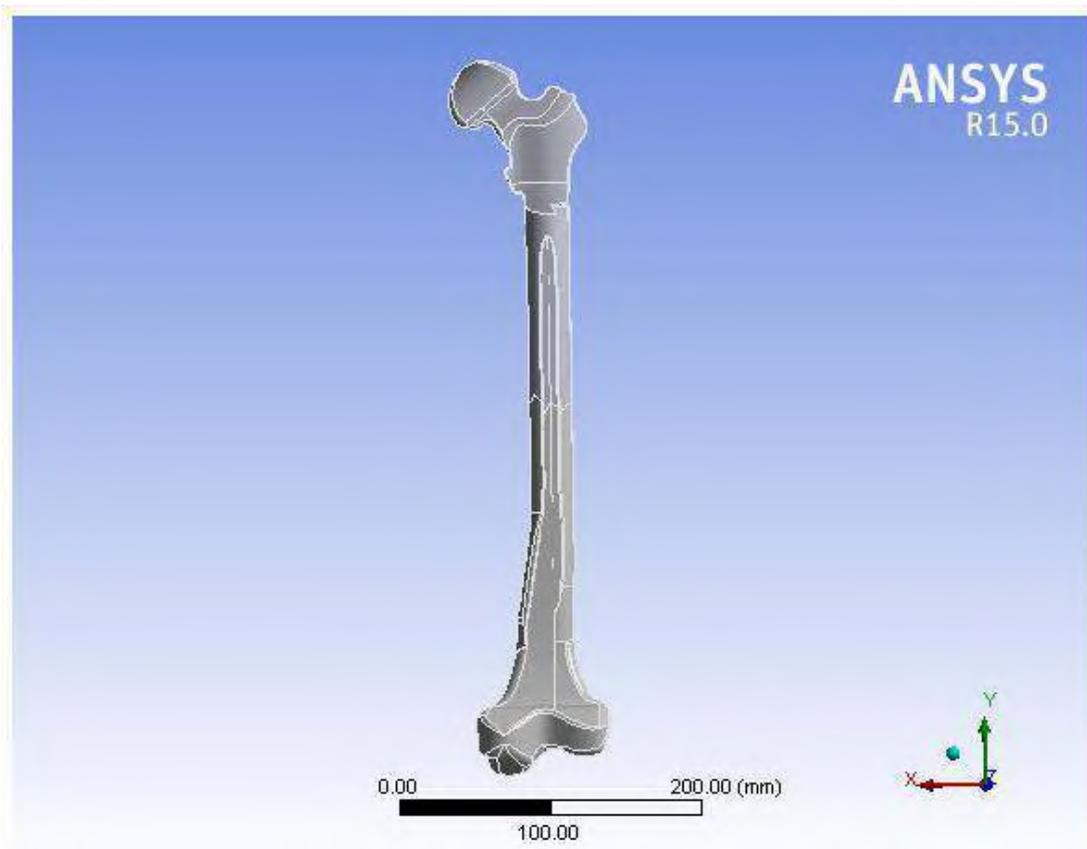
No	Bagian Plate	Ukuran (mm)
1	D3	7
2	D5	5
3	H1	76.5
4	H26	45
5	H27	29
6	H29	13
7	H4	6
8	H6	61
9	V2	2
10	V22	0.5
11	V23	0.5
12	V28	0.5
13	V7	0.5

Pada desain plate secara keseluruhan dapat terlihat bahwa pada geometri ujung plate terdapat 2 lubang yang berbeda bentuk lubangnya dari lubang yang lainnya. Lubang plate tersebut digunakan untuk mengunci dengan screw yang lebih besar agar plate yang di implant benar benar tidak longgar ketika

dipasangkan pada tulang. Akan tetapi pemasangan screw yang lebih besar pada 2 lubang plate di ujung ini dilakukan setelah pemasangan screw pada 8 jumlah lubang yang lainnya.

3.3.2 Pemodelan Tulang Paha

Pemodelan tulang paha dalam penelitian ini menggunakan input data geometri yang diperoleh dari jurnal yang ditulis oleh Oshkour, et al. pada tahun 2013. 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 3.6 Model tulang

3.3.3 Properties Material

Pada penelitian ini dilakukan 2 input material yang berbeda, material yang pertama yaitu *stainless steel* 316 L dan 304 yang digunakan sebagai material *bone plate*. Data sifat mekanik material pada tabel 3.4 dan 3.5 dimasukkan kedalam data elastisitas isotropik. Pengujian *stress strain* dilakukan dengan pembebanan didaerah elastik, dimana tegangan yang diberikan tidak boleh melampaui tegangan luluh dari material. Tabel 3.4 dan 3.5 merupakan data mekanik dari *stainless steel* 316 L dan 304.

Tabel 3.4 Data sifat mekanik *stainless steel* 304 (Atlas Grade 304)

No	Properti material	Nilai	Satuan
1	Modulus Young	193.000	MPa
2	Poison Ratio	0.3	
3	Bulk Modulus	160.830	Pa
4	Shear Modulus	74.231	Pa
5	Tensile Yield Strength	205	MPa
6	Compressive Yield Strength	215	Mpa
7	Tensile Ultimate Strength	505	MPa

Tabel 3.5 Data sifat mekanik *stainless steel* 316 L (Atlas Grade 316 L)

No	Properti material	Nilai	Satuan
1	Modulus Young	193	MPa
2	Poison Ratio	0.3	
3	Bulk Modulus	160.830	Pa
4	Shear Modulus	74.231	Pa
5	Tensile Yield Strength	170	MPa
6	Compressive Yield Strength	235	Mpa
7	Tensile Ultimate Strength	560	MPa

Dari tabel data mekanik tersebut kemudian di-input semua data material yang digunakan ke ansys workbench 15.0.

Property	Value	Unit
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modu...	
Young's Modulus	1.93E+05	MPa
Poisson's Ratio	0.3	
Bulk Modulus	1.6083E+11	Pa
Shear Modulus	7.4231E+10	Pa
Alternating Stress Mean Stress	Tabular	
Strain-Life Parameters		
Tensile Yield Strength	215	MPa
Compressive Yield Strength	215	MPa
Tensile Ultimate Strength	505	MPa
Compressive Ultimate Strength	0	Pa

Gambar 3.7 Material properties 304 yang di-input

Property	Value	Unit
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modu...	
Young's Modulus	1.93E+05	MPa
Poisson's Ratio	0.3	
Bulk Modulus	1.6083E+11	Pa
Shear Modulus	7.4231E+10	Pa
Alternating Stress Mean Stress	Tabular	
Strain-Life Parameters		
Tensile Yield Strength	235	MPa
Compressive Yield Strength	235	MPa
Tensile Ultimate Strength	500	MPa
Compressive Ultimate Strength	0	Pa

Gambar 3.8 Material properties 316 L yang di-input

Tulang kompak memiliki porositas 5-30% dan tulang cancellous sekitar 30-90%, yang merupakan proporsi volume yang ditempati oleh jaringan nonmineralized. Persyaratan utama dalam tulang yaitu kuat tekan, dan yang paling penting faktor kuat tekan adalah tingkat mineralisasi. Kehilangan mineralisasi dapat meningkatkan risiko patah tulang. Kuat tekan tulang kortikal bervariasi, berada di sekitar 200 MPa untuk femur dan modulus elastisitas sekitar 17 Gpa.

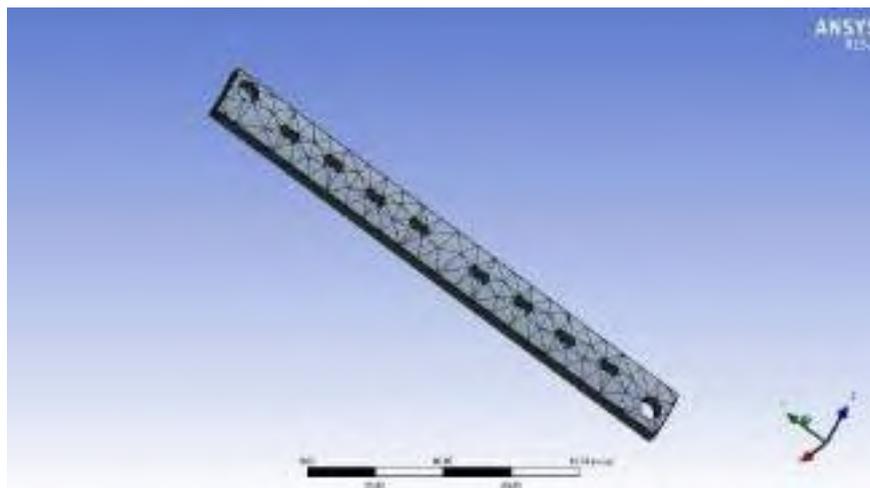
Tulang cancellous jauh lebih lemah dan hasil yang diperoleh memiliki variasi tergantung pada lokasi tulang. Kekuatan tekan dari 0,15-27 MPa dan modulus elastisitas 50-350 MPa. Tabel 2.1 dan Tabel 2.2 menunjukkan sifat mekanik tulang manusia.

Tabel 3.6 Data sifat mekanik tulang femur (Sentil Maharaj, 2013)

Sifat mekanik tulang	Young Modulus (GPa)	Compressive Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Density (g/cm ³)	Poison Ratio
Cortical Bone	3.8-11.7	88-164	82-114	1.7-2.0	0.3
Cancellous Bone	0.2-0.5	23	10-20	1.7-2.0	0.3

3.3.4 Meshing

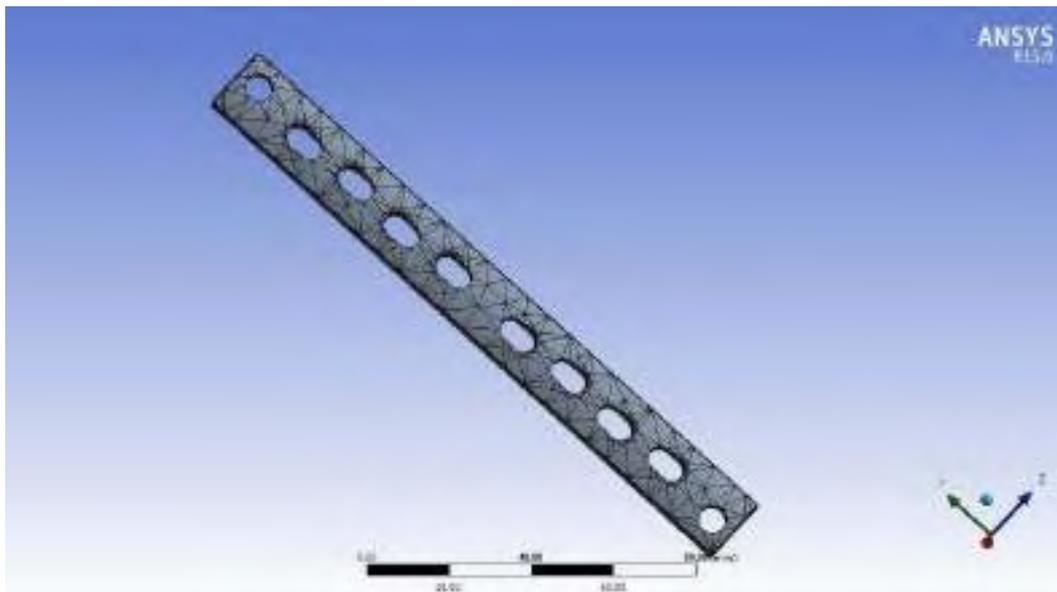
Metode meshing yang digunakan pada model *bone plate* adalah metode *mesh* dengan ukuran tertentu. Untuk desain *bone plate duo*, *flower*, dan *slotted* masing-masing menggunakan *fine mesh*. Berikut merupakan gambar hasil meshing tiap model *bone plate* gambar 3.6 dan 3.7



Gambar 3.9 Hasil meshing desain *plate duo*



Gambar 3.10 Hasil meshing desain *plate flower*



Gambar 3.11 Hasil meshing desain *plate duo*

Pada laporan penelitian ini, hanya menyajikan data mengenai plate dan assembly yang dipasangkan dengan screw diameter 4,5 mm karena penulis melakukan simulasi pertama kali sebagai rujukan untuk diameter screw yang lainnya. Setelah

menemukan hasil terbaik dari diameter screw 4,5 mm, penulis selanjutnya melakukan simulasi diameter screw 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm (dapat dilihat pada lampiran A sampai lampiran I)

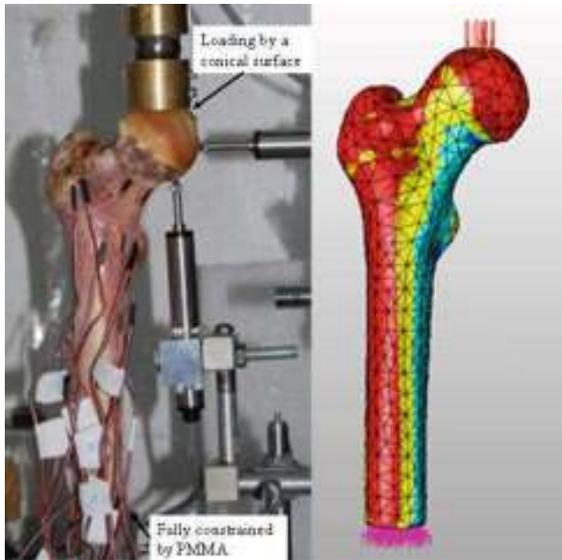
3.3.5 Pemberian Beban

Sebelum dilakukan simulasi *stress*, *strain* dan *total deformation*, perlu dilakukan simulasi statis dan dinamis pada desain. Simulasi statis dan dinamis dilakukan dengan memberikan beban searah pada ketiga desain plate yaitu *plate duo*, *plate flower* dan *plate sloted*. Ketiga desain tersebut masing masing memiliki variasi letak posisi *screw* pada lubang *plate* dengan diameter *screw* 4,5 mm. Material yang digunakan adalah *stainless steel* 316 L dan 304. Asumsi gaya negatif adalah ketika tulang yang sudah di *assembly* menerima gaya tekan dimana $F_y = -550$ N. Gaya tersebut berasal dari beban di separuh tulang panggul. Sehingga total kedua panggul menjadi 110 kg. Desain ini dikatakan bias dipakai untuk berat badan orang 55 kg sampai 110 kg. Kemudian dilakukan plot tegangan *von misses* untuk mengetahui daerah yang kritis dan tegangan tertinggi. *Elastic strain* untuk mengetahui pertambahan panjang yang terjadi pada *plate* maupun *assembly* secara keseluruhan ketika diberi beban. *Total deformation* untuk mengetahui berapa besar deformasi yang terjadi pada masing masing desain *plate* dengan variasi posisi berbeda ketika gaya diterapkan. Analisis statis *plate duo* tersebut dengan menggunakan dua material yaitu *stainless* 316 L dan 304. Hasil analisisnya untuk membandingkan ketiga desain optimum dari masing masing variasi posisi pada material 316 L dan 304.

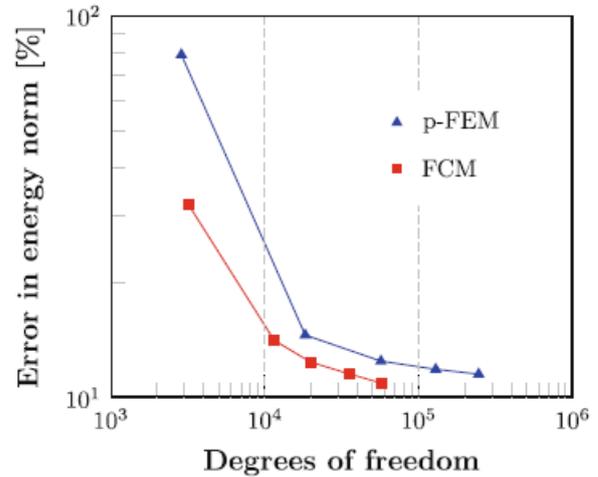
3.3.6 Validasi

Metode eksperimen bisa didekatkan dengan metode analitik berdasarkan Ruess et al, 2011. Prinsip dasar dari FCM (*Finite Cell Method*) secara singkat dijelaskan untuk analisis. Ruess menyajikan teori dasar perbandingan FEM sebagai analisis referensi yang baik. Kemudian hasil FCM dan FEM dibandingkan dengan percobaan *in vitro* pada femur orang yang sudah meninggal. Hasil kedua metode tersebut berupa displacement terhadap regangan dan korelasi

data keduanya sangat linier sehingga dapat dipastikan bahwa metode eksperimen dengan metode analitik ini dapat dijadikan nilai validasi yang sesuai.



(a)



(b)

Gambar 3.12 a) Pemberian beban kompresi pada tulang asli, b) korelasi data linier antara FEM dan FCM

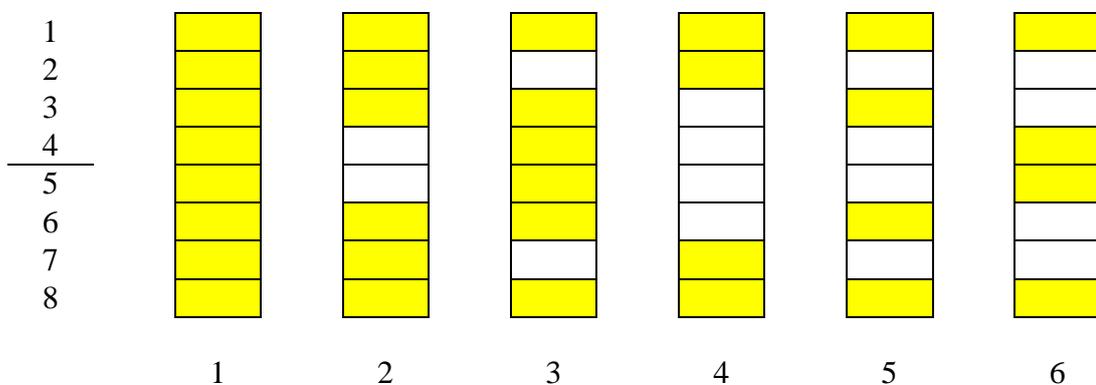
Pada gambar a dapat dilihat bahwa penelitian ini dengan penelitian yang dilakukan Ruess, et al, 2011 terdapat kesamaan yaitu beban yang diberikan adalah beban tekan (kompresi), tulang yang digunakan juga merupakan tulang femur, letak pemberian beban juga terdapat kesamaan. Sementara pada gambar b dibuat grafik perbandingan antara FCM dan FEM yaitu deformasi terhadap *strain*, menghasilkan korelasi data yang hampir sama, sehingga ini membuktikan bahwa metode eksperimen yang rumit dapat diselesaikan dengan metode elemen hingga yang kemudian dapat dijadikan referensi oleh penulis sebagai bahan validasi.

BAB IV

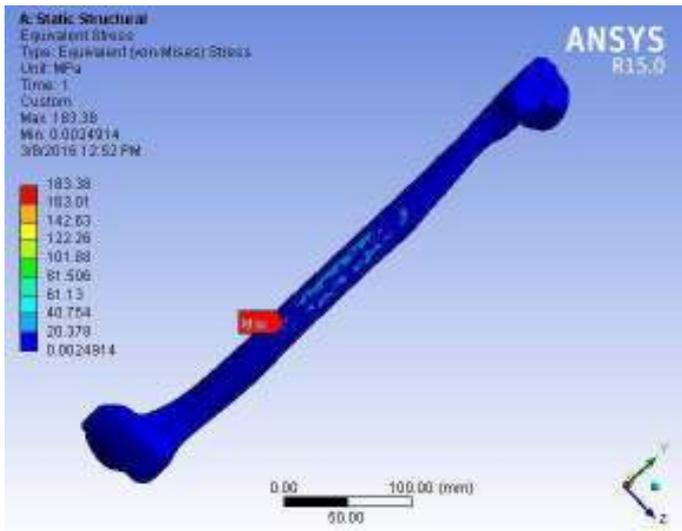
ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Analisa Statik

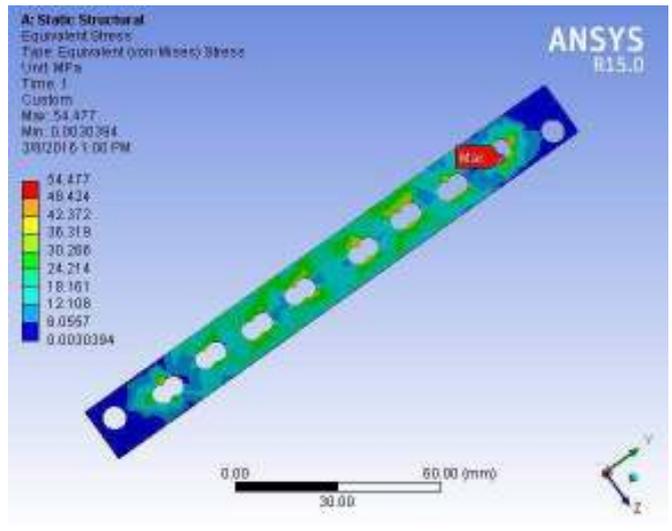
Sebelum dilakukan simulasi *stress*, *strain* dan *total deformation*, perlu dilakukan simulasi statis dan dinamis pada desain. Simulasi statis dan dinamis dilakukan dengan memberikan beban searah pada ketiga desain plate yaitu *plate duo*, *plate flower* dan *plate sloted*. Ketiga desain tersebut masing masing memiliki variasi letak posisi *screw* pada lubang *plate* dengan diameter *screw* 4,5 mm, 4,0 mm, 3,5 mm, 3,0 mm dan 2,7 mm. Material yang digunakan adalah *stainless steel* 316 L dan 304. Asumsi gaya negatif adalah ketika tulang yang sudah di *assembly* menerima gaya tekan dimana $F_y = -550$ N. Gaya tersebut berasal dari beban di separuh tulang panggul. Kemudian dilakukan plot tegangan *von misses* ntuk mengetahui daerah yang kritis dan tegangan tertinggi. *Elastic strain* untuk mengetahui pertambahan panjang yang terjadi pada *plate* maupun *assembly* secara keseluruhan ketika diberi beban. *Total deformation* untuk mengetahui berapa besar deformasi yang terjadi pada masing masing desain *plate* dengan variasi posisi berbeda ketika gaya diterapkan. Analisis statis *plate duo* tersebut dengan menggunakan dua material yaitu *stainless* 316 L dan 304. Hasil analisisnya untuk membandingkan ketiga desain optimum dari masing masing variasi posisi pada material 316 L dan 304.



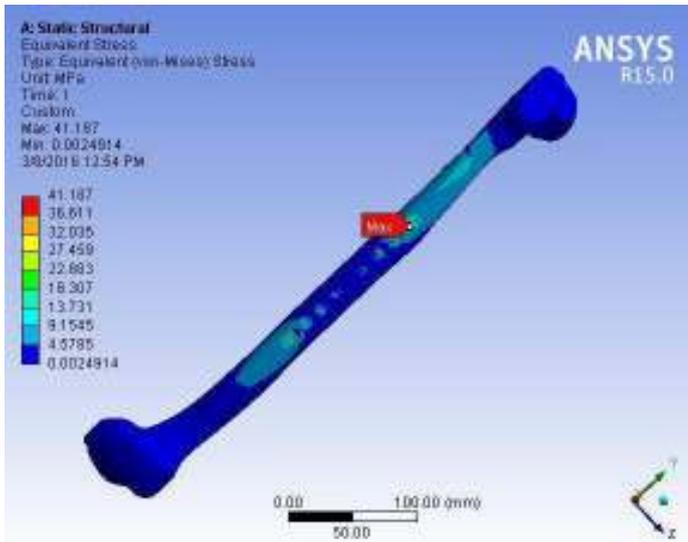
Gambar 4.1 Peletakan posisi *screw* pada *plate*



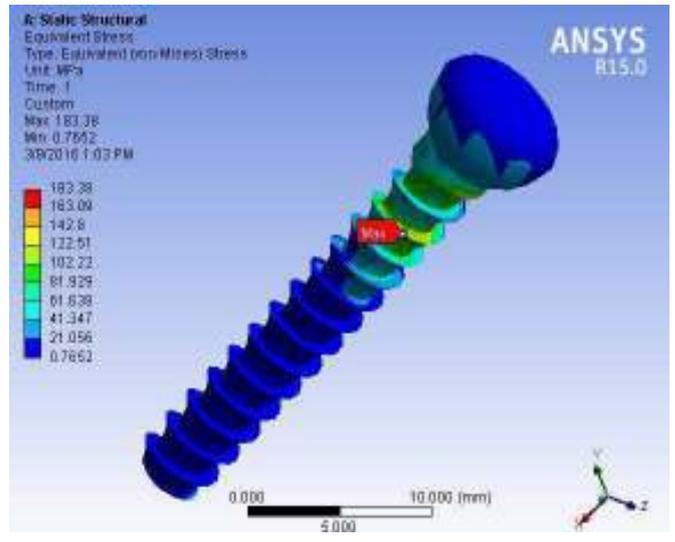
(a)



(b)



(c)



(d)

Gambar 4.2 Distribusi tegangan von Mises *assembly plate slotted* (a) *assembly*, (b) *plate slotted*, (c) *tulang*, dan (d) *screw*

Gambar diatas menjelaskan distribusi tegangan kombinasi *plate slotted* (*assembly*). Gambar (a) menunjukkan distribusi tegangan secara keseluruhan dari komponen penyusun seperti *plate*, *tulang* dan juga *screw*. Nilai distribusi tegangan pada gambar (a) dapat dipecah untuk melihat hasil masing-masing tegangan yang

ada pada komponennya. Sehingga dapat diketahui komponen mana yang memiliki distribusi tegangan tertinggi. Pada gambar diatas yang memiliki tegangan tertinggi diantara keseluruhan adalah screw sehingga gambar (a) dapat diketahui bahwa tegangan tertinggi adalah milik screw. Akan tetapi pada penelitian ini difokuskan pada analisa distribusi tegangan pada plate.

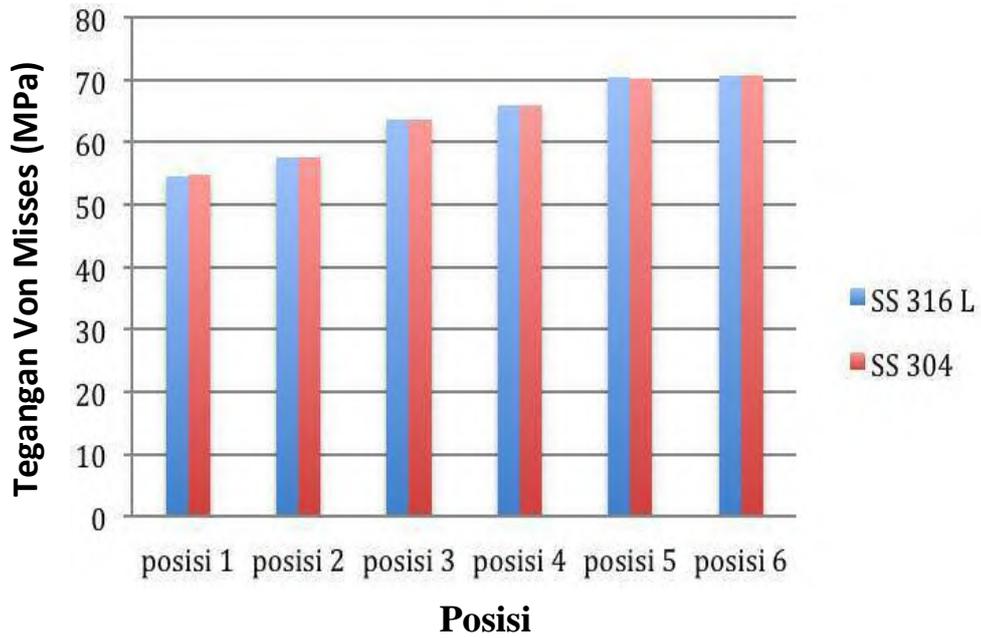
4.1.1 Plate Duo

4.1.1.1 Hasil Analisa Tegangan dan Regangan

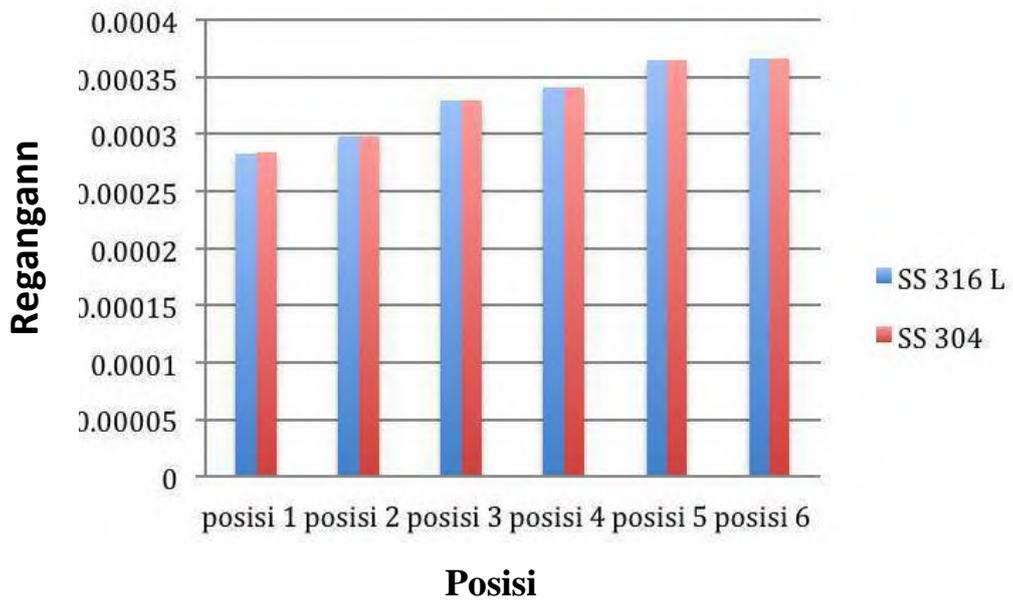
Hasil analisa tegangan dan regangan pada plate duo dengan masing masing variasi posisi pada diameter screw 4,5 mm akan dijelaskan pada diagram batang dibawah untuk melihat perbedaan pada setiap posisi screw. Berdasarkan diagram batang tersebut akan didapatkan hasil berupa nilai tegangan maksimum yang diterima assembly. Posisi yang memiliki nilai tegangan tinggi melebihi yield strength material penyusunnya maka dianggap gagal digunakan sebagai aplikasi *bone plate*. Nilai tegangan akan berbanding lurus dengan regangannya. Gambar 4.5 menunjukkan distribusi tegangan *plate duo* dengan posisi 1 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304. Pada variasi posisi 1 dengan material 304 didapatkan *output* tegangan sebesar 54.760 MPa dan hasil tegangan dengan material 316 L didapatkan tegangan sebesar 54.477 MPa. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil tegangan sebesar 57.576 MPa dan 57.618 MPa. Distribusi tegangan pada posisi 3 untuk material stainless 304 dan 316 L adalah 63,503 MPa dan 63,535 MPa. Gambar 4.6 yaitu posisi 4 sampai posisi 6 untuk material 304 adalah 65,808 MPa, 70.308 MPa dan 70.711 MPa. Hasil tegangan pada material 316 L yaitu 65,834 MPa, 70,314 MPa, dan 70,715 MPa. Tegangan tertinggi pada masing masing posisi ditunjukkan dengan degradasi warna merah yang mengindikasikan bahwa pada daerah tersebut terdapat konsentrasi tegangan tertinggi. Akan tetapi desain plate duo ini apabila di assembly dengan screw dan tulang, nilai tegangannya akan menjadi tinggi. Posisi 1 dan 2 dikategorikan aman dijadikan bone plate tetapi hanya untuk material 304 saja. Data mengenai nilai tegangan plate duo secara keseluruhan komponen terdapat di lampiran A yang

menjelaskan tabel mengenai nilai tegangan dari masing-masing komponen plate, screw dan tulang.

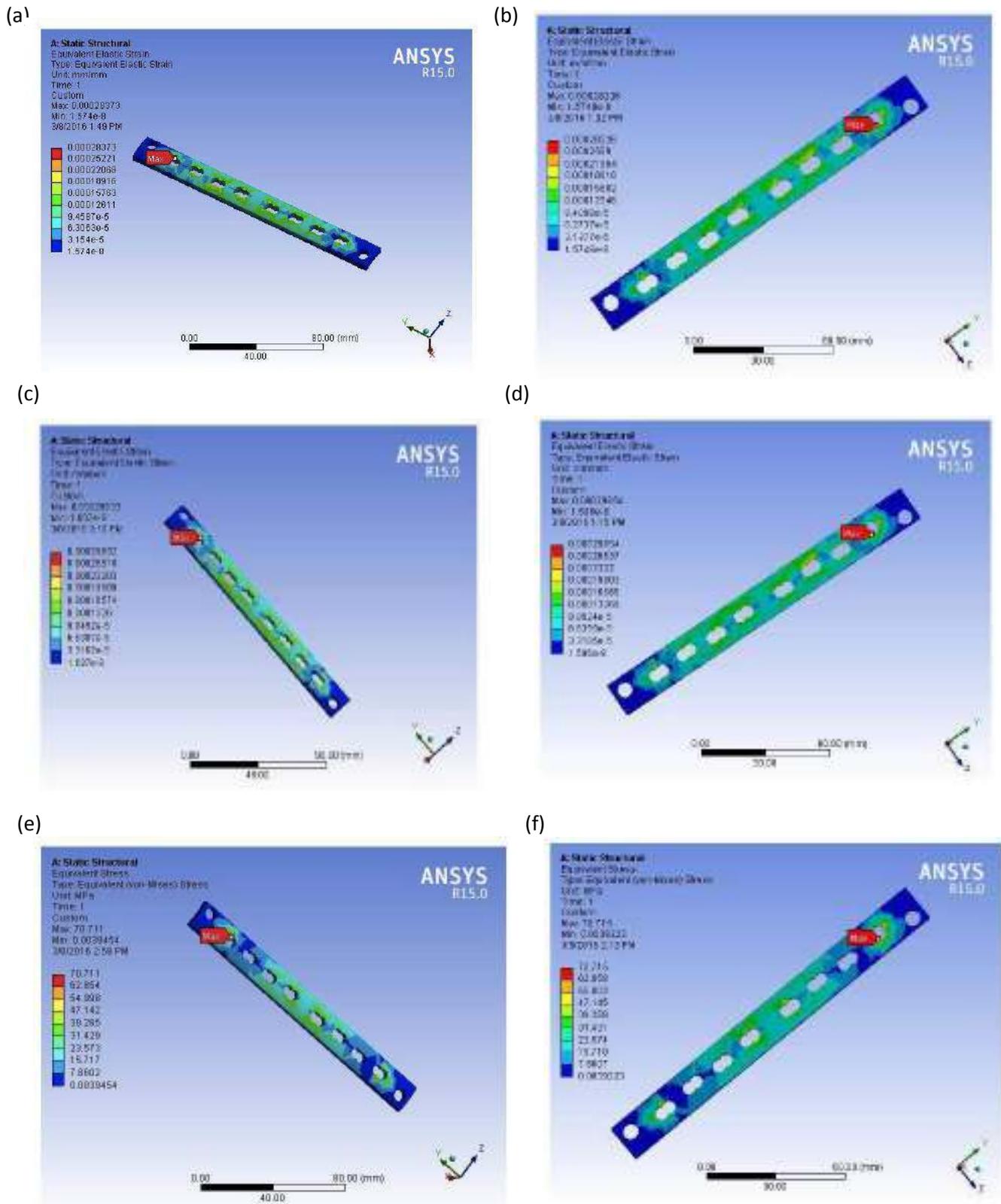
Dari gambar 4.3 terlihat bahwa tegangan tertinggi terjadi pada posisi 6 yaitu 70,715 MPa untuk material 304 dan 70,711 MPa untuk material 316 L. Hal ini disebabkan bahwa jumlah screw yang tidak seluruhnya mengisi lubang plate menyebabkan kestabilan mekanik tidak dapat terdistribusi secara merata. Beban tubuh yang ditopang oleh plate dan screw tidak terdistribusi merata keseluruhan bagian plate. Serta adanya kemungkinan kepala *screw* tidak duduk dengan sempurna pada lubang *plate* sehingga mengalami tegangan yang besar. Hasil regangan *plate duo* dengan posisi 1 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304. Pada variasi posisi 1 dengan material 304 didapatkan *output* regangan sebesar 0,0002837 dan hasil regangan dengan material 316 L didapatkan regangan sebesar 0,00028266. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil tegangan sebesar 0,00029832 dan 0,00029854. Hasil regangan pada posisi 3 untuk material *stainless* 304 dan 316 L adalah 0,00032903 dan 0,00032920. Posisi 4 sampai posisi 6 untuk material 304 adalah 0,00034097, 0,00036429 dan 0,00036638. Hasil regangan pada material 316 L yaitu 0,00073561, 0,00079284, dan 0,00085676. Regangan tertinggi pada masing masing posisi ditunjukkan dengan degradasi warna merah yang mengindikasikan bahwa pada daerah tersebut terdapat regangan tertinggi. Pada posisi 6 yaitu 0,00036638 untuk material 304 dan 0,00036640 untuk material 316 L. Regangan terkecil terjadi pada posisi 1. Nilai regangan plate duo ini berbanding lurus dengan nilai tegangannya.



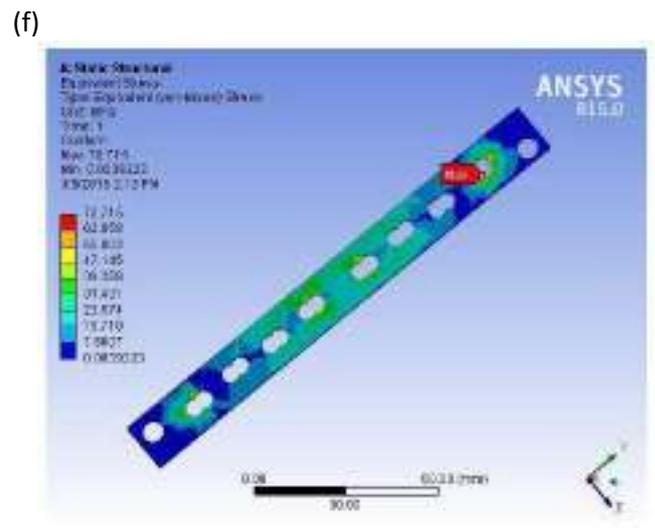
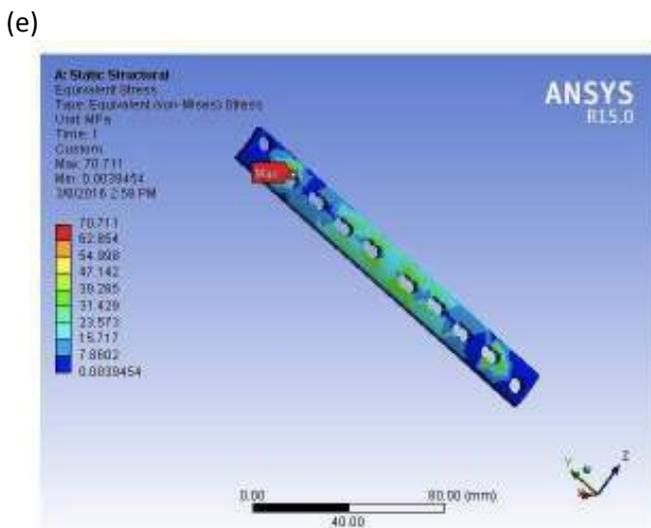
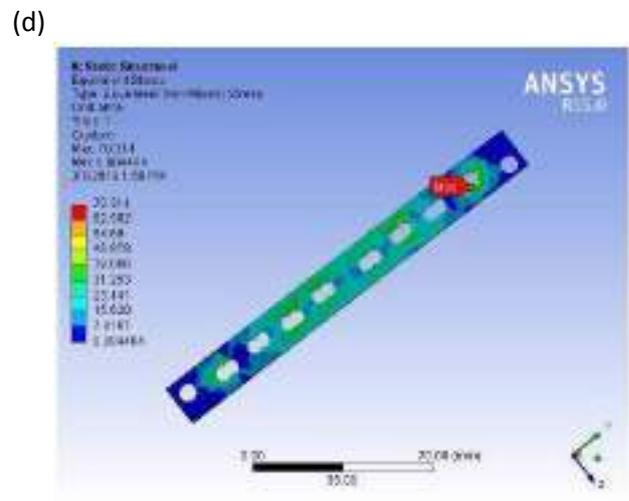
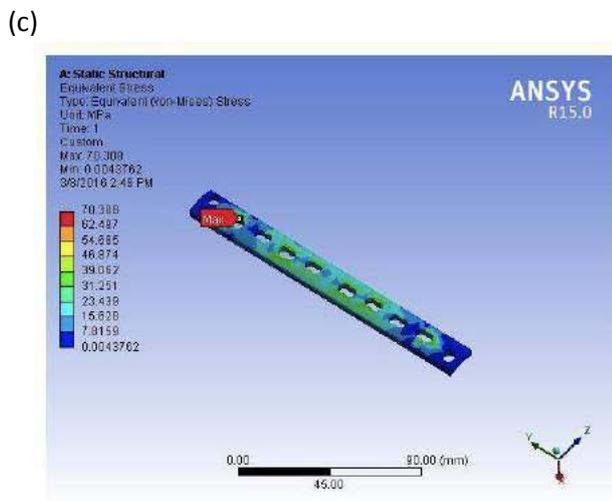
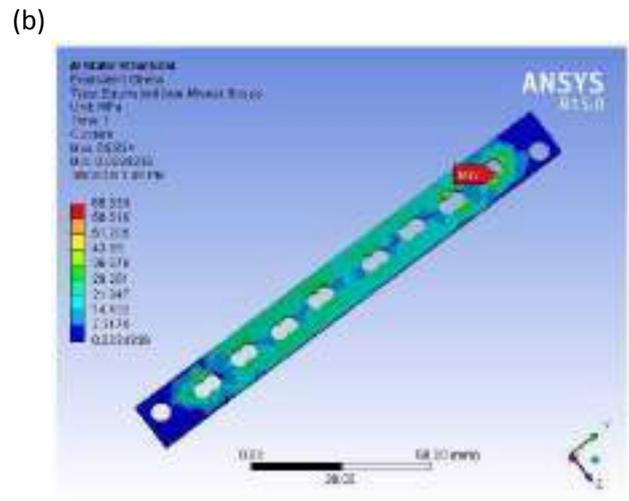
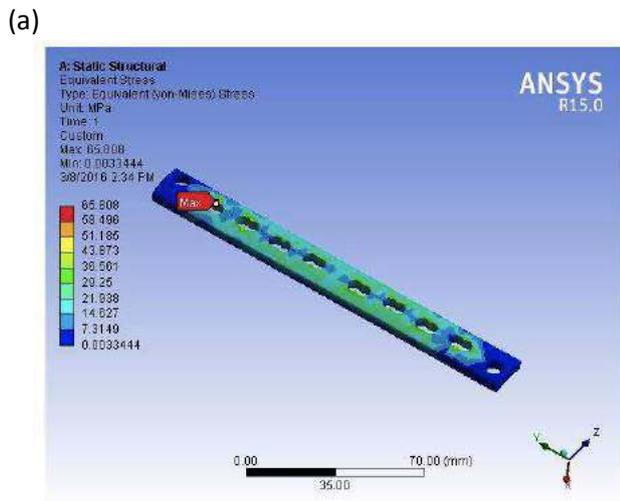
Gambar 4.3 Kurva tegangan *plate duo* diameter *screw* 4,5 mm



Gambar 4.4 Kurva regangan *plate duo* diameter *screw* 4,5 mm

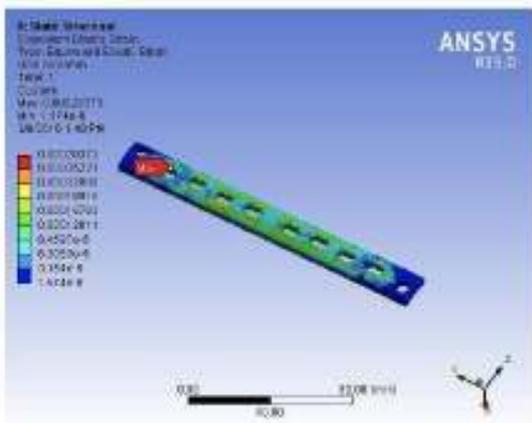


Gambar 4.5 Distribusi tegangan *plate duo stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3

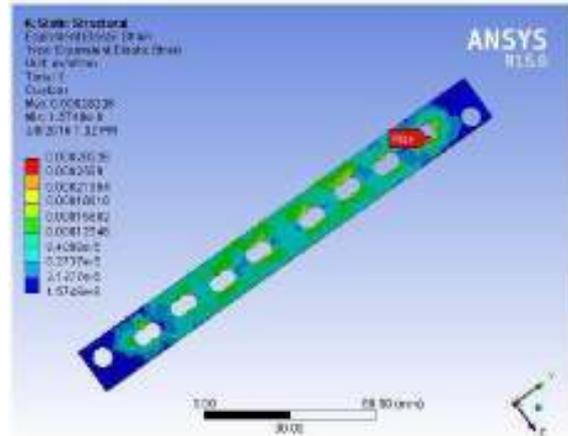


Gambar 4.6 Distribusi tegangan *plate duo stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6

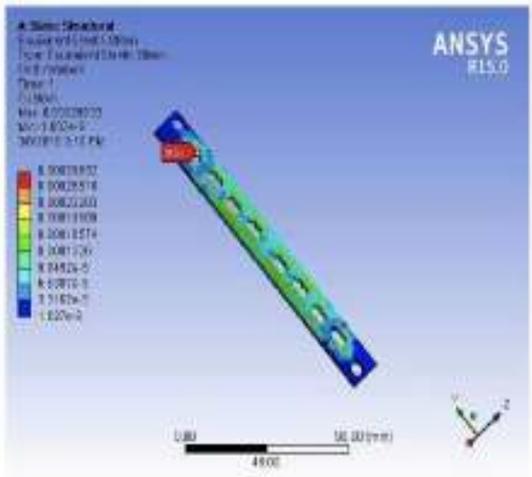
(a)



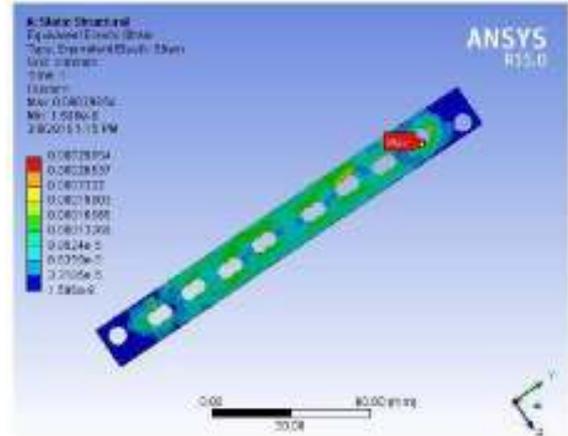
(b)



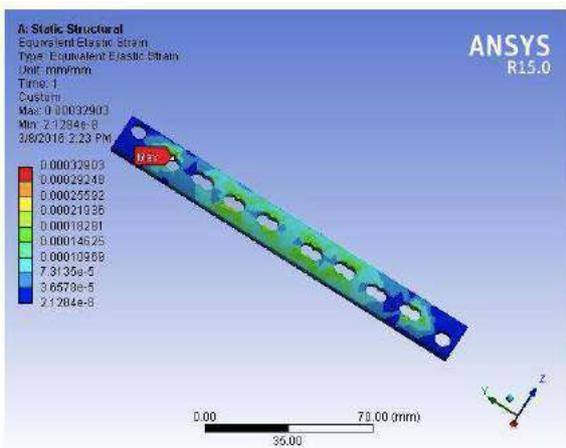
(c)



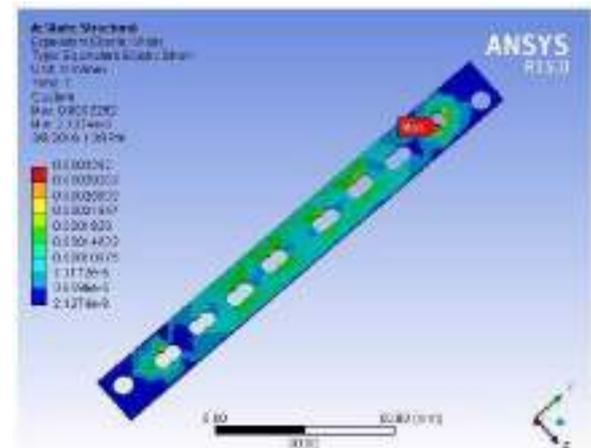
(d)



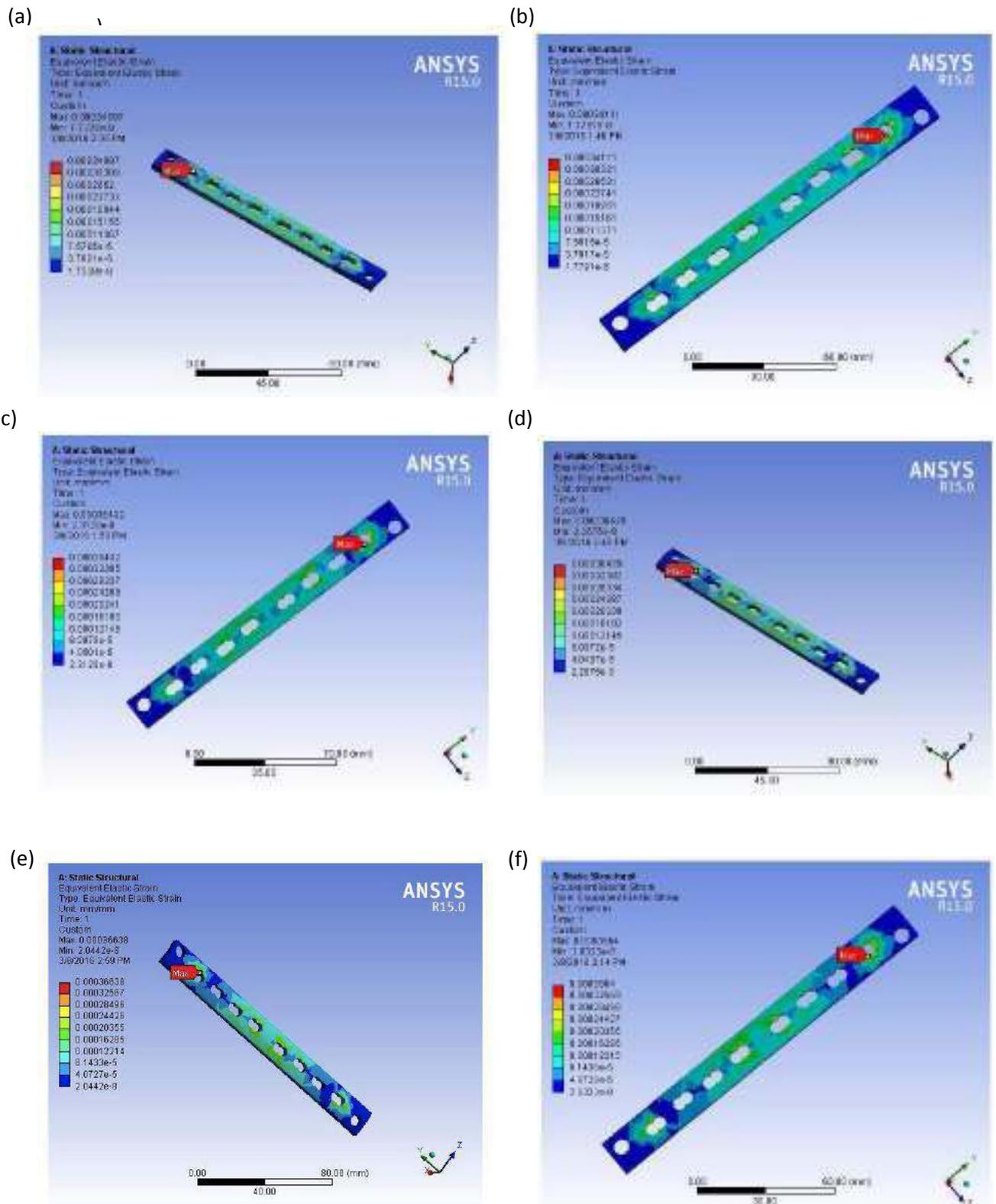
(e)



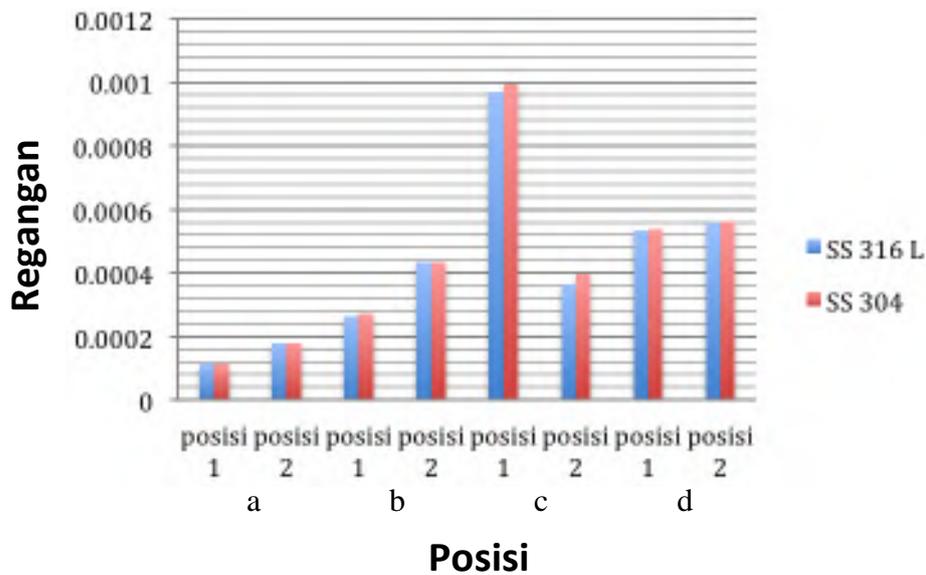
(f)



Gambar 4.7 Distribusi regangan *plate duo stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3



Gambar 4.8 Distribusi regangan *plate duo stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6



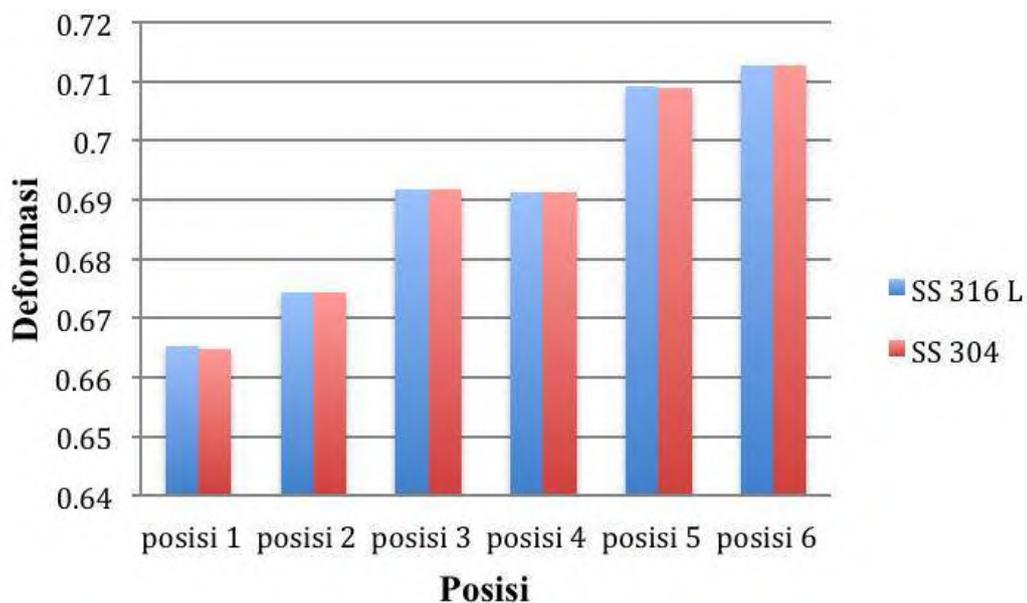
Gambar 4.9 Kurva regangan *plate duo* diameter *screw* (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

Hasil regangan *plate* dengan diameter *screw* 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm didapatkan nilai regangan tertinggi yang terjadi pada diameter *screw* 3,5 mm posisi 1 untuk material 304 dan 316 L. Posisi 2 yang memiliki regangan tertinggi untuk material 304 dan 316 L yaitu diameter *screw* 4,0 mm. Regangan tersebut masih berada dibawah *yield*. Tetapi pada *screw*, regangan yang dihasilkan untuk semua posisi dan diameter berada diatas *yield* sehingga tidak optimum untuk dijadikan desain *bone plate*.

