



TUGAS AKHIR - TM141585

**ANALISIS NUMERIK PADA *BALLOON-
EXPANDABLE STENT* MENGGUNAKAN TIPE
ELEMEN *SOLID* DAN *BEAM***

WINDHU PRIYA NUGRAHA
NRP. 02111440000125

Dosen Pembimbing
ACHMAD SYAIFUDIN, S.T., M.Eng., Ph.D.

Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



TUGAS AKHIR - TM141585

**ANALISIS NUMERIK PADA *BALLOON-
EXPANDABLE STENT* MENGGUNAKAN TIPE
ELEMEN *SOLID* DAN *BEAM***

WINDHU PRIYA NUGRAHA
NRP. 0211144000125

Dosen Pembimbing
ACHMAD SYAIFUDIN, S.T., M.Eng., Ph.D.

Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018

“Halaman ini sengaja dikosongkan”



FINAL PROJECT - TM141585

***NUMERICAL ANALYSIS ON THE BALLOON-
EXPANDABLE STENT USING SOLID AND BEAM
ELEMENT***

WINDHU PRIYA NUGRAHA
NRP. 0211144000125

Supervisor
ACHMAD SYAIFUDIN, S.T., M.Eng., Ph.D.

Department of Mechanical Engineering
Faculty Of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute Of Technology
Surabaya 2018

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

**ANALISIS NUMERIK PADA *BALLOON-
EXPANDABLE STENT* MENGGUNAKAN TIPE
ELEMEN *SOLID* DAN *BEAM***

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Program Studi S-I Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :
Windhu Priva Nugraha
NRP. 02111440000125

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

Achmad Syaifudin, ST., M.Eng., Ph.D. (Pembimbing)
(NIP. 197909262005011001)

Dr.Ir. Agus Sigit Pramono, DE (Penguji I)
(NIP. 196508101991021001)

Ir. Yusuf Kaelani, M.Sc. (Penguji II)
(NIP. 196511031990021001)

Ir. Julendra. B. Ariatedja (Penguji III)
(NIP.196807061999031001)



**SURABAYA
JULI, 2018**

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

ANALISIS NUMERIK PADA *BALLOON-EXPANDABLE STENT* MENGGUNAKAN TIPE ELEMEN *SOLID* DAN *BEAM*

Nama Mahasiswa : Windhu Priya Nugraha
NRP : 02111440000125
Jurusan : Teknik Mesin FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Achmad Syaifudin, S.T, M.Eng, Ph.D.

Abstrak

Stent, merupakan tabung metal mikro berbentuk jaring yang biasa digunakan untuk menyangga pembuluh darah yang menyempit karena pertumbuhan plak. Setiap desain stent yang baru harus melewati pengujian. Pengujian menggunakan simulasi metode elemen hingga sangat membantu dalam hal ini. Namun, bentuk elemen solid sangat kompleks dan menyita banyak waktu dalam simulasi pengujian stent, sehingga perlu ditemukan cara lain yang efektif. Dalam penelitian ini diusulkan penggunaan elemen tipe beam dalam pengujian desain baru stent.

Analisis struktural dilakukan dengan ANSYS Workbench Student R18 sedangkan model solid 3D yang kompleks dibuat di Solidworks 2014. Dua jenis balloon-expandable stent (BES): Palmaz stent, untuk mewakili stent dengan geometri struktur yang rigid, dan Sinusoidal stent, untuk geometri struktur yang fleksibel. Bentuk balon yang digunakan adalah balon simetris yang dapat mengembang ke semua sisi. Dengan demikian, ada 4 model yang dibandingkan dalam penelitian ini, yaitu Palmaz tipe elemen solid, Palmaz tipe elemen beam, Sinusoidal tipe elemen solid, dan Sinusoidal tipe elemen beam. Analisis yang diteliti meliputi: karakteristik deformasi, tegangan, dan regangan plastis. Material model untuk stent adalah SS316L yang bersifat isotropik, sedangkan untuk balloon adalah polyurethane yang bersifat hiper elastik.

Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa penggunaan elemen beam dapat menjadi metode baru dalam simulasi metode elemen hingga (MEH) pada balloon-expandable stent. Namun, penggunaan elemen beam tidak dapat menunjukkan hasil regangan plastis pada simulasi balloon-expandable stent.

Kata kunci: elemen beam, metode elemen hingga, Palmaz, Sinusoidal balloon-expandable stent.

NUMERICAL ANALYSIS ON THE BALLOON-EXPANDABLE STENT USING SOLID AND BEAM ELEMENT TYPE

Name : Windhu Priya Nugraha
NRP : 02111440000125
Department : Mechanical Engineering- ITS
Academic Supervisor : Achmad Syaifudin, S.T,M. Eng,Ph.D

Abstract

Stent, a small metal meshed tube used to support narrowed blood vessels due to plaque growth. Each new stent design have to pass the evaluation test before releasing in the market. Testing using finite element simulation is very helpful in this regard. However, solid element form is very complex and takes a lot of time in simulating stent testing, so it needs to be found another effective way. In this study it is proposed the use of beam type elements in testing new stent designs.

Structural transient analysis was performed with ANSYS Workbench Student R18 while a complex 3D solid model was made in Solidworks 2014. Two types of balloon-expandable stents (BES): Palmaz stents, to represent stents with rigid structural geometry, and sinusoidal stents, for structural geometry flexible. The shape of the balloon used is a symmetrical balloon that can expand to all sides. Thus, there are 4 models compared in this research, namely Palmaz solid element type, Palmaz beam element type, Sinusoidal solid element type, and Sinusoidal beam element type. The analyzes include deformation characteristics, stress, and plastic strain. Material model for stent is SS316L which is isotropik, while for balloon is polyurethane which is hyper elastic.

The results of this study indicate that the use of beam elements can be a new method in finite element method (MEH) simulations on balloon-expandable stents. However, the use of beam elements

can not show the result of the plastic strain on the balloon-expandable stent simulation.

Keywords : beam element, finite element method, palmaz, sinusoidal balloon-expandable stent

KATA PENGANTAR

Segala Puji dan Syukur penulis panjatkan sepenuhnya kepada Allah SWT, karena atas berkah dan izin-Nya tugas akhir ini dapat terselesaikan. Penulis sangat menyadari bahwa keberhasilan dalam penulisan tugas akhir ini tak lepas dari dukungan dan bantuan berbagai pihak. Melalui kesempatan ini penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada pihak-pihak yang telah banyak membantu dan mendukung baik secara moril maupun materiil dalam proses penyelesaian tugas akhir ini, antara lain:

1. Bapak Ibu tercinta dan Keluarga yang senantiasa memberi dukungan dan doa hingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
2. Bapak Achmad Syaifudin, S.T, M.Eng, Ph.D. , selaku dosen pembimbing tugas akhir yang selalu memberikan saran, motivasi, dan ilmu-ilmu yang sangat bermanfaat bagi penulis. Terima kasih atas kesabarannya selama membimbing penulis.
3. Bapak Dr.Ir.Agus Sigit Pramono, DEA., Bapak Ir.Yusuf Kaelani, M.Sc.E., Bapak Ir.Julendra B. Ariatedja, M.T., selaku dosen penguji tugas akhir penulis, terima kasih telah meluangkan waktunya dan atas saran-saran yang telah diberikan.
4. Bapak Dr. Ir. Budi Utomo Kukuh Widodo, ME selaku Dosen wali penulis, Terima kasih telah menjadi dosen wali saat perwalian selama 8 semester.
5. Mas Dian Adi Nugraha selaku karyawan penjaga laboratorium CAE yang membantu dan memudahkan penulis dalam simulasi di laboratorium CAE.
6. Rekan satu tim tugas akhir penulis, Muhammad Rifai Arif, dan rekan tim LRT Egy Meirarizka Nurfadillah, Rayhan Zufar M; Kelvin Yohanes Y., Wied Kukuh; Betti Mawar K. dalam susah senang menyelesaikan tugas akhir ini.

7. Sarfan, Satrio, Diaz, Nila, Nabila, Faisal, Baskoro, Elsa, Vita, Elman, Sudi, Saiful, Mas Yogi dan Mahasiswa Lab. Perpan serta Lab. Mekanika Fluida. Terima kasih atas bantuan dan saran dalam penyelesaian tugas akhir ini.
8. Seluruh teman-teman angkatan M57.
9. Mas Yogi Eka Fernandes dan Mahasiswa Pascasarjana Teknik Mesin ITS yang lain, yang telah bersedia membantu meminjamkan fasilitas dan ruangnya.
10. Seluruh civitas akademika Teknik Mesin ITS yang Baik dan Ramah.
11. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan oleh penulis.

Penulis menyadari masih banyak kekurangan dalam penyusunan tugas akhir ini, oleh karena itu saran dan masukan dari semua pihak sangat penulis harapkan. Penulis berharap semoga tugas akhir ini dapat memberikan manfaat dan sumbangsih bagi perkembangan ilmu pengetahuan.

Surabaya, Juli 2018
Penulis

DAFTAR ISI

Abstrak	vii
Abstract	ix
KATA PENGANTAR.....	xi
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xxi
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Ruang Lingkup.....	3
1.3.1. Variabel yang diteliti.....	3
1.3.2. Variabel yang diabaikan.....	4
1.4 Tujuan Penelitian.....	4
1.5 Manfaat Penelitian.....	4
1.6 Sistematika Laporan	4
BAB II DASAR TEORI.....	7
2.1 Gambaran Umum	7
2.2 Penelitian Terdahulu.....	12
2.3 Tipe Elemen	14
2.4 Elemen Solid	16
2.5 Elemen Beam	18
2.6 <i>Free Body Diagram</i> (FBD)	22
2.7 Prinsip Umum.....	23
2.7.1 Material non-linier.....	23

2.7.2	Geometri non-linier	24
2.7.3	Masalah kontak.....	24
2.8	Metode Elemen Hingga (MEH)	26
2.8.1	Konsep tegangan.....	28
2.8.2	Konsep regangan	28
2.8.3	Hubungan tegangan dan regangan.....	29
2.9	Prosedur Dasar.....	30
2.10	Uji Konvergensi.....	30
2.11	Verifikasi	31
2.12	Validasi.....	31
2.13	Analisis yang Digunakan.....	32
2.13.1	Karakteristik deformasi	32
2.13.2	Tegangan von mises	34
2.13.3	Regangan Plastis.....	36
BAB III METODE PENELITIAN		37
3.1	Prosedur Simulasi MEH	37
3.1.1	Model Material	38
3.1.2	Model solid 3D	40
3.1.3	Model elemen hingga (MEH).....	42
3.1.4	Kondisi Batas dan Pembebanan.....	48
3.1.5	Tipe analisis dan kontrol solusi	50
BAB IV HASIL DAN DISKUSI.....		51
4.1	Karakteristik Deformasi	51
4.2	Analisis Tegangan	54
4.2.1	Palmaz stent.....	54

4.2.2 Sinusoidal stent.....	57
4.3 Regangan Plastik.....	60
4.3.1 Palmaz stent.....	60
4.3.2 Sinusoidal stent.....	61
4.4 Analisis Distribusi Tegangan	63
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	67
5.1 Kesimpulan.....	67
5.2 Saran.....	68
DAFTAR PUSTAKA.....	69
LAMPIRAN	73
BIODATA PENULIS.....	77

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 a) pertumbuhan plak dalam arteri jantung,b) potongan bagian arteri.....	7
Gambar 2.2 Lapisan pada pembuluh arteri.....	8
Gambar 2.3 Brosur Partner™ Sirolimus-eluting coronary stent system.....	8
Gambar 2.4 Prosedur angioplasty pada arteri : a.Pemasukan stent b.Balloon dan stent mengembang c.Balloon dihilangkan	9
Gambar 2.5 Proses Self Expanding Stent (a) Kateter dan stent menuju pembuluh darah yang menyempit (b) Stent mengembang (c) Stent mengembang.....	10
Gambar 2.6 Macam - macam bentuk ujung balloon.....	12
Gambar 2.7 Geometri solid 187.....	16
Gambar 2.8. Properties material yang didukung beam 188 dan 189.....	19
Gambar 2.9 Geometri Beam 188	19
Gambar 2.10 Pilihan penampang (cross-section) pada design modeler.....	20
Gambar 2.11 FBD dan DOF pada elemen solid	22
Gambar 2.12 FBD dan DOF pada elemen beam	23
Gambar 2.13 Contoh model kontak : a) node to node b) node to surface c) line to line d) line to surface e) surface to surface. Diambil dari (Syaifudin 2012)	25
Gambar 2.14 Diagram Tegangan Regangan untuk (a) baja lunak (b) baja rapuh	29
Gambar 2.15 Arah tegangan pada kubus	35
Gambar 2.16 Hubungan tegangan-regangan selama uji tarik....	36

Gambar 3.1 Tampilan jendela Ansys Workbench R18 - <i>Transient Structural</i>	37
Gambar 3.2 Kurva <i>Stress Strain</i> SS316L.....	39
Gambar 3.3 Desain geometri stent [7] : (a) Palmaz stent tipe elemen solid, (b) Sinusoidal stent tipe elemen solid, (c) Palmaz stent tipe elemen beam, (d) Sinusoidal stent tipe elemen beam. Dalam satuan mm.	41
Gambar 3.4 Model elemen hingga : (a) Palmaz stent tipe elemen solid, (b) Palmaz stent tipe elemen beam (c) Sinusoidal stent tipe elemen solid (d) Sinusoidal stent tipe elemen beam.....	42
Gambar 3.5 Hasil meshing : (a) Palmaz stent dengan tipe elemen solid, (b) Palmaz stent dengan tipe elemen beam (c) Sinusoidal stent dengan tipe elemen solid (d) Sinusoidal stent dengan tipe elemen beam.	44
Gambar 3.6 Grafik tegangan von mises terhadap ukuran mesh : Palmaz stent (a) solid dan (b) beam; Sinusoidal stent (c) solid dan (d) beam.....	45
Gambar 3.7 Model kontak Sinusoidal stent : (a) elemen beam (b) elemen solid.....	48
Gambar 3.8 Koordinat stent pada simulasi	48
Gambar 3.9 <i>Fixed side</i> pada stent sinusoidal : (a) <i>edge</i> (b) <i>vertex</i>	49
Gambar 3.10 Pembebanan : (a) <i>Displacement load</i> (b) perpindahan vs waktu	50
Gambar 4.1 Karakteristik deformasi: (a) Palmaz stent dan (b) Sinusoidal stent.....	52
Gambar 4.2 Distribusi tegangan pada stent Palmaz : (a) elemen solid (b) elemen beam	54
Gambar 4.3 Perbesaran Palmaz stent di daerah tegangan maksimum: (a) elemen solid (b) elemen beam.....	55

Gambar 4.4 Grafik tegangan vs waktu pada Palmaz stent.....	56
Gambar 4.5 Distribusi tegangan pada stent Sinusoidal: (a) elemen solid, (b) elemen beam	57
Gambar 4.6 Perbesaran Sinusoidal stent di daerah tegangan maksimum: (a) elemen solid (b) elemen beam.....	58
Gambar 4.7 Grafik tegangan vs waktu pada Sinusoidal stent....	59
Gambar 4.8 Grafik regangan plastis vs waktu pada Palmaz stent elemen solid dan beam.	60
Gambar 4.9 Grafik regangan plastis vs waktu pada Sinusoidal stent elemen solid dan beam.....	61
Gambar 4.10 Posisi node tegangan Palmaz stent : a) elemen solid, b) elemen beam	63
Gambar 4.11 Posisi node tegangan Sinusoidal stent : a) elemen solid, b) elemen beam.....	64

“

Halaman ini sengaja dikosongkan.”

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 <i>Chemical Properties</i> Stainless steel 316L.....	11
Tabel 2.2 Properties material balloon.....	12
Tabel 2.3 Bentuk dan Tipe Elemen pada Analisis Struktural.....	15
Tabel 3.1 Material Properties Model.....	39
Tabel 3.2 Elemen Kontak.....	47
Tabel 4.1 Hasil nilai tegangan 2D dan 3D.....	65

Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit kardiovaskuler, penyakit yang berkaitan dengan jantung dan pembuluh darah, adalah penyebab utama kematian di dunia. Penyakit jantung koroner, penyakit arteri perifer dan stroke merupakan beberapa penyakit kardiovaskuler yang melibatkan *atherosclerosis*. Data *World Health Organization* (RI 2017) tahun 2012 menunjukkan 17,5 juta dari 56,5 juta kematian di seluruh dunia disebabkan oleh penyakit kardiovaskuler. Dari seluruh kematian akibat penyakit kardiovaskuler, sejumlah 7,4 juta di antaranya disebabkan oleh Penyakit Jantung Koroner (PJK) dan 6,7 juta disebabkan oleh stroke. Lebih dari $\frac{3}{4}$ kematian akibat penyakit ini terjadi pada negara berkembang yang berpenghasilan rendah sampai sedang. Di Indonesia, menurut Riset Kesehatan Dasar (RI 2017) menyatakan bahwa prevalensi tertinggi untuk penyakit kardiovaskular adalah Penyakit Jantung Koroner (PJK), yakni sebesar 1,5% atau diperkirakan sekitar 2.650.340 orang. Dari prevalensi tersebut, angka tertinggi ada di Provinsi Nusa Tenggara Timur dan terendah di Provinsi Riau. Sedangkan menurut Survei *Sample Registration System (SRS)* tahun 2014 menunjukkan PJK menjadi penyebab kematian tertinggi pada semua umur setelah stroke, yakni sebesar 12,9%. PJK paling banyak terjadi pada kelompok umur 65-74 tahun diikuti kelompok umur 75 tahun ke atas, kelompok umur 55-64 tahun dan kelompok umur 35-44 tahun.

Terdapat tiga macam operasi jantung koroner yang telah dikenal, yaitu PTCA, *bypass* dan *stenting*. *Percutaneous Transluminal Coronary Angioplast* (PTCA) merupakan tindakan *angioplasty* yang bertujuan untuk melebarkan penyempitan pembuluh coroner dengan menggunakan kateter khusus yang pada ujungnya terdapat *balloon*. Sedangkan operasi *bypass* dilakukan dengan membentuk saluran pembuluh darah baru untuk menggantikan pembuluh darah arteri jantung yang telah tersumbat. Sementara itu, *stenting* merupakan operasi pemasangan stent pada

pembuluh darah jantung yang mengalami penyumbatan. Pemasangan ini berfungsi sebagai penyangga agar pembuluh darah tersebut berfungsi dengan normal sehingga aliran darah kembali lancar. Pemasangan stent termasuk salah satu operasi yang sering menjadi pilihan bagi pasien. Metode pemasangan stent memiliki beberapa keuntungan dibandingkan metode *bypass*, diantaranya tidak membutuhkan pembedahan, risiko komplikasi yang terjadi lebih rendah, dan masa penyembuhan yang lebih cepat (Balossino et al. 2008).

Kebutuhan permintaan stent di Indonesia sangat tinggi. Pada tahun 2012 jumlah permintaan stent terbanyak pada RSJPD Harapan Kita Jakarta sebesar 2753 buah, selanjutnya pada RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta sebanyak 1008 buah, kemudian pada RSUD Dr. Soetomo Surabaya sejumlah 711 buah. Selain tiga rumah sakit tersebut, terdapat 12 rumah sakit lain yang dapat mengatasi penyakit jantung koroner yang diasumsikan memiliki permintaan 100 buah stent. Jumlah keseluruhan kebutuhan stent itu sendiri mencapai sekitar 5200 buah (Tontowi, Ikra, and Siswomihardjo 2013).

