

**FABRIKASI ALAT PERAGA DAN ANALISIS  
COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS (CFD) LEFT  
CORONARY ARTERY BERBASIS DATA CT/MRI**

**TUGAS AKHIR**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Mesin**



**Disusun Oleh :**

**Nama : Shafly Ath Thaariq**  
**No. Mahasiswa : 18525136**  
**NIRM : 2018052052**

**JURUSAN TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA**

**YOGYAKARTA**

**2023**

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**FABRIKASI ALAT PERAGA DAN ANALISIS  
COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS (CFD) LEFT  
CORONARY ARTERY BERBASIS DATA CT/MRI**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

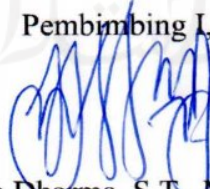
**Nama : Shafly Ath Thaariq**

**No. Mahasiswa : 18525136**

**NIRM : 2018052052**

Yogyakarta, 15 Januari 2023

Pembimbing I,



Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D.

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI**

**FABRIKASI ALAT PERAGA DAN ANALISIS  
COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS (CFD) LEFT  
CORONARY ARTERY BERBASIS DATA CT/MRI**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

**Nama : Shafly Ath Thaariq**


**No. Mahasiswa : 18525136**

**NIRM : 2018052052**

**Tim Penguji**

Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D.

**Ketua**

  
Tanggal : 01-02-2023


Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP

**Anggota I**

  
Tanggal : 30-01-2023

Ir. Arif Budi Wicaksono, S.T., M.Eng.


**Anggota II**

  
Tanggal : 27-01-2023

**Mengetahui**

**Ketua Jurusan Teknik Mesin**



  
Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP

## PERNYATAAN KEASLIAN

Demi allah yang maha segalanya, dengan ini saya menyatakan bahwa karya ini adalah hasil kerja saya sendiri kecuali kutipan dan ringkasan yang telah saya cantumkan sumbernya sebagai referensi. Apabila dikemudian hari terbukti bahwa pengakuan saya tidak benar serta melanggar peraturan yang sah dalam hak kekayaan intelektual maka saya bersedia mengikuti hukuman maupun sanksi apapun sesuai hukum yang diberlakukan Universitas Islam Indonesia.

Yogyakarta, 15 Januari 2023



Shafly Ath Thaariq

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Segala puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan yang Maha Esa Allah SWT yang telah melimpahkan rezeki dan rahmat-Nya, serta doa dan dukungan yang diberikan oleh orang-orang tercinta, pada akhirnya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

Orang tua yang selalu senantiasa memberikan doa dan dukungan kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini.

Bapak Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D. selaku dosen pembimbing, penguji, dosen pengajar dan seluruh staff program studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah membimbing dan membagikan ilmunya kepada penulis secara ikhlas.

Rekan-rekan dari jurusan Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah senantiasa memberikan dukungan dan bantuan kepada penulis.

Penulis berharap semoga Tugas Akhir ini dapat berguna dan bermanfaat untuk perkembangan ilmu pengetahuan khususnya pada bidang yang sesuai dengan topik penulis yang akan mendatang.

## HALAMAN MOTTO

“Dan bersabarlah kamu, sesungguhnya janji Allah adalah benar”

(Q.S Ar-Rum: 60)

“Karena sesungguhnya sesudah kesulitan itu ada kemudahan, sesungguhnya  
sesudah kesulitan itu ada kemudahan”

(Q.S Al-Insyirah: 5-6)

*“Patience With Small Details Makes Perfect a Large Work, Like The Universe”*

(Jalaludin Rumi)

*“If You Can Dream It, You Can Do It”*

(Walt Disney)

*“It Always Seems Impossible Until It's Done”*

(Nelson Mandela)

*“In This World, The Only Thing We Truly Own Is The Body We Shape Everyday”*

(Ken Kitano 北野堅)

***“I Am The Greatest”***

(Muhammad Ali)

## KATA PENGANTAR

# بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Alhamdulillahirabbil ‘alamin segala puji dan syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul “Fabrikasi Alat Peraga dan Analisis Computational Fluid Dynamics Left Coronary Artery Berbasis Data CT/MRI” dengan lancar dan tepat waktu. Shalawat serta salam tidak lupa penulis panjatkan kepada Nabi Muhammad SAW yang telah merubah zaman gelap gulita menjadi zaman yang terang benderang bagi seluruh umat manusia yang memiliki kemauan untuk berfikir dan belajar.

Tugas Akhir ini disusun sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia. Dalam penyusunan Tugas Akhir ini tentunya penulis banyak mendapatkan doa dan dukungan dari berbagai pihak, sehingga penulis ingin mengucapkan banyak terima kasih kepada:


1. Kedua orang tua yang selalu memberikan dukungan dan doa kepada penulis, sehingga penulis dapat menjalankan dan menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan cepat.
2. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.
3. Bapak Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing Tugas Akhir yang selalu memberikan bimbingan dan ilmu yang sangat bermanfaat kepada penulis selama pelaksanaan Tugas Akhir dan selama penyusunan Laporan Tugas Akhir ini.
4. Seluruh dosen dan staff program studi Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
5. Teman-teman mahasiswa Teknik Mesin UII diantaranya adalah: Egiyan, Paris, Hyung abiyu, Feryanto, Dani, Bos bmxpunk, little kem, Rato black,

Bacil, Ajis, Kim, Ulum, dan Mriki Huang yang telah memberikan banyak dukungan.

Semoga semua pihak yang telah membantu penulis selama melaksanakan Tugas Akhir dan selama penyusunan Laporan Tugas Akhir ini mendapatkan balasan yang jauh lebih besar dari Allah SWT dan selalu diberikan kesehatan, dan kemudahan dalam segala urusannya.

Penulis menyadari bahwa didalam penulisan laporan ini masih banyak terdapat kesalahan sehingga jauh dari kata sempurna. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun untuk mencapai hasil yang lebih baik. Penulis juga berharap agar laporan ini dapat berguna bagi semua yang membacanya dan khususnya bagi penulis sendiri.

Yogyakarta, 15 Januari 2023



(Shafly Ath Thaariq)



## ABSTRAK

Anatomi tubuh manusia memiliki struktur jaringan yang sangat kompleks, maka dari itu dibutuhkan sebuah model pembuluh darah yang direkonstruksi berbasis data MRI/CT-scan dikarenakan memiliki bentuk yang menyerupai pembuluh darah asli. Model pembuluh darah yang digunakan adalah pembuluh darah *left coronary artery* (LCA) normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm* (LCAA). Setelah mendapatkan model pembuluh darah, dilakukan proses fabrikasi alat peraga pembuluh darah menggunakan 3D print SLA dengan material eResin Bio-PLA serta simulasi fenomena aliran dengan metode *computational fluid dynamics* (CFD). Penelitian ini bertujuan untuk membuat alat peraga pembuluh darah yang menyerupai aslinya dan dapat memperagakan letak *stent graft* pada *stent graft surgery* penyakit LCAA, serta melihat perbedaan fenomena aliran pada pembuluh darah yang normal dan yang terkena penyakit. Hasil dari penelitian ini adalah alat peraga pembuluh darah dapat difabrikasi menggunakan 3D Print SLA dengan selisih dimensi jarak *inlet-outlet* sebesar 14 % untuk LCA dan 5,84 % untuk LCAA antara desain dengan hasil 3D Print skala asli. Selain itu, alat peraga dapat memperlihatkan letak dan bentuk jika diobati dengan *stent graft* pada pengobatan *stent graft surgery*. Pada model pembuluh darah yang telah dicetak, digunakan skala 1:4 untuk LCA dan 1:2 untuk LCAA agar pembuluh darah dapat dilihat dengan jelas dikarenakan struktur asli dari pembuluh darah memiliki ukuran yang sangat kecil. Hasil simulasi CFD menunjukkan aliran pada pembuluh darah normal bergerak lurus secara teratur sedangkan pada yang terkena penyakit aneurisma cenderung bergerak secara tidak teratur atau bersirkulasi. Hasil juga menunjukkan nilai *wall shear stress* (WSS) sebesar 0,12 Pa pada LCA dapat menyebabkan pertumbuhan *atherosclerosis* dan aneurisma, sedangkan nilai WSS sebesar 0,07 Pa pada LCAA dapat menyebabkan *thrombosis* dan *rupture* jika diberi diberi tekanan tinggi.

Kata Kunci: LCA, LCAA Aneurisma, 3D Print, Alat Peraga, CFD

## **ABSTRACT**

*The anatomy of the human body has a very complex tissue structure, therefore a reconstructed model of blood vessels is needed based on MRI/CT-scan data because it has a shape that resembles real blood vessels. The vascular models used were normal left coronary artery (LCA) and left coronary aneurysm disease (LCAA). After obtaining the vascular model, the process of making vascular teaching aids was carried out using 3D printed SLA with eResin Bio-PLA as well as simulation of flow phenomena using the Computational Fluid Dynamics (CFD) method. This study aims to make a blood vessel trainer that resembles the original and can demonstrate the location of a stent graft in LCAA disease stent graft surgery, as well as to see differences in flow phenomena in normal and diseased blood vessels. The results of this study were that the vascular visual aids could be fabricated using 3D Print SLA with a 14% difference in inlet-outlet distance dimensions for LCA and 5.84% for LCAA between the design and the original scale 3D Print results. In addition, props can show the location and shape when treated with stent grafts in surgical stent graft treatment. In the blood vessel model that has been printed, a scale of 1:4 is used for LCA and 1:2 for LCAA so that the blood vessels can be seen clearly because the original structure of the blood vessels has a very small size. The results of the CFD simulation show that normal blood vessels move straight, while those with aneurysms tend to move irregularly or circulate. The results also show that a wall shear stress (WSS) value of 0.12 Pa in LCA can cause atherosclerosis and aneurysm growth, while a WSS value of 0.07 Pa in LCAA can cause thrombosis and rupture if given high pressure.*

**Keywords:** *Blood Vessel, Left Coronary Artery, Aneurysm, 3D Print, CFD*

## DAFTAR ISI

Halaman Judul.....	i
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing .....	ii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji .....	iii
Pernyataan Keaslian .....	iv
Halaman Persembahan .....	v
Halaman Motto.....	vi
Kata Pengantar.....	vii
Abstrak .....	ix
<i>Abstract</i> .....	x
Daftar Isi.....	xi
Daftar Tabel.....	xiv
Daftar Gambar .....	xv
Daftar Notasi.....	xix
Bab 1 Pendahuluan .....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian Atau Perancangan.....	3
1.5 Manfaat Penelitian .....	4
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka .....	5
2.1 Kajian Pustaka .....	5
2.2 Dasar Teori .....	11
2.2.1 Jantung.....	12
2.2.2 Pembuluh Darah <i>Coronary Arteries</i> .....	12

2.2.2	Gambar MRI/CT scan .....	13
2.2.3	Rekonstruksi Gambar MRI/CT scan .....	14
2.2.4	Gerak Harmonik Sederhana.....	16
2.2.5	<i>Computational Fluid Dynamics</i> (CFD) .....	17
2.2.6	Ansys Fluent .....	24
2.2.7	3D Print SLA .....	24
Bab 3 Metode Penelitian .....		26
3.1	Alur Penelitian .....	26
3.2	Kriteria Desain .....	28
3.2.1	Kriteria Hasil Rekonstruksi .....	29
3.2.2	Kriteria Desain.....	29
3.3	Alat Dan Bahan.....	29
3.4	Rekonstruksi Model Pembuluh Darah .....	31
3.4.1	Segmentasi.....	31
3.5	Proses Pembuatan Desain Pembuluh Darah .....	32
3.5.1	Pemotongan Penghalusan Kontur.....	32
3.5.2	Merubah <i>Surface Body</i> ke <i>Solid Body</i> .....	33
3.6	<i>Computational Fluid Dynamics</i> (CFD) .....	34
3.6.1	<i>Pre-Processing</i> .....	34
3.6.2	<i>Processing</i> .....	36
3.6.3	<i>Post-Processing</i> .....	51
3.7	Pembuatan Alat Peraga .....	51
Bab 4 Hasil Dan Pembahasan.....		55
4.1	Hasil Rekonstruksi .....	55
4.2	Hasil Desain Pembuluh Darah .....	56
4.3	Hasil Simulasi CFD .....	57

4.3.1	<i>Streamline</i> Kecepatan .....	59
4.3.2	Distribusi Tekanan.....	62
4.3.3	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> .....	65
4.4	Hasil Perancangan.....	70
4.4.1	Hasil 3D Print .....	70
4.4.2	Hasil Pembuatan Replika <i>Stent Graft</i> .....	72
4.4.3	Hasil Pembuatan Alat Peraga .....	72
4.5	Analisis Dan Pembahasan.....	75
4.5.1	Rekonstruksi dan Pembuatan Desain .....	75
4.5.2	Simulasi CFD .....	76
4.5.3	Alat Peraga .....	77
Bab 5	Penutup.....	84
5.1	Kesimpulan .....	84
5.2	Saran Penelitian .....	84
Daftar Pustaka	.....	85

## DAFTAR TABEL

Tabel 3- 1	Alat.....	29
Tabel 3- 2	Bahan.....	30
Tabel 3- 3	Asumsi Simulasi CFD.....	37
Tabel 3- 4	Kondisi Batas .....	37
Tabel 3- 5	Material Fluida.....	42
Tabel 3- 6	Data Berdasarkan Elemen Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	45
Tabel 3- 7	Selisih Data Hasil Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	45
Tabel 3- 8	Data Berdasarkan Elemen Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery</i> <i>Aneurysm</i> .....	48
Tabel 3- 9	Selisih Data Hasil Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery</i> <i>Aneurysm</i> .....	48
Tabel 3- 10	Parameter 3D <i>Print</i> Yang Digunakan .....	53
Tabel 4- 1	Dimensi Desain Pembuluh Darah .....	56
Tabel 4- 2	Selisih Dimensi Pembuluh Darah .....	74

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2- 1	<i>Giant Coronary Aneurysm CT scan</i> .....	5
Gambar 2- 2	<i>Rekonstruksi Coronary Arteries</i> .....	6
Gambar 2- 3	Langkah-Langkah Pembuatan Model 3D Pasien. ....	7
Gambar 2- 4	<i>Inflow Velocity Cardiac Cycle</i> .....	8
Gambar 2- 5	Kecepatan <i>Inlet</i> Pada <i>Coronary Arteries</i> .....	8
Gambar 2- 6	Kecepatan Aliran <i>Left Coronary Artery</i> .....	9
Gambar 2- 7	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> .....	10
Gambar 2- 8	Letak dan Bentuk Pembuluh Darah Arteri Koroner.....	13
Gambar 2- 9	MRI/CT scan Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery</i> Normal.....	14
Gambar 2- 10	MRI/CT scan Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery</i> <i>Aneurysm</i> .....	14
Gambar 2- 11	Segmentasi <i>Coronary Arteries</i> Menggunakan 3D-Slicer.....	15
Gambar 2- 12	Bentuk Rekonstruksi Pembuluh Darah <i>Medical-CAD</i> <i>Modeling</i> .....	16
Gambar 2- 13	Properti Fluida <i>Non-Newtonian</i> (Darah) .....	21
Gambar 2- 14	Aliran Laminar .....	23
Gambar 2- 15	3D <i>Print Stereolithography</i> .....	25
Gambar 3- 1	Alur Penelitian.....	27
Gambar 3- 2	Alur CFD .....	28
Gambar 3- 3	Segmentasi <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	32
Gambar 3- 4	Segmentasi <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	32
Gambar 3- 5	Pemotongan dan Penghalusan Kontur <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	33
Gambar 3- 6	Pemotongan dan Penghalusan Kontur Penyakit <i>Left Coronary</i> <i>Artery Aneurysm</i> .....	33
Gambar 3- 7	<i>Convert Solid Body Left Coronary Artery</i> Normal .....	34
Gambar 3- 8	<i>Convert Solid Body Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	34
Gambar 3- 9	<i>Import Geometry Left Coronary Artery</i> Normal .....	35
Gambar 3- 10	<i>Import Geometry Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	35
Gambar 3- 11	<i>Generate Mesh Left Coronary Artery</i> Normal .....	36