4.1.1.2 Hasil Analisa Deformasi.

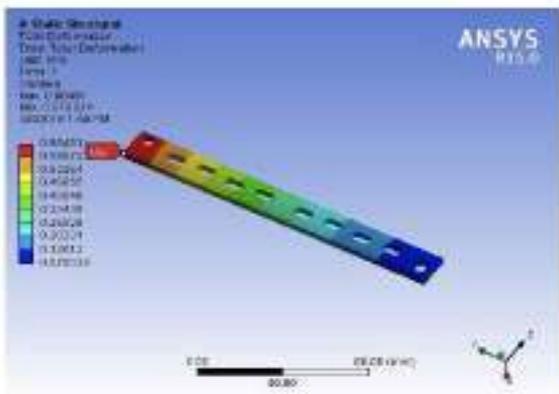
Deformasi untuk diameter *screw* 4,5 mm dijelaskan pada diagram batang dibawah (gambar 4.10). Total deformasi menunjukkan seberapa besar deformasi terjadi ketika *assembly* diberi beban. Deformasi yang terjadi pada *plate* adalah dalam bentuk *plate* melengkung ke arah sumber beban. Dari gambar 4.11 terlihat bahwa deformasi tidak mencapai nilai 1 mm, sehingga bentuk lengkungan itu tidak terlihat. Sama seperti nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan,

pada nilai total deformasi juga nyaris tidak ada perbedaan antara material SS316L dan SS304. Pada dasarnya nilai deformasi yang tidak mencapai 1 mm ini dianggap masih aman untuk dijadikan *bone plate*. Akan tetapi dilihat dari nilai tegangan dapat terlihat jelas variasi posisi yang aman atau tidak aman sebagai aplikasi *bone plate*. Deformasi tertinggi pada masing masing posisi ditunjukkan dengan degradasi warna merah yang mengindikasikan bahwa pada daerah tersebut terdapat deformasi tertinggi. Hasil deformasi *plate duo* dengan posisi 1 ditunjukkan pada gambar 4.12 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304. Pada variasi posisi 1 dengan material 304 didapatkan *output* deformasi sebesar 0,66481 mm dan hasil deformasi dengan material 316 L didapatkan deformasi sebesar 0,66518 mm. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil deformasi sebesar 0,66481 mm dan 0,67443 mm. Hasil deformasi pada posisi 3 untuk material stainless 304 dan 316 L adalah 0,69174 mm dan 0,69181 mm. Gambar 4.11 yaitu posisi 4 sampai posisi 6 untuk material 304 adalah 0,69119 mm, 0,70906 mm dan 0,71264 mm. Hasil deformasi pada material 316 L yaitu 0,69119 mm, 0,70906 mm, dan 0,71264 mm

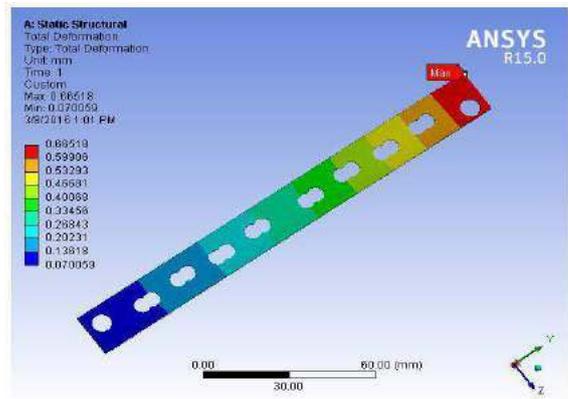


Gambar 4.10 Kurva deformasi *plate duo* diameter *screw* 4,5 mm

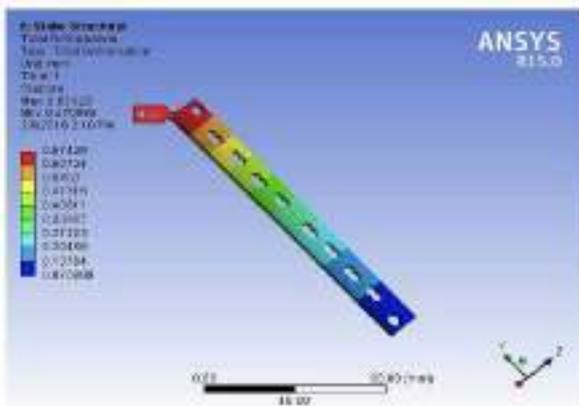
(a)



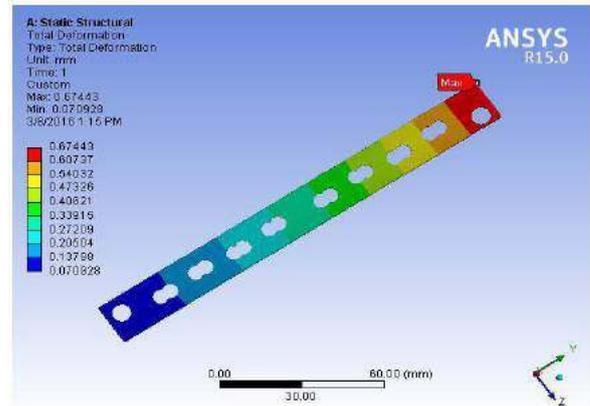
(b)



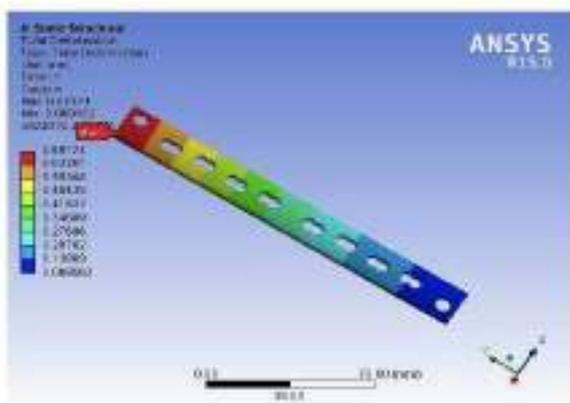
(c)



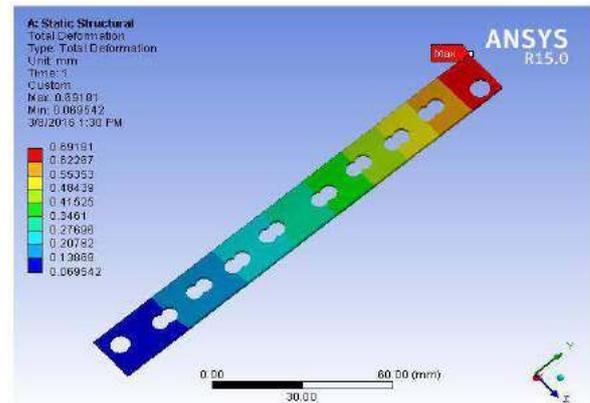
(d)



(e)

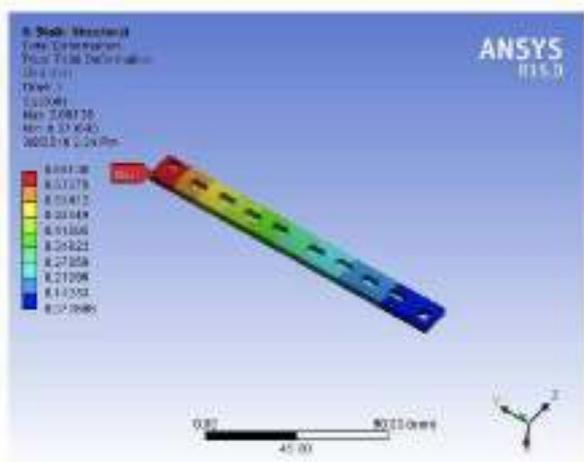


(f)

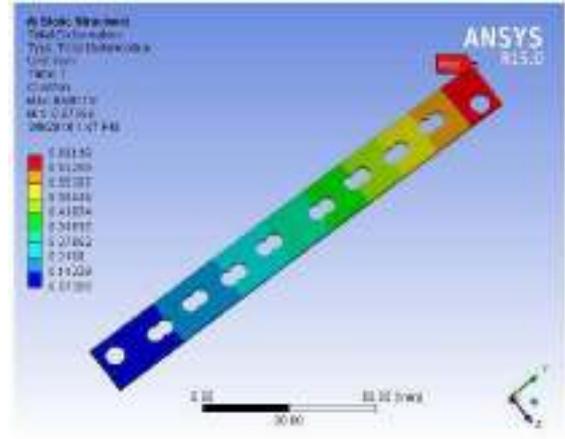


Gambar 4.11 Distribusi deformasi duo stainless steel (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3

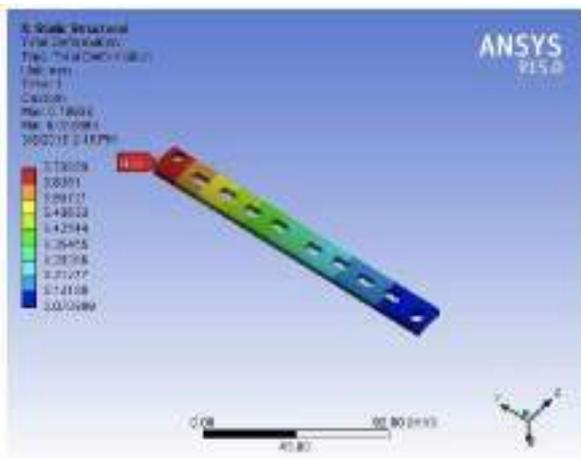
(a)



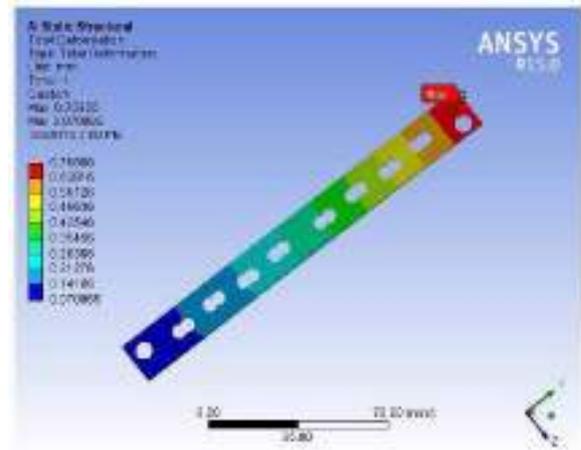
(b)



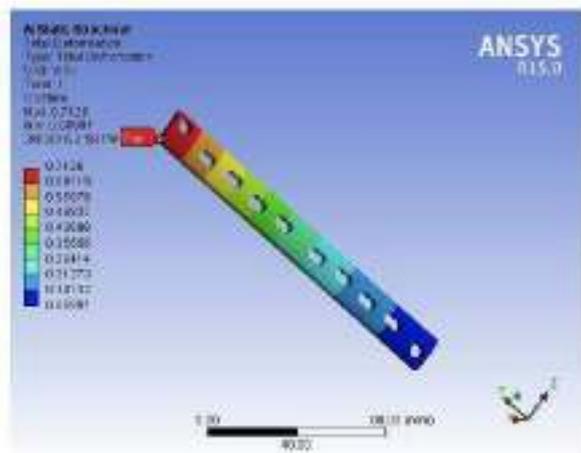
(c)



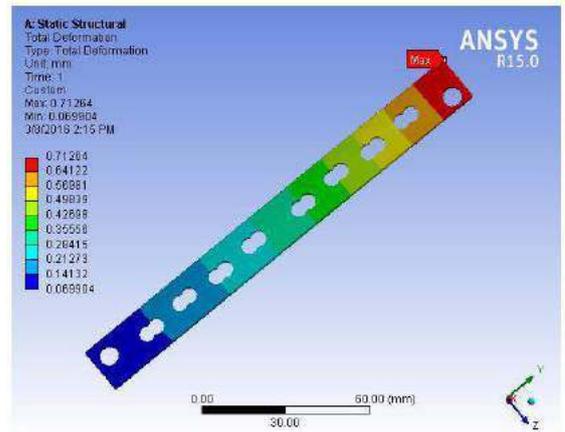
(d)



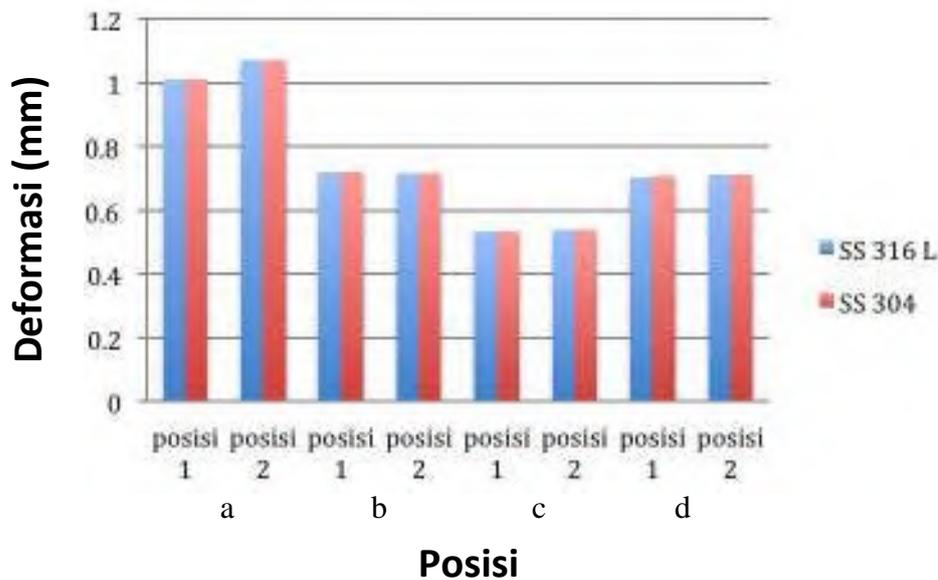
(e)



(f)



Gambar 4.12 Hasil deformasi *plate duo stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6



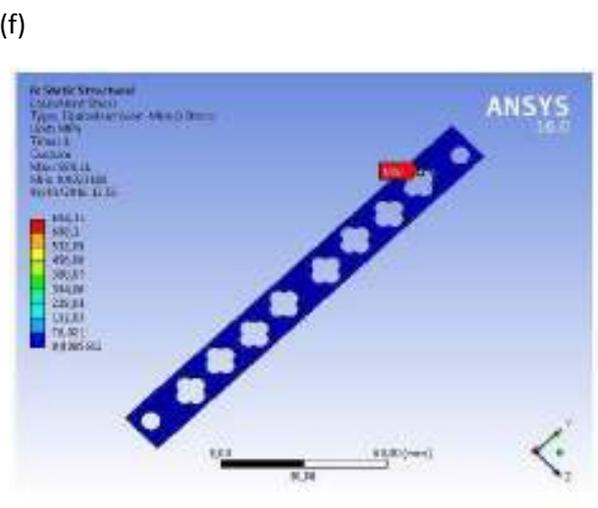
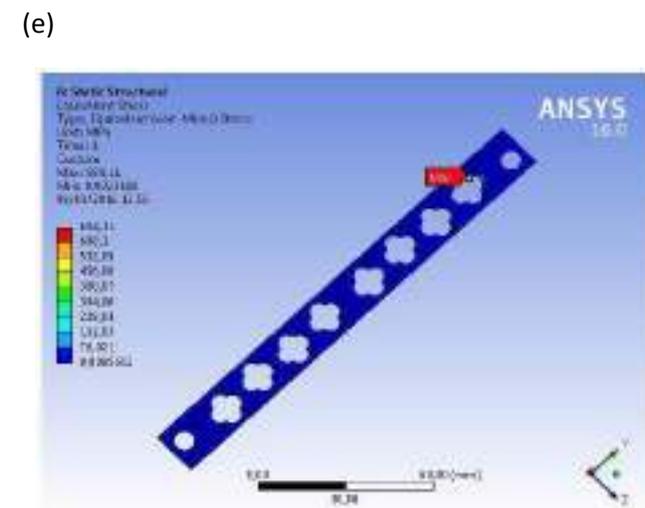
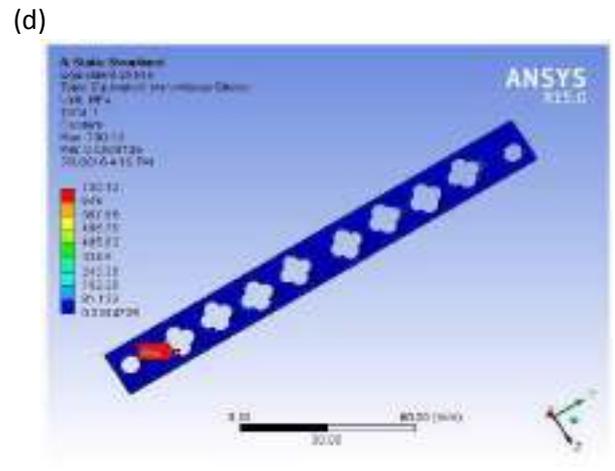
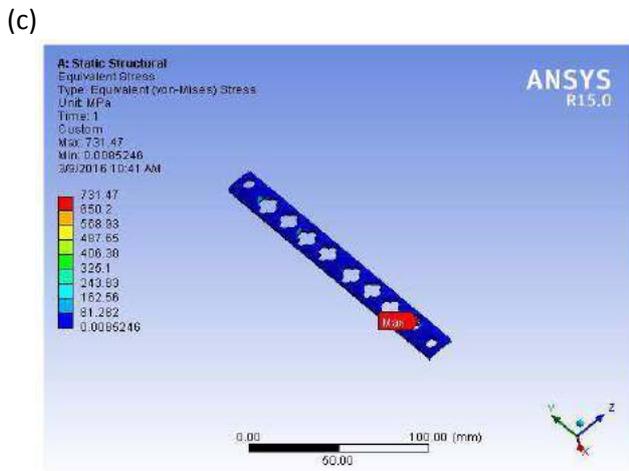
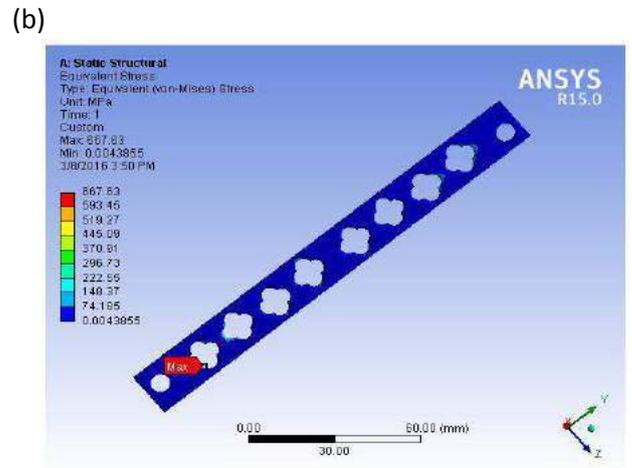
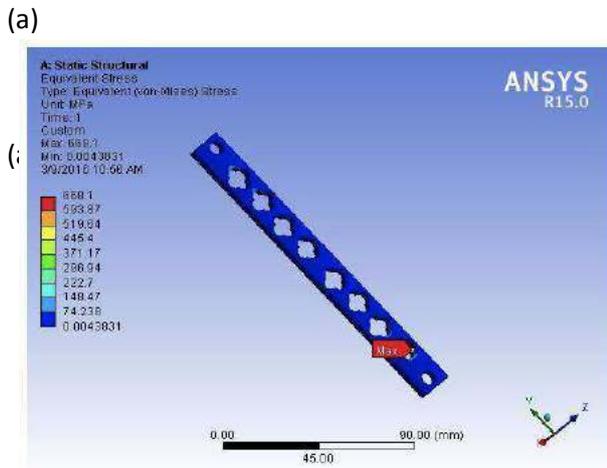
Gambar 4.13 Kurva deformasi *plate duo* diameter *screw* (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

Gambar 4.13 menunjukkan hasil deformasi *plate* dengan diameter *screw* 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm. Deformasi tertinggi terjadi diameter *screw* 2,7 mm posisi 1 untuk material 304 dan 316 L. Posisi 2 yang memiliki deformasi tertinggi untuk material 304 dan 316 L juga terjadi pada diameter *screw* 2,7 mm. Deformasi yang terjadi pada semua posisi berupa lengkungan pada *plate*, *screw*, dan juga tulang. Deformasi yang terjadi akibat adanya tegangan yang berasal dari beban yang diterapkan.

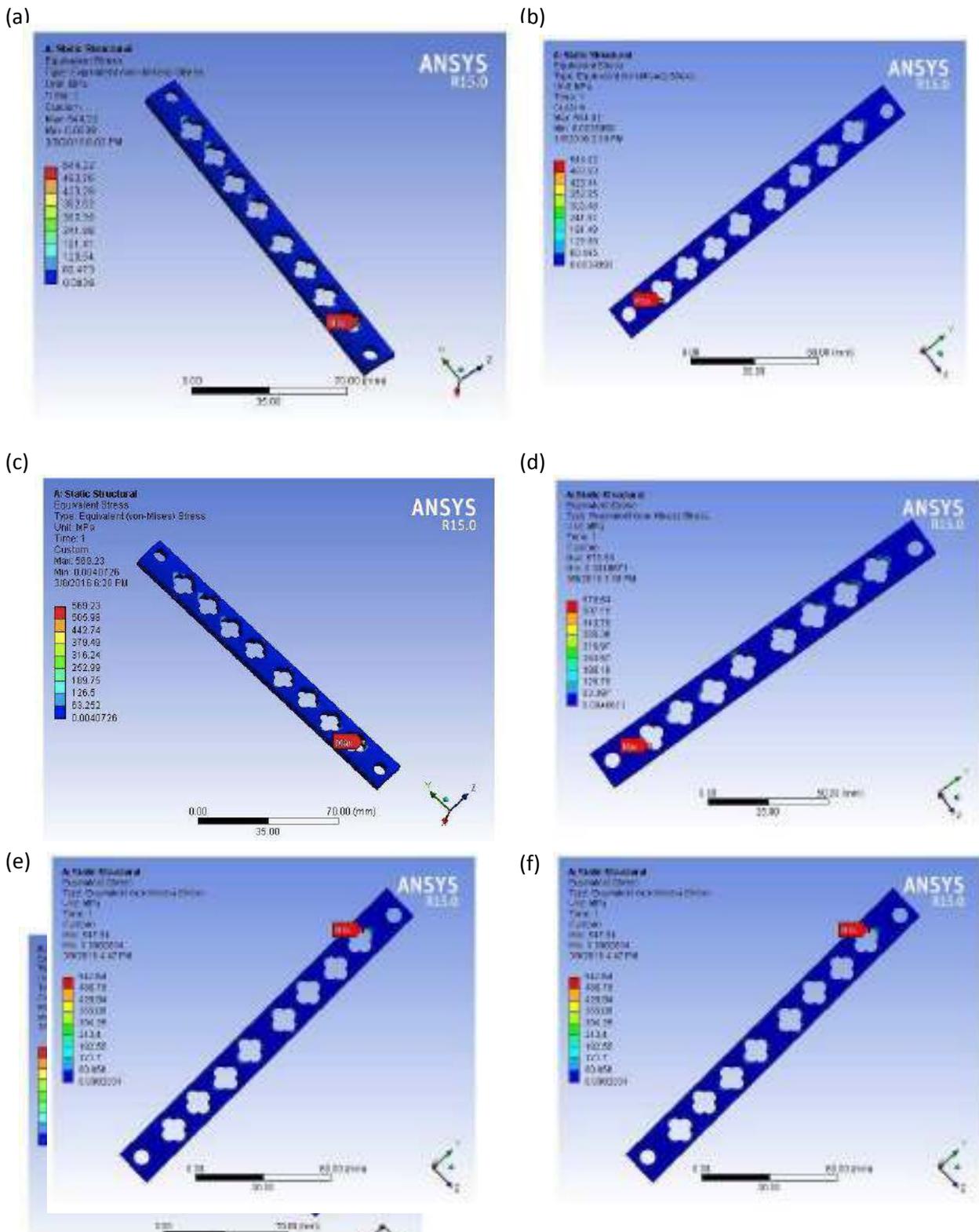
4.1.2 Plate Flower

4.1.2.1 Analisa Tegangan dan Regangan

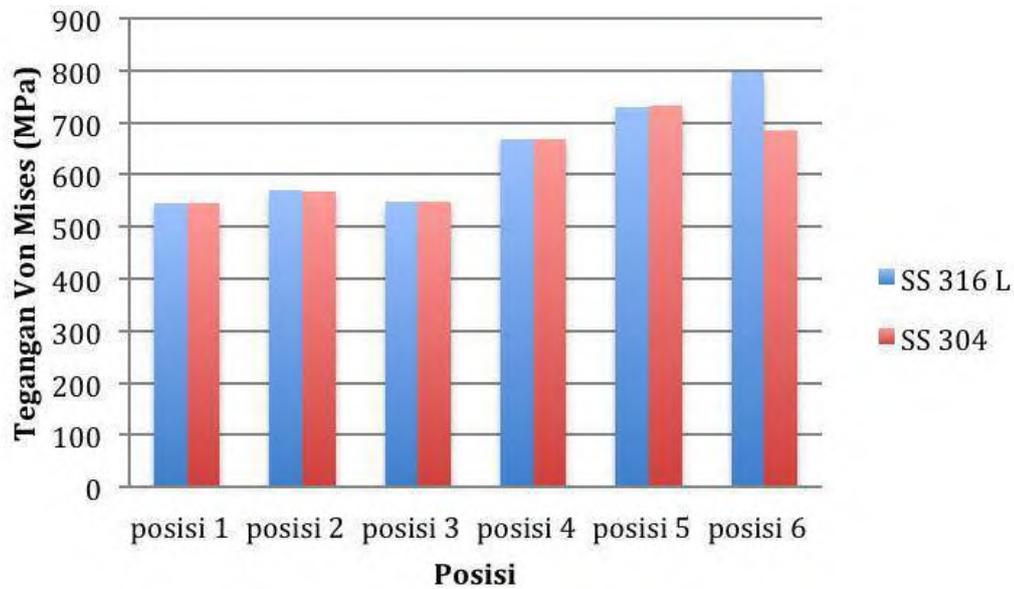
Hasil analisa tegangan dan regangan pada *plate flower* dengan masing masing variasi posisi pada diameter *screw* 4,5 mm akan dijelaskan pada diagram batang dibawah untuk melihat perbedaan pada setiap posisi *screw*. Berdasarkan diagram tersebut didapatkan hasil berupa nilai tegangan yang diterima assembly.



Gambar 4.14 Distribusi tegangan *plate flower stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3

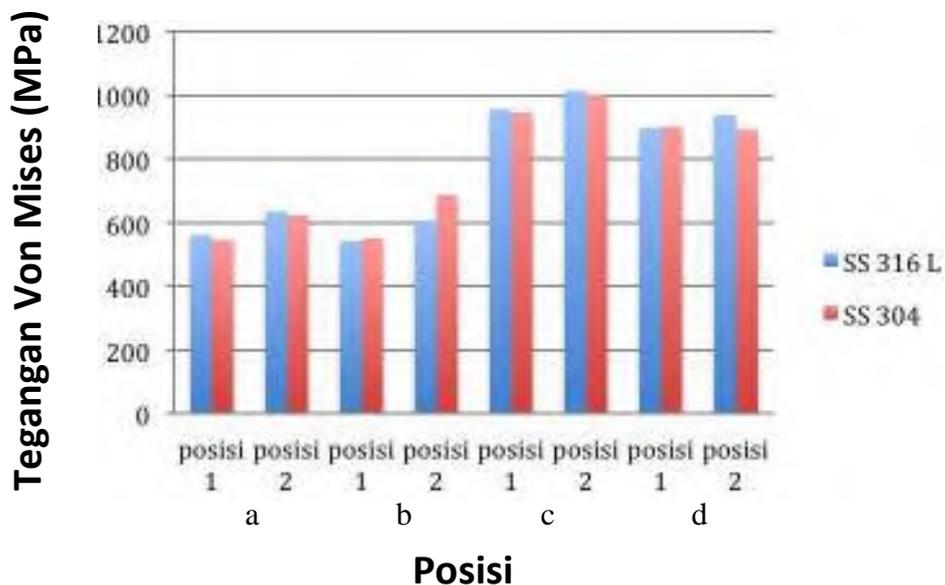


Gambar 4.15 Distribusi tegangan *plate flower stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi



Gambar 4.16 Kurva tegangan *plate flower* diameter *screw* 4,5 mm

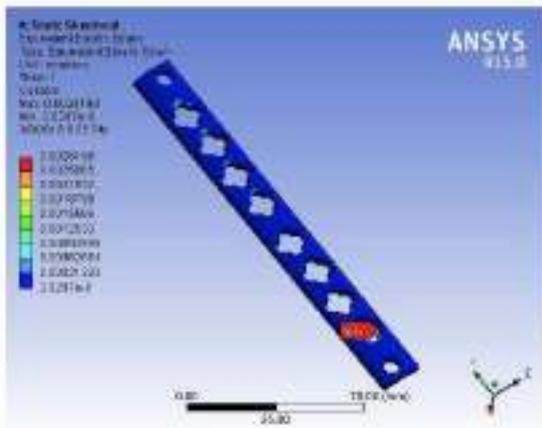
Berdasarkan gambar 4.18, hasil tegangan *plate flower* variasi posisi 1 untuk material 304 didapatkan *output* tegangan sebesar 544,2 MPa dan hasil tegangan dengan material 316 L didapatkan tegangan sebesar 544,2 MPa. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil tegangan sebesar 569,2 MPa dan 570,540 MPa. Hasil tegangan pada posisi 3 untuk material stainless 304 dan 316 L adalah 549,37 MPa dan 547,64 MPa. Gambar 4.15 yaitu posisi 4 sampai posisi 6 untuk material 304 adalah 668,1 MPa, 731,47 MPa dan 684,11 MPa. Hasil tegangan pada material 316 L yaitu 667,63 MPa, 730,13 MPa, dan 796,54 MPa. Data *von mises* yang digunakan tegangan yang terjadi sudah melampaui titik aman yaitu diatas 170 MPa untuk material stainless 316 L dan 205 MPa untuk 304. Tegangan tertinggi terjadi pada posisi 6 yaitu 796,54 MPa untuk material 316 L dan 731,47 MPa untuk material 304 posisi 5. Pada *plate flower*, tegangan yang terjadi sangat besar dikarenakan *plate* ini pada lubangnya memiliki banyak ujung runcing dan menyebabkan banyaknya konsentrasi tegangan yang terlokalisasi pada daerah tersebut. Konsentrasi tegangan ini yang akan membahayakan daripada desain *plate flower* ini. Sehingga *plate flower* gagal dijadikan aplikasi *bone plate*.



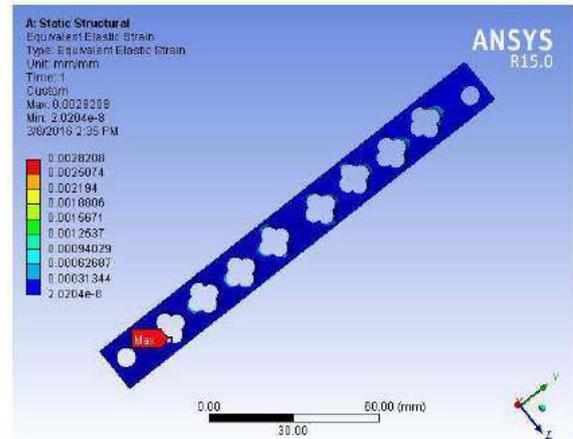
Gambar 4.17 Kurva tegangan *plate flower* diameter *screw* (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

Gambar 4.18 menunjukkan hasil tegangan *plate flower* dengan diameter *screw* 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm. Tegangan tertinggi terjadi pada diameter *screw* 3,5 mm posisi 1 untuk material 304 dan 316 L. Posisi 2 yang memiliki tertinggi untuk material 304 dan 316 L yaitu diameter *screw* 3,5 mm. Tegangan tersebut sudah berada diatas *yield* untuk *plate* dan *screw*. Tegangan yang dihasilkan untuk semua posisi dan diameter berada diatas *yield* sehingga tidak optimum untuk dijadikan desain *bone plate*. Diameter *screw* yang menempati lubang *plate* apabila semakin kecil, maka nilai tegangan yang diterima *plate* akan semakin kecil. Akan tetapi *screw* yang menempati lubang memiliki nilai tegangan yang besar sehingga jika di assembly secara keseluruhan, nilai tegangan akan mengikuti nilai tegangan *screw*. Tegangan yang melampaui kekuatan luluh material penyusunnya maka gagal untuk dijadikan desain *bone plate*.

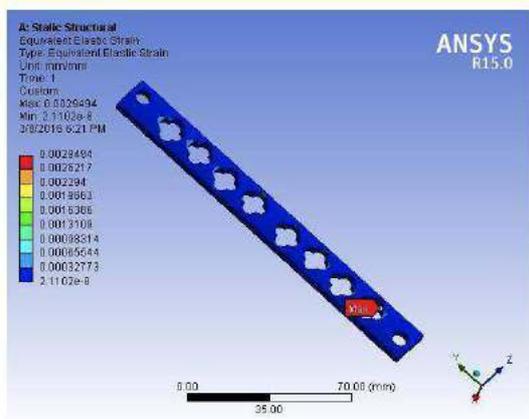
(a)



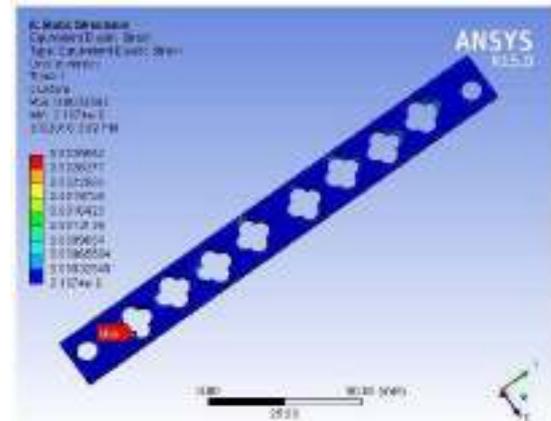
(b)



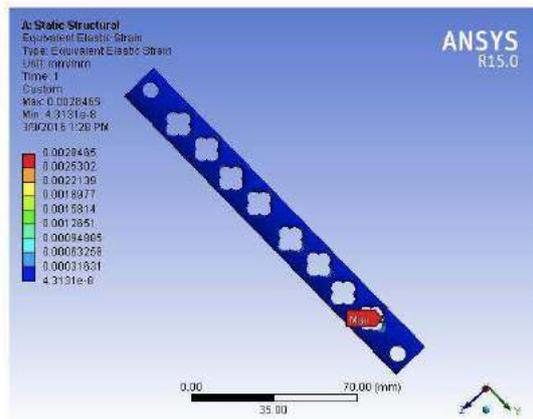
(c)



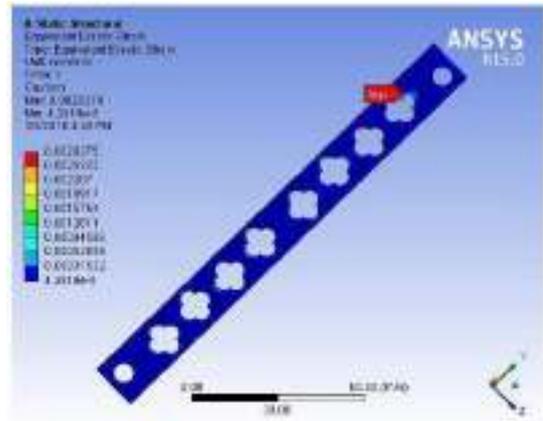
(d)



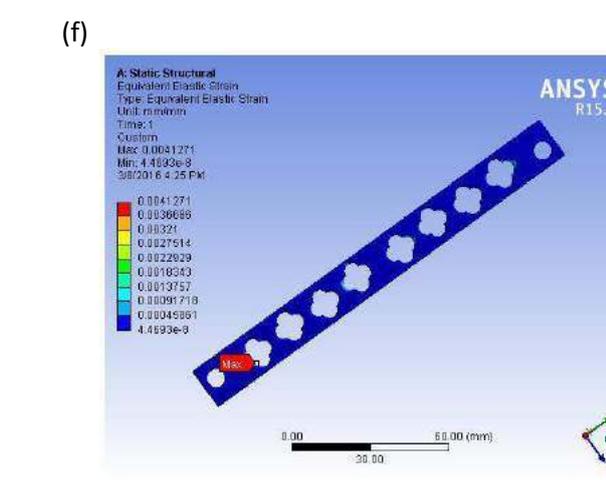
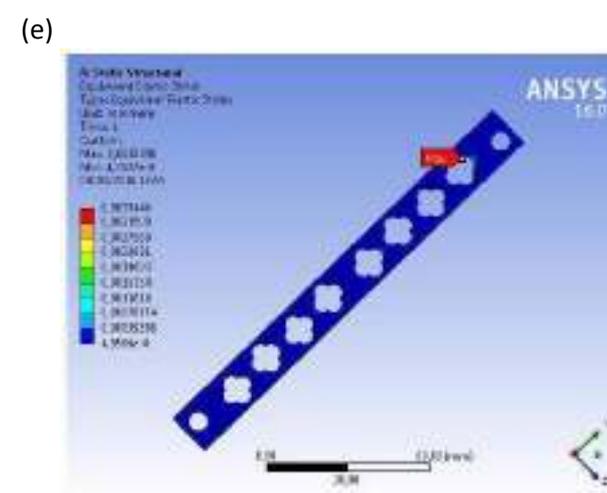
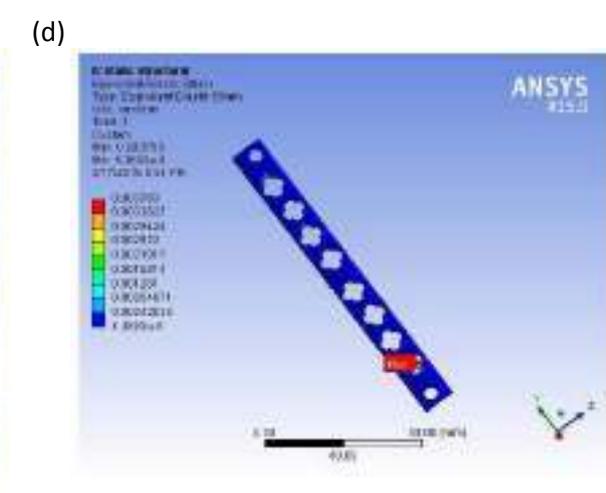
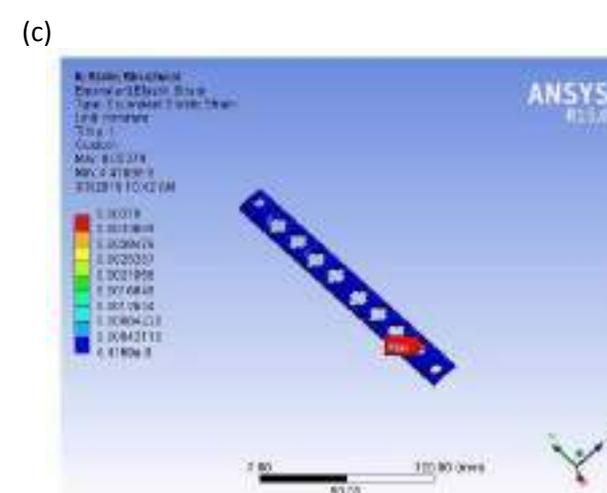
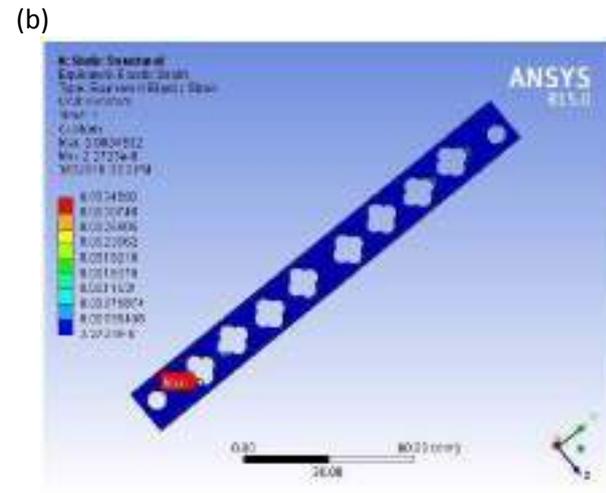
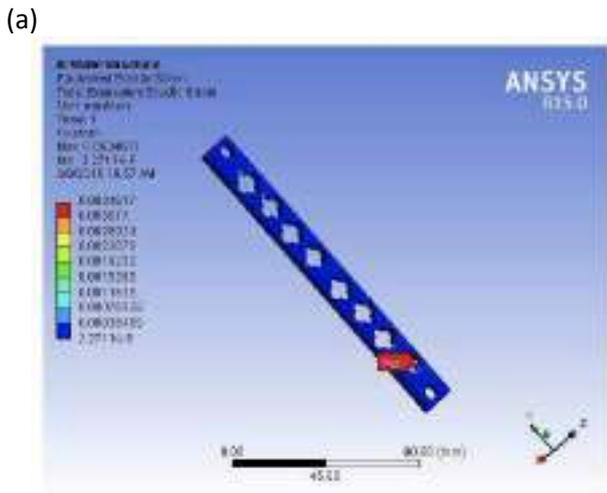
(e)



(f)

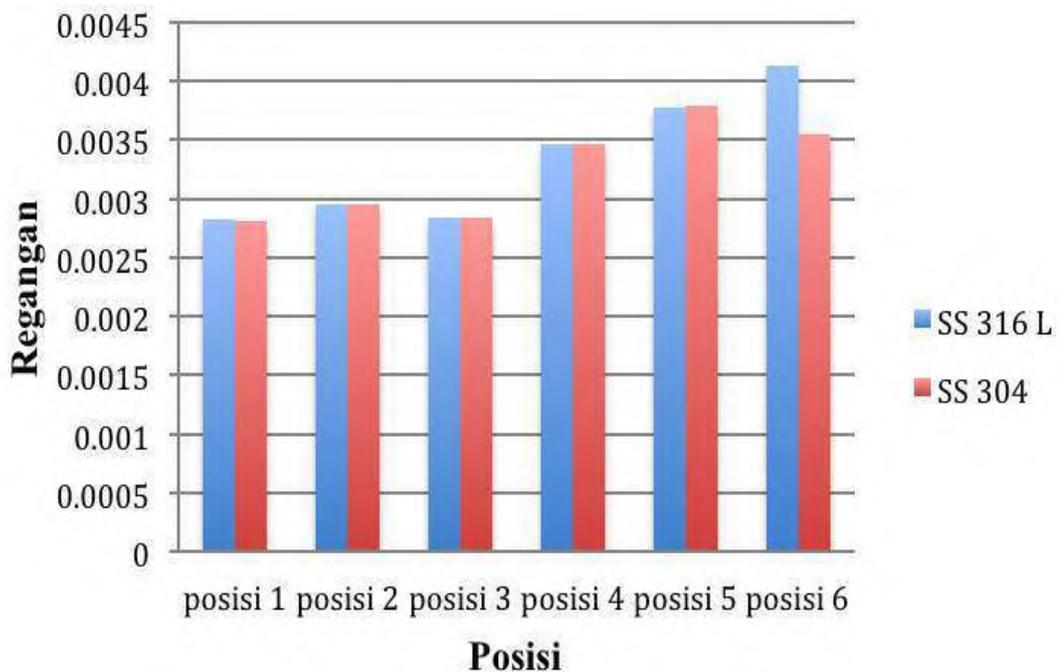


Gambar 4.18 Distribusi regangan *plate flower stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3

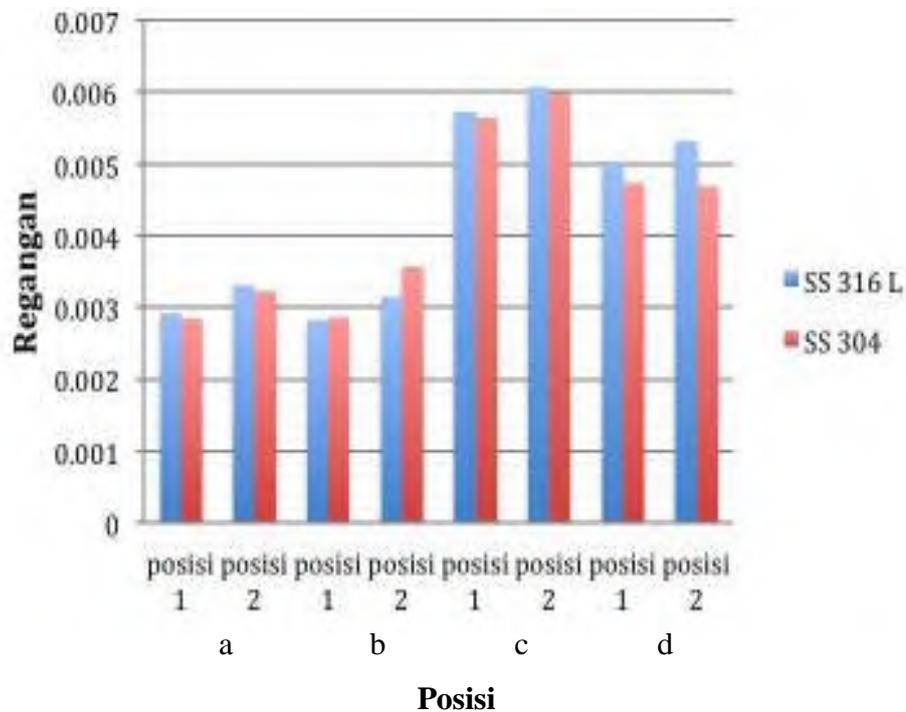


Gambar 4.19 Distribusi regangan *plate flower stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6

Regangan *plate flower* dengan posisi 1 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304. Pada variasi posisi 1 dengan material 304 didapatkan *output* regangan sebesar 0,0028198 dan hasil regangan dengan material 316 L didapatkan regangan sebesar 0,00282080. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil tegangan sebesar 0,0029494 dan 0,00295620. Hasil regangan pada posisi 3 untuk material stainless 304 dan 316 L adalah 0,0028465 dan 0,00283750. Gambar 4.19 yaitu posisi 4 sampai posisi 6 untuk material 304 adalah 0,0034617, 0,00379 dan 0,0035446. Hasil regangan pada material 316 L yaitu 0,00345920, 0,00378300, dan 0,00412710. Nilai rgangan ini berbanding lurus dengan nilai tegangan yang terjadi. Gambar 4.21 menunjukkan hasil regangan *plate* dengan diameter screw 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm. Regangan tertinggi terjadi diameter screw 3,5 mm posisi 1 dan 2 untuk material 304 dan 316 L.



