



TUGAS AKHIR - TM141585

ANALISIS DEFORMASI PADA STENT *ASYMMETRIC* DENGAN VARIASI TIPE *CONNECTOR*

KOHARUDIN SYAH
NRP. 2115 105 057

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 DEFORMASI PADA STENT *ASYMMETRIC* DENGAN VARIASI TIPE *CONNECTOR*

**KOHARUDIN SYAH
NRP. 2115 105 057**

**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

***DEFORMATION ANALYSIS ON ASYMMETRIC
STENT WITH CONNECTOR TYPE VARIATION***

KOHARUDIN SYAH
NRP. 2115 105 057

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 DEFORMASI PADA *STENT ASYMMETRIC* DENGAN VARIASI TIPE *CONNECTOR*.

TUGAS AKHIR

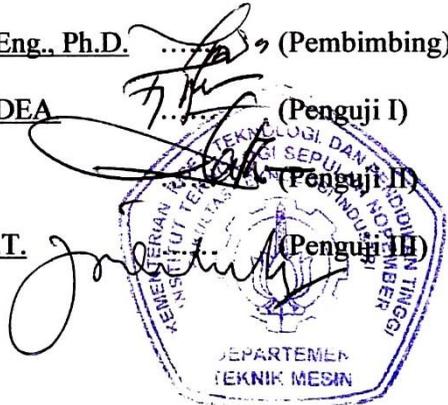
Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Program Studi S-1 Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

KOHARUDIN SYAH
NRP. 2115105057

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Achmad Syaifudin, S.T, M.Eng., Ph.D. (Pembimbing)
NIP. 197909262005011001
2. Dr.Ir. Agus Sigit Pramono, DEA (Penguji I)
NIP. 196508101991021001
3. Ir. Yusuf Kaelani, M.Sc.E. (Penguji II)
NIP. 196511031990021001
4. Ir. Julendra B. Ariatedja, M.T. (Penguji III)
NIP. 196807061999031004



SURABAYA
JANUARI, 2018

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

ANALISIS DEFORMASI PADA STENT ASYMMETRIC DENGAN VARIASI TIPE CONNECTOR

Nama Mahasiswa : Koharudin Syah
NRP : 2115 105 057
Jurusan : Teknik Mesin FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Achmad Syaifudin,S.T,M.Eng,Ph.D.

ABSTRAK

Pengobatan penyempitan pembuluh arteri dengan menggunakan Stent yang diekspansi oleh balon (*Balloon Expandable Stent*) masih dominan dilakukan sampai saat ini. Untuk jenis penyempitan plak yang tidak simetris, penggunaan stent biasa (simetris) justru menimbulkan masalah baru pada dinding pembuluh darah normal. Stent *Asymmetric* (tidak simetris) telah diusulkan oleh Syaifudin et al [6], untuk mengatasi masalah ini. Stent ini didesain dari jenis stent sinusoidal dengan modifikasi pada bagian strut dan connector-nya, namun unjuk kerjanya masih belum optimal.

Penelitian ini menganalisis salah satu sifat desain *stent* yaitu *mechanical properties* dengan menggunakan perangkat lunak berbasis elemen hingga 'Ansys Workbench R18'. Sifat ini digunakan untuk menilai unjuk kerja *stent*, selanjutnya memilih satu desain terbaik dari empat desain yang diusulkan dengan acuan membandingkan dengan stent *asymmetric* pada penelitian terdahulu. Pengembangan lanjutan ini yaitu dengan merancang Stent *Asymmetric* (tidak simetris) dengan memodifikasi bagian *connector* mengacu pada *connector* yang ada di pasaran, dan mereduksi jumlah *connector* desain penelitian terdahulu yang berjumlah enam menjadi tiga. Simulasi *transient* dilakukan pada tiga jenis *connector* yang dianalisis yaitu tipe U, N, Z dan desain penelitian terdahulu yaitu tipe U dengan 6 Connector yang diekspansikan menggunakan balon offset dengan tekanan 1,75 MPa. Hasil simulasi ditampilkan dalam bentuk distribusi tegangan sisa didalam stent, perubahan karakteristik deformasi, dan

kekasaran permukaan yang muncul akibat perbedaan desain connector.

Hasil dari penelitian ini adalah desain stent sangat mempengaruhi tegangan von mises, recoil, foreshortening dan distribusi kekasaran permukaannya. Tegangan von mises dari empat desain terdistribusi pada ujung strut, dan nilai tersebut masih dalam nilai yang aman karena jauh relatif kecil dibawah besarnya *yield stress* material Stent. ABES dengan 3 *connector* mempunyai unjuk kerja yang lebih baik dari sebelumnya yang memiliki 6 connector, dan dari empat desain tersebut ABES tipe Z yaitu dengan connector yang menghubungkan struts diagonal, mempunyai persentase distal, central dan longitudinal recoil 5.77%, 4.86%, dan -0,16% lebih rendah dibandingkan dengan ABES tipe U dan N. Perubahan kekasaran permukaan terdistribusi pada *inflated area* sehingga akan mengurangi resiko menempelnya darah pada stent.

Kata kunci: *Asymmetric Stent, tegangan von mises, metode elemen hingga, balon offset*

DEFORMATION ANALYSIS ON ASYMMETRIC STENT WITH CONNECTOR TYPE VARIATION

Name : Koharudin Syah
NRP : 2115 105 057
Department : *Mechanical Engineering- ITS*
Academic Supervisor : Achmad Syaifudin, S.T,M. Eng,Ph.D

ABSTRACT

Currently, treatment of narrowing of arteries by using a Balloon Expandable Stent is still dominant done up. For this type of asymmetrical plaque narrowing, the use of ordinary (symmetrical) stents actually creates new problems in normal blood vessel walls. Asymmetric stents (not symmetrical) have been proposed by Syaifudin et al [6] to address this problem. This stent is designed from the type of sinusoidal stent with modification on the strut and connector, but the performance is still not optimal.

This research analyzes one of the stent design properties of mechanical properties by using element-based software 'Ansys Workbench R18'. This property is used to assessment the performance of the stent, further selecting one of the best designs of the four proposed designs with reference to compare with asymmetric stent in previous research. This advanced development is by designing Asymmetric Stent (not symmetrical) by modifying the connector part refers to the connector on the market, and reduce the number of connector design previous research which amounted to six to three. Transient simulations were performed on three types of connectors analyzed ie type U, N, Z and previous research designs of type U with 6 Connector expanded using offset balloons with pressure of 1.75 MPa.

The result of this research is stent design greatly affect von mises, recoil, foreshortening and surface roughness distribution. The von mises stress of the four designs is distributed at the end of the strut, and the value is still in a safe value as it is considerably small under the amount of stress material Stent yield. ABES with 3 connector has better performance than before which has 6 connector, and from four designs ABES type Z is with connector connecting struts diagonal, have distal percentage, central and longitudinal recoil 5.77%, 4.86%, and -0 , 16% lower compared to ABES type U and N. Changes in surface roughness are distributed in the inflated area, thus reducing the risk of attaching blood to the stent.

Keywords: Asymmetric Stent, von mises stress, finite element method, offset balloon

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 materil 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. Wawan Aries Widodo, ST. MT. selaku Dosen wali penulis, terima kasih telah menjadi dosen wali saat perwalian satu kali tiap semester.
5. Rekan satu tim tugas akhir penulis, Rizky Ardianto, Muhammad Rifai Arif, Windhu P. Nugraha dalam susah senang menyelesaikan tugas akhir ini.
6. Yusuf Banu Aziz, Diyan Nicholas, terima kasih atas kemuliaanya meminjamkan PC yang sangat membantu dalam penyelesaian tugas akhir ini.
7. Seluruh teman-teman Lintas Jalur angkatan 2015.

8. Mas Yogi Eka Fernandes dan Mahasiswa Pascasarjana Teknik Mesin ITS yang lain, yang telah bersedia membantu meminjamkan fasilitas dan ruangnya.
9. Seluruh civitas akademika Teknik Mesin ITS yang Baik dan Ramah.
10. 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, Januari 2018

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xix
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian	4
1.4 Batasan Masalah	4
1.5 Manfaat Penelitian	5
1.6 Sistematika Laporan	5
BAB II DASAR TEORI	7
2.1 Klasifikasi Stent	8
2.1.1 Mekanisme Ekspansi Stent	8
2.1.2 Material Stent	9
2.1.3 Bentuk Ekspansi Balon	10
2.2 Metode Elemen Hingga	11
2.2.1 Prosedur MEH	12

2.2.2	Verifikasi	13
2.2.3	Validasi.....	13
2.3	Tipe Analisis.....	16
2.3.1	Analisis Faktor Keamanan.....	16
2.3.2	Karakteristik Deformasi	17
2.3.3	Perubahan Kekasaran Permukaan.....	19
2.4	Pengembangan Desain <i>Asymmetric Stent</i> untuk Plak Eksentris	21
BAB III	METODOLOGI.....	23
3.1	Prosedur Simulasi MEH	23
3.1.1	Pembuatan <i>Solid Model</i>	23
3.2	Metode Elemen Hingga (MEH).....	26
3.2.1	<i>Model</i> MEH.....	26
3.2.2	<i>Material Properties</i>	27
3.2.3	Diskritisasi.....	28
3.2.4	Kondisi Batas.....	31
3.2.5	Elemen Kontak	33
3.2.6	Solution Control.....	34
BAB IV	HASIL DAN DISKUSI.....	37
4.1	Hasil Distribusi Tegangan Sisa.....	37
4.2	Hasil Karakteristik Deformasi	38
4.2.1	Analisis Recoil.....	39
4.2.2	Analisis <i>Foreshortening</i>	40
4.2.3	Analisis <i>Dog boning</i>	41

4.3 Hasil Distribusi Perubahan Kekasaran Permukaan	42
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	45
5.1 Kesimpulan	45
5.2 Saran	46
DAFTAR PUSTAKA.....	xxi
BIODATA PENULIS.....	xxiii

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1	Proses angioplasty	7
Gambar 2. 2	Proses pemasangan BES.....	8
Gambar 2. 3	Proses Self Expanding Stent.....	9
Gambar 2. 4	Ordinary Balloon	11
Gambar 2. 5	Diagram Tegangan Regangan	16
Gambar 2. 6	Geometri spesimen uji tarik.....	19
Gambar 2. 7	Kurva Hubungan ϵ^p dengan SR SS 316NG	20
Gambar 2. 8	Plak eksentris.....	21
Gambar 2. 9	Sinusoidal Stent	22
Gambar 2. 10	ABES Tipe U dengan 6 <i>Connector</i>	22
Gambar 3. 1	ABES Tipe U.....	24
Gambar 3. 2	ABES Tipe N.....	25
Gambar 3. 3	ABES Tipe Z.....	25
Gambar 3. 4	Menu Ansys Workbench R18.....	26
Gambar 3. 5	Grafik hubungan σ max dengan ukuran mesh.....	30
Gambar 3. 6	<i>Curvature Meshing</i>	30
Gambar 3. 7	Pressure Load	31
Gambar 3. 8	Grafik hubungan pressure load dengan waktu.....	32
Gambar 3. 9	<i>Displacement support</i>	33
Gambar 3. 10	Elemen Kontak	34
Gambar 4. 1	Distribusi tegangan sisa.....	37
Gambar 4. 2	Grafik Persentase Recoil	39
Gambar 4. 3	Grafik Persentase Foreshortening.....	40
Gambar 4. 4	Grafik persentase dog boning	41

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 <i>Chemical Properties</i> S316L.....	10
Tabel 3. 1 <i>Material Properties</i> Model.....	28
Tabel 3. 2 <i>Stress-strain curve</i> SS 316L.....	28
Tabel 3. 3 <i>Control Mesh</i>	30
Tabel 3. 4 <i>Elemen Kontak</i>	34
Tabel 4. 1 <i>Nilai Simulasi awal</i>	38

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada tahun 2015, tercatat sebanyak 56,4 juta orang meninggal dunia. Penyakit jantung iskemik dan stroke merupakan penyakit dan penyebab kematian terbanyak, yaitu sebanyak 15 juta orang meninggal karena kedua penyakit tersebut, dan penyebab penyakit lain rata-rata berjumlah 1,5 juta orang. Di Indonesia, pada tahun 2013 penyakit jantung iskemik dan stroke menyumbang 30,1 % dari jumlah kematian sebanyak 1.550.990 orang dan mengalami kenaikan sejak tahun 2000 [1].