Pemasangan stent dalam tubuh manusia harus memenuhi sudut pandang dari dokter, pasien dan *engineer*. Dokter sebagai pelaku tenaga kesehatan yang melakukan pemasangan stent pun harus dapat mengontrol proses pemasangan dengan baik, kondisi tubuh pasien juga mempengaruhi baik atau tidaknya pemasangan stent dalam waktu lama, serta *engineer* sebagai produsen yang membuat dan menentukan desain. Stent yang ideal diproduksi dengan biaya yang rendah, cukup kaku untuk menyangga pembuluh darah, mudah diantarkan dan dikembangkan, serta tidak adanya masalah setelah proses pemasangan stent, seperti halnya *restenosis*. Untuk mengoptimalkan sifat mekanik stent dapat diteliti menggunakan desain dan analisis (Lally, Kelly, and Prendergast 2006).

Simulasi stent yang menggunakan elemen beam dalam analisis metode elemen hingga (MEH) tidak banyak dilakukan sampai sekarang karena lebih banyak menggunakan elemen solid. Elemen

beam merupakan pemodelan dengan menggunakan tipe elemen garis 3D dengan memiliki profil garis yang menggambarkan geometri stent. Proses desain yang lebih sederhana maupun jumlah node yang lebih sedikit dibandingkan tipe elemen solid dapat mengurangi waktu simulasi stent dengan metode elemen hingga (MEH). Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan analisis numerik pada stent dengan menggunakan tipe elemen yang berbeda yaitu elemen solid dan beam. Terdapat dua jenis stent yang digunakan dalam simulasi yaitu Palmaz dan Sinusoidal stent. Balloon yang digunakan adalah tipe ordinary dengan mengembang secara seragam ke semua sisi. Simulasi yang dilakukan hanya pada stent dan balloon saja tanpa melibatkan plak dan pembuluh darah. Beberapa hasil analisis struktur diperoleh dalam simulasi seperti halnya dogboning, foreshortening, longitudinal, distal dan central radial recoil.

1.2 Rumusan Masalah

Masalah yang timbul untuk mencapai semua tujuan penelitian, dirumuskan sebagai berikut :

1. Bagaimana tahapan simulasi numerik untuk stent dengan tipe elemen solid dan beam ?
2. Bagaimana pengaruh tipe elemen terhadap hasil analisis, yang meliputi karakteristik deformasi, tegangan dan regangan plastis ?
3. Bagaimana pengaruh tipe elemen terhadap distribusi tegangan stent Palmaz dan Sinusoidal pada arah ketebalan ?

1.3 Ruang Lingkup

Ruang lingkup dari tugas akhir ini adalah :

1.3.1. Variabel yang diteliti

1. Penggunaan elemen beam dan elemen solid pada stent Palmaz dalam simulasi metode elemen hingga
2. Penggunaan elemen beam dan elemen solid pada stent Sinusoidal dalam simulasi metode elemen hingga

1.3.2. Variabel yang diabaikan

1. Pengaruh panjang stent dan balloon tidak diperhitungkan karena mengikuti desain penelitian sebelumnya
2. Pengaruh ketebalan strut pada stent diabaikan karena mengikuti geometri penelitian sebelumnya
3. Pengaruh panjang balloon diabaikan
4. Kekasaran permukaan awal pada stent Palmaz dan sinusoidal diasumsikan sama
5. Tekanan internal dalam sisi internal balloon terhadap stent dalam proses ekspansi diberikan secara seragam

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Mengetahui proses simulasi numerik stent Palmaz dan Sinusoidal menggunakan tipe elemen solid dan beam
2. Membandingkan hasil simulasi masing-masing tipe elemen melalui analisis karakteristik deformasi, tegangan dan regangan plastis
3. Mengetahui pengaruh distribusi tegangan pada arah ketebalan elemen solid dan beam Palmaz maupun Sinusoidal stent

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Sebagai sarana pengembangan dan penelitian *balloon-expandable* stent (BES) di bidang biomedik
2. Memberikan metode simulasi stent yang baru sehingga lebih cepat dan efisien

1.6 Sistematika Laporan

Sistematika penulisan terdiri dari lima bab dimana masing-masing bab berisi sebagai berikut :

Bab I Pendahuluan

Bab ini berisi tentang latar belakang perancangan, rumusan masalah, batasan masalah, manfaat penelitian dan sistematika penulisan laporan.

Bab II Dasar Teori

Bab ini berisi tentang dasar-dasar ilmu yang mendukung pengerjaan tugas akhir.

Bab III Metode Penelitian

Bab ini berisi tentang langkah-langkah yang dilakukan untuk memperoleh hasil yang diinginkan dalam penelitian ini, baik langkah-langkah permodelan dan langkah-langkah simulasi.

Bab IV Hasil dan Diskusi

Berisi tentang analisa data hasil simulasi yang telah dilakukan untuk mendapatkan suatu kesimpulan.

Bab V Kesimpulan dan Saran

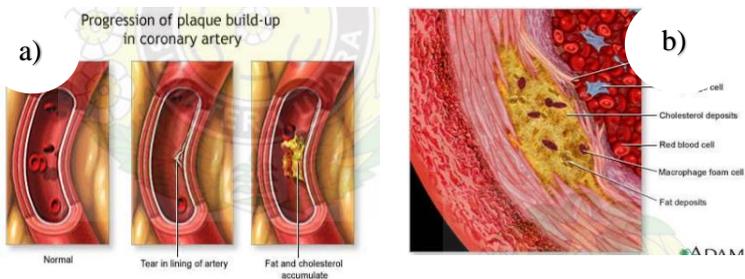
Pada bagian ini berisikan kesimpulan hasil dan saran untuk penelitian lebih lanjut.

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

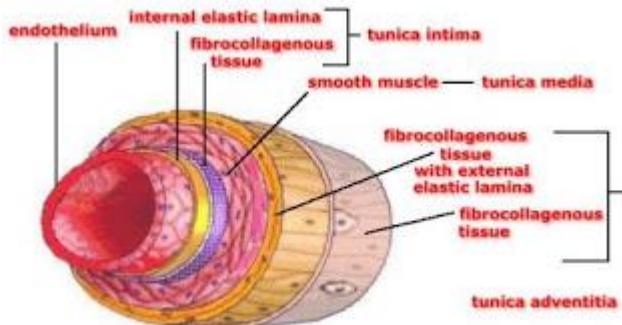
BAB II DASAR TEORI

2.1 Gambaran Umum

Stent dapat diartikan sebagai sebuah alat untuk menyangga pembuluh darah yang menyempit atau melemah. Hal tersebut disebabkan oleh penyakit *atherosclerosis* atau adanya pertumbuhan plak di dalam pembuluh seperti Gambar 2.1. Pertumbuhan plak terbentuk dari kegemukan, kolesterol, kalsium dan substansi lain yang terdapat dalam darah (In 2014). Di dalam tubuh manusia, banyak bagian pembuluh darah yang berpotensi untuk terjadinya penumbuhan plak, seperti dalam pembuluh arteri. Arteri adalah pembuluh darah berotot yang membawa darah dari jantung. Diameter arteri bervariasi mulai dari yang paling besar yaitu aorta sekitar 20 mm sampai ke cabang-cabang paling kecil yaitu arteriol sekitar 0,2 mm [24]. Pada pasien yang mengalami Penyakit Jantung Koroner (PJK), stent atau tabung kecil berbentuk jaring diletakkan pada pembuluh arteri yang normal dengan tiga lapisan utama yaitu intima, media dan adventitia seperti Gambar 2.2. Dengan adanya pemasangan stent, Penyakit Jantung Koroner (PJK) tidak menjadi masalah serius lagi bagi pasien tekanan darah tinggi (hipertensi) karena stent membuat tingkat harapan hidup pasien meningkat (Fadhilah 2018).



Gambar 2.1 a) pertumbuhan plak dalam arteri jantung, b) potongan bagian arteri Diambil dari USU repository (Lumongga 2008)



Gambar 2.2 Lapisan pada pembuluh arteri. Diambil dari (Mulyadi 2018)

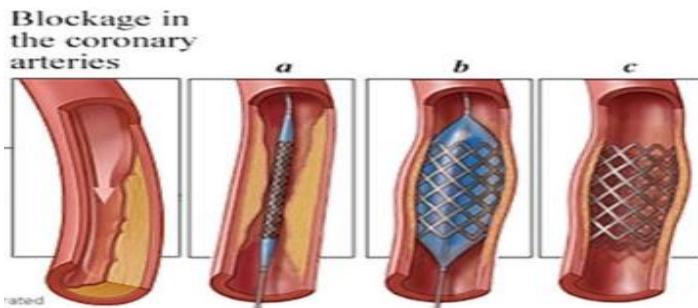
Saat ini terdapat lebih dari 100 jenis design stent yang telah dipasarkan pada dunia kesehatan. Design stent tersebut bervariasi dari panjang, diameter, material, ketebalan maupun jenis ekspansi stent. Berbagai desain stent yang dipasarkan pada umumnya memberikan informasi yang detail terkait product stent tersebut, diantaranya seperti variasi diameter dan panjang stent setelah ekspansi seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.3. Selain itu, juga terdapat informasi material, jenis design, recoil, shortening, ketebalan strut, lama pemakaian dan sebagainya. Biasanya stent dibuat menggunakan laser beam cutting dengan presisi ketebalan yang tinggi sekitar 90-120 mikrometer (Meszlenyi et al. 2008)

Stent Diameter (mm)	Stent Length (mm)							
	12	15	18	21	24	29	33	36
2.5	LPRP2512	LPRP2515	LPRP2518	LPRP2521	LPRP2524	LPRP2529	LPRP2533	LPRP2536
2.75	LPRP2712	LPRP2715	LPRP2718	LPRP2721	LPRP2724	LPRP2729	LPRP2733	LPRP2736
3.0	LPRP3012	LPRP3015	LPRP3018	LPRP3021	LPRP3024	LPRP3029	LPRP3033	LPRP3036
3.5	LPRP3512	LPRP3515	LPRP3518	LPRP3521	LPRP3524	LPRP3529	LPRP3533	LPRP3536
4.0	LPRP4012	LPRP4015	LPRP4018	LPRP4021	LPRP4024	LPRP4029	LPRP4033	LPRP4036

Gambar 2.3 Brosur Partner™ *Sirolimus-eluting coronary stent system*. Diambil dari (Interventional Cardiology Products n.d.)

Terdapat dua macam mekanisme ekspansi stent yang telah ada saat ini yaitu *balloon-expandable* stent dan *self expanding* stent. *Balloon-expandable* stent (BES) adalah penggunaan kateter

balloon untuk mengembangkan stent. Dokter akan memasukkan stent bersama balloon kateter menuju pembuluh arteri yang akan dituju melalui pembuluh vena pada lengan. Pemasangan stent dilakukan dengan prosedur *angioplasty*, dimana balloon dan stent dimasukkan melalui kateter ke pembuluh darah. Setelah itu, balloon dikembangkan dengan tekanan tertentu sampai stent mengalami deformasi plastis. Adanya deformasi plastis pada stent membuat diameter stent menjadi lebih besar sehingga membuat plak terdorong keluar ke arah pembuluh. Setelah itu, kateter dan balloon dikeluarkan dan stent tetap berada pada pembuluh darah. Pada akhirnya, stent akan menyangga arteri agar tidak mengalami penyempitan kembali seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.4. Balloon dalam pemasangan stent biasanya terbuat dari lateks atau silikon dan yang sekarang banyak digunakan adalah balloon *polyurethane*

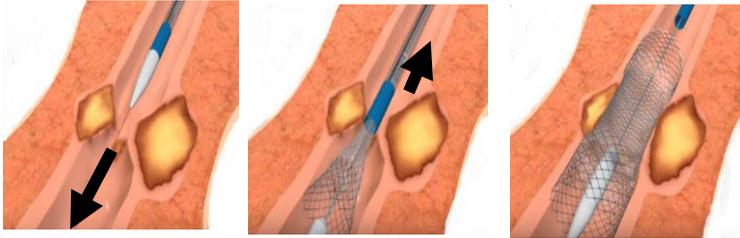


Gambar 2.4 Prosedur *angioplasty* pada arteri : a. Pemasukan stent b. Balloon dan stent mengembang c. Balloon dihilangkan.

Diambil dari (Mani et al. 2007)

Sedangkan *self expanding* stent adalah proses pengembangan stent menggunakan kateter dan penutup stent (sarung) tanpa balloon. Jenis stent yang dirancang menggunakan mekanisme ini, akan dapat mengembang dengan sendirinya dalam pembuluh darah dengan ukuran yang telah terukur saat mencapai pembuluh darah yang menyempit. Saat ini *self expanding* stent jarang digunakan karena banyak kasus dimana stent akan terus mengembang melebihi ukuran yang telah diperhitungkan sehingga dapat

menyebabkan pembuluh darah terluka (Hoang 2004). Gambar 2.5 menjelaskan bagaimana proses pemasangan *self expanding* stent.



Gambar 2.5 Proses *Self Expanding Stent* (a) Kateter dan stent menuju pembuluh darah yang menyempit (b) Stent mulai mengembang (c) Stent tertinggal di pembuluh

Penggunaan material stent merupakan komponen penting berhasil tidaknya proses ekspansi stent. Terdapat dua jenis stent berdasarkan komposisi material yang digunakan, yaitu Bare Metal Stent (BMS) dan Drug Eluting Stent (DES). BMS Merupakan stent generasi pertama yang terbuat dari Stainless Steel 316L atau Cobalt Chromium L605. SS 316L telah menjadi material standar dalam pembuatan BES. Material ini telah disetujui oleh *Food and Drug Administration* (FDA) Amerika. Beberapa tipe stent populer dari SS 316L diantaranya Biodic Ysio™, BeStent™, Cypher™, NIRflex™, Taxus™, Liberte™ and Rithron™ (Mani et al. 2007). Stainless Steel 316L merupakan baja karbon rendah yang memiliki sifat ketahanan aus yang baik dan banyak digunakan dalam proses permesinan, biasanya digunakan untuk pembuatan alat-alat farmasi, alat biomedik seperti pin tulang, *exhaust manifold* dan komponen-komponen teknik lainnya karena keuletan yang baik dan kekuatan yang tinggi, yaitu mempunyai *Ultimate tensile strength* 553 MPa. Properti kimia dari Stainless Steel 316L ditunjukkan pada tabel 2.1. Sedangkan DES merupakan BMS dengan dilapisi polimer dan obat tertentu untuk membantu mengurangi kemungkinan terjadinya *restenosis* atau penyempitan kembali pembuluh arteri. Bahan polimer pada DES digunakan untuk membawa dan melindungi obat sebelum dan selama

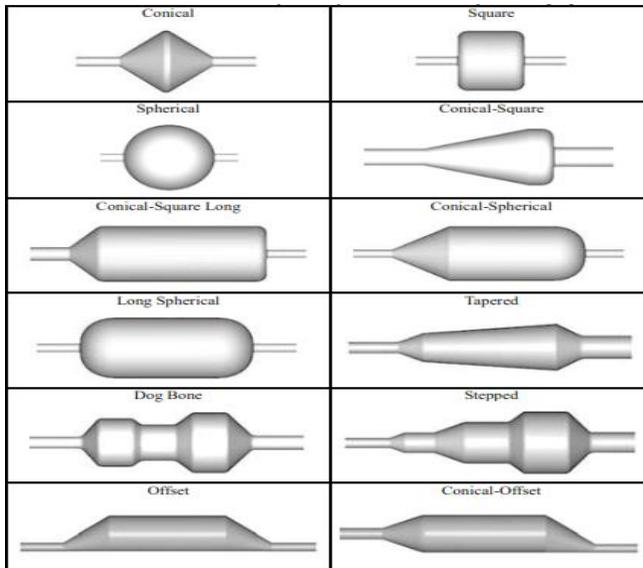
prosedur pemasangan stent. Setelah stent selesai dipasang maka polimer akan mengontrol pelepasan obat pada dinding pembuluh arteri jantung.

Tabel 2.1 *Chemical Properties* Stainless steel 316L

<i>Steel type</i>	<i>Chemical Properties (wt %)</i>								
	Cr	Ni	Mn	Mo	Si	C	S	P	Fe
SS 316L	16-18	10-14	2	2-3	0.75	0.03	0.03	0.045	Balance

Pada tipe *balloon-expandable* stent terdapat berbagai standar bentuk ekspansi balloon yang digunakan. Standar balloon adalah seperti bejana bertekanan berbentuk silinder yang ber dinding tipis. Bentuk ekspansi balloon terbagi menjadi diameter dan panjang yang berbeda seperti *balloon dogbone-shaped* dan *stepped*, atau bentuk *conical*, *square*, *spherical*, atau kombinasi dari bentuk – bentuk tersebut seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.6.

Terdapat berbagai macam material balloon dalam prosedur *angioplasty* sampai saat ini, yaitu *polyvinyl chloride* (PVC), *polyethylene*, *polyester*, *polyethylene terephthalate*, *nylon*, *polyurethane* dan sebagainya. Pada proses komputasi, diperlukan pemodelan material untuk menyimulasikan balloon. Perilaku material dibuat agar sama dengan pembuluh darah seperti mendekati *incompressible*, *isotropic*, dan *hyperelastic*. Beberapa penelitian sebelumnya menggunakan parameter *Mooney-Rivlin* untuk menghasilkan *properties incompressible* pada balloon. Material *polyurethane* dengan parameter *Mooney-Rivlin* digunakan pada penelitian ini, seperti tabel 2.2 dibawah ini.



Gambar 2.6 Macam - macam bentuk ujung balloon. Diambil dari (Saab 2000)

Tabel 2.2 Properties material balloon. Diambil dari (Wood 1977)

Material	Density (ton/mm ³)	Young modulus (MPa)	Poisson ratio	C ₁₀ (MPa)	C ₀₁ (MPa)
Natural rubber	9.20×10^{-10}	1.03	0.495	0.096×10^{-7}	0.186×10^{-7}
Silicone	2.33×10^{-6}	127×10^3	0.495	1.0×10^{-7}	9.0×10^{-7}
Polyurethane	1.07×10^{-9}	34.47×10^3	0.495	1.03176×10^{-7}	3.69266×10^{-7}

2.2 Penelitian Terdahulu

Metode elemen hingga telah banyak digunakan untuk menganalisis aspek perilaku *mechanical* dan *biomechanical* stent seperti distribusi tegangan dan regangan, perubahan geometri, perubahan kekasaran permukaan, *fatigue*, *biocompatibility* dan sebagainya. (Chua, Mac Donald, and Hashmi 2002) melakukan simulasi metode elemen hingga hanya pada stent yang mengembang (ekspansi) untuk mengetahui pengaruh kecepatan pemberian tekanan (400 MPa/ms dan 11,3 MPa/ms) terhadap

foreshortening, *radial displacement* dan *von misses stress*. (David Chua, Mac Donald, and Hashmi 2003) melanjutkan penelitian tentang simulasi metode elemen hingga pada interaksi balloon dan stent Palmaz. Penelitian ini ingin mengetahui karakteristik deformasi dan tegangan sehingga dapat diperoleh diameter stent setelah mengembang dan perilaku *foreshortening*. Pemodelan yang dilakukan dalam simulasi ini adalah seperempat bagian stent dan model material yang digunakan adalah *bi-linier elasto-plastic* untuk stent dan *hyperelastic* untuk balloon. (Chua, MacDonald, and Hashmi 2004) melanjutkan penelitian tentang pengaruh geometri stent Palmaz terhadap perilaku ekspansinya menggunakan metode elemen hingga. Dengan menggunakan lima variasi geometri stent yang berbeda diperoleh bahwa memperbesar panjang slot lebih baik daripada menaikkan lebar slot karena akan diperoleh laju ekspansi yang lebih tinggi. (Ju, Xia, and Sasaki 2008) melakukan analisis pemodelan pada simulasi metode elemen hingga pada tipe stent Palmaz dan Sinusoidal . Pemodelan yang dilakukan dalam simulasi meliputi model panel, RUC (Repeated Unit Cell), dan RUC+ (Repeated Unit Cell + bebas bagian ujung).