Gambar 3- 12 <i>Generate Mesh Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	36
Gambar 3- 13 <i>Inlet dan Outlet: a. Left Coronary Artery dan b. Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	38
Gambar 3- 14 Kode UDF .....	38
Gambar 3- 15 Kondisi Batas Zona <i>Inlet</i> .....	39
Gambar 3- 16 Kondisi Batas Zona <i>Outlet 1</i> .....	41
Gambar 3- 17 Kondisi Batas Zona <i>Outlet 2</i> .....	41
Gambar 3- 18 Kondisi Batas Zona <i>Wall</i> .....	42
Gambar 3- 19 Material Fluida ( <i>Density</i> ) .....	43
Gambar 3- 20 Material Fluida ( <i>Viscosity</i> ) .....	43
Gambar 3- 21 <i>SIMPLE Scheme Method</i> .....	44
Gambar 3- 22 <i>Mesh Dependency Avg Pressure Wall Left Coronary Artery Normal</i> .....	46
Gambar 3- 23 <i>Mesh Dependency Avg Velo Out 1 Left Coronary Artery Normal</i> .....	47
Gambar 3- 24 <i>Mesh Dependency Avg Velo Out 2 Left Coronary Artery Normal</i> .....	47
Gambar 3- 25 <i>Mesh Dependency Avg Pressure Wall Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	49
Gambar 3- 26 <i>Mesh Dependency Avg Velocity Outlet 1 Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	50
Gambar 3- 27 <i>Mesh Dependency Avg Velocity Outlet 2 Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	50
Gambar 3- 28 Pelubangan Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery Normal</i> .....	51
Gambar 3- 29 Proses Pelubangan Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	52
Gambar 3- 30 Pembagian Dua Sisi <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> Untuk Pemasangan <i>Stent Graft</i> .....	52
Gambar 3- 31 Proses Persiapan Pencetakan Alat Peraga Pembuluh Darah .....	53
Gambar 3- 32 Proses Pembuatan Replika <i>Stent Graft</i> .....	54
Gambar 4- 1 Hasil Rekonstruksi <i>Left Coronary Artery</i> .....	55
Gambar 4- 2 Hasil Rekonstruksi Penyakit <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	55



Gambar 4- 3 Hasil Desain <i>Left Coronary Artery</i> .....	56
Gambar 4- 4 Hasil Desain Penyakit <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	56
Gambar 4- 5 Grafik Perhitungan Solusi Pada <i>Left Coronary Artery</i> Normal ....	57
Gambar 4- 6 Grafik Perhitungan Solusi Pada <i>Left Coronary Artery</i> <i>Aneurysm</i> .....	58
Gambar 4- 7 Grafik <i>Cardiac Cycle</i> Pembuluh <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	58
Gambar 4- 8 Grafik <i>Cardiac Cycle</i> Pembuluh <i>Left Coronary Artery</i> <i>Aneurysm</i> .....	59
Gambar 4- 9 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Left Coronary Artery</i> Normal Pada Fase Puncak Sistol.....	60
Gambar 4- 10 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	60
Gambar 4- 11 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Left Coronary Artery</i> Normal Pada Fase Puncak Sistol.....	61
Gambar 4- 12 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Diastol.....	62
Gambar 4- 13 Distribusi Tekanan <i>Left Coronary Artery</i> Normal Pada Fase Puncak Sistol.....	63
Gambar 4- 14 Distribusi Tekanan <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Sistol.....	63
Gambar 4- 15 Distribusi Tekanan <i>Left Coronary Artery</i> Normal Pada Fase Puncak Diastol .....	64
Gambar 4- 16 Distribusi Tekanan <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Sistol.....	65
Gambar 4- 17 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery</i> Normal Fase Puncak Sistol (Tampak Atas) .....	66
Gambar 4- 18 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery</i> Normal Fase Puncak Sistol (Tampak Bawah) .....	66
Gambar 4- 19 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Atas) .....	67
Gambar 4- 20 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Atas) .....	67

Gambar 4- 21 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery</i> Normal	
Fase Puncak Diastol (Tampak Atas).....	68
Gambar 4- 22 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery</i> Normal	
Fase Puncak Diastol (Tampak Bawah) .....	69
Gambar 4- 23 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm</i>	
Fase Puncak Diastol (Tampak Atas).....	69
Gambar 4- 24 Distribusi <i>Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm</i>	
Fase Puncak Diastol (Tampak Bawah) .....	70
Gambar 4- 25 Hasil 3D <i>Print Left Coronary Artery</i> Normal .....	71
Gambar 4- 26 Hasil 3D <i>Print Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	71
Gambar 4- 27 Hasil 3D <i>Print</i> Dua Sisi Area Aneurisma .....	71
Gambar 4- 28 Replika <i>Stent Graft</i> .....	72
Gambar 4- 29 Alat Peraga <i>Left Coronary Artery</i> Normal.....	72
Gambar 4- 30 Alat Peraga <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	73
Gambar 4- 31 Letak <i>Stent Graft</i> Pada Penyakit <i>Left Coronary Artery</i>	
<i>Aneurysm</i> .....	73
Gambar 4- 32 <i>Stent Graft</i> Pada <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	74
Gambar 4- 33 Resin Mengendap Pada <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	78
Gambar 4- 34 Kerusakan Pada Dinding <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	78
Gambar 4- 35 Skala Asli Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	79
Gambar 4- 36 Skala Asli Pembuluh Darah <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	79
Gambar 4- 37 Cacat Pada Pencetakan <i>Left Coronary Artery</i> Normal.....	80
Gambar 4- 38 Resin Mengendap Pada <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	80
Gambar 4- 39 Perbesaran 4 kali Pada <i>Left Coronary Artery</i> Normal .....	80
Gambar 4- 40 Perbesaran 2 kali Pada <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	81
Gambar 4- 41 Cacat Pada <i>Left Coronary Artery</i> Normal.....	81
Gambar 4- 42 Cacat Pada Penyakit <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	82
Gambar 4- 43 Cacat Pada Penyakit <i>Left Coronary Artery Aneurysm</i> .....	82

## DAFTAR NOTASI

LCA	= <i>Left Coronary Artery</i>
LCAA	= <i>Left Coronary Artery</i>
CT	= <i>Computed Tomography</i>
MRI	= <i>Magnetic Resonance Image</i>
SLA	= <i>Stereolithography</i>
CFD	= <i>Computational Fluid Dynamics</i>
CAD	= <i>Computer Aided Design</i>
mm	= <i>Milimeter</i>
UV	= <i>Ultra Violet</i>
Bpm	= <i>Beat Per Minute</i>
Udf	= <i>User Defined Function</i>
WSS	= <i>Wall Shear Stress</i>

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Jantung adalah sebuah organ tubuh manusia yang terdiri dari jaringan otot dan berperan dalam sistem peredaran darah manusia. Jantung berfungsi untuk mengendalikan seluruh aktivitas peredaran darah berupa mengedarkan nutrisi ke seluruh tubuh, dengan melibatkan pembuluh darah sebagai salurannya.

Salah satu pembuluh darah yang berada di jantung adalah *left coronary artery* (LCA) atau arteri koroner kiri. Arteri koroner kiri berfungsi untuk memasok darah ke otot jantung. Seperti semua jaringan lain dalam tubuh, otot jantung membutuhkan darah yang kaya akan oksigen untuk berfungsi dengan optimal. Oleh sebab itu, untuk mengetahui penyakit atau kelainan pada arteri koroner, dibutuhkan prosedur pemeriksaan invasif untuk dapat melihat kelainan pada struktur pembuluh darah pasien yang diduga menderita penyakit, pemeriksaan itu dinamakan pemeriksaan MRI.

Terdapat beberapa penyakit pada arteri koroner kiri salah satunya adalah *left coronary artery aneurysm*. Penyakit ini sangat langka, hanya diderita oleh 0.1% dari pasien yang menjalani pemeriksaan penyakit jantung. Penyakit ini disebabkan oleh respon tubuh terhadap sel *endothelium* pembuluh darah arteri koroner kiri sehingga meradang dan membengkak seperti balon. Pembuluh darah yang terindikasi aneurisma adalah pembuluh yang mengalami pembengkakkan pada dinding >1.5 kali ukuran normal.

Salah satu *treatment* untuk mengobati *left coronary artery aneurysm* adalah dengan metode *stent graft surgery*. operasi ini sering dilakukan pada orang yang mengalami berbagai penyakit pada jantung. *Stent graft* bertujuan untuk mengalirkan darah agar mengalir kembali normal, sehingga pembengkakkan aneurisma dapat menyusut dan dinding pembuluh darah dapat kembali normal.

Seiring perkembangan teknologi biomedis, Penelitian mengenai struktur jaringan pembuluh darah telah berkembang yang awalnya hanya menggunakan struktur dua dimensi, menjadi bentuk 3D secara detail. Untuk itu, diperlukan alat

peraga berdasarkan data MRI/CT *scan* menggunakan 3D Print untuk mengetahui karakteristik penyakit *left coronary artery aneurysm* sehingga dapat digunakan untuk pengembangan metode penyembuhan.

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui perbedaan aliran antara pembuluh darah normal dengan pembuluh darah yang terkena penyakit *left coronary artery aneurysm* menggunakan *computational fluid dynamics* (CFD), serta melihat perbedaan visualisasi dengan cara pembuatan alat peraga berdasarkan rekonstruksi berbasis data MRI/CT *scan* menggunakan 3D Print SLA. Maka dari itu, dibutuhkan alat peraga pembuluh darah normal dengan yang terkena *left coronary artery aneurysm* beserta pemasangan replika dari *stent graft* yang mana akan digunakan dalam menentukan strategi pembedahan, pengajaran, dan pembelajaran pada tenaga medis.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara merekonstruksi pembuluh darah *left coronary artery* dan *left coronary artery aneurysm*?
2. Bagaimana perbedaan fenomena aliran darah dalam pembuluh darah *left coronary artery* normal dengan yang terkena penyakit *left coronary artery aneurysm* menggunakan *computational fluid dynamics*?
3. Bagaimana cara fabrikasi alat peraga *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm* untuk memberikan pembelajaran tenaga medis?

## **1.3 Batasan Masalah**

Setelah dipaparkan rumusan masalah, maka perlu dipaparkan batasan masalah pada penelitian ini. Beberapa batasan masalah tersebut adalah:

1. Merekonstruksi data CT/MRI pembuluh darah *left coronary artery* menggunakan perangkat lunak *3D Slicer*, *Autodesk Meshmixer*, dan *Solidworks 2020*.

2. Model pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* didapat dari sumber yang menyediakan sampel penelitian, tidak direkonstruksi berdasarkan data CT/MRI.
3. Dalam proses rekonstruksi, hanya membahas tahapan rekonstruksi.
4. Hanya membahas salah satu penyakit pada *left coronary artery*.
5. Fabrikasi alat peraga menggunakan 3D Print SLA dengan material eResin Bio-PLA.
6. Pembuatan replika *stent graft* menggunakan selang transparan dan *mesh wire*.
7. Tidak membandingkan parameter 3D Print SLA dalam pembuatan alat peraga pembuluh darah.
8. Melakukan simulasi aliran menggunakan perangkat lunak *Ansys Fluent Student R2 2022*.
9. Tidak membandingkan parameter *set up* simulasi CFD.
10. Pada simulasi CFD, diasumsikan bahwa jantung berdenyut dengan rentang waktu 120 bpm.
11. Pada simulasi CFD, darah diasumsikan sebagai fluida *Non-Newtonian, incompressible, no slip*, dan jenis aliran *laminar* serta menggunakan *pulsatile unsteady inlet velocity*.
12. Luaran dari simulasi CFD adalah distribusi kecepatan aliran darah, distribusi tekanan darah, dan distribusi *wall shear stress*.
13. Alat peraga pembuluh darah tidak dialiri aliran.

#### **1.4 Tujuan Penelitian Atau Perancangan**

Adapun tujuan dari penelitian atau perancangan ini adalah sebagai berikut:

1. Merekonstruksi pembuluh darah *left coronary artery* berbasis data CT/MRI dan penyakit *left coronary artery aneurysm*.
2. Mengetahui perbedaan fenomena aliran darah pada *left coronary artery* normal dengan yang terkena penyakit *left coronary artery aneurysm*.
3. Membuat alat peraga pembuluh darah *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm* yang akan digunakan untuk pembelajaran tenaga medis menggunakan 3D Print SLA.

## **1.5 Manfaat Penelitian**

Adapun manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian ini dapat menjadi salah satu referensi untuk membantu dalam pengembangan metode penyembuhan dalam dunia medis.
2. Penelitian ini dapat menjadi salah satu referensi mengenai analisis aliran pada pembuluh darah dengan metode CFD.

## **1.6 Sistematika Penulisan**

Pada bagian ini berisikan urutan dan sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini. Setiap bab pada laporan tugas akhir ini akan dijabarkan secara umum sehingga dapat mengetahui gambaran dari masing-masing bab secara berurutan. Penulisan bagian sistematika laporan tugas akhir ini dimaksudkan untuk mempermudah dalam pembahasan dari laporan tugas akhir ini. Sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini dapat dijabarkan sebagai berikut:

### **Bab I PENDAHULUAN**

Bagian ini menjelaskan tentang latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika penulisan.

### **Bab II TINJAUAN PUSTAKA**

Bagian ini berisi kajian pustaka dan menjelaskan dasar teori yang digunakan dalam penelitian yang dilakukan.

### **BAB III METODOLOGI PENELITIAN**

Bagian ini menjelaskan langkah-langkah yang dilakukan dalam penelitian dan metode penelitian yang digunakan.

### **BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN**

Bagian ini berisi tentang hasil dan pembahasan berdasarkan penelitian dan perancangan yang telah dilakukan.

### **BAB V PENUTUP**

Bagian ini berisi tentang kesimpulan dari pembahasan yang dilakukan serta saran-saran untuk penelitian selanjutnya.

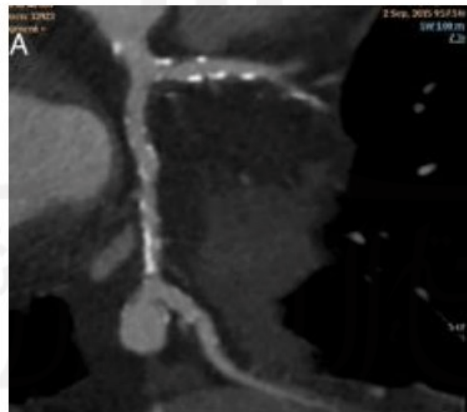
## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Kajian Pustaka

Seiring perkembangan teknologi biomedis, berbagai penelitian yang membahas fabrikasi alat peraga berdasarkan data MRI/CT *scan* untuk pengembangan metode penyembuhan telah dilakukan baik di dalam negeri maupun luar negeri, kajian pustaka ini ditujukan sebagai acuan penulis dalam melaksanakan penelitian. Sebelum melakukan penelitian, langkah pertama yang perlu dilakukan adalah melihat bagaimana bentuk penyakit melalui gambar MRI/CT *scan*.

Núñez-Gil et al., (2018) melakukan penelitian mengenai *giant coronary artery aneurysm*. Penelitiannya membahas tentang seorang pasien lansia berumur 66 tahun dengan kebiasaan merokok dan mempunyai riwayat penyakit hipertensi. Pengambilan gambar dilakukan menggunakan alat CT *scan* yang mampu mengkarakterisasi bentuk penyakit. Adapun gambar penyakit tersebut dapat dilihat pada Gambar 2-1



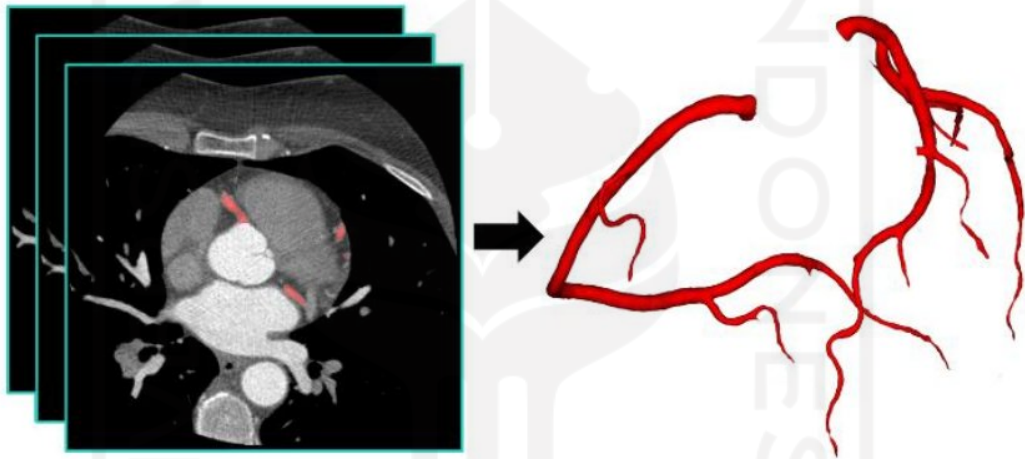
Gambar 2- 1 *Giant Coronary Aneurysm CT scan*

Sumber : (Núñez-Gil et al., 2018)

Penelitian selanjutnya dilakukan oleh Gharleghi et al., (2022) mengenai *Automated Segmentation of Normal and Diseased Coronary Arteries*. Metode



untuk merekonstruksi menjadi geometri 3D adalah dengan mendapatkan gambar CT *coronary arteries* menggunakan perangkat 3D Slicer. Perangkat ini menggunakan alat segmentasi berdasarkan intensitas piksel dalam gambar aslinya. Setelah tersegmentasi, perangkat menghasilkan *polyline* di sekitar bagian yang tersegmentasi yang kemudian beralih ke bagian penghalusan permukaan. Penghalusan dapat diterapkan untuk menghilangkan permukaan yang tidak beraturan sekaligus mempertahankan geometri asli dari *coronary arteries*. Gambar sebelum dilakukannya rekonstruksi dengan sesudah direkonstruksi bisa dilihat pada gambar 2-2 berikut.