Penyakit jantung iskemik merupakan penyakit yang disebabkan adanya penyumbatan atau penyempitan pada pembuluh darah arteri (*artery coronary*) di bagian jantung. Penyumbatan terjadi karena adanya kerak (plak) pada pembuluh darah jantung, sehingga aliran darah menuju jantung menjadi terhambat yang mengakibatkan pasokan zat makanan dan darah ke seluruh tubuh berkurang. Terdapat dua macam pengobatan penyakit jantung iskemik yang telah dikenal, yaitu operasi *bypass* dan pemasangan *stent* (ring jantung). Operasi *bypass* dilakukan dengan membentuk saluran pembuluh darah baru untuk menggantikan pembuluh darah arteri jantung yang telah tersumbat dan tidak memungkinkan untuk dipasang stent, pengobatan ini dipilih ketika terdapat beberapa plak dalam satu pembuluh darah. Pembentukan saluran pembuluh darah baru ini dapat menggunakan pembuluh arteri di bagian tubuh lain, contohnya pembuluh arteri pada kaki. Sedangkan operasi pemasangan stent dilakukan pada pembuluh darah jantung dengan penyumbatan plak yang tidak akut. Stent ini berfungsi sebagai penyangga pada pembuluh darah jantung agar fungsi pembuluh darah tersebut normal kembali, sehingga aliran darah kembali lancar. Pemasangan stent termasuk pengobatan yang sering dipilih oleh pasien karena pengobatan ini dapat berlangsung dengan cepat.

Kebutuhan stent di Indonesia sangat tinggi. Pada tahun 2012, jumlah permintaan DES stent di RSJPD Harapan Kita Jakarta, sebanyak 1387 buah dan *Bare Metal Stent* (BMS) sebanyak 1366 buah. Selanjutnya di RSUP Yogyakarta Dr. Sardjito dengan permintaan DES sebanyak 621 buah dan BMS sebanyak 387 buah, kemudian di RSUD Surabaya Dr. Soetomo dengan permintaan DES sebanyak 320 buah dan BMS sebanyak 391 buah [2]. Kebutuhan stent ini masih dipenuhi oleh stent impor, karena belum adanya industri stent dalam negeri.

Pembuatan stent harus memenuhi kriteria dari sudut pandang dokter selaku pelaku tenaga kesehatan dan sudut pandang *engineer* selaku produsen. Bagian tubuh manusia sangat sensitif apabila terdapat benda-benda asing, oleh karena itu material stent harus sesuai dengan standar kesehatan tertentu salah satunya adalah mempunyai biokompatibilitas yang baik. Biokompatibilitas merupakan kemampuan suatu bahan untuk menyesuaikan diri dengan lingkungan dimana bahan tersebut diletakkan atau ditanamkan, tidak membahayakan tubuh, dan tidak beracun, agar setelah pemasangan bagian tubuh pasien tersebut tidak terdapat masalah. Selain itu, stent yang ideal adalah dapat diproduksi dengan biaya yang rendah, dapat ditempatkan dan dikembangkan di pembuluh darah dengan mudah, cukup kaku untuk memberikan *support* pada pembuluh darah, serta tidak menimbulkan penyempitan kembali (*restenosis*) pada pembuluh darah setelah pemasangan. Beberapa persyaratan desain untuk mengoptimalkan sifat mekanik stent telah di investigasi, desain dan analisis ini dapat digunakan untuk meningkatkan karakteristik *stent* dalam keadaan sebelum berkembang (*crimped*) dan setelah mengembang atau ekspansi (*expanded*) [3].

Metode sekarang ini yang jauh berkembang untuk meneliti sifat mekanik stent adalah dengan metode numerik. Dibandingkan dengan percobaan eksperimen yang dilakukan di rumah sakit dan laboratorium, simulasi numerik yang dilakukan dengan komputer memiliki keunggulan dalam fleksibilitas dan biaya. Pada dasarnya proses pemodelan *stent* dapat dikategorikan menjadi tiga bagian utama, pertama yaitu studi mekanik stent (misalnya evaluasi

kinerja yang disebabkan oleh berkembangnya *stent*) berdasarkan metode elemen hingga. Kedua yaitu studi numerik mengenai dampak desain *stent* (bentuk *strut*, tebal *strut*, dan lain-lain) pada aliran darah menggunakan *Computational Fluid Dynamics (CFD)*. Ketiga yaitu studi numerik mengenai kinetika pelepasan obat (dalam kasus *Drug Eluting Stent*) [4].

Dalam pemodelan *stent* yang dikembangkan dengan balon (*balloon-expandable*), ada dua teknik simulasi ekspansi *stent*, yaitu 1) tanpa menggunakan balon dan memberikan tekanan pada permukaan *stent* bagian dalam, dan 2) menggunakan balon berbentuk silinder untuk menghasilkan tekanan ekspansi pada *stent* [4].

Upaya untuk meningkatkan unjuk kerja *Balloon Expandable Stent (BES)* terus berlanjut hingga kini. *BES* pada umumnya dikembangkan dengan balon yang berbentuk silinder simetris. Penggunaan *BES* dengan balon silinder simetris pada plak yang berbentuk asimetris, ternyata menyebabkan tekanan yang berlebih pada bagian plak yang tipis, yang mana memiliki kekakuan yang lebih rendah dibandingkan plak yang tebal. Keadaan ini dapat menyebabkan trauma yang mengarah pada pecahnya jaringan plak, sehingga dapat memperparah penyumbatan pembuluh darah oleh plak. Disamping itu, penggunaan balon silinder simetris juga mengakibatkan perubahan kekasaran permukaan *stent* yang tidak merata. Perubahan kekasaran permukaan *stent* yang berlebihan juga dapat menyebabkan trauma berlebihan pada jaringan pembuluh darah disekitarnya [5]. Untuk mengatasi hal ini, Syaifudin et al [6] mengusulkan *BES* dengan desain *strut* yang tidak simetris, atau disebut *Asymmetric Balloon-Expandable Stent (ABES)*. *ABES* berhasil mengarahkan ekspansi *stent* pada bagian plak yang diinginkan oleh dokter. Dengan menggunakan balon tipe offset (asimetris), efek ekspansi asimetris menjadi semakin besar. Namun, desain *ABES* masih perlu dikembangkan lebih lanjut untuk meningkatkan kinerja *ABES*, karena masih banyak pilihan desain yang dapat diterapkan pada *ABES*, baik untuk bagian *strut* maupun connector dari *stent*.

Oleh karena itu, pada penelitian ini, akan dilakukan penelitian mekanisme ekspansi ABES menggunakan perangkat lunak ANSYS Workbench dengan memodifikasi tipe *connector* dari ABES yang telah diusulkan oleh Syaifudin et al [6], Pada penelitian ini material yang digunakan SS 316L dengan variasi desain pada connector yaitu U, N dan Z berjumlah 3 *connector*, menggunakan *ordinary balloon* dan *offset balloon* tanpa melibatkan plak dan pembuluh darah.

1.2 Rumusan Masalah

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

1. Merancang solid model untuk ABES dengan connector tipe U, N dan Z.
2. Melakukan simulasi metode elemen hingga terhadap semua hasil desain.
3. Melakukan analisis terhadap semua hasil desain, yang meliputi analisis distribusi tegangan sisa, perubahan karakteristik deformasi dan perubahan kekasaran permukaan.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Mengetahui pengaruh desain ABES tipe U, N dan Z terhadap distribusi tegangan sisa ($\sigma_{\text{von mises}}$).
2. Mengetahui pengaruh desain ABES tipe U, N dan Z terhadap perubahan karakteristik deformasi yang terdiri dari persentase recoil, foreshortening dan dog boning.
3. Mengetahui pengaruh desain ABES tipe U, N dan Z terhadap perubahan kekasaran permukaan.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah dari tugas akhir ini adalah :

1. Penelitian ini hanya meliputi analisis dengan metode elemen hingga (MEH), dengan prosedur yang diverifikasi dan hasil yang dibandingkan terhadap penelitian sebelumnya.

2. Pengaruh perbedaan panjang total *connector* tipe U, N dan Z diabaikan.
3. Model simulasi berupa Balon *offset* dan Stent.
4. Balon *offset* disimulasikan mengembang secara seragam.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Hasil dari penelitian ini diharapkan dapat menyempurnakan desain ABES dan meningkatkan kinerjanya.
2. Sebagai sarana dari penelitian dan pengembangan ilmu dibidang biomekanik.

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.