(Syiaifudin, Takeda, and Sasaki 2015) melakukan simulasi metode elemen hingga pada 1/12 model stent Palmaz dan Sinusoidal untuk mengetahui hubungan antara regangan plastis dan kekasaran permukaan *balloon expandable* stent. Hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa panjang plak yang lebih besar dari panjang stent menimbulkan penurunan perubahan kekasaran permukaan setelah balloon dihilangkan. Selain itu, (Syiaifudin, Takeda, and Sasaki 2017) melakukan pengembangan desain baru stent yang disebut *asymmetris stent* untuk pengobatan gangguan plak eksentrik pada pembuluh jantung menggunakan metode elemen hingga. Penelitian tersebut menghasilkan bahwa desain stent *asymmetris* dengan sambungan U dipilih dalam simulasi ini karena cukup pendek dan dapat dimodelkan simetris. Selanjutnya (Syiaifudin and Sasaki 2017) melakukan pengujian fleksibilitas stent *asymmetris* dalam pembebanan *single* dan *multi point* menggunakan metode elemen hingga.

Selain itu, (Syah 2018) melakukan analisis deformasi pada stent asymetris dengan variasi tipe *connector* dengan menggunakan metode elemen hingga. Terdapat empat variasi yang digunakan yaitu tipe U, N, dan Z dengan tiga connector serta tipe U dengan memiliki 6 connector. Dalam simulasi ini syah menggunakan tipe balloon offset. Hasil yang menunjukkan bahwa desain tipe Z mempunyai kinerja yang lebih baik karena mempunyai nilai karakteristik deformasi yang lebih rendah.

Sementara itu, (Frischkorn and Reese 2015) melakukan analisis elemen hingga menggunakan elemen solid dan beam pada nitinol stent. Nitinol stent merupakan jenis *self expanding* stent yang memiliki komposisi campuran material nickel-titanium. Pada penelitian tersebut, Frischkorn menggunakan elemen beam 8 node. Hasil pengamatan dilakukan pada satu strut sebelum ekspansi dan setelah ekspansi. Simulasi berhasil dilakukan pada proses sebelum mengembang maupun setelah ekspansi. Hasil penelitian menunjukkan bahwa waktu komputasi menggunakan elemen beam lebih rendah dibandingkan elemen solid.

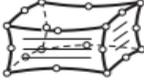
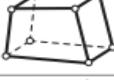
2.3 Tipe Elemen

Dalam melakukan analisis numerik diperlukan adanya pemodelan benda yang akan disimulasikan. Pemodelan dalam ANSYS dapat dilakukan dengan model 2D atau 3D tergantung tipe elemen yang digunakan. Dalam analisis struktural mekanik, model 2D didefinisikan dalam bidang X-Y. Model 2D memiliki derajat kebebasan perpindahan pada sumbu X dan Y. Sedangkan model 3D dapat dalam bidang X-Y-Z. Model ini memiliki derajat kebebasan perpindahan dan rotasi pada sumbu X-Y-Z.

Pada umumnya terdapat empat bentuk elemen yaitu titik, garis, area dan volume (ANSYS Inc. 2010). Elemen titik didefinisikan oleh node (massa elemen), Elemen garis ditunjukkan oleh sebuah garis atau bentuk yang menghubungkan 2 atau 3 node (beam, pipa). Elemen area mempunyai bentuk *triangular* atau *quadrilateral* dan dapat berupa elemen solid 2D atau elemen shell. Elemen volume mempunyai bentuk *tetrahedral* atau *brick* dan

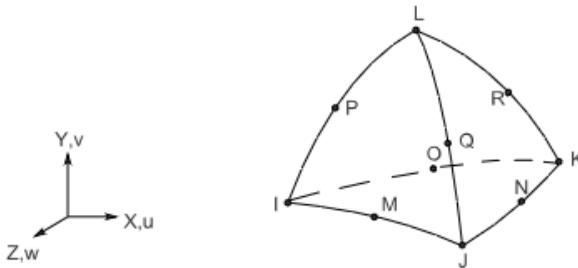
biasanya berupa elemen solid 3D. Bentuk dan tipe elemen pada analisis struktural ditunjukkan lebih detail seperti pada tabel 2.3.

Tabel 2.3 Bentuk dan Tipe Elemen pada Analisis Struktural

Structural			
Type	Dimension	Element	Pictorial
Structural Solid	3-D	SOLID185 8-Node Structural Solid	
		SOLID186 20-Node Structural Solid	
		SOLID187 10-Node Tetrahedral Structural Solid	
		SOLID285 4-Node Tetrahedral Structural Solid with Nodal Pressures	
		SOLID65 8-Node Reinforced Concrete Structural Solid	
	2-D	PLANE182 4-Node Structural Solid	
Structural Point	3-D	MASS21 1-Node Structural Mass	
Structural Line	3-D	LINK180 2-Node Structural 3-D Spar (or Truss)	
Structural Beam	3-D	BEAM188 2-Node Structural Beam	
		BEAM189 3-Node Structural Beam	
Structural Shell	3-D	SHELL181 4-Node Structural Shell	
		SHELL281 8-Node Structural Shell	

2.4 Elemen Solid

Tipe elemen solid yang digunakan dalam simulasi *balloon expandable* stent adalah solid 187. Elemen 3D tersebut memiliki 10 node dengan bentuk *tetrahedral*. Geometri, lokasi node, dan koordinat sistem ditunjukkan pada gambar 2.7. Solid 187 memiliki perilaku perpindahan *quadratic* dan cocok digunakan untuk pemodelan mesh yang *irregular*. Elemen tersebut memiliki tiga *dof* pada setiap *node* (translasi nodal pada sumbu x, y, dan z). Elemen tersebut mendukung perilaku *plastisitas*, *hyperelastis*, *creep*, kekakuan *stress*, *large deflection* dan *strain*. Selain itu juga dapat melakukan simulasi *deformation* pada material *incompressible elastoplastic*. Kekurangan dari elemen solid 187 adalah dengan adanya volume dan node yang lebih banyak mengakibatkan dalam proses *diskritisasi*, jumlah elemen dan node menjadi sangat besar. Hal tersebut akan mempengaruhi hasil komputasi dalam menyelesaikan persamaan yang ada. Dan tentunya memberikan hasil ukuran file simulasi yang besar dengan spesifikasi hardware komputer yang tinggi juga.



Gambar 2.7 Geometri solid 187

Perumusan yang digunakan untuk menyelesaikan permasalahan pada elemen solid dengan volume konstan ditunjukkan pada rumus 2.1. Dari persamaan tersebut diperoleh nilai *displacement* dan percepatan. Dalam simulasi *balloon expandable* stent, pengaruh *thermal* dan gravitasi diabaikan karena tidak memberikan pengaruh yang signifikan.

$$([K_e] + [K_e^f])\{u\} - \{F_e^{th}\} = [M_e]\{\ddot{u}\} + \{F_e^{pr}\} + \{F_e^{nd}\} \dots \dots 2.1$$

Dimana :

$$[K_e] = \int_{vol} [B]^T [D] [B] d(vol) = \text{element stiffness matrix}$$

$$[K_e^f] = k \int_{area_f} [N_n]^T [N_n] d(area_f) = \text{element foundation stiffness matrix}$$

$$\{F_e^{th}\} = \int_{vol} [B]^T [D] \{\varepsilon^{th}\} d(vol) = \text{element thermal load vector}$$

$$[M_e] = \rho \int_{vol} [N]^T [N] d(vol) = \text{element mass matrix}$$

$$\{\ddot{u}\} = \frac{\partial^2}{\partial t^2} \{u\} = \text{acceleration vector (such as gravity effects)}$$

$$\{F_e^{pr}\} = \int_{area_p} [N_n]^T \{P\} d(area_p) = \text{element pressure vector}$$

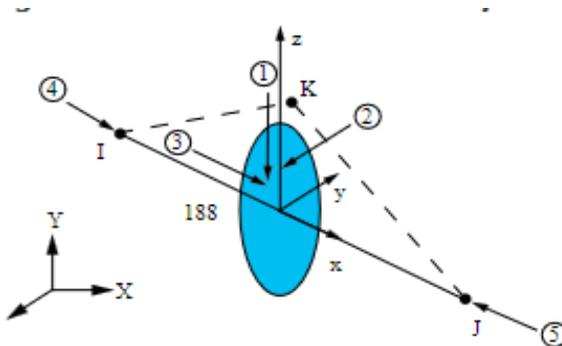
2.5 Elemen Beam

Elemen beam merupakan elemen garis pada satu dimensi. Penggunaan elemen beam untuk menunjukkan struktural *continue* yang relatif lebih panjang dan tipis. Elemen beam mengasumsikan tegangan pada arah non *axial* bernilai nol dan mengizinkan deformasi pada arah *nonaxial*. Melakukan simulasi struktur beam relatif lebih *simple* karena elemen dibuat oleh garis *meshing* atau *curve* yang menunjukkan posisi dan bentuk struktur dari menggunakan *meshing* volume. Tipe elemen beam yang tersedia adalah BEAM 188 (beam dua node 3D) dan BEAM 189 (beam tiga node 3D). Tipe elemen beam yang digunakan dalam stent Palmaz maupun Sinusoidal adalah beam 188. Elemen 3D tersebut memiliki 2 node dengan bentuk seperti garis yang memiliki profil penampang tertentu. Hal tersebut memberikan kelebihan penggunaan elemen beam dengan total jumlah node dan elemen yang lebih sedikit dari elemen solid, sehingga dapat mempercepat waktu komputasi dan ukuran file simulasi. Elemen ini mengacu pada teori beam *Timoshenko* yang melibatkan pengaruh deformasi tegangan geser dengan melibatkan adanya *cross-section* (penampang melintang). Elemen ini dapat berupa *linier*, *quadratic*, atau *cubic* 2 node. Beam 188 memiliki 6 atau 7 *dof* pada setiap node. *Dof* ini meliputi perpindahan pada sumbu x, y, z atau besar kelengkungan. Elemen ini cocok digunakan untuk analisis linier, *large rotation*, *large deflection*, dan *large strain nonlinier*. Model material elastis, plastis, *creep* dan *nonlinier* mendukung pada elemen ini. Hal tersebut ditunjukkan pada gambar 2.8. Kekurangan elemen beam ini tidak dapat memberikan nilai regangan dengan pembebanan arah lateral.

Element	Description	Supported Material Properties
BEAM188	3-D 2-Node Beam	Bilinear isotropic hardening, Bilinear kinematic hardening, Chaboche nonlinear kinematic hardening, Creep, Coefficient of thermal expansion, Damage evolution law, Damage initiation criteria, Elasticity, Hill anisotropy, Multilinear isotropic hardening, Multilinear kinematic hardening, Voce isotropic hardening law, Prony series constants for viscoelastic materials, Rate-dependent plasticity (viscoplasticity), Rate-independent plasticity, Shift function for viscoelastic materials, Shape memory alloy (SMA), State variables (user-defined), Swelling, User-defined
BEAM189	3-D 3-Node Beam	

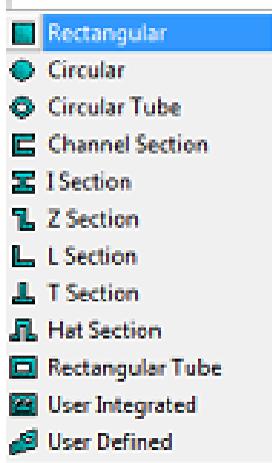
Gambar 2.8. Sifat material yang didukung beam 188 dan 189

Geometri, lokasi node, sistem koordinat, dan arah tekanan ditunjukkan pada gambar 2.9. Beam 188 didefinisikan dengan node I dan J pada sistem koordinat global. Node K pada umumnya untuk mendefinisikan orientasi elemen tersebut.



Gambar 2.9 Geometri Beam 188

Beam 188 dapat digabungkan dengan berbagai tipe penampang (*cross-section*). Terdapat beberapa pilihan penampang yang dapat digunakan seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.10. Penampang yang dipilih tersebut akan memberikan profil tertentu dan mengikuti arah elemen garis (beam) yang dibuat.



Gambar 2.10 Pilihan penampang (*cross-section*) pada *design modeler*

Dalam memperoleh nilai gaya *axial*, kelenturan, torsi, dan gaya geser pada elemen beam non-linier menggunakan perumusan yang ditunjukkan pada rumus 2.2. Pada perumusan tersebut perilaku elemen beam secara umum dapat ditentukan dari hubungan *stress – strain*.

$$\begin{bmatrix} N \\ M_1 \\ M_2 \\ \tau \\ S_1 \\ S_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} AE(\varepsilon, T) & & & & & \\ & I_1 E(\kappa_1, T) & & & & \\ & & I_2 E(\kappa_2, T) & & & \\ & & & JG(\chi, T) & & \\ & & & & A_1 G(\gamma_1, T) & \\ & & 0 & & & A_2 G(\gamma_2, T) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon \\ \kappa_1 \\ \kappa_2 \\ \chi \\ \gamma_1 \\ \gamma_2 \end{bmatrix} \dots 2.2$$

Dimana :

N = Axial force

M_1 = Bending moment in plane XZ

M_2 = Bending moment in plane XY

τ = Torque

S_1 = Transverse shear force in plane XZ

S_2 = Transverse shear force in plane XY

ε = Axial strain

κ_1 = Curvature in plane XZ

κ_2 = Curvature in plane XY

χ = Twist of the cross section

γ_1 = Transverse shear strain in plane XZ

γ_2 = Transverse shear strain in plane XY

$A_E(\varepsilon, \tau)$ = Axial stiffness as a function of axial strain and temperature

$I_1^E(\kappa_1, \tau)$ = Flexural rigidity as a function of curvature and temperature in plane XZ

$I_2^E(\kappa_2, \tau)$ = Flexural rigidity as a function of curvature and temperature in plane XY

$J_G(\chi, \tau)$ = Torsional rigidity, as a function of torsion and temperature

$A_1^E(\gamma_1, \tau)$ = Transverse shear stiffness as a function of shear strain and temperature in plane XZ

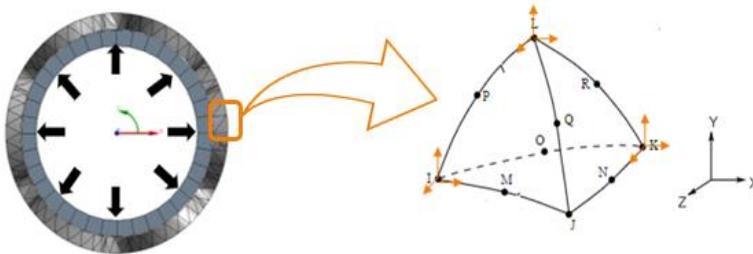
$A_2^E(\gamma_2, \tau)$ = Transverse shear stiffness as a function of shear strain and temperature in plane XY

τ is the current temperature

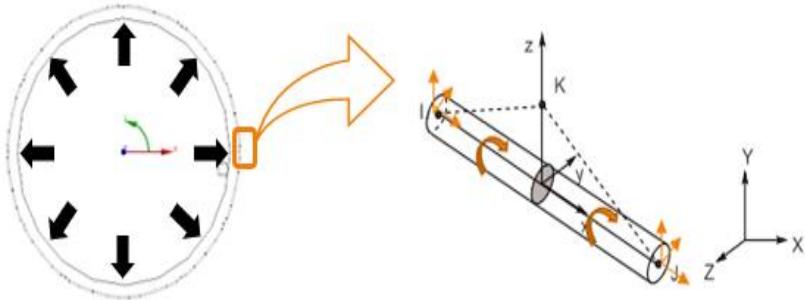
2.6 Free Body Diagram (FBD)

Free body diagram atau yang biasa disebut dengan diagram gaya adalah gambar atau sketsa kasar yang digunakan untuk menganalisis gaya - gaya, dan momen - momen pada suatu benda. *Body* tersebut dapat terdiri dari banyak komponen, atau hanya satu batang. FBD dapat digantikan dengan panah - panah sebagai pengganti gaya - gaya dan momen - momen yang ada atau dihasilkan. Tujuan dibuat *Free Body Diagram* adalah alat untuk menentukan gaya - gaya yang tidak diketahui, momen yang dikenai, defleksi, dan sebagainya pada komponen pada struktur. FBD biasanya muncul dengan gaya normal, *shear*, dan momen *bending*. Pada umumnya, FBD dibuat dengan skala untuk mempermudah pengerjaan, baik pada posisi gaya - gaya yang ada, maupun panjang pendeknya anak panah sebagai besarnya gaya.

Tipe elemen solid yang digunakan pada Palmaz dan Sinusoidal stent adalah solid 187. Sementara, tipe elemen beam yang digunakan pada Palmaz dan Sinusoidal stent adalah beam 188. FBD elemen solid dan beam pada simulasi *balloon - expandable* stent dapat ditunjukkan seperti gambar 2.11 dan 2.12. Dalam FBD tersebut diberikan *displacement* (warna hitam) sebesar 1.125 mm kepada balloon sebagai akibat adanya beban tekanan ke segala arah pada balloon ke arah radial (sumbu X). Terdapat 10 node dengan tiga DOF pada elemen solid 187 meliputi perpindahan pada sumbu x, y dan z. Sementara pada elemen beam 188 terdapat 3 node dengan enam DOF. Perpindahan arah sumbu x, y dan z, sedangkan rotasi arah x, y dan z tidak diaktifkan (bernilai 0).



Gambar 2.11 FBD dan DOF pada elemen solid



Gambar 2.12 FBD dan DOF pada elemen beam

2.7 Prinsip Umum

Pada penelitian ini, semua pemodelan komputasi dilakukan menggunakan *software* berbasis elemen hingga ANSYS R18.0. Terdapat beberapa prinsip umum yang perlu diperhatikan dalam simulasi stent, diantaranya :

2.7.1 Material non-linier

Fenomena fisik suatu benda didunia ini sering kali menunjukkan perilaku non linier. Beberapa situasi yang diasumsikan memiliki perilaku linier dapat diselesaikan dengan hasil yang memuaskan. Akan tetapi, terdapat fenomena yang memerlukan solusi non linier. Perilaku struktur non linier dapat terjadi karena geometri dan material non linier serta perubahan kondisi operasi dan kesatuan struktur. Jika perubahan kekakuan terjadi hanya karena perubahan sifat material dalam kondisi operasi, maka hal tersebut merupakan persoalan material non-linier. Material non elastis menggunakan analisis metode elemen hingga non linier. Perilaku material non linier dalam ANSYS dikategorikan sebagai berikut :

- *Plasticity* : Permanen, deformasi tidak dipengaruhi waktu
- *Creep* : Permanen, deformasi dipengaruhi waktu
- Elastis non linier : Kurva tegangan-regangan pada non linier; saat pembebanan dihilangkan, struktur kembali pada bentuk semula – bukan deformasi permanen.