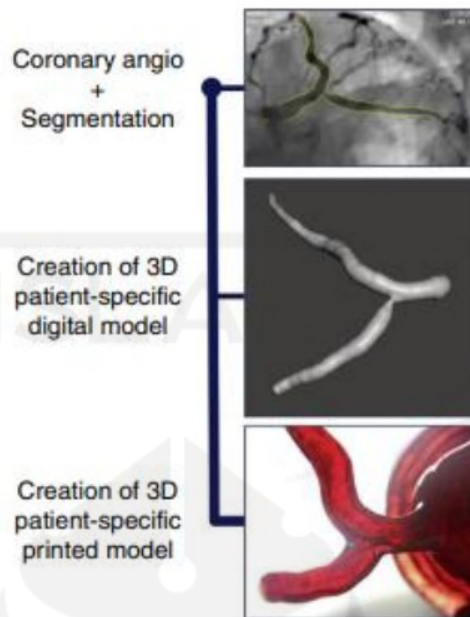


Gambar 2- 2 Rekonstruksi *Coronary Arteries*

Sumber : (Gharleghi et al., 2022)

Dibandingkan dengan visualisasi 2D konvensional berdasarkan CT *image*, alat peraga memberikan pemahaman mendalam mengenai anatomi kompleks yang dapat membantu dalam pembelajaran kardiovaskular untuk tenaga medis profesional. Terdapat beberapa penelitian mengenai alat peraga jaringan manusia, salah satunya adalah penelitian yang dilakukan oleh Oliveira-Santos et al., (2018) yang menjelaskan tentang seorang lansia wanita 85 tahun dengan *symptomatic in-stent restenosis* di bagian *ostial circumflex* yang dijadwalkan untuk pemeriksaan koroner. Dikarenakan memiliki anatomi yang sangat kompleks, maka peneliti mereplikasi bentuk anatomi koroner menggunakan alat peraga berdasarkan segmentasi data angiografi. Ini memungkinkan untuk membantu tenaga medis

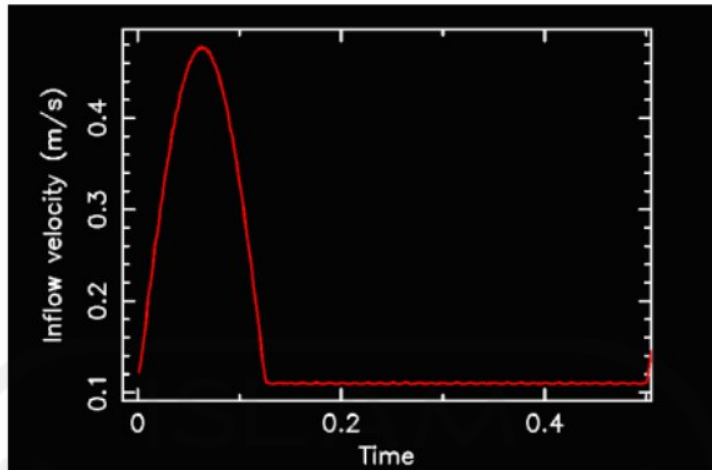
menerapkan strategi pengobatan yang cocok, seperti yang ditunjukkan pada gambar 2-3.



Gambar 2- 3 Langkah-Langkah Pembuatan Model 3D Pasien.

Sumber : (Oliveira-Santos et al., 2018)

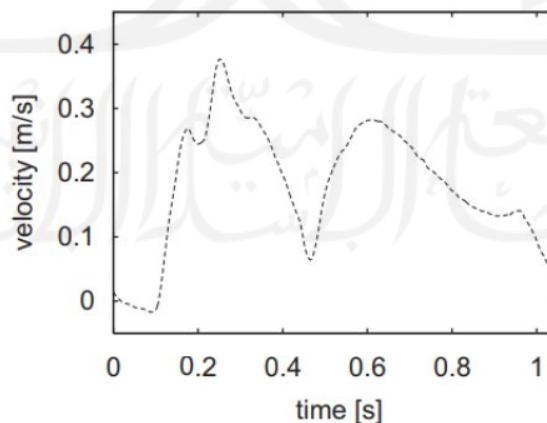
Selain mengetahui bagaimana tahapan rekonstruksi pembuluh darah berbasis data MRI/CT *scan* dan fabrikasi alat peraga-nya menggunakan 3D Print-Resin, selanjutnya adalah mengetahui simulasi aliran darah itu sendiri menggunakan simulasi CFD. Penelitian yang pertama dilakukan oleh Sinnott et al., (2006) mengenai simulasi pada pembuluh darah arteri dengan mengasumsikan jantung berdenyut dengan rentang waktu 120 bpm sesuai kondisi alami. Parameter yang digunakan adalah kecepatan *inlet* bergantung pada waktu (berdenyut), kecepatan *inlet* dalam bentuk gelombang *sinusoidal*, dan frekuensi sebesar 2 Hz atau dua kali denyut per detik. Untuk grafik dari profil kecepatan *inlet* pada *cardiac cycle* pada penelitian ini dapat dilihat pada gambar 2-4 berikut.



Gambar 2- 4 *Inflow Velocity Cardiac Cycle*

Sumber : (Sinnott et al., 2006)

Sedangkan terdapat beberapa penelitian lain yang membahas tentang kecepatan aliran darah pada *inlet* pembuluh darah *coronary arteries* yang menunjukkan hasil yang berbeda beda, dikarenakan setiap jantung manusia memiliki ukuran dan jumlah denyut yang berbeda. Menurut penelitian yang dilakukan oleh Torii et al., (2007) didapatkan hasil bahwa kecepatan pada *inlet* pembuluh darah *coronary arteries* tidak didapatkan nilai tetap dengan rentang kecepatan dari 0 m/s sampai dengan kecepatan maksimum sebesar 0.4 m/s. Untuk grafik kecepatan *inlet* pada penelitian ini dapat dilihat pada gambar 2-5 berikut.

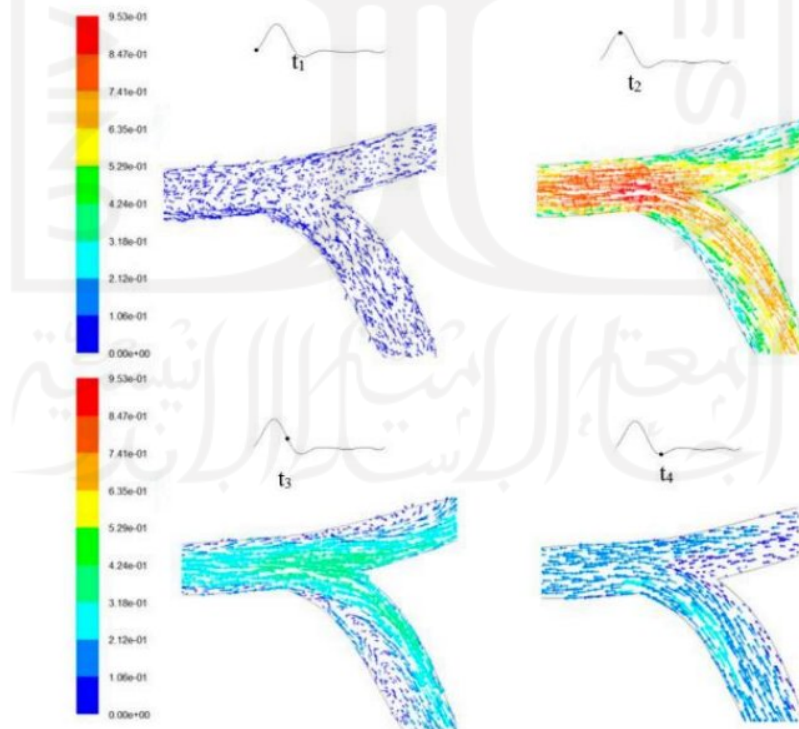


Gambar 2- 5 Kecepatan *Inlet* Pada *Coronary Arteries*

Sumber : (Torii et al., 2007)

Sebagaimana jantung berdenyut dengan sifat alami, perlu menentukan *boundary condition* berupa *outlet pressure* pada simulasi CFD. Mayoritas dari penelitian yang telah dilakukan mengasumsikan bahwa pada simulasi CFD perlu menentukan tekanan darah sesuai dengan kondisi asli, seperti penelitian yang dilakukan oleh Kabir et al., (2021) mengasumsikan bahwa jantung sehat berdenyut dengan tekanan sistol dan diastol sebesar 120mmHg/80mmHg. Selanjutnya menentukan *gauge pressure* pada *outlet* dengan tekanan sistol sebesar 120mmHg (15999 Pa) dan tekanan diastol sebesar 80mmHg (10666 Pa). Maka dari itu, digunakan tekanan pada rata rata antar dua fase sebesar 100mmHg (13332 Pa).

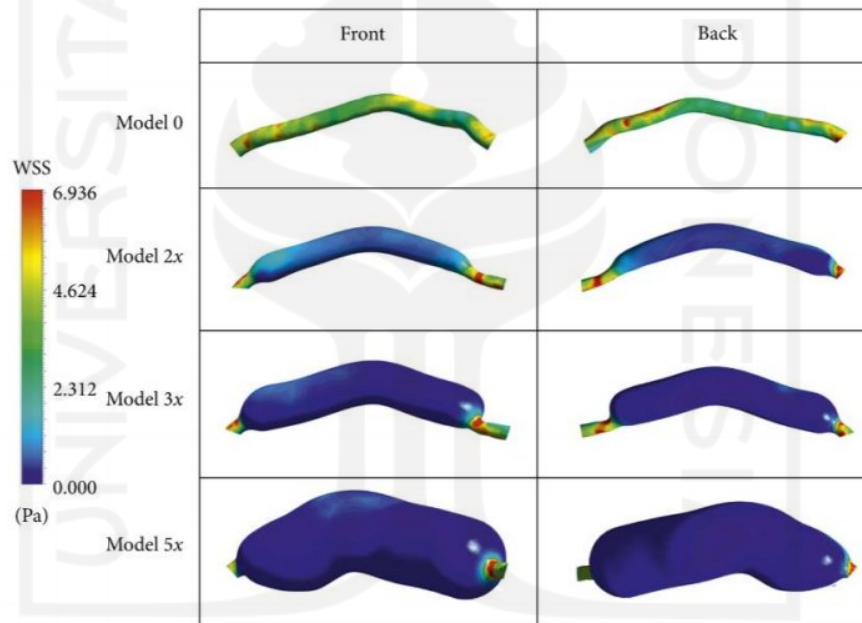
Selanjutnya penelitian yang dilakukan Carvalho et al., (2021) mengenai distribusi kecepatan aliran pada pembuluh darah *left coronary artery*. Parameter yang digunakan adalah *viscous laminar*, fluida *Non-Newtonian*, *unsteady inlet velocity*, *incompressible fluid*, *rigid wall*, dan dalam kondisi berdenyut. Hasil menunjukkan saat fase puncak sistol ( $t_2$ ) aliran bergerak dengan kecepatan maksimum, sedangkan pada fase puncak diastol ( $t_4$ ) aliran bergerak mundur secara teratur. Untuk gambar kecepatan aliran dapat dilihat pada gambar 2-6 berikut.



Gambar 2- 6 Kecepatan Aliran *Left Coronary Artery*

Sumber : (Carvalho et al., 2021)

Menurut Wang et al., (2020) *wall shear stress* adalah ketahanan mekanis dinding pembuluh terhadap darah yang mengalir. Hasil menunjukkan bahwa nilai *wall shear stress* bergantung pada diameter pembuluh darah. Semakin besar aneurisma, semakin kecil pula nilai *wall shear stress* yang terjadi. Hasil juga menunjukkan, pada rendahnya nilai *wall shear stress* pada pembuluh yang terkena aneurisma dapat menyebabkan penggumpalan darah (*thrombosis*) yang membutuhkan penanganan dokter. Untuk gambar distribusi *wall shear stress* dapat dilihat pada gambar 2-7 berikut.



Gambar 2- 7 Distribusi *Wall Shear Stress*

Sumber : (Wang et al., 2020)

Terakhir, menurut penelitian yang dilakukan oleh Etli et al., (2021) hasil menunjukkan pada pembuluh darah yang mengalami aneurisma dan terdapat nilai *wall shear stress* yang rendah, jika saat fase puncak sistol dan mengalami tekanan maksimum dapat menyebabkan pecah pembuluh darah (*rupture*) dan hasil ini dapat menjadi acuan yang dapat digunakan untuk melakukan tindakan pencegahan berupa pemeriksaan ke dokter secara awal. Terdapat kajian lain yang telah dibahas,

untuk nilai spesifik yang dilihat pada distribusi *wall shear stress*, menurut Beier et al., (2016) sel *endothelium* akan mengalami kerusakan pada nilai *wall shear stress*  $<0.5$  Pa sehingga tubuh akan merespon untuk meregenerasi dinding pembuluh dan berpotensi menyebabkan *atherosclerosis*. Sedangkan menurut Malek et al., (1999) nilai *wall shear stress*  $<0.4$  Pa menyebabkan peradangan pada dinding pembuluh darah dan berpotensi terjadinya aneurisma.

Pada beberapa kajian sebelumnya mengenai simulasi CFD pada pembuluh darah, nilai *wall shear stress* (WSS) yang didapatkan hanya berdasarkan aliran *steady* atau saat kondisi tidak berdenyut, maka dari itu pada penelitian ini akan dilakukan simulasi CFD untuk mencari nilai WSS pada dua fase yaitu fase puncak sistol dan fase puncak diastol. Dengan demikian, nilai WSS yang didapat akan lebih luas tidak hanya sebatas satu kondisi. Selanjutnya pada pembuatan alat peraga, beberapa kajian mengenai dunia biomedis hanya membuat replika pembuluh darah berbasis data CT/MRI menggunakan 3D Print. Mayoritas penelitian yang telah dilakukan hanya berupa replika pembuluh darah dengan kontur asli untuk menunjukkan bentuk visual kepada tenaga medis, terlebih lagi hanya beberapa penelitian yang melakukan pembuatan alat peraga pada pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* tetapi tidak disertai oleh fabrikasi dari *treatment* dari penyakit tersebut. Maka dari itu penelitian ini bertujuan untuk membuat alat peraga pada pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* disertai fabrikasi dari *treatment* berupa replika *stent graft* untuk membantu tenaga medis dalam pembelajaran pengobatan *stent graft surgery*. Selain itu juga, simulasi CFD digunakan sebagai informasi untuk mengetahui perbedaan fenomena aliran antara pembuluh normal dengan yang terkena penyakit sehingga jika terjadi sesuatu yang tidak normal dapat menjadi acuan yang digunakan untuk pemeriksaan ke dokter lebih awal.

## **2.2 Dasar Teori**

Dalam sub bab ini akan membahas beberapa dasar teori yang akan menjadi landasan untuk menunjang penelitian, diantaranya adalah.

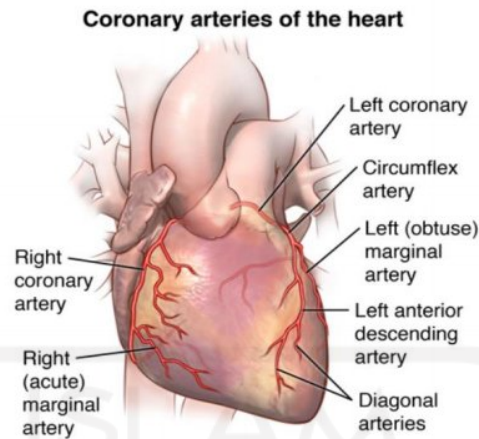
### **2.2.1 Jantung**

Menurut Tulungnen et al., (2016) jantung adalah organ manusia yang berfungsi untuk mengedarkan darah ke seluruh tubuh. Jantung bekerja dengan cara berdenyut yang terdiri dari dua fase, fase sistol dan fase diastol. Darah yang mengalir mempunyai tekanan, tekanan inilah yang akan menjadi indikator untuk mengetahui aliran darah normal atau tidak.

Tekanan darah merupakan tekanan pada dinding pembuluh darah akibat terjadinya kontraksi jantung saat mengalirkan darah. Tekanan darah sebagian besar diukur dalam satuan milimeter air raksa (mmHg). Secara umum, tekanan darah normal memiliki nilai sebesar 120/80 mmHg, atau sebesar <130 mmHg pada fase sistol, dan <85 mmHg pada fase diastol (Dinata, 2015).