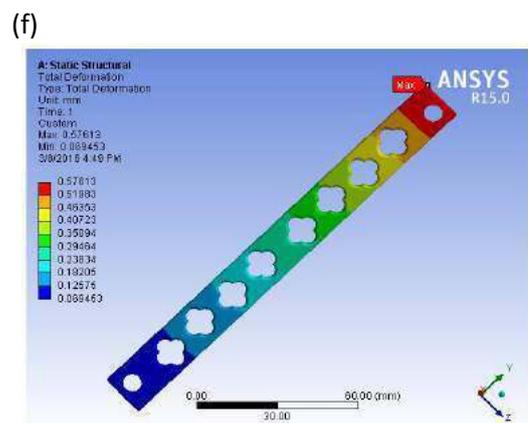
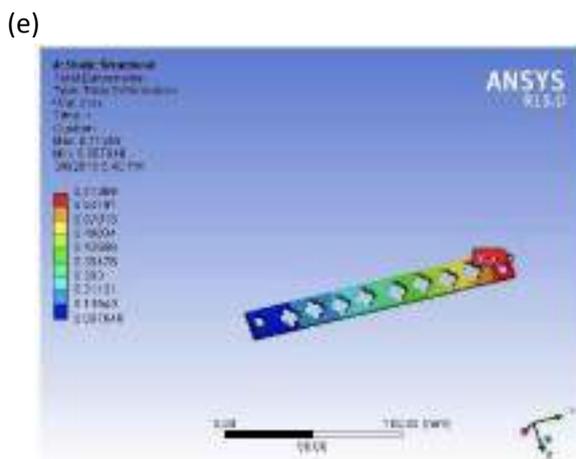
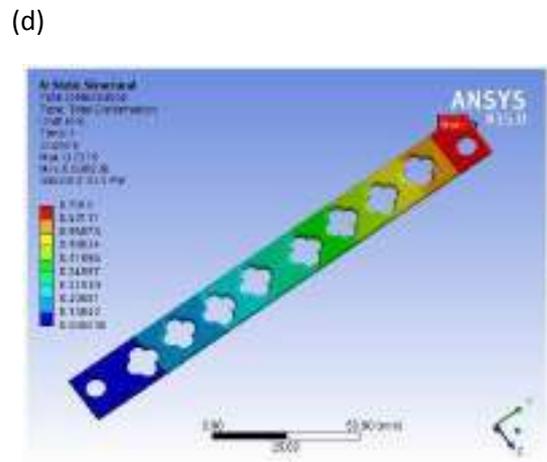
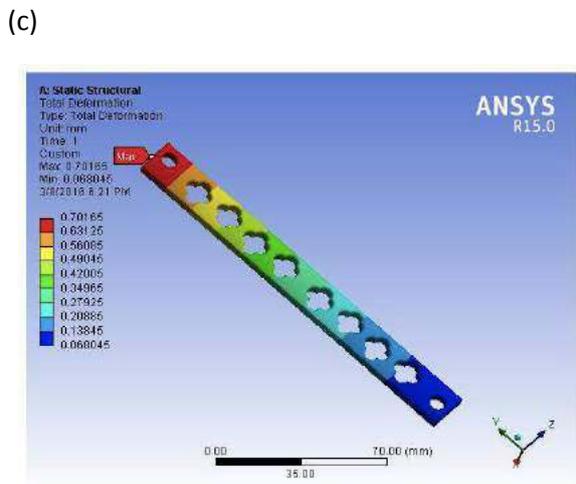
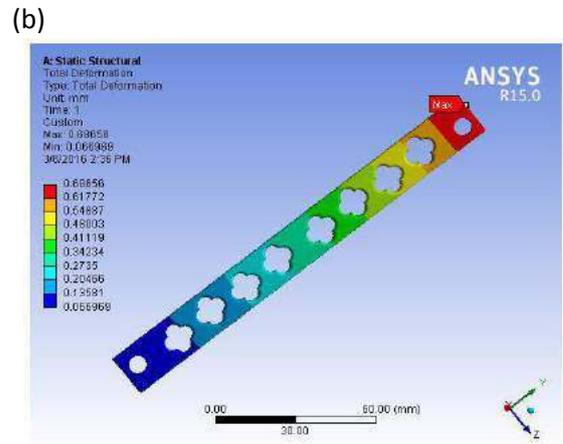
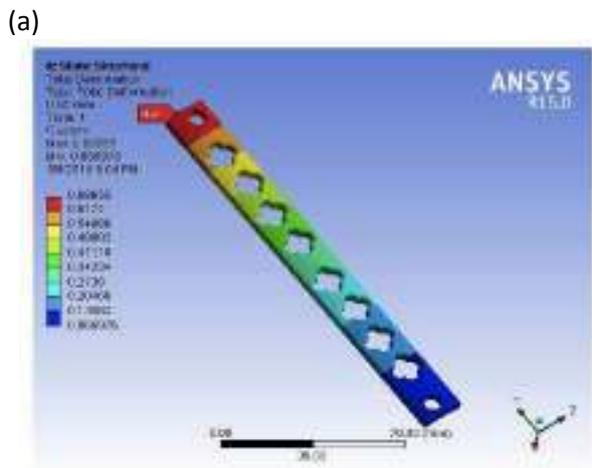
Gambar 4.20 Kurva regangan *plate flower* diameter screw 4,5 mm



Gambar 4.21 Kurva regangan *plate flower* diameter *screw* (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

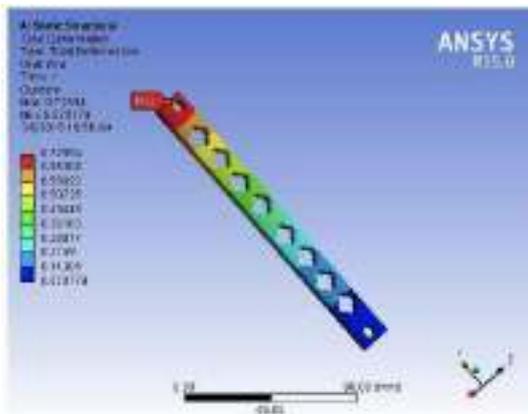
4.1.2.2 Hasil Analisa Deformasi

Deformasi untuk diameter *screw* 4,5 cm dijelaskan pada diagram batang dibawah (gambar 4.12). Total deformasi menunjukkan seberapa besar deformasi terjadi ketika *assembly* diberi beban. Deformasi yang terjadi pada *plate* adalah dalam bentuk *plate* melengkung ke arah sumber beban. Dari Gambar 4.22 terlihat bahwa deformasi tidak mencapai nilai 1 mm, sehingga bentuk lengkungan itu tidak terlihat. Nilai deformasi ini juga berhubungan dengan nilai tegangan dan regangan sebelumnya secara tidak langsung. Semakin tinggi deformasi, maka tegangan dan regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya.

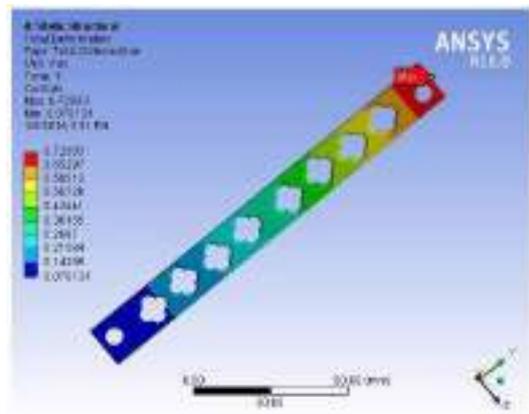


Gambar 4.22 Hasil deformasi *plate flower stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3

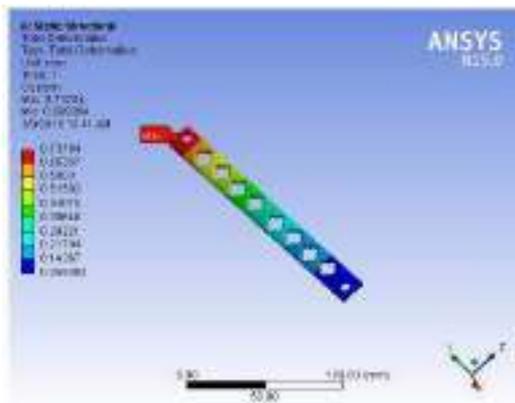
(a)



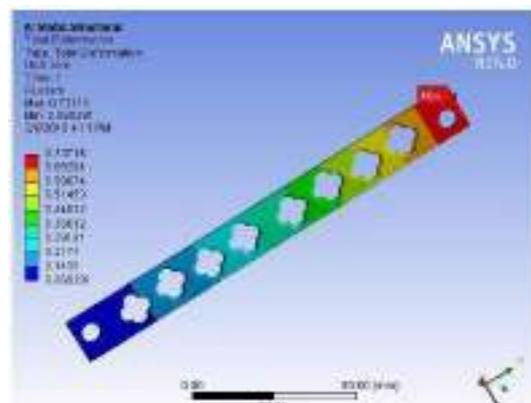
(b)



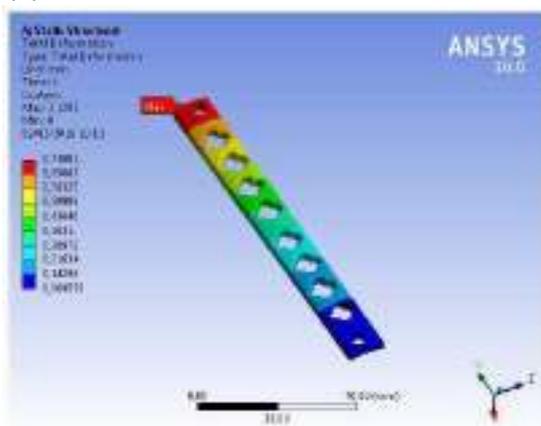
(c)



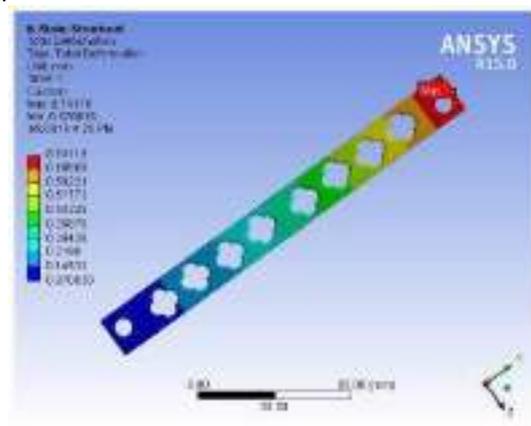
(d)



(e)

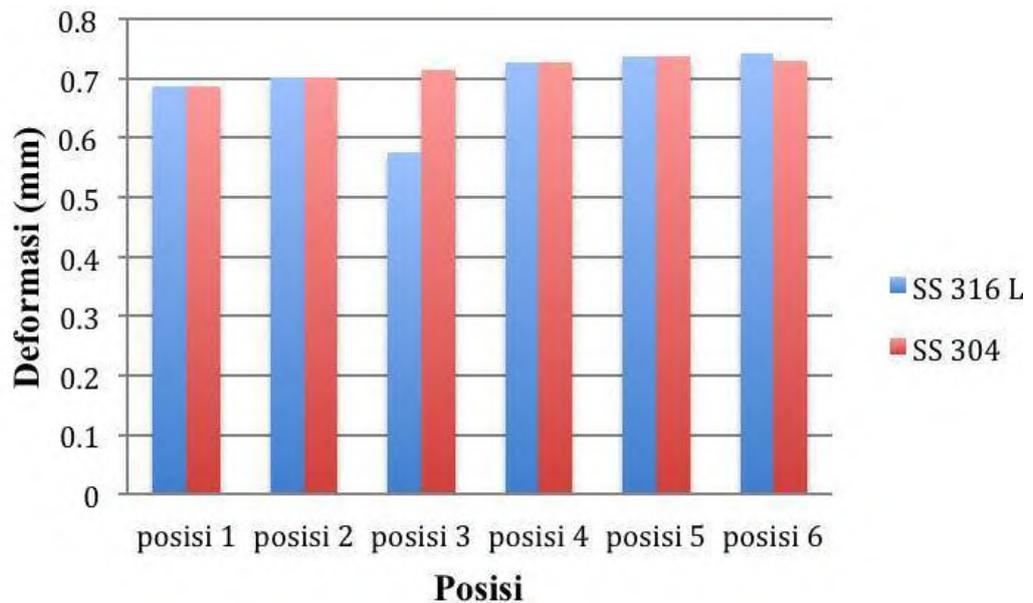


(f)



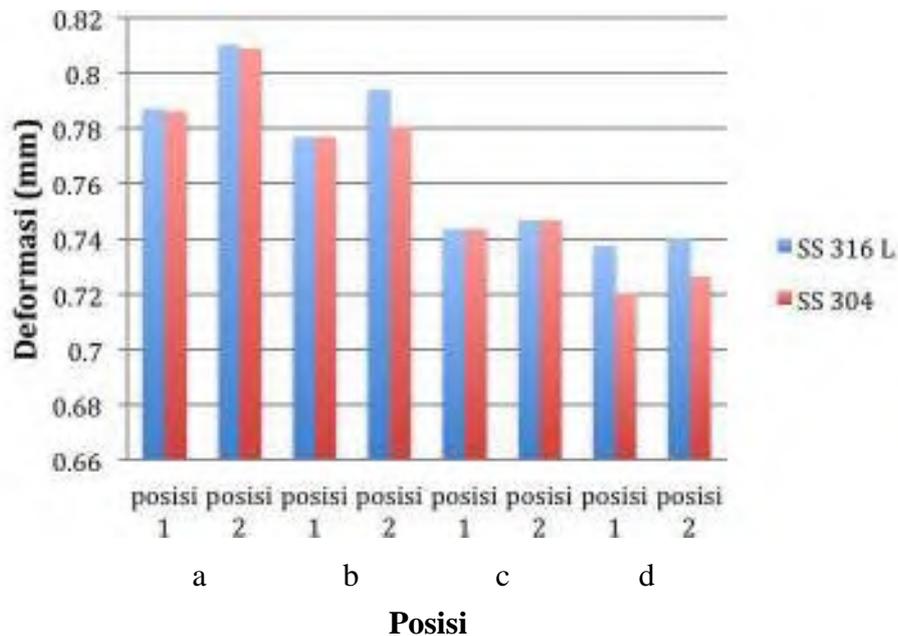
Gambar 4.23 Hasil deformasi *plate flower stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6

Deformasi tertinggi pada masing masing posisi ditunjukkan dengan degradasi warna merah yang mengindikasikan bahwa pada daerah tersebut terdapat deformasi tertinggi. Meninjau dari hasil keenam posisi tersebut apabila dilihat pada kurva seperti pada gambar 4.24 terlihat jelas perbedaan keenam posisi.



Gambar 4.24 Kurva deformasi *plate flower* diameter *screw* 4,5 mm

Deformasi tertinggi terjadi pada posisi 6 yaitu 0,73001 mm untuk material 304 dan 0,74118 mm untuk 316 L. Deformasi terkecil terjadi pada posisi 1. Deformasi terjadi akibat *screw* yang masuk kedalam lubang *plate* ketika tegangan yang terjadi sangat besar, *screw* memaksa untuk keluar dari *plate* dan menyebabkan bagian atas dari *plate* menjadi melengkung. Bagian *plate* yang melengkung ini adalah bagian yang dekat dengan pembebanan. Gambar 4.25 menunjukkan hasil deformasi *plate* dengan diameter *screw* 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm. Deformasi tertinggi terjadi diameter *screw* 2,7 mm posisi 1 untuk material 304 dan 316 L. Posisi 2 yang memiliki deformasi tertinggi untuk material 304 dan 316 L juga terjadi pada diameter *screw* 2,7 mm. Diameter *screw* 2,7 mm posisi 1 dan 2 dianggap memiliki deformasi yang besar

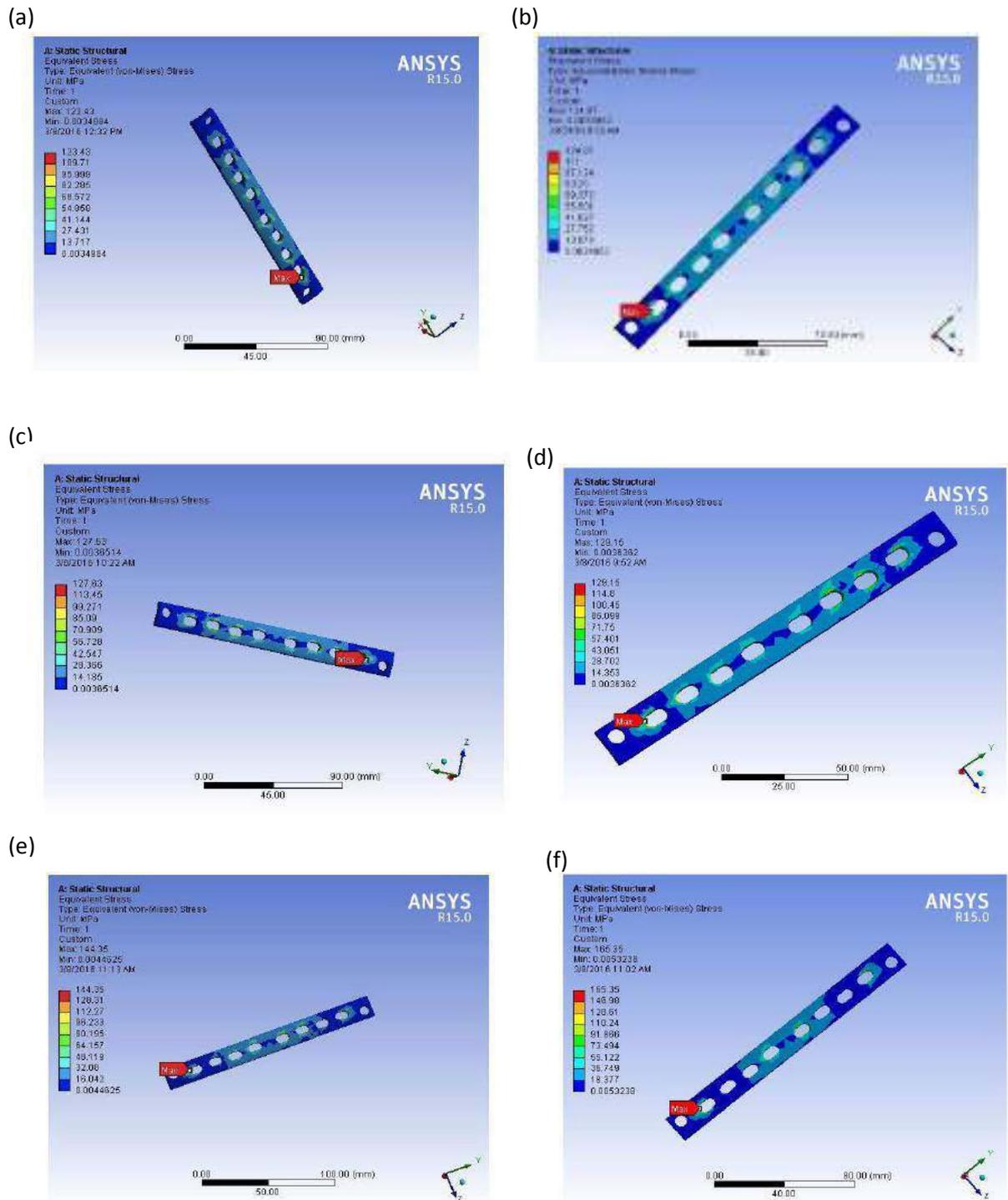


Gambar 4.25 Kurva deformasi *plate flower* diameter screw (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

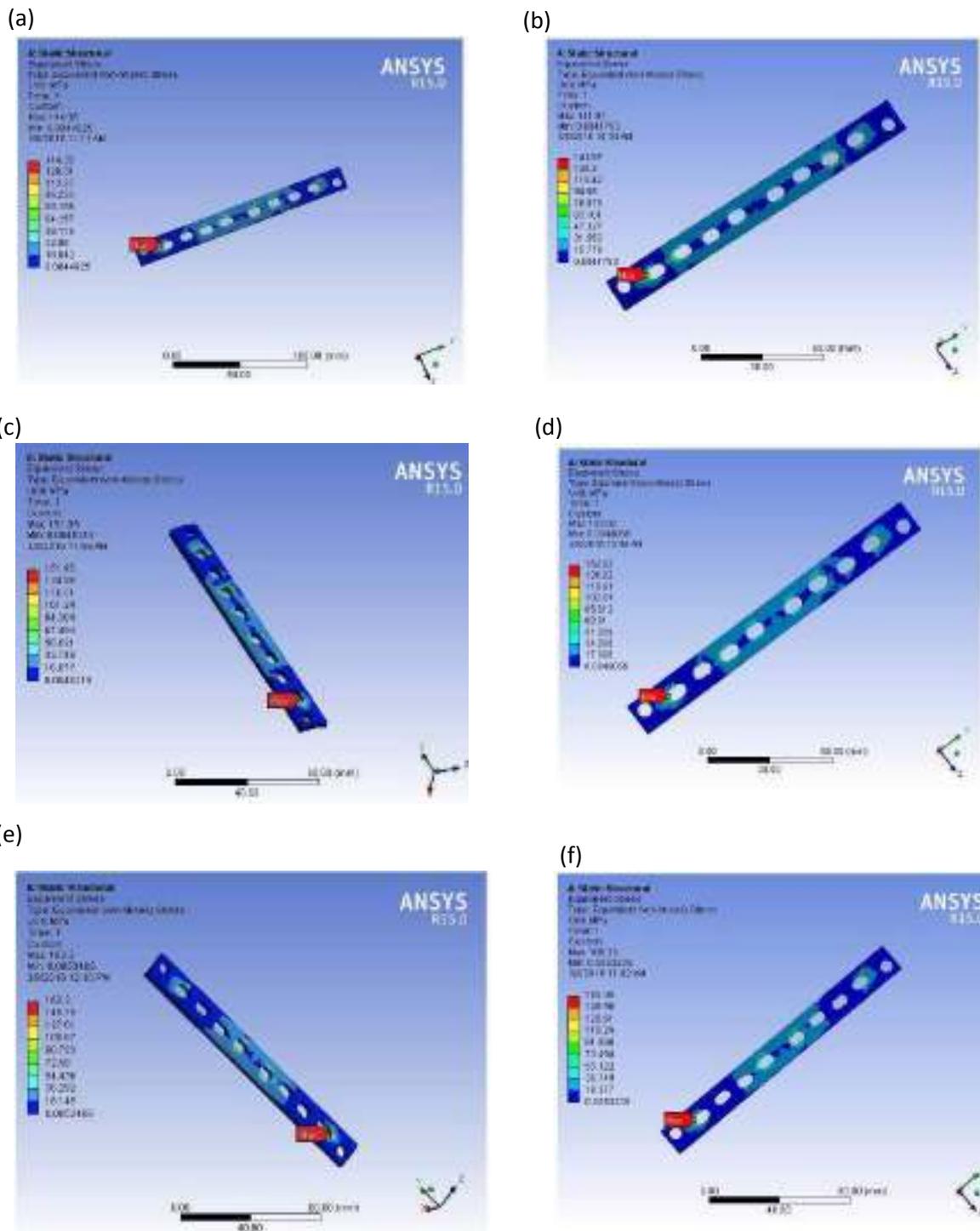
4.1.3 Plate Sloted

4.1.3.1 Hasil Analisa Tegangan dan Regangan

Hasil analisa tegangan dan regangan pada *plate flower* dengan masing masing variasi posisi pada diameter screw 4,5 mm akan dijelaskan pada diagram batang dibawah untuk melihat perbedaan pada setiap posisi screw. Berdasarkan diagram tersebut didapatkan hasil berupa nilai tegangan yang diterima assembly. Assembly disimulasikan untuk semua kondisi variasi jumlah posisi screw. Nilai tegangan dan regangan berbanding lurus. Semakin tinggi tegangan, maka regangan yang terjadi akan semakin tinggi juga. Apabila dilihat dari bentuk lubangnya, *plate sloted* ini memiliki dua sisi yang sedikit membesar di salah satu sisinya. *Screw* diletakkan pada sisi yang kecil sehingga kepala *screw* menggeser ke sisi yang lebih besar dan membuat *plate* bagian tulang atas tertarik kebawah dan *plate* tulang bawah tertarik keatas menyebabkan tulang yang patah atau retak akan tersambung dengan adanya fenomena ini.

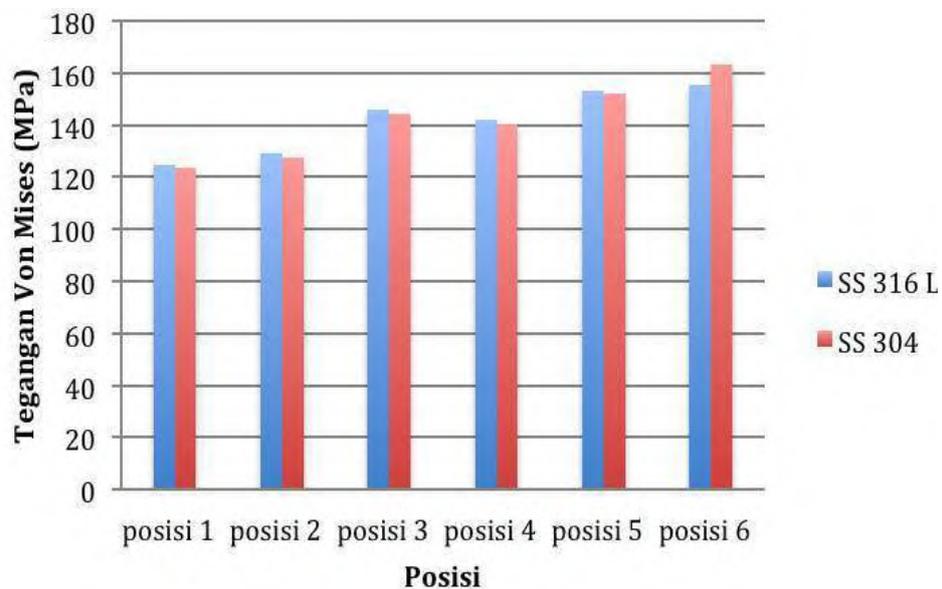


Gambar 4.26 Distribusi tegangan *plate sloted stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3



Gambar 4.27 Distribusi tegangan *plate sloted stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6

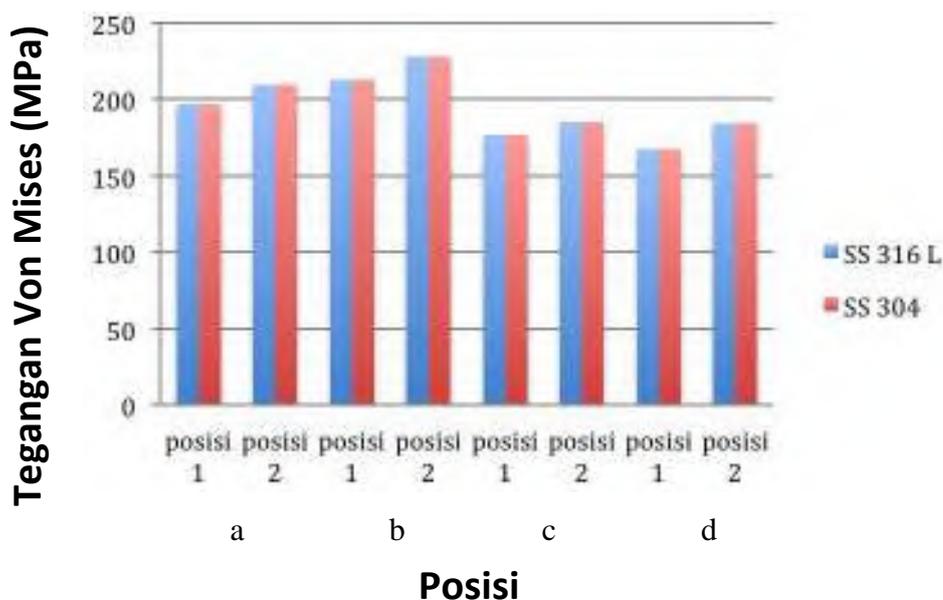
Hasil tegangan *plate sloted* ditunjukkan pada gambar 4.28 dengan posisi 1 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304. Pada variasi posisi 1 dengan material 304 didapatkan *output* tegangan sebesar 123,43 MPa dan hasil tegangan dengan material 316 L didapatkan tegangan sebesar 124,87 MPa. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil tegangan sebesar 127,63 MPa dan 129,15 MPa. Hasil tegangan pada posisi 3 untuk material *stainless* 304 dan 316 L adalah 144,35 MPa dan 146,05 MPa. Gambar 4.27 yaitu posisi 4 sampai posisi 6 untuk material 304 adalah 140,14 MPa, 151,85 MPa dan 163,3 MPa. Hasil tegangan pada material 316 L yaitu 141,97 MPa, 153,02 MPa, dan 155,35 MPa.



Gambar 4.28 Kurva tegangan *plate sloted* diameter screw 4,5 mm

Terdapat perbedaan dari hasil keenam posisi tersebut apabila dilihat pada kurva seperti pada gambar 4.28 terlihat jelas perbedaan keenam posisi. Pada gambar 4.28 dapat diketahui bahwa semua data tegangan yang terjadi masih berada dibawah tegangan *yield* nya ketika secara keseluruhan dilakukan assembly. Akan tetapi pada posisi 6 tegangan secara keseluruhan assembly, hanya material 304 saja yang memenuhi criteria karena tegangan yang dihasilkan masih berada dibawah kekuatan luluh material 304.

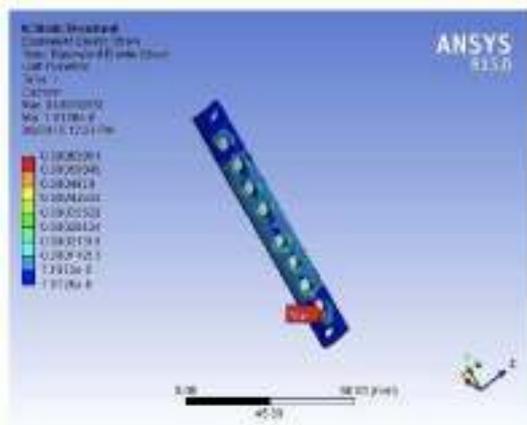
Dari gambar 4.28 terlihat bahwa tegangan tertinggi terjadi pada posisi 6 yaitu 163,3 MPa untuk material 304 dan 155,35 MPa untuk material 316 L. Tegangan terkecil terjadi pada posisi 1. Tegangan yang dihasilkan sebesar 163,3 MPa berada dibawah *yield strength* untuk *plate* yang bernilai 170 MPa untuk material 316 L dan 205 MPa untuk material 304. Tegangan dibawah *yield strength* juga terjadi pada tulang yang memiliki *yield strength* 115 MPa. Sehingga pada desain *plate sloted* dengan posisi 6 yang memiliki tegangan terbesar daripada posisi lainnya dianggap masih berada pada batas aman untuk desain *bone plate* dari segi analisa *plate* dan tulang. Akan tetapi *screw* yang dipasangkan pada *plate* pada posisi 6 material 316 L memiliki tegangan diatas *yield* sehingga menjadi desain yang tidak optimum untuk aplikasi *bone plate* pada material 316 L



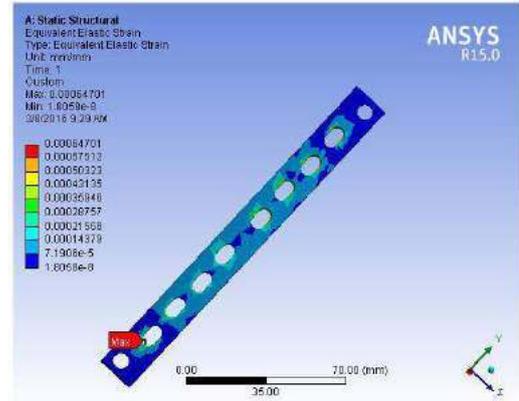
Gambar 4.29 Kurva tegangan *plate sloted* diameter *screw* (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

Gambar 4.29 menunjukkan hasil tegangan *plate* dengan diameter *screw* 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm. Tegangan tertinggi terjadi diameter *screw* 3,0 mm posisi 1 dan posisi 2 untuk material 304 dan 316 L. Tegangan tersebut sudah berada diatas *yield*. Pada *screw*, tegangan yang dihasilkan juga memiliki tegangan diatas *yield* sehingga tidak optimum untuk dijadikan desain *bone plate*.

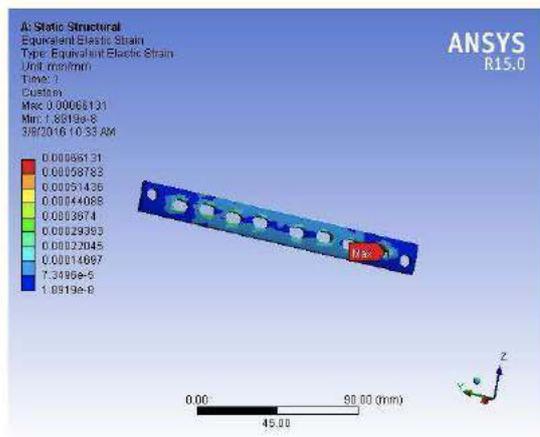
(a)



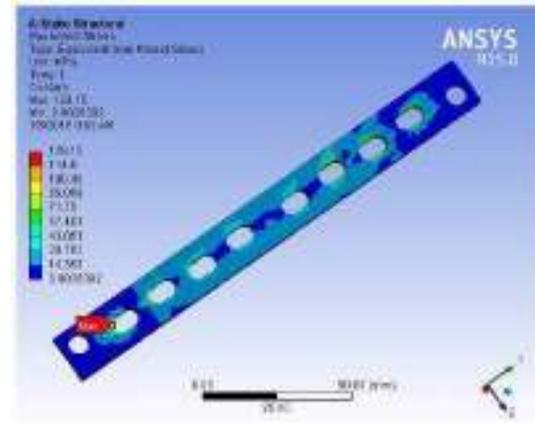
(b)



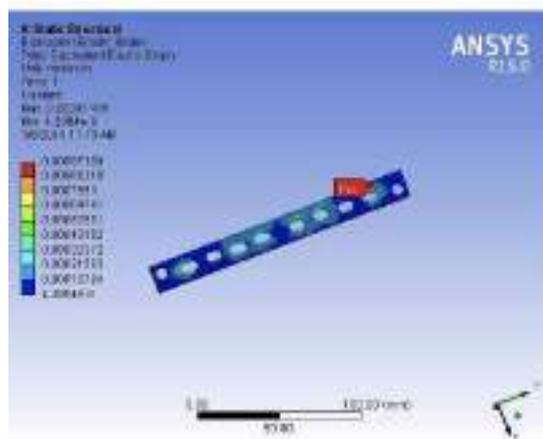
(c)



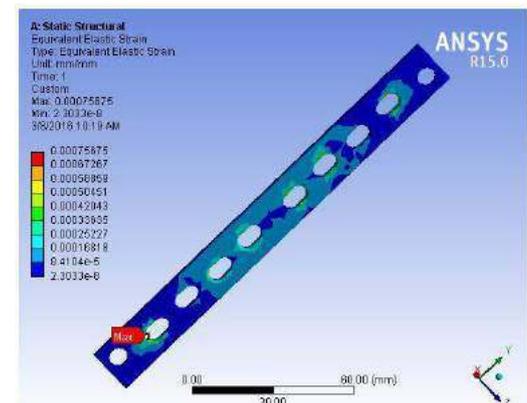
(d)



(e)

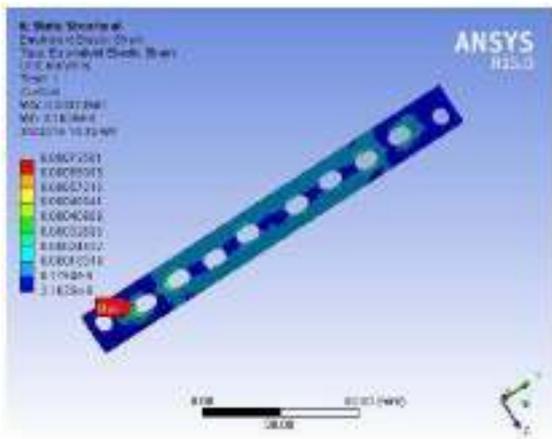


(f)

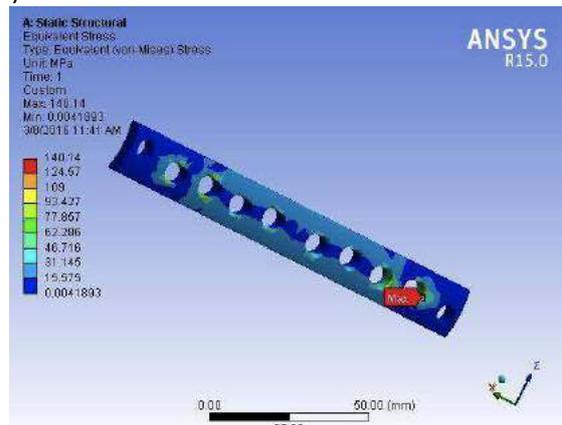


Gambar 4.30 Distribusi regangan *plate sloted stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3

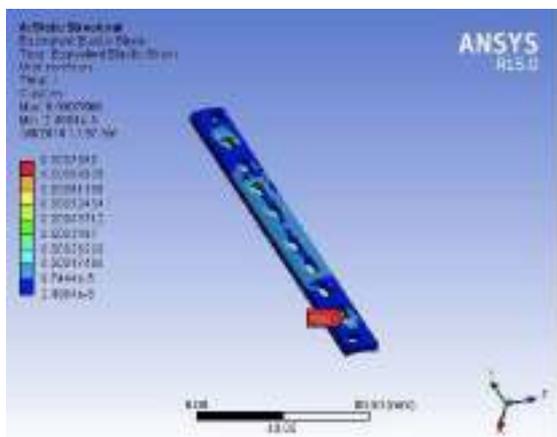
(a)



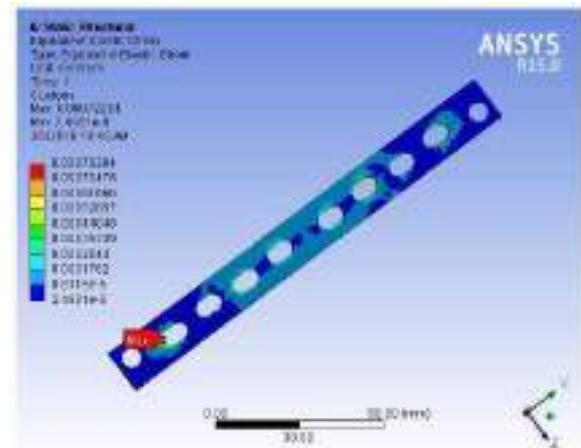
(b)



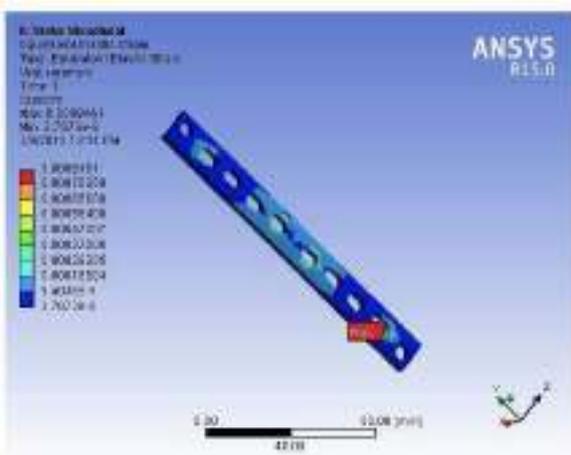
(c)



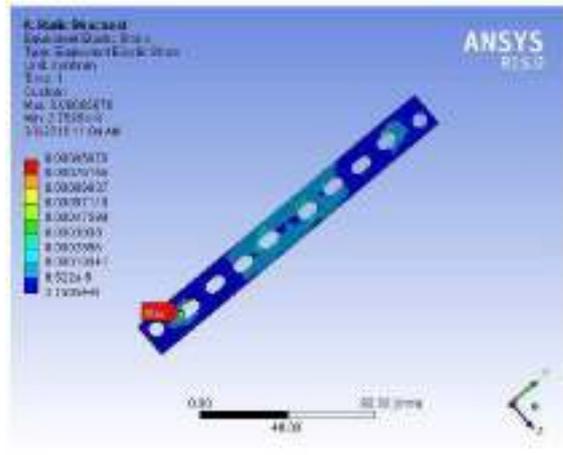
(d)



(e)

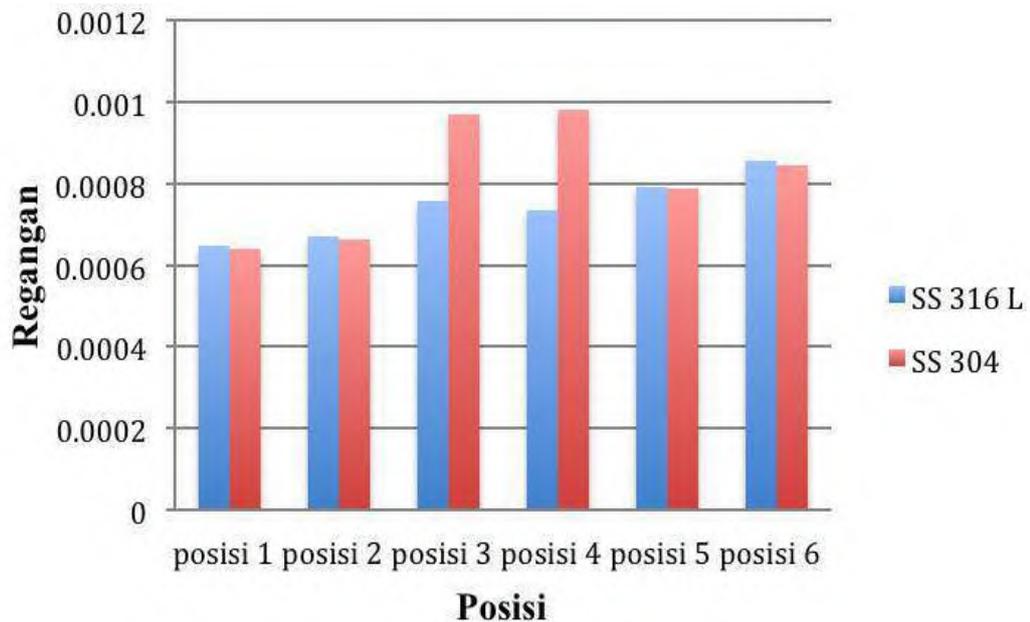


(f)



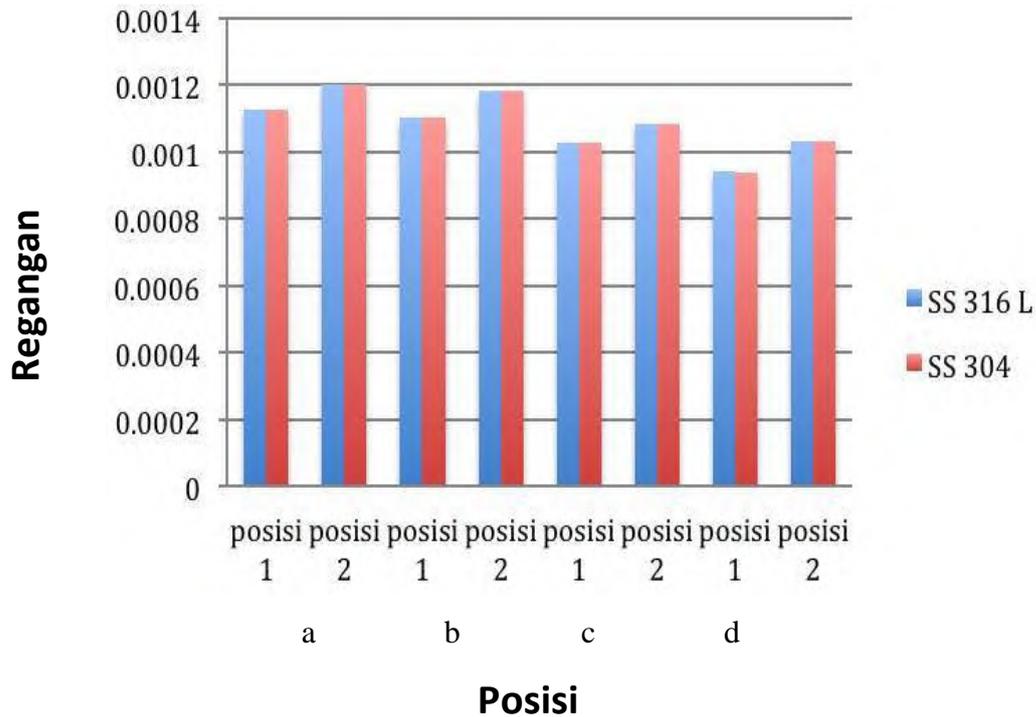
Gambar 4.31 Distribusi regangan *plate sloted stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6

Analisa regangan *plate sloted* dengan posisi 1 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304 ditunjukkan pada gambar 4.32. Pada variasi posisi 1 dengan material 304 didapatkan *output* regangan sebesar 0,00063951 mm dan hasil tegangan dengan material 316 L didapatkan regangan sebesar 0,00064701. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil tegangan sebesar 0,00066131 mm dan 0,00066915 mm. Hasil regangan pada posisi 3 untuk material *stainless* 304 dan 316 L adalah 0,00097109 mm dan 0,00075675 mm.



Gambar 4.32 Kurva regangan *plate sloted* diameter *screw* 4,5 mm

Regangan terkecil terjadi pada posisi 1. Regangan yang dihasilkan berada dibawah *yield strength* untuk *plate* yang bernilai 170 MPa untuk material 316 L dan 205 MPa untuk material 304. Tegangan dibawah *yield strength* juga terjadi pada tulang yang memiliki *yield strength* 115 MPa. Sehingga pada desain *plate sloted* dengan posisi 4 dan 6 yang memiliki regangan terbesar daripada posisi lainnya dianggap masih berada pada batas aman untuk desain *bone plate* dari segi analisa *plate* dan tulang. Akan tetapi *screw* yang dipasangkan pada *plate* pada posisi 6 memiliki tegangan diatas *yield* sehingga menjadi desain yang tidak optimum untuk aplikasi *bone plate* untuk material 316 L

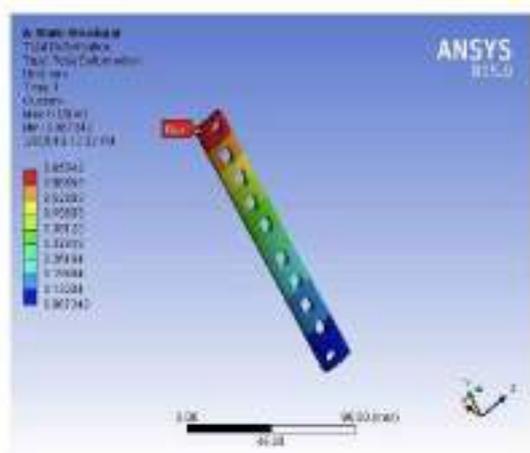


Gambar 4.33 Kurva regangan *plate sloted* diameter *screw* (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

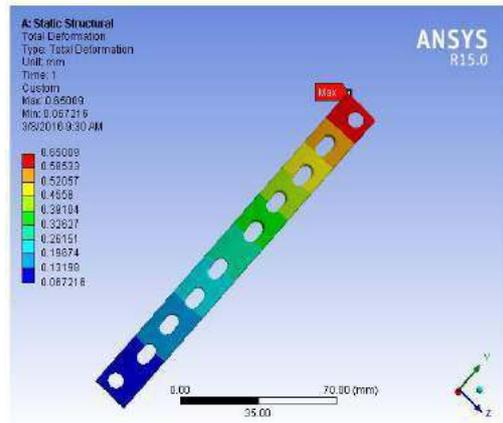
4.1.3.2 Hasil Analisa Deformasi

Deformasi untuk diameter *screw* 4,5 cm dijelaskan pada diagram batang dibawah (gambar 4.34). Total deformasi menunjukkan seberapa besar deformasi terjadi ketika *assembly* diberi beban. Deformasi yang terjadi pada *plate* adalah dalam bentuk *plate* melengkung ke arah sumber beban. Nilai dari deformasi ini berbanding lurus dengan nilai tegangan dan regangan pada hasil sebelumnya yang telah dianalisa. Nilai deformasi yang terjadi tidak melebihi 1 mm atau dapat dikatakan bahwa deformasi yang terjadi sangat kecil.