- *Viscoelasticity* : Deformasi yang dipengaruhi waktu pada beban yang konstan atau ditahan. Pemulihan penuh sampai beban dihilangkan
- *Hyperelastic* : Material seperti karet, seperti material balloon kateter

2.7.2 Geometri non-linier

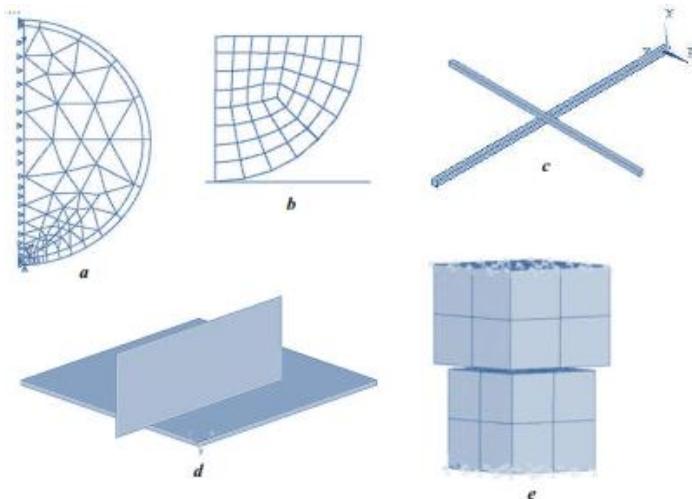
Terdapat dua jenis geometri non linier :

- Defleksi besar dan rotasi: Jika suatu struktur mengalami perpindahan besar dan rotasi yang besar dapat mengakibatkan dimensi dan posisi berubah secara signifikan.
- Kekakuan tegangan : Bila tegangan dalam satu arah mempengaruhi kekakuan ke arah lain. Struktur yang memiliki kekakuan yang cukup besar pada tegangan menunjukkan perilaku ini. Struktur kabel, membran, atau pemintalan menunjukkan tegangan yang kaku.

2.7.3 Masalah kontak

Dibedakan menjadi dua macam yaitu : fleksibel – fleksibel dan *rigid* – fleksibel. Pada kasus *rigid* – fleksibel, satu atau beberapa permukaan kontak dibuat *rigid* (seperti mempunyai kekakuan yang lebih tinggi dibandingkan perubahan pada kontakannya). Pada metal *forming* menggunakan kategori ini. Sedangkan fleksibel –fleksibel bentuk yang lebih sering digunakan. Pada kasus ini, kontak pada kedua benda mengalami perubahan (mempunyai kekakuan yang sama). Seperti kontak yang digunakan pada simulasi stent.

Terdapat lima model kontak yang digunakan pada ansys diantaranya *node to node*, *node to surface*, *line to line*, *line to surface*, dan *surface to surface*. Kontak *node to node* digunakan ketika daerah kontak diketahui secara akurat dan node ada pada kedua permukaan kontak yang dipasangkan. *Node to surface* ketika titik pada permukaan seperti pojok permukaan terjadi kontak dengan permukaan yang halus. Model kontak *line to line* pada umumnya digunakan pada model 3D kontak beam - beam (beam yang saling menyalang atau saling paralel). Model kontak *line to surface* digunakan untuk model beam 3D atau kontak ujung *shell* terhadap elemen solid atau *shell*. Model kontak ini sesuai untuk penggunaan *sliding* dan perpindahan yang besar. Sementara pada *surface to surface* merupakan yang paling sesuai untuk stent dengan elemen solid karena model kontak ini mewakili kontak sambungan pas dan terjadi deformasi pada kedua kontak. Pada model ini, salah satu permukaan disebut permukaan kontak dan target kontak yang lainnya.



Gambar 2.13 Contoh model kontak : a) *node to node* b) *node to surface* c) *line to line* d) *line to surface* e) *surface to surface*
Diambil dari (Syaifudin 2012)

Sementara *pinball region* merupakan opsi yang dapat menentukan ukuran daerah kontak yang terjadi. Pengaturan *pinball region* sangat membantu pada kasus kontak bagian satu dengan yang lain sangat jauh, dimana pengaturan *default* tidak dapat mendeteksi adanya kontak tersebut. Kasus yang lain adalah nilai defleksi yang besar dimana *pinball region* diperlukan agar tidak terjadi penetrasi yang berlebihan. Pilihan pada opsi ini meliputi *program controlled* dimana merupakan pengaturan default yang dihitung oleh program, *Auto detection value* yang hanya tersedia dari kontak otomatis, dan *radius* yang nilainya dapat diatur secara langsung. Pengaturan *auto detection value* disarankan apabila daerah deteksi kontak otomatis lebih besar dari *program controlled*.

Kategori modifikasi geometri memberikan opsi *interface treatment*. Terdapat tiga pilihan meliputi *adjust to touch* dimana adanya gap (celah) akan dihilangkan; *add offset, ramped effects* menambahkan adanya kontak gap nyata dengan menambahkan adanya nilai *offset*; *add offset, no ramping* dimana merupakan pengaturan default, opsi ini sama dengan *add offset, ramped effects* tetapi pembebanan tidak naik (*ramped*). Nilai *offset* akan muncul jika kategori *interface treatment* dipilih *add offset, ramped effects* atau *add offset, no ramping*. Opsi ini menentukan nilai *offset* kontak. Nilai positif membuat kontak lebih dekat dan nilai negatif membuat kontak lebih jauh.

2.8 Metode Elemen Hingga (MEH)

Bila suatu objek dibagi – bagi menjadi beberapa bagian yang lebih kecil, maka bagian – bagian lebih kecil ini disebut elemen hingga. Proses pembagian suatu benda menjadi elemen – elemen hingga ini sering dikenal sebagai proses *diskritisasi* (pembagian). Dinamakan elemen hingga karena ukuran elemen kecil ini berhingga (bukan kecil tidak berhingga) dan umumnya memiliki bentuk geometri yang lebih sederhana dari bendanya. Dengan menggunakan metode elemen hingga dapat mengubah suatu masalah yang memiliki jumlah derajat kebebasan tertentu sehingga proses pemecahannya akan lebih sederhana. Dalam beberapa hal,

metode ini merupakan metode *computer-oriented* yang harus dilengkapi dengan program – program komputer digital yang lebih tepat.

Penggunaan metode elemen hingga dapat memecahkan masalah dalam analisis tegangan, transfer panas, aliran fluida, medan listrik, dan sebagainya. Dalam karya tulis ini, analisa numerik yang digunakan adalah analisis mekanika struktural. Hal tersebut untuk dapat memecahkan permasalahan dalam tegangan dan mekanika struktur pada benda padat. Kata struktur memiliki pengertian semua benda pejal yang dikenai suatu beban atau pengaruh – pengaruh lainnya. Pengaruh-pengaruh ini akan menyebabkan deformasi (atau regangan) pada benda tersebut, juga disertai adanya tegangan dan reaksi pada titik – titik tertentu. Tujuan utama analisis dengan metode elemen hingga adalah untuk memperoleh nilai pendekatan tegangan dan perpindahan yang terjadi pada suatu struktur .

Metode elemen hingga adalah metode numerik untuk menyelesaikan masalah mekanika dalam *engineering* dan matematika fisik. Contoh dari permasalahan yang dapat diselesaikan oleh metode ini adalah analisis struktur, perpindahan panas dan massa, aliran fluida, massa, dan potensial elektromagnetik.

Keunggulan dari metode elemen hingga adalah mampu untuk menyelesaikan permasalahan yang mencakup geometri yang rumit, pembebanan dan properti material yang tidak bisa diselesaikan dengan metode matematika analitis. Metode matematika analitis menggunakan persamaan *differential* untuk menyelesaikan permasalahan sehingga memerlukan data terperinci pada setiap *body*. Hal ini jelas tidak mungkin dilakukan pada geometri yang rumit.

Dengan adanya metode elemen hingga , keandalan dan keakuratan dari perancangan suatu produk akan lebih cepat dan mudah dicapai, sehingga akan menghemat waktu dan biaya dalam proses perancangan sampai proses produksi. Saat ini, telah banyak perangkat lunak berbasis metode elemen hingga untuk

menyelesaikan persoalan yang rumit, diantaranya, ANSYS, ABAQUS, SOLIDWORKS dan lain-lain.

2.8.1 Konsep tegangan

Sebuah gaya dan momen yang bekerja pada sebuah titik dari potongan penampang menghasilkan distribusi tegangan yang bekerja pada penampang tersebut. Tegangan dapat dipisahkan berdasarkan sumbu mana tegangan tersebut bekerja. Secara umum tegangan dapat dibagi menjadi tegangan normal dan tegangan geser.

Tegangan normal adalah tegangan yang diakibatkan oleh gaya yang bekerja pada sumbu normal penampang, dimana jika gaya yang bekerja menyebabkan panjang disebut gaya tarik, dan jika gaya yang bekerja menyebabkan batang memendek maka disebut gaya tekan.

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots\dots\dots 2.3$$

dimana :

σ = Tegangan atau gaya per satuan luas (N/m²)

F = Gaya yang bekerja tegak lurus penampang (N)

A = Luas penampang (m²)

2.8.2 Konsep regangan

Regangan dinyatakan sebagai pertambahan panjang per satuan panjang. Regangan digunakan untuk mengetahui deformasi yang terjadi pada suatu benda. Dibawah ini merupakan rumus dari regangan. Regangan diperoleh dari perpanjangan (δ) dibagi dengan panjang awal (L) atau dirumuskan seperti berikut :

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L} \dots\dots\dots 2.4$$

dimana : ε = regangan

δ = perubahan panjang (mm)

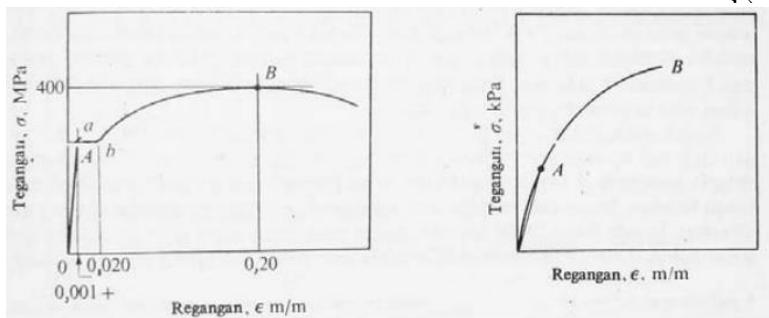
L = panjang awal (mm)

2.8.3 Hubungan tegangan dan regangan

Hubungan tegangan dan regangan pertama kali dikemukakan oleh Robert Hooke pada tahun 1687. Dalam Hukum Hooke dijelaskan bahwa apabila suatu baja lunak ditarik oleh gaya aksial tertentu pada kondisi temperatur ruang maka material tersebut akan mengalami regangan yang nilainya berbanding lurus dengan tegangan ataupun dengan beban aksial yang diberikan, kondisi tersebut kemudian disebut juga kondisi elastis. Hubungan tegangan dan regangan dapat diinterpretasikan sebagai berikut :

$$\sigma = E \varepsilon \quad \dots\dots\dots (2.5)$$

Tetapan E merupakan tetapan pembanding tegangan dan regangan yang disebut *modulus young*. Sedangkan σ pada persamaan 2.3 merupakan tegangan dan ε adalah regangan. Secara grafis tetapan E adalah kemiringan dari garis lurus yang ditarik dari titik asal ke titik A pada diagram tegangan-regangan seperti yang terlihat pada gambar 2.5 sebagai berikut,



Gambar 2.14 Diagram Tegangan Regangan untuk (a) baja lunak (b) baja rapuh

Penjelasan tersebut menekankan bahwa Hukum Hooke hanya berlaku pada batas proporsional dari bahan yang ditunjukkan pada titik A pada diagram Tegangan-Regangan tersebut. Oleh karena itu secara fisis nilai *modulus young* menunjukkan nilai kekakuan bahan terhadap beban yang diberikan dan merupakan suatu sifat yang pasti dari bahan.

2.9 Prosedur Dasar

Tahapan langkah-langkah dalam menyelesaikan analisis struktur menggunakan *software* elemen hingga secara garis besar menjadi sebagai berikut :

1. Pembuatan geometri awal struktur yang akan dianalisis
2. Penentuan jenis material dan properti dari material yang digunakan

Hal ini berkenaan dengan massa jenis dari material tersebut, *modulus elastis (modulus young)*, *poisson ratio*, dll.

3. Penentuan jumlah elemen yang akan diberikan pada model geometri tersebut.
4. Pembuatan elemen dari hasil pemodelan geometri struktur yang akan dianalisis (*mesh generation*)
5. Pemberian kondisi batas (*Boundary Condition*)

Kondisi batas diperlukan untuk menentukan bagaimana model tertumpu padaudukannya dalam kondisi nyata. Hal ini sangat menentukan bagaimana hasil dari analisa model geometri tersebut. Berbagai macam kondisi batas yang biasa digunakan antara lain *fixed-fixed*, *fixed-free*, *free* dsb.

6. Pemberian kondisi pembebanan (*loading condition*)

Kondisi pembebanan yang diberikan pada model struktur bergantung dengan kondisi nyatanya. Hal ini dilakukan untuk mendapatkan hasil yang sedekat mungkin dengan kondisi kenyataannya. Beban yang biasa digunakan antara lain baban gaya, tekanan, momen baik statis maupun dinamis.

7. Analisis

Langkah ini merupakan langkah terakhir dalam tahapan analisis metode elemen hingga. Analisis dilakukan dengan bantuan perangkat lunak berbasis metode elemen hingga. Jenis analisis yang dapat dilakukan juga bervariasi dari jenis statis, dinamis, *buckling* maupun analisa perpindahan panas.

2.10 Uji Konvergensi

Dalam literatur mengenai metode elemen hingga (*FEM*), sering kali disebutkan bahwa akurasi solusi elemen hingga semakin meningkat dengan semakin banyaknya elemen yang

digunakan, akan tetapi dengan semakin banyaknya elemen yang digunakan maka waktu yang dibutuhkan untuk komputasi juga semakin besar. Bahkan terkadang jumlah elemen yang terlalu besar akan meningkatkan *round-off error* .

Dalam aplikasi, salah satu rekomendasi untuk menentukan jumlah elemen dengan akurasi solusi yang bisa diterima dalam suatu analisis elemen hingga adalah dengan melakukan uji konvergensi (*convergence test*) terhadap solusi yang diperoleh. Misal untuk analisis tegangan pada suatu komponen, analisis awal dilakukan dengan ukuran/jumlah elemen tertentu, solusi diperoleh dengan menyelesaikan model yang digunakan. Analisis kemudian diulang dengan jumlah elemen yang lebih besar, nilai tegangan pada lokasi tertentu dibandingkan dengan hasil analisis sebelumnya. Jika perbedaan nilai tegangan antara kedua analisis tersebut cukup besar, maka analisis diulang lagi dengan jumlah elemen yang lebih besar sampai perbedaan tersebut dianggap cukup kecil.

2.11 Verifikasi

Verifikasi dapat didefinisikan sebagai apakah simulasi menyelesaikan persamaan atau tidak (Syaifudin, Takeda, and Sasaki 2015). Verifikasi simulasi dengan cara sederhana dapat dilakukan dengan membandingkan hasil simulasi pada penelitian – penelitian sebelumnya, yang memiliki masalah fisik dan sistem MEH yang serupa.

2.12 Validasi

Validasi dilakukan dengan membandingkan hasil simulasi dengan eksperimen dan atau memeriksa model elemen hingga (MEH) menunjukkan fenomena fisik eksperimen atau tidak (Syaifudin, Takeda, and Sasaki 2015). Dalam kasus simulasi stent, validasi adalah tugas yang paling sulit karena perpindahan (*displacement*) sebagai hasil primer dari MEH tidak dapat divalidasi melalui percobaan *in vivo* maupun *in vitro*. *In vivo* adalah eksperimen dengan menggunakan keseluruhan organ hidup, sedangkan *in vitro* adalah eksperimen yang dilakukan tidak dalam

organ hidup tetapi dalam lingkungan terkontrol yang mirip dengan kondisi sesungguhnya. Dimensi stent yang mikro merupakan masalah utama dalam percobaan. Oleh karena itu, diperlukan beberapa pendekatan untuk melihat apa yang terjadi selama pemasangan stent. Pendekatan ini harus diverifikasi bahwa hasilnya merupakan hasil simulasi yang valid. Jenis analisis, model material yang ditugaskan untuk setiap komponen, tipe, dan ukuran elemen, dan model kontak untuk kontak elemen diverifikasi dengan penelitian sebelumnya dan referensi ANSYS.

2.13 Analisis yang Digunakan

2.13.1 Karakteristik deformasi

Sebuah deformasi akan terjadi apabila terdapat gaya yang mengenai suatu bahan. Selama adanya gaya yang bekerja, maka selama itu bahan akan menyerap energi. Besar kecilnya gaya yang bekerja ini akan membuat benda mengalami perubahan bentuk dan ukuran. Perubahan bentuk dan ukuran secara fisik disebut deformasi. Terdapat 2 macam deformasi yaitu deformasi elastis dan deformasi plastis. Benda yang mengalami deformasi dapat kembali ke kondisi dan ukuran semula setelah gaya yang diberikan dilepas disebut deformasi elastis, sedangkan benda yang mengalami deformasi tetapi setelah gaya tersebut dihilangkan, benda tersebut tidak kembali ke kondisi semula disebut deformasi plastis, hal ini terjadi ketika benda telah melewati batas elastisitas atau *yield stress* material.