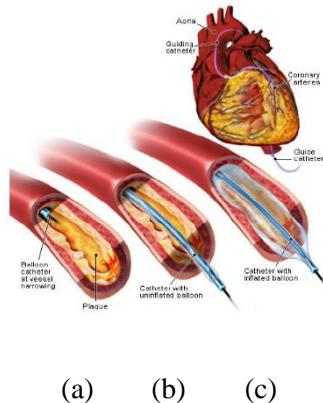
Bab V Kesimpulan dan Saran

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

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB II DASAR TEORI

Stent adalah tabung kecil yang berbentuk jala terstruktur yang ditempatkan pada pembuluh yang terdapat plak. Stent ini berfungsi sebagai penyangga pada pembuluh darah jantung atau arteri koroner yang mengalami penyempitan agar fungsi pembuluh darah tersebut normal kembali yaitu untuk mensirkulasikan darah menuju jantung dan di pompa ke seluruh tubuh. Pemasangan stent merupakan hasil modifikasi dari *angioplasty*, namun dalam proses *angioplasty* memungkinkan terjadinya *restenosis* (penyempitan kembali pembuluh darah). Proses *angioplasty* dapat dilihat pada Gambar 2.1



Gambar 2. 1 Proses *angioplasty* : (a) Kateter dan balon dimasukkan ke dalam pembuluh darah (b) Kateter dan balon telah ditempatkan pada pembuluh darah yang mengalami penyempitan, (c) Kateter dan balon di ekspansikan [7]

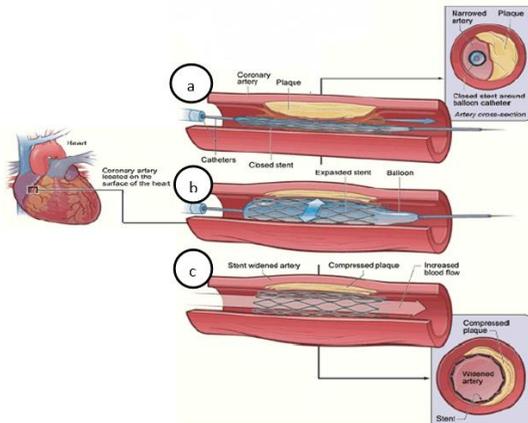
2.1 Klasifikasi Stent

2.1.1 Mekanisme Ekspansi Stent

Mekanisme ekspansi adalah proses bagaimana cara stent di kembangkan pada pembuluh darah yang terjadi penyempitan karena plak. Ada dua macam mekanisme ekspansi Stent, yaitu :

1. *Balloon Expandable Stent (BES)*

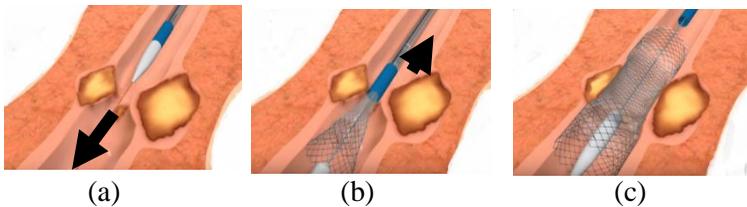
Mekanisme ini menggunakan kateter balon untuk mengembangkan stent. Dokter akan memasukkan Stent bersama balon kateter menuju pembuluh arteri yang akan dituju melalui pembuluh vena pada lengan atau kaki. Saat Balon diberikan tekanan agar mengembang, maka Stent mengembang sesuai dengan diameter pengembangan untuk mendorong plak dan sebagai penyangga plak agar tidak terjadi penyempitan plak kembali (*restenosis*). Selanjutnya balon dikempiskan dan Stent tetap tertinggal dan menyangga plak. Gambar 2.2 menjelaskan bagaimana proses ekspansi BES. Balon dalam pemasangan stent biasanya terbuat dari lateks atau silikon dan yang sekarang banyak digunakan adalah balon polyurethane.



Gambar 2. 2 Proses pemasangan BES (a) Kateter balon bersama stent dimasukkan ke dalam pembuluh darah yang mengalami penyempitan, (b) Ekspansi Stent (c) Stent telah proses ekspansi

2. *Self Expanding Stent*

Mekanisme ini merupakan proses pengembangan Stent menggunakan kateter tanpa balon. Jenis Stent yang dirancang menggunakan mekanisme ini dapat mengembang dengan sendirinya dalam pembuluh darah dengan ukuran yang telah terukur saat mencapai pembuluh darah yang menyempit [8]. Saat ini *Self Expanding Stent* jarang digunakan karena banyak kasus dimana stent akan terus mengembang melebihi ukuran yang telah diperhitungkan sehingga dapat melukai pembuluh darah [8]. Gambar 2.3. Menjelaskan bagaimana proses pemasangan stent *Self Expanding Stent*.



Gambar 2. 3 Proses *Self Expanding Stent* (a) Kateter dan Stent menuju pembuluh darah yang dituju, (b) Stent mulai dikembangkan, (c) Stent telah diekspansi dan kateter ditarik kembali.

2.1.2 Material Stent

Berdasarkan komposisinya materialnya stent dapat dibedakan menjadi 2 jenis yaitu *Bare Metal Stent* (BMS) dan *Drug Eluting Stent* (DES).

1. *Bare Metal Stent* (BMS)

Merupakan stent generasi pertama yang dapat terbuat dari Stainless Steel 316L atau Cobalt Chromium L605. SS 316L telah menjadi material standar dalam pembuatan BES, 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™ [9].

Stainless Steel 316L merupakan baja karbon rendah yang memiliki sifat ketahanan aus yang baik. SS 316L mempunyai kandungan *Chromium* 16-18%. Material ini dilakukan penambahan unsur molibdenum yang memberikan dampak perlindungan terhadap korosi. SS 316L banyak digunakan dalam proses pemesinan, 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* 560 MPa. Tabel 2.1 dibawah ini menunjukkan properti kimia dari Stainless Steel 316L.

Steel type	Chemical Properties (wt %)								
	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	Balan ce

Tabel 2. 1 *Chemical Properties S316L*

2. *Drug Eluting Stent* (DES)

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.

Jin et al [10] telah melakukan penelitian dengan membandingkan efek pemasangan BMS dan DES setelah enam bulan dan disimpulkan efek restenosis atau penyempitan kembali, dari kedua stent tersebut tidak jauh berbeda, meskipun DES memang dapat mengurangi resiko restenosis.

2.1.3 Bentuk Ekspansi Balon

Dalam bentuk ekspansinya, balon yang digunakan untuk mengembangkan stent terbagi menjadi dua tipe yaitu :

a. *Ordinary Balloon*

Merupakan balon yang simetris, baik saat kondisi sebelum diberikan tekanan dan setelah diberikan tekanan. Dalam proses ekspansi, balon tersebut mengembang ke segala arah. Dibawah ini menunjukkan gambar *ordinary balloon* :



Pandangan samping

Pandangan depan

Gambar 2.4 *Ordinary Balloon*

b. Offset Balloon

Merupakan balon yang pada saat belum diberikan tekanan dimensinya simetris, namun ketika diberikan tekanan untuk mengembang, arah pengembangannya ke satu arah saja. Dibawah ini menunjukan gambar *offset balloon* :



Gambar 2.5 *Offset Balloon*

2.2 Metode Elemen Hingga

Metode elemen hingga adalah metode numerik untuk menyelesaikan masalah *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, kehandalan dan keakuratan dari perancangan suatu produk akan lebih cepat dan mudah diselesaikan, sehingga akan menghemat waktu dan biaya dalam proses perancangan sampai proses produksi. Saat ini, telah banyak perangkat lunak berbasis metode lemen hingga untuk menyelesaikan persoalan yang rumit, diantaranya, ANSYS, ABAQUS, SOLIDWORKS dan lain-lain.

2.2.1 Prosedur MEH

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 (*modullus 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 dianalisa (*mess 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. Penentuan jenis material dan properti dari material yang digunakan

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

7. 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 beban gaya, tekanan, momen baik statik maupun dinamis.

8. 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.

2.2.2 Verifikasi

Verifikasi dapat didefinisikan sebagai apakah simulasi menyelesaikan persamaan atau tidak. Verifikasi simulasi dengan cara sederhana dapat dilakukan dengan membandingkan hasil simulasi dengan hasil lainnya, yang memiliki masalah fisik dan sistem MEH yang serupa.

2.2.3 Validasi

Validasi dapat dipahami sebagai apakah simulasi menggunakan persamaan yang benar atau tidak, dapat dilakukan dengan membandingkan dengan eksperimen dan memeriksa model FEM apakah itu mewakili eksperimen atau tidak. Dalam kasus simulasi penempatan stent, validasi adalah tugas yang paling sulit karena perpindahan (*displacement*) sebagai hasil primer dari FEM 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 penempatan stent. Pendekatan ini harus divalidasi 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 divalidasi dengan penelitian sebelumnya dan referensi ANSYS.

Berkaitan dengan salah satu cara validasi untuk simulasi yang tidak mungkin divalidasi dengan eksperimen, bahwa pemahaman terhadap teori yang mendasari simulasi sangat penting untuk membaca hasil simulasi, apakah hasil simulasi *make sense* (masuk akal) atau tidak. Teori dasar yang perlu dipahami adalah sebagai berikut :

a. 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 perpendekkan batang maka disebut gaya tekan.

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

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

F = Gaya yang bekerja tegak lurus penampang (N)

A = Luas penampang (m²)

Ketika seorang *engineer* mendapatkan masalah desain menggunakan material tertentu, penting untuk menentukan batasan-batasan pada tegangan yang terjadi pada material untuk menentukan kegagalan material. Pada material *ductile*, kegagalan biasa terjadi diawali dengan luluhnya material (*yielding*). Ada banyak teori yang digunakan untuk memprediksi kegagalan material *ductile*, salah satunya *maximum-distortion-energy theory* dari Von Mises dan H.Hencky [13].

b. 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 :

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L} \dots\dots\dots(2.2)$$

dimana : ε = regangan

δ = perubahan panjang (mm)

L = panjang awal (mm)

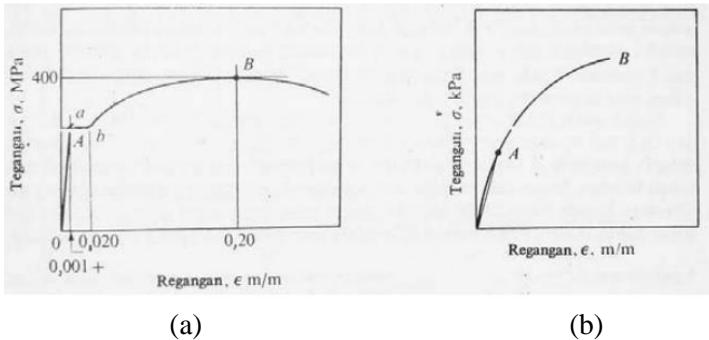
c. Hubungan Tegangan dan Regangan

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 :

$$\sigma = E \varepsilon \dots\dots\dots(2.3)$$

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. 5 Diagram Tegangan Regangan

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

2.3 Tipe Analisis

2.3.1 Analisis Faktor Keamanan

Faktor keamanan merupakan suatu hal yang sangat penting dalam analisis struktur. Faktor keamanan digunakan untuk mengevaluasi agar perencanaan elemen mesin terjamin keamanannya dengan dimensi dan spesifikasi material yang minimum. Faktor keamanan pada penelitian ini didapat dari tegangan sisa ($\sigma_{von\ mises}$) setelah proses ekspansi dan deflasi balon offset selesai. Acuan faktor keamanan dan batas kegagalan dalam stent yaitu pada nilai *Ultimate Tensile Strength* [14]. Sehingga dalam penelitian ini persamaan faktor keamanan yang digunakan adalah :

$$SF = \frac{\sigma_{UTS}}{\sigma_{von\ mises}} \dots\dots\dots (2.4)$$

Dapat diketahui, agar desain stent aman harus memenuhi persamaan

$$(\sigma_{\text{von mises}} \times SF) \leq \sigma_{\text{UTS}}$$

Dengan : SF = Faktor Keamanan
 $\sigma_{\text{von mises}}$ = Tegangan ekuivalen yang diterima stent
 σ_{UTS} = Tegangan uji tarik maksimum