### **2.2.2 Pembuluh Darah *Coronary Arteries***

Sistem peredaran darah manusia memiliki struktur dan fungsi yang sangat kompleks. Salah satu jaringan yang menyokong sistem peredaran darah manusia adalah pembuluh darah. Dari sekian banyak pembuluh darah, salah satunya adalah pembuluh darah *Coronary Artery*. Menurut Johns Hopkins Medicine, *coronary artery* berfungsi untuk menyuplai darah menuju jantung dikarenakan jantung membutuhkan suplai oksigen yang cukup. Terdapat dua pembuluh utama pada *coronary artery*, yaitu *left coronary artery* dan *right coronary artery* yang akan bercabang ke pembuluh arteri koroner yang lain. Dibandingkan dengan *right coronary artery*, *left coronary artery* memiliki ukuran yang lebih besar. Berbagai kelainan telah ditemukan pada pembuluh darah *coronary arteries*, salah satunya adalah aneurisma. Aneurisma adalah pembengkakan dinding pembuluh darah seperti balon yang menyebabkan gangguan pada aliran darah. Banyak cara yang dilakukan tenaga medis untuk mendiagnosa penyakit pada pembuluh darah *coronary arteries*, salah satunya adalah menggunakan MRI/CT scan. Untuk bentuk dan letak pembuluh darah pada *cardiovascular system* bisa dilihat pada gambar 2-8.



Gambar 2- 8 Letak dan Bentuk Pembuluh Darah Arteri Koroner

Sumber : (hopkinsmedicine.org, 2023)

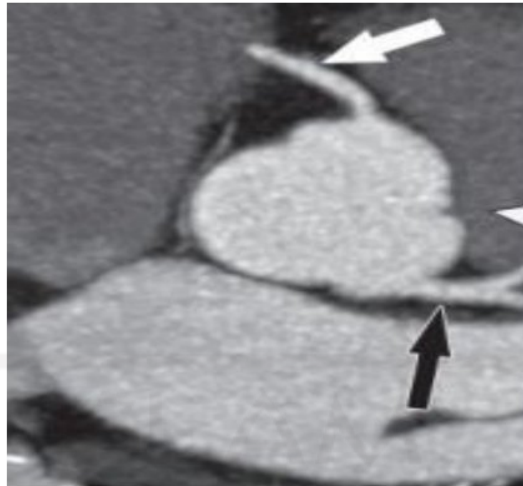
## 2.2.2 Gambar MRI/CT scan

*Computed Tomography (CT scan)* dan *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* adalah alat yang digunakan tenaga medis untuk membantu visualisasi organ dalam manusia secara tiga dimensi. Kedua alat ini sama-sama digunakan untuk melihat berbagai karakter penyakit dalam dan kelainan pada organ tubuh manusia. Jika alat ini digunakan untuk melihat bentuk jantung, pembuluh darah, dan anatominya, tenaga medis dapat melihat penyakit atau kelainan pada pembuluh darah jantung secara jelas (Kohsaka & Makaryus, 2008). Terdapat berbagai jenis pembuluh darah pada *cardiovascular system*, salah satunya adalah *left coronary artery* dan jenis penyakitnya yaitu *left coronary artery aneurysm*.

### 2.2.2.1 Gambar MRI/CT scan *Left Coronary Artery Normal*

Berikut ini adalah contoh dari gambar MRI/CT scan pembuluh darah *left coronary artery* sehat yang diteliti oleh O'Brien et al., (2007) Pembuluh ditunjukkan dengan tanda panah hitam dan bisa dilihat pada gambar 2-9.



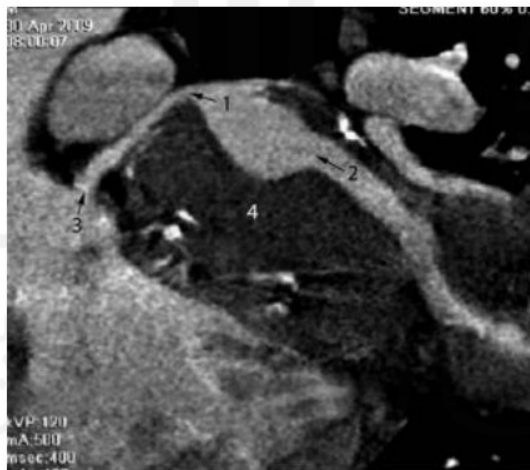


Gambar 2- 9 MRI/CT scan Pembuluh Darah *Left Coronary Artery* Normal

Sumber : (O'Brien et al., 2007)

#### 2.2.2.2 Gambar MRI/CT scan Left Coronary Artery Aneurysm

Selanjutnya adalah contoh dari gambar MRI/CT scan pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* yang diteliti oleh Berdajs et al., (2011). Sebagai penjelasan, bentuk dari aneurisma pada *left coronary artery aneurysm* ditunjukkan dengan angka nomor 4 dan bisa dilihat pada gambar 2-10 berikut.



Gambar 2- 10 MRI/CT scan Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Aneurysm*

Sumber : (Berdajs et al., 2011)

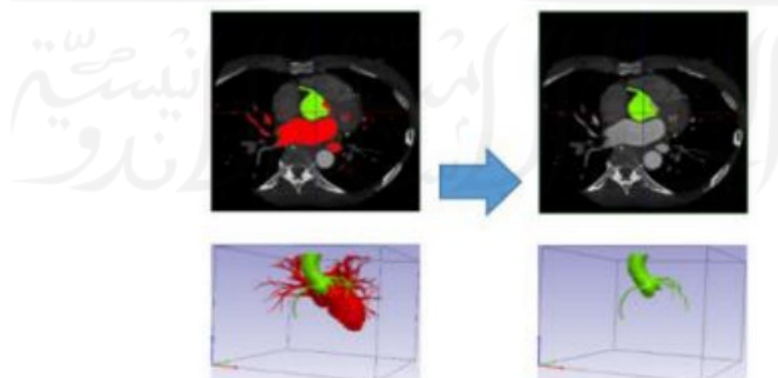
#### 2.2.3 Rekonstruksi Gambar MRI/CT scan

Hingga saat ini, sebagian besar bukti dokumentasi pada penyakit dalam tubuh manusia terbatas pada geometri 2D menggunakan alat MRI/CT scan.

menurut Thali et al., (2005) masih ada keterbatasan dokumentasi dalam dunia medis terutama jika memerlukan dokumentasi dalam geometri 3D. Maka dari itu, dibutuhkan demonstrasi teknologi geometri 3D berbasis data MRI/CT *scan* yang dapat membuka pengetahuan baru untuk rekonstruksi ilmiah dengan membawa nilai tambah dan peningkatan kualitas dalam penyembuhan penyakit. Untuk dapat mengklasifikasikan penyakit dalam geometri 3D berbasis data MRI/CT *scan*, diperlukan segmentasi dan pemodelan CAD agar karakteristik penyakit dapat memiliki geometri yang akurat sesuai data pasien.

### 2.2.3.1 Segmentasi

Seiring perkembangan zaman, teknologi untuk visualisasi gambar MRI/CT *scan* penyakit dengan metode semi otomatis telah banyak diterapkan. Metode ini bertujuan untuk memberikan segmentasi spesifik dari gambar penyakit berbasis MRI/CT *scan*. Penelitian yang dilakukan oleh Cheung et al., (2021) membahas tentang segmentasi dari pembuluh darah *coronary arteries* menggunakan software 3D-Slicer yang dapat melakukan proses segmentasi *slice-by-slice* secara semi otomatis dari berbagai *angle*. Hasil menunjukkan bahwa segmentasi menggunakan 3D-Slicer dapat digunakan untuk menghasilkan kontur yang akurat dan lebih stabil daripada penggambaran manual. Oleh karena itu, perangkat 3D-Slicer dapat digunakan sebagai perantara untuk membantu visualisasi karakteristik organ maupun penyakit berdasarkan gambar MRI/CT *scan*. Untuk hasil segmentasi semi otomatis dari pembuluh darah *coronary arteries* dapat dilihat pada gambar 2-11 berikut.

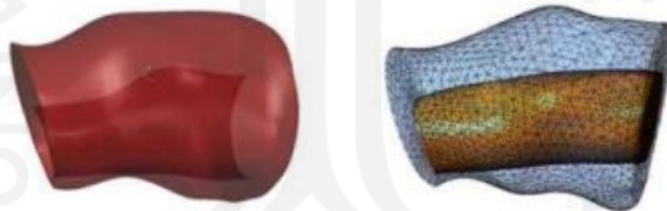


Gambar 2- 11 Segmentasi *Coronary Arteries* Menggunakan 3D-Slicer

Sumber : (Cheung et al., 2021)

### 2.2.3.2 CAD (*Computer Aided Design*)

Kemajuan terbaru dalam teknologi komputasi baik dari segi perangkat keras dan perangkat lunak telah membantu dalam kemajuan *Computer Aided Design* (CAD). CAD secara luas digunakan untuk membantu dalam desain teknik dan pemodelan untuk representasi, analisis, dan manufaktur. Dalam dunia biomedis, CAD banyak diaplikasikan dalam merekayasa jaringan dengan bantuan komputer untuk keperluan analisis, simulasi, dan fabrikasi sebagai pengganti jaringan yang asli. Penelitian mengenai CAD dalam dunia biomedis telah banyak dilakukan. Menurut Son et al., (2013) setelah melewati tahapan segmentasi gambar MRI/CT scan, yang perlu dilakukan adalah mengubah *file* dalam bentuk *surface body* (STL) menjadi *Medical-CAD Modeling* (*solid body*) agar dapat dilakukan analisis serta simulasinya. Sebelum merubah *file* menjadi *solid body*, perlu dilakukan penghalusan permukaan dikarenakan model hasil dari segmentasi MRI/CT scan belum memiliki permukaan yang halus. Berbagai perangkat lunak dapat digunakan untuk merekonstruksi *Medical-CAD Modeling* berdasarkan hasil segmentasi gambar MRI/CT scan. Untuk bentuk rekonstruksi menjadi *Medical-CAD Modeling* yang dapat dianalisis dapat dilihat pada gambar 2-12.



Gambar 2- 12 Bentuk Rekonstruksi Pembuluh Darah *Medical-CAD Modeling*

Sumber : (Son et al., 2013)

### 2.2.4 Gerak Harmonik Sederhana

Gerak harmonik sederhana adalah gerak yang terjadi secara berulang dalam rentang waktu yang sama atau biasa disebut gerak periodik dalam bentuk gelombang. Menurut Nasukha, (2020) karakteristik yang paling jelas pada gerak harmonik sederhana adalah perubahan posisi partikel terhadap waktu. Terdapat beberapa hal yang mempengaruhi gerak harmonik sederhana diantaranya adalah periode, amplitudo, frekuensi, dan kecepatan. Untuk hubungan mengenai variabel yang mempengaruhi gelombang dapat dilihat pada persamaan berikut.

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \text{ atau } \omega = 2\pi f \quad (2.1)$$

Dimana:

$\omega$  = Kecepatan Sudut (rad/s)

T = Periode (s)

f = Frekuensi Gelombang (Hz)

Sedangkan menurut Ishaq, (2005) dengan memperhitungkan asumsi gelombang berjalan, dalam gerak periodik dapat menghitung kecepatan berubah terhadap waktu dengan persamaan sebagai berikut.

$$y(t) = A \cdot \sin(\omega \cdot t) \quad (2.2)$$

Dimana:

A = Amplitudo

$\omega$  = Kecepatan Sudut (rad/s)

t = Waktu (s)

### **2.2.5 Computational Fluid Dynamics (CFD)**

Menurut Basri et al., (2016) *Computational Fluid Dynamics* (CFD) adalah sebuah metode yang banyak digunakan untuk mensimulasikan berbagai proses simulasi dalam dunia teknik. CFD mengadopsi metodologi simulasi berbasis komputer yang didefinisikan sebagai cabang dinamika fluida yang menggunakan solusi numerik dari persamaan untuk mensimulasikan aliran fluida. Selain itu, CFD juga menjadi komponen kunci dalam mengembangkan desain dan optimasi yang diperbarui melalui simulasi komputasi. Belakangan ini, CFD sering digunakan dalam aplikasi biomedis dikarenakan kompleksitas anatomi manusia termasuk mensimulasikan cairan tubuh manusia. Penelitian dengan bantuan perangkat lunak CFD memungkinkan simulasi fluida dalam sistem kardiovaskular. Terdapat beberapa Langkah-langkah pada simulasi CFD, diantaranya adalah Menentukan model matematis, diskritisasi, skema numerik, dan *Post-Processing*.

### 2.2.5.1 Model Matematis

Pada tahap ini, perlu menentukan batasan yang akan disimulasikan serta model matematika yang sesuai diantaranya adalah persamaan momentum atau persamaan Navier-Stokes, persamaan kontinuitas, definisi fluida, model fluida, dan jenis aliran fluida.

#### 1. Definisi dan Karakteristik Fluida

Fluida adalah sebuah zat mengalir yang dapat berubah bentuk dan bergerak bebas. Fluida dibagi dua, yaitu cair dan gas. Zat cair sulit untuk dikompresi dikarenakan zat cair dapat mengubah bentuknya sesuai dengan bentuk wadahnya, disisi lain fluida dalam bentuk gas mudah untuk dikompresi dan dapat mengembang untuk mengisi wadahnya. Karakteristik dari zat cair dalam sudut pandang mekanika fluida adalah kompresibilitas dan viskositasnya. Pengertian kompresibilitas adalah dengan cara sifat dari cairan itu sendiri untuk meningkatkan tekanan terhadap kompresi dan mencoba mempertahankan volume aslinya, sedangkan viskositas adalah resistensi dari dua lapisan permukaan yang bergerak satu sama lain. Fluida dibagi dua berdasarkan tingkat kekentalannya, fluida nyata dan fluida ideal atau fluida sempurna. Fluida nyata adalah sebuah fluida yang dapat dilihat dan dirasakan sedangkan fluida ideal tidak memiliki bentuk dan hanya dapat digunakan untuk simulasi persoalan matematika (Nakayama & Boucher, 2000).

#### 2. Viskositas

Viskositas adalah besarnya kemampuan untuk menahan geseran atau tergeser terhadap lapisan yang bersentuhan. Jika cairan yang bersifat kental mengalir terhadap permukaan padat, akan terjadi perubahan kecepatan (tegak lurus) terhadap arah aliran. Semakin dekat dengan lapisan padat, kecepatan semakin kecil sehingga tiap permukaan yang bergeser menimbulkan gaya gesek (Subagyo, 2018).

#### 3. Kerapatan (*Density*)

Massa jenis/Kerapatan atau *mass density* secara umum dilambangkan dengan rho ( $\rho$ ) dengan satuan  $\text{kg/m}^3$ . Massa jenis adalah suatu ukuran dari konsentrasi massa dan dinyatakan dalam bentuk massa

tiap satuan volume. Untuk mencari massa jenis dapat menggunakan persamaan berikut (Supriyono, 2019):

$$\rho = \frac{\text{massa}}{\text{satuan volume}} = \frac{m}{v} \left[ \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right] \quad (2.3)$$

#### 4. Prinsip Kontinuitas

Menurut Prasetyawan, (2022) Kontinuitas memiliki arti kesinambungan atau berkelanjutan. Prinsip kontinuitas dinyatakan sebagai konservasi dari massa dalam ruang domain yang dialiri fluida. Untuk persamaan kontinuitas pada aliran *unsteady* dan *incompressible* ruang tiga dimensi adalah sebagai berikut:

$$\left( \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) = 0 \quad (2.4)$$

Dimana:

$\frac{\partial u}{\partial x}$  = Perubahan Kecepatan Vektor u Pada Sumbu X

$\frac{\partial v}{\partial y}$  = Perubahan Kecepatan Vektor v Pada Sumbu Y

$\frac{\partial w}{\partial z}$  = Perubahan Kecepatan Vektor w Pada Sumbu Z

#### 5. Persamaan Navier-Stokes

Persamaan Navier-Stokes bisa diartikan sebagai sistem persamaan non-linier yang dapat digunakan oleh peneliti sebagai persamaan dasar, khususnya fluida. Persamaan Navier-Stokes adalah bentuk turunan dari hukum Newton II yang menjelaskan tentang pergerakan suatu fluida yang menyatakan bahwa viskositas berbanding lurus dengan perubahan momentum partikel fluida. Persamaan Navier-Stokes terdiri dari persamaan kontinuitas serta persamaan momentum yang diterapkan untuk aliran fluida bersifat *incompressible* (Sulistyaningtyas & Wantika, 2022). Sedangkan menurut (Soemaryanto & Rosid, 2017) pada dasarnya, persamaan Navier-Stokes digunakan pada simulasi CFD untuk menyelesaikan skema numerik pada aliran fluida dengan bantuan

perhitungan komputer. Menurut Cengel & Cimbala, (2006) persamaan Navier-Stokes untuk aliran *laminar, unsteady*, dan *incompressible* dapat ditulis pada persamaan berikut:

X-Momentum

$$\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2.5)$$

Y-Momentum

$$\rho \left( \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (2.6)$$

Z-Momentum

$$\rho \left( \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (2.7)$$

Dimana:

$\rho$  = Massa Jenis (kg/m<sup>3</sup>)

$u$  = Kecepatan (m/s)

$t$  = Waktu (s)

$p$  = Tekanan (Pa)

$\mu$  = Viskositas (Pa.s)

## 6. Fluida *Non-Newtonian*

Menurut Ghurri, (2014) Fluida *Non-Newtonian* adalah fluida yang mengalir secara tidak kontinyu, jika fluida *Non-Newtonian* diberikan gaya seperti mengaduk, akan timbul sebagian area yang kosong yang kemudian akan terisi kembali. Pengadukan pada fluida *Non-Newtonian* dapat menurunkan viskositasnya dikarenakan fluida *Non-Newtonian* memiliki viskositas yang berubah-ubah.