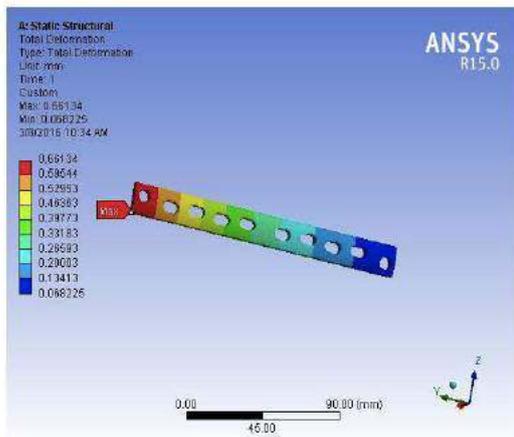
(a)



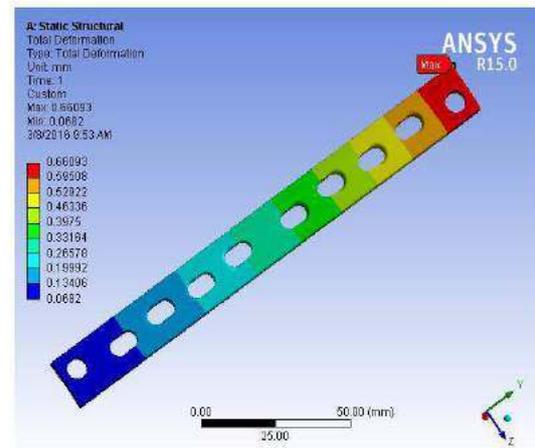
(b)



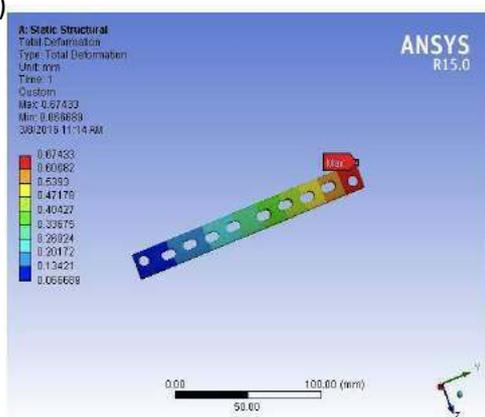
(c)



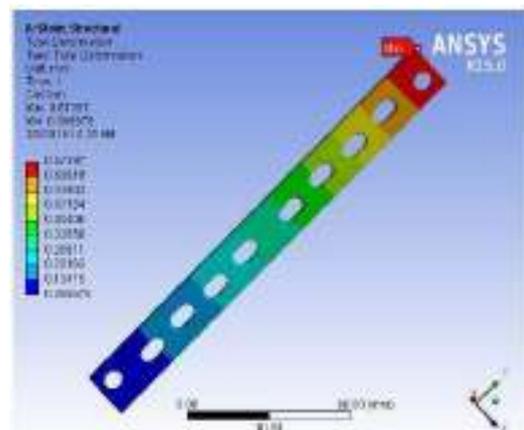
(d)



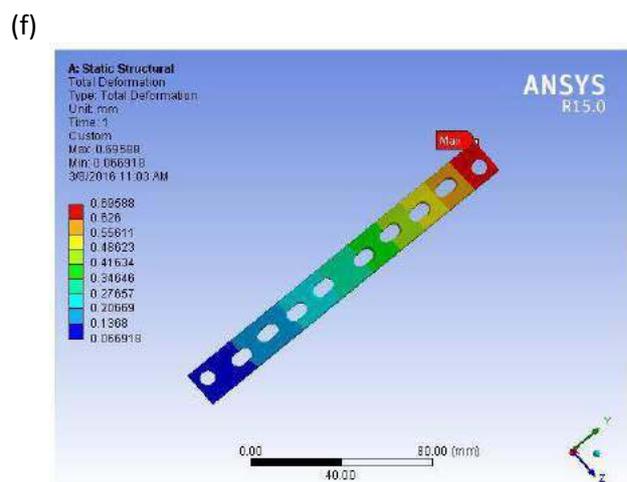
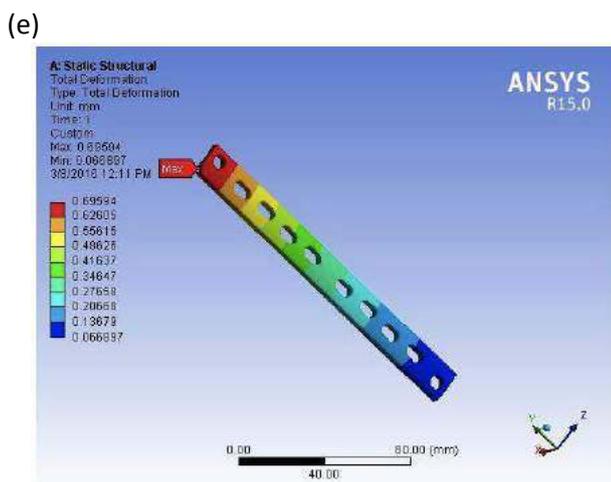
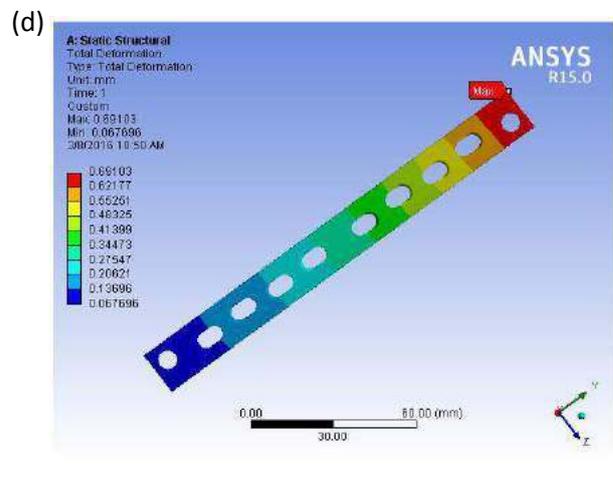
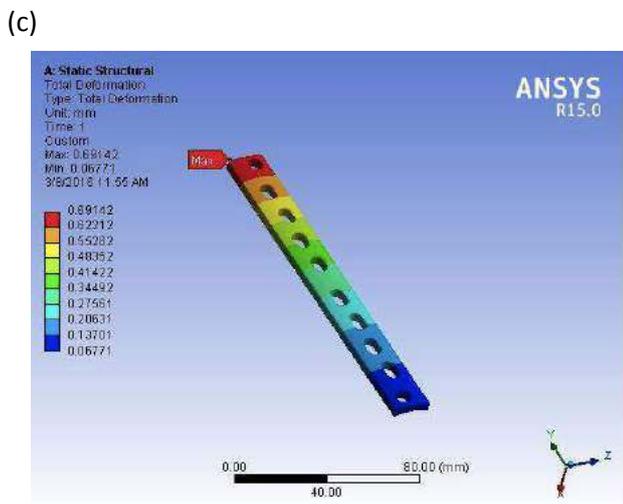
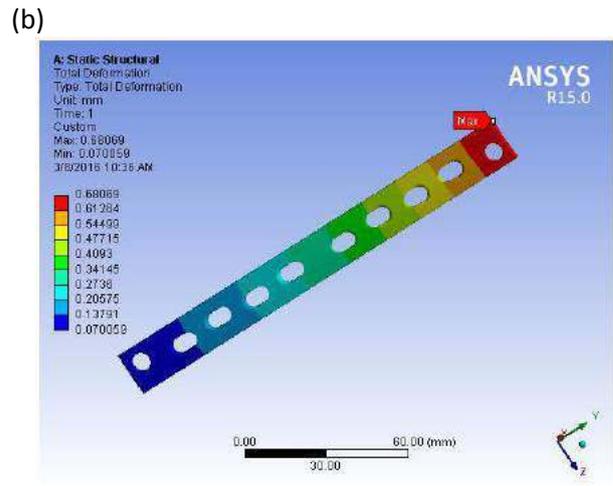
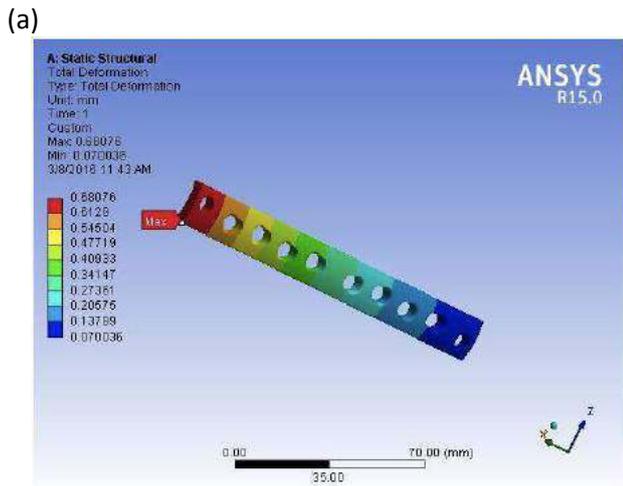
(e)



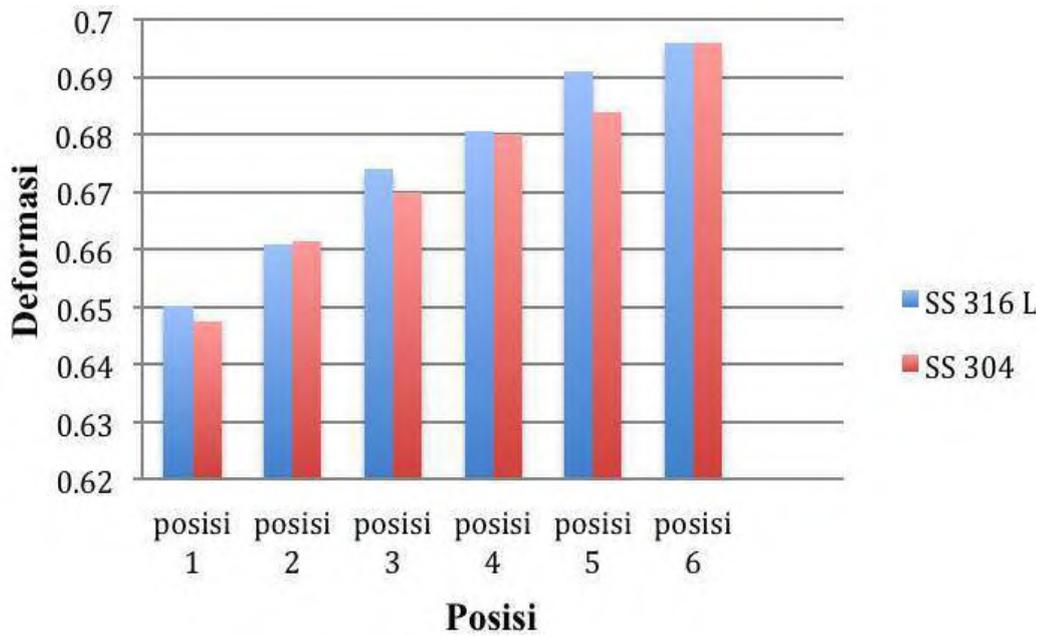
(f)



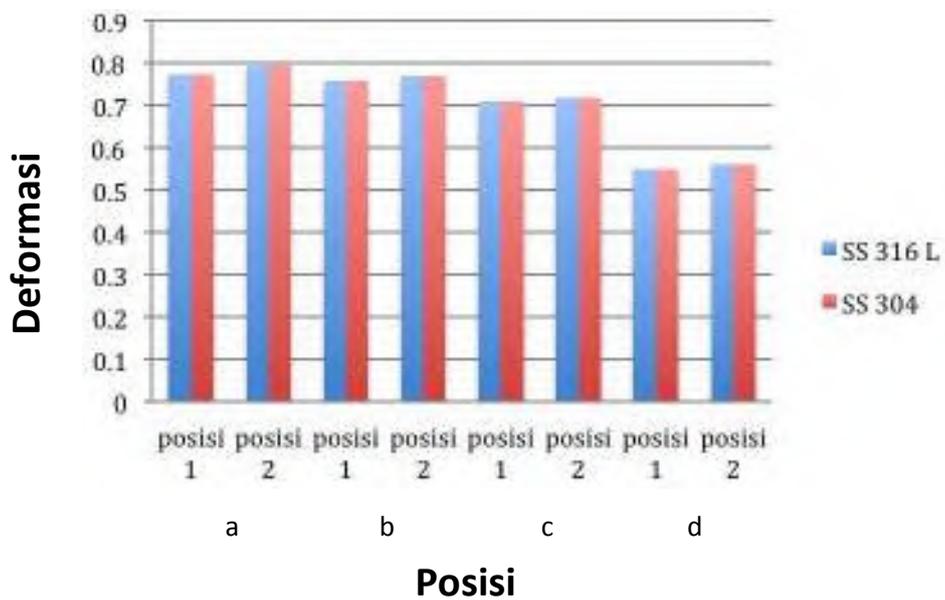
Gambar 4.34 Distribusi deformasi *plate slotted stainless steel* (a) 304 posisi 1, (b) 316 L posisi 1, (c) 304 posisi 2, (d) 316 L posisi 2, (e) 304 posisi 3, dan (f) 316 L posisi 3



Gambar 4.35 Distribusi deformasi *plate sloted stainless steel* (a) 304 posisi 4, (b) 316 L posisi 4, (c) 304 posisi 5, (d) 316 L posisi 5, (e) 304 posisi 6, dan (f) 316 L posisi 6

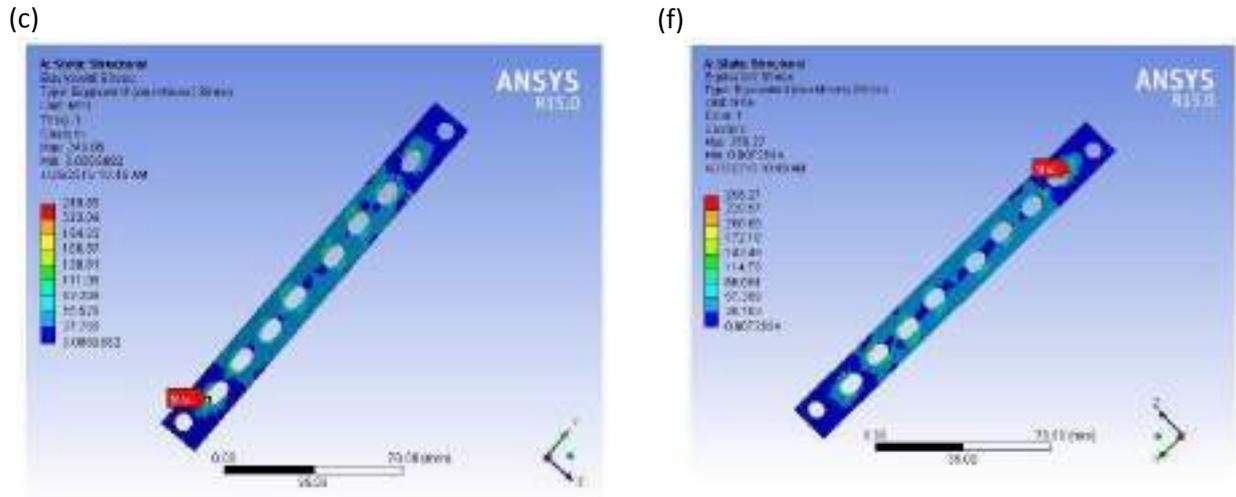


Gambar 4.36 Kurva deformasi *plate sloted* diameter screw 4,5 mm



Gambar 4.37 Kurva deformasi *plate sloted* diameter screw (a) 2,7 mm (b) 3,0 mm (c) 3,5 mm (d) 4,0 mm

Gambar 4.36 menunjukkan hasil deformasi *plate sloted* dengan posisi 1 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304. Pada variasi posisi 1 dengan material 304 didapatkan *output* deformasi sebesar 0,65402 mm dan hasil deformasi dengan material 316 L didapatkan deformasi sebesar 0,65009 mm. Posisi 2 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil deformasi sebesar 0,66134 mm dan 0,66093 mm. Hasil deformasi pada posisi 3 untuk material *stainless steel* 304 dan 316 L adalah 0,67397 mm dan 0,67433 mm. Gambar 4.35 yaitu posisi 4 sampai posisi 6 untuk material 304 adalah 0,72594 mm, 0,73784 mm dan 0,73001 mm. Hasil deformasi pada material 316 L yaitu 0,68069 mm, 0,69103 mm, dan 0,69588 mm. Deformasi tertinggi pada masing masing posisi ditunjukkan dengan degradasi warna merah yang mengindikasikan bahwa pada daerah tersebut terdapat deformasi tertinggi. Meninjau dari hasil keenam posisi tersebut apabila dilihat pada kurva seperti pada gambar 4.36 terlihat jelas perbedaan keenam posisi. Meninjau dari gambar 4.36 dapat diketahui bahwa semua data deformasi yang terjadi diatas titik aman walaupun nilainya tidak mencapai lebih dari 1 mm. Dari gambar 4.36 terlihat bahwa deformasi tertinggi terjadi pada posisi 6 yaitu 0,73011 mm untuk material 304 dan 0,69588 mm untuk 316 L. Deformasi terkecil terjadi pada posisi 1. Deformasi tertinggi pada posisi 6 terjadi pada *plate* yang berkontak langsung dengan tulang atas. *Plate* menahan tulang atas akibat beban yang diterapkan pada tulang dan adanya kemungkinan kepala *screw* tidak duduk dengan sempurna pada lubang *plate* sehingga mengalami tegangan yang besar dan mengalami deformasi yang besar pula. Sehingga pada desain *plate duo* dengan posisi 6 yang memiliki deformasi terbesar daripada posisi lainnya dianggap berada diatas aman untuk desain *bone plate* dari segi analisa *plate* dan tulang. Gambar 4.37 menunjukkan hasil deformasi *plate* dengan diameter *screw* 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, dan 4,0 mm. Deformasi tertinggi terjadi diameter *screw* 2,7 mm posisi 1 untuk material 304 dan 316 L. Posisi 2 yang memiliki deformasi tertinggi untuk material 304 dan 316 L juga terjadi pada diameter *screw* 2,7 mm. Deformasi yang terjadi pada semua posisi berupa lengkungan pada *plate*, *screw*, dan juga tulang. Deformasi yang terjadi akibat adanya tegangan yang berasal dari beban yang diterapkan. Diameter *screw* 2,7 mm posisi 1 dan 2 dianggap memiliki deformasi yang besar.



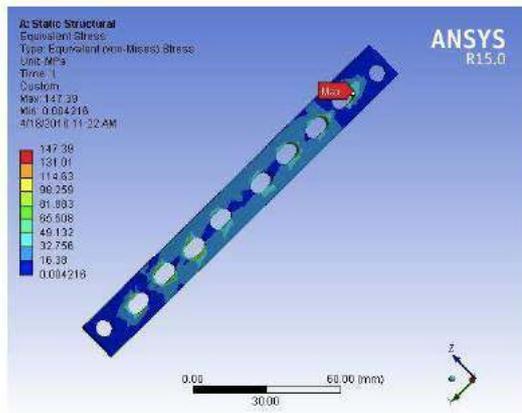
Gambar 4.38 Hasil tegangan *plate sloted* diameter 4,5 mm posisi 1 (a) 304 sudut 30 , (b) 304 sudut 45, (c) 304 sudut 60, (d) 316 L sudut 30 , (e) 316 L sudut 45, dan (f) 316 L sudut 60

Analisa tegangan *plate sloted* dengan posisi 1 yaitu untuk material *stainless steel* 316 L dan 304 ditunjukkan pada gambar 4.39. Pada posisi 1 dengan material 304 dengan sudut 30 didapatkan *output* tegangan sebesar 142,53 MPa dan hasil tegangan dengan material 316 L didapatkan tegangan sebesar 144,2 MPa. Sudut 45 untuk material 304 dan 316 L didapatkan hasil tegangan sebesar 173,24 MPa dan 176,63 MPa. Sudut 60 untuk material *stainless steel* 304 dan 316 L adalah 249,85 MPa dan 258,27 MPa. Berdasarkan nilai tegangan tersebut, ketiga sudut di gambarkan dengan gerak tubuh manusia ketika berjalan. Semakin tinggi nilai sudutnya maka nilai tegangan yang dihasilkan juga semakin besar.

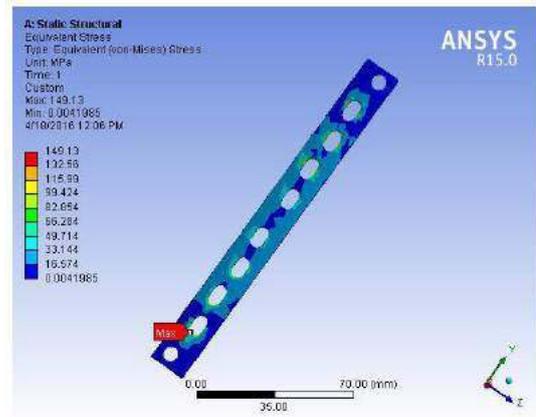
Sudut 30 untuk kedua material berada pada batas aman karena masih berada dibawah *yield strength* dari kedua material. Sehingga pasien disarankan hanya boleh menggerakkan kaki dengan tidak terlalu jauh melangkah. Sudut 45 yang disarankan untuk kasus patah tulang adalah menggunakan material 304 karena berada pada batas aman. Material 316 L dianggap gagal untuk dijadikan sebagai implant. Pada sudut 60 untuk kedua material dianggap telah gagal sebagai implant karena nilai tegangan sudah melebihi dari *yield strength* materialnya. Sehingga dapat ditarik kesimpulan bahwa pasien yang di implant tidak boleh banyak melakukan gerak agar proses implant berhasil untuk mengalami *recovery*.

Dapat dikatakan boleh mengalami gerak sebesar sudut 30 derajat saja agar tetap berada pada batas aman.

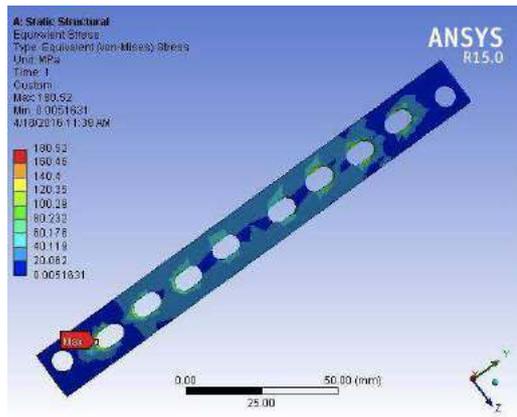
(a)



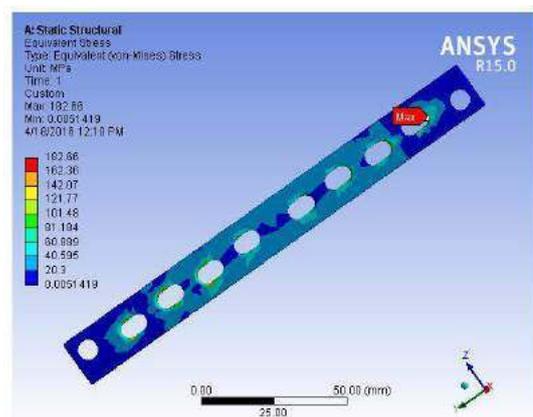
(d)



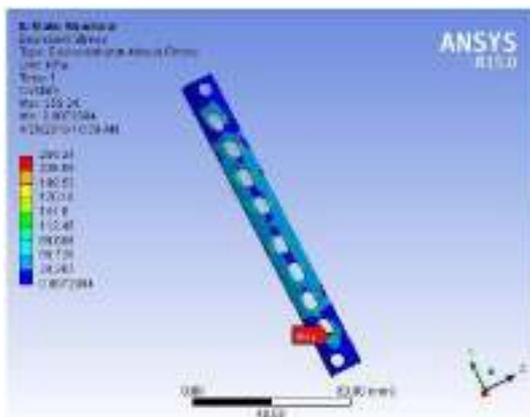
(b)



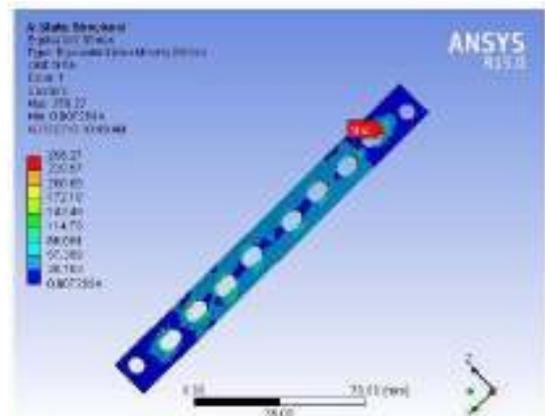
(e)



(c)

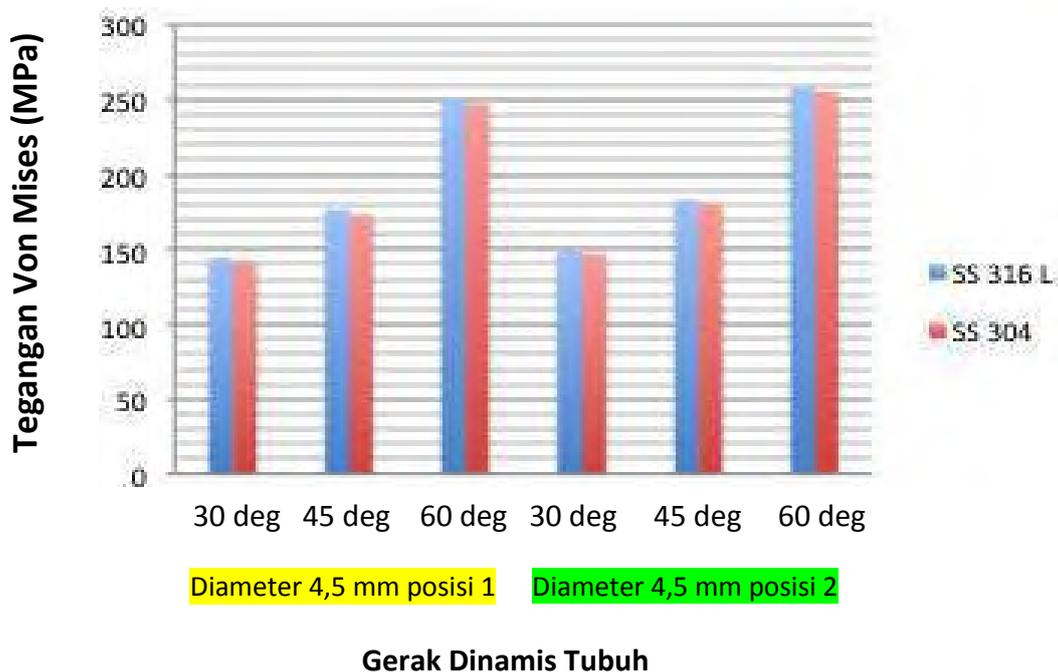


(f)



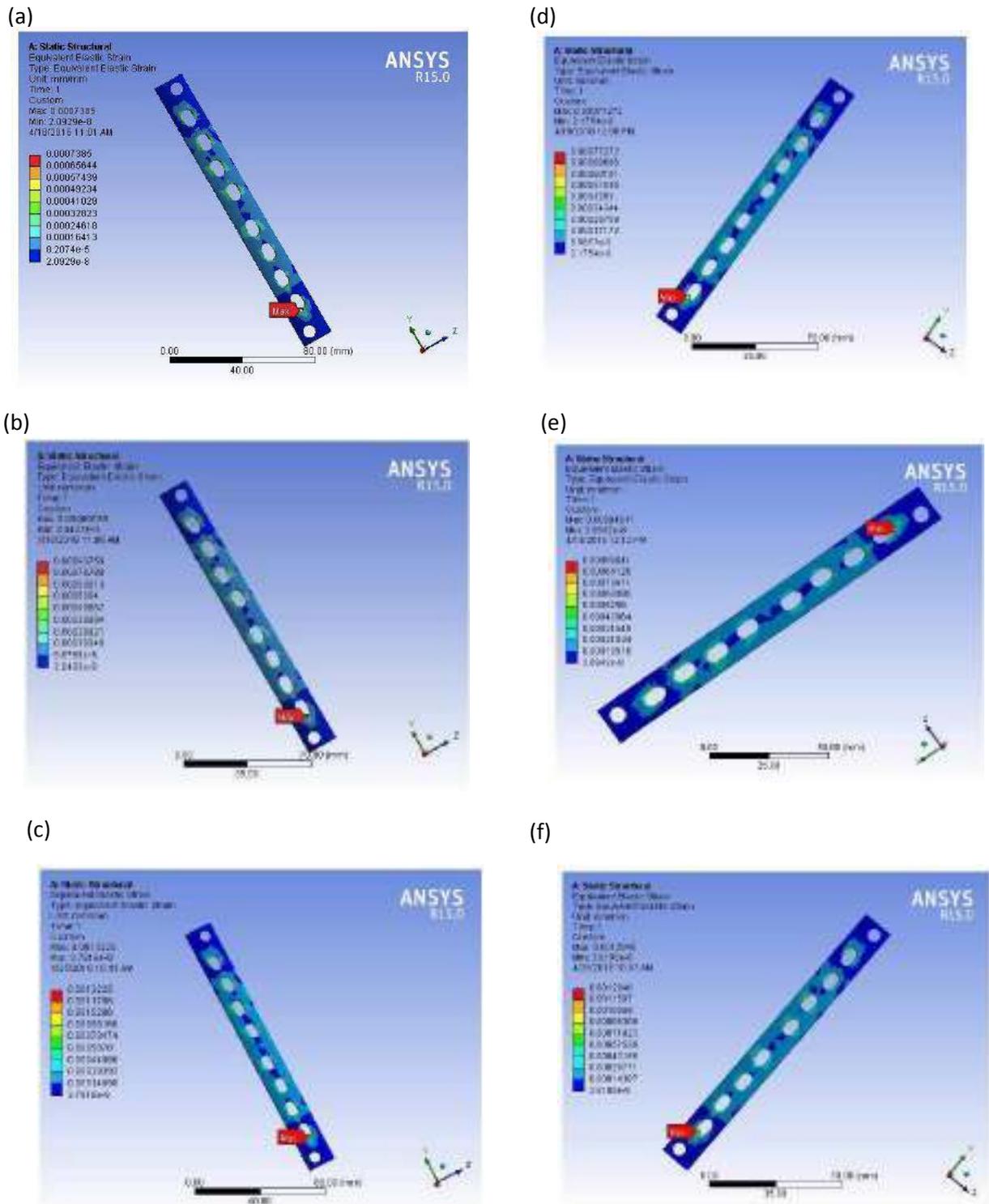
Gambar 4.39 Hasil tegangan *plate slotted* diameter 4,5 mm posisi 2 (a) 304 sudut 30 , (b) 304 sudut 45, (c) 304 sudut 60, (d) 316 L sudut 30 , (e) 316 L sudut 45, dan (f) 316 L sudut 60

Terdapat perbedaan nilai tegangan pada posisi 2 dengan berbagai macam sudut. Pada sudut 30 dengan posisi 2 didapatkan nilai tegangan sebesar 147,39 MPa untuk material 304 dan 149,13 MPa untuk material 316 L. Sudut 45 didapat nilai tegangan sebesar 180,52 MPa untuk material 304 dan 182,66 MPa untuk material 316 L. Sudut 60 didapat nilai tegangan sebesar 255,24 MPa untuk material 304 dan 258,27 MPa untuk material 316 L. Seperti pada posisi 1, terdapat persamaan pada posisi 2 yaitu kondisi yang berada pada batas aman adalah pada sudut 30 derajat untuk kedua material. Sedangkan sudut 45 hanya pada material 304 yang dianggap berada pada batas aman. Sudut 60 untuk kedua material dianggap gagal untuk dijadikan sebagai implan karena nilai tegangannya melebihi dari yield strength materialnya. Berikut akan dijelaskan dengan grafik perbedaan antara posisi 1 dan posisi 2 untuk kesemua sudut.

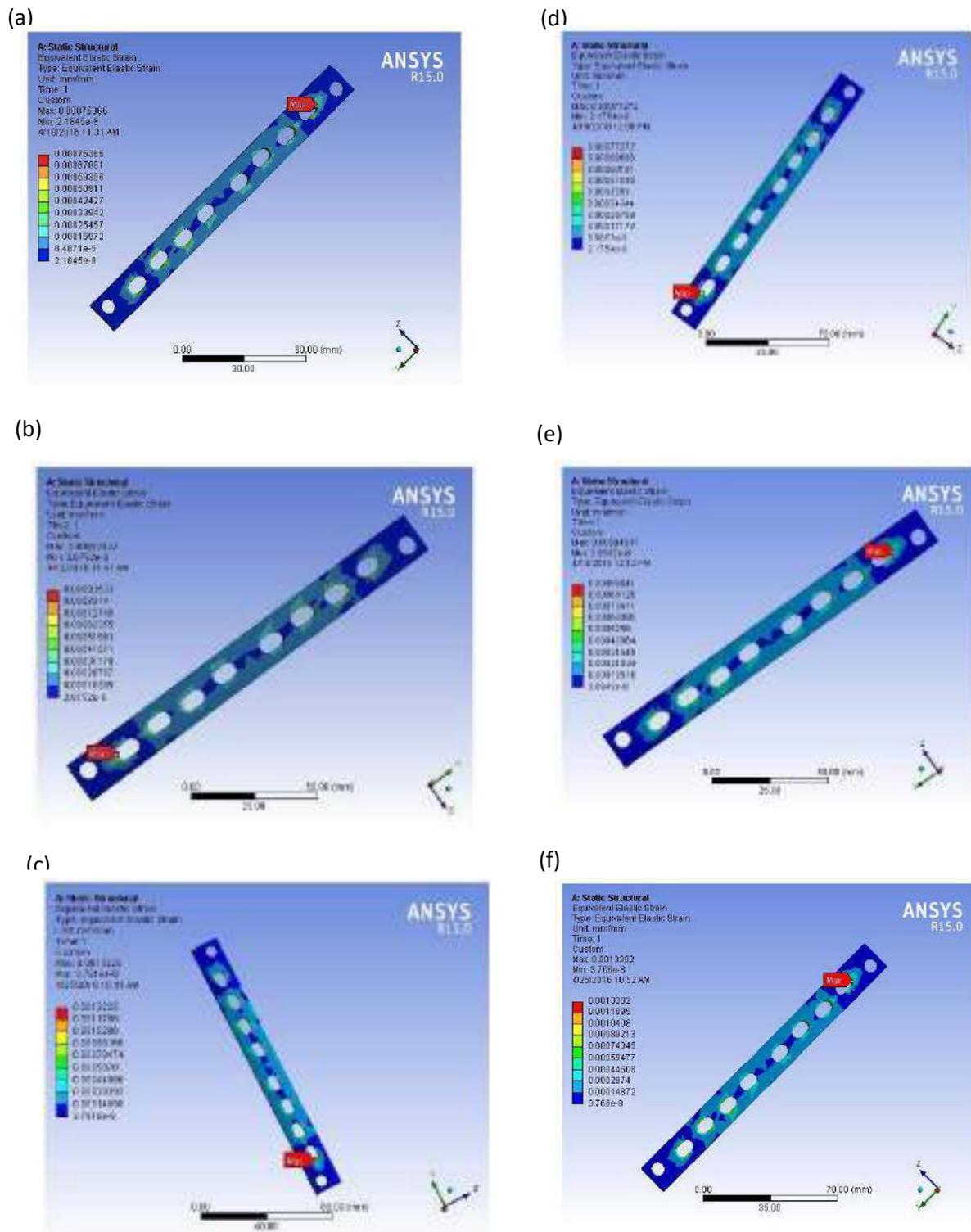


Gambar 4.40. Grafik tegangan diameter 4,5 posisi 1 dan 2 sudut 30, 45, dan 60 derajat

4.2.2 Analisa Regangan Diameter 4,5 mm posisi 1 dan 2



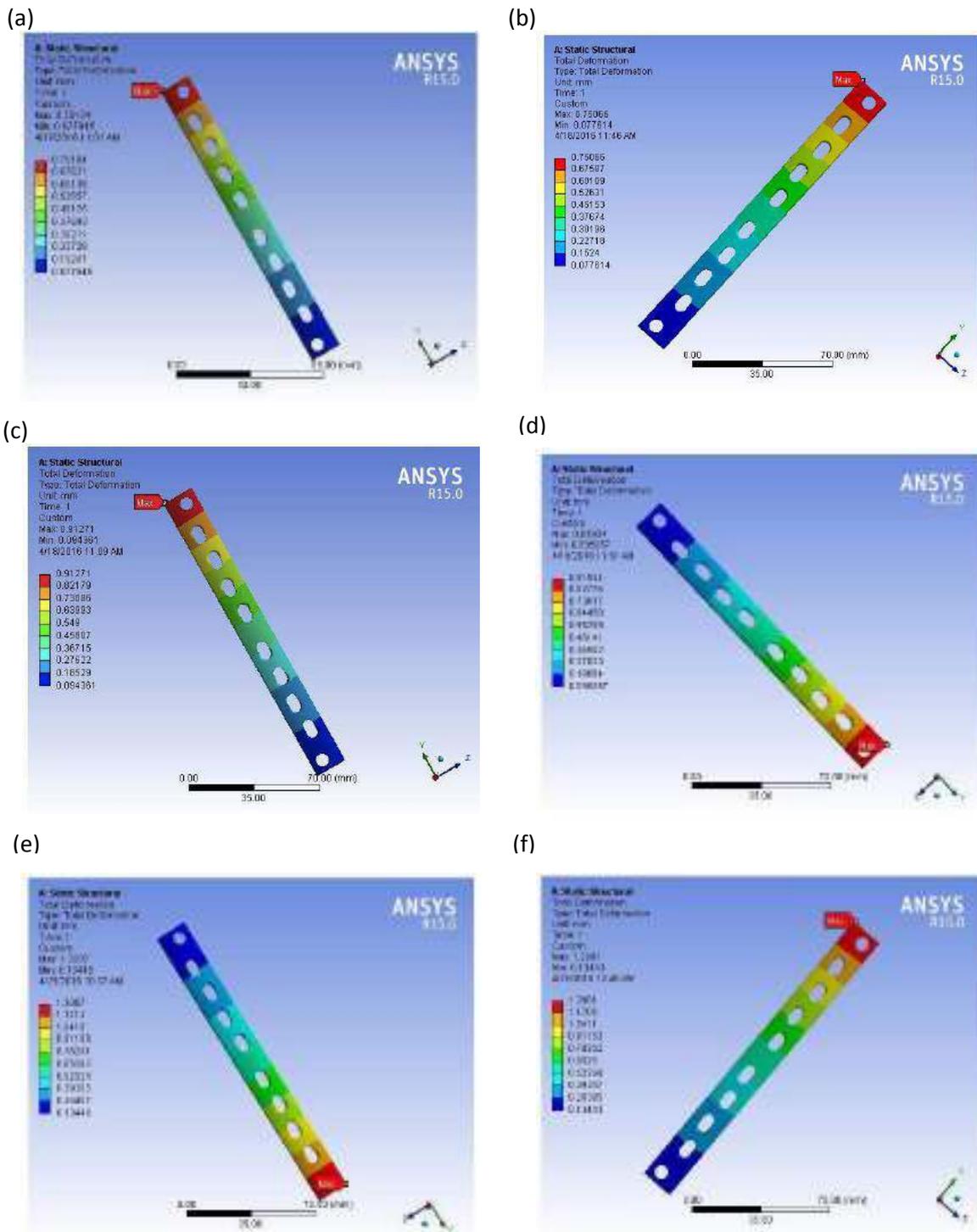
Gambar 4.41 Distribusi regangan *plate sloted* diameter 4,5 mm posisi 1 (a) 304 sudut 30 , (b) 304 sudut 45, (c) 304 sudut 60, (d) 316 L sudut 30 , (e) 316 L sudut 45, dan (f) 316 L sudut 60



Gambar 4.42 Distribusi regangan *plate sloted* diameter 4,5 mm posisi 1 (a) 304 sudut 30 , (b) 304 sudut 45, (c) 304 sudut 60, (d) 316 L sudut 30 , (e) 316 L sudut 45, dan (f) 316 L sudut 60

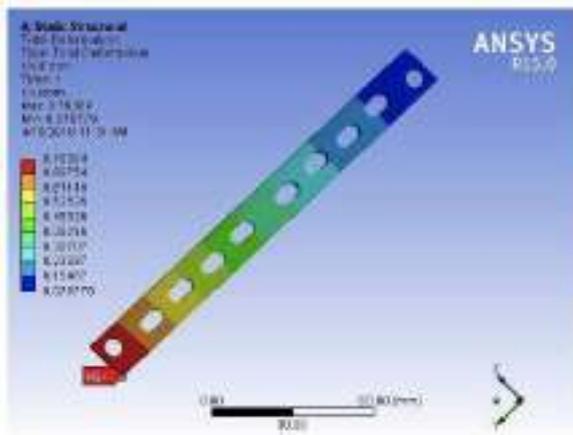
Nilai regangan pada posisi 1 dan 2 dengan berbagai macam sudut berbanding lurus dengan hasil tegangannya. Pada sudut 30 dengan posisi 1 dan 2 didapatkan nilai regangan sebesar 0,0007385 dan 0,00076366 untuk material 304 dan 0,00077272 untuk material 316 L. Sudut 45 didapat nilai regangan sebesar 0,00089759 dan 0,00093532 untuk material 304 dan 0,00094541 untuk material 316 L. Sudut 60 didapat nilai regangan sebesar 0,0013325 dan untuk material 304 dan 0,0012946 dan 0,0013382 untuk material 316 L. Posisi 1 dan posisi 2 yaitu kondisi yang berada pada batas aman adalah pada sudut 30 derajat untuk kedua material. Sedangkan sudut 45 hanya pada material 304 yang dianggap berada pada batas aman. Sudut 60 untuk kedua material dianggap gagal untuk dijadikan sebagai implan karena nilai tegangannya melebihi dari yield strength materialnya. Berikut akan dijelaskan dengan grafik perbedaan antara posisi 1 dan posisi 2 untuk kesemua sudut. Nilai deformasi pada posisi 1 dan 2 dengan berbagai macam sudut berbanding lurus dengan hasil tegangannya. Pada sudut 30 dengan posisi 1 dan 2 didapatkan nilai deformasi sebesar 0,75104 mm dan 0,76364 mm untuk material 304 dan 0,75066 mm dan 0,76317 mm untuk material 316 L. Sudut 45 didapat nilai deformasi sebesar 0,91271 mm dan 0,92522 mm untuk material 304 dan 0,91934 mm dan 0,93465 mm untuk material 316 L. Sudut 60 didapat nilai deformasi sebesar 1,3007 mm dan 1,3224 mm untuk material 304 dan 1,3001 mm dan 1,3216 mm untuk material 316 L. Posisi 1 dan posisi 2 yaitu kondisi yang berada pada batas aman adalah pada sudut 30 derajat untuk kedua material. Sedangkan sudut 45 hanya pada material 304 yang dianggap berada pada batas aman. Sudut 60 untuk kedua material dianggap gagal untuk dijadikan sebagai implan karena nilai tegangannya melebihi dari yield strength materialnya. Berikut akan dijelaskan dengan grafik perbedaan antara posisi 1 dan posisi 2 untuk kesemua sudut. Dengan begitu nilai tegangan, regangan, dan deformasi dengan semakin besar sudut maka akan semakin besar nilai tegangan, regangan dan deformasi sehingga semakin tidak aman untuk dijadikan *bone plate*.

4.2.3 Analisa Deformasi Diameter 4,5 mm posisi 1 dan 2

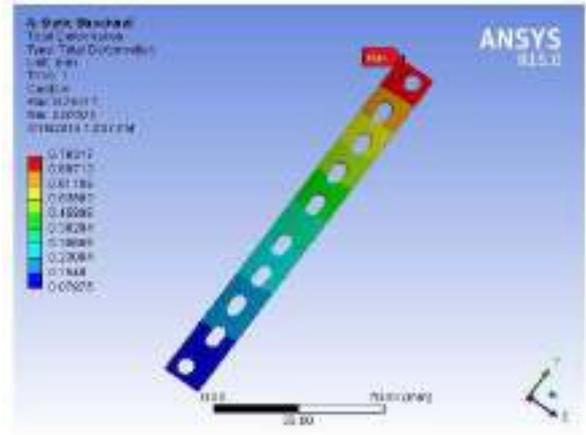


Gambar 4.43 Distribusi regangan *plate slotted* diameter 4,5 mm posisi 1 (a) 304 sudut 30 , (b) 304 sudut 45, (c) 304 sudut 60, (d) 316 L sudut 30 , (e) 316 L sudut 45, dan (f) 316 L sudut 60

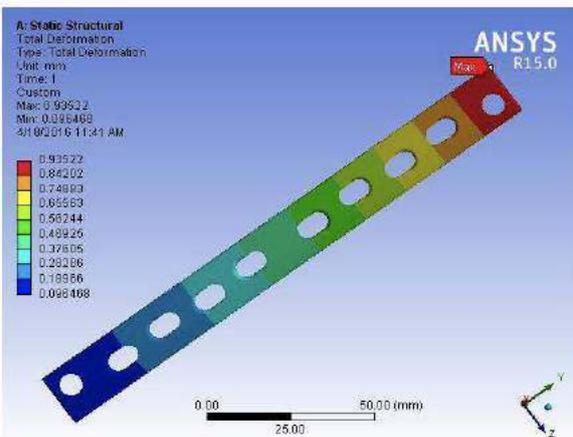
(a)



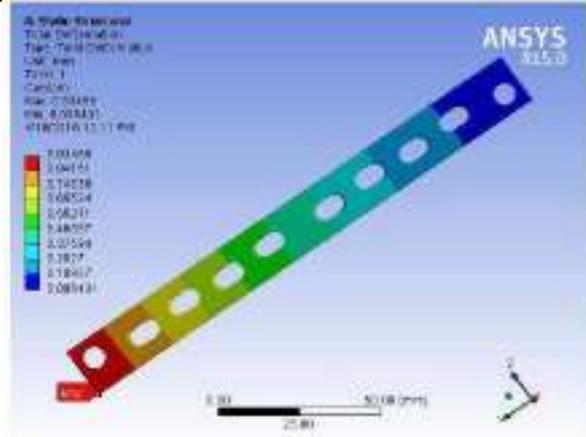
(b)



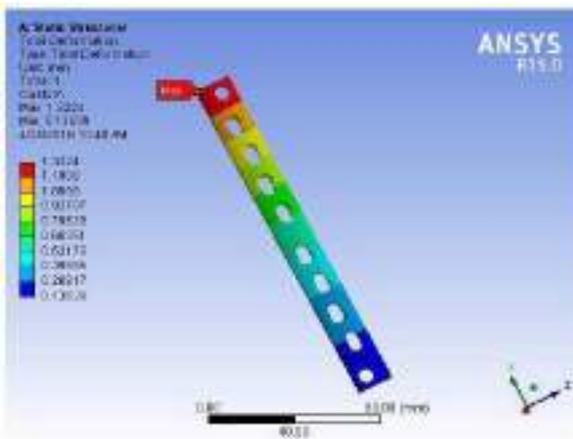
(c)



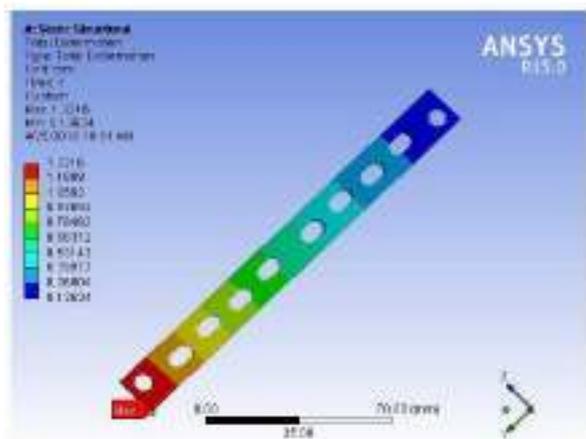
(d)



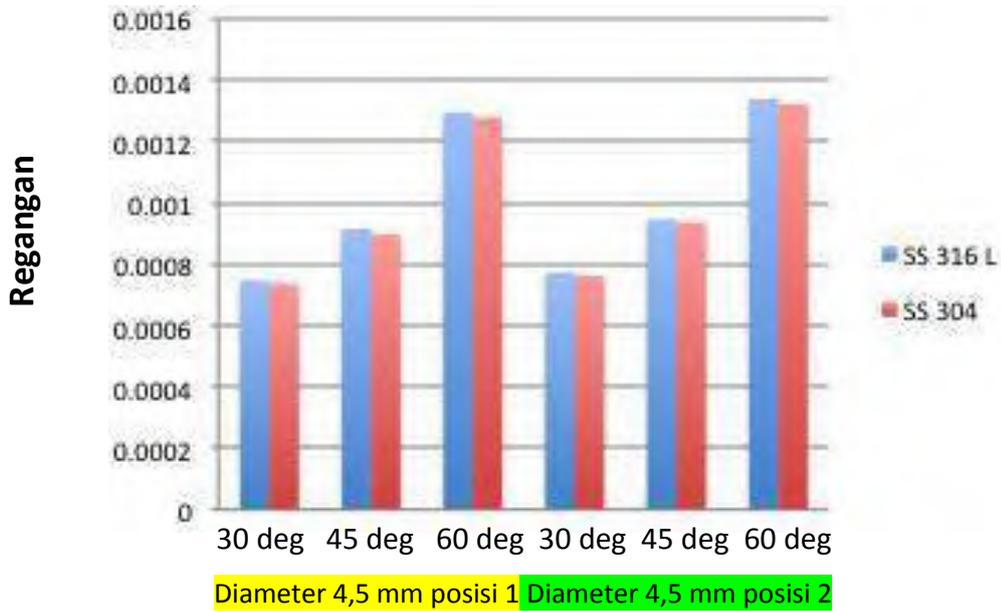
(e)



(f)

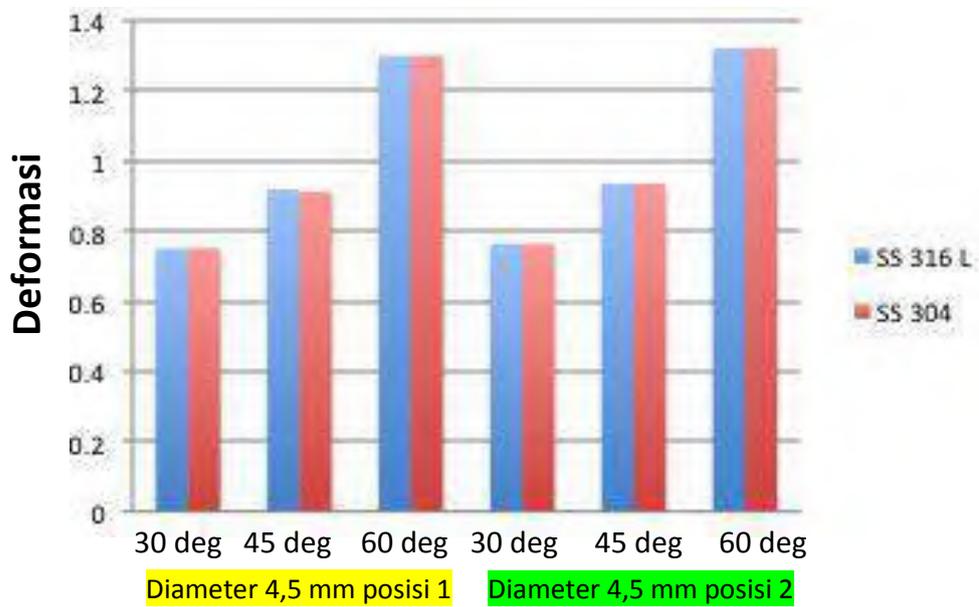


Gambar 4.44 Distribusi deformasi *plate slotted* diameter 4,5 mm posisi 2 (a) 304 sudut 30 , (b) 316 L sudut 30, (c) 304 sudut 45, (d) 316 L sudut 45 , (e) 304 sudut 60, dan (f) 316 L sudut 60



Gerak Dinamis Tubuh

Gambar 4.45 Grafik regangan diameter 4,5 posisi 1 dan 2 sudut 30, 45, dan 60

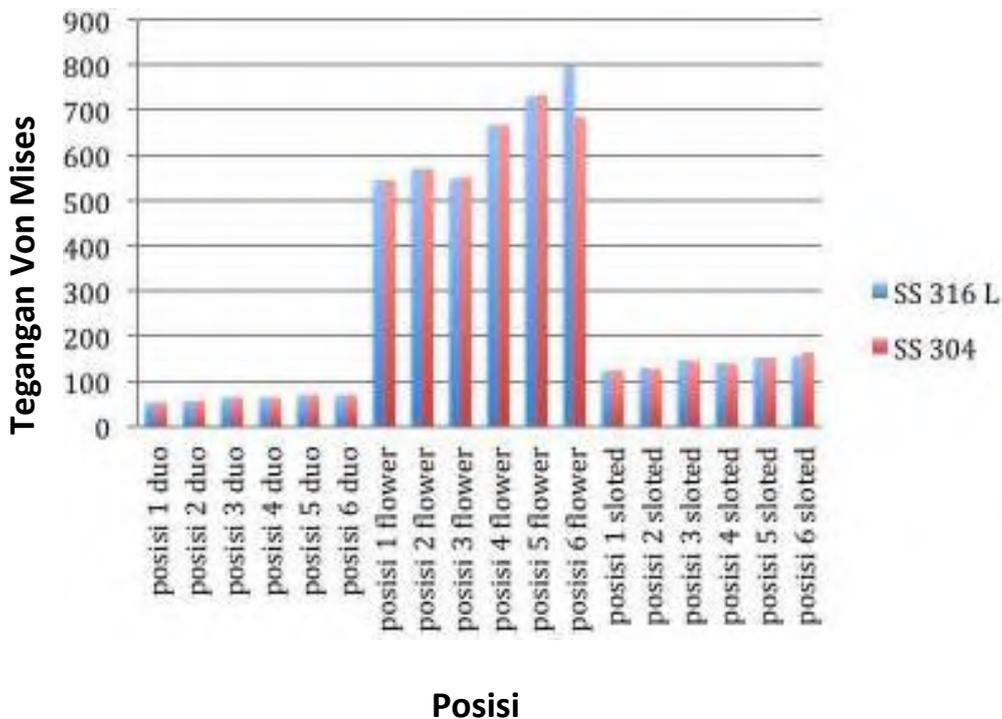


Gerak Dinamis Tubuh

Gambar 4.46 Grafik deformasi diameter 4,5 posisi 1 dan 2 sudut 30, 45, dan 60

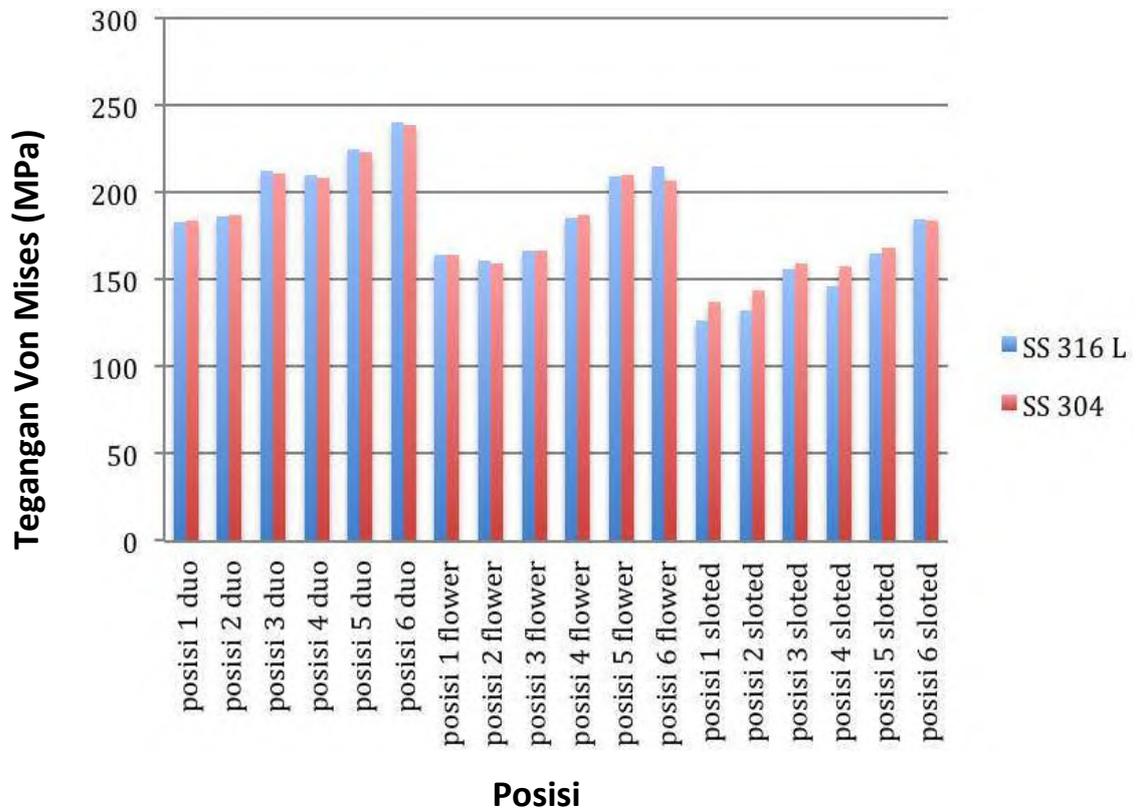
4.3 Pertimbangan Desain Terbaik .

Pada penelitian ini, dapat terlihat hasil terbaik dari ketiga desain *plate* yaitu *plate duo*, *plate flower* dan *plate sloted*. Terlihat pada gambar 4.45 grafik batang menunjukkan tegangan tertinggi terjadi pada *plate flower* dan sudah sangat jauh melebihi *yield strength* dari materialnya yaitu *stainless 316 L* dan *304*. *Plate flower* memiliki nilai tegangan yang tinggi dikarenakan lubang pada *plate* tersebut memiliki ujung yang runcing pada setiap sudutnya sehingga hal ini yang menyebabkan meningkatnya konsentrasi tegangan pada daerah tersebut. Meningkatnya tegangan tersebut hingga melebihi batas *yield strength*. Desain *plate* dengan model lubang membentuk banyak lekukan seperti bunga ini sangat tidak disarankan apabila akan dijadikan aplikasi *bone plate*. Bukan hanya dari segi *plate* saja yang memiliki tegangan tertinggi, pada *screw* juga mengalami tegangan tertinggi sehingga apabila dilakukan *assembly* pada tulang pasien akan menimbulkan *fracture* yang dapat memperparah kondisi tulang yang patah atau retak.