Sebagai mekanisme pengembangan yang didasarkan pada perilaku elastis dan plastis suatu material, elastisitas pada stent terjadi bersamaan dengan pengempisan balloon atau dapat disebut kondisi relaksasi. Dalam mekanisme ekspansi stent, untuk mendapatkan karakteristik deformasi telah dilakukan studi oleh (Migliavacca et al. 2002). Karakteristik deformasi yang diperoleh yaitu :

a. Recoil

Recoil merupakan persentase penurunan diameter stent dari diameter ekspansi menuju diameter relaksasi. Persamaan *Recoil* dapat dilihat dibawah ini :

Recoil pada bagian ujung stent :

$$\bullet \quad \text{Distal Radial Recoil} = \frac{R_{load \text{ distal}} - R_{unload \text{ distal}}}{R_{load \text{ distal}}} \dots\dots\dots 2.6$$

Recoil pada bagian tengah stent :

$$\bullet \quad \text{Central Radial Recoil} = \frac{R_{load \text{ central}} - R_{unload \text{ central}}}{R_{load \text{ central}}} \dots\dots\dots 2.7$$

Recoil pada panjang stent :

$$\bullet \quad \text{Longitudinal Recoil} = \frac{L_{load} - L_{unload}}{L_{load}} \dots\dots\dots 2.8$$

Dengan :

$R_{load \text{ distal}}$ = Jari-jari di ujung stent, saat ekspansi (mm)

$R_{unload \text{ distal}}$ = Jari-jari ujung stent, setelah ekspansi (mm)

$R_{load \text{ central}}$ = Jari-jari tengah stent, saat ekspansi (mm)

$R_{unload \text{ central}}$ = Jari-jari tengah stent, setelah ekspansi (mm)

L_{load} = Panjang stent, saat ekspansi (mm)

L_{unload} = Panjang stent, setelah ekspansi (mm)

b. *Foreshortening*

Foreshortening merupakan persentase pemendekan panjang stent saat sebelum dikembangkan menuju panjang stent setelah dikembangkan. Stent yang baik memiliki tingkat *foreshortening* yang rendah. Nilai *foreshortening* didapat dari persamaan

$$\bullet \quad \text{Foreshortening} = \frac{L - L_{unload}}{L} \dots\dots\dots 2.9$$

Dengan :

L = Panjang stent awal (mm)

L_{unload} = Panjang stent, saat relaksasi (mm)

c. *Dogboning*

Dogboning merupakan persentase antara diameter stent di bagian ujung dengan diameter stent di bagian tengah saat dikenai beban maksimum. Besarnya *dogboning* dapat diperoleh dengan persamaan berikut ini :

- $Dog\ boning = \frac{R_{load\ distal} - R_{load\ central}}{R_{load\ distal}} \dots\dots\dots 2.10$

Dengan :

$R_{load\ distal}$ = Jari-jari di ujung stent, saat ekspansi (mm)

$R_{load\ central}$ = Jari-jari tengah stent, saat ekspansi (mm)

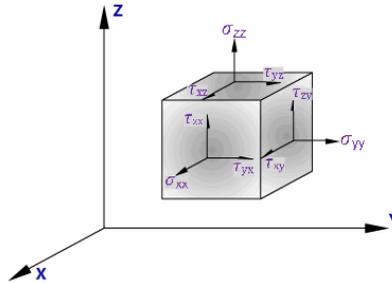
2.13.2 Tegangan von mises

Dengan hanya pada tegangan *yield* dari suatu material, teori kegagalan ini memprediksikan “*ductile yielding*” dibawah suatu kombinasi pembebanan, dengan akurasi lebih baik daripada teori-teori kegagalan lainnya. Teori kegagalan ini (*Maximum Distorsion Energy Theory*) diusulkan pertama kali oleh M.T. Hueber (1904) kemudian diperbaiki dan diperjelas oleh R.Von Mises (1913) dan oleh H. Hencky (1925). Teori kegagalan ini lebih sering dikenal dengan teori kegagalan *Von Mises*. Teori kegagalan ini menyatakan bahwa kegagalan terjadi apabila tegangan ekuivalen yang terjadi melewati harga tegangan *yield* material, serta faktor keamanan yang diambil adalah N, agar tidak terjadi kegagalan (Deutschman 1975)

$$\sigma_{eq} = \frac{\sigma_{ys}}{N} \dots\dots\dots 2.11$$

Dimana :

- σ_{eq} = tegangan ekuivalen [N/m²]
- σ_{ys} = tegangan *yield* material [N/m²]



Gambar 2.15 Arah tegangan pada kubus

Sumber : (<http://www.rockmechs.com>)

Berdasarkan gambar diatas maka σ_{eq} dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$\tau_{eq} = \frac{\sqrt{2}}{2} \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]^{\frac{1}{2}} \dots \dots \dots 2.12$$

Dimana :

- σ_{eq} = tegangan ekivalen (N/m²)
- σ_{ys} = tegangan yield material (N/m²)
- σ_x = tegangan pada sumbu x (N/m²)
- σ_y = tegangan pada sumbu y (N/m²)
- σ_z = tegangan pada sumbu z (N/m²)
- τ_{xy} = tegangan pada bidang x arah sumbu y (N/m²)
- τ_{yz} = tegangan pada bidang y arah sumbu z (N/m²)
- τ_{zx} = tegangan pada bidang z arah sumbu x (N/m²)

2.13.3 Regangan Plastis

Regangan plastis merupakan regangan yang diakibatkan perubahan plastis pada suatu bahan. Perubahan plastis tersebut disebabkan pemberian beban yang diluar batas elastisnya sehingga material tidak dapat kembali lagi ke ukuran semula. Pada saat diberikan beban, nilai regangan total merupakan penjumlahan nilai regangan elastis dan regangan plastis saat beban dihilangkan seperti ditunjukkan pada rumus 2.11.

$$\varepsilon_t = \varepsilon_e + \varepsilon_p \dots\dots\dots (2.13)$$

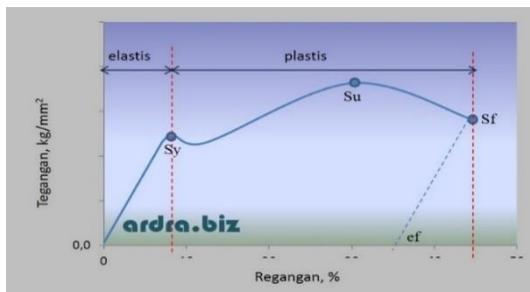
Dimana :

ε_t = Regangan total (mm/mm)

ε_e = Regangan elastis (mm/mm)

ε_p = Regangan plastis (mm/mm)

Batas regangan plastis itu sendiri adalah titik dimana tegangan yang diberikan akan menyebabkan terjadinya deformasi permanen (plastis) untuk pertama kalinya. Pada umumnya, batas regangan elastis material ditentukan dengan metode *offset* dimana terletak sekitar 1-2% dari regangan total (Farafry 2010). Regangan plastis terjadi pada daerah plastis suatu bahan setelah melewati titik yield sampai menuju titik *fracture* (patah). Gambar dibawah menunjukkan hubungan tegangan – regangan selama uji tarik, seperti gambar 2.16.



Gambar 2.16 Hubungan tegangan-regangan selama uji tarik.

Sumber : www.ardra.biz/sain-teknologi

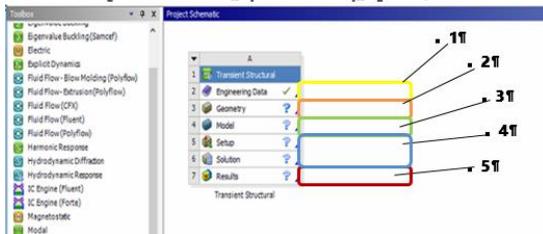
BAB III METODE PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan berdasarkan tahapan-tahapan yang sistematis. Hal ini dilakukan agar memperoleh hasil penelitian yang sesuai harapan. Metode yang digunakan dalam penelitian ini yaitu metode elemen hingga, karena obyek yang dianalisis pada penelitian ini mempunyai geometri yang rumit sehingga metode elemen hingga akan menghasilkan hasil sesuai yang diharapkan pada tujuan penelitian ini. Hal-hal yang dilakukan pada penelitian ini yaitu :

3.1 Prosedur Simulasi MEH

Dalam penelitian ini, simulasi menggunakan perangkat lunak *Ansys R.18 Workbench*. *Ansys R.18 Workbench* merupakan *software* berbasis elemen hingga untuk menyelesaikan masalah teknik struktural yang kompleks dan membuat keputusan desain yang lebih baik dan lebih cepat. Dengan perangkat ini, penulis dapat memberikan parameter untuk menyesuaikan dan mengotomatisasi solusi masalah model penelitian. Dalam simulasi ini untuk mendapatkan sifat mekanik objek penelitian, model yang digunakan adalah balon *ordinary* dan stent.

Analisis yang dipilih dalam simulasi *balloon-expandable stent* adalah *Transient structural-Multilinear isotropic*, analisa *transient* digunakan untuk analisa sesuai dengan kondisi sebenarnya dari model yang disimulasikan. *User interface Ansys R.18 Workbench – Transient Structural* dapat dilihat pada gambar 3.1.



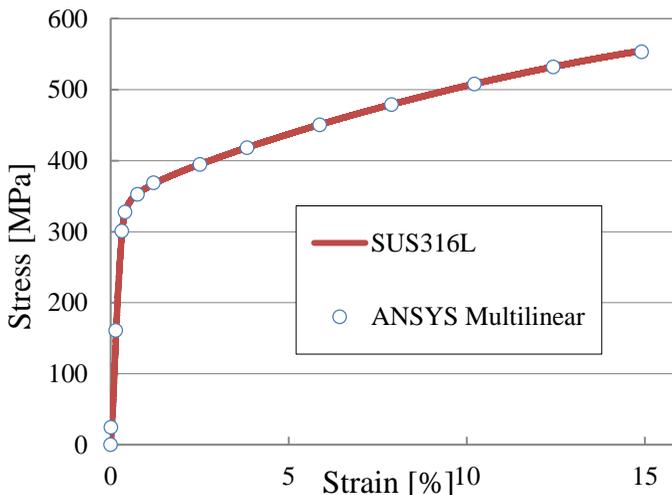
Gambar 3.1 Tampilan jendela Ansys Workbench R18 - *Transient Structural*

Dalam simulasi struktural ini, terdapat langkah – langkah yang perlu dilakukan, meliputi: Engineering data, geometri, model, setup dan solution, result. Dibagian *engineering data* merupakan pemodelan sifat dan properties material yang akan disimulasikan. Dibagian geometri merupakan pembuatan model dari struktur yang akan dianalisis. Dalam menu geometri tersebut tersedia *software* dari *Ansys* yaitu *Design Modeler* dan *Spaceclaim*. Selain itu, terdapat menu pula untuk *import geometri* dari *software* yang lain (*Solidworks, Inventor, Creo*, dll). Bagian yang ke tiga merupakan model. Dalam model ini berisi model solid 3D struktur yang akan di *meshing*. Software dalam bagian ini disebut *Mechanical Application*. Selanjutnya proses *setup* dan *solution* yang berisi kondisi batas dan pembebanan yang akan diberikan atau di simulasikan terhadap suatu struktur yang akan dianalisis. Kemudian menu selanjutnya adalah *result* yang merupakan hasil deformasi atau tegangan yang akan ditampilkan dalam bentuk *list* atau animasi.

3.1.1 Model Material

Dalam proses simulasi tahap pertama adalah memasukkan data material. Data desain penelitian sebelumnya diasumsikan bahwa material yang digunakan pada Stent dan Balloon adalah SS 316L dan *Polyurethane*. Sifat plastisitas stent yaitu *multilinear isotropic*, diperoleh dari hasil *fitting-curve* uji tarik SS 316 L (Syarifudin, Takeda, and Sasaki 2017) ditunjukkan lampiran A. Dari hasil uji tarik material tersebut diperoleh bahwa *Ultimate Tensile Strength* (UTS) material SS 316L sebesar 553.38 MPa dan 230 MPa untuk nilai tegangan luluh. *Modulus young* serta *poisson ratio* pada SS 316L dan *polyurethane* mengikuti tabel 3.1. Sifat *multilinear isotropic* ditunjukkan pada gambar 3.2. Untuk material balloon didefinisikan sebagai *hiperelastis isotropik* (hampir tidak dapat dikompres). Sifat material balloon tersebut mengikuti penelitian (Syarifudin, Takeda, and Sasaki 2015). Model material *hiperelastis* digunakan untuk mewakili perilaku deformasi yang besar (*large deformation*) serta menggambarkan *strain energy density function*. Material balloon disimulasikan *hiperelastis*

dengan menggunakan *Mooney-Rivlin 2* parameter, artinya material dapat mengembang 30% sampai 200%.



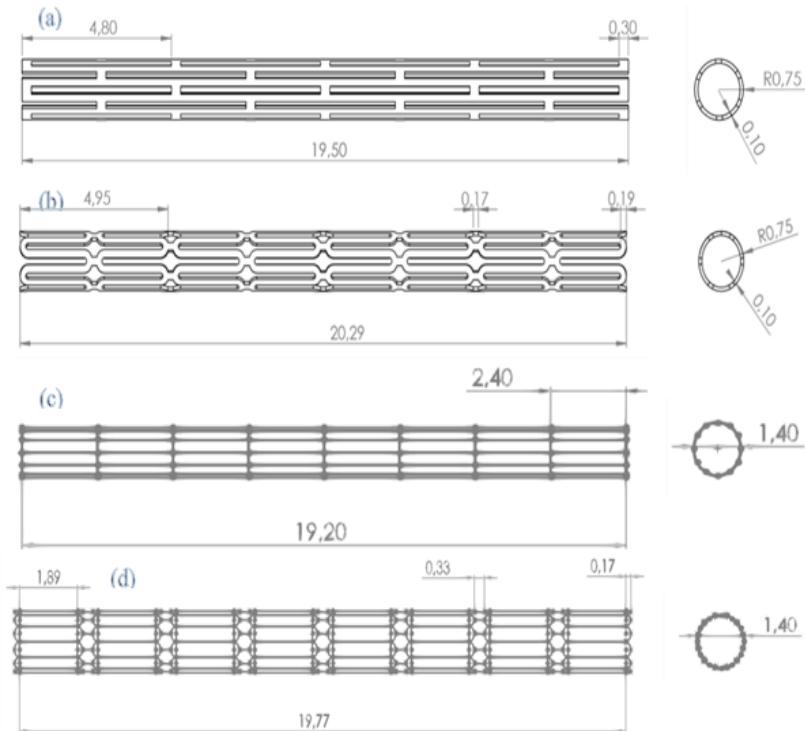
Gambar 3.2 Kurva *Stress Strain* SS316L

Tabel 3.1 Material Properties Model

Komponen	Balloon	Stent
Density (kg/ m ³)	1380	7990
Material	Polyurethane	SS 316 L
Modulus Young (GPa)	0.03447	186.67
Poison Ratio	0.495	0.33
Material Behavior	Hyperelastic	Multilinear Isotropic Hardening
Material Konstan	Mooney-Rivlin (MPa) : $C_{10} = 1.032$ $C_{01} = 3.693$ $d = 0.004261$	Fitting stress-strain curve hasil dari uji tensile dari SS 316L

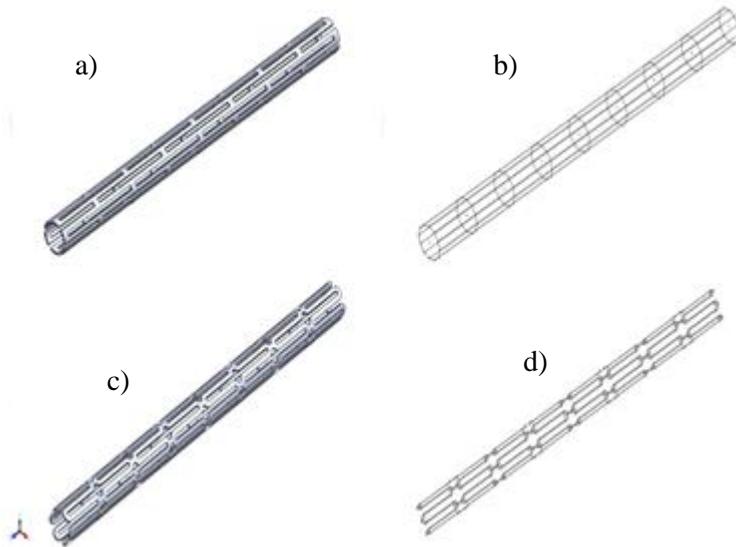
3.1.2 Model solid 3D

Dalam penelitian ini, ANSYS Workbench R.18 (ANSYS Inc., Pennsylvania, USA) digunakan simulasi untuk mekanika struktur dan Solidworks 2014 (Dassault Systems Crops., Massachusetts, USA) untuk membuat model solid 3D. Model solid stent dibuat pada Solidworks karena bentuknya yang kompleks, sementara model balloon dibuat secara langsung pada Ansys. Analisis struktur *transient* non linier digunakan pada penelitian ini karena dipengaruhi waktu dan deformasi stent terjadi pada daerah non linier dalam rentang lebih dari satu sekon. Pengaruh massa dan damping juga dipertimbangkan dalam simulasi untuk memberikan hasil yang lebih mendekati pada kondisi sebenarnya. Geometri desain elemen hingga terdiri dari dua jenis. Pertama adalah Palmaz stent (generasi pertama) di perdagangan pasar yang memiliki kekuatan radial yang tinggi, luas permukaan yang besar di pembuluh, dan memiliki pola yang sama pada arah *circumferential* (Syarifudin, Takeda, and Sasaki 2015; Ther et al. 2002). Kedua adalah Sinusoidal stent yang lebih fleksibel pada arah longitudinal dibandingkan Palmaz stent (Ther et al. 2002). Geometri desain stent Palmaz dan Sinusoidal ditunjukkan pada gambar 3.3. Geometri Palmaz stent dengan elemen solid dan beam dibuat semirip mungkin agar hasil analisis dapat dibandingkan dengan mudah. Begitu juga sebaliknya pada desain geometri Sinusoidal stent dengan elemen solid dan beam. Geometri stent tersebut mengacu pada penelitian (Syarifudin, Takeda, and Sasaki 2015).



Gambar 3.3 Desain geometri stent [7] : (a) Palmaz stent elemen solid, (b) Sinusoidal stent elemen solid, (c) Palmaz stent elemen beam, (d) Sinusoidal stent elemen beam. Dalam satuan mm.

Pada dua jenis stent yang berbeda tersebut digunakan dua tipe elemen dalam simulasi. Secara keseluruhan, terdapat empat jumlah desain model elemen hingga yang digunakan pada penelitian ini, yaitu : (a) Palmaz stent dengan tipe elemen solid, (b) Palmaz stent dengan tipe elemen beam (c) Sinusoidal stent dengan tipe elemen solid (d) Sinusoidal stent dengan tipe elemen beam. Keempat model tersebut ditunjukkan dibawah ini pada gambar 3.4.



Gambar 3.4 Model elemen hingga : (a) Palmaz stent tipe elemen solid, (b) Palmaz stent tipe elemen beam (c) Sinusoidal stent tipe elemen solid (d) Sinusoidal stent tipe elemen beam.

3.1.3 Model elemen hingga (MEH)

3.1.3.1 Model *diskritisasi* (meshing)

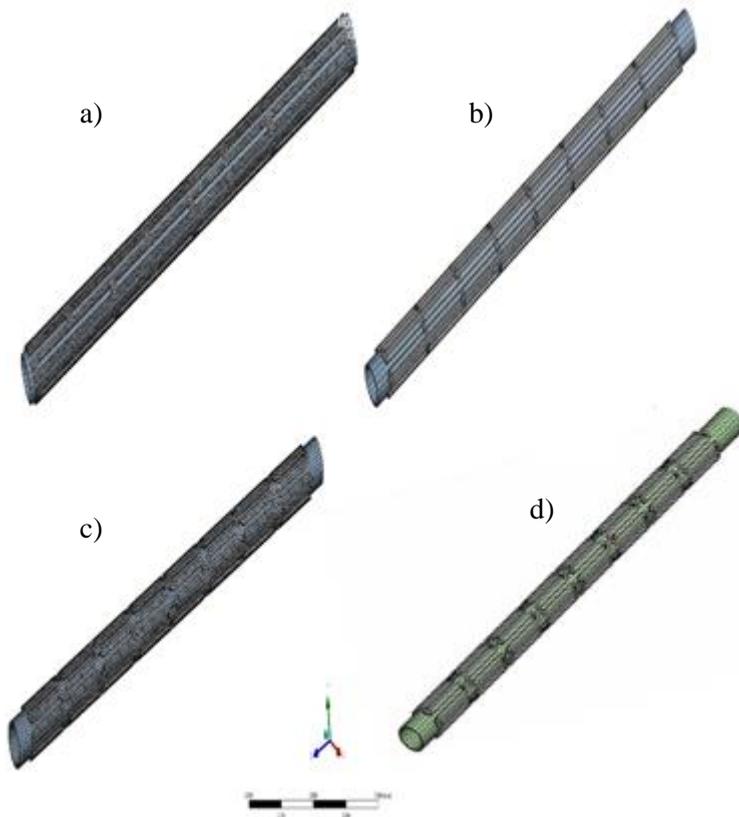
Diskritisasi atau *meshing* adalah proses pembagian *bodies* menjadi elemen-elemen yang lebih kecil. Proses ini sangat mempengaruhi hasil dari simulasi. Oleh karena itu *meshing* harus dilakukan dengan jenis dan jumlah elemen yang sesuai dengan kebutuhan.

Pada Ansys Workbench R18 terdapat beberapa jenis *mesh* yaitu *solid mesh*, *shell mesh* dan *beam mesh*. Pemilihan jenis *mesh* ini tergantung pada tingkat ketelitian yang diinginkan. Seperti contohnya sebuah plat dapat dianalisis dengan *solid mesh* maupun dengan *shell mesh*., Elemen yang dihasilkan dengan *solid mesh* akan lebih banyak dan hasil lebih teliti. Sedangkan dengan *shell mesh*, elemen yang dihasilkan lebih sedikit sehingga perhitungan

lebih cepat dengan hasil yang kurang teliti namun hasil tersebut tidak berbeda jauh.