Contoh fluida *Non-Newtonian* adalah darah. Darah terdiri dari berbagai partikel seperti trombosit, leukosit, dan eritrosit. Untuk penggunaan fluida *Non-Newtonian* terhadap simulasi *computational fluid dynamics* (CFD) aliran darah, terdapat beberapa penelitian yang mendasari. Menurut Johnston et al., (2006) sifat kompleks dari cairan di dalam tubuh manusia merupakan kendala dalam simulasi aliran darah. Menurutnya, jika untuk simulasi aliran darah pada arteri koroner dengan viskositas tetap dapat mengasumsikan menggunakan fluida *Newtonian*. Jika untuk simulasi lebih detail dan rinci disarankan menggunakan fluida *Non-Newtonian*.

Dikarenakan viskositas darah yang berubah-ubah, darah memiliki propertinya tersendiri, menurut Krishnan & Anantharaman, (2022) darah sebagai fluida *Non-Newtonian* memiliki nilai viskositas mutlak sesuai dengan kondisi alami yang dipengaruhi oleh senyawa biologis. Untuk properti darah sebagai fluida *Non-Newtonian* dapat dilihat pada gambar 2-13 berikut.

Property	Normal artery
Density (kg/m <sup>3</sup> )	1060
Zero Shear Viscosity (Pa-s) ( $\mu_0$ )	0.056
Infinite Shear Viscosity ( $\mu_\infty$ ) (Pa-s)	0.0035
Power Law Index ( $n_c$ )	0.3568
Time Constant, $\lambda$ (s)	3.313

Gambar 2- 13 Properti Fluida *Non-Newtonian* (Darah)

Sumber : (Krishnan & Anantharaman, 2022)

Pada gambar 2-13 diatas, properti fluida (darah) adalah bentuk fluida *Non-Newtonian* pada model *carreau*. Menurut Shibeshi & Collins, (2005) Model *carreau* adalah tipe fluida *Newtonian* dimana viskositas ( $\mu_{eff}$ ) bergantung pada laju geser ( $\dot{\gamma}$ ) yang dapat dituliskan sebagai persamaan berikut:

$$\mu_{eff}(\dot{\gamma}) = \mu_{inf} + (\mu_0 - (1 + \mu_{inf}) (\lambda\dot{\gamma})^2)^{n-1/2} \quad (2.8)$$

Dimana:

$\mu_0$  = Viskositas saat laju geser rendah (Pa.s)

$\mu_{inf}$  = Viskositas saat laju geser tinggi (Pa.s)

$\lambda$  = Karakteristik Waktu (s)

$n$  = Indeks Perilaku Aliran

$\mu_0$ ,  $\lambda$ , dan  $n$  adalah koefisien material. Saat laju gesernya rendah ( $\dot{\gamma} \ll 1/\lambda$ ), fluida *carreau* menjadi fluida *Newtonian* dan saat laju gesernya tinggi ( $\dot{\gamma} \gg 1/\lambda$ ), menjadi fluida *power-law* (Manimaran, 2011).

## 7. Bilangan Reynold



Bilangan Reynold merupakan salah satu bilangan tak berdimensi yang digunakan untuk menentukan bentuk aliran fluida apakah itu aliran laminar, turbulen, atau transisi. Ada tiga factor yang dapat mempengaruhi jenis aliran dan bilangan Reynold, yaitu massa jenis, viskositas, dan diameter. Aliran dapat dikatakan laminar jika dibawah 2000, transisi dalam rentang 2000 sampai 4000, dan turbulen jika lebih dari 4000 (Muhajir, 2009).

Diamater dibutuhkan untuk mencari bilangan Reynold, Sedangkan menurut Syuhada & Sary, (2019) tidak semua penampang pada aliran fluida berbentuk lingkaran sempurna. Untuk mengetahui diameter pada penampang *non-circular* dibutuhkan untuk mencari diameter hidrolik. Diameter hidrolik adalah empat kali rasio dari luas penampang aliran dibagi dengan keliling (perimeter). Untuk menghitung besar diameter hidrolik digunakan persamaan berikut (Hardhian S. F, 2017):

$$D_h = 4 \cdot \frac{A}{P} \quad (2.9)$$

Dimana:

$D_h$  = Diameter Hidrolik (m)

$A$  = Luas Area (m<sup>2</sup>)

$P$  = Keliling Penampang (m)

Sedangkan menurut Alam et al., (2021) untuk menghitung bilangan Reynold pada aliran fluida model *carreau* dapat digunakan persamaan berikut:

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu_o} \quad (2.10)$$

Dimana:

$\rho$  = Massa Jenis (kg/m<sup>3</sup>)

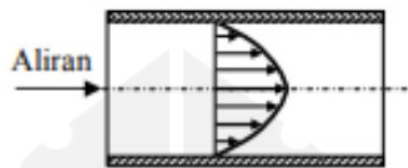
$v$  = Kecepatan (m/s)

$D$  = Diameter (m)

$\mu_o$  = Zero Shear Viscosity (Pa.s)

## 8. *Unsteady* dan *Laminar Flow*

Fluida memiliki karakteristik untuk bergerak atau mengalir. Salah satu jenis aliran adalah aliran *unsteady*. Aliran *unsteady* adalah aliran dimana tekanan dan kecepatan berubah terhadap posisi dan waktu, sehingga partikel yang melewati suatu titik membentuk lintasan yang berubah (Subagyo, 2018). Sedangkan menurut Ghurri, (2014), aliran laminar adalah aliran dimana partikel bergerak secara sejajar pada satu poros. Seperti yang diketahui, pada aliran laminar saat memasuki *inlet*, profil kecepatan berbentuk *parabolic* sedangkan aliran turbulen cenderung datar. Untuk gambar aliran laminar dapat dilihat pada gambar 2-14 berikut.



Gambar 2- 14 Aliran Laminar

Sumber : (Ghurri, 2014)

#### 2.2.5.2 Diskritisasi

Menurut Hirsch, (2007) Komputer hanya dapat membaca angka, maka dari itu model matematis harus ditransformasi ke bentuk angka-angka perhitungan. Proses transformasi ini dinamakan diskritisasi. Terdapat dua jenis diskritisasi, yaitu:

1. Diskritisasi Ruang/Spasial

Pada proses ini, ditentukan bentuk dan pembatasan pada ruang geometri yang akan digunakan untuk simulasi. Kemudian berlanjut ke proses pendistribusian titik titik di seluruh permukaan dalam domain geometri tersebut. Himpunan titik-titik inilah yang akan menggantikan kontinuitas pada ruang nyata dengan sejumlah titik titik atau dinamakan *grid* atau *mesh*.

2. Diskritisasi Model Persamaan Matematika.

Pada diskritisasi ini, bentuk persamaan diferensial parsial akan ditransformasi menjadi beberapa operasi aritmatik. Hasilnya, akan diperoleh kumpulan relasi persamaan antara nilai pada titik/*mesh* yang

saling berhubungan. Proses ini juga dikenal dengan sebutan *finite volume method*.

#### **2.2.5.3 Skema dan Solusi Numerik**

Skema numerik digunakan untuk analisis yang memenuhi serangkaian kondisi dan aturan, serta menghasilkan akurasi dan stabilitas yang diinginkan. Maka dari itu, diperlukan perhitungan solusi numerik untuk menyelesaikan persamaan-persamaan yang telah ditentukan. Salah satu metode perhitungan solusi adalah *Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations* (SIMPLE). Metode SIMPLE digunakan untuk menyelesaikan hubungan antara kecepatan dan tekanan pada persamaan Navier-Stokes (Fluent Inc, 2001).

#### **2.2.5.4 Post-Processing**

Tahap ini meliputi pengeplotan data hasil dari simulasi yang ditampilkan melalui visualisasi berupa animasi sehingga dapat dimengerti dan dipresentasikan (Gerrah & Haller, 2020).

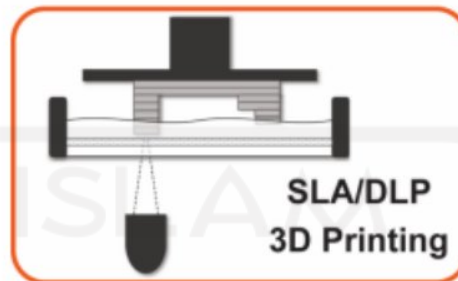
### **2.2.6 Ansys Fluent**

Fluent adalah salah satu dari jenis program CFD yang menggunakan metode volume hingga atau *finite volume method*. Perangkat ini dapat menyelesaikan kasus aliran fluida dengan *mesh (grid)* yang tidak terstruktur sekalipun dengan cara yang mudah, karena Ansys Fluent menyediakan fleksibilitas yang lengkap. Fluent didukung oleh jenis mesh tipe 2D *triangular-quadrilateral*, 3D *tetrahedral-hexahedral-pyramid-wedge*, dan *mesh* campuran (*hybrid*). Fluent memiliki struktur data yang efisien dan lebih fleksibel, karena Fluent ditulis dalam Bahasa C. Fluent memiliki beberapa kelebihan diantaranya adalah mudah digunakan, model yang realistic, diskritisasi yang efisien, dan visualisasi yang mudah dimengerti (Ansys Fluent, 2023).

### **2.2.7 3D Print SLA**

3D Print adalah sebuah alat yang bertujuan untuk pembuatan prototipe di berbagai sektor seperti otomotif dan di bidang kesehatan. Salah satu jenis 3D Print adalah *stereolithography* (SLA). Menurut Chemistry, (2021a) 3D Print *stereolithography* digunakan untuk memproduksi model, prototipe, pola, dan bagian produksi. Selama proses pencetakan, lapisan demi lapisan resin diendapkan

dan dipolimerasi oleh sinar UV. Setelah dibentuk dengan sinar UV, jaringan polimer terbentuk. Untuk gambar 3D Print *stereolithography* dapat dilihat pada gambar 2-15 berikut.



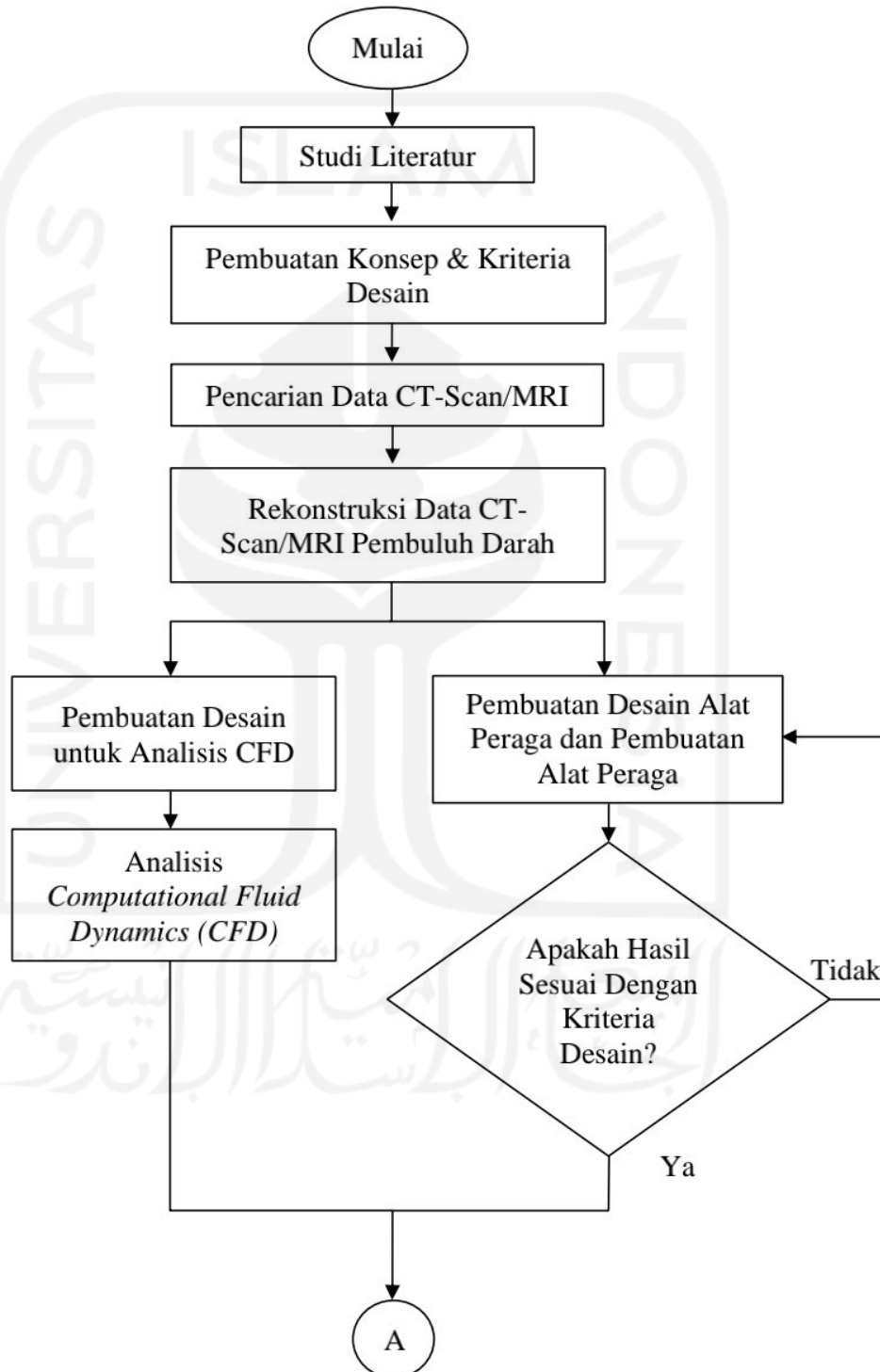
Gambar 2- 15 3D Print *Stereolithography*

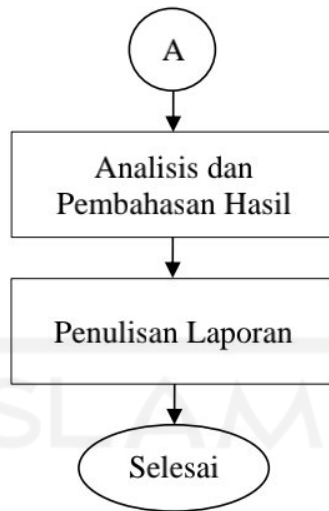
Sumber : (Chemistry, 2021a)

## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian

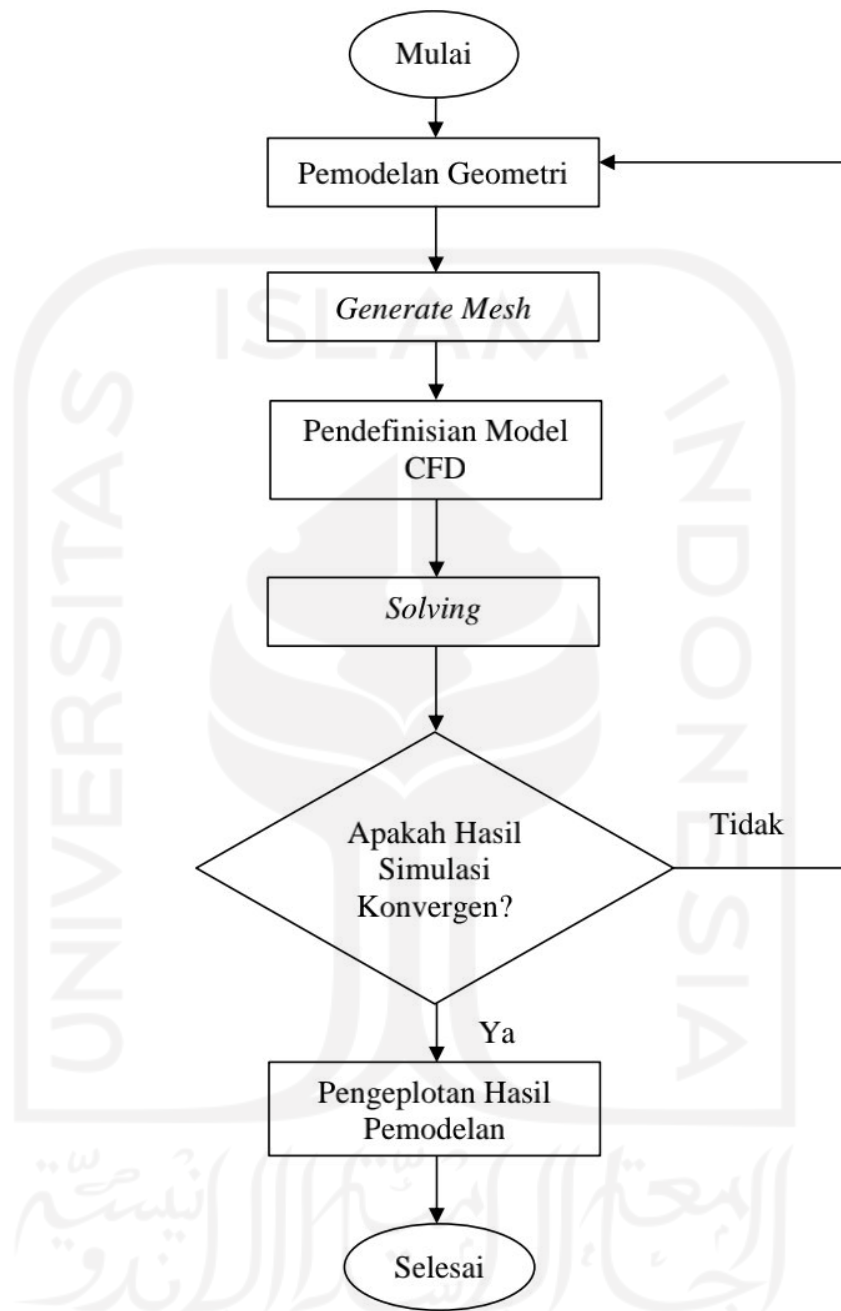
Alur penelitian pada penelitian ini adalah sebagai berikut:





Gambar 3- 1 Alur Penelitian

Dibawah ini merupakan diagram alur *Computational Fluid Dynamics* (CFD) ditunjukkan pada gambar 3-2 berikut:



Gambar 3- 2 Alur CFD

### 3.2 Kriteria Desain

Dalam perancangan pembuatan alat peraga dan simulasi fenomena aliran pembuluh darah *left coronary artery* dan *left coronary artery aneurysm*, ada beberapa kriteria yang harus ditentukan. Secara umum, kriteria yang harus dipenuhi adalah model dari pembuluh darah berasal dari rekonstruksi MRI/CT-

scan sehingga menyerupai pembuluh darah aslinya, sehingga dapat memberikan gambaran visual bentuk dari pembuluh darah *left coronary artery* dan *left coronary artery aneurysm* secara nyata. Penentuan kriteria dibagi menjadi dua bagian yaitu kriteria hasil rekonstruksi dan kriteria desain. Berikut adalah penentuan kriteria yang harus terpenuhi :

### 3.2.1 Kriteria Hasil Rekonstruksi

1. Model pembuluh darah berasal dari rekonstruksi CT/MRI dan file sampel penelitian.
2. Hasil rekonstruksi dapat dilakukan simulasi fenomena aliran.
3. Model pembuluh darah memiliki kurang dari 512000 *mesh elements*.
4. Model pembuluh darah dalam bentuk *part solid body*.