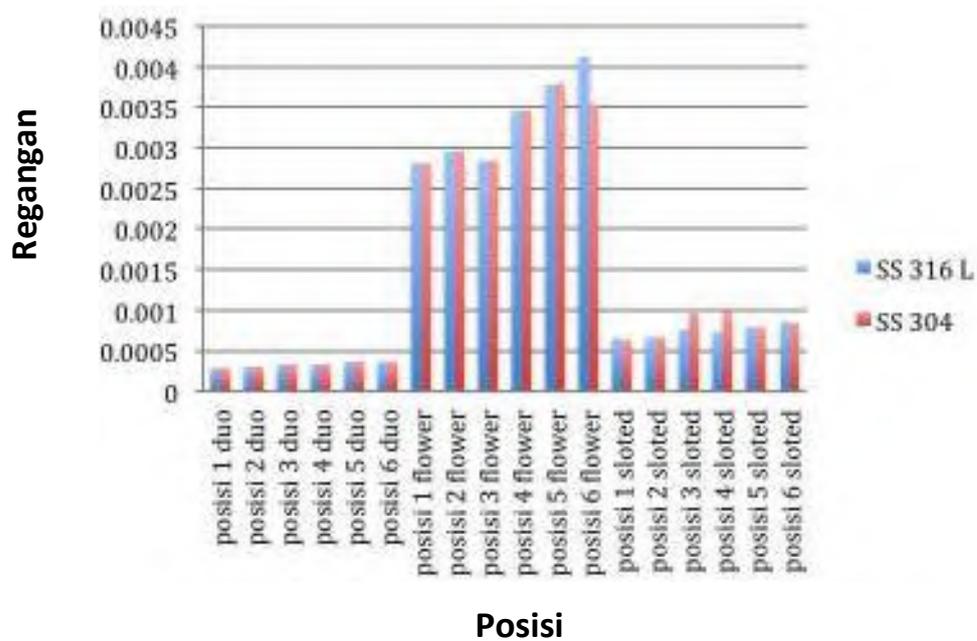


Gambar 4.47 Hasil tegangan *plate duo*, *plate flower*, dan *plate sloted* diameter 4,5 mm

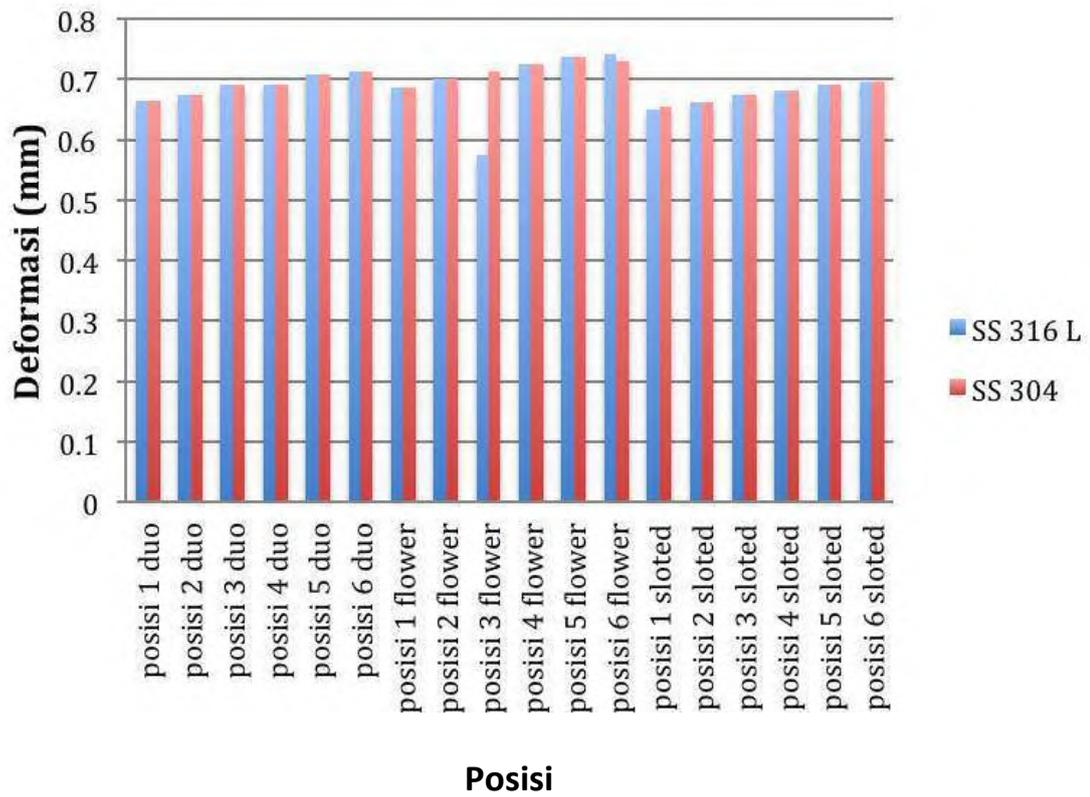
Tegangan terendah terjadi pada *plate duo*, hal ini terlihat dari nilai tegangan *plate* tersebut yang rendah. Desain lubang pada *plate* ini membuat *screw* yang melekat pada *plate* dapat duduk dengan sempurna pada salah satu lubang *plate*. Sehingga dengan duduknya kepala *screw* dengan sempurna inilah membuat tegangan yang terjadi akan rendah dan secara medis *plate* ini aman untuk dijadikan desain *bone plate*. Akan tetapi apabila *plate* tersebut di *assembly* dengan *screw* model *cortical*, maka tegangan yang terjadi pada *screw* menjadi sangat besar (lihat lampiran 1, data tegangan untuk *plate* dan *screw*) sehingga menjadi tidak aman untuk kasus patah tulang. Namun hal ini menjadi sedikit terbantu dengan adanya peletakan posisi *screw* pada *plate* yang terisi penuh (posisi 1, lihat gambar 4.1). *Screw* yang terisi penuh pada *plate* menyebabkan meratanya distribusi tegangan sehingga tegangan yang terbagi dapat tersebar merata ke seluruh *plate* dan juga *screw*. Berbeda pada *plate sloted* yang dapat dikatakan bahwa *plate* ini memiliki hasil terbaik diantara yang lain karena *plate sloted* ini memiliki nilai tegangan diatas *plate duo*. Meskipun memiliki nilai tegangan lebih tinggi dari *plate duo*, *plate sloted* apabila di *assembly* secara keseluruhan dengan *screw*, menghasilkan nilai tegangan yang masih berada dibawah *yield strength* material penyusunnya. Hal tersebut digambarkan pada grafik batang 4.45, terlihat bahwa tegangan yang terjadi pada *screw* memiliki nilai tegangan terendah apabila di *assembly* dengan *plate sloted*. ini. Hal inilah yang dijadikan kesimpulan bahwa *plate sloted* merupakan hasil terbaik dari *plate* lainnya terlebih apabila di *assembly* dengan *screw* dan tulang. Selain itu nilai regangan dan deformasi mengikuti hasil dari tegangannya. Apabila dilihat dari bentuk lubangnya, *plate sloted* ini memiliki dua sisi yang sedikit membesar di salah satu sisinya. *Screw* diletakkan pada sisi yang kecil sehingga kepala *screw* menggeser ke sisi yang lebih besar dan membuat *plate* bagian tulang atas tertarik kebawah dan *plate* tulang bawah tertarik keatas menyebabkan tulang yang patah atau retak akan tersambung dengan adanya fenomena ini. Deformasi yang terjadi pada hasil terbaik *sloted* tidak melebihi 1 mm sehingga fenomena deformasi yang berupa lengkungan pada *plate* ini hampir tidak terlihat karena tidak terlalu besar yaitu tidak lebih 1 mm.



Gambar 4.48 Hasil tegangan screw pada *plate duo*, *plate flower*, dan *plate slotted* diameter 4,5 mm.



Gambar 4.49 Hasil regangan pada *plate duo*, *plate flower*, dan *plate slotted* diameter 4,5 mm.



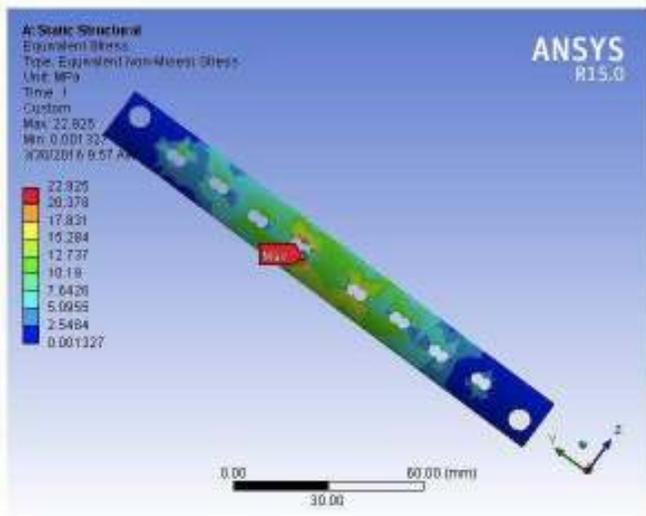
Gambar 4.50 Hasil deformasi pada *plate duo*, *plate flower*, dan *plate slotted* diameter 4,5 mm.

LAMPIRAN

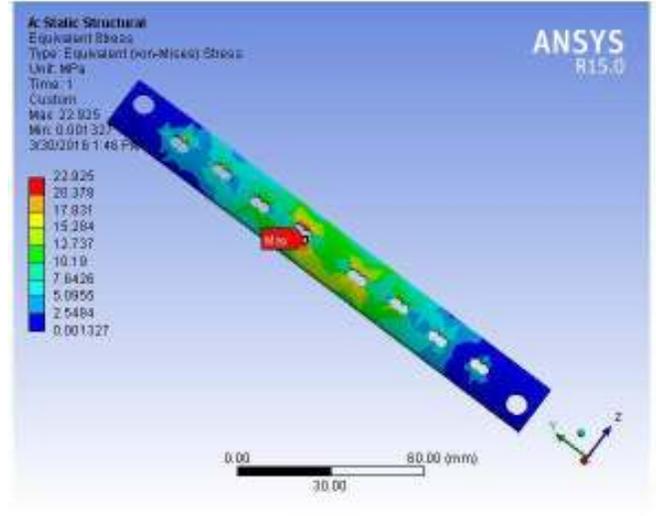
A. Plate Duo Diameter 2.7

A.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

A.1.1 Nilai Stress Plate Duo Diameter 2.7.1

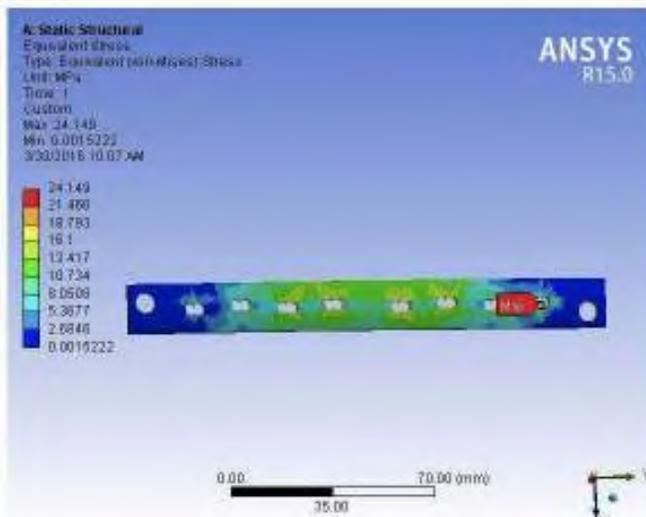


a

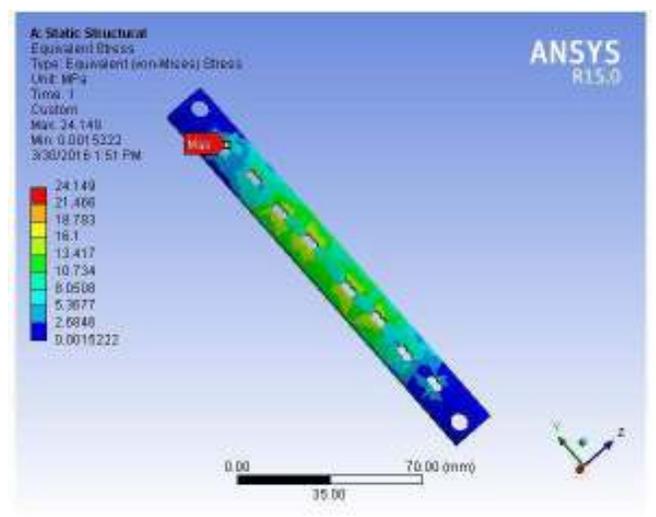


b

A.1.2 Nilai Stress Plate Duo Diameter 2.7.2



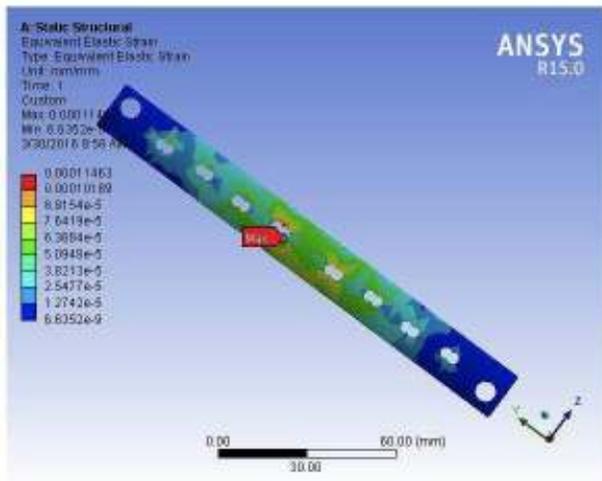
a



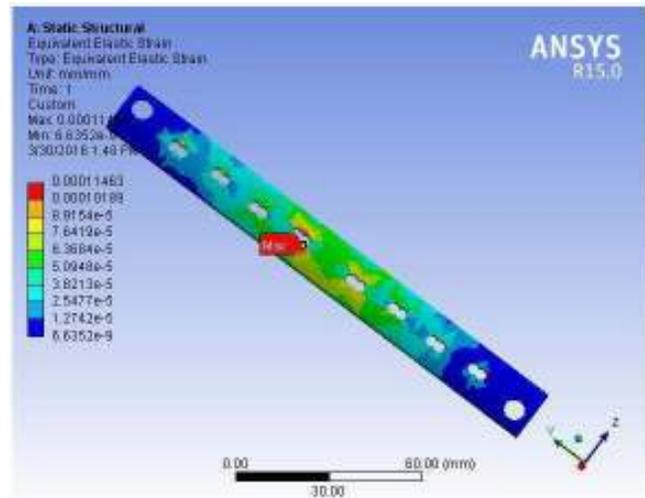
b

A.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

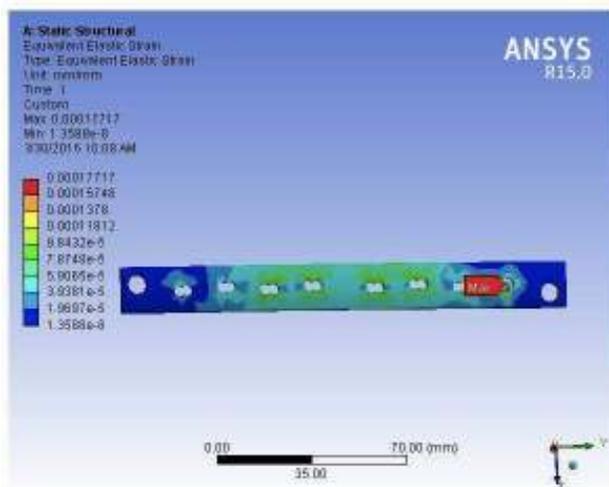
A.2.1 Nilai Strain Plate Duo Diameter 2.7.1