Pada Ansys R18, parameter untuk mengatur *meshing* dapat menggunakan ukuran elemen atau kualitas ukuran *meshing*. Ukuran elemen dapat dilakukan dengan mengubah nilai panjang elemen pada pengaturan *body sizing* atau *global mesh*. Sementara pada ukuran *mesh* dapat diatur menjadi tiga level yaitu *coarse*, *normal*, dan *fine*. Level ini menunjukkan besarnya kualitas elemen. Tipe *meshing* pada Ansys terdapat *curvature based mesh* yaitu *mesh* yang dibuat menyesuaikan dengan *curve* yang ada pada *body* atau *adaptive based mesh* yaitu *mesh* yang di program oleh perangkat dengan ukuran menyesuaikan pada geometri bodi yang dipilih. Selain kedua tipe tersebut, terdapat pula *option proximity* dan *uniform*.

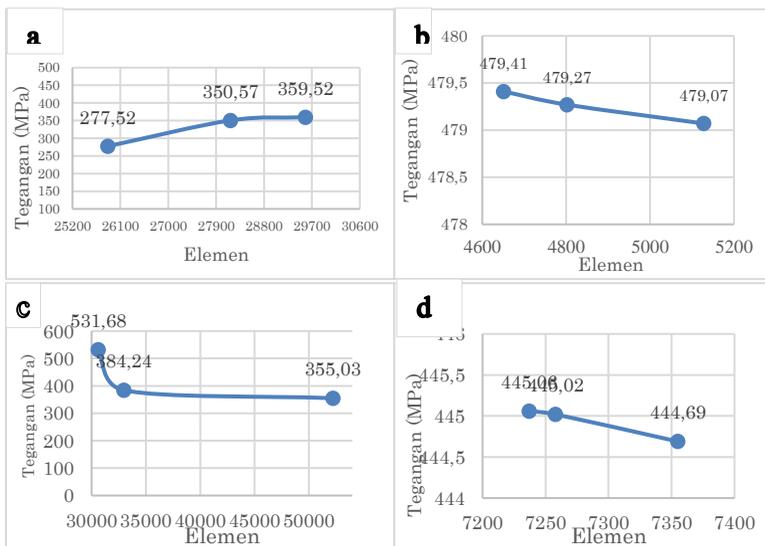
Dalam studi ini, tipe *mesh* balloon untuk keempat model adalah *shell mesh* dengan tipe *quadratical* yang memiliki bentuk elemen *meshing* kotak-kotak. Sedangkan tipe *mesh* dari model solid stent Sinusoidal adalah *curvature mesh* karena dari geometri stent yang banyak lekukan berbentuk *curve*, sedangkan tipe *mesh* Palmaz stent tipe elemen solid adalah *adaptive* karena bentuk geometri yang *rigid*. Untuk elemen beam pada Palmaz stent dan Sinusoidal stent menggunakan profil penampang *rectangular* dengan pengaturan *meshing* mengikuti model solid Palmaz dan Sinusoidal stent. Hasil *meshing* keempat model ditunjukkan pada gambar 3.5



Gambar 3.5 Hasil *meshing* : (a) Palmaz stent dengan tipe elemen solid, (b) Palmaz stent dengan tipe elemen beam (c) Sinusoidal stent dengan tipe elemen solid (d) Sinusoidal stent dengan tipe elemen beam.

3.1.3.2 Uji konvergensi

Dalam menentukan besarnya ukuran *meshing* dilakukan dengan uji konvergensi. Dimana uji konvergensi dilakukan pada setiap model menggunakan ukuran elemen yang berbeda. Hasil uji konvergensi tersebut dibandingkan dengan nilai tegangan von mises yang memiliki selisih tidak terlalu besar. Tegangan von mises tersebut diambil pada node yang sama pada elemen solid dan beam stent Palmaz maupun sinusoidal. Hasil tabulasi ukuran *meshing* terhadap tegangan ditunjukkan pada gambar 3.6. Dari grafik tersebut diambil nilai ukuran *meshing* 0.115 pada Palmaz stent elemen solid dengan persentase *error* 2.4%. Pada Palmaz stent elemen beam ukuran *meshing* yang diambil adalah 0.09 dengan persentase *error* -0.04%. Sedangkan 0.1 untuk ukuran *meshing* pada Sinusoidal stent elemen solid dan 0.115 untuk elemen beam dengan persentase *error* 7.6% dan 0.07%.



Gambar 3.6 Grafik tegangan von mises terhadap ukuran *mesh* : Palmaz stent (a) solid (b) beam; Sinusoidal stent (c) solid (d) beam

Palmaz stent elemen solid dalam simulasi terdiri dari 400 *substep*. Pada simulasi yang berlangsung selama 7 jam 34 menit dengan ukuran 13.878 GB memiliki 68907 node dan 29580 elemen. Sedangkan Pada Palmaz stent elemen beam dalam simulasi terdiri dari 400 *substep*. Simulasi ini berlangsung selama 6 jam 36 menit dengan ukuran 4.1119 GB. Simulasi ini memiliki 8054 node dan 5128 elemen.

Sinusoidal stent elemen solid dalam simulasi terdiri dari 435 *substep*, simulasi tersebut berlangsung selama 8 jam 46 menit dengan ukuran 22.88 GB. Pada simulasi ini memiliki 100608 node dan 52203 elemen. Sementara, Sinusoidal stent elemen beam memiliki 401 *substep*, simulasi yang berlangsung selama 5 jam 28 menit dengan ukuran 3.645 GB memiliki 7086 node dan 4744 elemen. Hardware yang digunakan pada simulasi Palmaz stent elemen solid dan beam adalah intel Xeon E5-2609 @ 2.4 GHz 64 bit dengan RAM sebesar 8 GB. Sedangkan hardware yang digunakan pada simulasi Sinusoidal stent elemen solid dan beam adalah intel Core i7-2600 @3.4 GHz 64 bit dengan RAM sebesar 8 GB.

3.1.3.3 Elemen kontak

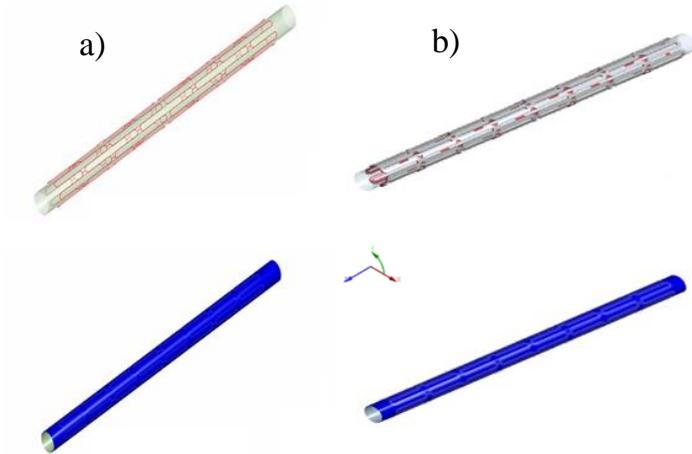
Pendefinisian kontak dalam prosedur MEH non linear merupakan salah satu langkah vital. Ketidaksesuaian atau tidak akurasi definisi kontak akan menyebabkan hasil yang tidak konvergen, sehingga pendefinisian kontak harus sesuai menggunakan prosedur dasar dari ANSYS dan referensi lain yang sama. Pada simulasi ini ada dua komponen dan dibatasi oleh satu luasan kontak. Awalnya elemen kontak dimodelkan tidak saling bersentuhan, yaitu antara stent dan balloon sehingga perlu dilakukan pendefinisian kontak yang terjadi. Dimana dalam penelitian ini kontak terjadi antara permukaan luar balloon dengan permukaan dalam stent yang ditunjukkan lebih detail dalam tabel 3.2.

Tabel 3.2 Elemen Kontak

Contact Properties	Solid	Beam
Contact detection	<i>Nodes-normal from contact</i>	<i>Nodes-normal from contact</i>
Contact surface behavior	<i>Frictional</i>	<i>Frictional</i>
Normal stiffness	0,1	0,1
Coefficient of friction	0,125	0,125
Pinball region	<i>Program controlled</i>	0,065 mm
Offset	<i>Adjust to touch</i>	0,05 mm

Apabila kontak terjadi antara permukaan *smooth* dengan permukaan yang lebih kasar, deteksi kontak sebaiknya di atur menjadi *on nodes-normal from contact*, dan apabila sebaliknya sebaiknya diatur *on nodes-normal to target*. Sedangkan jika kedua permukaan mempunyai *stiffnes* yang sama sebaiknya diatur *Gauss point*.

Kontak pada elemen beam berbeda dengan elemen solid. Pada elemen beam, pengaturan *interface geometri* diaktifkan dan diberi nilai sebesar 0,05 mm. Dimana nilai tersebut merepresentasikan profil beam yang memiliki tebal sebesar 0,1 mm. Kemudian bagian *pinball region* dimasukkan nilai 0,065 mm yang menunjukkan batasan kontak antara bagian target dan kontak. Bagian target merupakan balloon dimana pada kasus ini adalah *surface* bagian luar balloon, sementara target adalah model garis 3D berprofil *rectangular* (beam). Gambar 3.7 menunjukkan perbedaan kontak Sinusoidal stent tipe elemen solid dan beam.



Gambar 3.7 Model kontak Sinusoidal stent : (a) elemen beam (b) elemen solid

3.1.4 Kondisi Batas dan Pembebanan

Kondisi batas yang dilakukan pada penelitian ini yaitu :

3.1.4.1 Koordinat silindris (*cylindrical coordinat*)

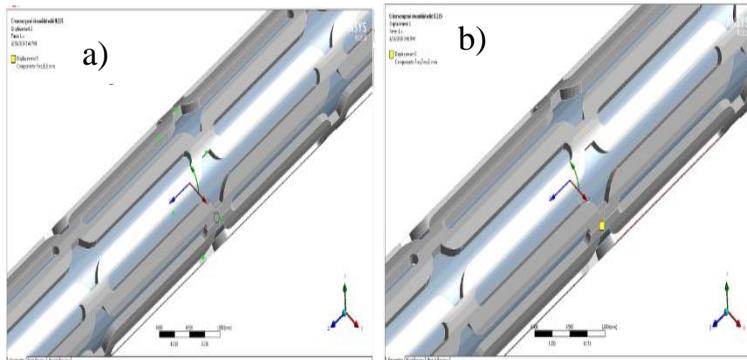
Koordinat yang digunakan oleh model simulasi ini yaitu koordinat polar berupa koordinat silindris yaitu sumbu X, Y, dan Z dalam arah radial, *circumferential* dan longitudinal seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.8.



Gambar 3.8 Koordinat stent pada simulasi

3.1.4.2 *Fixed side* (bagian yang ditahan)

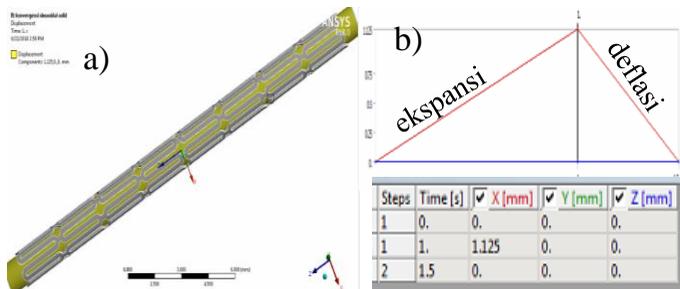
Pada simulasi ini, terdapat bagian yang ditahan agar stent dapat mengembang sesuai dengan kondisi sebenarnya. Agar *body* stent tidak bergerak pada arah longitudinal, maka *edge* bagian central stent ditahan sehingga tidak ada perpindahan bagian central pada arah longitudinal. Selain itu agar *body* stent tidak berputar, maka *vertex* bagian central diatur agar tidak ada perpindahan pada sumbu *circumferential* yang ditunjukkan pada gambar 3.9.



Gambar 3.9 *Fixed side* pada stent sinusoidal : (a) *edge* (b) *vertex*

3.1.4.3 *Displacement* (Perpindahan)

Pembebanan yang diberikan pada simulasi ini berupa perpindahan ke arah sumbu X (radial) sebesar 1.125 mm. Pembebanan tersebut senilai dengan 150% dari diameter awal balloon. Perpindahan tersebut diberikan pada permukaan bagian luar stent seperti pada gambar 3.10a yang berwarna kuning. Perpindahan tersebut (ekspansi) diberikan selama satu detik, setelah itu beban dihilangkan (deflasi) dalam setengah detik. Gambar 3.10 menunjukkan pembebanan yang berlangsung selama simulasi.



Gambar 3.10 Pembebanan : (a) *Displacement load* (b) perpindahan vs waktu

3.1.5 Tipe analisis dan kontrol solusi

3.1.5.1 Tipe analisis

Tipe analisis yang dilakukan dalam simulasi pada setiap model stent meliputi :

- Directional Deformation
- Tegangan Von mises
- Regangan Plastik

3.1.5.2 Kontrol solusi

Kontrol solusi yang diberikan pada ke empat model meliputi :

- Directional deformation bagian *central* pada arah radial. Hasil tersebut digunakan untuk mengetahui nilai karakteristik deformasi bagian *central radial recoil*
- Directional deformation bagian distal pada arah radial. Hasil tersebut digunakan untuk mengetahui nilai karakteristik deformasi bagian *distal radial recoil*
- Directional deformation bagian distal pada arah longitudinal. Hasil tersebut digunakan untuk mengetahui nilai karakteristik deformasi bagian *longitudinal recoil*
- Tegangan von Mises yang terjadi pada ke empat model tersebut.
- Regangan plastis yang terjadi pada ke empat model tersebut

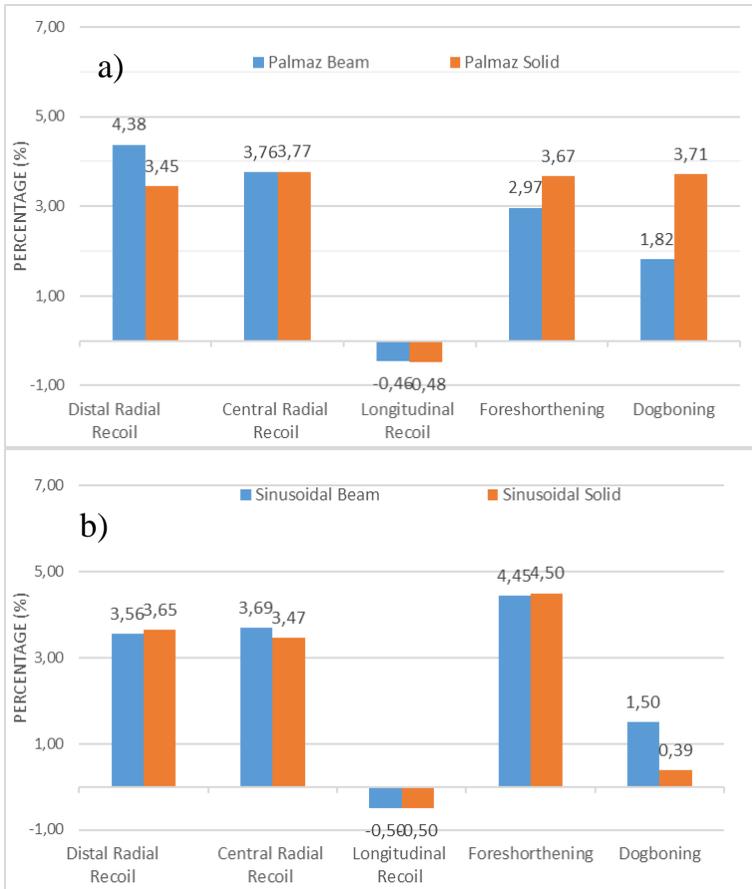
BAB IV

HASIL DAN DISKUSI

Setelah dilakukan simulasi *balloon-expandable* stent pada ANSYS Workbench R.18 pada ke empat model (Palmaz stent elemen solid, Palmaz stent elemen beam, Sinusoidal stent elemen solid, Sinusoidal stent elemen beam) diperoleh hasil deformasi pada arah radial, longitudinal, tegangan dan regangan plastis. Deformasi pada arah radial dan longitudinal dibagian ujung dan tengah stent digunakan untuk menghitung *elastic recoil*, *foreshortening* dan *dogboning*. Selain itu didiskusikan juga mengenai hasil tegangan dan regangan plastis pada model tersebut.

4.1 Karakteristik Deformasi

Hasil perhitungan karakteristik deformasi diberikan pada gambar dibawah ini, dimana balloon pada ke empat model tersebut dikembangkan sebesar 1.125 mm (150%) selama satu sekon. Setelah itu, beban dihilangkan selama proses deflasi selama 0.5 sekon. Nilai karakteristik deformasi tersebut diambil pada node di bagian ujung dan tengah stent di setiap model.



Gambar 4.1 Karakteristik deformasi: (a) Palmaz stent dan (b) Sinusoidal stent

Dari hasil gambar 4.1 menunjukkan bahwa elemen beam berhasil digunakan dalam proses simulasi *balloon-expandable* stent. Penggunaan elemen beam selama simulasi menghasilkan hasil yang baik dengan perbedaan kurang dari 26.8%, kecuali pada perilaku *dogboning*. Perbedaan persentase penggunaan Palmaz stent tipe elemen solid dan beam adalah 26.8 % untuk *distal radial recoil*, 0.34 % untuk *central radial recoil*, - 5.45% untuk

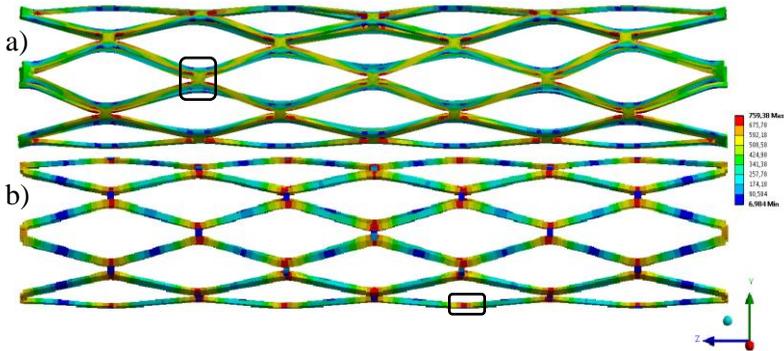
longitudinal recoil, 19.2 % untuk *foreshortening*, dan 51% untuk *dogboning*. Perbedaan persentase penggunaan Sinusoidal stent tipe elemen solid dan beam adalah 2.51 % untuk *distal radial recoil*, 6.55 % untuk *central radial recoil*, -0.07 % untuk *longitudinal recoil*, 1.17 % untuk *foreshortening*, dan 288 % untuk *dogboning*.

Hasil karakteristik deformasi penelitian ini mendukung pada penelitian lain (Syaifudin, Takeda, and Sasaki 2015). Hasil penelitian syaifudin et al. (2015) menunjukkan bahwa nilai *distal radial recoil*, *central radial recoil*, *longitudinal recoil*, *foreshortening*, dan *dogboning* pada Palmaz stent berturut – turut adalah 8.35%, 9.62%, -0.21%, 1.62 %, dan 42.62 %. Sementara pada Sinusoidal stent, nilai tersebut berturut – turut adalah 42.85%, 63.95%, -3.04%, 6.06%, dan -6.65%. Hasil karakteristik deformasi pada penelitian ini relative lebih kecil dibandingkan dengan penelitian syaifudin et al. (2015). Hal tersebut sesuai dikarenakan pada penelitian ini tanpa melibatkan adanya plak dan pembuluh darah dalam simulasi *balloon-expandable* stent.