2.3.2 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 yang diberikan, 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 balon atau dapat disebut kondisi relaksasi. Dalam mekanisme ekspansi stent, untuk mendapatkan karakteristik deformasi telah dilakukan studi oleh Migliavaacca [12]. 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 (distal) stent :

- $Distal\ Radial\ Recoil = \frac{R_{load\ distal} - R_{unloaded\ distal}}{R_{load\ distal}} \dots\dots\dots (2.5)$

Recoil pada bagian tengah stent :

- $Central\ Radial\ Recoil = \frac{R_{load\ central} - R_{unload\ central}}{R_{load\ central}} \dots\dots\dots (2.6)$

Recoil pada panjang stent :

- $Longitudinal\ Recoil = \frac{L_{load} - L_{unload}}{L_{load}} \dots\dots\dots(2.7)$

Dengan :

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

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

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

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

b. *Foreshortening*

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

- $Foreshortening = \frac{L - L_{load}}{L} \dots\dots\dots(2.8)$

Dengan : L = Panjang stent awal (mm)

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

c. *Dog boning*

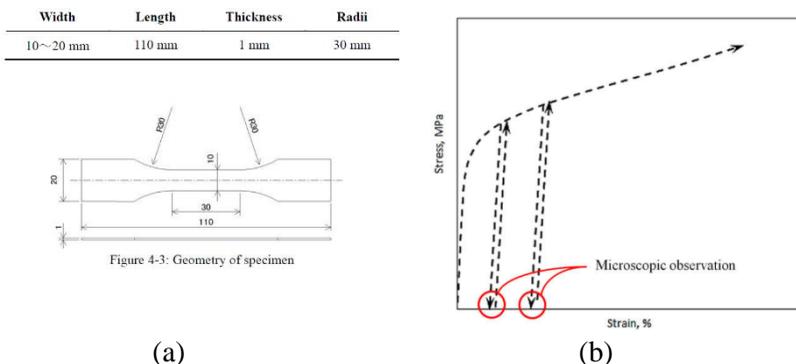
Dogboning merupakan persentase pemendekan antara diameter stent di bagian ujung dengan diameter stent di bagian tengah saat dikenai beban maksimum. Besarnya *dog boning* dapat diperoleh dengan persamaan berikut ini :

- $Dog\ boning = \frac{R_{load\ distal} - R_{load\ central}}{R_{load\ distal}} \dots\dots\dots(2.9)$

2.3.3 Perubahan Kekasaran Permukaan

Perubahan kekasaran permukaan dari stent sebenarnya sulit untuk didapatkan, karena keterbatasan peralatan observasi mikroskopik. Untuk mendapatkan korelasi antara regangan plastis dan perubahan kekasaran permukaan, pada penelitian terdahulu percobaan skala besar yaitu uji tarik uniaksial dengan menggunakan spesimen standar. Saat ini, pengamatan mikroskopik lanjutan banyak dilakukan untuk mengukur kekasaran permukaan spesimen skala mikro. Namun, pengukuran regangan menggunakan alat pengukur regangan menjadi masalah karena geometri yang kecil. Oleh karena itu, percobaan skala besar menjadi pilihan dalam penelitian ini.

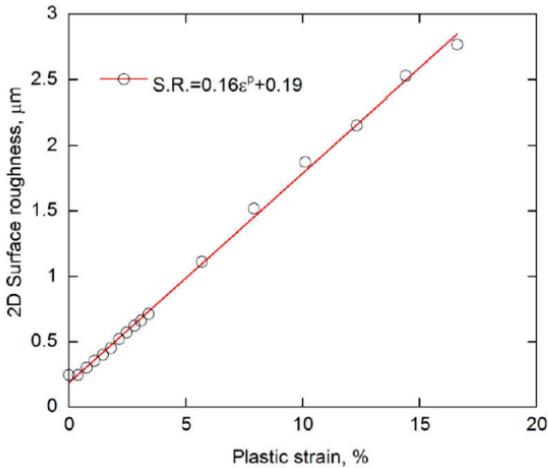
Percobaan skala besar yang dilakukan adalah uji tarik murni intermiten spesimen yang terbuat dari SS 316NG, yang menghubungkan deformasi plastis dan perubahan kekasaran permukaan. Data dari uji tarik intermiten menggambarkan bagaimana deformasi plastis mempengaruhi perubahan kekasaran permukaan. Geometri spesimen ditunjukkan pada gambar 2.6a. Bahan untuk pengujian adalah SS 316NG. Pemuatan tidak diterapkan terus menerus sampai kegagalan spesimen, kekasaran permukaan diukur seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.6 b.



(a) (b)
Gambar 2. 6 (a) Geometri spesimen uji tarik (b) Ilustrasi Uji tarik

Pengukuran kekasaran permukaan dilakukan pada area 2D spesimen yang sama, selama uji tarik intermiten dengan menggunakan mikroskop pemindai laser warna. Yaitu, kekasaran permukaan yang didapat adalah kekasaran permukaan 2D. Rata-rata kekasaran (Ra) digunakan sebagai parameter untuk mengevaluasi kekasaran permukaan stent. Ra didefinisikan sebagai rata-rata aritmatika dari nilai absolut koordinat profil kekasaran (ditunjukkan pada gambar di bawah ini) dan salah satu langkah kekasaran permukaan efektif yang umum digunakan dalam praktik rekayasa umum. Gambar 2.8 menunjukkan korelasi antara regangan plastis dan kekasaran permukaan 2D dapat dinyatakan dengan persamaan.

$$S_R = 0.16 \varepsilon^P + 0.19 \dots \dots \dots (2.10)$$



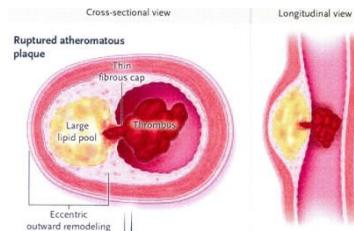
Gambar 2. 7 Kurva Hubungan regangan plastis dengan kekasaran permukaan 2D SS 316NG

Dimana S_R adalah kekasaran permukaan (μm) dan ε^P adalah regangan plastis (mm/mm) Persamaan 2.1 menunjukkan batas terendah SS 316NG dari perubahan kekasaran permukaan yang terjadi akibat deformasi plastis. Berdasarkan Persamaan 2.1,

bahwa batas ketahanan regangan SS 316NG yang tidak mengubah kekasaran permukaan adalah regangan 0,0012 mm/mm. Dengan menggunakan persamaan ini regangan plastik tanpa beban dapat diperoleh pada simulasi MEH tentang ekspansi stent, kekasaran permukaan dapat dinilai dan diprediksi dengan segera. Dengan demikian, prosedur serupa dapat diterapkan pada semua simpul dari metode elemen hingga.

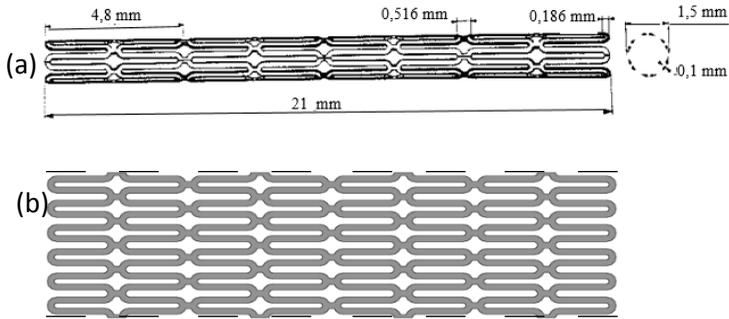
2.4 Pengembangan Desain *Asymmetric Stent* untuk Plak Eksentris .

Penelitian yang telah dilakukan oleh Syaifudin et al [6], pada tahun 2015 dari Hokkaido University, dengan salah satu tujuan penelitian tersebut adalah merancang stent *asymmetric* untuk mengurangi efek pecahnya pembuluh darah yang tidak terkena plak pada kasus plak tidak simetris. Berikut ini gambar dari plak eksentris yang biasanya terjadi pada kasus penyempitan pembuluh darah.



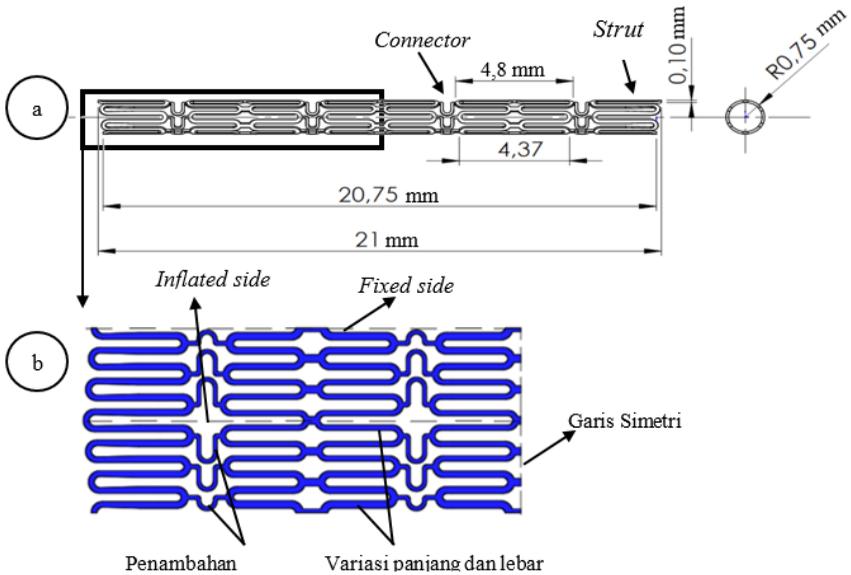
Gambar 2. 8 Plak eksentris

Dengan memodifikasi *sinusoidal stent* yaitu dengan membuat strut dan connector berbentuk U, variasi ketebalan dan panjang strut dengan diameter stent 1,5 mm. Simulasi penelitian dilakukan menggunakan Ansys Mechanical APDL. Dalam penelitian tersebut ada empat modifikasi yang dilakukan terhadap stent sinusoidal yaitu panjang struts yang bervariasi, lebar struts yang bervariasi, penambahan connector dan lebar lengkungan yang bervariasi dari struts.



Gambar 2. 9 Sinusoidal Stent

(a) Pandangan samping dan depan (b) Pandangan datar



Gambar 2. 10 Stent Asymmetric

(a) Pandangan samping dan depan (b) Pandangan datar

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, kita 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 *offset* dan stent.