### 3.2.2 Kriteria Desain

1. Alat peraga dari pembuluh darah *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm* menyerupai pembuluh darah asli.
2. Alat peraga dari pembuluh darah *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm* memiliki bentuk dan kontur yang dapat dilihat dengan jelas sehingga membantu tenaga medis dalam melihat bentuk visual dibandingkan dengan gambar CT/MRI.
3. Alat peraga memiliki perbedaan jarak *inlet* ke *outlet* kurang dari 15 % antara desain dengan hasil print skala asli.
4. Alat peraga pembuluh darah transparan dan bersifat *cylindrical* untuk pemasangan *stent graft* pada *left coronary artery aneurysm*.
5. Alat peraga dapat menunjukkan letak *stent graft* dari pengobatan *stent graft surgery* pada penyakit *left coronary artery aneurysm*.

### 3.3 Alat Dan Bahan

Pada penelitian ini, dibutuhkan beberapa alat dan bahan yang digunakan dalam melaksanakan penelitian. Berikut Tabel 3-1 dan Tabel 3-2 yang berisi alat dan bahan yang digunakan.

Tabel 3- 1 Alat

No	Alat	Fungsi
----	------	--------



1	Laptop	Perangkat Utama Dalam Melakukan Tahap Simulasi
2	Mesin 3D <i>Printing</i> Resin	Digunakan Untuk Pembuatan Alat Peraga Pembuluh Darah
3	Mesin <i>Curing</i> 3D <i>Print</i> Resin	Digunakan Untuk Mengeraskan Resin Hasil 3D <i>Printing</i>
4	<i>Solidworks 2020</i>	Perangkat Lunak Untuk Merubah <i>Solid Body</i>
5	<i>3D Slicer</i>	Perangkat Lunak Untuk Mensegmentasi Gambar CT/MRI Pembuluh Darah
6	<i>Autodesk Meshmixer</i>	Perangkat Lunak Untuk Menghaluskan Kontur Pembuluh Darah
7	<i>Ansys Fluent Students 2022</i>	Perangkat Lunak Untuk Mensimulasikan Aliran Pada Pembuluh Darah
8	<i>Photon Workshop</i>	Perangkat Lunak Untuk Mesin 3D <i>Print</i>
9	<i>Microsoft Visual Studio</i>	Perangkat Lunak Untuk Membuat kode <i>User Defined Function</i>
10	Jangka Sorong	Menghitung Dimensi Hasil 3D Print

Tabel 3- 2 Bahan

No	Bahan	Fungsi
1	File CT/MRI <i>left coronary artery normal</i>	Sebagai Bahan Utama Dalam Penelitian

2	File STL sampel <i>left coronary artery aneurysm</i>	Sebagai Bahan Utama Dalam Penelitian
3	Esun Resin Clear SLA	Digunakan Dalam Membuat Alat Peraga Pembuluh Darah
4	<i>Isopropyl Alcohol</i>	Digunakan Untuk Membersihkan Resin Hasil 3D Print
5	<i>Turtle Wax Compound and Polishing</i>	Digunakan Untuk Menghaluskan Kontur Hasil Amplas
6	Amplas Grid 500, 1000, dan 1500	Digunakan Untuk Menghaluskan Permukaan Hasil 3D Print

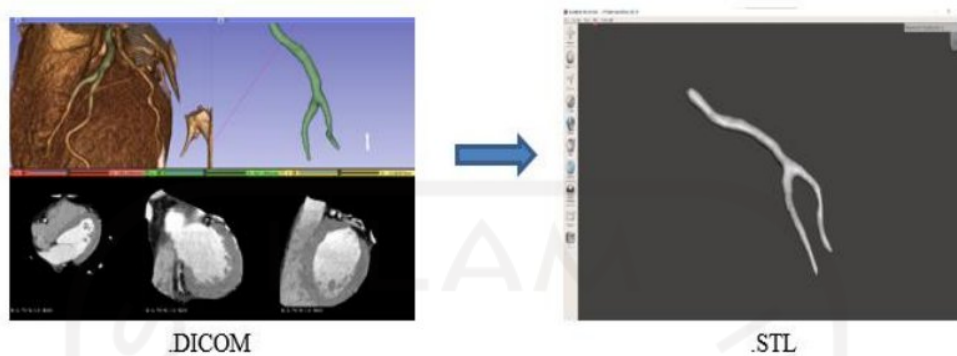
### 3.4 Rekonstruksi Model Pembuluh Darah

Beberapa tahapan dalam merekonstruksi model pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* adalah sebagai berikut:

#### 3.4.1 Segmentasi

Hal pertama yang harus dilakukan dalam rekonstruksi pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* adalah mensegmentasikan bagian yang diinginkan. Pada model *left coronary artery* normal, dilakukan segmentasi bagian yang berasal dari CT/MRI dengan file .NRRD yang bersumber dari website <https://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/GOUDURIX> lalu, diubah ke file .DICOM menggunakan perangkat lunak 3D-Slicer. Setelah dilakukan segmentasi, lalu diubah ke bentuk file STL. Sedangkan untuk penyakit *left coronary artery aneurysm* tidak berasal dari file CT/MRI, model pembuluh darah didapat berdasarkan sumber yang menyediakan sampel untuk kepentingan penelitian dalam format .STL dengan sumber website <https://www.embodi3d.com/files/file/42155-aneuvrysm-of-lad/>. Pada proses

segmentasi ini menggunakan perangkat lunak *3D Slicer* dan *Autodesk Meshmixer*. Untuk gambar proses segmentasi dapat dilihat pada gambar 3-3 dan 3-4.



Gambar 3- 3 Segmentasi *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 3- 4 Segmentasi *Left Coronary Artery Aneurysm*

### 3.5 Proses Pembuatan Desain Pembuluh Darah

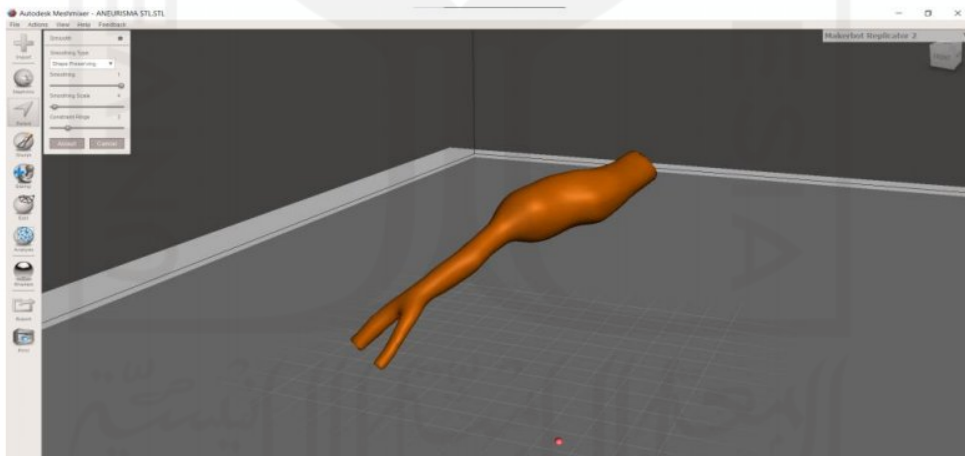
#### 3.5.1 Pemotongan Penghalusan Kontur

Pada tahap ini, dilakukan penghalusan kontur dan dilakukan pemotongan pada *inlet* dan *outlet* menggunakan perangkat lunak *Autodesk Meshmixer*. Penghalusan kontur dan pemotongan bagian yang tidak diinginkan dibutuhkan karena pada dasarnya pembuluh darah memiliki kontur yang berubah, tahap ini juga diperlukan untuk mengurangi jumlah *mesh* yang diinginkan yaitu di bawah dari 512000 *mesh elements*. Pada pembuluh darah *left coronary artery normal*, dilakukan pemotongan pembuluh darah di area *inlet* dan *outlet* dan penghalusan kontur, sedangkan pada penyakit *left coronary artery aneurysm*, selain dilakukan pemotongan pada area *inlet* dan *outlet*, dilakukan pemotongan cabang pada dinding

yang terkena penyakit aneurisma, ini dikarenakan model pembuluh darah yang diinginkan memiliki bentuk yang menyerupai pembuluh darah normal. Untuk gambar pemotongan dan penghalusan kontur dapat dilihat pada gambar 3-5 dan 3-6 berikut:



Gambar 3- 5 Pemotongan dan Penghalusan Kontur *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 3- 6 Pemotongan dan Penghalusan Kontur Penyakit *Left Coronary Artery Aneurysm*

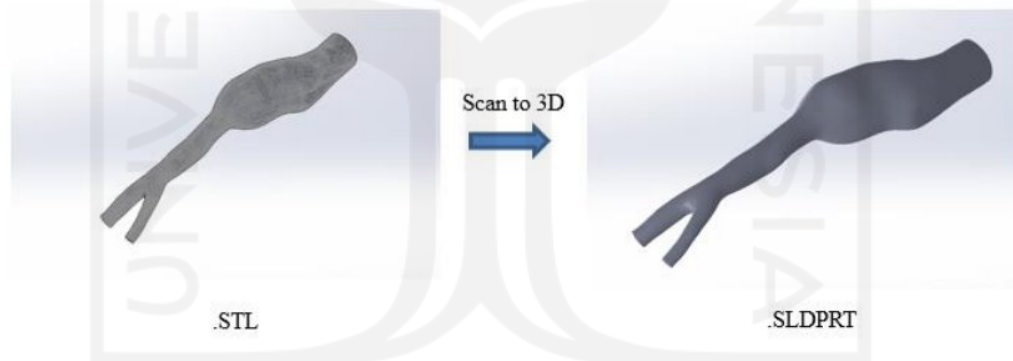
### 3.5.2 Merubah *Surface Body* ke *Solid Body*

Pada tahap sebelumnya, model pembuluh darah yang telah dilakukan pemotongan dan penghalusan kontur masih dalam bentuk STL atau dalam bentuk *surface body*. Maka dari itu, diperlukan untuk merubah ke dalam bentuk *solid body* dikarenakan bentuk *solid* pada volume model pembuluh darah berfungsi sebagai

domain tempat fluida mengalir pada simulasi CFD. Proses ini juga memotong setiap ujung pembuluh darah dengan tujuan untuk menentukan *inlet* dan *outlet* aliran darah. Proses merubah *surface body* menjadi *solid body* ini menggunakan perangkat lunak *Solidworks 2020 add-in: ScanTo3D*. Proses ini dapat dilihat pada gambar 3-7 dan 3-8.



Gambar 3- 7 *Convert Solid Body Left Coronary Artery Normal*



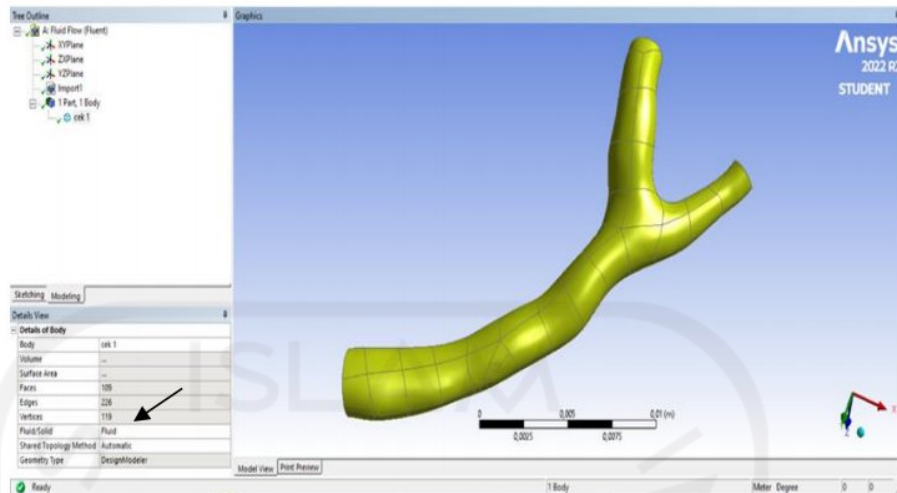
Gambar 3- 8 *Convert Solid Body Left Coronary Artery Aneurysm*

### **3.6 Computational Fluid Dynamics (CFD)**

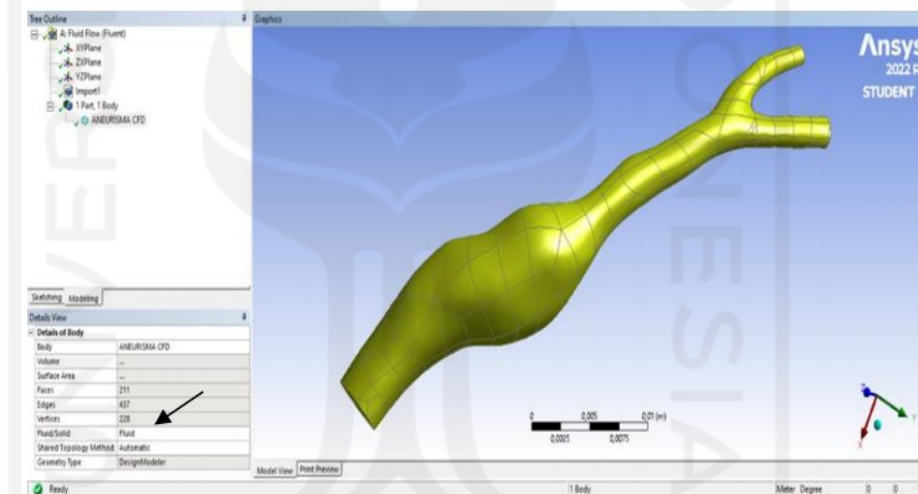
#### **3.6.1 Pre-Processing**

##### **1. Pemodelan Geometri**

Proses ini meliputi *import geometry* dari model pembuluh darah yang telah direkonstruksi dengan file STEP serta penentuan domain fluida. *import geometry* dari pembuluh darah *left coronary artery normal* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* dapat dilihat pada gambar 3-9 dan 3-10 berikut:



Gambar 3- 9 *Import Geometry Left Coronary Artery Normal*



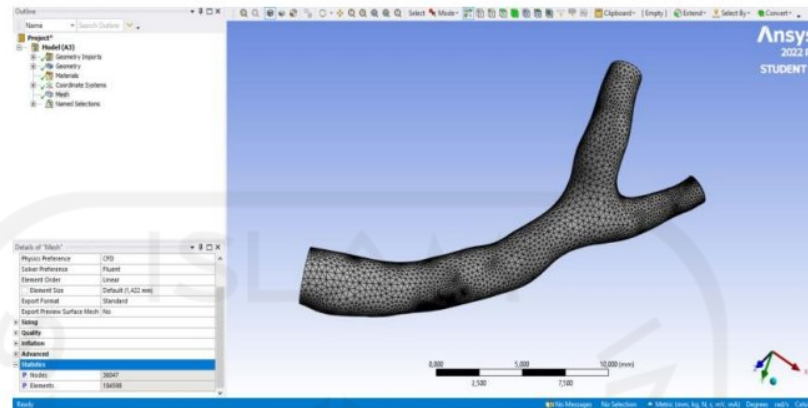
Gambar 3- 10 *Import Geometry Left Coronary Artery Aneurysm*

## 2. Meshing

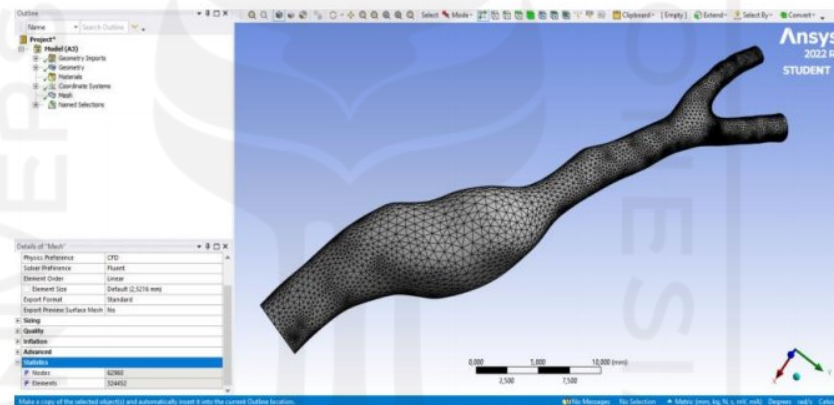
Proses *meshing* atau *generate mesh* berfungsi sebagai penentuan kontrol volume geometri menjadi elemen yang lebih kecil dengan tujuan mendapatkan hasil yang konvergen. Pada tahap ini juga dilakukan penentuan domain *inlet*, *outlet*, dan dinding pembuluh darah.