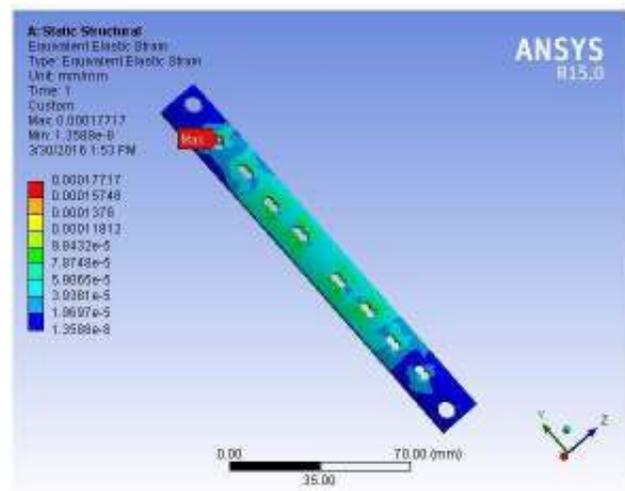
a



A.2.2 Nilai Strain Plate Duo Diameter 2.7.2



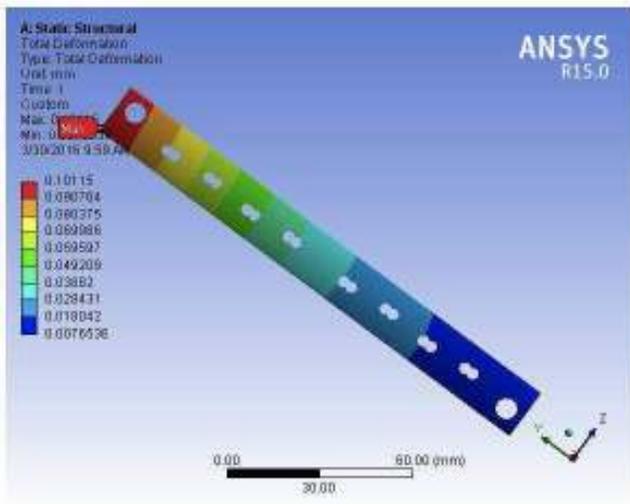
a



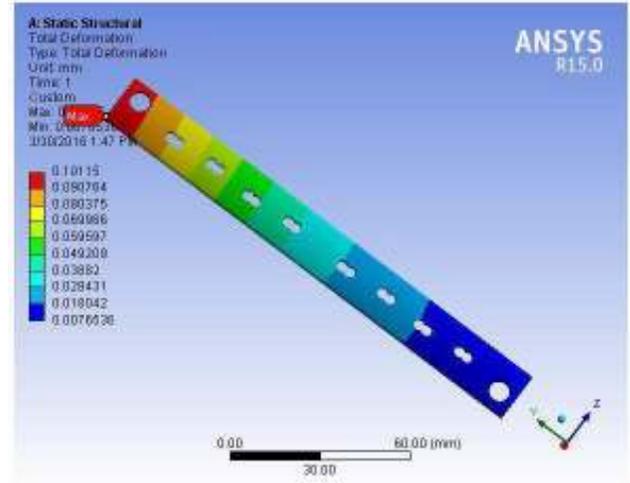
b

A.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

A.3.1 Nilai Deformasi Plate Duo Diameter 2.7.1

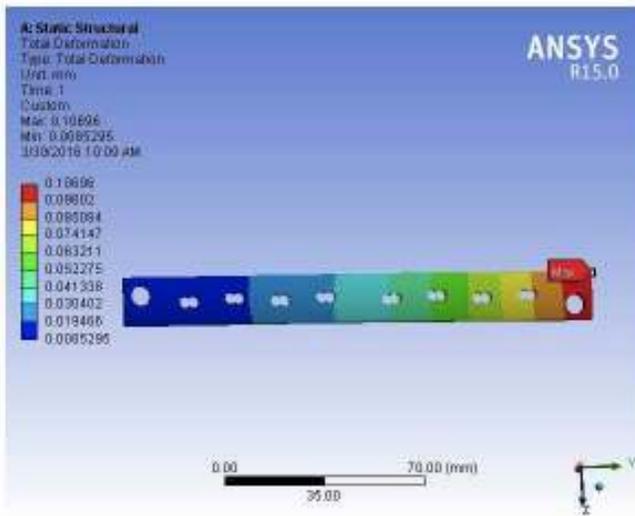


a

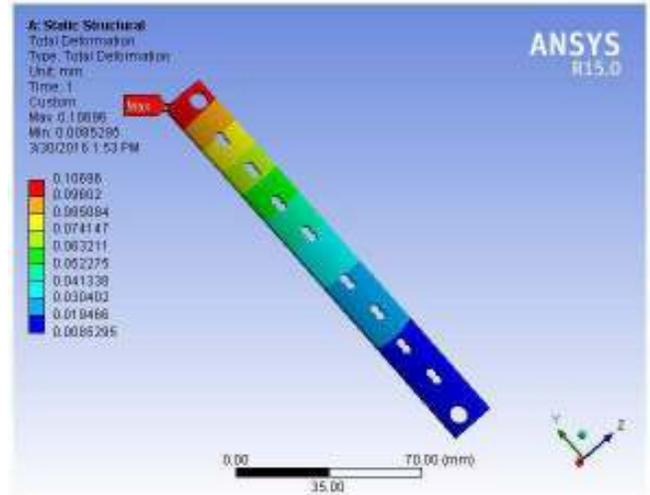


b

A.3.2 Nilai Strain Plate Duo Diameter 2.7.2



a

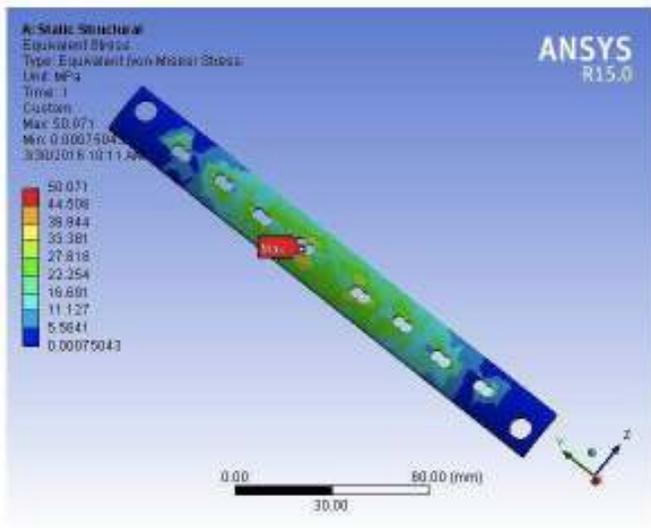


b

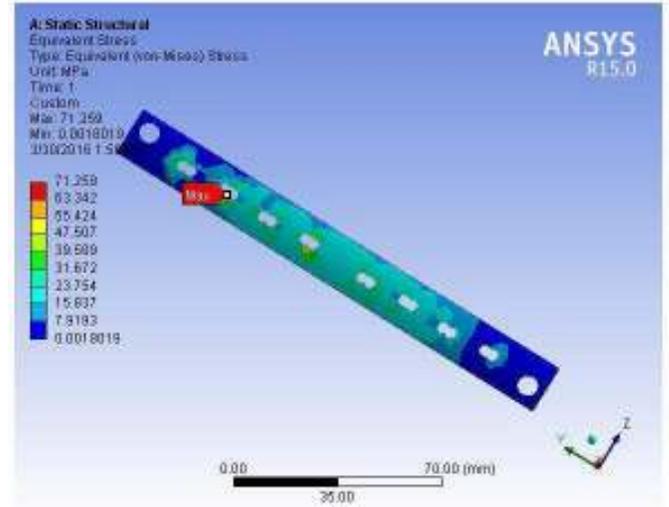
B. Plate Duo Diameter 3.0

B.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

B.1.1 Nilai Stress Plate Duo Diameter 3.0.1

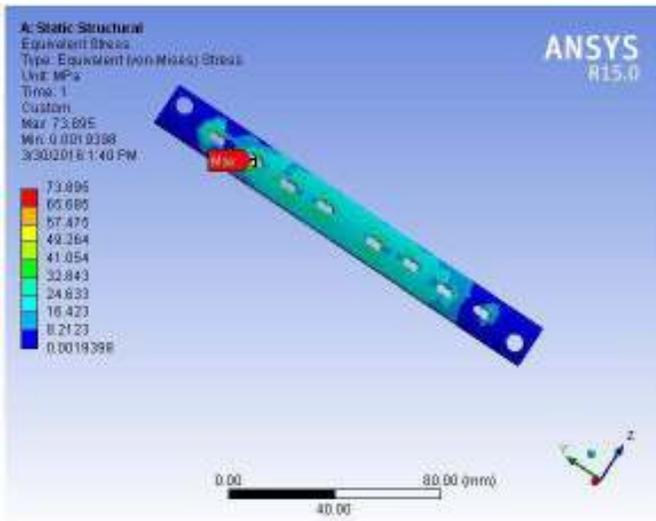


a

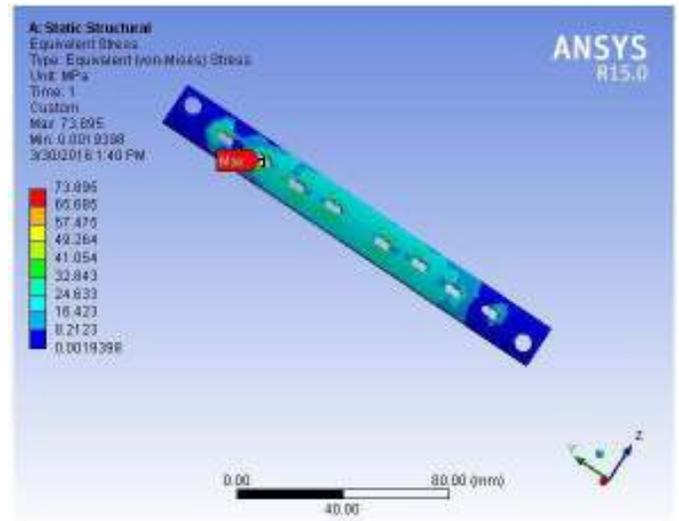


b

B.1.2 Nilai Stress Plate Duo Diameter 3.0.2



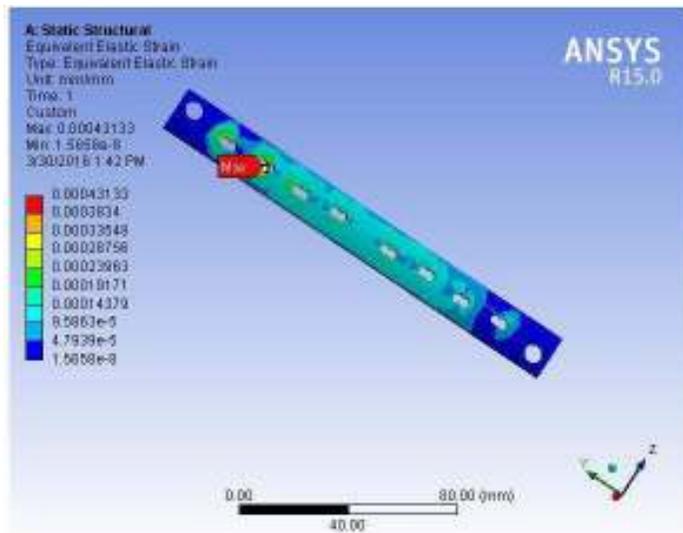
a



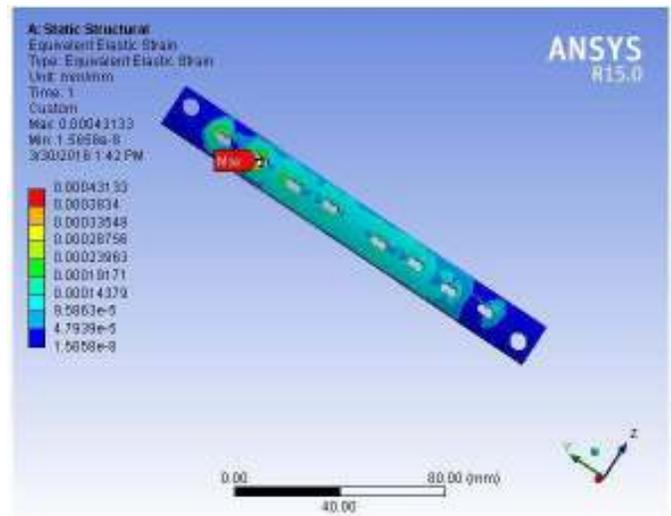
b

B.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

B.2.1 Nilai Strain Plate Duo Diameter 3.0.2

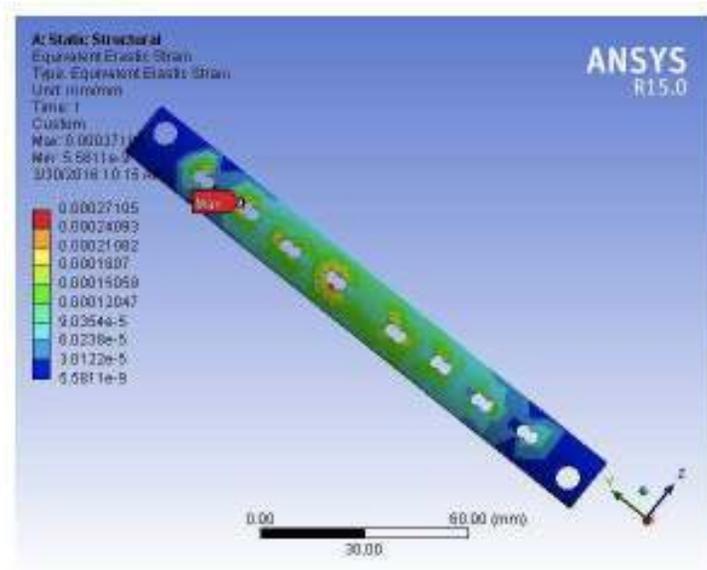


a

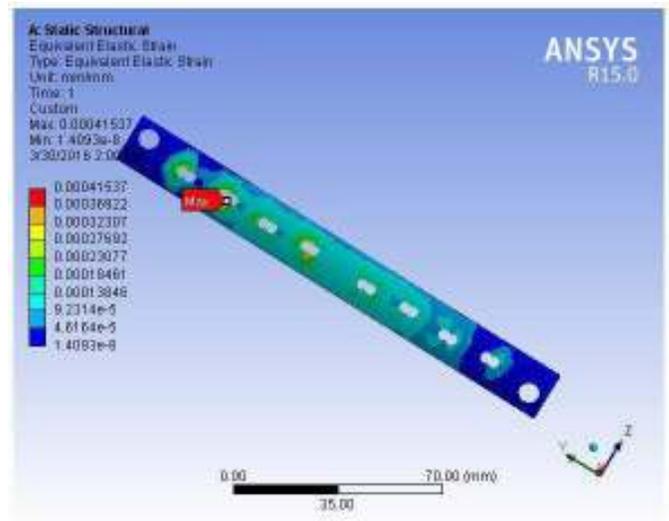


b

B.2.2 Nilai Strain Plate Duo Diameter 3.0.1



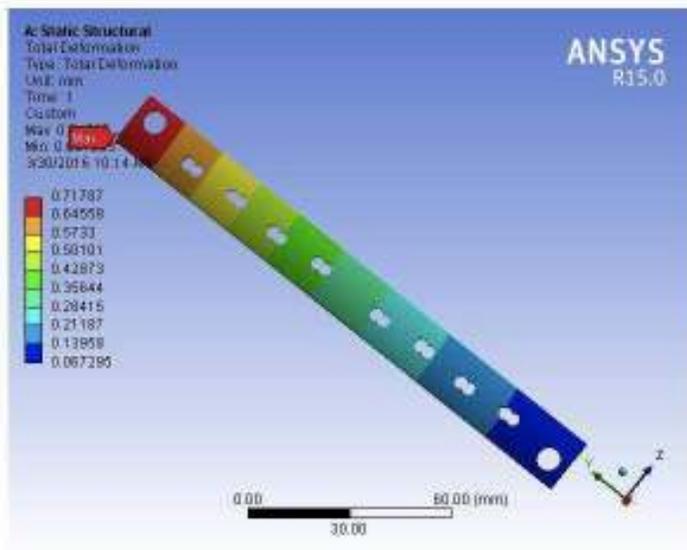
a



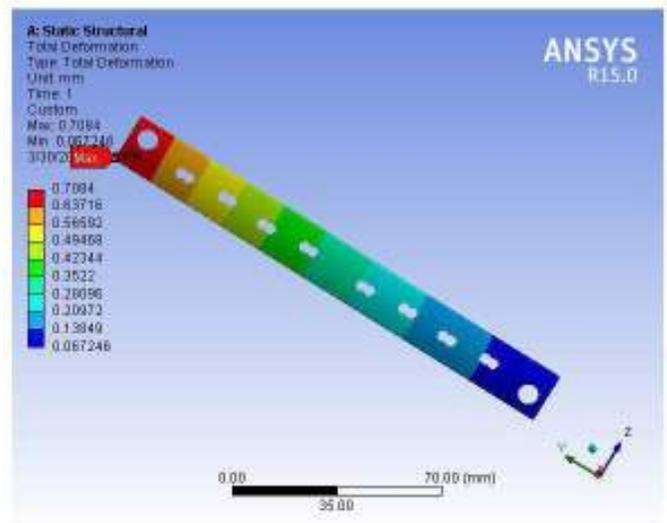
b

B.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

B.3.1 Nilai Deformasi Plate Duo Diameter 3.0.1

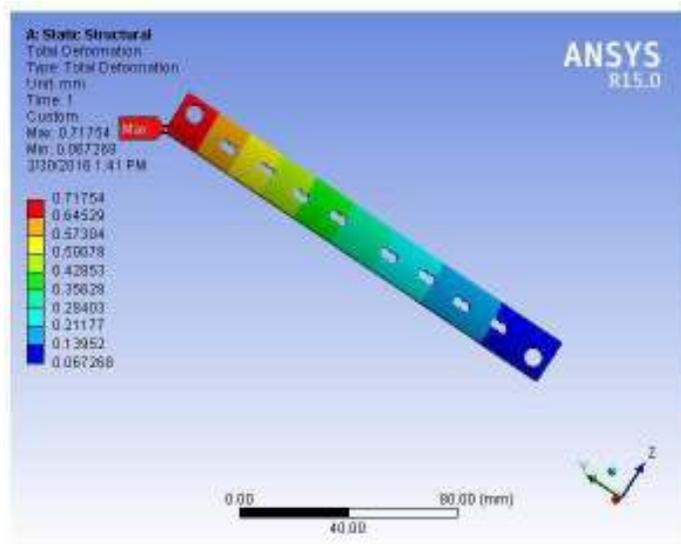


a

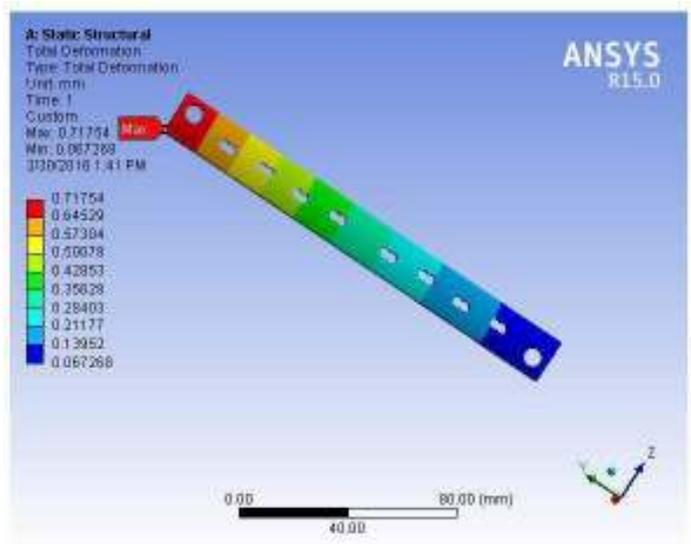


b

B.3.2 Nilai Deformasi Plate Duo Diameter 3.0.2



a

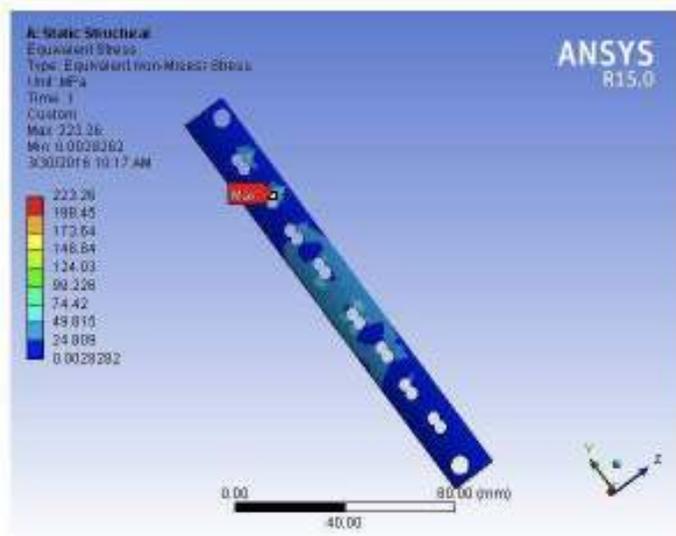


b

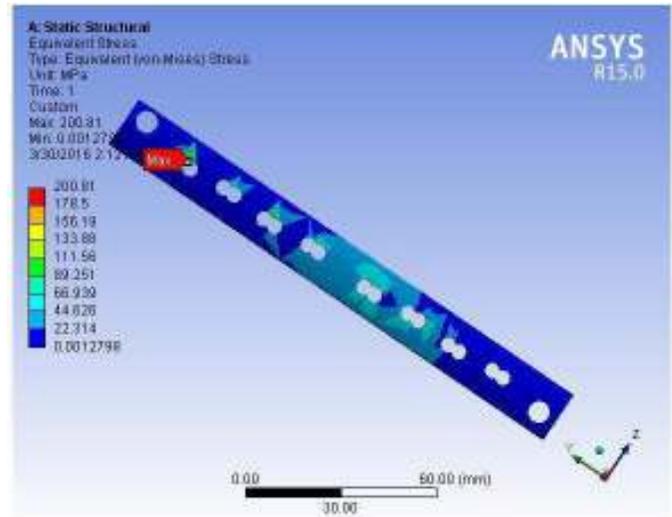
C. Plate Duo Diameter 3.5

C.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

C.1.1 Nilai Stress Plate Duo Diameter 3.5.1

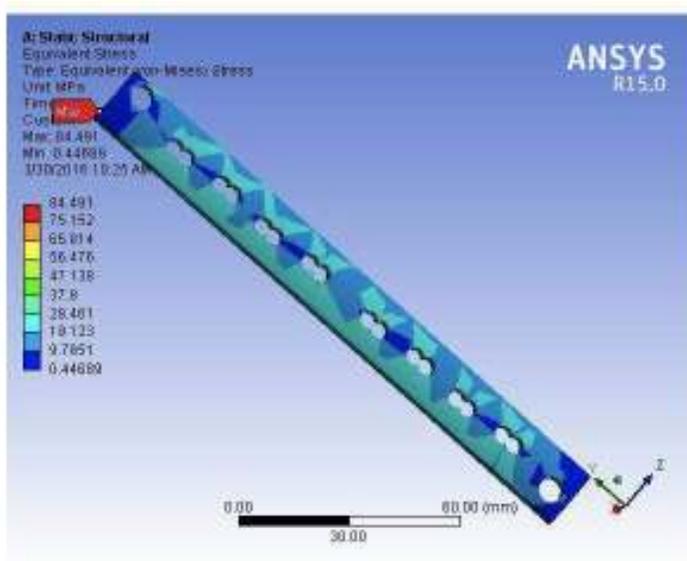


a

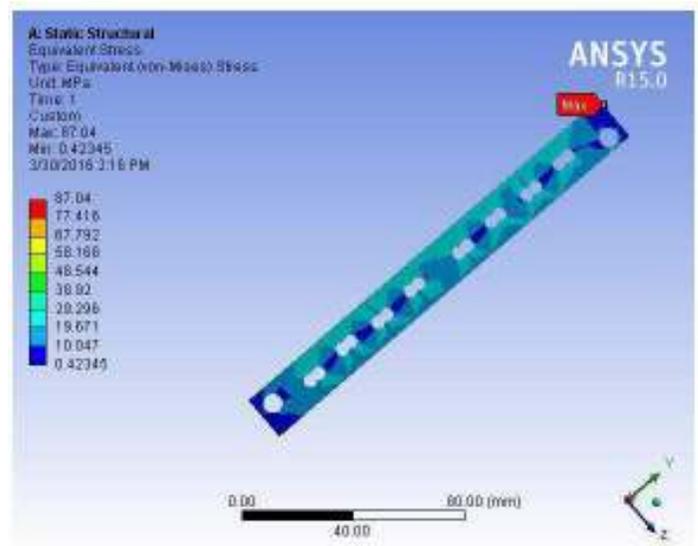


b

C.1.2 Nilai Stress Plate Duo Diameter 3.5.2



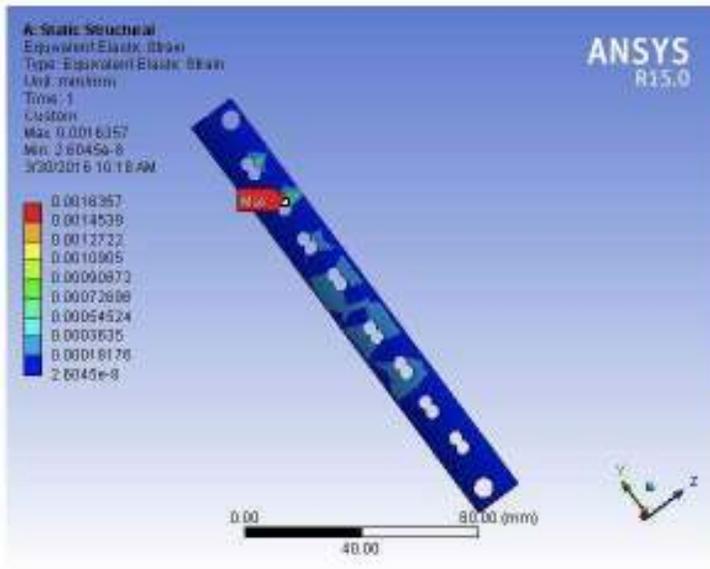
a



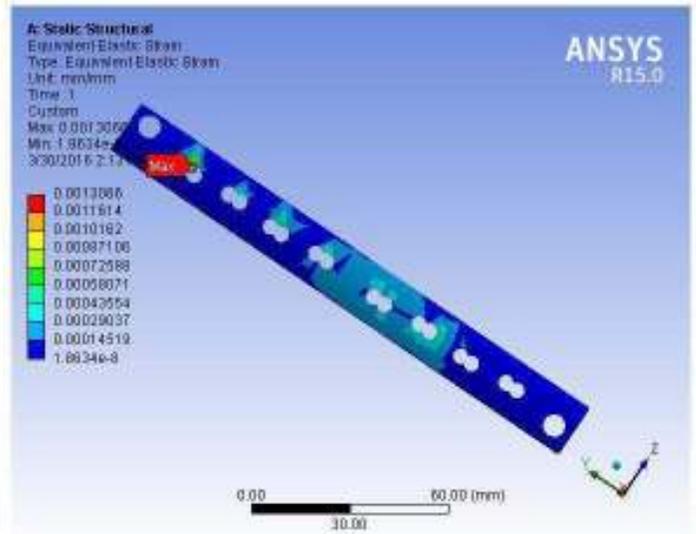
b

C.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

C.2.1 Nilai Strain Plate Duo Diameter 3.5.1

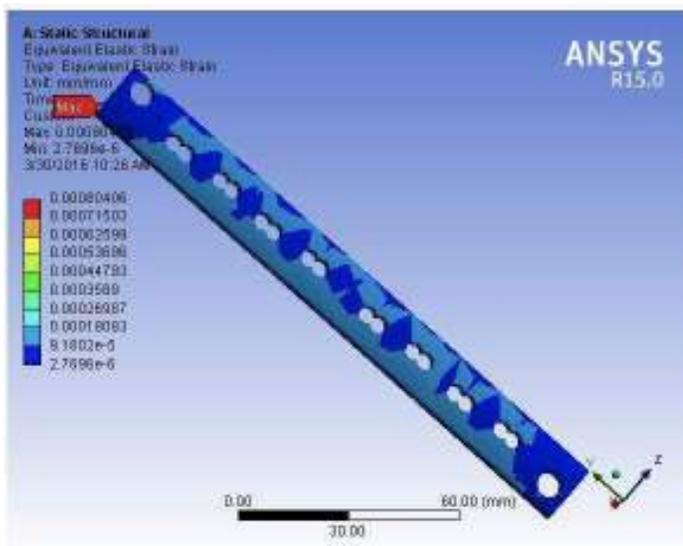


a

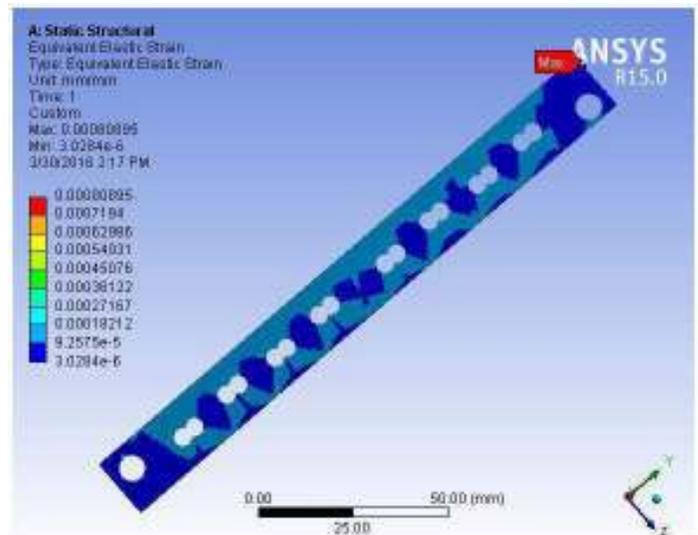


b

C.2.2 Nilai Strain Plate Duo Diameter 3.5.2



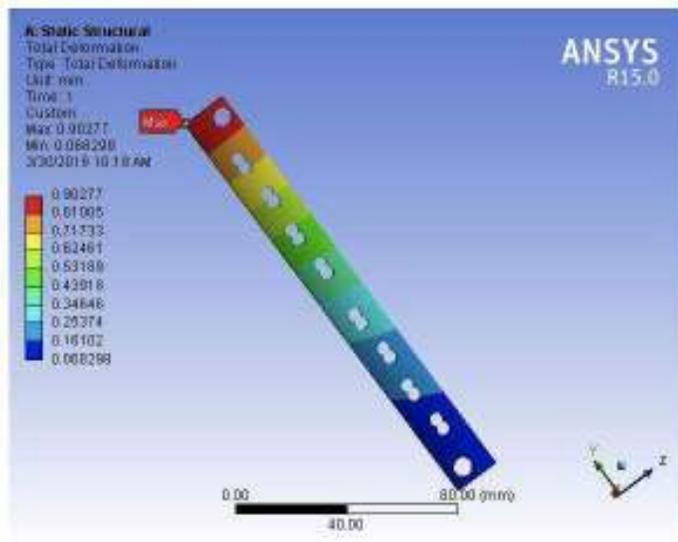
a



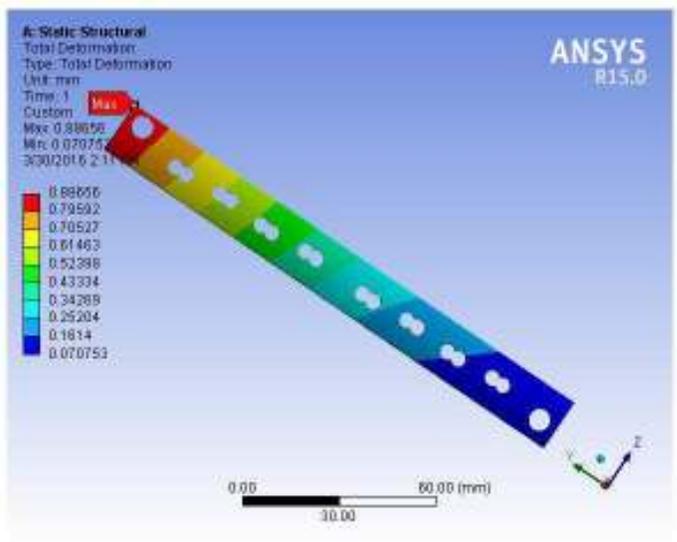
b

C.3 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

C.3.1 Nilai Deformasi Plate Duo Diameter 3.5.1

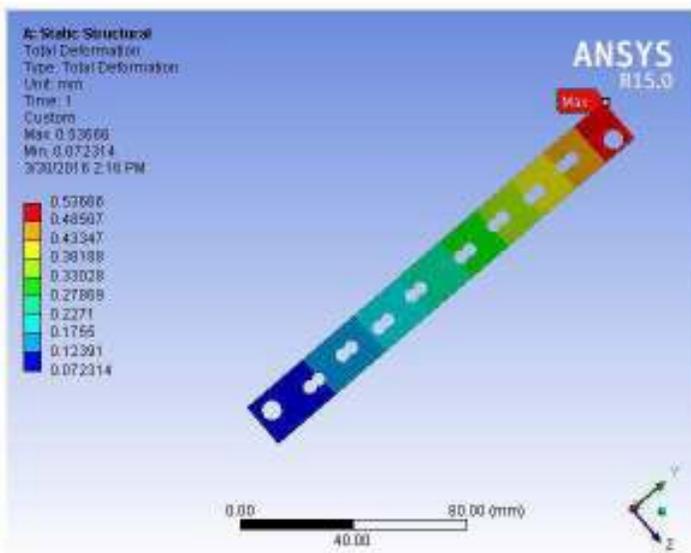


a

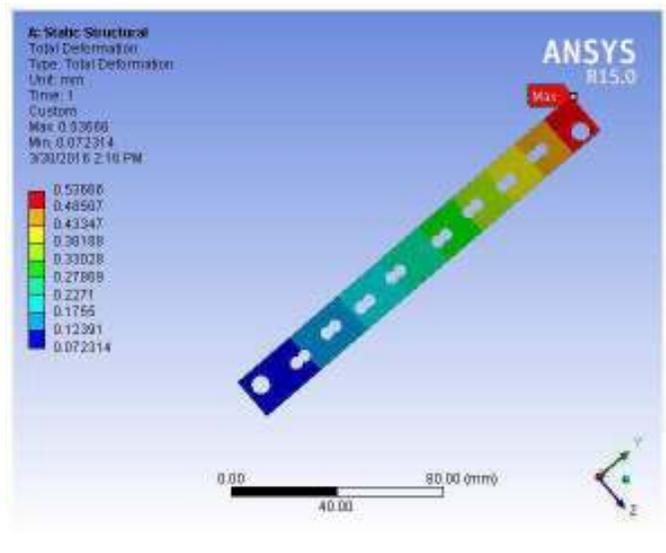


b

C.3.2 Nilai Deformasi Plate Duo Diameter 3.5.2



a

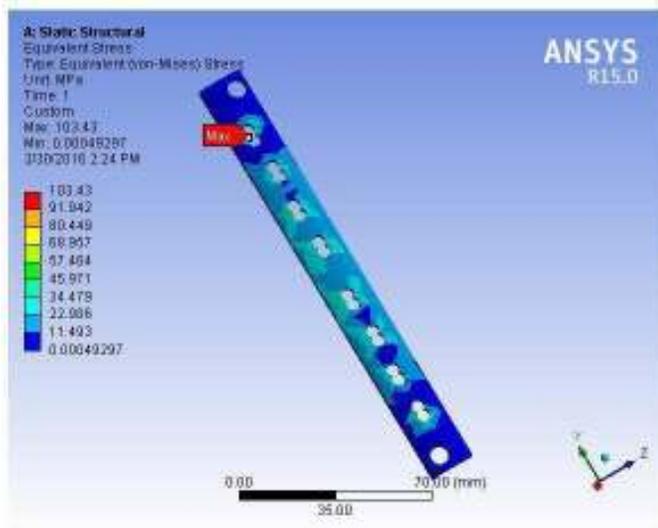


b

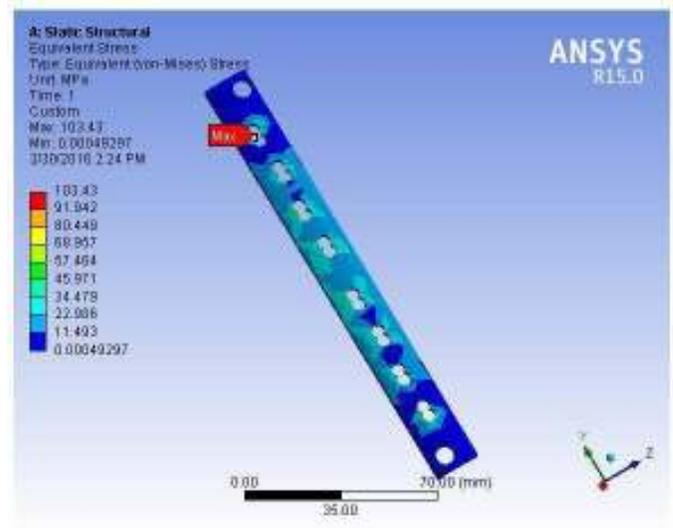
D. Plate Duo Diameter 4.0

D.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

D.1.1 Nilai Stress Plate Duo Diameter 4.0.1

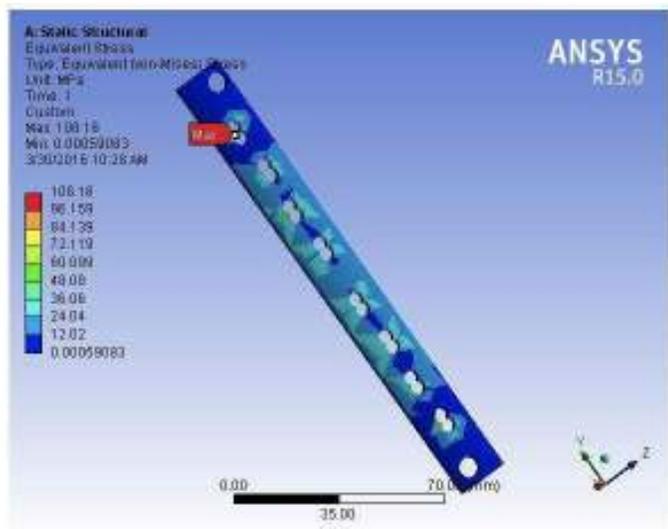


a

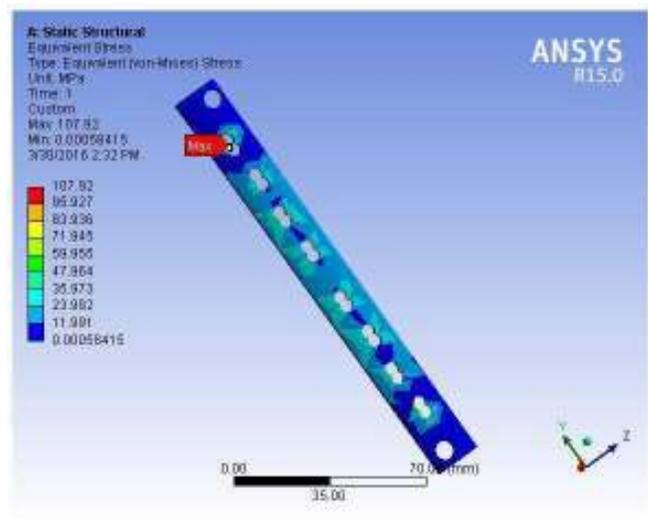


b

D.1.2 Nilai Stress Plate Duo Diameter 4.0.2



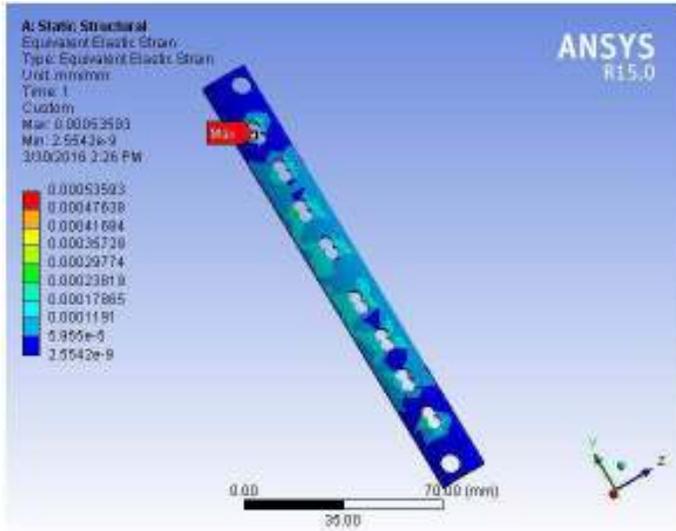
a



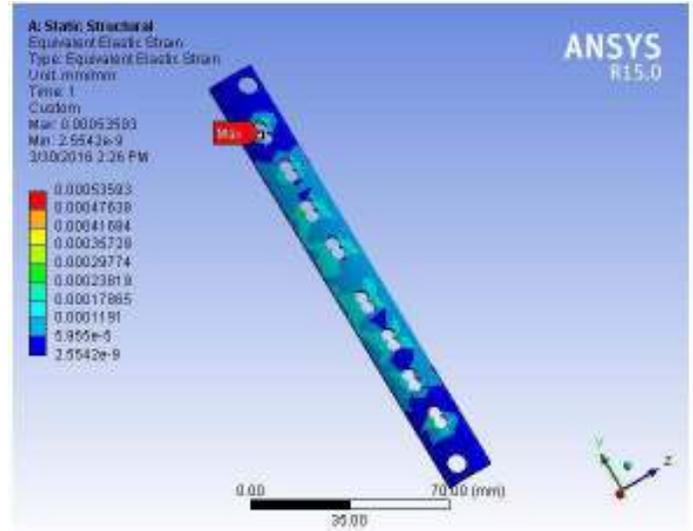
b

D.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

D.2.1 Nilai Strain Plate Duo Diameter 4.0.1

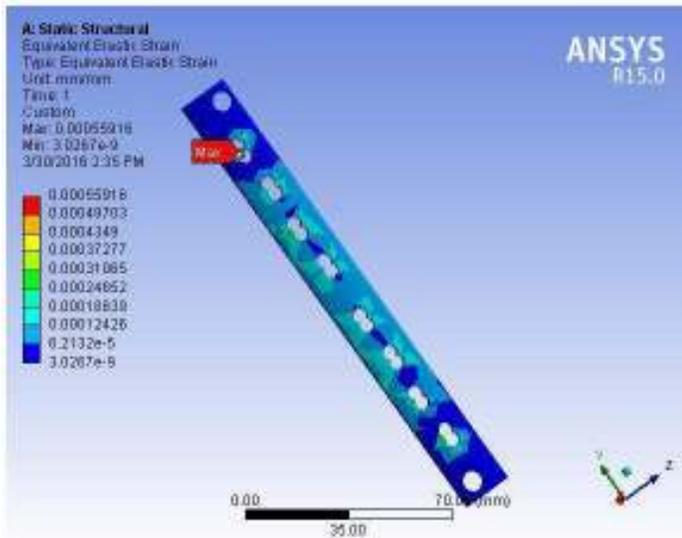


a

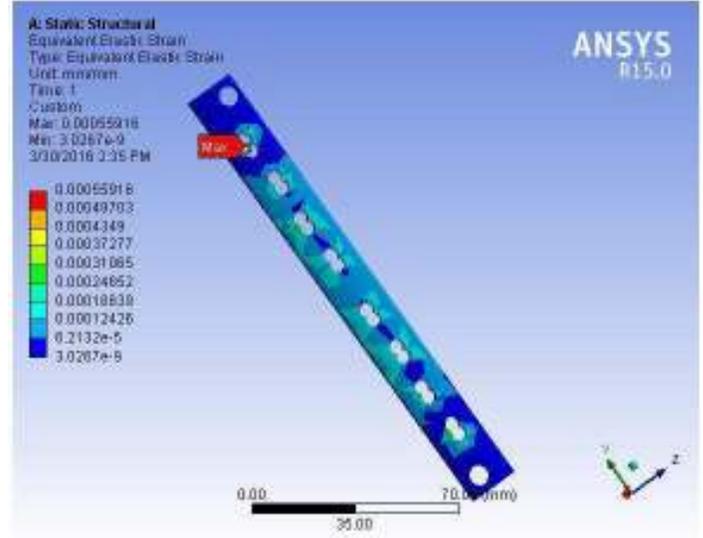


b

D.2.2 Nilai Strain Plate Duo Diameter 4.0.2



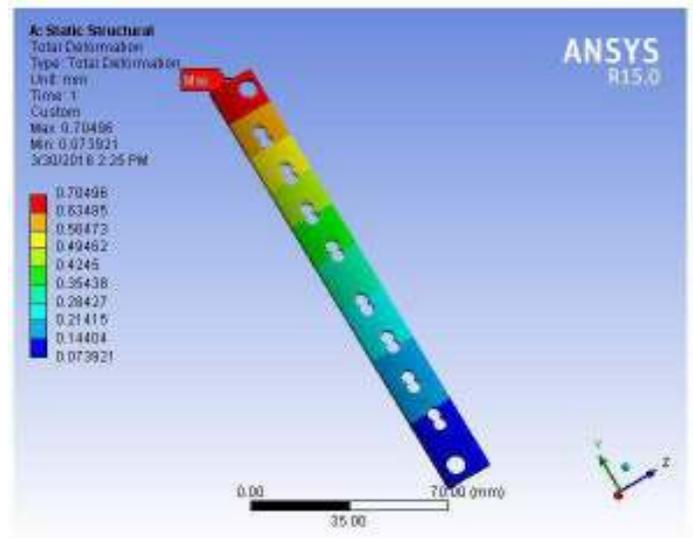
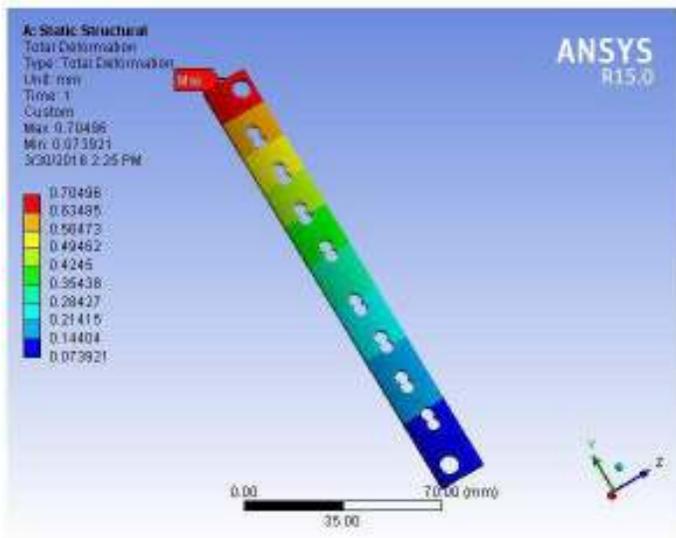
a



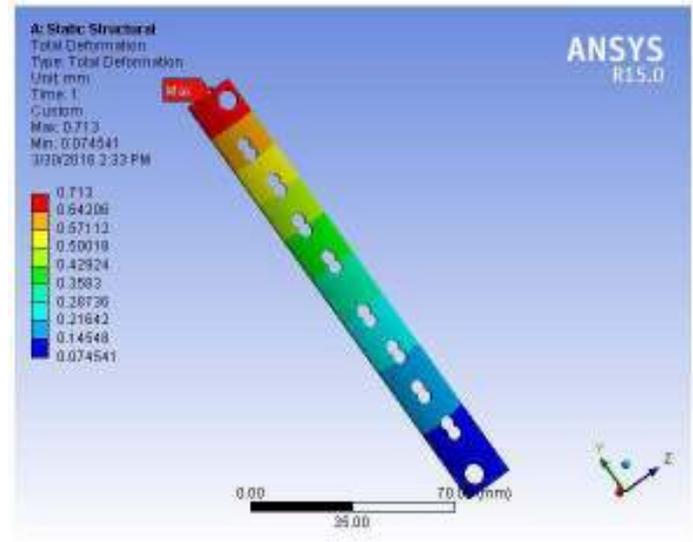
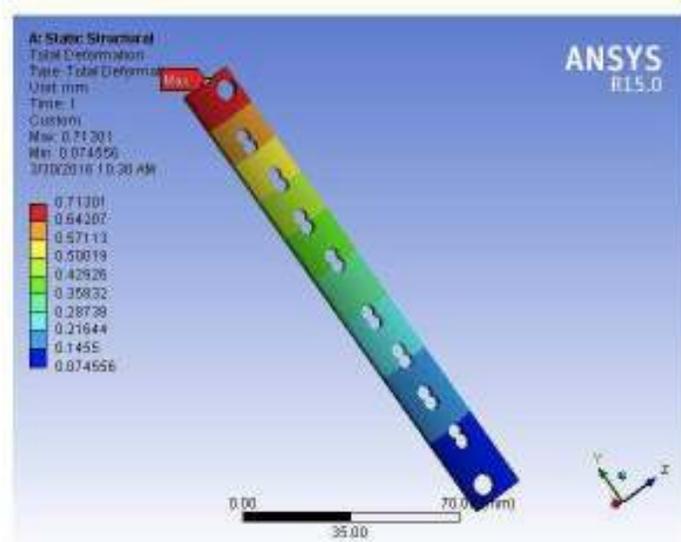
b

D.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

D.3.1 Nilai Deformasi Plate Duo Diameter 4.0.1



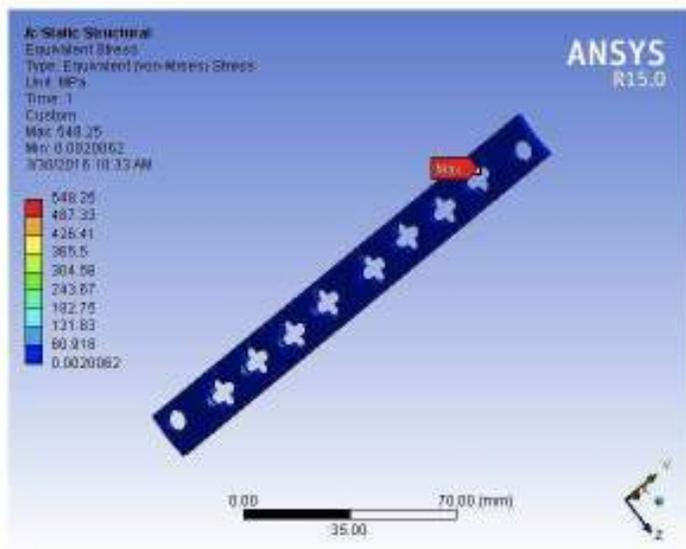
D.3.2 Nilai Deformasi Plate Duo Diameter 4.0.2



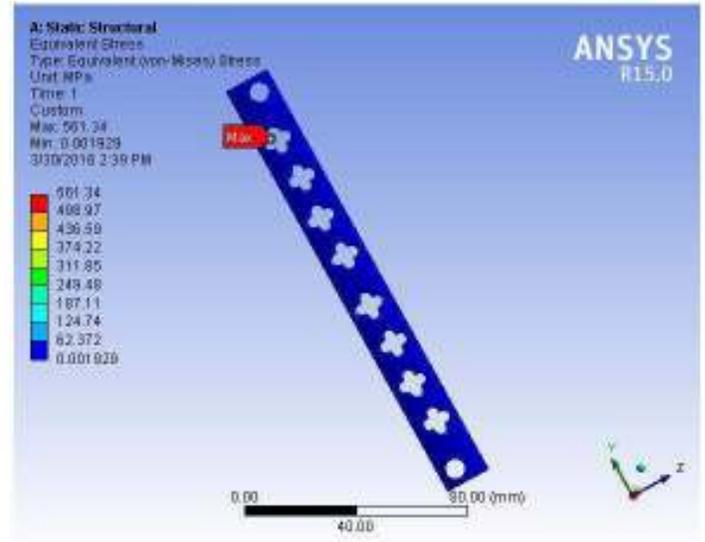
E. Plate Flower Diameter 2.7

E.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

E.1.1 Nilai Stress Plate Flower Diameter 2.7.1

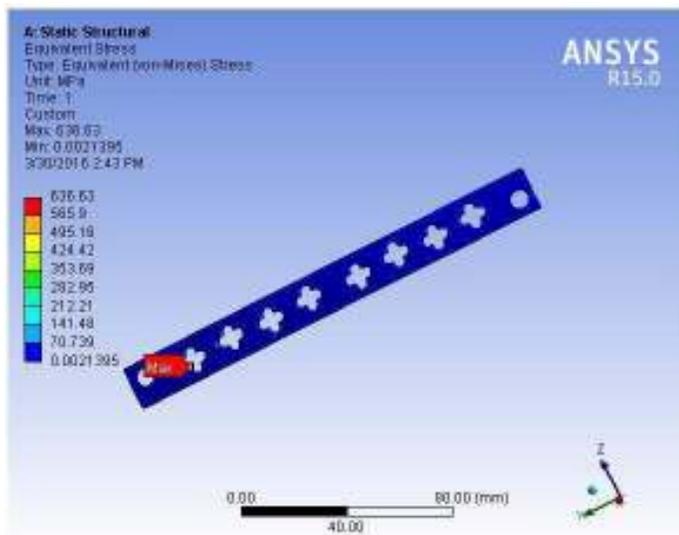


a

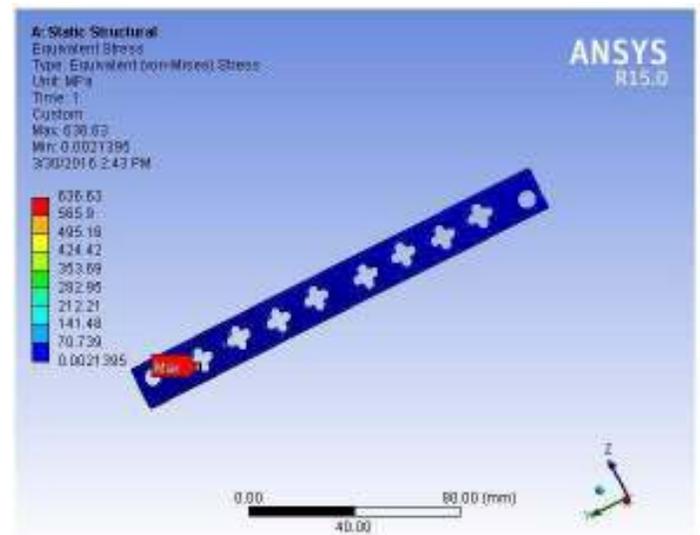


b

E.1.2 Nilai Stress Plate Flower Diameter 2.7.2



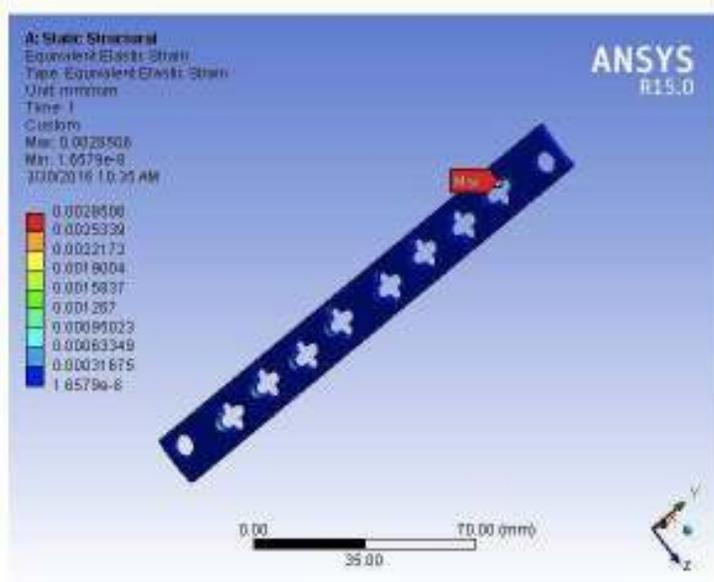
a



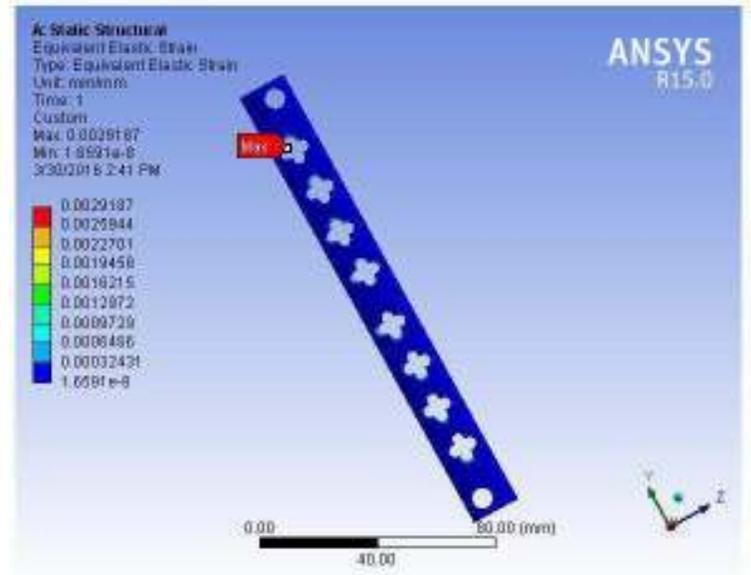
b

E.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

E.2.1 Nilai Strain Plate Flower Diameter 2.7.1

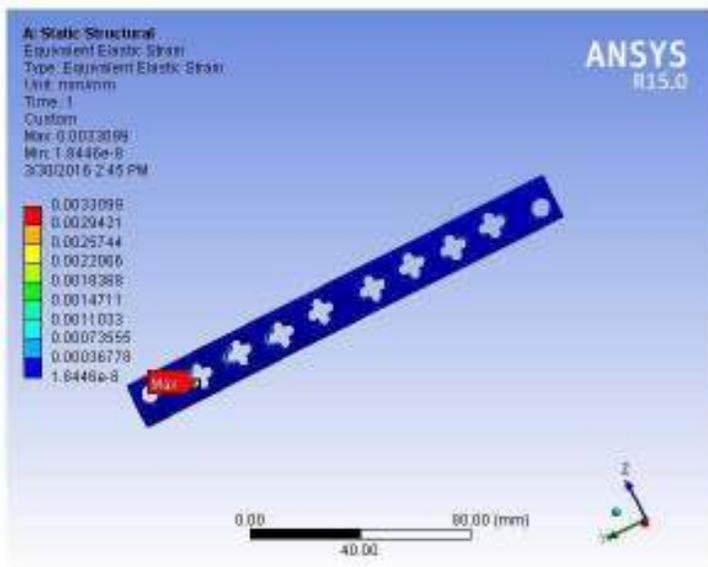


a

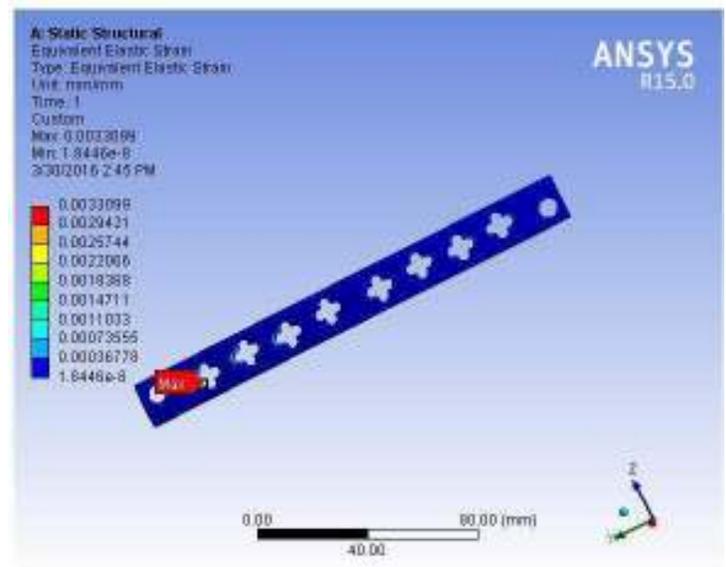


b

E.2.2 Nilai Strain Plate Flower Diameter 2.7.2



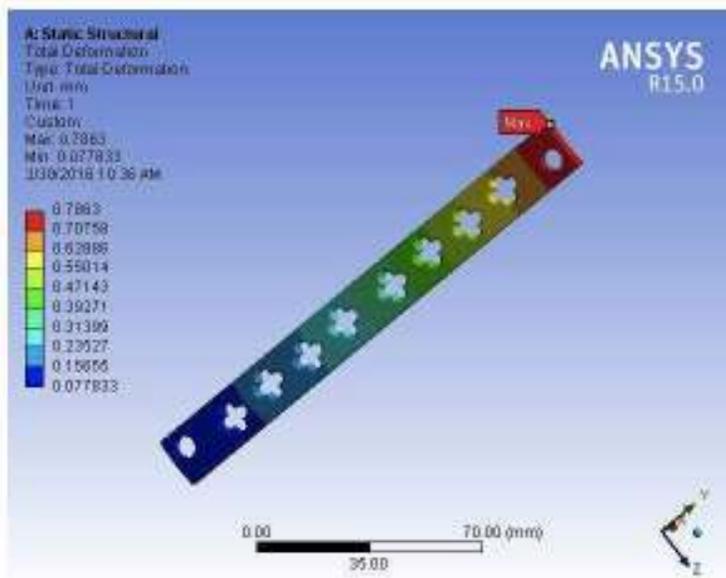
a



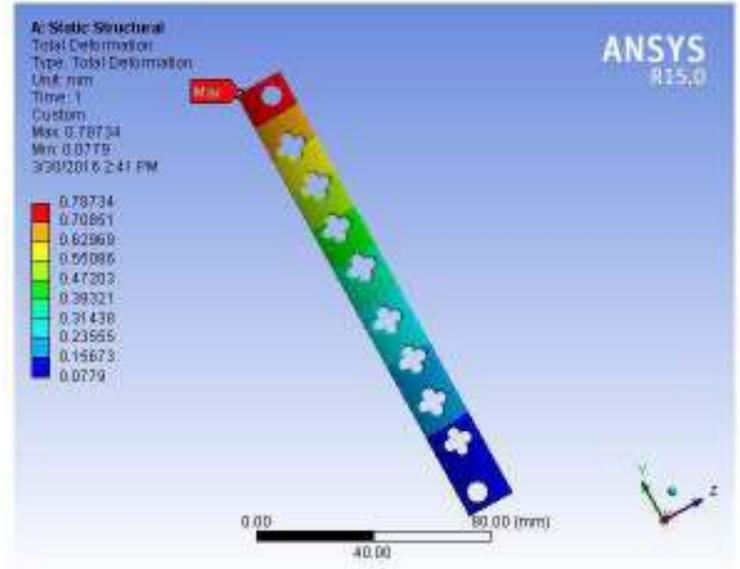
b

E.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

E.3.1 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 2.7.1

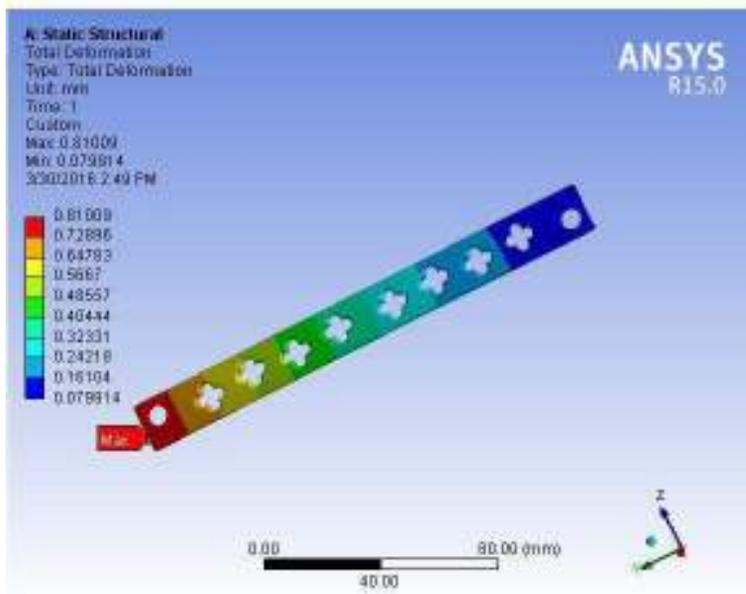


a

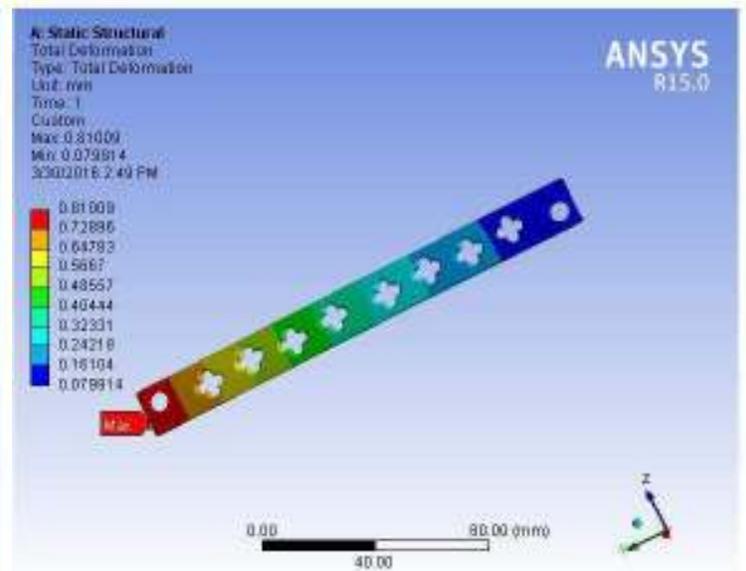


b

E.3.2 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 2.7.2



a

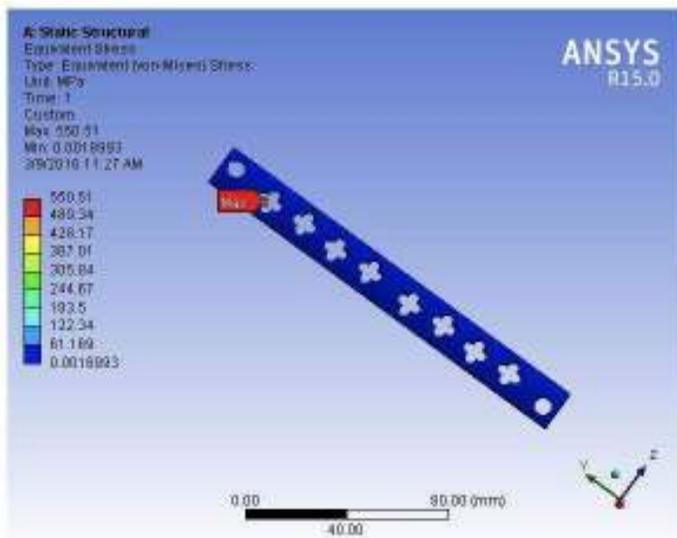


b

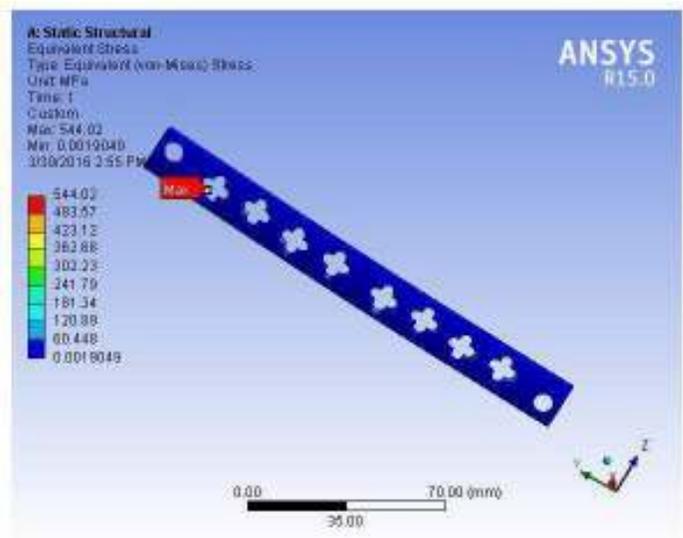
F. Plate Flower Diameter 3.0.1

F.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

F.1.1 Nilai Stress Plate Flower Diameter 3.0.1

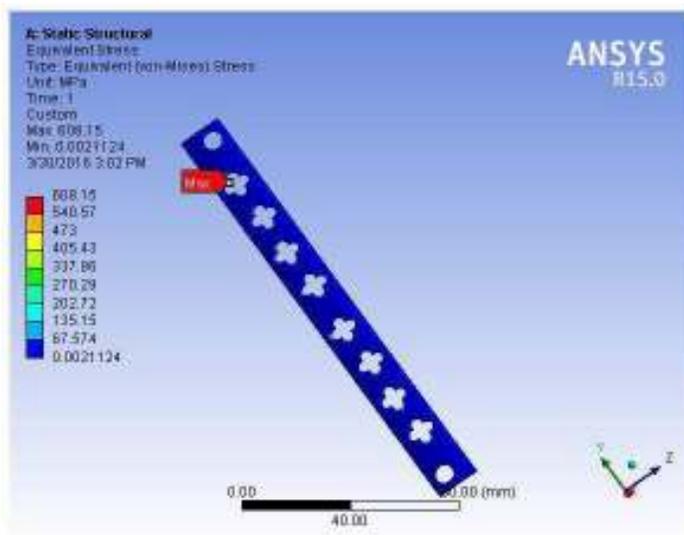


a

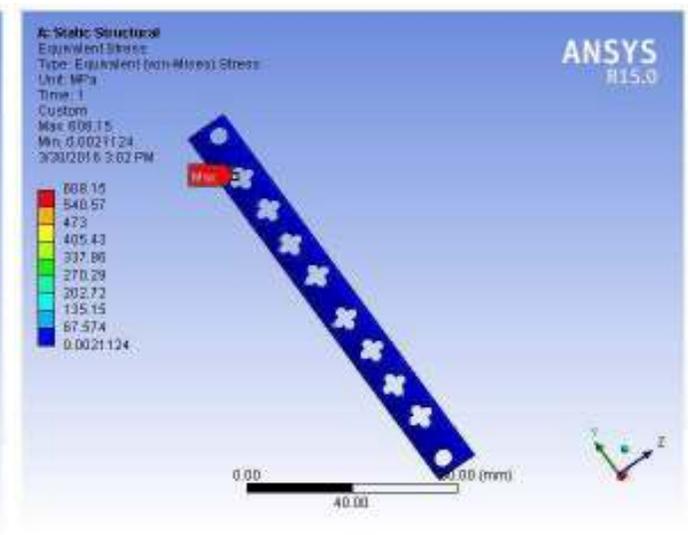


b

F.1.2 Nilai Stress Plate Flower Diameter 3.0.2



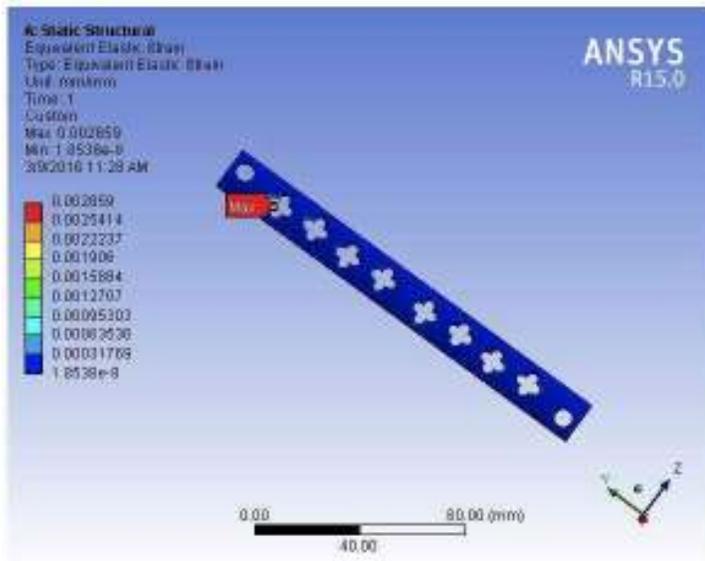
a



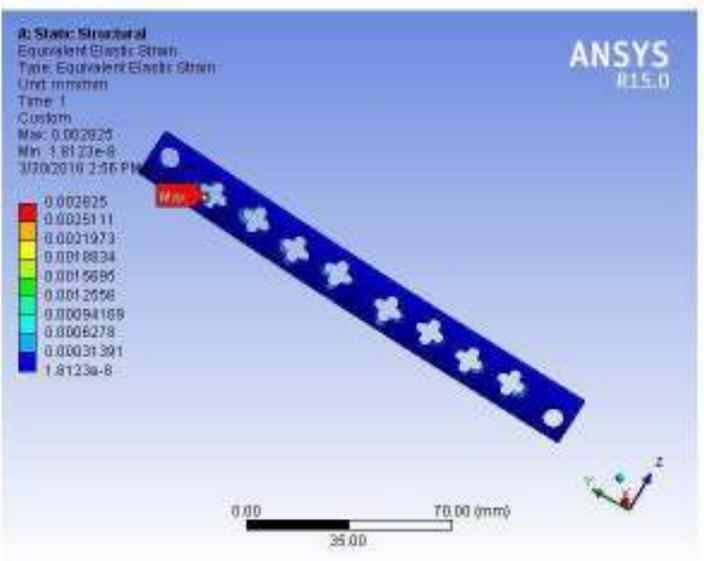
b

F.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

F.2.1 Nilai Strain Plate Flower Diameter 3.0.1

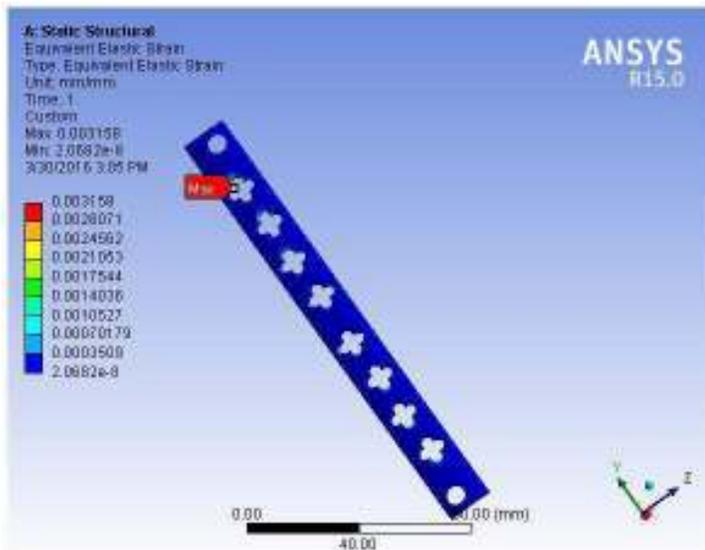


a

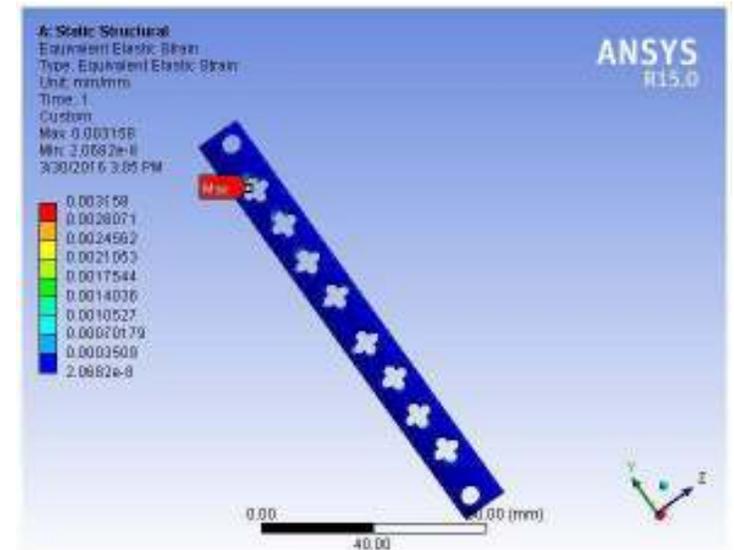


b

F.2.2 Nilai Strain Plate Flower Diameter 3.0.2



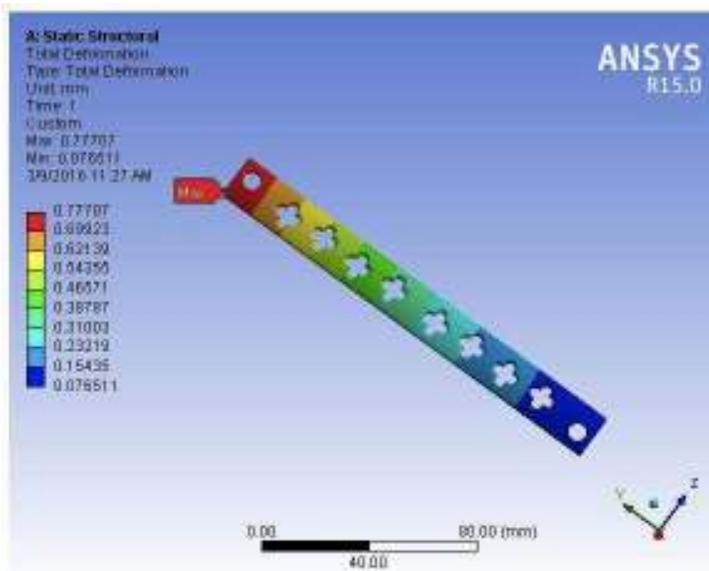
a



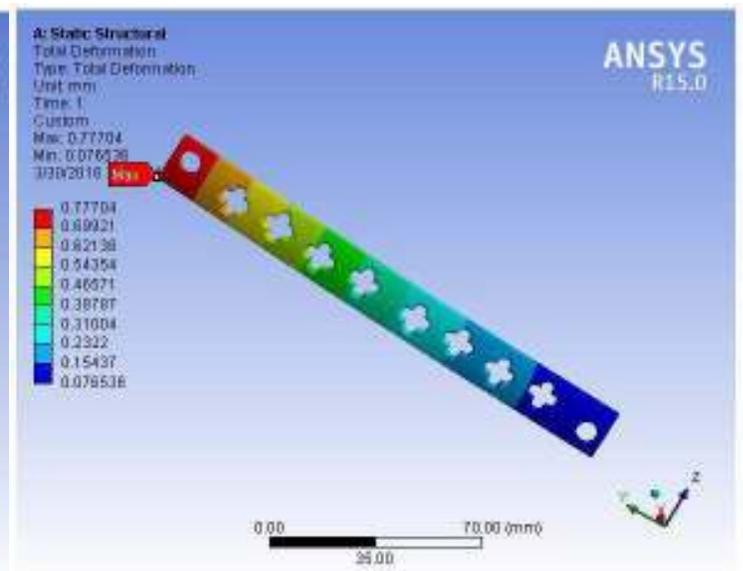
b

F.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

F.3.1 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 3.0.1

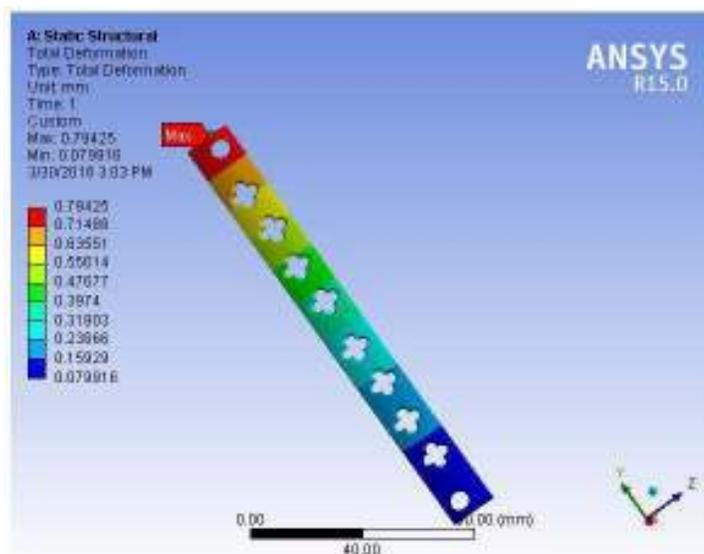


a

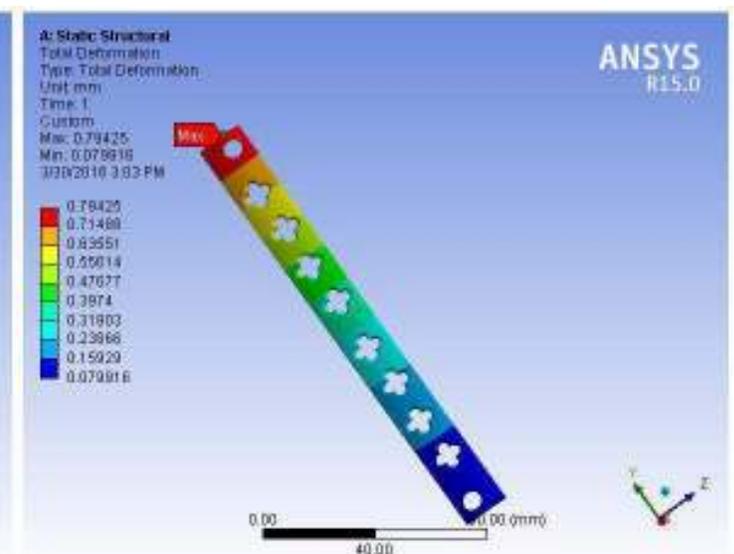


b

F.3.2 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 3.0.2



a

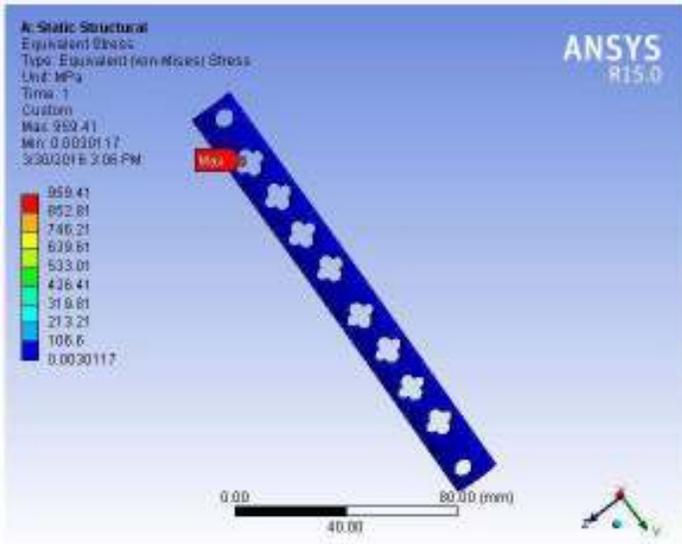


b

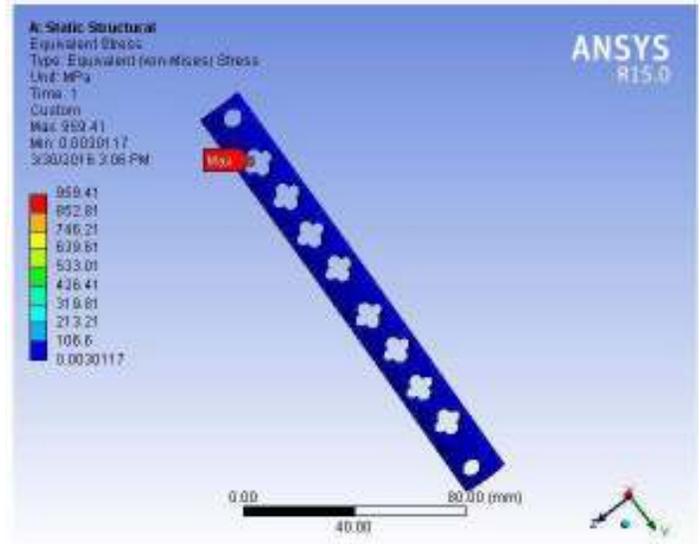
G. Plate Flower Diameter 3.5

G.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

G.1.1 Nilai Stress Plate Flower Diameter 3.5.1

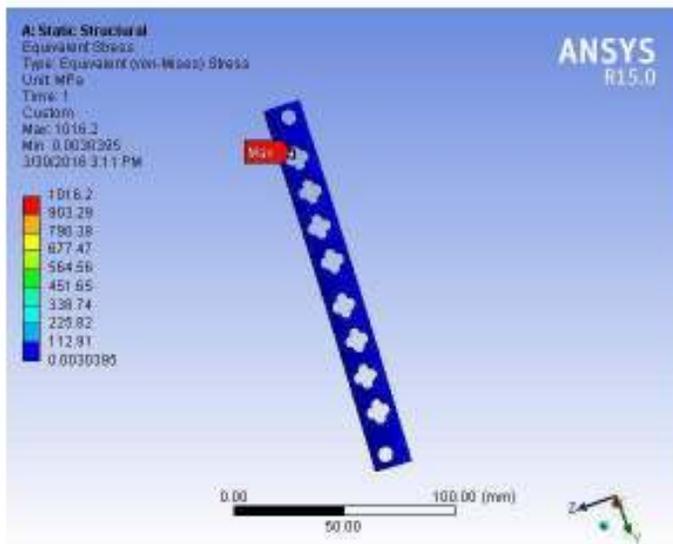


a

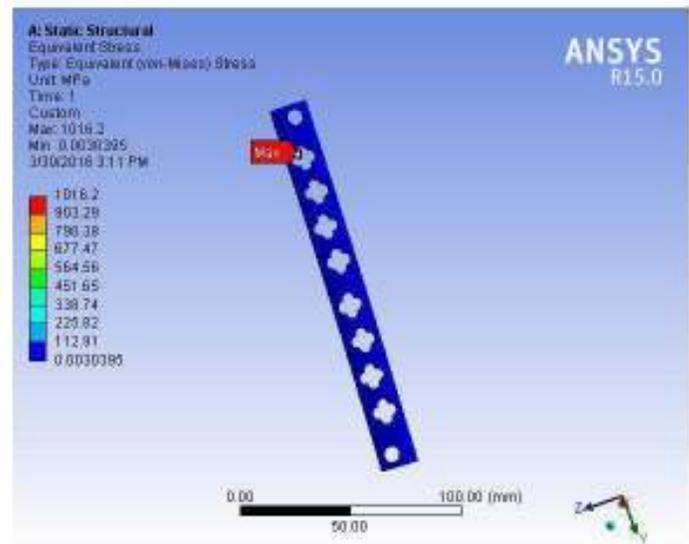


b

G.1.2 Nilai Stress Plate Flower Diameter 3.5.2



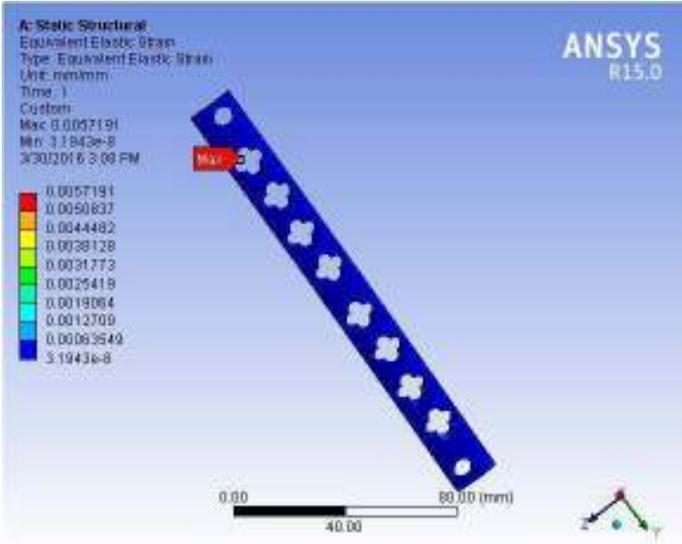
a



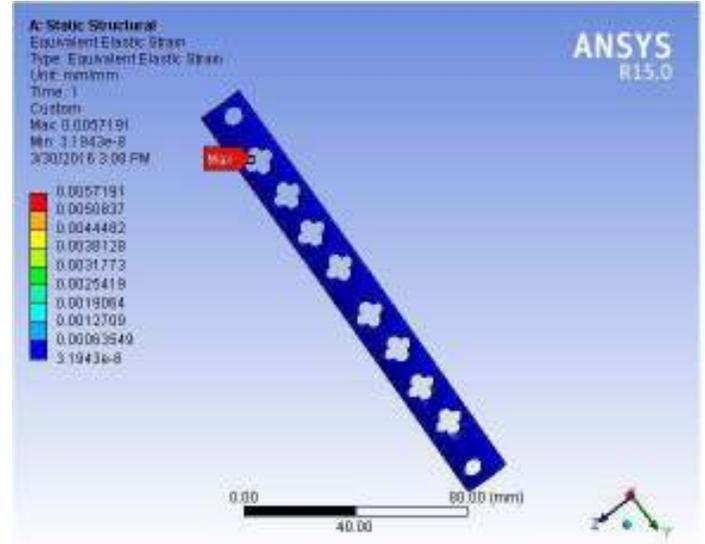
b

G.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

G.2.1 Nilai Strain Plate Flower Diameter 3.5.1

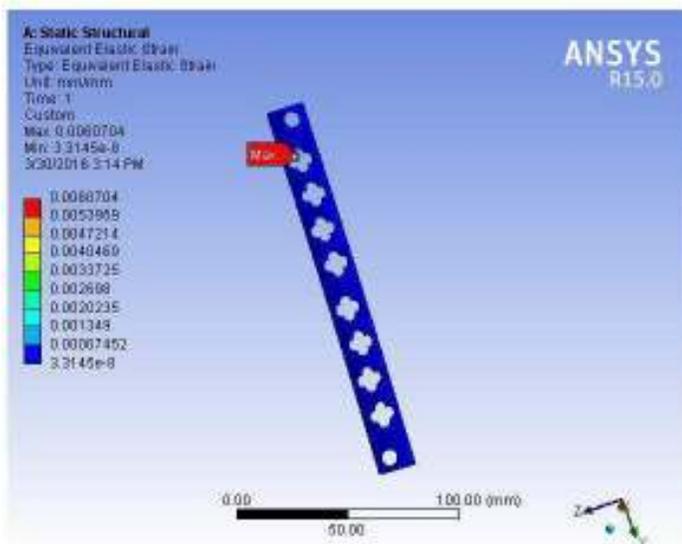


a

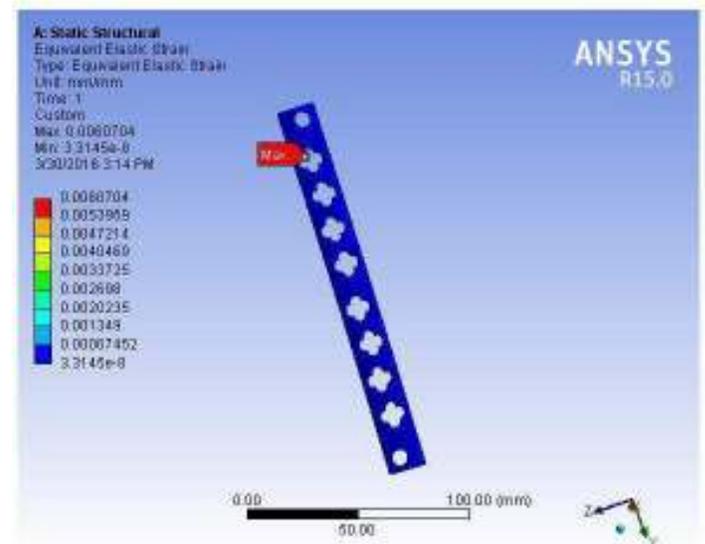


b

G.2.2 Nilai Strain Plate Flower Diameter 3.5.2



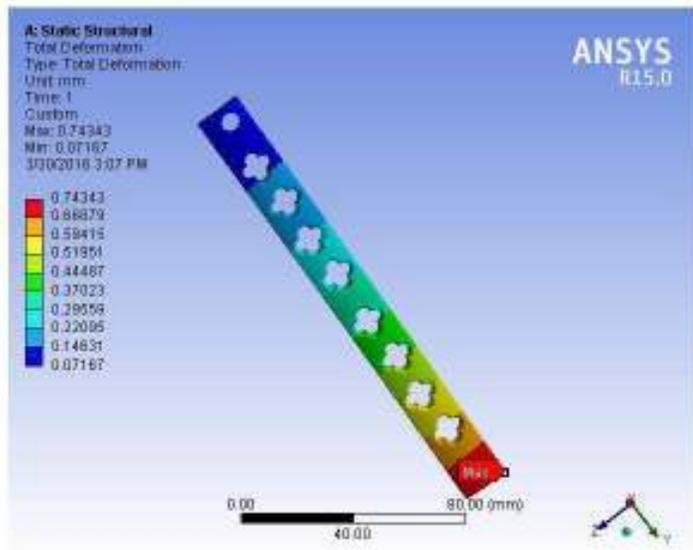
a



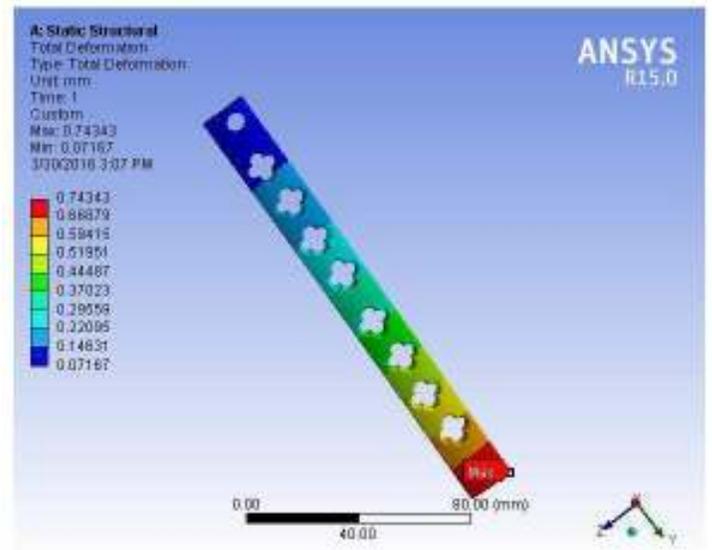
b

G.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

G.3.1 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 3.5.1

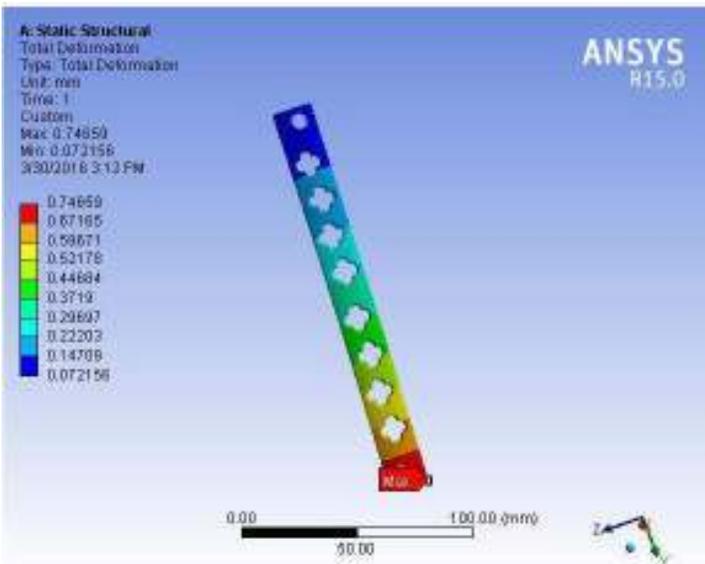


a

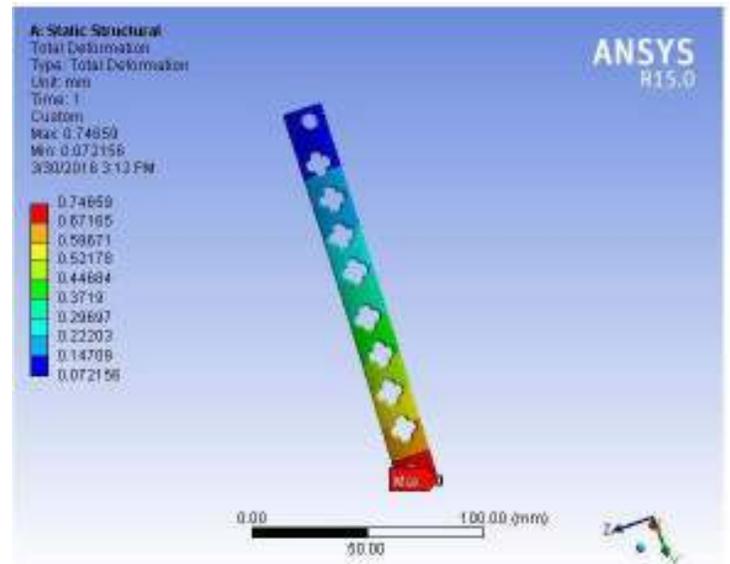


b

G.3.2 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 3.5.