3.1.1 Pembuatan *Solid Model*

Pembuatan model desain 3D adalah proses menggambar bentuk tiga dimensi objek penelitian, proses dilakukan dengan menggunakan *software* Solidworks 2016. Solidworks merupakan perangkat lunak CAD (*Computer Aided Design*) yang digunakan untuk perancangan dua dimensi maupun tiga dimensi. *Bagian* yang dimodelkan adalah Stent.

Desain Stent yang akan di *redesain* ini didapatkan dari penelitian terdahulu. Desain yang akan di *redesain* adalah *Asymmetric Balloon Expandable Stent* (ABES) tipe *connector* U yang berjumlah 6 *connector* dengan diameter 1,5 mm dan

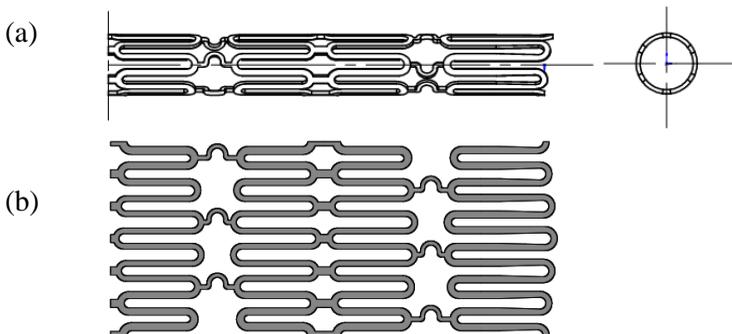
thickness 0.1 mm. Spesifikasi desain tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.11.

Pada penelitian ini diusulkan ABES dengan variasi *connector* dengan mengacu pada penelitian yang dilakukan oleh Peter Szabadits [13] bahwa pada penelitian tersebut membandingkan stent jenis *open cell* dengan stent *stent close cell* dan disimpulkan bahwa stent *open cell* dengan *connector* yang sedikit mempunyai unjuk kerja yang lebih baik.

Langkah awal yang dilakukan dalam menggambar model stent pada Solidworks adalah membuat sketsa awal diameter geometri stent yaitu diameter 1,5 mm, kemudian dilakukan *extrude* sepanjang stent yang akan dibuat. Selanjutnya membuat *Plane* sejajar sketsa awal diameter dengan jarak 1,5 mm, *plane* tersebut kemudian dibuat menjadi *Sketch* untuk membuat geometri dari stent yang akan dibuat, selanjutnya melakukan proses *wrapping* dari *sketch* stent terhadap diameter.

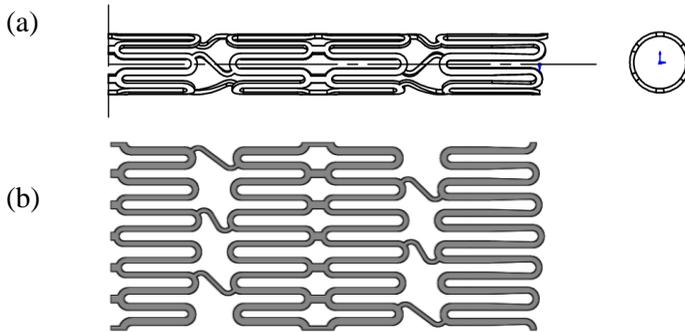
Dalam penelitian ini, obyek penelitian yaitu Stent akan divariasikan pada area *connector* dengan mengacu referensi desain yang sudah ada di pasaran, dengan variasi desain sebagai berikut :

1. Tipe *Connector U* dengan 6 Cell , 3 *Connector*



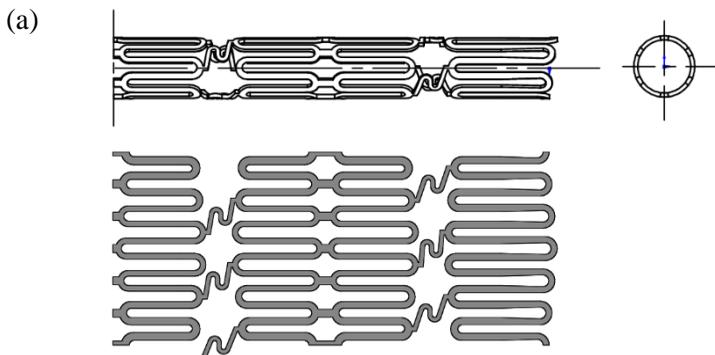
Gambar 3. 1 (a) Pandangan samping dan depan (b) Pandangan datar

2. Tipe Connector N dengan 6 Cell , 3 Connector



Gambar 3. 2 (a) Pandangan samping dan depan (b) Pandangan datar

3. Tipe Connector Z dengan 6 Cell , 3 Connector



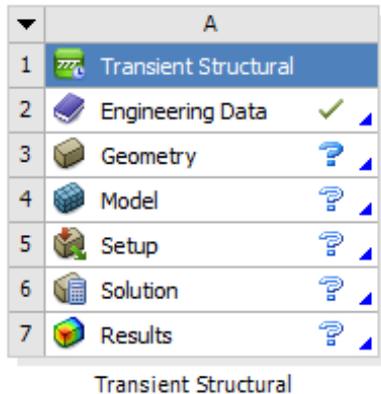
Gambar 3. 3 (a) Pandangan samping dan depan (b) Pandangan datar

3.2 Metode Elemen Hingga (MEH)

Tahapan-tahapan yang dilakukan dalam metode elemen hingga diantaranya sebagai berikut :

3.2.1 Model MEH

Pemodelan yang dipilih dalam simulasi ini 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



Gambar 3. 4 Menu Ansys Workbench R18 - Transient Structural

Pembuatan model pada simulasi ini dilakukan dengan ‘Design Modeller’. langkah pertama adalah *import geometri* dengan format file parasolid (.x_t) dari desain stent yang telah dibuat menggunakan *software* Solidworks. Selanjutnya adalah membuat geometri balon dengan koordinat polar yaitu sumbu X arah *radial*, sumbu Y arah *circumferential* , sumbu Z arah *longitudinal*.

3.2.2 *Material Properties*

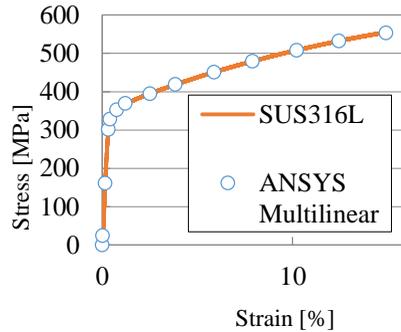
Dalam proses simulasi tahap pertama adalah mengaplikasikan material (*engineering data*). Material yang digunakan pada penelitian ini yaitu material yang digunakan pada penelitian sebelumnya. Pada penelitian sebelumnya material yang digunakan pada Stent dan Balon adalah SS 316L dan Polyurethane. Sifat plastisitas stent yaitu *multilinear isotropic hardening*, diperoleh dari hasil fitting-curve uji tarik SS 316NG. Sifat *multilinear isotropic* ditunjukkan pada Tabel 3.1. Untuk analisis perubahan kekasaran permukaan dalam simulasi yaitu material balon didefinisikan sebagai hiperelastis isotropik (hampir tidak dapat dikompres). Sifat material balon tersebut mengikuti penelitian oleh Syaifudin,A [6]. Model material hiperelastis digunakan untuk mewakili perilaku deformasi yang besar (*large deformation*) serta menggambarkan *strain energy density function*. Material balon disimulasikan hyperelastis dengan menggunakan mode Mooney-Rivlin 2 parameter, artinya material dapat mengembang 30% sampai 200%

Komponen	Balloon	Stent
Density (kg/ m ³)	1380	7990
Material	Polyurethane	SS 316 L
Modulus Young (GPa)	0.03447	218.368
Poison Ratio	0.495	0.33
Material Behavior	Hyperelastic	Multilinear Isotropic Hardening

Material Konstan	Mooney-Rivlin (MPa) :	Fitting stress-strain curve hasil dari uji tensile dari SUS 316L
	$C_{10} = 1.032$	
	$C_{01} = 3.693$	
	$d = 0.004261$	

Tabel 3. 1 Material Properties *Model*

Point	Stress (MPa)	Strain (mm/mm)
1	0,00	0
2	24,67	0,000113
3	161,13	0,0014
4	301,02	0,003
5	328,10	0,004
6	352,79	0,0075
7	369,32	0,012
8	394,76	0,025
9	418,59	0,038
10	450,90	0,058
11	479,28	0,078
12	508,05	0,10
13	532,17	0,12
14	553,38	0,15



Tabel 3. 2 Stress-strain curve SS 316L dan 14 titik multilinear isotropik

3.2.3 Diskritisasi

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.

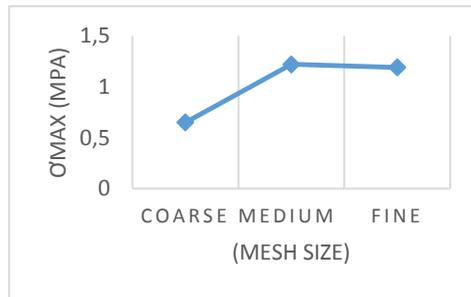
Pada Ansys Workbench R18 terdapat beberapa jenis *mesh* yaitu *solid mesh*, *shell mesh* dan *beam mesh*. Pemilihan jenis *mesh* ini tergantung pada tingkat ketelitian yang diinginkan. Seperti contohnya sebuah plat dapat dianalisis dengan *solid mesh* maupun dengan *shell mesh*., Elemen yang dihasilkan 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*. Yang pertama adalah *standard mesh* yaitu *mesh* yang dibuat berdasarkan geometri keseluruhan *body*. Ukuran *mesh* dapat diatur menjadi tiga level yaitu *coarse*, *normal*, dan *fine*. Level ini menunjukkan besarnya ukuran elemen. Kedua adalah *curvature based mesh* yaitu *mesh* yang dibuat menyesuaikan dengan *curve* yang ada pada *body*. Jenis ini juga dapat diatur seperti pada *standard mesh*. Ketiga adalah *uniform* yaitu *mesh* yang dibuat dengan ukuran seragam pada seluruh bodi yang dipilih. Selain ketiga parameter tersebut ada juga option yang dapat mendeteksi bagian yang memiliki feature dimensi yang kecil dan secara otomatis memperkecil ukuran *mesh* pada bagian tersebut.