Mesh yang digunakan adalah bentuk *tetrahedral* dengan jumlah 36047 *mesh nodes* dan 184598 *mesh elements* untuk pembuluh darah *left coronary artery normal* dan untuk *left coronary artery aneurysm* didapatkan 62960 *mesh nodes* dan 324452 *mesh elements*. Untuk proses

*meshing* pada pembuluh darah *left coronary artery normal* dan *left coronary artery aneurysm* dapat dilihat pada gambar 3-11 dan 3-12 berikut:



Gambar 3- 11 *Generate Mesh Left Coronary Artery Normal*



Gambar 3- 12 *Generate Mesh Left Coronary Artery Aneurysm*

### 3.6.2 *Processing*

Memasuki tahap *processing*, diperlukan beberapa asumsi yang digunakan untuk *set-up* simulasi CFD. Secara garis besar, asumsi yang digunakan adalah aliran darah bersifat laminar karena pada dasarnya aliran darah adalah laminar, aliran diasumsikan berdenyut dengan rentang waktu 120 bpm sesuai kondisi denyut jantung normal, dan menggunakan material fluida *Non-Newtonian* yang mana adalah darah. Untuk tabel dari asumsi yang digunakan dapat dilihat pada tabel 3-3 sebagai berikut:

Tabel 3- 3 Asumsi Simulasi CFD

<b>Parameter</b>	<b>Asumsi</b>
Jenis Aliran	Aliran Laminar
Rentang Waktu	Berdenyut 120 bpm
Jenis Fluida	Fluida <i>Non-Newtonian</i> (Darah)

Langkah selanjutnya pada proses ini adalah menentukan kondisi batas, material fluida, dan *mesh dependency*.

1. Pendefinisian Kondisi Batas

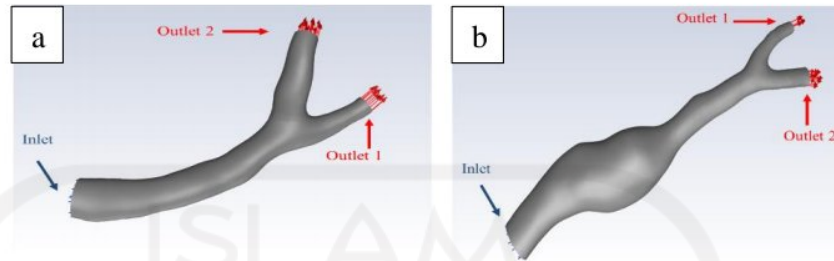
Penentuan kondisi batas pada analisis ini menggunakan *pulsatile unsteady inlet velocity*, *outlet 1* dan *outlet 2* menggunakan *gauge pressure* sebesar 13332 Pa, *Wall* bersifat *Rigid* dan *no-slip*. Untuk Tabel pengkondisian batas dapat dilihat pada tabel 3-4 berikut:

Tabel 3- 4 Kondisi Batas

<b>Boundary</b>	<b>Condition</b>
<i>Inlet</i>	<i>Unsteady Inlet Velocity</i>
<i>Outlet 1</i>	<i>Gauge Pressure 13332 Pa</i>
<i>Outlet 2</i>	<i>Gauge Pressure 13332 Pa</i>
<i>Wall</i>	<i>Rigid, no-slip</i>



Untuk letak *inlet* dan *outlet* pada pembuluh darah *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm* dapat dilihat pada gambar 3-13 dan berikut:



Gambar 3- 13 *Inlet* dan *Outlet*: a. *Left Coronary Artery* dan b. *Left Coronary Artery Aneurysm*

Setelah menentukan kondisi batas pada tabel 3-4, berikut adalah rincian kondisi batas yang digunakan pada analisis ini:

a. *Inlet*

Kecepatan inlet yang digunakan adalah kecepatan berubah terhadap waktu dengan rentang denyut 120 bpm (*pulsatile unsteady inlet velocity*) yang diformulasikan menggunakan kode *udf* (*user defined function*) menggunakan *microsoft visual studio*.

```
D: > udf > C udf_coba_coba.c
1 #include "udf.h"
2 #define PI 3.141592654
3
4 DEFINE_PROFILE(velocity_function, thread, position)
5 {
6
7 face_t f;
8 real t = CURRENT_TIME;
9
10 begin_f_loop(f, thread)
11 {
12 F_PROFILE(f, thread, position) = 0.4*sin(2*PI*2*t);
13 }
14 end_f_loop(f, thread)
15
16 }
```

Gambar 3- 14 Kode UDF

Gambar 3-14 diatas menggunakan persamaan fungsi gerak harmonik sederhana. Fungsi ini digunakan karena kecepatan *inlet* bergerak dalam bentuk gelombang *sinusoidal* dan dalam kondisi

berdenyut. Untuk persamaan gelombang sinusoidal pada gerak harmonik sederhana dapat dituliskan dengan persamaan (mr-cfd.com):

$$v(t) = A \sin(\omega t) \quad (3.1)$$

$$\omega = 2\pi f \quad (3.2)$$

$$v(t) = 0.4 \times \sin(2 \times \pi \times 2 \times t) \quad (3.3)$$

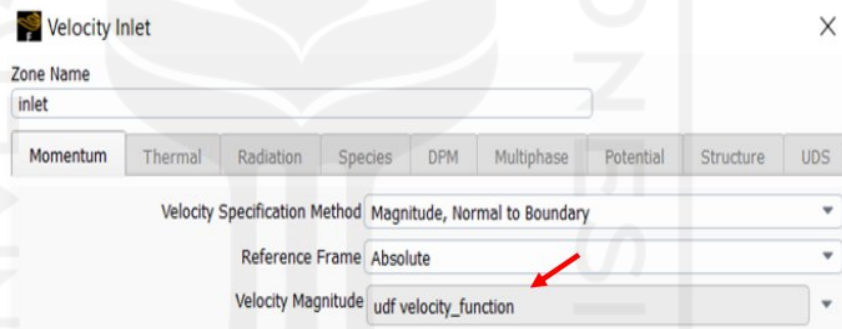
Dimana :

$A$  = Maximum Velocity Magnitude = 0.4 m/s

$f$  = Frekuensi (120 bpm) = 2 Hz

$t$  = Flow Time (s)

Setelah menulis fungsi menggunakan kode *udf*, selanjutnya diinterpretasikan pada zona *inlet velocity* yang dapat dilihat pada gambar 3-15 berikut:



Gambar 3- 15 Kondisi Batas Zona *Inlet*

Pada pembuluh darah *left coronary artery* dan *left coronary artery aneurysm*, memiliki bentuk *inlet non-circular*. Maka dari itu, untuk menghitung diameter *inlet* dalam bentuk penampang *non-circular* digunakan persamaan sebagai berikut (Hardhian S. F, 2017):

$$D = 4 \frac{A}{P} \quad (3.4)$$

Dimana:

$D$  = Diameter (mm)

$A$  = Luas Permukaan (mm<sup>2</sup>)

$P$  = Perimeter/Keliling (mm)

Dengan persamaan (3.4), diameter *inlet* pada *left coronary artery* adalah sebagai berikut:

$$D = 4 \frac{5,41}{8,45} \quad (3.5)$$

$$D = 2,56 \text{ mm atau } 0,00256 \text{ m} \quad (3.6)$$

Kemudian, untuk diameter *inlet left coronary artery aneurysm* didapat sebagai berikut:

$$D = 4 \frac{15,53}{14,23} \quad (3.7)$$

$$D = 4,36 \text{ mm atau } 0,00436 \text{ m} \quad (3.8)$$

Dengan diameter *inlet* yang telah didapat, selanjutnya dapat menghitung nilai bilangan Reynolds (*Re*) yang dapat dilihat pada persamaan berikut (Alam et al., 2021)

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu_0} \quad (3.9)$$

Dimana:

*Re* = Bilangan Reynolds

$\rho$  = Massa Jenis ( $\text{kg/m}^3$ )

*v* = Kecepatan Aliran (m/s)

*D* = Diameter *Inlet* (m)

$\mu_0$  = Zero Shear Viscosity (kg/m.s)

Pada pembuluh darah *left coronary artery* normal, bilangan *Re* dapat dihitung sebagai berikut:

$$Re = \frac{1060 \times 0,4 \times 0,00256}{0,056} \quad (3.10)$$

$$Re = 19,38 \quad (3.11)$$

Selanjutnya, pada pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* didapatkan nilai *Re* sebagai berikut:

$$Re = \frac{1060 \times 0,4 \times 0,00436}{0,056} \quad (3.12)$$

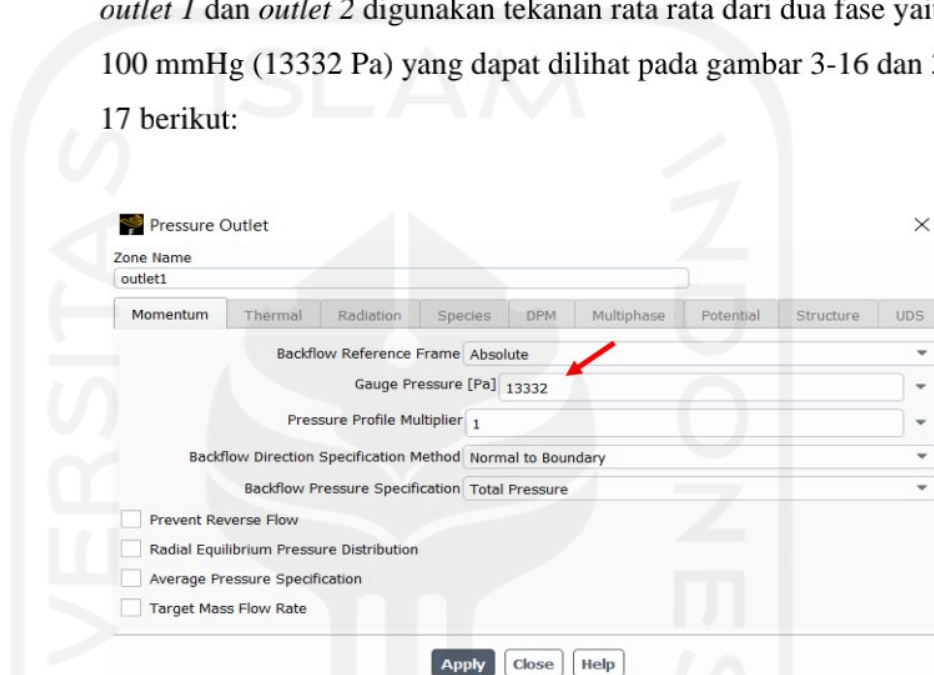
$$Re = 33,01 \quad (3.13)$$

Pada pembuluh darah *left coronary artery* normal didapatkan nilai *Re* sebesar 19,38 dan untuk penyakit *left coronary artery aneurysm*

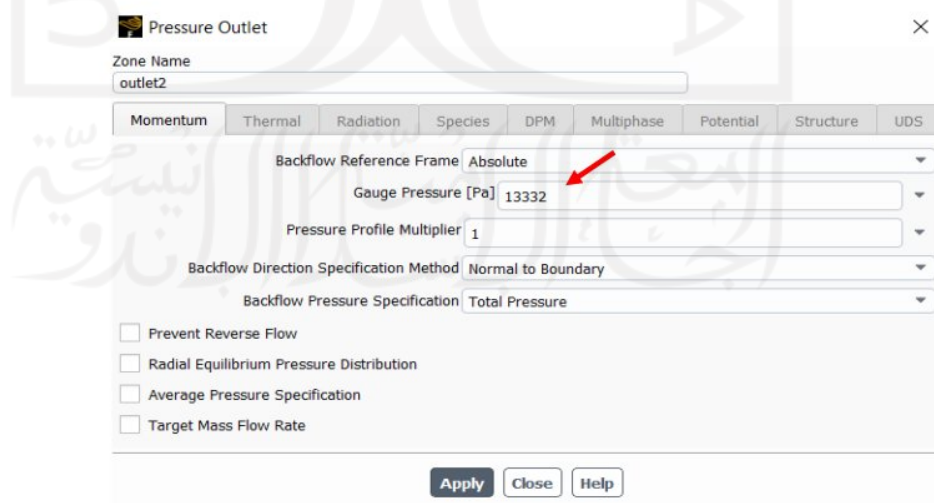
didapatkan nilai  $Re$  sebesar 33,01. Jika bilangan  $Re$  kurang dari 2000 maka aliran yang terjadi adalah aliran laminar.

b. *Outlet 1 dan Outlet 2*

Dikarenakan simulasi aliran berupa jantung berdenyut normal dengan asumsi tekanan sistol sebesar 120 mmHg (15999 Pa) dan tekanan diastol sebesar 80 mmHg (10666 Pa), maka dari itu pada *outlet 1* dan *outlet 2* digunakan tekanan rata rata dari dua fase yaitu 100 mmHg (13332 Pa) yang dapat dilihat pada gambar 3-16 dan 3-17 berikut:



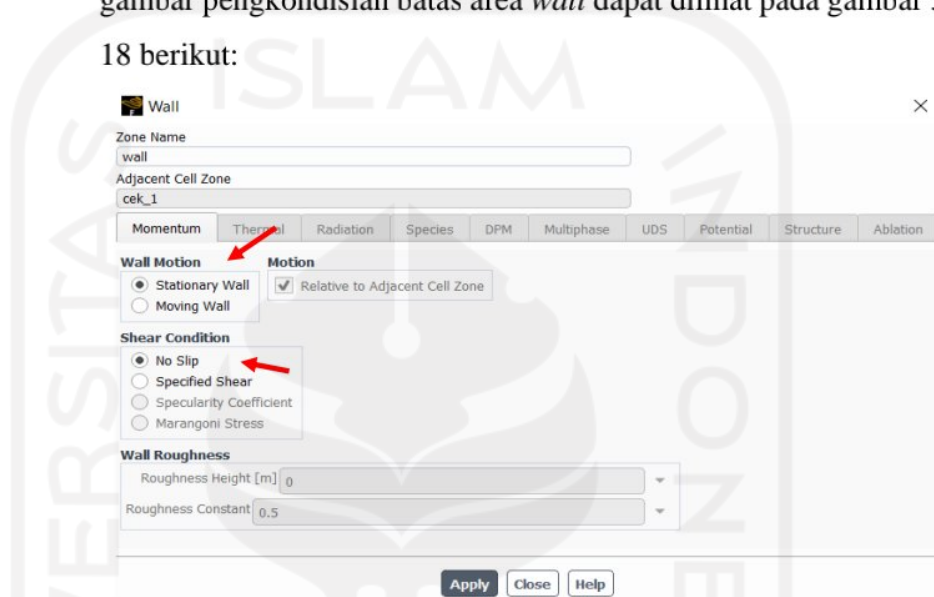
Gambar 3- 16 Kondisi Batas Zona *Outlet 1*