a

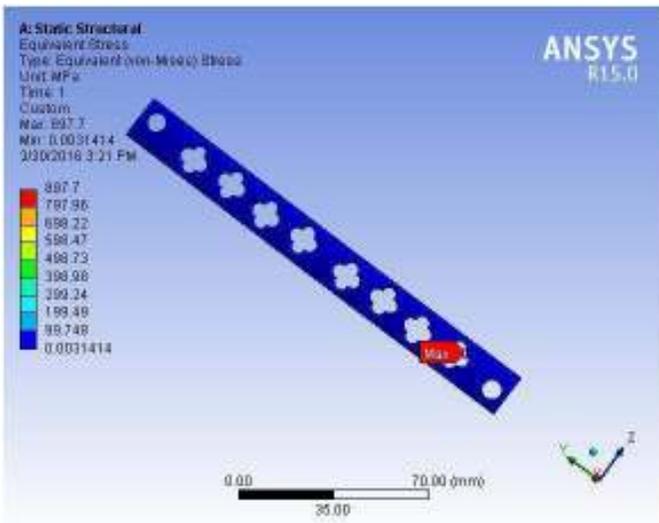


b

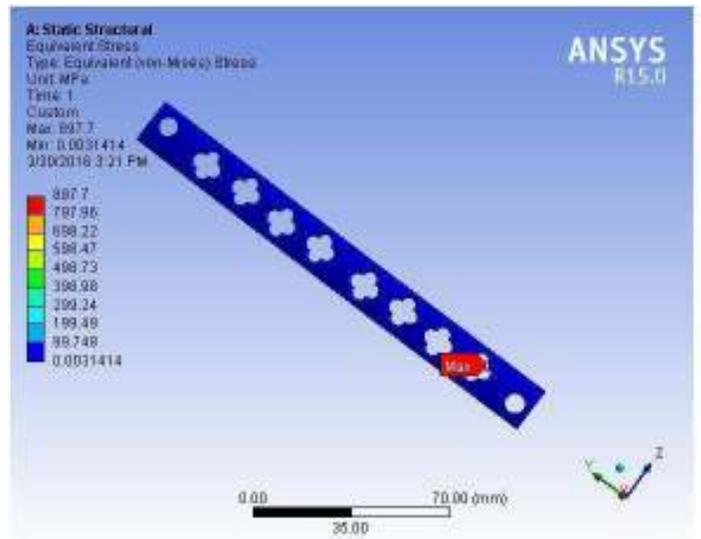
H. Plate Flower Diameter 4.0

H.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

H.1.1 Nilai Stress Plate Flower Diameter 4.0.1

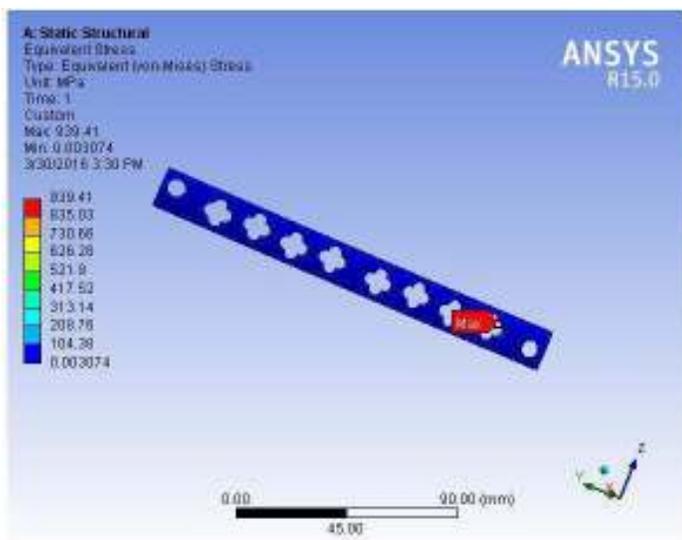


a

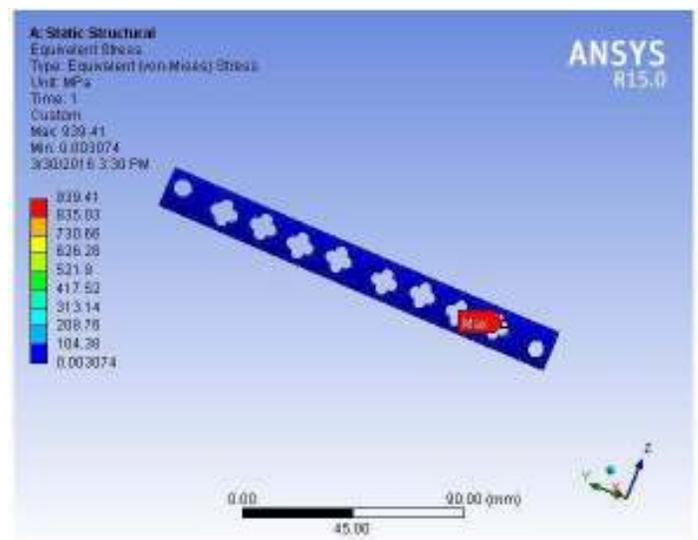


b

H.1.2 Nilai Stress Plate Flower Diameter 4.0.2



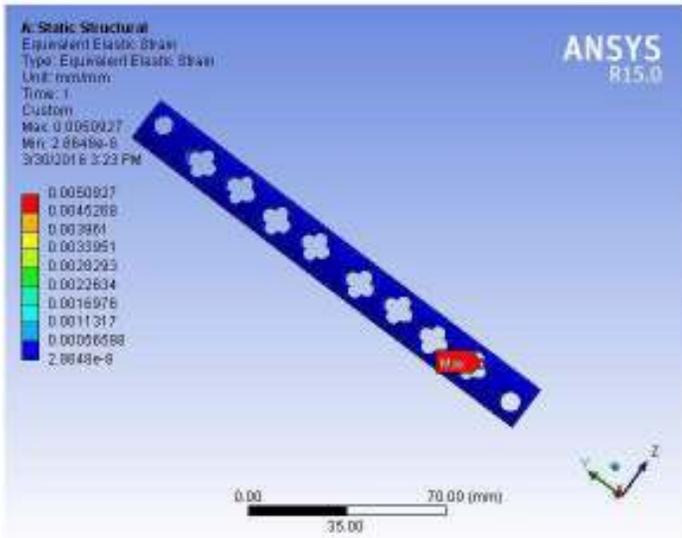
a



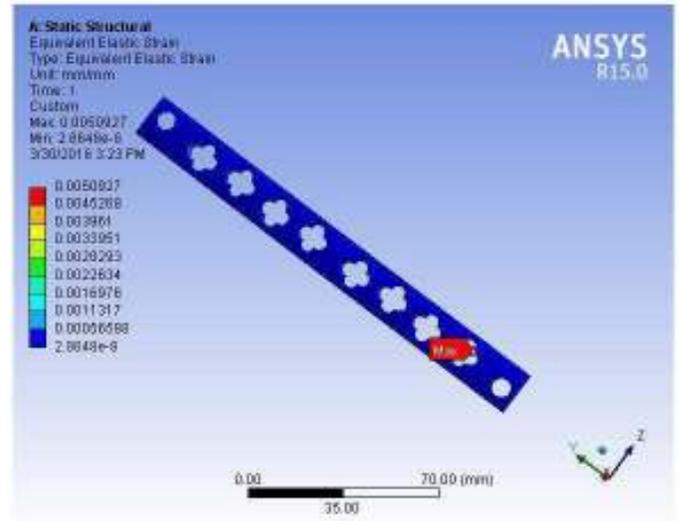
b

H.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

H.2.1 Nilai Strain Plate Flower Diameter 4.0.1

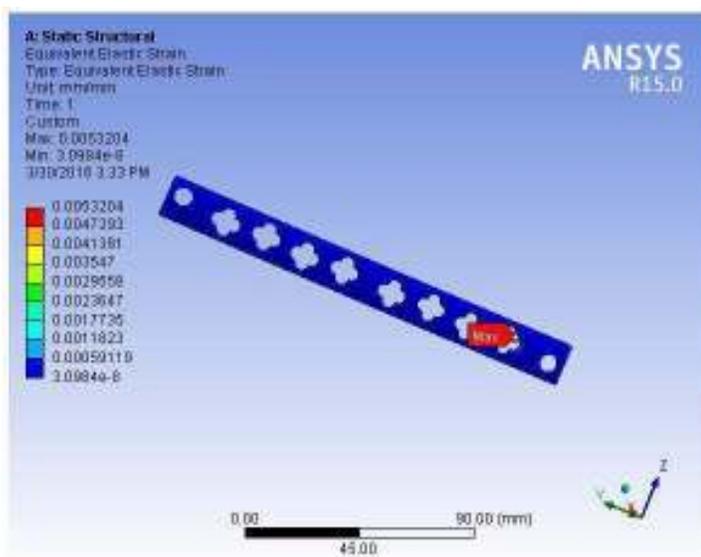


a

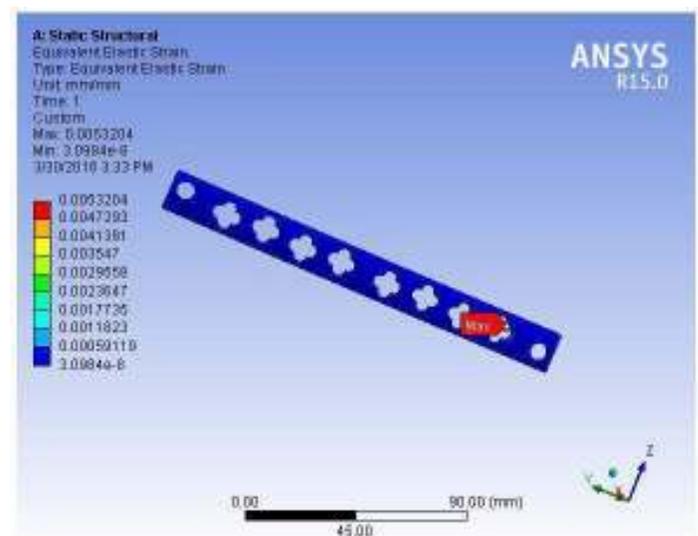


b

H.2.2 Nilai Strain Plate Flower Diameter 4.0.2



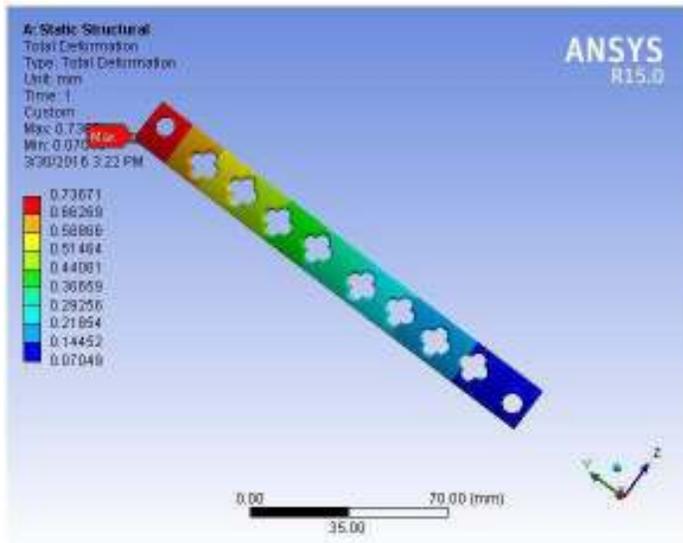
a



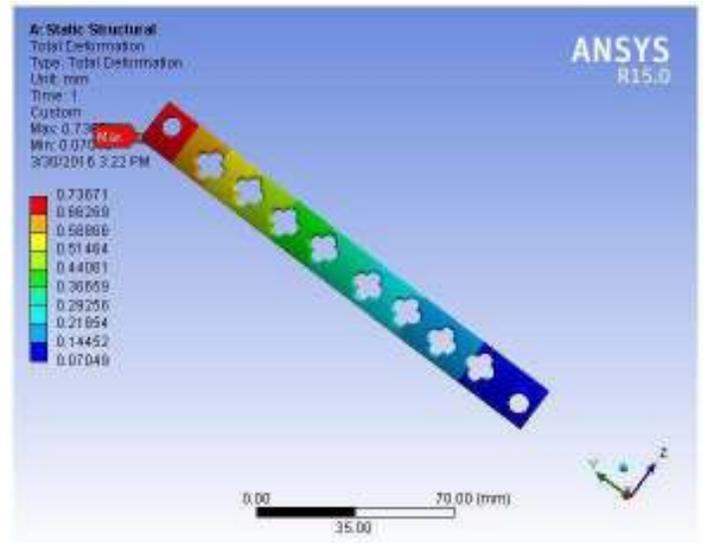
b

H.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

H.3.1 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 4.0.1

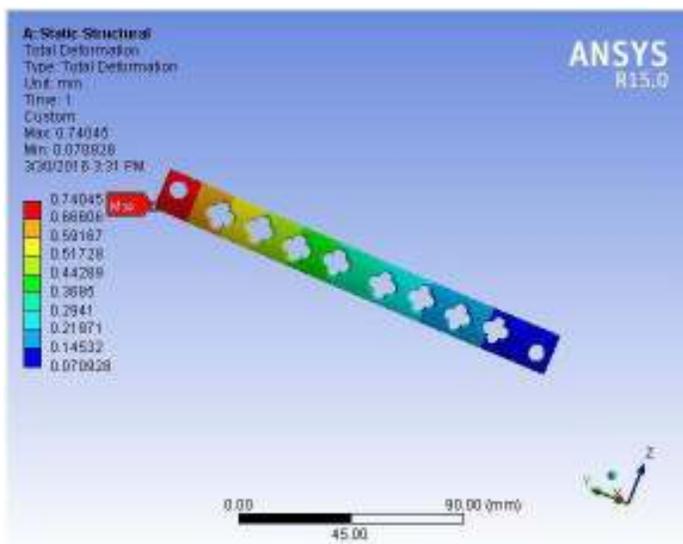


a

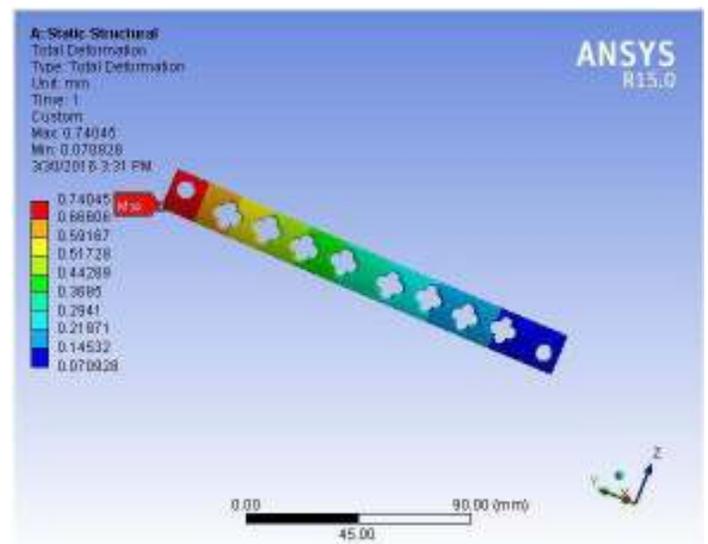


b

H.3.2 Nilai Deformasi Plate Flower Diameter 4.0.2



a

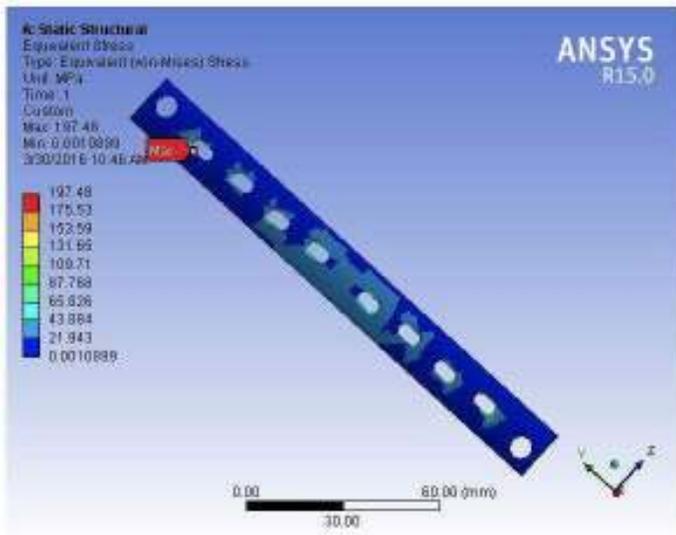


b

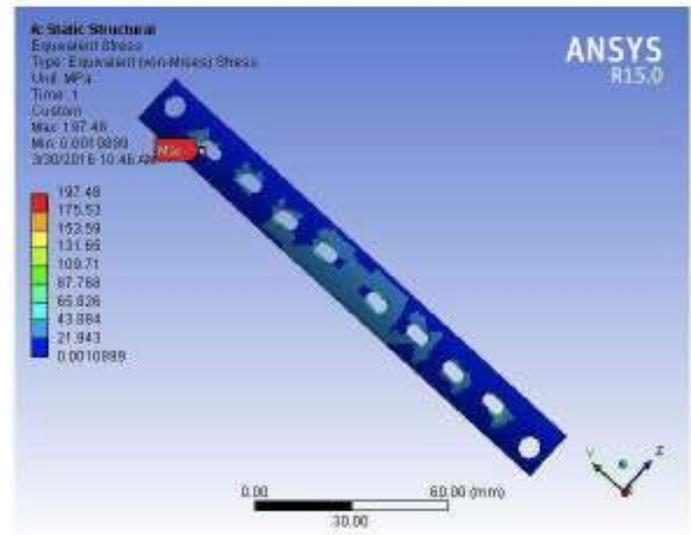
I. Plate Slotted Diameter 2.7

I.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

I.1.1 Nilai Stress Plate Slotted Diameter 2.7.1

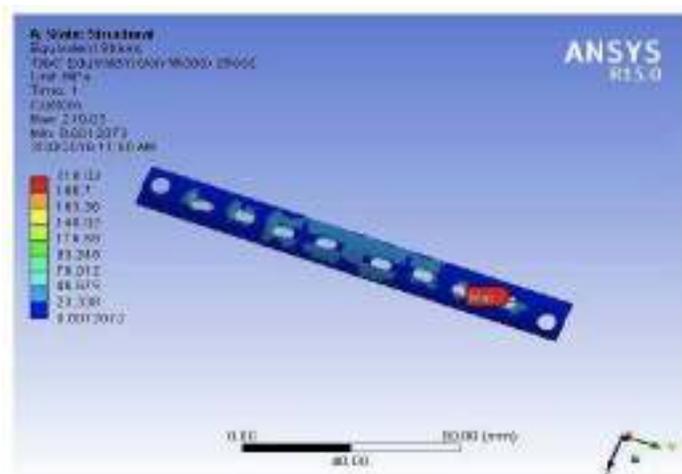


a

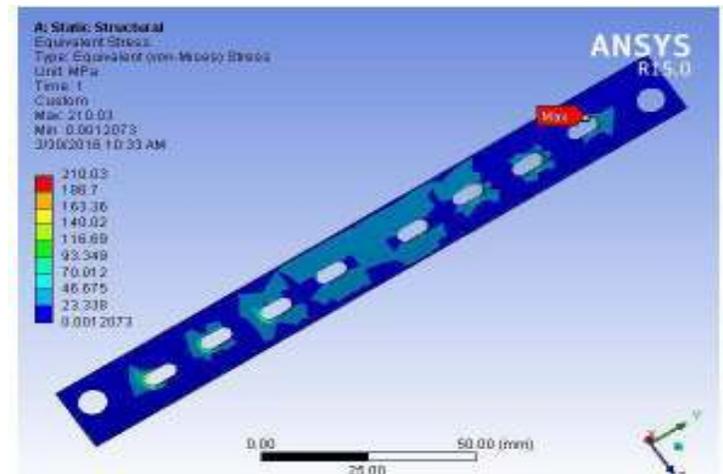


b

I.1.2 Nilai Stress Plate Slotted Diameter 2.7.2

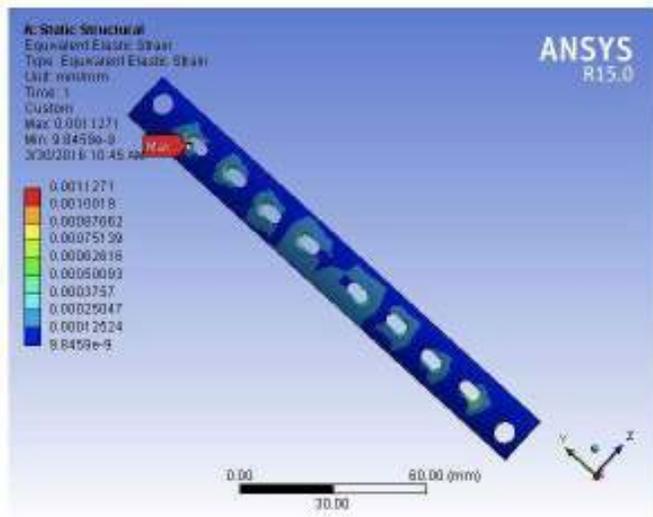


a

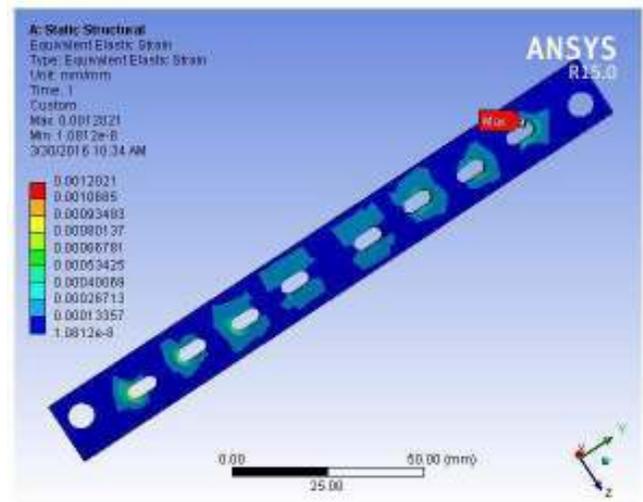


I.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

I.2.1 Nilai Strain Plate Slotted Diameter 2.7.1

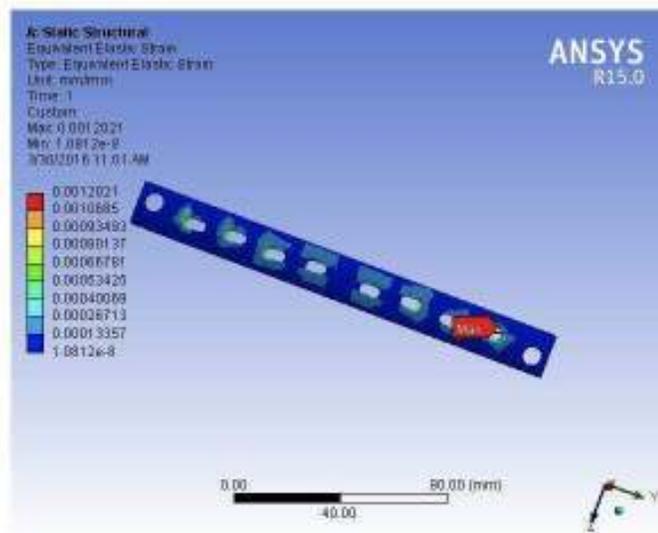


a

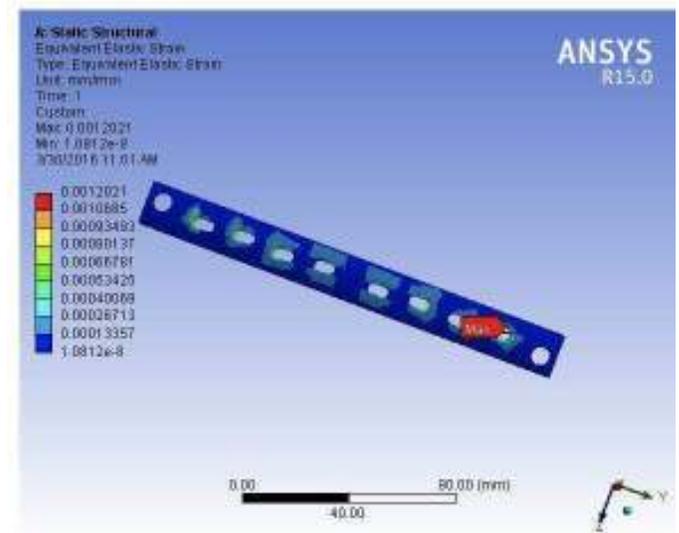


b

I.2.2 Nilai Strain Plate Slotted Diameter 2.7.2



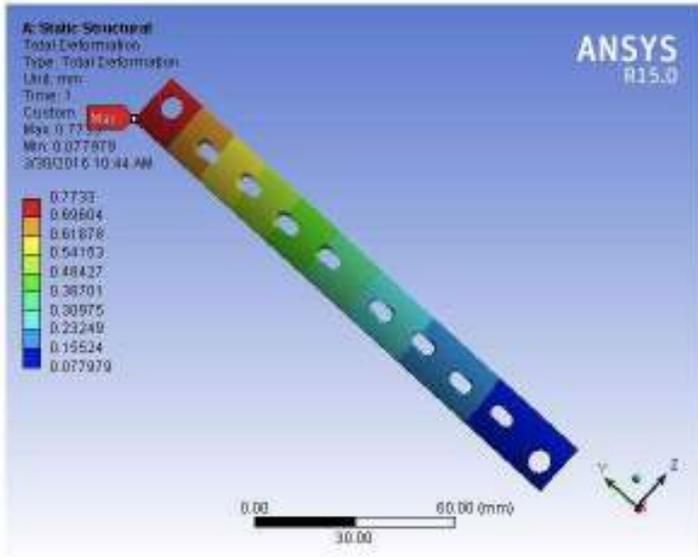
a



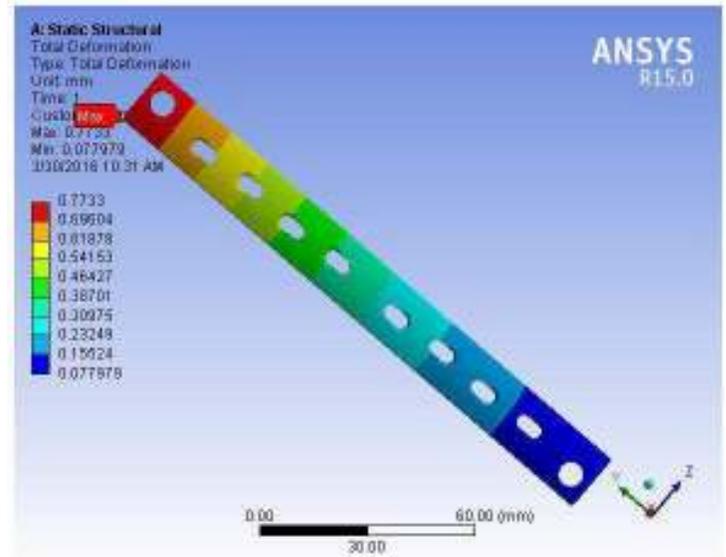
b

I.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

I.3.1 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 2.7.1

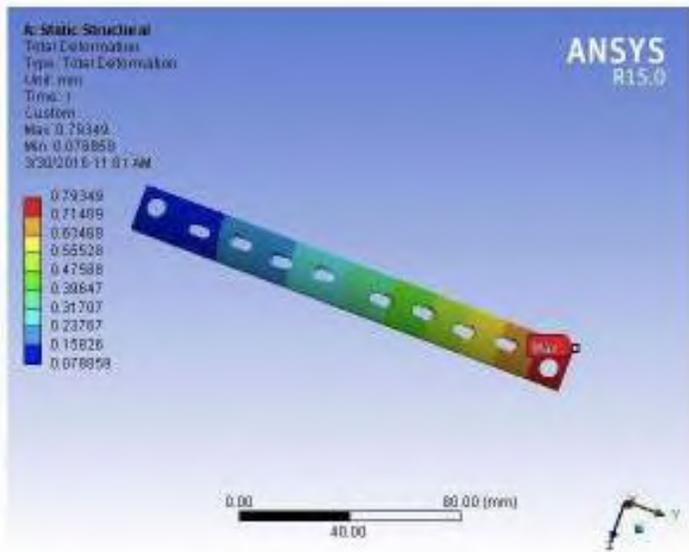


a

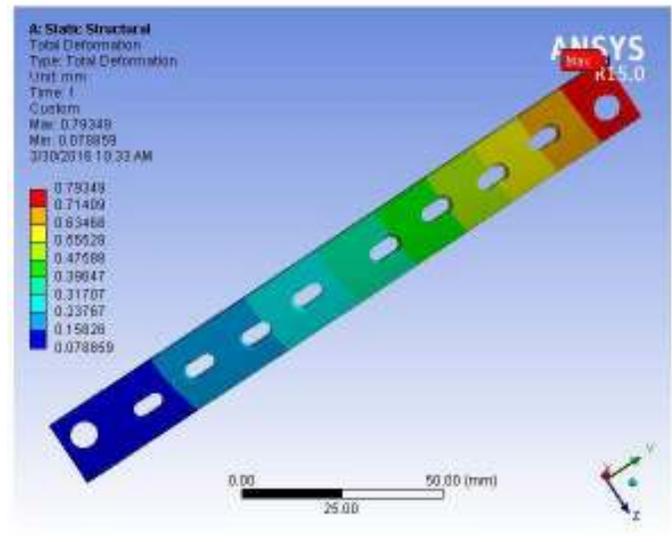


b

I.3.2 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 2.7.2



a

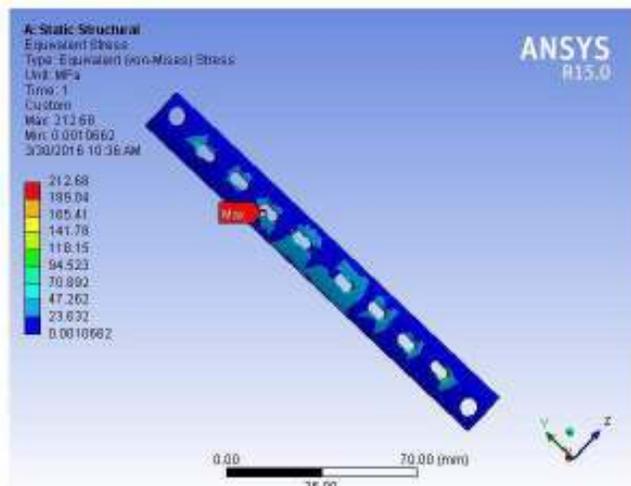


b

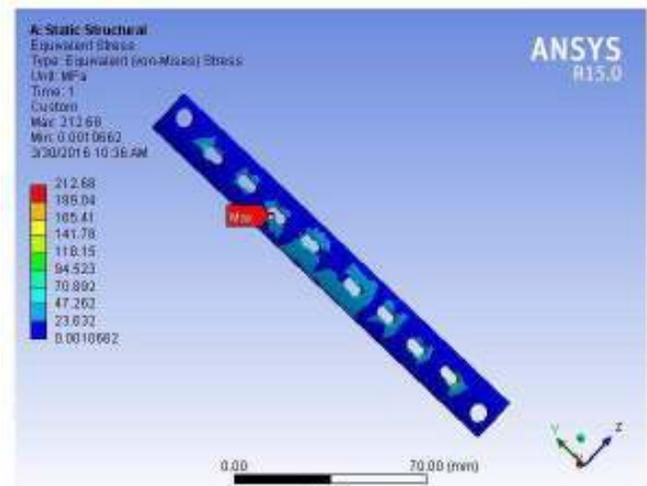
J. Plate Slotted Diameter 3.0

J.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

J.1.1 Nilai Stress Plate Sloted Diameter 3.0.1

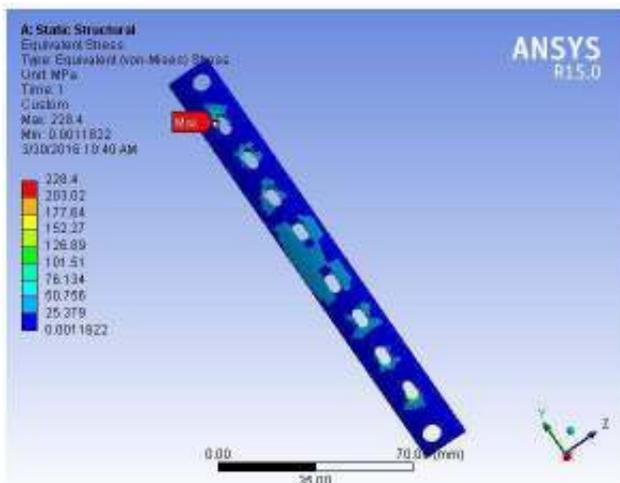


a

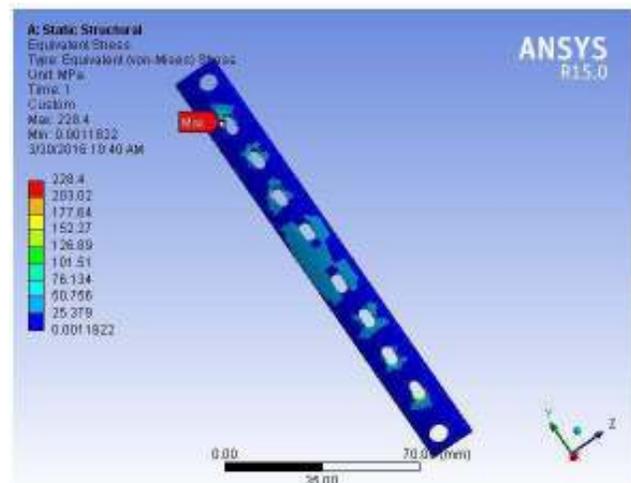


b

J.1.2 Nilai Stress Plate Sloted Diameter 3.0.2



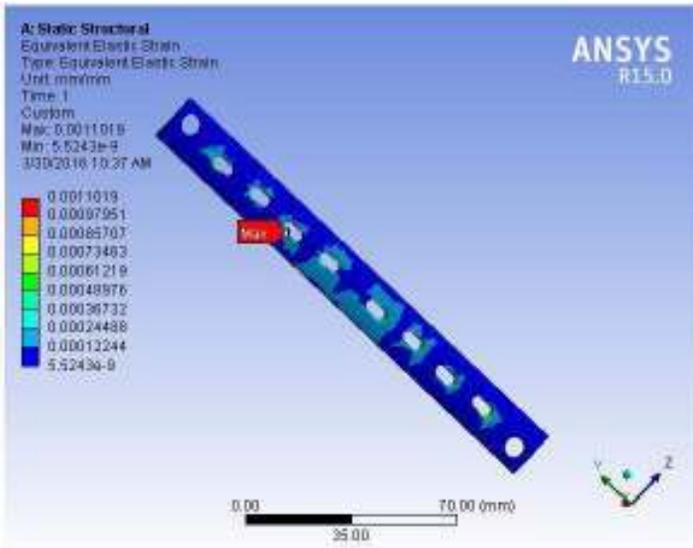
a



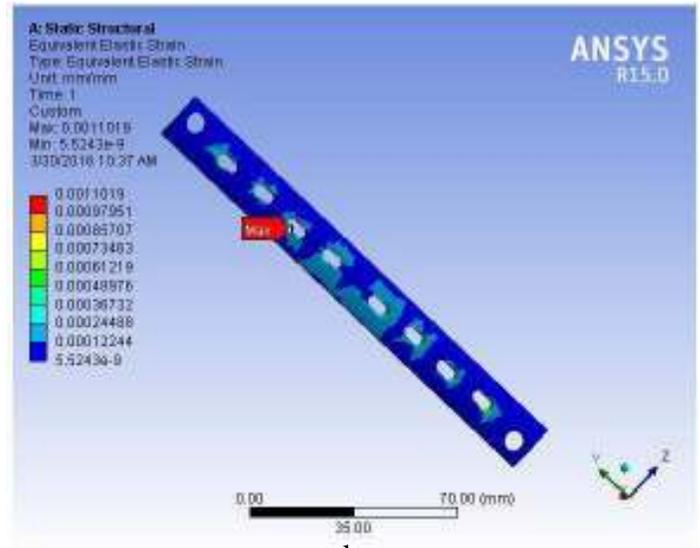
b

J.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

J.2.1 Nilai Strain Plate Sloted Diameter 3.0.1

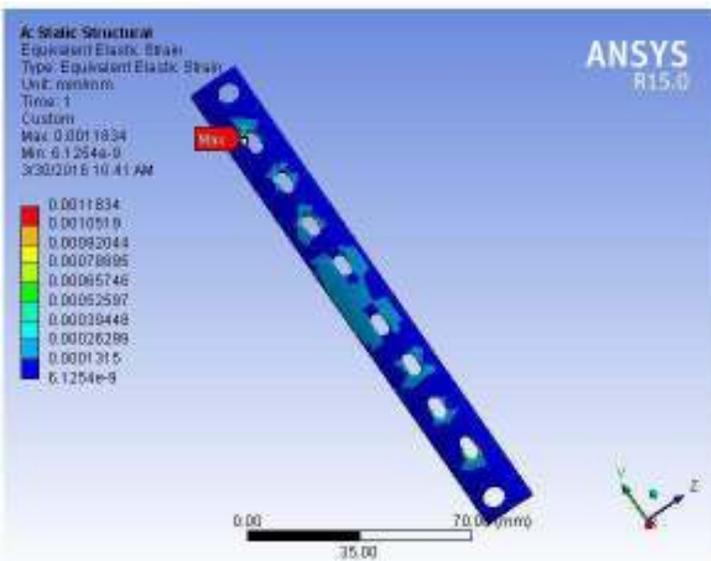


a

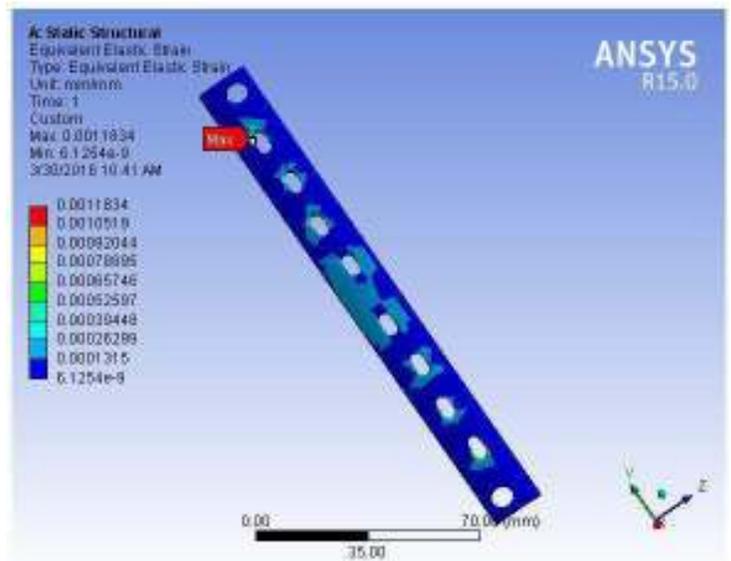


b

J.2.2 Nilai Strain Plate Sloted Diameter 3.0.2



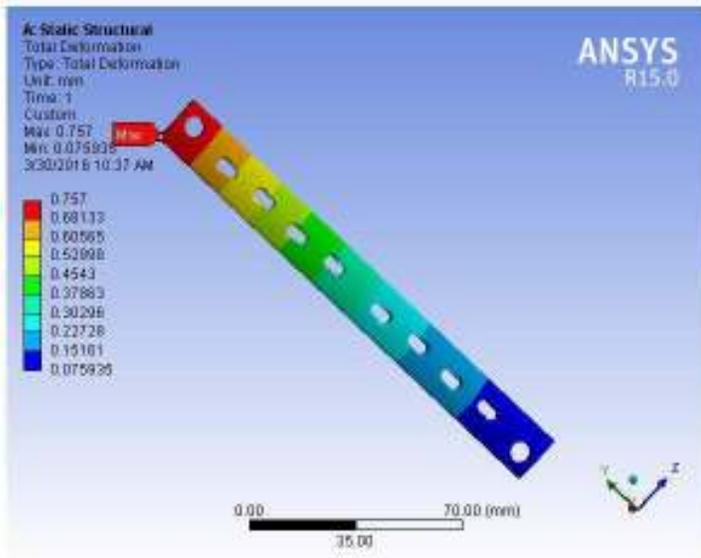
a



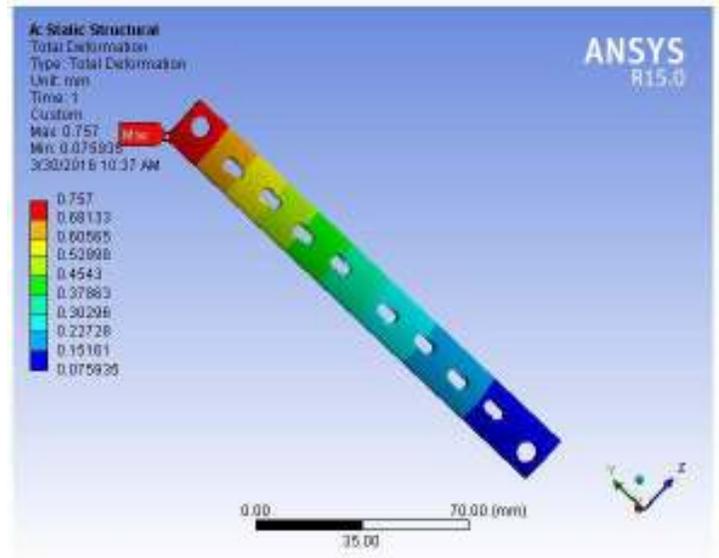
b

J.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

J.3.1 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 3.0.1

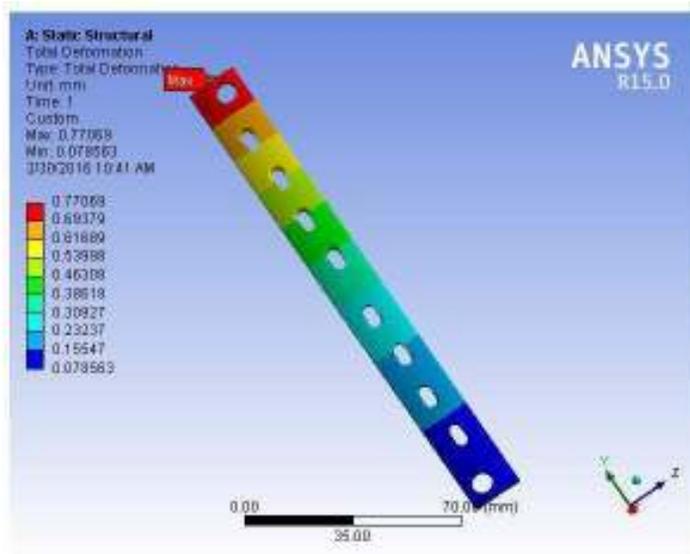


a

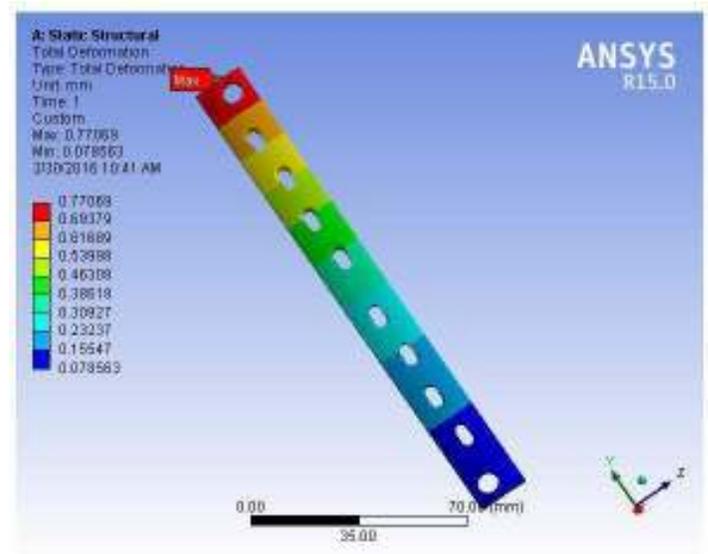


b

J.3.2 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 3.0.2



a

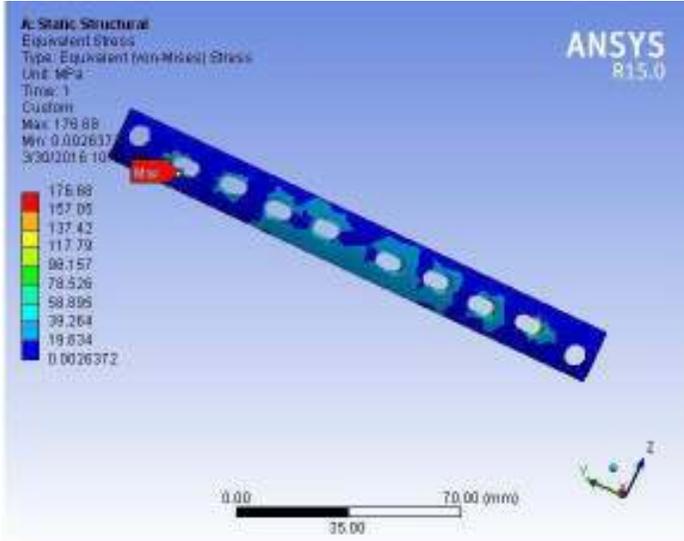


b

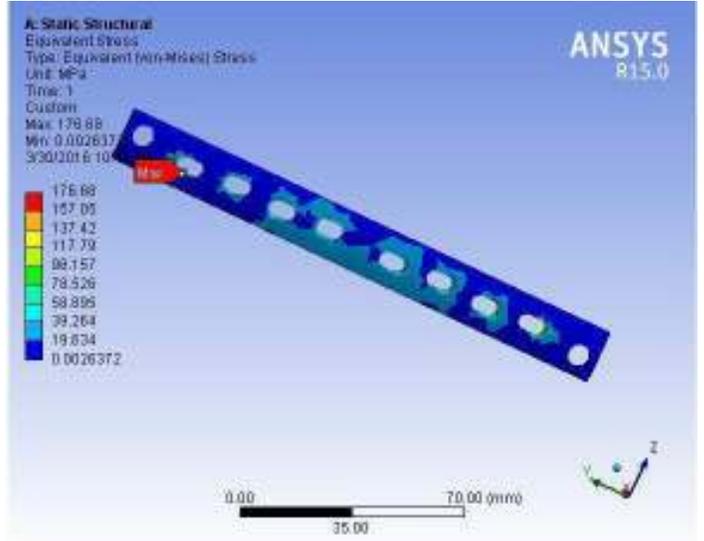
K. Plate Slotted Diameter 3.5

K.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

K.1.1 Nilai Stress Plate Slotted Diameter 3.5.1

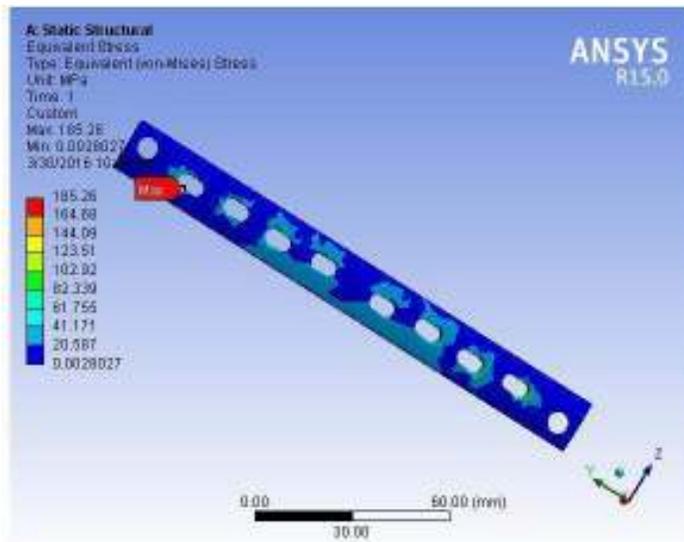


a

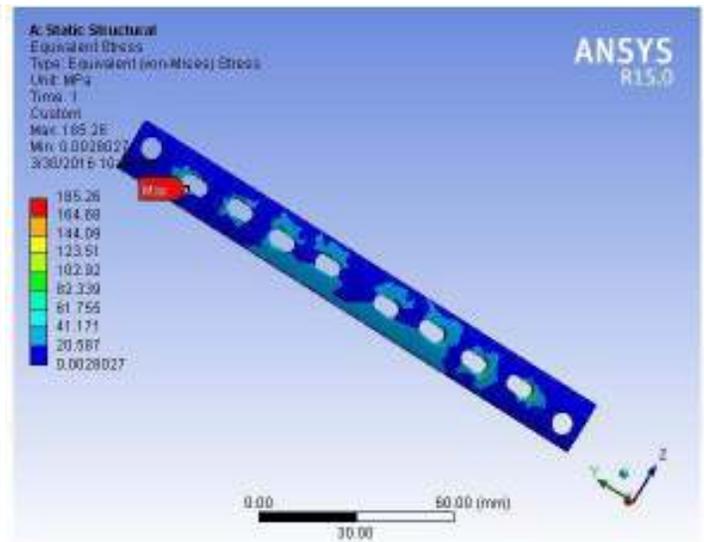


b

K.1.2 Nilai Stress Plate Slotted Diameter 3.5.2



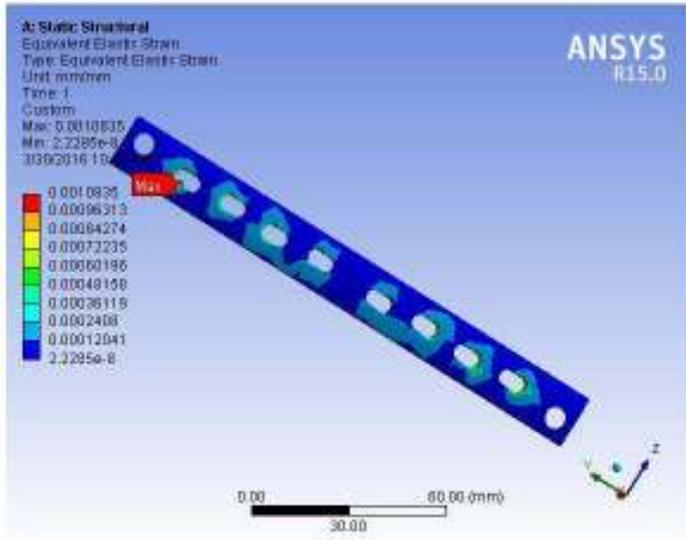
a



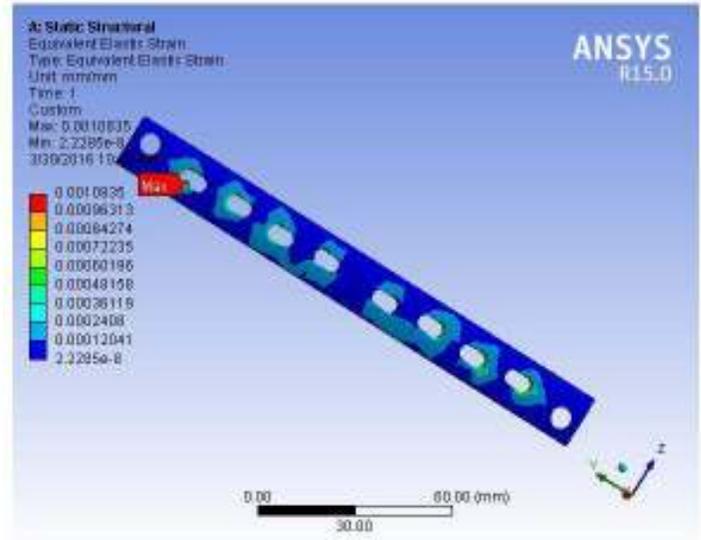
b

K.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

K.2.1 Nilai Strain Plate Sloted Diameter 3.5.1

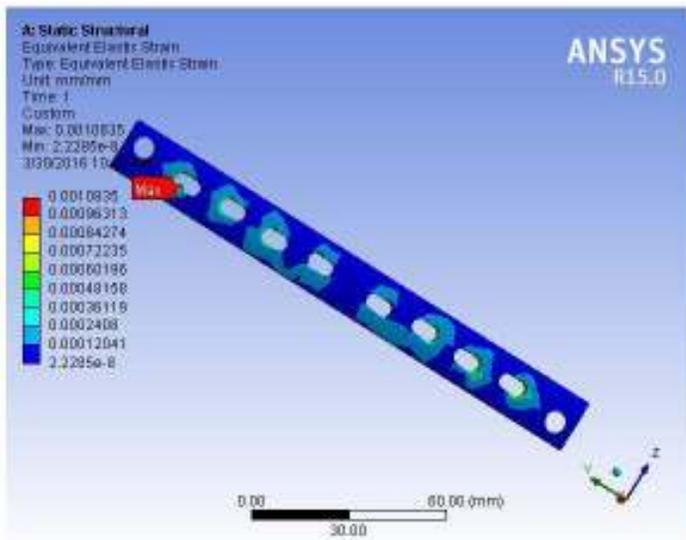


a

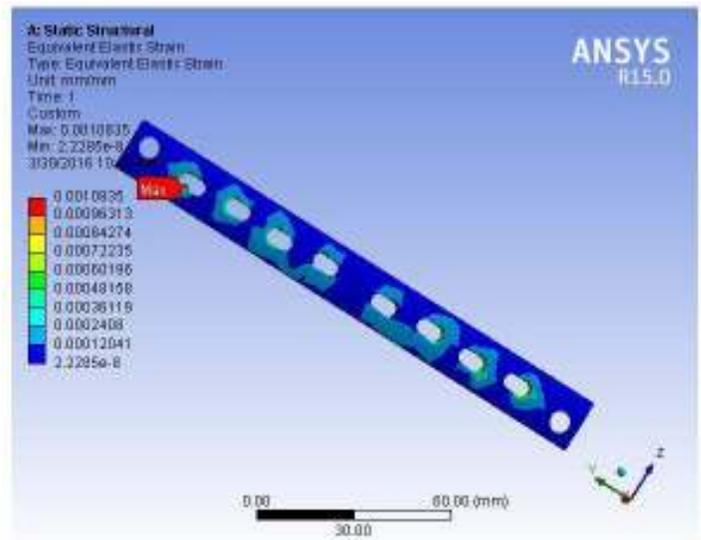


b

K.2.2 Nilai Strain Plate Sloted Diameter 3.5.2



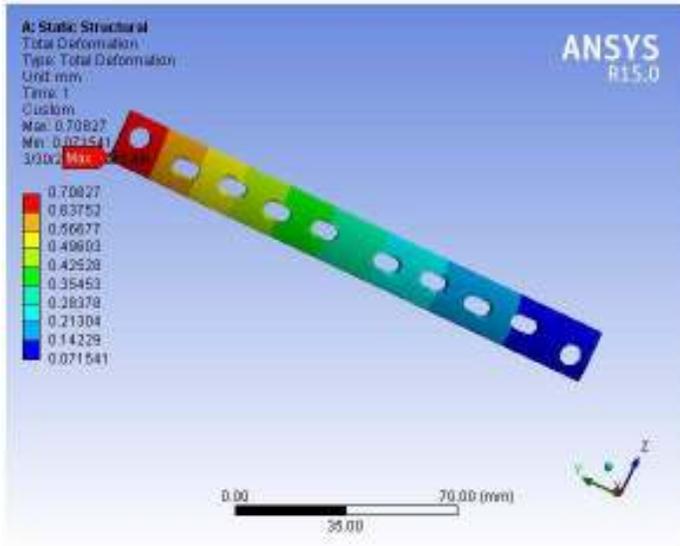
a



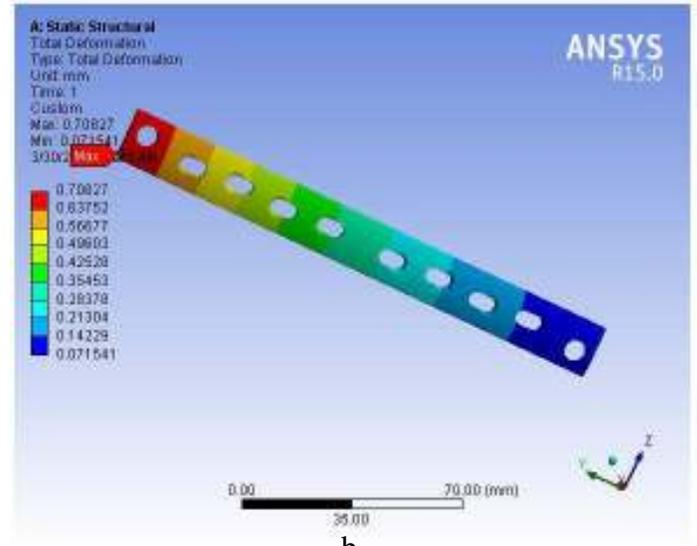
b

K.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

K.3.1 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 3.5.1

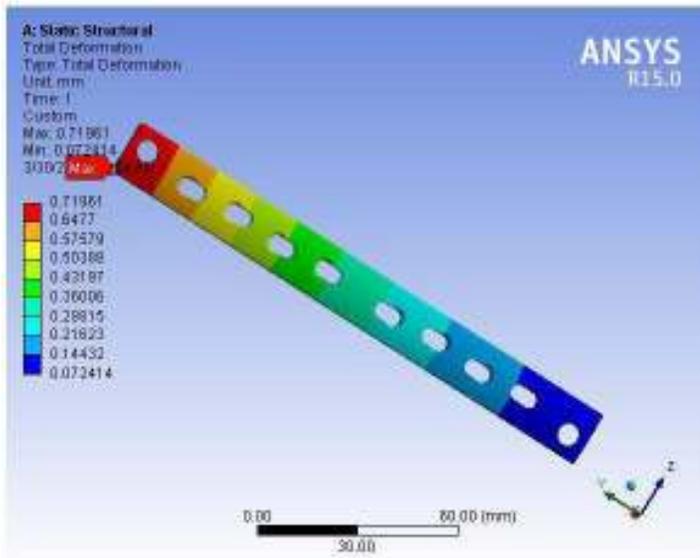


a

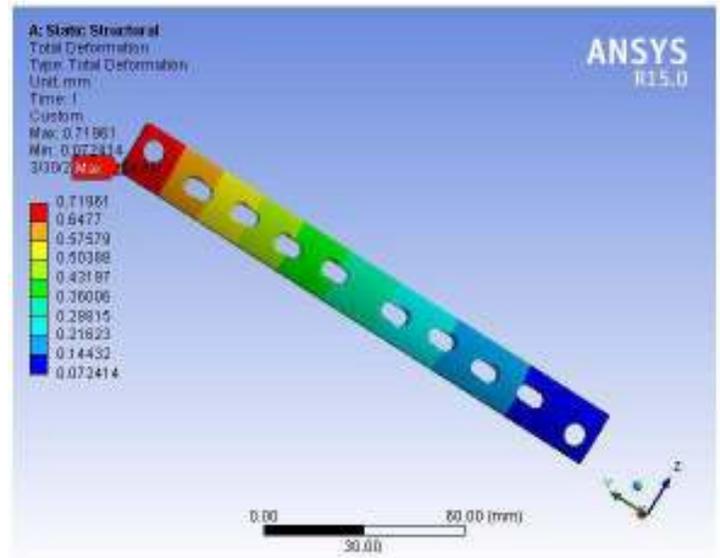


b

K.3.2 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 3.5.2



a

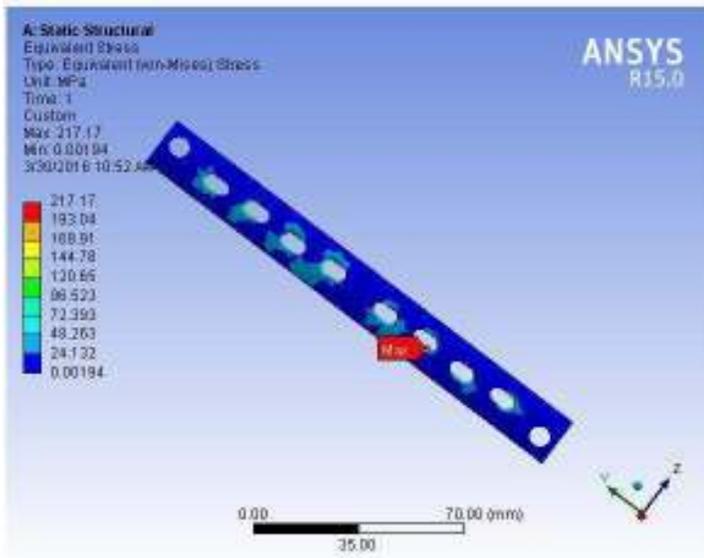


b

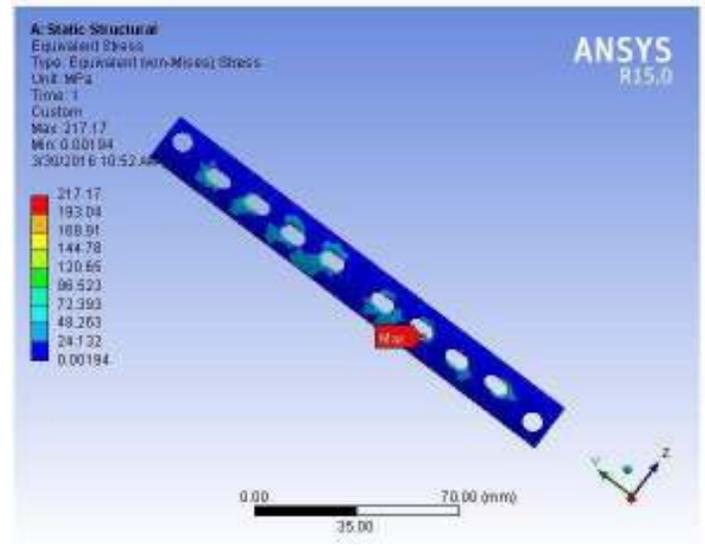
L. Plate Slotted Diameter 4.0

L.1 Hasil Stress Material 304 (a) dan 316 L (b)

L.1.1 Nilai Stress Plate Slotted Diameter 4.0.1

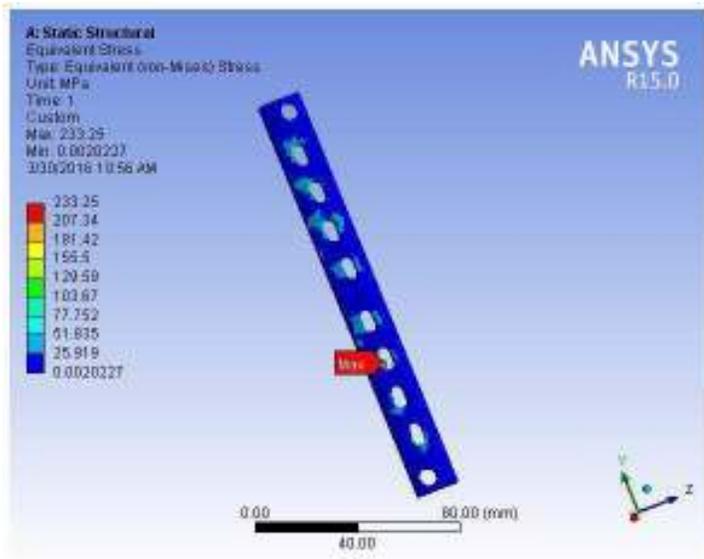


a

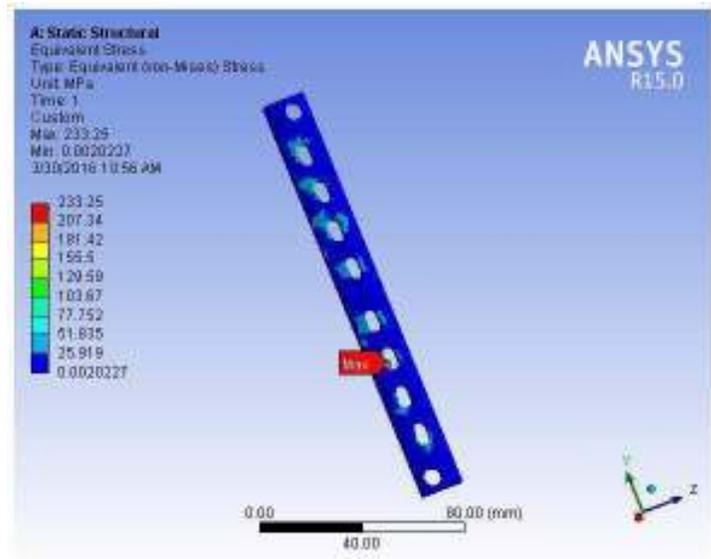


b

L.1.2 Nilai Stress Plate Slotted Diameter 4.0.2



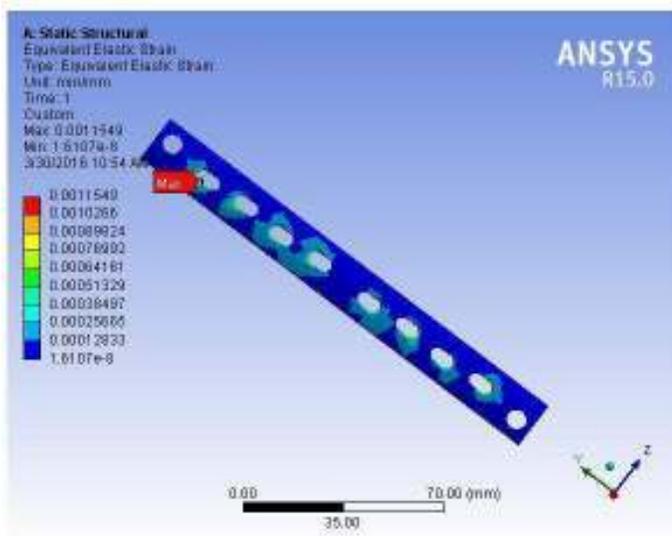
a



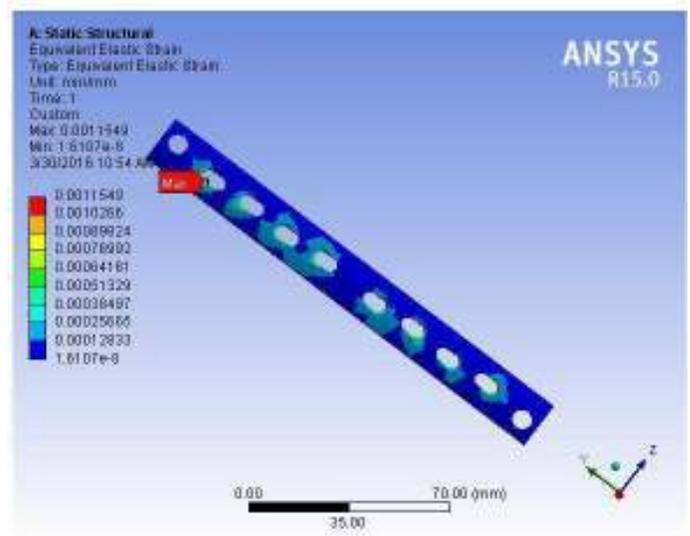
b

L.2 Hasil Strain Material 304 (a) dan 316 L (b)

L.2.1 Nilai Strain Plate Sloted Diameter 4.0.1

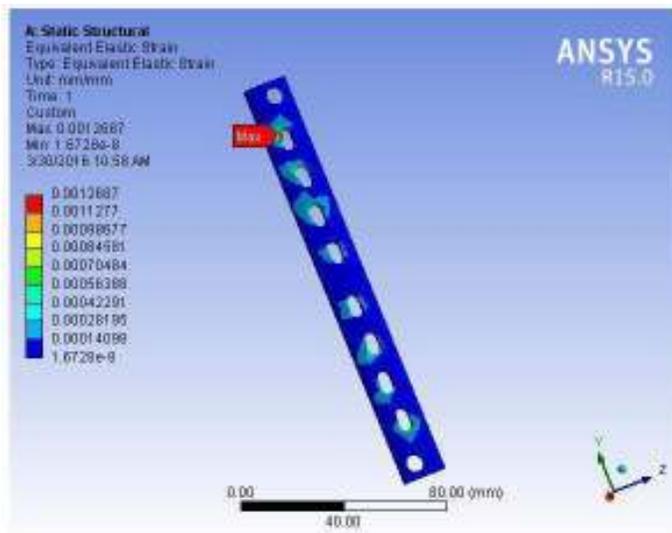


a

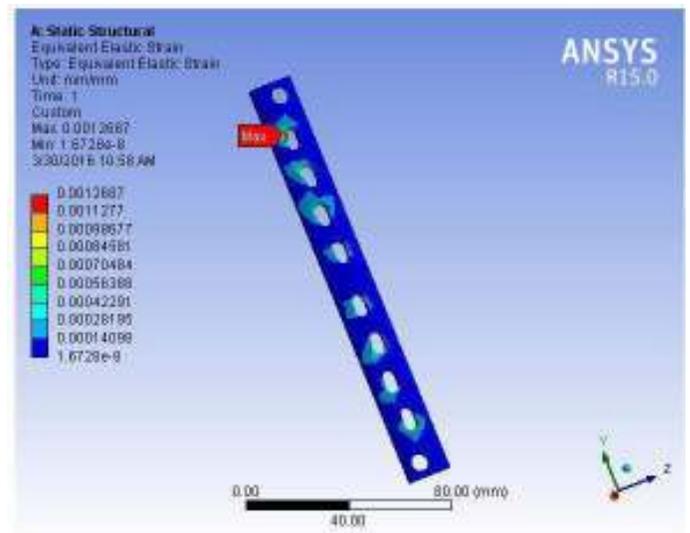


b

L.2.2 Nilai Strain Plate Sloted Diameter 4.0.2



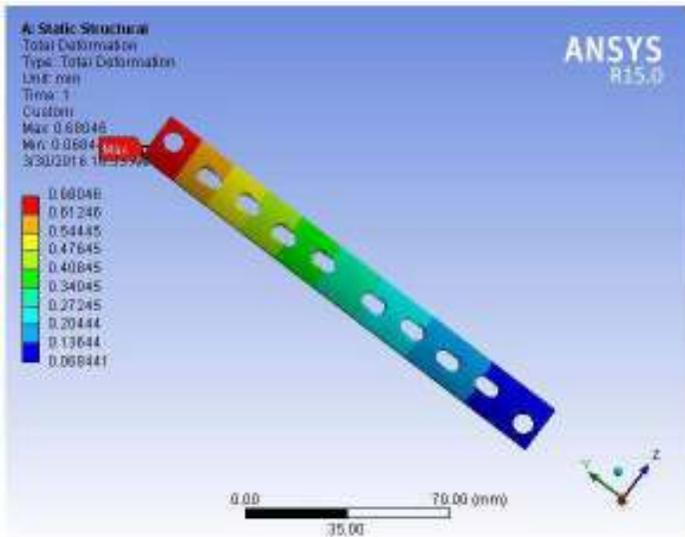
a



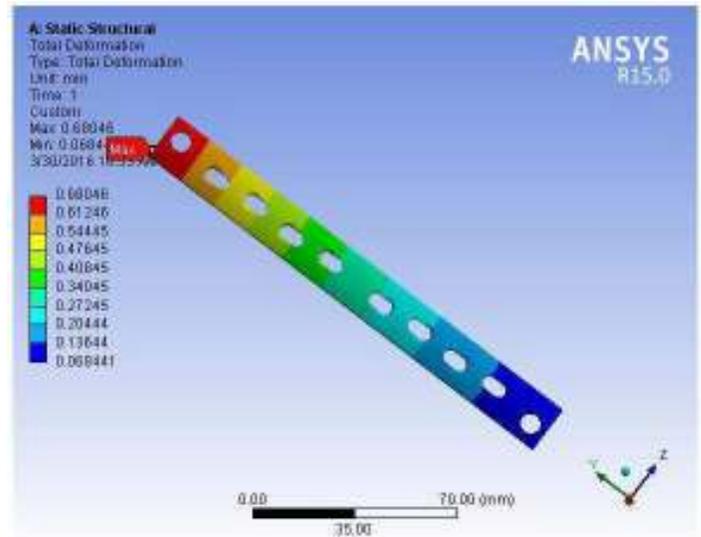
b

L.3 Hasil Deformasi Material 304 (a) dan 316 L (b)

L.3.1 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 4.0.1

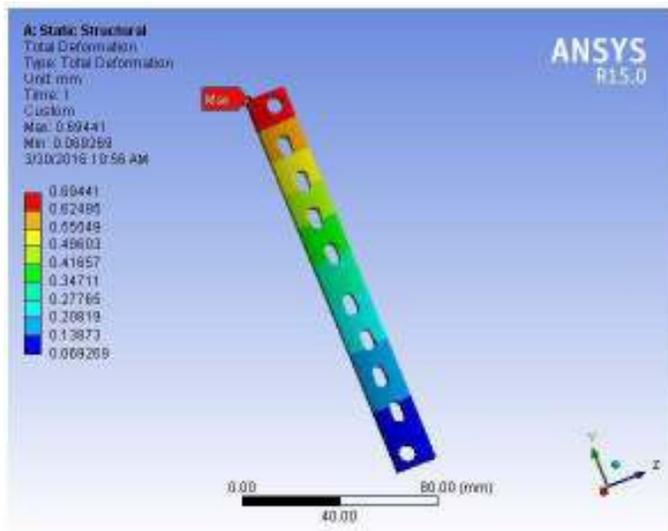


a

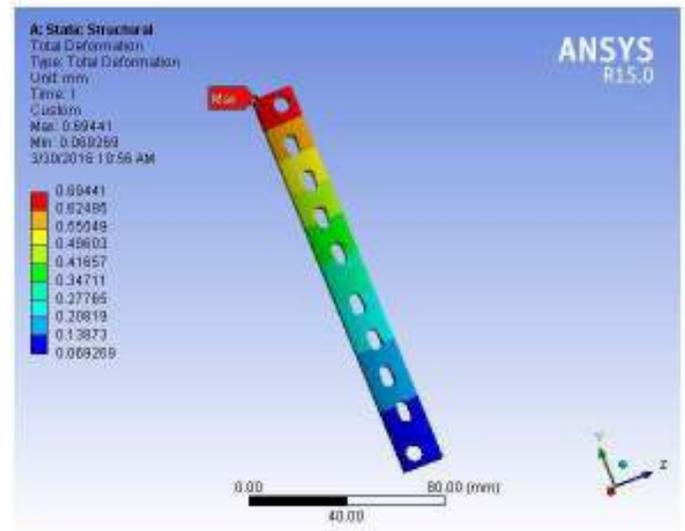


b

L.3.2 Nilai Deformasi Plate Sloted Diameter 4.0.2



a



b

EQUIVALENT STRESS (1)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Stress (MPa)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Duo	Cortical 4.5 cm	1	54.477	183.380	41.187
				2	57.618	185.910	45.186
				3	63.535	212.380	50.635
				4	65.834	209.890	48.974
				5	70.314	224.400	53.100
				6	70.715	240.520	56.269
2.	SS316L	Duo	Cortical 4.0 cm	1	103.430	328.590	64.514
				2	107.920	345.000	67.516
3.	SS316L	Duo	Cortical 3.5 cm	1	115.700	272.300	18.816
				2	66.469	300.726	18.330
4.	SS316L	Duo	Cortical 3.0 cm	1	50.071	545.990	82.080
				2	73.895	674.530	78.221
5.	SS316L	Duo	Cortical 2.7 cm	1	22.925	334.890	352.690
				2	24.149	532.730	380.970

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Stress (MPa)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Duo	Cortical 4.5 cm	1	54.760	183.710	42.672
				2	57.576	187.020	45.175
				3	63.503	210.910	50.640
				4	65.808	208.780	48.992
				5	70.308	222.710	53.104
				6	70.711	238.920	56.273
2.	SS304	Duo	Cortical 4.0 cm	1	103.690	329.510	64.602
				2	108.180	345.830	67.615
3.	SS304	Duo	Cortical 3.5 cm	1	115.07	269.940	19.272
				2	71.048	288.590	18.330
4.	SS304	Duo	Cortical 3.0 cm	1	50.071	545.990	82.080
				2	73.895	674.530	78.221
5.	SS304	Duo	Cortical 2.7 cm	1	22.925	334.890	352.690
				2	24.149	532.730	380.970

EQUIVALENT STRESS (2)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Stress (MPa)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Sloted	Cortical 4.5 cm	1	124.870	126.360	45.374
				2	129.150	131.890	48.308
				3	146.050	156.120	54.189
				4	141.970	145.790	53.748
				5	153.020	165.220	58.551
				6	155.350	184.890	63.603
2.	SS316L	Sloted	Cortical 4.0 cm	1	167.660	218.860	93.997
				2	184.830	234.230	112.310
3.	SS316L	Sloted	Cortical 3.5 cm	1	176.680	243.380	65.461
				2	185.260	261.290	72.077
4.	SS316L	Sloted	Cortical 3.0 cm	1	212.680	287.410	84.242
				2	228.240	321.860	94.040
5.	SS316L	Sloted	Cortical 2.7 cm	1	197.480	359.220	290.630
				2	210.030	398.100	312.360

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Stress (MPa)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Sloted	Cortical 4.5 cm	1	123.430	137.060	45.291
				2	127.630	143.440	48.256
				3	144.350	159.580	54.164
				4	140.140	157.510	53.654
				5	151.850	168.470	53.368
				6	163.300	183.820	63.536
2.	SS304	Sloted	Cortical 4.0 cm	1	167.600	205.500	93.951
				2	184.320	233.910	112.250
3.	SS304	Sloted	Cortical 3.5 cm	1	176.870	243.810	65.463
				2	185.460	261.760	72.130
4.	SS304	Sloted	Cortical 3.0 cm	1	212.680	287.410	84.242
				2	228.240	321.860	94.040
5.	SS304	Sloted	Cortical 2.7 cm	1	197.480	359.220	290.630
				2	210.030	398.100	312.360

EQUIVALENT STRESS (3)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Stress (MPa)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Flower	Cortical 4.5 cm	1	544.420	163.870	39.119
				2	570.540	160.950	45.025
				3	547.640	166.670	44.855
				4	667.630	185.290	54.132
				5	730.130	209.530	52.418
				6	796.540	214.740	63.998
2.	SS316L	Flower	Cortical 4.0 cm	1	897.700	189.860	46.213
				2	939.410	194.350	46.511
3.	SS316L	Flower	Cortical 3.5 cm	1	959.410	258.180	68.948
				2	1016.200	254.240	71.219
4.	SS316L	Flower	Cortical 3.0 cm	1	544.020	309.230	84.557
				2	608.150	349.080	93.866
5.	SS316L	Flower	Cortical 2.7 cm	1	561.340	338.960	103.560
				2	636.630	382.030	108.920

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Stress (MPa)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Flower	Cortical 4.5 cm	1	544.2	163.83	39.114
				2	569.23	159.01	45.123
				3	549.37	166.9	44.925
				4	668.1	187.24	54.113
				5	731.47	209.7	52.464
				6	684.11	207.02	68.631
2.	SS304	Flower	Cortical 4.0 cm	1	901.200	181.220	51.788
				2	892.960	192.190	49.685
3.	SS304	Flower	Cortical 3.5 cm	1	946.530	258.140	69.057
				2	1002.700	255.870	71.331
4.	SS304	Flower	Cortical 3.0 cm	1	550.51	288.28	84.599
				2	688.180	313.24	112.050
5.	SS304	Flower	Cortical 2.7 cm	1	548.25	337.54	103.49
				2	622.610	376.310	108.840

EQUIVALENT ELASTIC STRAIN (1)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Elastic Strain		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Duo	Cortical 4.5 cm	1	0.00028266	0.00095018	0.00230090
				2	0.00029854	0.00096324	0.00252430
				3	0.00032920	0.00110040	0.00282880
				4	0.00034111	0.00108750	0.00273600
				5	0.00036432	0.00112670	0.00296650
				6	0.00036640	0.00124620	0.00314350
2.	SS316L	Duo	Cortical 4.0 cm	1	0.00053593	0.00170250	0.00360410
				2	0.00055916	0.00178760	0.00377180
3.	SS316L	Duo	Cortical 3.5 cm	1	0.00097120	0.00014499	0.00107820
				2	0.00036470	0.00018366	0.00104630
4.	SS316L	Duo	Cortical 3.0 cm	1	0.00026220	0.00213690	0.00464960
				2	0.00043133	0.00441670	0.00456000
5.	SS316L	Duo	Cortical 2.7 cm	1	0.00011463	0.00167450	0.00176350
				2	0.00017717	0.00318680	0.00191880

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Elastic Strain		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Duo	Cortical 4.5 cm	1	0.00028373	0.00095188	0.00238390
				2	0.00029832	0.00096900	0.00252380
				3	0.00032903	0.00109280	0.00282910
				4	0.00034097	0.00108180	0.00273700
				5	0.00036429	0.00115390	0.00296670
				6	0.00036638	0.00123790	0.00314370
2.	SS304	Duo	Cortical 4.0 cm	1	0.00053726	0.00170730	0.00360910
				2	0.00056051	0.00179190	0.00377740
3.	SS304	Duo	Cortical 3.5 cm	1	0.00099285	0.00014362	0.00110030
				2	0.00039789	0.00017262	0.00104630
4.	SS304	Duo	Cortical 3.0 cm	1	0.00027105	0.00447180	0.00465480
				2	0.00043133	0.00441670	0.00456000
5.	SS304	Duo	Cortical 2.7 cm	1	0.00011463	0.00167450	0.00176350
				2	0.00017717	0.00318680	0.00191880

EQUIVALENT ELASTIC STRAIN (2)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Elastic Strain		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Sloted	Cortical 4.5 cm	1	0.00064701	0.00065470	0.00253490
				2	0.00066915	0.00068338	0.00269870
				3	0.00075675	0.00080892	0.00302730
				4	0.00073561	0.00075539	0.00300270
				5	0.00079284	0.00085607	0.00327100
				6	0.00085676	0.00095797	0.00355320
2.	SS316L	Sloted	Cortical 4.0 cm	1	0.00094318	0.00123600	0.00525120
				2	0.00103450	0.00133290	0.00627410
3.	SS316L	Sloted	Cortical 3.5 cm	1	0.00102950	0.00146830	0.00387690
				2	0.00108350	0.00155640	0.00444220
4.	SS316L	Sloted	Cortical 3.0 cm	1	0.00110190	0.00148920	0.00476020
				2	0.00118340	0.00166770	0.00525360
5.	SS316L	Sloted	Cortical 2.7 cm	1	0.00112770	0.00241880	0.01623600
				2	0.00120210	0.00267340	0.01745000

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Elastic Strain		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Sloted	Cortical 4.5 cm	1	0.00063951	0.00071015	0.00253020
				2	0.00066131	0.00074321	0.00269590
				3	0.00097109	0.00093195	0.00319130
				4	0.00098225	0.00089238	0.00314990
				5	0.00078680	0.00087291	0.00326080
				6	0.00084610	0.00095242	0.00354905
2.	SS304	Sloted	Cortical 4.0 cm	1	0.00094104	0.00112000	0.00524870
				2	0.00103390	0.00126300	0.00627110
3.	SS304	Sloted	Cortical 3.5 cm	1	0.00103050	0.00145260	0.00387940
				2	0.00108460	0.00153980	0.00444530
4.	SS304	Sloted	Cortical 3.0 cm	1	0.00110190	0.00148920	0.00470620
				2	0.00118340	0.00166770	0.00525360
5.	SS304	Sloted	Cortical 2.7 cm	1	0.00112710	0.00241880	0.01623600
				2	0.00120210	0.00267340	0.01745000

EQUIVALENT ELASTIC STRAIN (3)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Elastic Strain		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Flower	Cortical 4.5 cm	1	0.00282080	0.00084906	0.00218540
				2	0.00295620	0.00067472	0.00251540
				3	0.00283750	0.00086356	0.00250590
				4	0.00345920	0.00096006	0.00302420
				5	0.00378300	0.00108560	0.00292840
				6	0.00412710	0.00111270	0.00357530
2.	SS316L	Flower	Cortical 4.0 cm	1	0.00502970	0.00114060	0.00261740
				2	0.00532040	0.00117710	0.00263160
3.	SS316L	Flower	Cortical 3.5 cm	1	0.00571910	0.00157340	0.00408650
				2	0.00607040	0.00156280	0.00436400
4.	SS316L	Flower	Cortical 3.0 cm	1	0.00282500	0.00197210	0.00490310