Dalam studi ini tipe *mesh* untuk balon adalah *shell mesh* dengan tipe *quadratic* karena melihat dari bentuk geometri dari balon yang berbentuk tube, dan untuk tipe *mesh* dari stent adalah *curvature mesh*, karena dari geometri stent yang banyak lekukan. Dalam menentukan besarnya ukuran *meshing* dilakukan dengan cara melakukan internal pressure menggunakan *curvature mesh* dimana akan menghasilkan *meshing* mengikuti bentuk lekukan geometri *bodies* dan melakukan 3 variasi ukuran *meshing* yaitu *coarse*, *medium* dan *fine* kemudian membandingkan hasil tegangan von mises maksimum dengan ukuran *meshing* yang telah ditentukan. Penentuan parameter *meshing* ini dilakukan pada stent saja. Data *meshing* dapat dilihat pada tabel 3.3

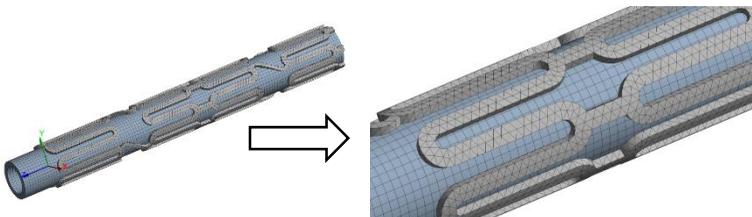
Ukuran Meshing	$\sigma_{\text{von mises}}$ (MPa)
Coarse	0,65
Medium	1,22
Fine	1,18

Tabel 3. 3 *Control Mesh*



Gambar 3. 5 Grafik hubungan tegangan maksimum dengan ukuran *mesh*

Dengan melihat hasil grafik meshing maka dapat ditentukan parameter ukuran meshing yang diambil untuk melakukan simulasi yaitu ukuran meshing medium.



Gambar 3. 6 *Curvature Meshing*

3.2.4 Kondisi Batas

Kondisi batas yang dilakukan pada penelitian ini yaitu :

a. Koordinat silindris (*Cylindrical Coordinat*)

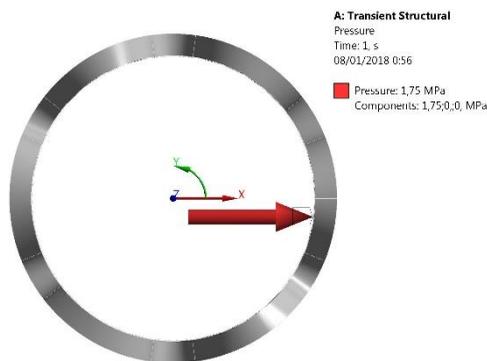
Koordinat yang digunakan oleh model simulasi ini yaitu koordinat polar berupa koordinat silindris yaitu sumbu X, Y, dan Z adalah arah radial, circumferencial dan longitudinal.

b. *Symmetry Region*

Untuk menyederhanakan simulasi, panjang model yang disimulasikan hanya setengah dari panjang total. Dengan hal ini kapasitas penyimpanan data dan waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan simulasi akan lebih sedikit. Agar mendapatkan panjang model simulasi dalam keadaan yang sebenarnya, dilakukan *boundary condition* berupa *symmetry region* pada penampang stent dan balon dibagian tengah dari panjang

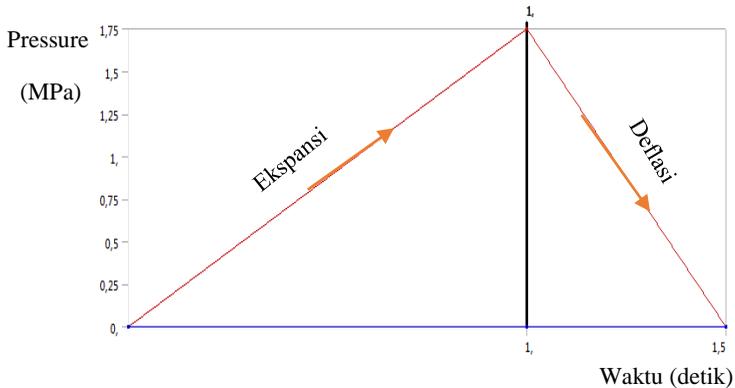
c. *Internal Pressure Load*

Pembebanan model diterapkan pada permukaan dalam balon ke arah luar seperti yang digambarkan pada Gambar 3.10.a. Balon mengembang ke arah radial sampai 1 kali dari besar diameter awal. Balon tersebut mendapat tekanan internal yang seragam dari 0 - 1,75 MPa. Tekanan diterapkan dalam 1,5 detik, tekanan dalam proses ekspansi yaitu dalam 1 detik dan proses deflasi dalam waktu 0,5 detik.



Gambar 3. 7 *Pressure Load*

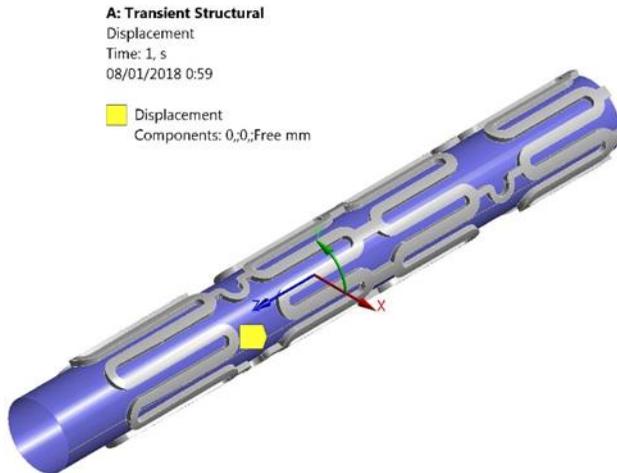
Proses simulasi pada studi ini, stent dikembangkan atau di ekspansikan oleh balon dengan waktu 1,5 detik dan tekanan 1,75 MPa kemudian setelah mencapai waktu 1 detik, tekan balon dikurangi sampai waktu 1,5 detik hingga tekanan mencapai nilai 0. Diagram proses ekspansi stent dapat dilihat seperti gambar dibawah berikut ini.



Gambar 3. 8 Grafik hubungan *pressure load* dengan waktu

d. *Displacement*

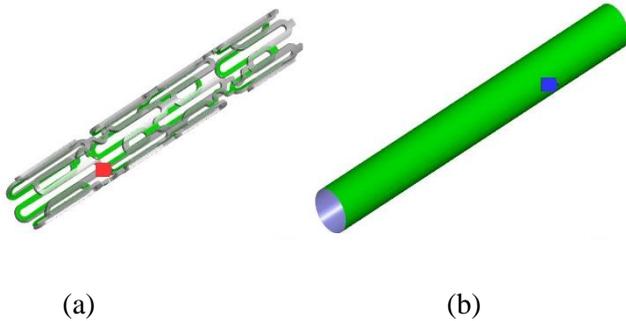
Untuk mendapatkan efek asimetris ABES, maka langkah yang harus dilakukan adalah dengan menggunakan support displacement pada balon dengan membuat garis edge yang memanjang ke arah longitudinal sumbu Z sepanjang balon pada daerah balon yang bersentuhan pada struts stent yang kaku atau lebar, yaitu dengan menggunakan koordinat silindris dengan nilai sumbu $X = 0$, sumbu $Y = 0$ dan sumbu $Z = \text{free}$, ini bertujuan agar balon mengembang hanya satu arah.



Gambar 3. 9 *Displacement support*

3.2.5 Elemen Kontak

Pendefinisian kontak dalam prosedur MEH nonlinear 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 balon sehingga perlu dilakukan pendefinisian kontak yang terjadi, dalam penelitian ini adalah kontak antara permukaan luar balon dengan permukaan dalam stent. Pada Gambar 3.10 permukaan kontak pada stent maupun balon ditunjukkan dengan warna hijau.



Gambar 3. 10 a) *Contact surface Stent* (b) *Contact surface Balon*

<i>Contact Properties</i>	<i>Balloon to stent</i>
<i>Contact detection</i>	<i>Nodes projected from contact</i>
<i>Contact surface behavior</i>	<i>Frictional</i>
<i>Normal stiffness</i>	0,1
<i>Coefficient of friction</i>	0,15

Tabel 3. 4 Elemen Kontak.

3.2.6 Solution Control

Untuk simulasi ekspansi balon dan stent dengan tekanan ramp 1,75 MPa. Hal-hal yang akan dianalisis yaitu :

a. Distribusi Tegangan Sisa

Untuk mengetahui distribusi tegangan sisa ($\sigma_{\text{von mises}}$) pada stent setelah proses ekspansi dan deflasi, opsi yang dipilih pada menu solution adalah *von mises stress* selanjutnya memilih *body* dari model stent. Kemudian akan terlihat distribusi dan besarnya tegangan yang terjadi pada stent setelah proses ekspansi dan deflasi balon.

b. Displacement

Besarnya displacement dapat diketahui yaitu dengan cara memilih opsi *directional displacement*. Dengan opsi tersebut

besarnya *displacement* dapat diketahui sesuai dengan arah *displacement* yang dipilih. Besarnya *displacement* pada penelitian ini yaitu dengan cara memilih 2 *node* yang terletak pada ujung *body* atau *node* yang terletak pada ujung jari-jari dari stent selanjutnya sumbu yang dipilih adalah sumbu arah radial (sumbu X). Pemilihan *node* dari semua desain adalah pada *node* yang sama. Selanjutnya akan diketahui besarnya jari-jari (*radial displacement*) saat ekspansi dan deflasi, yang selanjutnya dijadikan untuk perhitungan recoil. Yang membedakan antara distal dan central recoil adalah pada letak *nodenya* saja. *Node* pada distal recoil yaitu pada bagian ujung stent, sedangkan *central recoil* yaitu pada stent bagian tengah dari stent atau pada ujung yang berbeda. Sedangkan untuk mendapatkan panjang (*longitudinal displacement*) yaitu dengan cara memilih 2 *node* yang terletak pada ujung *body* atau *node* yang terletak pada kedua ujung dari panjang stent selanjutnya sumbu yang dipilih adalah sumbu arah longitudinal (sumbu Z). Pemilihan *node* dari semua desain adalah pada *node* yang sama. Selanjutnya akan diketahui besarnya panjang (*longitudinal displacement*) saat ekspansi dan deflasi

c. *Plastic Strain*

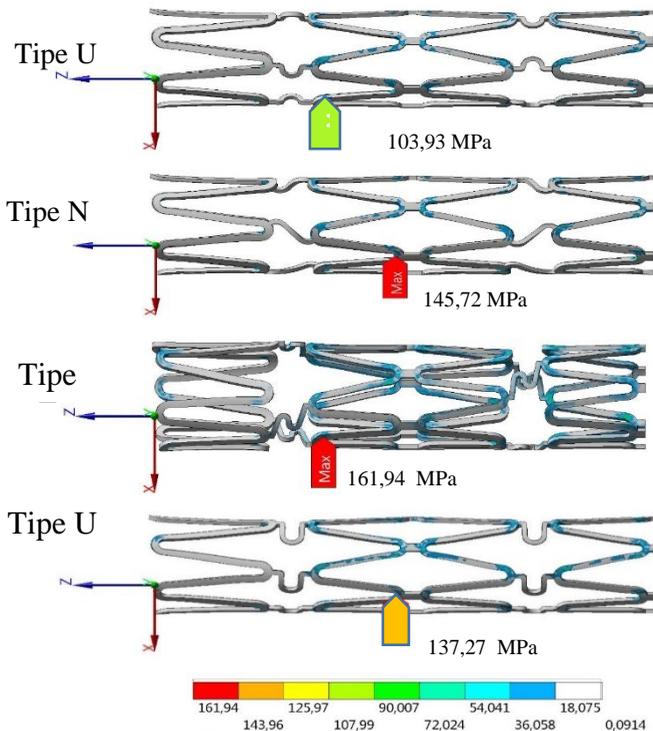
Besarnya nilai ekuivalen plastic strain digunakan sebagai dasar perhitungan untuk memperoleh distribusi kekasaran permukaan stent yang terjadi setelah proses ekspansi dan deflasi balon. Opsi yang dipilih adalah regangan ekuivalen yang terjadi pada stent selanjutnya disubstitusi atau dimasukkan ke dalam persamaan kekasaran permukaan atau persamaan 2.10.