Selain itu, hasil karakteristik deformasi penelitian ini juga mendukung pada penelitian Migliavacca et al. (2002). Penelitian Migliavacca pada Palmaz stent dengan elemen solid menghasilkan nilai *distal radial recoil*, *central radial recoil*, *longitudinal recoil*, *foreshortening*, dan *dogboning* sebesar 2.87%, 2.9%, -0.66%, 6.69%, dan 27.87 (Migliavacca et al. 2002). Dari hasil tersebut mendukung dengan penelitian ini, kecuali pada *dogboning*. Hal tersebut dikarenakan Migliavacca melakukan simulasi dengan 1/12 bagian pada ABAQUS dengan diameter luar stent 1.2 mm dan panjang stent 16 mm,.

4.2 Analisis Tegangan

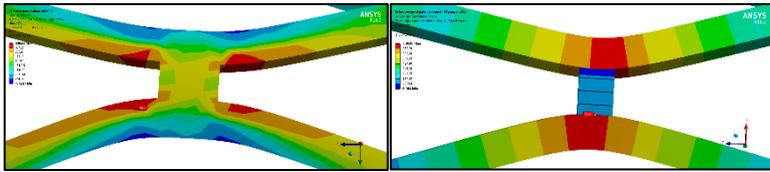
4.2.1 Palmaz stent



Gambar 4.2 Distribusi tegangan pada stent Palmaz : (a) elemen solid (b) elemen beam

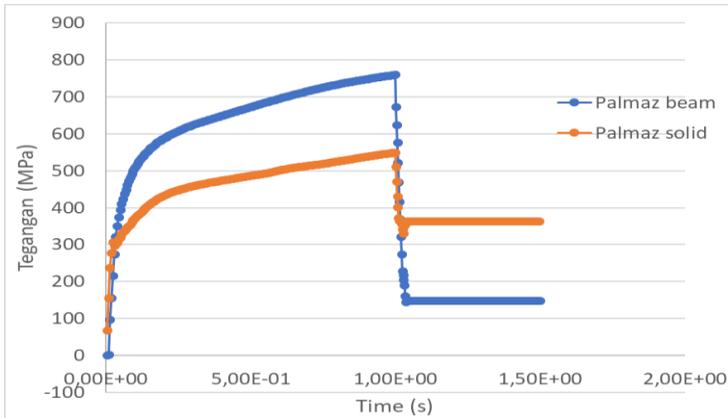
Gambar 4.2 menunjukkan distribusi tegangan pada keseluruhan model stent Palmaz elemen solid dan elemen beam pada waktu satu sekon (ekspansi). Distribusi tegangan rendah, sedang dan tinggi ditunjukkan dengan warna biru, hijau dan kuning. Sementara tegangan maksimum ditunjukkan dengan warna merah. Dalam gambar tersebut terdiri dari sumbu X, Y dan Z yang mewakili arah radial, *circumferential* dan longitudinal. Dari gambar 4.2 dapat diperoleh bahwa tegangan yang bernilai tinggi terjadi di sekitar tepi ujung strut bagian dalam untuk elemen solid dan seluruh bagian ujung strut untuk elemen beam. Perbedaan tersebut dikarenakan pada elemen beam, pada luasan penampang yang sama tidak terdapat distribusi tegangan, Namun dari kedua model tersebut menunjukkan bahwa tegangan maksimum terjadi di bagian ujung strut. Sementara di bagian tengah dan sambungan merupakan tegangan yang bernilai rendah. Bagian stent yang diberi kotak merupakan daerah tegangan maksimum. Bagian tersebut ditunjukkan

lebih jelas pada gambar 4.3.



Gambar 4.3 Pembesaran bagian Palmaz stent di daerah tegangan maksimum: (a) elemen solid (b) elemen beam

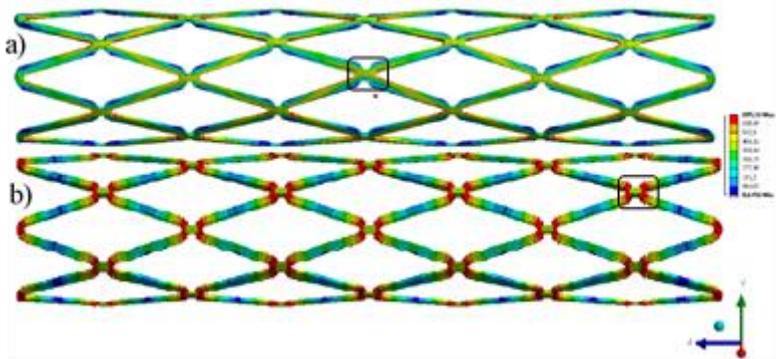
Dari gambar 4.3 menunjukkan bahwa tegangan maksimum bernilai 548,82 MPa untuk Palmaz stent elemen solid dan 759,38 MPa untuk Palmaz stent elemen beam saat satu sekon (ekspansi). Penggunaan elemen beam menunjukkan hasil yang lebih besar 38.4% dari elemen solid. Dari gambar 4.3 tersebut menunjukkan tegangan maksimum pada elemen solid maupun beam terjadi di bagian ujung strut. Sementara pada saat 1,5 sekon (deflasi) nilai tegangan turun menjadi 362,71 MPa untuk elemen solid dan 147,93 MPa untuk elemen beam. Elemen beam menunjukkan hasil 59.2% lebih kecil dari elemen solid saat deflasi. Hasil nilai tegangan terhadap waktu lebih detail ditunjukkan pada gambar 4.4 seperti dibawah. Dari hasil tersebut mengungkapkan bahwa penggunaan elemen beam berhasil disimulasikan pada *balloon-expandable* stent, meskipun nilai tegangan saat ekspansi lebih besar maupun lebih kecil saat deflasi. Perbedaan tersebut dikarenakan pada tegangan *combined maximum stress* pada elemen beam merupakan kombinasi linier tegangan pada arah normal dan momen *bending* sumbu X dan Y. Hal tersebut memberikan nilai yang lebih besar saat ekspansi, akan tetapi pada saat deflasi semakin besar pula beban yang hilang, sehingga tegangan menjadi lebih kecil saat deflasi daripada elemen solid.



Gambar 4.4 Grafik tegangan vs waktu pada Palmaz stent

Hasil penelitian ini mendukung pada penelitian lain (Ju, Xia, and Sasaki 2008) dengan panel model, RUC model, dan RUC⁺ model. Penelitian Ju et al. (2008) menunjukkan juga bahwa tegangan maksimum terjadi disekitar ujung tepi strut bagian dalam. Tegangan maksimum pada penelitian Ju setelah balloon dihilangkan (deflasi) sebesar 288,2 MPa. Dibandingkan dengan penelitian ini, nilai tersebut lebih besar 11% dari Palmaz stent elemen solid dan 37 % lebih besar dibandingkan elemen beam. Hal yang sama juga diungkapkan oleh (David Chua, Mac Donald, and Hashmi 2003) pada tipe stent Palmaz, tegangan yang bernilai besar terdapat pada empat tepi dibagian ujung strut. Hal ini dikarenakan strut ditarik satu sama lain membentuk rhomboid sel selama ekspansi.

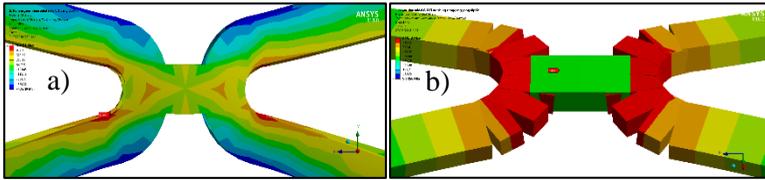
4.2.2 Sinusoidal stent



Gambar 4.5 Distribusi tegangan pada stent Sinusoidal: (a) elemen solid, (b) elemen beam

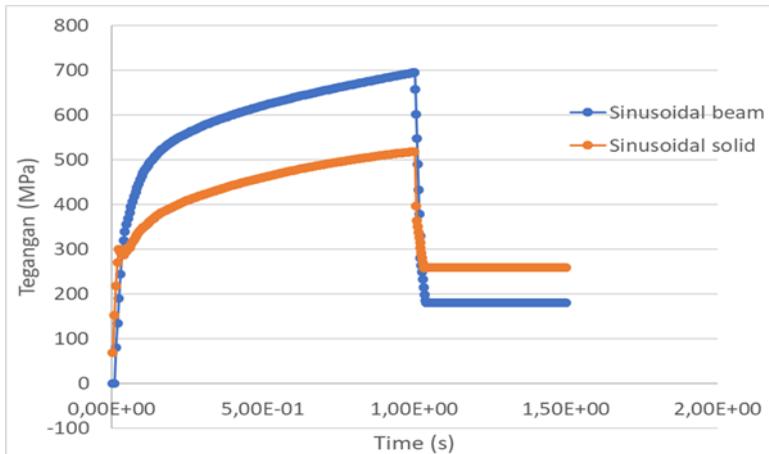
Gambar 4.5 menunjukkan distribusi tegangan pada keseluruhan model stent Sinusoidal elemen solid dan elemen beam pada waktu satu sekon (ekspansi). Distribusi tegangan rendah, sedang dan tinggi ditunjukkan dengan warna biru, hijau dan kuning. Sementara tegangan maksimum ditunjukkan dengan warna merah. Dalam gambar tersebut terdiri dari sumbu X, Y dan Z yang mewakili arah radial, *circumferential* dan longitudinal. Dari gambar 4.5 dapat diperoleh bahwa tegangan yang bernilai tinggi terjadi di sekitar tepi ujung strut bagian dalam untuk elemen solid dan seluruh bagian ujung strut untuk elemen beam. Perbedaan tersebut dikarenakan pada elemen beam, pada luasan penampang yang sama tidak terdapat distribusi tegangan, Namun dari kedua model tersebut menunjukkan bahwa tegangan maksimum terjadi di bagian ujung strut. Sementara di bagian tengah dan sambungan merupakan tegangan yang bernilai rendah. Bagian stent yang diberi kotak merupakan daerah tegangan maksimum. Bagian tersebut ditunjukkan

lebih jelas pada gambar 4.6.



Gambar 4.6 Perbesaran Sinusoidal stent di daerah tegangan maksimum: (a) elemen solid (b) elemen beam

Dari gambar 4.6 menunjukkan bahwa tegangan maksimum bernilai 518,51 MPa untuk Sinusoidal stent elemen solid dan 695,16 MPa untuk Sinusoidal stent elemen beam saat satu sekon (ekspansi). Penggunaan elemen beam menunjukkan hasil yang lebih besar 34.1% dari elemen solid. Dari gambar 4.6 tersebut menunjukkan tegangan maksimum pada elemen solid maupun beam terjadi di bagian ujung strut. Sementara pada saat 1,5 sekon (deflasi) nilai tegangan turun menjadi 259,51 MPa untuk elemen solid dan 181 MPa untuk elemen beam. Elemen beam menunjukkan hasil 30.2% lebih kecil dari elemen solid saat deflasi. Hasil nilai tegangan terhadap waktu lebih detail ditunjukkan pada gambar 4.7 seperti dibawah. Dari hasil tersebut mengungkapkan bahwa penggunaan elemen beam berhasil disimulasikan pada *balloon-expandable* stent, meskipun nilai tegangan saat ekspansi lebih besar maupun lebih kecil saat deflasi. Perbedaan tersebut dikarenakan pada tegangan *combined maximum stress* pada elemen beam merupakan kombinasi linier tegangan pada arah normal dan momen *bending* sumbu X dan Y. Hal tersebut memberikan nilai yang lebih besar saat ekspansi, akan tetapi pada saat deflasi semakin besar pula beban yang hilang, sehingga tegangan menjadi lebih kecil saat deflasi daripada elemen solid..

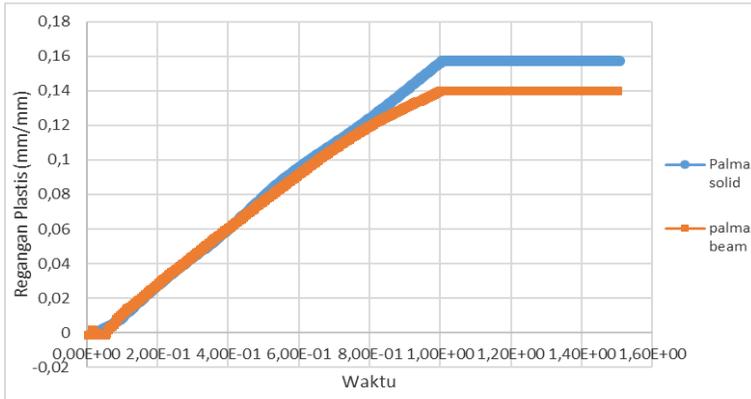


Gambar 4.7 Grafik tegangan vs waktu pada Sinusoidal stent

Hasil penelitian ini mendukung pada penelitian lain (Ju, Xia, and Sasaki 2008) dengan panel model, RUC model, dan RUC⁺ model. Penelitian Ju et al. (2008) menunjukkan juga bahwa tegangan maksimum terjadi di sekitar ujung tepi strut bagian dalam. Tegangan maksimum pada penelitian Ju setelah balloon dihilangkan (deflasi) sebesar 251.6 MPa. Dibandingkan dengan penelitian ini, nilai tersebut lebih kecil 3% dari Sinusoidal stent elemen solid dan 39% lebih besar dibandingkan elemen beam. Hal yang sama juga diungkapkan oleh (Syah 2018; Syaifudin, Takeda, and Sasaki 2017) pada tipe stent Sinusoidal tegangan yang bernilai besar terdapat pada empat tepi di bagian ujung strut. Hal ini dikarenakan strut ditarik satu sama lain membentuk rhomboid sel selama ekspansi.

4.3 Regangan Plastis

4.3.1 Palmaz stent



Gambar 4.8 Grafik regangan plastis vs waktu pada Palmaz stent elemen solid dan beam.

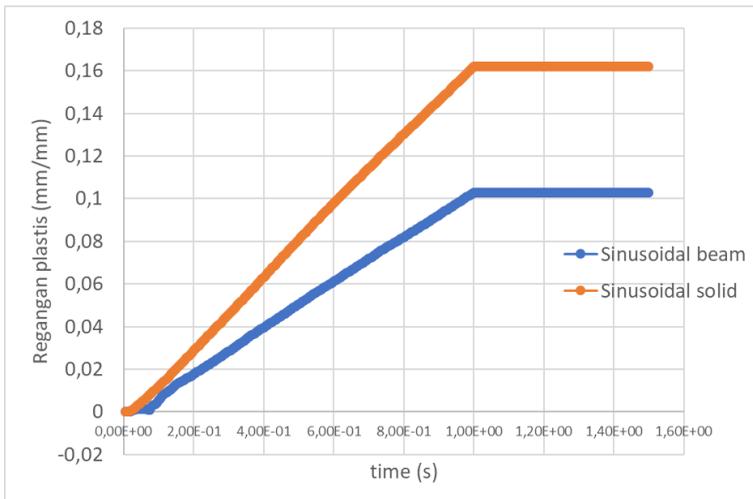
Regangan plastis merupakan hasil dari regangan total dikurangi dengan regangan elastis material tersebut sesuai pada bab 2 sebelumnya. Nilai regangan plastis pada Palmaz stent elemen solid dapat diperoleh secara langsung dari simulasi. Sedangkan dalam simulasi Palmaz stent elemen beam, ANSYS tidak mendukung perhitungan regangan plastis pada elemen garis (beam). Oleh karena itu, penulis menggunakan hasil eksperimen *curve-fitting* uji tarik material SUS 316L pada bab 3 (Syarifudin, Takeda, and Sasaki 2017) untuk memperoleh persamaan hubungan tegangan – regangan. Persamaan yang mendekati merupakan orde enam yang ditunjukkan pada lampiran A. Hasil nilai regangan plastis vs waktu Palmaz stent pada elemen beam dan solid ditunjukkan pada gambar 4.8.

Dari gambar 4.8 dapat diketahui nilai regangan plastis terus meningkat seiring waktu selama satu sekon. Nilai regangan plastis maksimum yang terjadi saat satu sekon sebesar 0.1583 mm/mm untuk elemen solid dan 0.1405 mm/mm. Penggunaan elemen beam menghasilkan regangan plastis lebih kecil 11.24 % dari elemen

solid saat ekspansi. Setelah satu sekon (deflasi), nilai regangan plastis menjadi konstan sampai waktu 1.5 sekon.

Penggunaan elemen beam maupun solid menghasilkan pola yang sama yaitu terus meningkat selama ekspansi dan menjadi konstan saat deflasi. Hal tersebut mendukung pada hasil penelitian tersebut pada hasil penelitian lain (Syaifudin 2012). Hasil penelitian Syaifudin memiliki regangan plastis sebesar 0.1276 mm/mm pada Palmaz stent elemen solid. Simulasi yang dilakukan Syaifudin tersebut dilakukan dengan adanya penambahan plak yang panjangnya lebih kecil dari panjang stent. Jika dibandingkan dengan penelitian ini, maka hasil regangan plastis Palmaz stent elemen beam masih dapat diterima karena memiliki nilai regangan plastis yang lebih besar dari simulasi *balloon-expandable* stent dengan melibatkan plak.

4.3.2 Sinusoidal stent



Gambar 4.9 Grafik regangan plastis vs waktu pada Sinusoidal stent elemen solid dan beam

Sama halnya pada model palmaz stent, hasil regangan plastis dari regangan total dikurangi dengan regangan elastis material tersebut sesuai dengan rumus pada bab 2. Nilai regangan plastis pada Sinusoidal stent elemen solid dapat diperoleh secara langsung

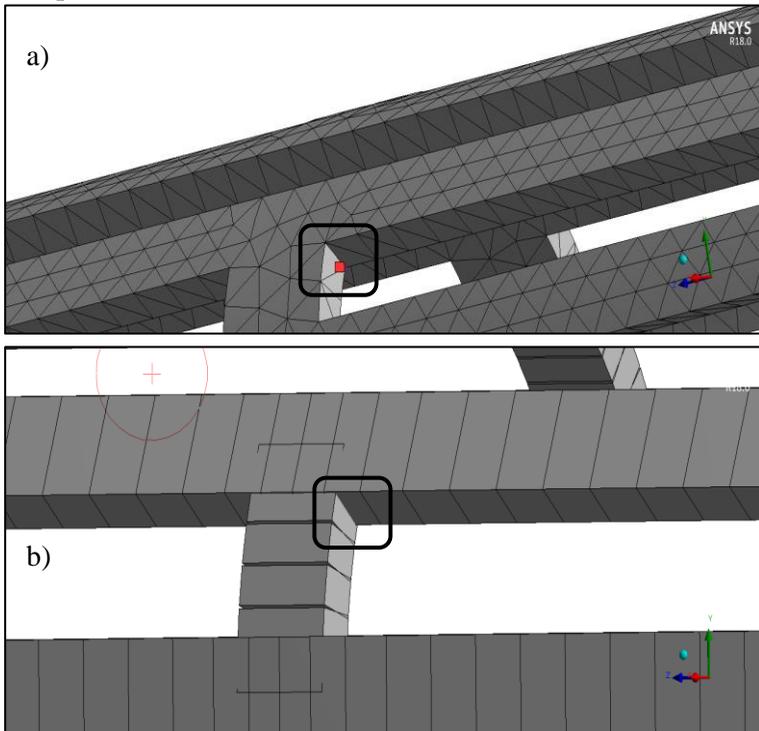
dari simulasi. Sedangkan dalam simulasi Sinusoidal stent elemen beam, ANSYS tidak mendukung perhitungan regangan plastis pada elemen garis (beam). Oleh karena itu, penulis menggunakan hasil eksperimen *curve-fitting* uji tarik material SUS 316L pada bab 3 (Syarifudin, Takeda, and Sasaki 2017) untuk memperoleh nilai regangan plastis dalam elemen beam. Hasil nilai regangan plastis vs waktu Sinusoidal stent pada elemen beam dan solid ditunjukkan pada gambar 4.9.