				2	0.00315800	0.00217450	0.00543890
5.	SS316L	Flower	Cortical 2.7 cm	1	0.00291870	0.00228260	0.00629160
				2	0.00330990	0.00255140	0.00678400

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Equivalent Elastic Strain		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Flower	Cortical 4.5 cm	1	0.0028198	0.00084888	0.0021852
				2	0.0029494	0.00082388	0.0025208
				3	0.0028465	0.00086477	0.0025098
				4	0.0034617	0.00097018	0.0030231
				5	0.00379	0.0010865	0.0029309
				6	0.0035446	0.0010727	0.0038341
2.	SS304	Flower	Cortical 4.0 cm	1	0.00472340	0.00109040	0.00293210
				2	0.00468020	0.00112950	0.00282310
3.	SS304	Flower	Cortical 3.5 cm	1	0.00563320	0.00157210	0.00408520
				2	0.00597890	0.00154150	0.00435060
4.	SS304	Flower	Cortical 3.0 cm	1	0.002859	0.0019065	0.0049055
				2	0.00357460	0.00199210	0.00625970
5.	SS304	Flower	Cortical 2.7 cm	1	0.0028506	0.0022834	0.0062877
				2	0.00323680	0.00255040	0.00677920

TOTAL DEFORMATION (1)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Total Deformation (mm)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Duo	Cortical 4.5 cm	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.	SS316L	Duo	Cortical 4.0 cm	1	0.70496	0.61331	2.01410
				2	0.71300	0.61981	2.03460
3.	SS316L	Duo	Cortical 3.5 cm	1	0.53331	0.46462	1.49630
				2	0.53746	0.46797	1.50280
4.	SS316L	Duo	Cortical 3.0 cm	1	0.71787	0.61992	2.06940
				2	0.71754	0.61875	2.05830
5.	SS316L	Duo	Cortical 2.7 cm	1	1.01150	0.82183	2.82100
				2	1.06960	0.86645	2.99110

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Total Deformation (mm)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Duo	Cortical 4.5 cm	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	0.7126	0.62389	2.06180
2.	SS304	Duo	Cortical 4.0 cm	1	0.70729	0.61510	2.01410
				2	0.71301	0.61985	2.03470
3.	SS304	Duo	Cortical 3.5 cm	1	0.53377	0.46505	1.49810
				2	0.53995	0.47024	1.50800
4.	SS304	Duo	Cortical 3.0 cm	1	0.71787	0.61992	2.06940
				2	0.71754	0.61875	2.05830
5.	SS304	Duo	Cortical 2.7 cm	1	1.01150	0.82183	2.82100
				2	1.06960	0.86645	2.99110

TOTAL DEFORMATION (2)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Total Deformation (mm)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Sloted	Cortical 4.5 cm	1	0.65009	0.56953	1.88700
				2	0.66093	0.57912	1.91030
				3	0.67397	0.59013	1.95500
				4	0.68069	0.59542	1.95990
				5	0.69103	0.60482	1.99390
				6	0.69588	0.61070	2.02020
2.	SS316L	Sloted	Cortical 4.0 cm	1	0.54901	0.47578	1.68440
				2	0.56079	0.48570	1.70940
3.	SS316L	Sloted	Cortical 3.5 cm	1	0.70827	0.61232	2.03190
				2	0.71961	0.62188	2.05940
4.	SS316L	Sloted	Cortical 3.0 cm	1	0.75700	0.64825	2.16760
				2	0.77069	0.65955	2.20690
5.	SS316L	Sloted	Cortical 2.7 cm	1	0.77330	0.66084	2.20750
				2	0.79349	0.67546	2.25760

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Total Deformation (mm)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Sloted	Cortical 4.5 cm	1	0.65402	0.56736	1.87920
				2	0.66134	0.13843	1.91120
				3	0.67433	0.58726	1.94530
				4	0.68076	0.59542	1.95560
				5	0.69142	0.59950	1.97800
				6	0.69594	0.61072	2.01850
2.	SS304	Sloted	Cortical 4.0 cm	1	0.54895	0.47573	1.68430
				2	0.56072	0.48564	1.70930
3.	SS304	Sloted	Cortical 3.5 cm	1	0.70826	0.61232	2.03190
				2	0.71960	0.62188	2.05940
4.	SS304	Sloted	Cortical 3.0 cm	1	0.75700	0.64825	2.16760
				2	0.77069	0.65955	2.20690
5.	SS304	Sloted	Cortical 2.7 cm	1	0.77330	0.66084	2.20750
				2	0.79349	0.67546	2.25760

TOTAL DEFORMATION (3)

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Total Deformation (mm)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS316L	Flower	Cortical 4.5 cm	1	0.68656	0.60086	1.99840
				2	0.70150	0.61356	2.03280
				3	0.57613	0.50394	1.77450
				4	0.72583	0.63399	2.09710
				5	0.73715	0.64396	2.13430
				6	0.74118	0.64763	2.15330
2.	SS316L	Flower	Cortical 4.0 cm	1	0.73761	0.63609	2.10610
				2	0.74045	0.63883	2.11780
3.	SS316L	Flower	Cortical 3.5 cm	1	0.74343	0.64131	2.12320
				2	0.74659	0.64361	2.13400
4.	SS316L	Flower	Cortical 3.0 cm	1	0.77704	0.66416	2.22070
				2	0.79425	0.67813	2.27020
5.	SS316L	Flower	Cortical 2.7 cm	1	0.78734	0.67261	2.24740
				2	0.81009	0.69078	2.30890

No.	Material	Jenis Plate	Jenis Screw	Posisi	Total Deformation (mm)		
					Plate	Screw	Tulang
1.	SS304	Flower	Cortical 4.5 cm	1	0.68655	0.60085	1.9984
				2	0.70165	0.61369	2.0331
				3	0.71369	0.62406	2.0768
				4	0.72594	0.63409	2.0974
				5	0.73784	0.64454	2.1358
				6	0.73001	0.63875	2.1287
2.	SS304	Flower	Cortical 4.0 cm	1	0.72059	0.62256	2.07030
				2	0.72643	0.62695	2.08550
3.	SS304	Flower	Cortical 3.5 cm	1	0.74332	0.64123	2.12300
				2	0.74658	0.64353	2.13370
4.	SS304	Flower	Cortical 3.0 cm	1	0.77707	0.66412	2.2207
				2	0.78075	0.66655	2.23570
5.	SS304	Flower	Cortical 2.7 cm	1	0.7863	0.67199	2.2456
				2	0.80886	0.69002	2.30670

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan data yang telah dianalisa, didapatkan kesimpulan mengenai desain bone plate, sebagai berikut :

Desain *plate duo* posisi 1 dan 2 pada material SS 304 memiliki tegangan dan regangan yang berada dibawah *yield strength* material SS 304. Desain *plate flower* posisi 1 sampai posisi 6 tidak memiliki desain yang diharapkan untuk kedua material karena memiliki tegangan dan regangan diatas *yield*. Hal ini terjadi karena terdapat banyak konsentrasi tegangan pada lubang *plate* . Desain *plate sloted* posisi 1 sampai posisi 6 memiliki desain sesuai yang diharapkan pada material SS 304. Posisi 1 memiliki desain optimum karena memiliki tegangan dibawah *yield strength* sebesar 123,43 MPa. Posisi 1 memiliki desain optimum yang sesuai dengan kaidah umum karena beban ditahan oleh lebih banyak screw sehingga menunjukkan kesesuaian dengan model *finite element* yang digunakan. Sementara pada material 316 L hanya posisi 6 yang gagal memiliki desain yang diharapkan. Posisi lainnya digunakan sebagai scenario *worst case* dimana jumlah screw untuk menahan beban tidak sepenuhnya lengkap seperti pada posisi 1 . Posisi gerak yang dainjurkan adalah ketika tulang paha membentuk sudut 30⁰ dan 45⁰ dari posisi tegak lurus.

5.2 Saran

Saran yang penulis sampaikan untuk penelitian selanjutnya adalah :

1. Penelitian ini dapat dikembangkan dengan menambah variasi pembebanan seperti beban bending dan beban torsi
2. Penelitian ini dapat dikembangkan dengan menggunakan variasi plate bermaterial polimer.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- Andrew J Ruys, Mei Wei, Min Wang. (2009, September 21). Biomimetics Biomaterials and Tissue Engineering. *OMICS Publishing Group*: The University of Hongkong.
- Cahyanto, Arief., (2009). “Makalah Biomaterial”, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Padjajaran, Bandung.
- Cook, R.D., (1994), “Finite Element Modeling Mor Stress Analysis”, John Wiley & Sons, Inc.
- D Amalraju (2012). Mechanical Strength Evaluation Analysis of Stainless Steel and Titanium Locking Plate for Femur Bone. *Biomaterials* 27: 4192
- Donald W. Hohman, MD, Jesse Affonso, MD, Jacob. (2012). Calcaneal Plate Fixation of Distal Femoral Fractures. Department Orthopaedic Surgery : University of New York
- Dusan Petkovic & Goran Radenkovic. (2012, 07 14). Fractographic Investigation Of Failure In Stainless Steel Orthopaedic Plates: Mechanical Engineering, University of Facta.
- Euro Inox. Materials and Application Series. The European Stainless Steel Development Association, Eropa.
- Gordon C Everstine. Theory of Elasticity. Gaithersburg, Maryland May 2014.
- Harrie Weinans, Rik Huiskes. (2010, November 21). Effect of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodelling. *Biomechanic section* : Institute of Orthopaedics, the Netherlands.
- Hasan Mehboob (2015) Effect of Strutral Stiffness of Composite Bone Plate Scaffold Assembly on Tibial Fracture with Large Fracture Gap. School of Mechanical Engineering, Chung-Ang University.
- Hendra Hermawan, Dadan Ramdan. 2012. Metals For Biomedical Applications. *Universiti Teknologi Malaysia* 16: 259-266.
- <http://www.linkhh.de>, diakses tanggal 27 Juli 2016, pukul : 13.45

- Jan Wieding, Robbert Souffrant, Vol. 74, No. 7, 2012. Finite Element Analysis of Osteosynthesis Screw Fixation in the Bone Stock : An Appropriate Method for Automatic Screw Modelling. Department orthopaedic.
- Kotlanka Rama Krisna, Idapalapati Sridhar. (2008, Mei 20). Analysis of the Helical Plate for Bone Fracture Fixation: Elsevier
- Klaus Jurgen Bathe. 1967. Finite Element Procedure in Engineering Analysis. 95- 1231
- Mark Glide, 2012, *How to Fix Fractures online 'Mini Series'*, Wiley an, Bioceramics: From Concept to Clinic, *Journal of the American*.
- Martin H Saad, 2009 , Theory Of Elasticity. Burlington, MA 01803, USA. Copyright 2009, Elsevier
- Meisham Salashor, Yuebin Guo. 2013. Biodegradable Orthopedic Magnesium-Calcium (MgCa) Alloys, Processing, and Corrosion Performance. Trans Nonferrous Met SOC China 16: 259-266
- M.O Kaman, N. Ceklik. (2013). Numerical Stress Analysis of the Plate Used to Treat the Tibia Bone Fracture : Department of Mechanical Engineering, Firat University.
- Muhammad Gudarzi, Bahor Maharaj. 2013. Investigation of the Stress Distribution in a Bone Due to Screws Pretensions of the Bone Plate. Conference Paper.
- Pasero, M., KAMPF, A., & Christiano. (2010). Nomenclature of the apatite supergroup minerals. *Nomenclature of the apatite supergroup minerals* , 22, 163-179 : Dipartimento d Science Della Tera, Universa de Pila.
- Peini Chao, Bryan P Conrad. 2013. Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate. BMC Itinerary Research.
- P.S.R Sentil Maharaj, R.Maheswaran. (2013, June 26). Numerical Analysis of Fractured Femur Bone with Prosthetic Bone Plates. *International Conference on Design* : Department of Mechanical Engineering
- Robert V. Cantu, MD, Kenneth J. Koval, MD. 2012. The Use of Locking Plates in Fracture Care. Surgical technique: 183-190.

- 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.
- Sunnersjö, S., (1992), "Fem I Praktiken", Sveriges Verkstadsindustrier Uppsala.
- Sandeep Das, Saroj Kumar Sarangi, 2012. Finite Element Analysis of Femur Fracture Fixation Plates. Dept. of Mechanical Engineering, Biju Pattnaik University of Technology Mater Lett 58: 1336-1339.
- Tambunan, B., Jujur, I.N., Kozin, M., dan Sulaikan, H.P., 2009, Hasil Uji Mekanis Material Stainless Steel SS316L Berbasis Bahan Baku Lokal Untuk Aplikasi Pada Implant/ Tulang Buatan, *Seminar on Application and Research in Industrial Technology, SMART*, Yogyakarta, Hal D056-D061
- Tasman, U., Coskun, B., & Dagdeviren, A. (2006). The Comparison of Histological Effects of Porous Hydroxyapatite and Hydroxyapatite/Collagen Combination On Short Term Bone : Baskent University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery
- Technique Guide. (2010, January 9). Volar Distal Radius Plate. *Standar For Orthopaedic* : Flower Orthopaedics.
- Topic Covered. 2006. Medical Applications of Stainless Steel 304 (UNS S30400).
- Zhen-jun WU, Li-ping HE, Zong-zhang C. 2006. Fabrication and Characterization of Hydroxyapatite/ A1203 Biocomposite Coating on Titanium. *Trans Nonferrous Met SOC China* 16: 259-266.
- William T. Me Cartney .2014 .The Design, Manufacture and Analysis of a New Implant for Fracture Fixation in Human and Veterinary Orthopaedic Surgery: The Bone Fastenerod. Design bone Plate.
- Warastuti, Y., & Suryani, N. (2013, Mei 15). Karakteristik Degradasi dari Biomaterials Poli (kaproklatan-kitosan-hidroksiapatite) Iradiasi Dalam Larutan Simulated Body Fluid. *Degradation Characteristics* : Pusat Aplikasi Teknologi Isotop dan Radiasi, BATAN

Zhao, C., Fau, H., & Zhaung, X. (n.d.). Advances in Biomaterials Apatite Coating on Metal Implants. *Kekurangan HA* : National Engineering Research center For Biomaterials, China

BIODATA PENULIS



Penulis bernama Belladina Clara Shinta lahir di Pekanbaru 19 Juli 1992 merupakan anak pertama dari 2 bersaudara. Penulis menempuh pendidikan formal antara lain di SD YPPI Tualang, SMP YPPI Tualang, dan SMA Negeri 4 Siak serta melanjutkan studi untuk jenjang S1 di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI ITS tahun 2010. Penulis melakukan kerja praktek di PT Indah Kiat Pulp and Paper, Riau pada tahun 2013 dan menyusun laporan kerja praktek yang berjudul “Analisa Korosi Pada Pipa Economizer Boiler”. Penulis menyusun laporan Tugas Akhir dengan judul “ Pengaruh Variasi Penyinaran dan Arus Pelapisan Apatite pada Stainless Steel 316 L Menggunakan Deposisi Elektroforesis Dengan Gelombang Mikro Aplikasi Medis. Pada tahun 2016 penulis menempuh jenjang S2 di Program Studi Magister Jurusan Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri (FTI) Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya melalui beasiswa *Freshgraduated* oleh DIKTI dan menyusun laporan tesis dengan judul “Pengembangan Desain Bone Plate Untuk Aplikasi Medis Menggunakan Software ANSYS 15.0 : Pengaruh Geometri Plate dan Pemilihan Material”. Motto hidup penulis adalah seseorang tidak akan pernah bangkit dari keterpurukan selama dia belum digagalkan. Jangan pernah takut untuk gagal karena kegagalan adalah kesuksesan yang tertunda. Akhir kata, sekiranya ada kritik dan saran dapat disampaikan melalui surat elektronik melalui : bella_clara92@yahoo.com.