“Halaman ini sengaja dikosongkan.

BAB IV HASIL DAN DISKUSI

Setelah melakukan simulasi ekspansi balon terhadap stent, berikutnya adalah melakukan analisis pada masing masing desain stent berupa analisis tegangan sisa, analisis deformasi dan analisis perubahan kekasaran permukaan.

4.1 Hasil Distribusi Tegangan Sisa



Gambar 4. 1 Distribusi tegangan sisa pada masing-masing tipe ABES

Gambar 4.1 menunjukkan hasil simulasi nilai dari tegangan sisa yang terjadi setelah deflasi balon. Tegangan sisa adalah tegangan yang tertinggal di dalam struktur material sebagai hasil dari perlakuan mekanik (*inelastic deformation*). Berdasarkan gambar diatas distribusi tegangan sisa pada masing- masing ABES terletak pada area ujung struts yang ditunjukkan pada warna biru. Warna putih menunjukkan bahwa area tersebut tidak terkena tegangan. Sedangkan label Max menunjukkan tegangan sisa maksimum dari masing-masing desain. Tegangan sisa maksimum dari empat desain terletak pada struts yang sama tetapi besar dari tegangan sisa pada masing-masing tipe stent berbeda. Sebaran tegangan sisa yang terjadi terletak pada ujung strut. Terlihat bahwa tegangan sisa terbesar terjadi pada tipe Z, dan terkecil pada tipe U. Sehingga memungkinkan *micro crack* terjadi pada desain tipe Z dengan nilai yang terbesar tetapi besarnya tegangan yang terjadi masih cukup aman karena dibawah dari *yield strength*.

Faktor keamanan adalah faktor yang digunakan untuk mengevaluasi keamanan suatu struktur, dimana kekuatan suatu bahan harus melebihi kekuatan sebenarnya. Dari hasil tegangan yang terjadi, kita dapat memperoleh nilai *safety factor* seperti yang telah dijelaskan pada persamaan 2.4. Berikut ini merupakan hasil dari simulasi awal yang didapat pada penelitian ini :

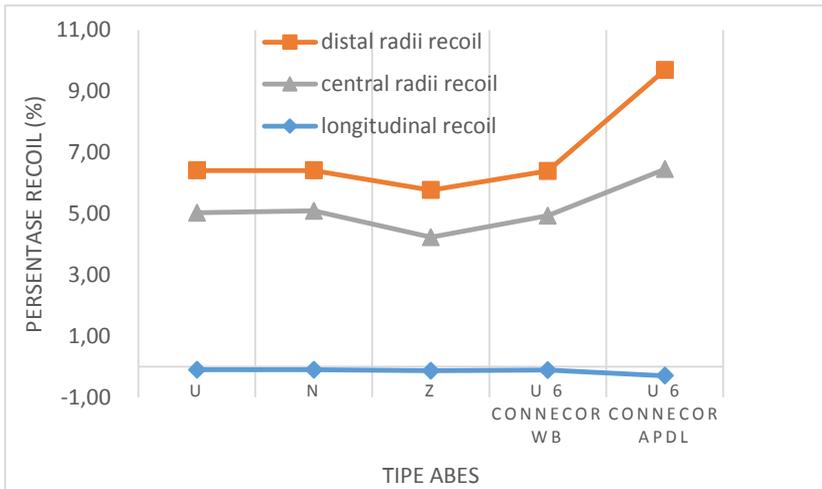
Tipe ABES	Massa (gram)	$\sigma_{\text{von mises}}$ (MPa)	Safety Factor
U 6 Connector	0,03026	137,27	4,07
U	0,02834	103,93	5,38
N	0,025602	145,72	3,84
Z	0,029076	161,94	3,45

Tabel 4. 1 Nilai Simulasi awal

4.2 Hasil Karakteristik Deformasi

Berikut ini hasil simulasi setelah proses ekspansikan deflasi balon, didapatkan jari-jari dan panjang dari masing-masing tipe *connector*.

4.2.1 Analisis Recoil



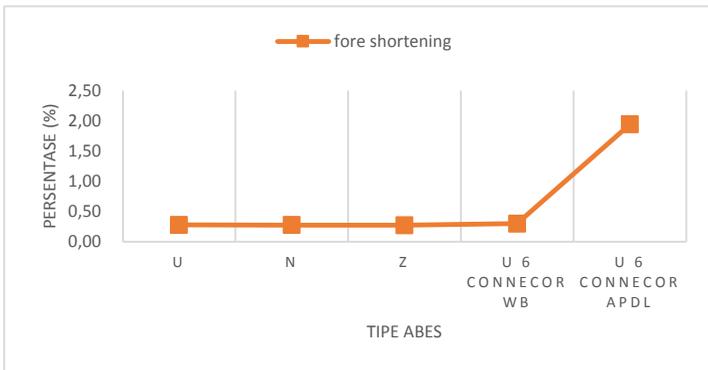
Gambar 4. 2 Grafik Persentase Recoil

Berdasarkan grafik diatas, ABES yang dimasukkan untuk dianalisis adalah Data penelitian terdahulu yaitu ABES U 6 connector yang di simulasikan menggunakan Ansys APDL. Pada grafik diatas data tersebut dengan keterangan ‘U 6 Connector APDL’. Serta data dari empat desain pada penelitian ini (Workbench) yaitu dengan keterangan ‘U 6 Connector WB’, ‘U’, ‘N’, ‘Z’. Pada data terdahulu tingkat recoil baik distal maupun central mempunyai tingkat recoil yang tinggi, Dapat dilihat bahwa ABES yang disimulasikan menggunakan workbench mempunyai tingkat recoil yang lebih rendah yaitu nilai distal recoil U 6 Connector, U, N, dan Z masing-masing, 6,39%, 6,41%, 6,41% dan 5,77% sedangkan nilai distal recoil untuk U 6 Connector APDL yaitu 9,69% atau terdapat selisih dengan U 6 Connector WB ini dimungkinkan karena adanya tingkat eror pada masing masing penelitian. Persentase recoil antara daerah distal dan central ternyata mempunyai tingkat recoil yang berbeda. Tingkat recoil

yang besar diantara keduanya yaitu pada daerah distal atau ujung stent. Adanya modifikasi sudut di bagian ujung dimungkinkan merupakan penyebab dari tingginya tingkat distal recoil. Dari persentase longitudinal recoil persentase ABES tipe Z memiliki persentase yang paling rendah yaitu $-0,16\%$, sedangkan ABES tipe lain $-0,11\%$. Apabila melihat teori nilai antara central, radial dan longitudinal recoil mempunyai nilai apabila central atau distal radii recoil semakin banyak maka tingkat longitudinal semakin kecil, berdasarkan pada hasil yang didapat hal tersebut sesuai dengan teori, dapat ditunjukkan pada nilai recoil tipe Z yang rendah maka pemendekan panjang atau longitudinal pun semakin banyak.

Dari keseluruhan data tersebut ABES tipe Z memiliki unjuk kerja yang baik karena mempunyai tingkat radii recoil yang rendah.

4.2.2 Analisis *Foreshortening*

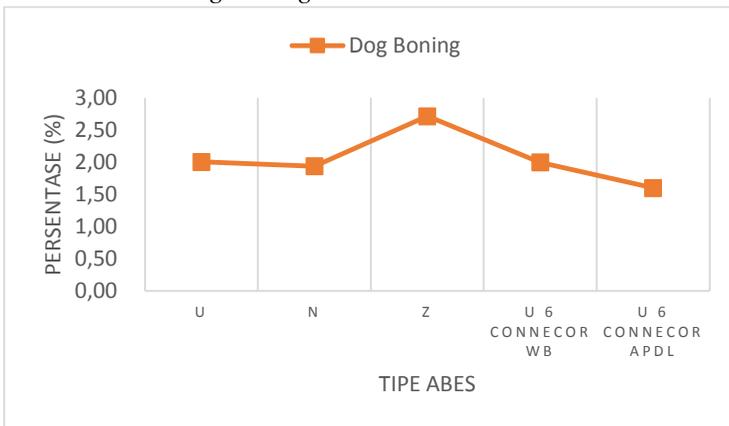


Gambar 4. 3 Grafik Persentase *Foreshortening*

Berdasarkan grafik diatas persentase *fore shortening* atau persentase pemendekan panjang stent saat sebelum dikembangkan menuju panjang setelah setelah dikembangkan pada ABES tipe U 6 Connector APDL, U 6 Connector Workbench ,U, N, Z. Dengan melihat pada grafik, besarnya persentase pemendekan dari empat desain mempunyai nilai yang berbeda. Persentase yang mempunyai nilai yang rendah menunjukkan bahwa desain ABES

tersebut mempunyai ujuk kerja yang baik. Terdapat perbedaan hasil antara simulasi yang dilakukan menggunakan Ansys APDL dan Ansys Workbench, hasil simulasi APDL mempunyai persentase foreshortening yang tinggi yaitu 1,94 % sedangkan hasil simulasi Workbench 0,3%. Ini dimungkinkan karena perbedaan antara proses simulasi menggunakan APDL dan Workbench, simulasi menggunakan APDL, meshing dilakukan secara manual sedangkan meshing pada Workbench dilakukan sesuai dengan pilihan ukuran dan jenis mesh yang digunakan. Karena pada penelitian ini simulasi menggunakan workbench maka besar foreshortening yang dibandingkan adalah yang menggunakan workbench.