Dari gambar 4.9 dapat diketahui nilai regangan plastis terus meningkat seiring waktu selama satu sekon. Nilai regangan plastis maksimum yang terjadi saat satu sekon sebesar 0.162 mm/mm untuk elemen solid dan 0.105 mm/mm untuk elemen beam. Penggunaan elemen beam menghasilkan regangan plastis lebih kecil 35.18% dari elemen solid saat ekspansi. Perbedaan hasil tersebut disebabkan karena nilai regangan plastis elemen beam tidak diperoleh dari simulasi. Dimana hasil nilai regangan plastis elemen beam tersebut merupakan pendekatan *stress – strain* yang diperoleh dari hasil uji tarik material SS 316L. Pendekatan tersebut dilakukan menggunakan persamaan *polynomial* orde enam pada Microsoft office – Excel yang ditunjukkan pada Lampiran A. Sementara setelah satu sekon (deflasi), nilai regangan plastis menjadi konstan sampai waktu 1.5 sekon.

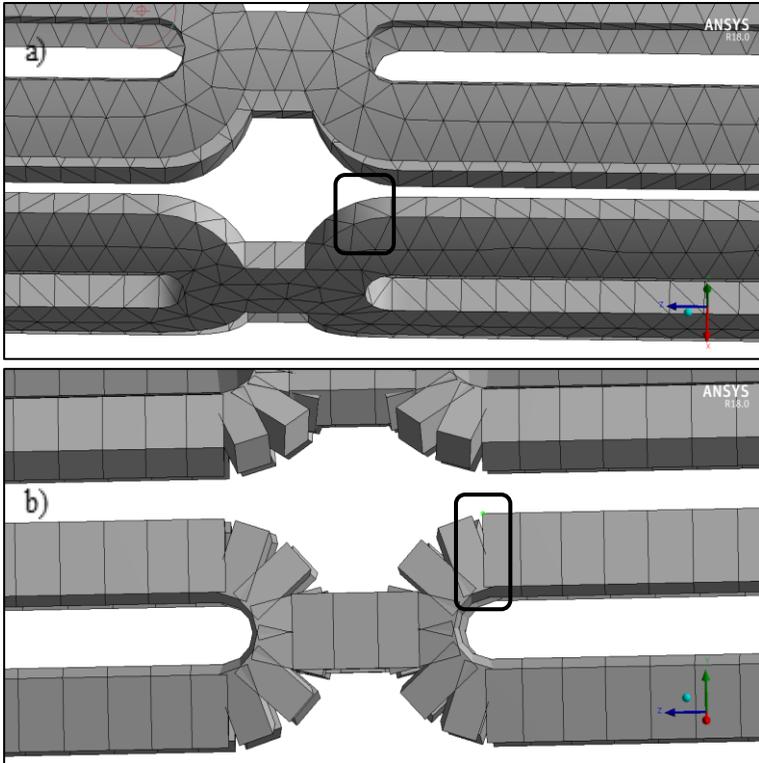
Penggunaan elemen beam maupun solid menghasilkan pola yang sama yaitu terus meningkat selama ekspansi dan menjadi konstan saat deflasi. Hal tersebut mendukung pada penelitian lain (Syarifudin 2012) yang memiliki nilai regangan plastis terus meningkat kemudian menjadi konstan setelah satu sekon (ekspansi). Hasil pada penelitian Syaifudin memiliki regangan plastis sebesar 0.025 mm/mm pada Sinusoidal stent elemen solid. Simulasi yang dilakukan Syaifudin tersebut dilakukan dengan adanya penambahan plak yang memiliki panjang lebih kecil dari panjang stent.

4.4 Analisis Distribusi Tegangan

Analisis distribusi tegangan pada elemen solid dan beam dilakukan pada arah ketebalan di Palmaz maupun Sinusoidal stent. Pada Palmaz dan Sinusoidal stent elemen beam digunakan pilihan *maximum combined stress* untuk memperoleh nilai tegangan pada arah axial dan momen bending arah *circumferential* dan longitudinal. Sementara pada Palmaz dan Sinusoidal stent elemen solid digunakan pilihan tegangan normal pada arah longitudinal (sumbu Z) agar dapat dibandingkan pada elemen solid. Gambar 4.10 dan 4.11 menunjukkan posisi node yang diambil pada keempat model stent.



Gambar 4.10 Posisi node tegangan Palmaz stent : a) elemen solid, b) elemen beam



Gambar 4.11 Posisi node tegangan Sinusoidal stent : a) elemen solid, b) elemen beam

Hasil tegangan yang diperoleh dari simulasi keempat model ditunjukkan pada tabel 4.1 seperti dibawah. Dari tabel tersebut menunjukkan pada Palmaz stent elemen solid, distribusi tegangan pada arah ketebalan stent menunjukkan perbedaan nilai sebesar 3.62%. Sementara pada Sinusoidal stent elemen solid, distribusi tegangan pada arah ketebalan stent menunjukkan perbedaan nilai sebesar 10.56%. Dari hasil tersebut memberikan informasi bahwa distribusi tegangan bernilai kecil pada arah ketebalan stent Palmaz maupun Sinusoidal elemen solid, sehingga distribusi tegangan 2D

dapat digunakan untuk mewakili tegangan 3D pada arah longitudinal dan *circumferential*.

Tabel 4.1 Hasil nilai tegangan 2D dan 3D

Jenis Stent		Tegangan (MPa)	
		1	2
Palmaz	solid	421.03	405.61
	beam	652	653
Sinusoidal	solid	403.47	360.87
	beam	581	581

Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan dalam simulasi metode elemen hingga (MEH) pada *balloon-expandable* stent menggunakan elemen solid maupun beam, diantaranya :

- a. Simulasi transient non-linier struktural stent Palmaz dan Sinusoidal menggunakan tipe elemen solid dan beam dilakukan pada Software Workbench - ANSYS R.18. Model material yang digunakan *hyper elastic* untuk balloon dan *multi-linier isotropic* untuk stent. Digunakan profil *rectangular* untuk mewakili profil stent Palmaz dan Sinusoidal tipe elemen beam. Dibagian kontak, *pinball region* diatur 0.065 mm dengan *offset* 0.05 mm untuk stent Palmaz dan Sinusoidal elemen beam. Kondisi batas pada empat model diberikan pada bagian *central* stent arah longitudinal (sumbu Z) dan *circumferential* (sumbu Y). Pembebanan yang diberikan ke empat model berupa *displacement* ke arah radial (sumbu X) di bagian luar permukaan balloon.
- b. Karakteristik deformasi pada elemen beam menunjukkan hasil yang cukup baik dengan beda hasil kurang 26.8% dari elemen solid kecuali pada *dogboning*. Hal tersebut menunjukkan kekurangan elemen beam tidak dapat menggambarkan perilaku *dogboning*
- c. Tegangan pada elemen beam menunjukkan hasil yang lebih besar saat proses ekspansi dan lebih kecil saat proses deflasi dari elemen solid. Hal tersebut dikarenakan elemen beam merupakan kombinasi linier tegangan pada arah normal dan momen *bending* sumbu X dan Y. Hal tersebut memberikan nilai yang lebih besar saat ekspansi, akan tetapi pada saat deflasi semakin besar pula beban yang hilang, sehingga tegangan menjadi lebih kecil saat deflasi daripada elemen solid
- d. Regangan plastis pada elemen beam menunjukkan beda hasil lebih dari 10% dari elemen solid. Hal tersebut merupakan

kekurangan elemen beam dalam menghitung nilai regangan plastis yang tidak didukung dalam ANSYS.

- e. Analisis distribusi tegangan bernilai kecil pada arah ketebalan stent Palmaz maupun Sinusoidal elemen solid, sehingga distribusi tegangan 2D dapat digunakan untuk mewakili tegangan 3D pada arah longitudinal dan *circumferential*.
- f. Penggunaan elemen beam memberikan waktu simulasi relatif lebih cepat satu sampai dua jam dengan hasil ukuran komputasi yang lebih kecil dari elemen solid

5.2 Saran

Saran untuk penelitian selanjutnya dalam analisis numerik *balloon-expandable* stent yang dapat dikembangkan, diantaranya :

- a. Memberikan pembebanan lain berupa tekanan selama simulasi numerik dengan elemen beam
- b. Melakukan uji fleksibilitas dan pengaruh *creep* menggunakan elemen beam
- c. Melibatkan *balloon*, plak dan pembuluh darah dalam simulasi dengan menggunakan elemen beam

DAFTAR PUSTAKA

- ANSYS Inc., U.S.A. 2010. "Command Reference for the ANSYS Mechanical APDL." In , 724–46.
- Balossino, Rossella, Francesca Gervaso, Francesco Migliavacca, and Gabriele Dubini. 2008. "Effects of Different Stent Designs on Local Hemodynamics in Stented Arteries." *Journal of Biomechanics*.
- Chua, S. N.David, B. J. Mac Donald, and M. S.J. Hashmi. 2002. "Finite-Element Simulation of Stent Expansion." *Journal of Materials Processing Technology* 120(1–3): 335–40.
- Chua, S. N.David, B. J. Mac Donald, and M. S.J. Hashmi. 2004. "Effects of Varying Slotted Tube (Stent) Geometry on Its Expansion Behaviour Using Finite Element Method." *Journal of Materials Processing Technology*.
- David Chua, S. N., B. J. Mac Donald, and M. S.J. Hashmi. 2003. "Finite Element Simulation of Stent and Balloon Interaction." *Journal of Materials Processing Technology* 143–144(1): 591–97.
- Deutschman, A. D.; Walter J; Michels; 1975. *Machine Design Theory and Practice*. Mac Millan Publishing Co.
- Fadhilah, D. 2018. "Jenis-Jenis Pembuluh Darah Dan Fungsinya." : 2–5.
- Farafry. 2010. "Destructive Test." : 6–8.
- Frischkorn, J., and S. Reese. 2015. "Solid-Beam Finite Element Analysis of Nitinol Stents." *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 291(May): 42–63. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cma.2015.03.011>.
- Hoang, V. 2004. "Stent Design and Engineer Coating Over Flow Removal Tool."
- In, Log. 2014. "Atherosclerosis." : 5–6. "Interventional Cardiology Products."
- Ju, Feng, Zihui Xia, and Katsuhiko Sasaki. 2008. "On the Finite Element Modelling of Balloon-Expandable Stents." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 1(1):

86–95.

- Lally, C, D.J. Kelly, and P.J. Prendergast. 2006. “Stents.” *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*: 1–10.
- Lumongga, F. 2008. “ATHEROSCLEROSIS.” *Apoptosis*.
- Mani, Gopinath, Marc D. Feldman, Devang Patel, and C. Mauli Agrawal. 2007. “Coronary Stents: A Materials Perspective.” *Biomaterials* 28(9): 1689–1710.
- Meszlenyi, Gy, P Nagy, Sz Bella, and J Dobranszky. 2008. “Laser Beam Cutting and Welding of Coronary Stents.” : 12–13. <http://real.mtak.hu/6691/1/1187319.pdf>.
- Migliavacca, Francesco et al. 2002. “Mechanical Behavior of Coronary Stents Investigated through the Finite Element Method.” *J J Bjiomech* 35(6): 803–11.
- Mulyadi, T. 2018. “Fungsi Arteri (Nadi) Dalam Sistem Peredaran Darah.” : 2018.
- RI, KEMENTERIAN KESEHATAN. 2017. “Penyakit Jantung Penyebab Kematian Tertinggi.” *Kementerian Kesehatan Republik Indonesia*: 2015–16. www.depkes.go.id.
- Saab, MA. 2000. “Applications of High-Pressure Balloons in the Medical Device Industry.” *Medical Device & Diagnostic Industry Magazine*. https://scholar.google.com/scholar?hl=en&q=Applications+of+high+pressure+balloons+in+the+medical+device+industry&btnG=&as_sdt=1%2C5&as_sdt=#0.
- Syah, Koharudin. 2018. “Analisis Deformasi Pada Stent Asymmetric Dengan Variasi Tipe Connector.”
- Syaifudin, Achmad. 2012. “Deformation Analysis of Balloon-Expandable Stents Considering Its Surface Roughness and Viscoplasticity.” 19(1).
- Syaifudin, Achmad, and Katsuhiko Sasaki. 2017. “Effect of Asymmetric Geometry on the Flexibility of Stent.” (March).
- Syaifudin, Achmad, Ryo Takeda, and Katsuhiko Sasaki. 2015. “Effects of Plaque Lengths on Stent Surface Roughness.” *Bio-Medical Materials and Engineering* 25(2): 189–202.
- Syaifudin, Achmad, Ryo Takeda, and Katsuhiko Sasaki. 2017.

- “Development of Asymmetric Stent for Treatment of Eccentric Plaque.” *Bio-Medical Materials and Engineering* 29(December 2017): 299–317.
- Ther, Min Invas et al. 2002. “A Survey of Stent D . Signs.” *Cell*.
- Tontowi, Alva Edy, Putri Ikra, and Widowati Siswomihardjo. 2013. “Mapping of Coronary Stent Demand of Several Hospitals in Indonesia and Its Forecasting.” *Proc. of 2013 3rd Int. Conf. on Instrumentation, Communications, Information Technol., and Biomedical Engineering: Science and Technol. for Improvement of Health, Safety, and Environ., ICICI-BME 2013* (March 2016): 436–39.
- Wood, Lawrence a. 1977. “Uniaxial Extension and Compression in Stress-Strain Relations of Rubber.” *Journal of Research of the National Bureau of Standards* 82(1): 57. http://nvlpubs.nist.gov/nistpubs/jres/82/jresv82n1p57_A1b.pdf.

Halaman ini sengaja dikosongkan.”

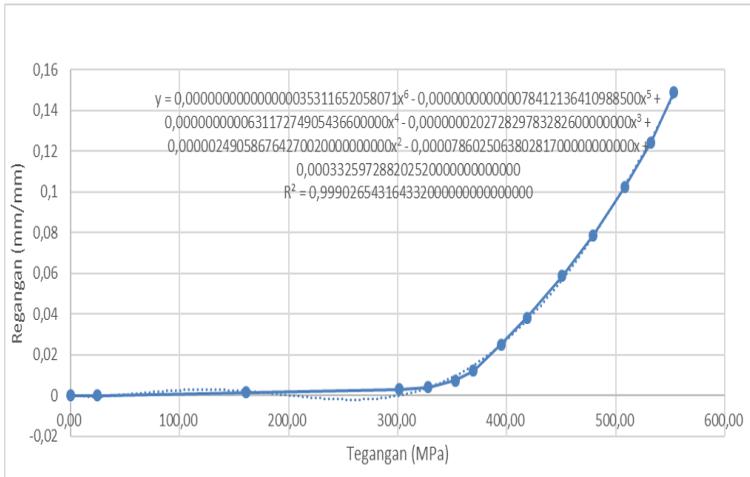
LAMPIRAN

Lampiran A. Material SS 316 L

Tabel A.1 Hasil uji tarik SS 316L tegangan – regangan *engineering* dan sebenarnya

Engineering		TRUE	
Stress (MPa)	Strain (mm/mm)	Stress (MPa)	Strain (mm/mm)
0,00	0	0,00	0,000000
24,67	0,000113	24,67	0,000113
161,13	0,001470	161,37	0,001469
301,02	0,003170	301,97	0,003165
328,10	0,004020	329,42	0,004012
352,79	0,007521	355,44	0,007493
369,32	0,012090	373,79	0,012017
394,76	0,025120	404,68	0,024810
418,59	0,038290	434,62	0,037575
450,90	0,058760	477,39	0,057098
479,28	0,078840	517,07	0,075886
508,05	0,102180	559,96	0,097290
532,17	0,124270	598,30	0,117134
553,38	0,149080	635,88	0,138962

Grafik A.1 Persamaan *polynomial* orde enam regangan vs tegangan SS 316L



Lampiran B. Data *balloon-expandable stent*

Tabel B.1 Panjang Palmaz stent node bagian distal

Data Palmaz Solid	Satuan (mm)
Panjang palmaz solid	19,5
Panjang palmaz beam	19,2
Jari-jari luar palmaz solid	0,75
Jari - jari luar palmaz beam	0,75

Tabel B.2 Panjang Sinusoidal stent dari node bagian distal

Data Sinusoidal Solid	Satuan (mm)
Panjang sinusoidal solid	19,765
Panjang sinusoidal beam	19,765
Jari-jari luar sinusoidal solid	0,75
Jari - jari luar sinusoidal beam	0,75

Lampiran C. Hasil *directional deformation*

Tabel C.1 Hasil deformasi arah distal (sumbu X)

Deformasi distal arah radial (Sumbu X)					
No	time	Palmaz		Sinusoidal	
		Beam	Solid	Beam	Solid
		Radial (mm)	Radial (mm)	Radial (mm)	Radial (mm)
1	1,00	1,15850	1,17280	1,15380	1,16790
2	1,50	1,07500	1,10650	1,08590	1,09790

Tabel C.2 Hasil deformasi arah *central* (sumbu X)

Deformasi central arah radial (Sumbu X)					
No	time	Palmaz		Sinusoidal	
		Beam	Solid	Beam	Solid
		Radial (mm)	Radial (mm)	Radial (mm)	Radial (mm)
1	1,00	1,12380	1,10140	1,12750	1,16050
2	1,50	1,05340	1,03160	1,05790	1,09430

Tabel C.3 Hasil deformasi distal arah longitudinal (Sumbu Z)

Deformasi distal arah longitudinal (Sumbu Z)					
No	time	Palmaz		Sinusoidal	
		Beam	Solid	Beam	Solid
		Longitudinal (mm)	Longitudinal (mm)	Longitudinal (mm)	Longitudinal (mm)
1	1,00	0,3272	0,40329	0,4828	0,4919
2	1,50	0,2847	0,35797	0,43588	0,4447

BIODATA PENULIS



Windhu Priya Nugraha merupakan nama lengkap dari penulis tugas akhir ini. Penulis yang lahir di Tuban pada 9 September 1996 ini merupakan anak Ke tiga dari pasangan Bapak Munawan dan Ibu Tunggal Sri Kasniti. Penulis memulai pendidikan formal di SDN Rahayu 1. Setelah lulus tahun 2008 penulis melanjutkan ke SMP Negeri 1 Rengel dan kemudian melanjutkan ke SMA Negeri 1 Tuban pada tahun 2011. Setelah menyelesaikan studi tingkat menengah atas, penulis melanjutkan pendidikan S1 Teknik Mesin Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya (ITS) dengan NRP 02111440000125.

Selama menuntut ilmu S1, penulis mengikuti organisasi tingkat departemen Himpunan Mahasiswa Mesin (HMM) periode 2014-2015 dan 2016-2017. Pada periode pertama, penulis dibagian Staf Bidang Kesejahteraan Mahasiswa. Kemudian pada periode selanjutnya, penulis menjabat sebagai Kepala Bidang Kesejahteraan Mahasiswa. Penulis juga penerima beasiswa Peningkatan Prestasi Akademik (PPA) pada semester 7 dan 8. Karena ketertarikan terhadap mekanika dan fenomena yang terjadi pada benda padat, penulis mendedikasikan tugas akhir pada Laboratorium Mekanika Benda Padat Departemen Teknik Mesin FTI – ITS.