4.2.3 Analisis *Dog boning*



Gambar 4. 4 Grafik persentase *dog boning*

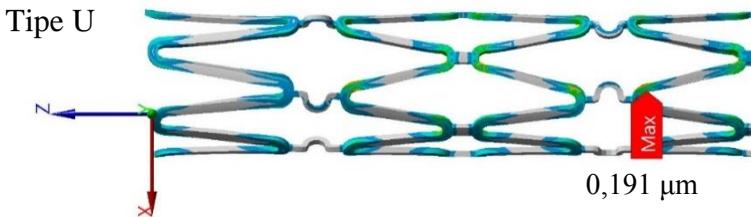
Pada umumnya dog boning diperkirakan berpotensi merusak target pembuluh distal atau proksimal pada target dalam hal ini pembuluh darah. Namun, seperti yang ditunjukkan pada mekanisme ekspansi balon, diameter balon lebih kecil dari diameter akhir yang diharapkan dari stent yang sepenuhnya diekspansikan, sehingga kerusakan dinding pembuluh darah akibat efek dog boning tidak mungkin terjadi. Namun, kebutuhan untuk

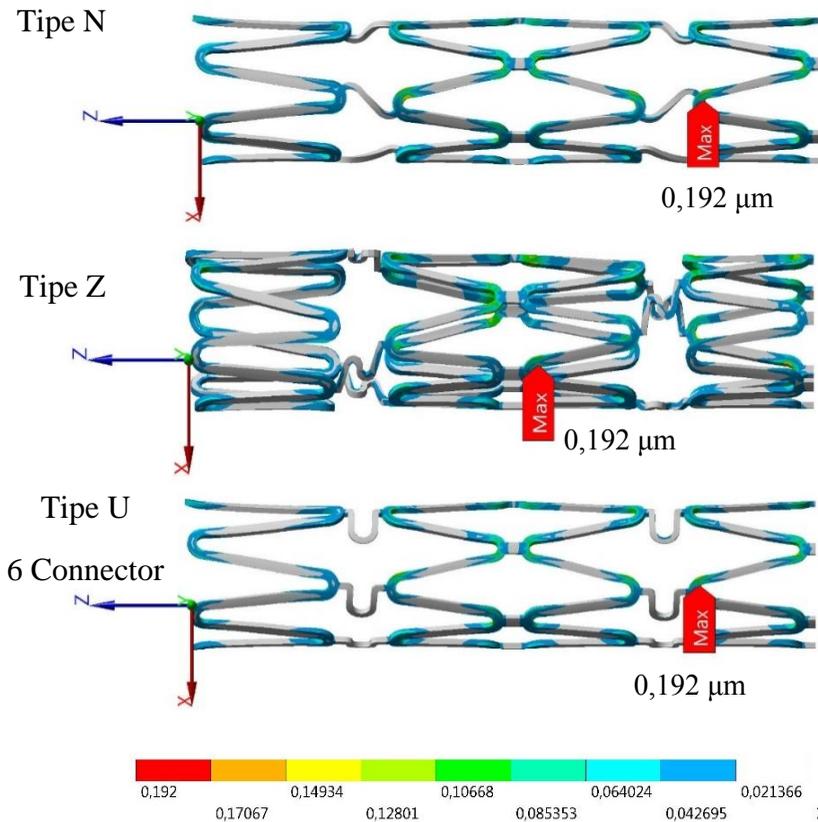
menggembungkan balon pada tekanan tinggi untuk mencapai perluasan ujung stent secara penuh, membuat efek dog boning berpotensi.

Berdasarkan grafik pada gambar diatas nilai persentase dog boning pada ABES tipe U 6 Connector APDL, U 6 Connector Workbench ,U, N, Z mempunyai persentase nilai yang tertinggi yaitu ABES tipe Z, dan yang terendah adalah ABES tipe Z. Terdapat perbedaan antara hasil persentase dogboning U 6 Connector dengan hasil menggunakan Ansys APDL dan Ansys Workbench. Berdasarkan grafik untuk penilaian dog boning dengan melihat tingkat recoil, bahwa tingkat recoil dari ABES yang rendah akan menyebabkan tingkat dogboning yang tinggi.

4.3 Hasil Distribusi Perubahan Kekasaran Permukaan

Gambar 4.5 menunjukkan distribusi kekasaran permukaan pada permukaan stent untuk setiap kombinasi ekspansi, dengan keterangan legenda terpadu yang telah disediakan di bawah gambar. Lokasi sisi yang tetap (*Fixed*) berada di bawah stent dan sisi yang diperbesar atau dikembangkan adalah mengarah ke atas. Untuk menunjukkan perubahan maksimum pada kekasaran permukaan stent ditunjukkan oleh label dengan keterangan *Max*. Hal ini dapat dilihat bahwa struktur geometri ABES dengan ekspansi menggunakan balon offset dapat menggeser distribusi kekasaran permukaan, khususnya mengurangi perubahan kekasaran permukaan pada sisi tetap (*fixed*) stent asimetris dengan menggunakan balon offset.





Gambar 4.5 Distribusi Perubahan Kekasaran Permukaan

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Setelah menganalisis hasil simulasi ekspansi balon offset terhadap masing-masing desain ABES, didapatkan kesimpulan sebagai berikut :

1. Nilai Tegangan sisa (*residual stress*) dari empat desain terdistribusi pada ujung strut, dan nilai tersebut masih dalam nilai yang aman karena jauh relatif kecil dibawah besarnya tegangan luluh (*yield stress*) material SS 316L.
2. Faktor keamanan yang terbesar dari 4 desain ABES yang dilakukan simulasi, nilai *safety factor* ABES tipe U,N,Z,dan U 6 Connector masing-masing adalah 5.38, 3.84, 3.45 dan 4,07. Dari empat desain, semuanya mempunyai faktor keamann yang aman karena melebihi 2.
3. Besar Recoil antara Distal dan Central terdapat perbedaan, persentase recoil terbesar dari empat desain adalah pada bagian tengah (*distal*), nilai recoil yang baik dari empat desain adalah dengan nilai yang rendah yang mana dimiliki pada ABES tipe Z dengan distal radii recoil 5,77 %, central radii recoil 4,86%, dan longitudinal recoil - 0,16%, foreshortening 0.5% dan dog boning 1.5%
4. Secara keseluruhan dari empat tipe modifikasi yang diimplementasikan, connector yang menghubungkan struts ke arah diagonal yaitu ABES tipe Z mempunyai kinerja yang lebih baik, karena mempunyai nilai karakteristik deformasi yang rendah.dibandingkan dengan *connector* yang sejajar dengan struts (ABES tipe U dan N)
5. Variasi connector pada masing masing tidak mempengaruhi besarnya kekasaran permukaan, karena dari empat desain, perubahan kekasaran permukaan tidak jauh berbeda dan perubahan kekasaran permukaan yang terjadi yaitu pada daerah bukan fixed, artinya desain ABES yang dikembangkan

menggunakan balon offset dapat mengurangi perubahan kekasaran permukaan pada sisi tetap (*fixed*).

6. Semua tipe stent yang dimplementasikan aman digunakan untuk pengobatan karena perubahan kekasaran pada daerah *fixed*, mempunyai nilai yang relatif kecil sehingga tidak menyebabkan sarah menempel pada stent.

5.2 Saran

Beberapa saran yang dapat diberikan setelah melakukan penelitian dan diharapkan dapat bermanfaat sebagai pertimbangan dalam penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Melakukan studi simulasi ekspansi balon dengan disertai adanya pengaruh plak dan pembuluh darah.
2. Melakukan studi simulasi dengan model balon secara penuh..

DAFTAR PUSTAKA

- [1] WHO. 2017. *Cardiovascular Disease* . < URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/> >
- [2] Yunani, Putri Ika dan Tontowi. 2014. Analisis Peramalan Jumlah Pemakaian Stent di Indonesia. UGM, Yogyakarta.
- [3] Lally, C et al., 2005. *Cardiovascular stent design and vessel stresses : A finite element analysis. Journal of Biomechanics* 35.
- [4] Beule, M.D. 2008. *Finite Element Stent Design*, PhD Thesis. Ghent University, Belgium.
- [5] Syaifudin, A et al., 2013. *Deformation Analysis of Balloon Expandable Stents Considering its Surface Roughness and Viscoplasticity. Master Thesis*, Hokkaido University , Japan.
- [6] Syaifudin, A et al., 2016. *Development of Asymmetric Stent for Treating Eccentric Plaque. Doctoral Thesis*, Hokkaido University, Japan.
- [7] Fogaroto, F., 2011. *Finite Element Analysis of Coronary Artery Stenting* , Thesis, Universitas Degli. Italia.
- [8] Hoang,V . 2004. *Stent Design and Engineer Coating Over Flow Removal Tool*.
- [9] Mani, G., Fieldman, MD., Agrawal, CM., 2007. Coronary Stents ‘A Materials Perspective’. *Journal Biomaterials*.
- [10] Oh Na, Jin et al. 2009. *Bare-metal stents versus drug-eluting stents in large (≥ 3.5 mm) single coronary artery: Angiographic and clinical outcomes at 6 months. Journal of Cardiology*. Korea University Guro Hospital. Korea.
- [11] R.C, Hibbeler., 2011. *"Mechanics of Materials" 8th edition*. Pearson Prentice Hall.
- [12] Migliavacca,F. et al. 2002. *Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method.. Journal Biomechanics* 35,803-811.

- [13] Szabadits, Peter., 2008. *Comparison the flexibility of balloon expandable coronary stent*. Hungary : *Budhapest University of Technology and Economics*.
- [14] Kristi, Basu et al. 2013. *Computational Assesment of Stress Development during Deployment of Commercially Available Stents*. *International Journal of Engineering Science and Innovative Technology* 2013.

BIODATA PENULIS



Koharudin Syah merupakan nama lengkap dari penulis tugas akhir ini. Penulis yang lahir di Cilacap pada 30 Mei 1993 ini merupakan anak Ke empat dari pasangan Bapak Solikhin dan Ibu Saripah. Penulis memulai pendidikan formal di TK Masithoh Sidareja kemudian melanjutkan ke SD N 01 Sidareja. Setelah lulus tahun 2005 penulis melanjutkan ke SMP Negeri 1 Sidareja dan kemudian melanjutkan ke SMA Negeri 1 Sidareja pada tahun

2008. Setelah menyelesaikan studi tingkat menengah atas, penulis menempuh pendidikan di Jurusan D3 Teknik Mesin Politeknik Negeri Semarang pada Agustus 2011 dan lulus pada Agustus 2014. Setelah lulus dari bangku Diploma 3, penulis bekerja di perusahaan yang bergerak pada bidang *Automotive Electrical System* PT. Mitsuba Indonesia sebagai *Production Engineering Staff* selama 11 bulan. Pada September 2015, penulis diberikan kesempatan untuk melanjutkan studi S1 dan diterima di Program Lintas Jalur S1 Teknik Mesin di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya dengan NRP 2115105057.

Selama menuntut ilmu S1, penulis mengikuti kegiatan perkuliahan layaknya mahasiswa normal lainnya. Karena ketertarikan terhadap mekanika dan fenomena yang terjadi pada benda padat, penulis mendedikasikan tugas akhir pada bidang tersebut dengan topik penelitian yang diambil berupa ‘Analisis Deformasi Pada Stent *Asymmetric* Dengan Variasi Tipe *Connector*’.