Gambar 3- 17 Kondisi Batas Zona *Outlet 2*

c. *Wall*

Pada kondisi batas zona *wall*, diasumsikan dinding pembuluh darah bersifat *rigid* dan *no-slip* antara aliran darah dengan dinding pembuluh darah, asumsi ini digunakan dikarenakan pada dasarnya pembuluh darah bersifat elastis, tetapi untuk simulasi tidak memungkinkan menggunakan model pembuluh darah elastis sehingga mengasumsikan pembuluh darah bersifat kaku. Untuk gambar pengkondisian batas area *wall* dapat dilihat pada gambar 3-18 berikut:



Gambar 3- 18 Kondisi Batas Zona Wall

## 2. Material Fluida

Selanjutnya adalah menentukan material fluida. Fluida yang digunakan adalah jenis fluida *Non-Newtonian* dikarenakan pada dasarnya darah adalah fluida *Non-Newtonian*. Nilai material fluida bersifat mutlak yang dipengaruhi oleh penjelasan biologis. Untuk tabel material fluida yang digunakan adalah sebagai berikut:

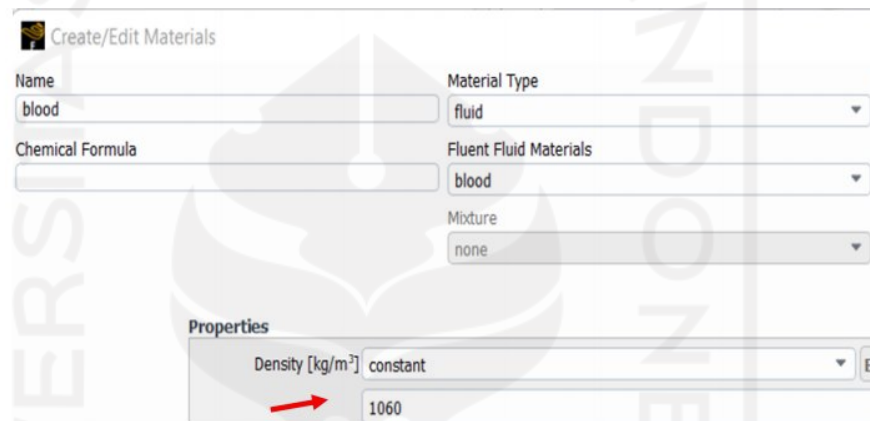
Tabel 3- 5 Material Fluida

<b>Fluida Non-Newtonian (Darah)</b>	
<i>Density</i> ( $\rho$ )	1060 kg/m <sup>3</sup>
<i>Time Constant</i> ( $\lambda$ )	3.313 s

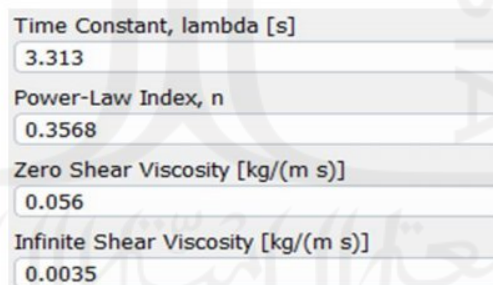
<i>Power Law Index (n)</i>	0.3568
<i>Zero Shear Viscosity (<math>\mu_o</math>)</i>	0.056 Pa-s
<i>Infinite Shear Viscosity (<math>\mu_{inf}</math>)</i>	0.0035 Pa-s

Sumber : (Krishnan & Anantharaman, 2022)

Selanjutnya, nilai dari material fluida diinterpretasikan ke dalam *materials* pada *Ansys Fluent Students 2022* yang dapat dilihat pada gambar 3-19 dan 3-20 berikut:



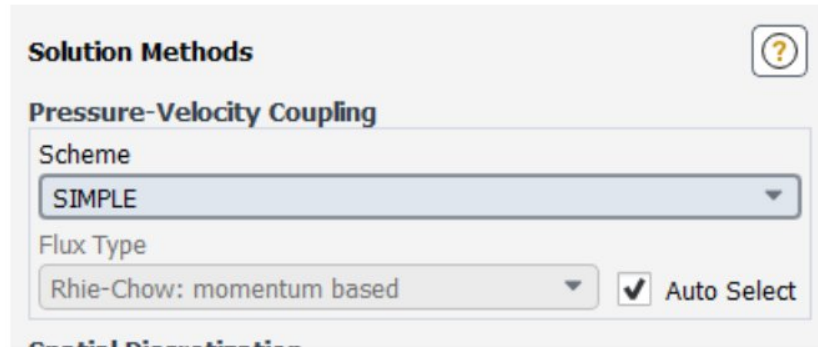
Gambar 3- 19 Material Fluida (*Density*)



Gambar 3- 20 Material Fluida (*Viscosity*)

### 3. Method

Metode yang digunakan pada simulasi CFD adalah *SIMPLE Scheme algorithm*. *SIMPLE algorithm* biasa digunakan sebagai skema numerik sistem default untuk menyelesaikan persamaan Navier-Stokes yang telah digunakan. Untuk gambar penggunaan *SIMPLE scheme* dapat dilihat pada gambar 3-21 berikut.



Gambar 3- 21 SIMPLE Scheme Method

#### 4. Mesh Dependency

Sebelum menuju tahap analisis, penulis perlu memastikan bahwa metode simulasi CFD yang digunakan adalah benar. Salah satu cara untuk melihat keakuratan hasil simulasi adalah menggunakan metode *mesh dependency*. *Mesh dependency* dibutuhkan untuk mencari hasil optimum dengan memperbesar dan memperkecil ukuran elemen. Semakin kecil ukuran elemen, semakin besar pula tingkat akurasi dari hasil simulasi, begitupun sebaliknya. Namun, tidak selalu elemen yang kecil menjamin optimalisasi simulasi. Proses simulasi dinilai optimal tidak hanya karena hasil yang akurat, melainkan juga waktu dari simulasi (*calculation time*) dikarenakan proses *running* akan semakin singkat apabila jumlah elemen sangat sedikit.

Maka dari itu, diperlukan pengaturan jumlah elemen yang bertujuan untuk melaksanakan simulasi dengan secepat mungkin dengan hasil seakurat mungkin sehingga mencapai titik optimum. Menurut Nawawi et al., (2015) hasil simulasi mencapai titik optimum apabila selisih perbedaan nilai antara jumlah elemen dengan elemen sebelumnya kurang dari 5%. Persamaan untuk melihat perbedaan data suatu elemen adalah sebagai berikut:

$$\text{Perbedaan Data} = \frac{\text{Data}_n - \text{Data}_1}{\text{Data}_1} \times 100 \quad (3.14)$$

Dimana:

$\text{Data}_n$  = Data ke n

$\text{Data}_1$  = Data ke 1 sebagai acuan

Pada proses *mesh dependency* ini, penulis menggunakan variabel berupa *Average Pressure Wall*, *Average Velocity Outlet 1*, *Average Velocity Outlet 2* yang dapat dilihat pada gambar dan tabel berikut:

Tabel 3- 6 Data Berdasarkan Elemen Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Normal*

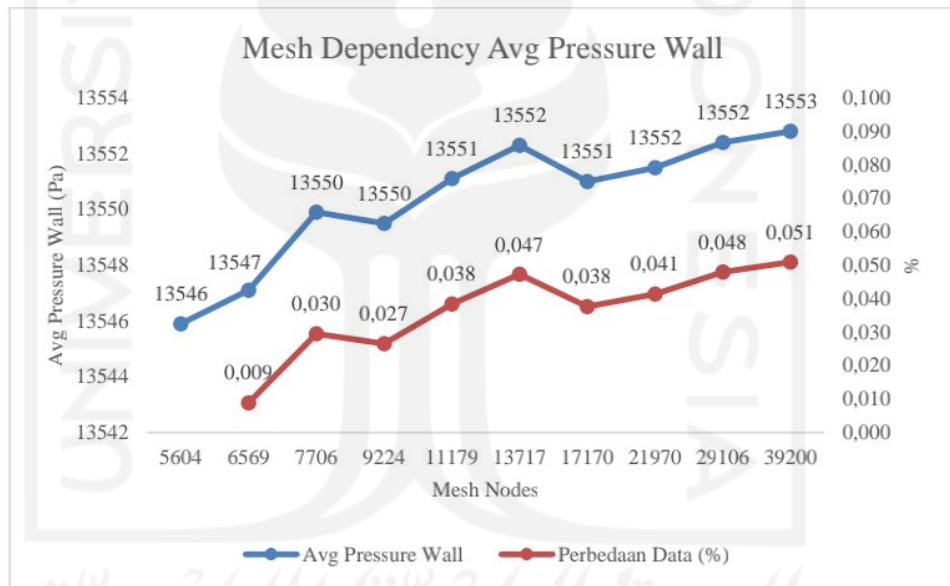
No	Element Size (mm)	Mesh Element	Mesh Nodes	Avg Pressure Wall (Pa)	Avg Velo Out 1 (m/s)	Avg Velo Out 2 (m/s)	Calculation Time (s)
1	0,36	26620	5604	13546	0,461	0,489	82
2	0,34	31582	6569	13547	0,462	0,485	107
3	0,32	37570	7706	13550	0,463	0,485	129
4	0,3	45556	9224	13550	0,456	0,489	137
5	0,28	55875	11179	13551	0,453	0,489	163
6	0,26	69592	13717	13552	0,450	0,491	220
7	0,24	88321	17170	13551	0,448	0,491	295
8	0,22	114558	21970	13552	0,444	0,493	370
9	0,2	153291	29106	13552	0,441	0,493	475
10	0,18	209217	39200	13553	0,442	0,492	630

Tabel 3- 7 Selisih Data Hasil Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Normal*

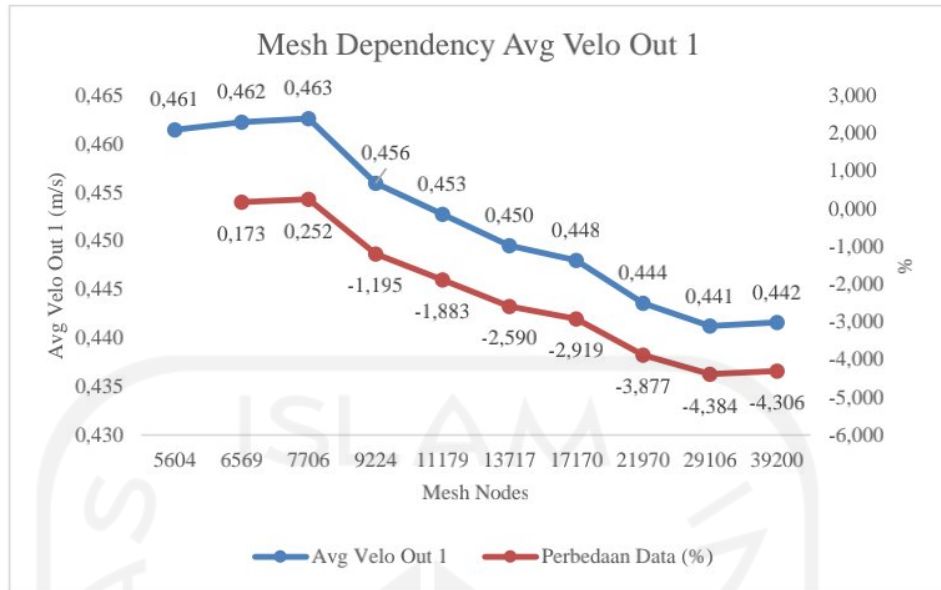
Perbedaan Data			
Acuan Data	Avg Pressure Wall (%)	Avg Velo Out 1 (%)	Avg Velo Out 2 (%)
-	-	-	-



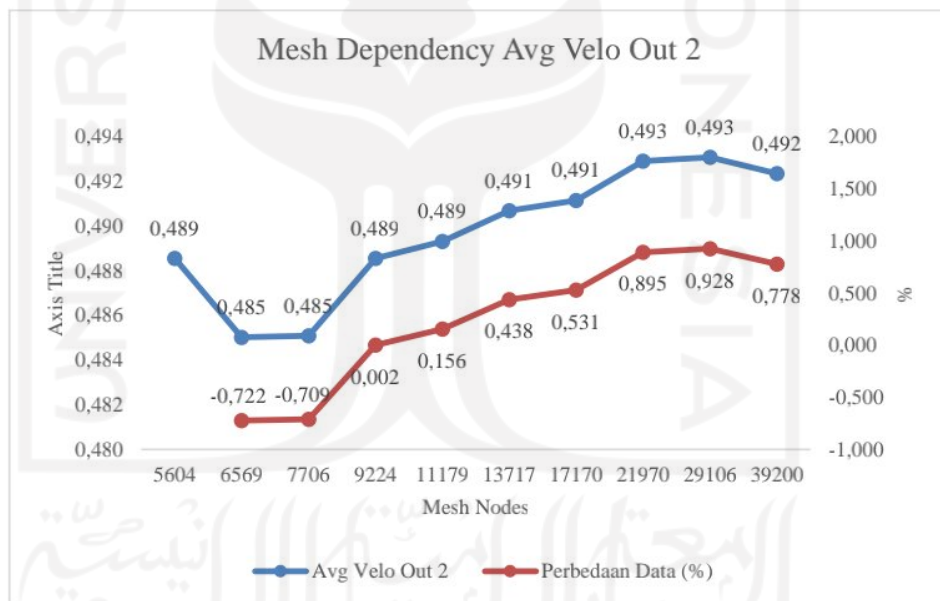
1 ke 2	0,009	0,173	-0,722
1 ke 3	0,030	0,252	-0,709
1 ke 4	0,027	-1,195	0,002
1 ke 5	0,038	-1,883	0,156
1 ke 6	0,047	-2,590	0,438
1 ke 7	0,038	-2,919	0,531
1 ke 8	0,041	-3,877	0,895
1 ke 9	0,048	-4,384	0,928
1 ke 10	0,051	-4,306	0,778



Gambar 3- 22 Mesh Dependency Avg Pressure Wall Left Coronary Artery Normal



Gambar 3- 23 Mesh Dependency Avg Velo Out 1 Left Coronary Artery Normal



Gambar 3- 24 Mesh Dependency Avg Velo Out 2 Left Coronary Artery Normal

Dari tabel dan grafik di atas kita dapat dilihat tidak ada perbedaan data diatas 5% sehingga nilai optimum penggunaan berdasarkan elemen berada pada data ke 1 atau *element size* sebesar 0.36 mm dikarenakan memiliki *calculation time* paling sedikit sebesar 82 sec. Untuk Percobaan

pada penyakit *left coronary artery aneurysm* dapat dilihat pada gambar dan tabel berikut:

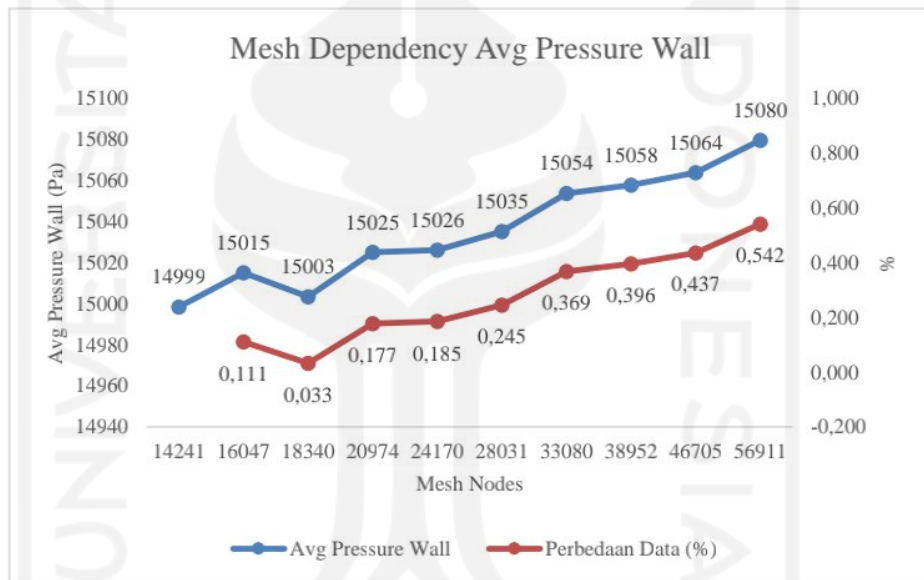
Tabel 3- 8 Data Berdasarkan Elemen Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Aneurysm*

No	Element Size (mm)	Mesh Elements	Mesh Nodes	Avg Pressure Wall (Pa)	Avg Velo Out 1 (m/s)	Ave Velo Out 2 (m/s)	Calculation Time (s)
1	0,47	73553	14241	14999	1,345	1,453	334
2	0,45	83386	16047	15015	1,357	1,435	407
3	0,43	95804	18340	15003	1,338	1,437	442
4	0,41	110276	20974	15025	1,342	1,435	563
5	0,39	128078	24170	15026	1,341	1,432	667
6	0,37	149516	28031	15035	1,335	1,433	833
7	0,35	177531	33080	15054	1,336	1,433	1000
8	0,33	210481	38952	15058	1,328	1,423	1052
9	0,31	254102	46705	15064	1,319	1,415	1385
10	0,29	310992	56911	15080	1,313	1,413	1627

Tabel 3- 9 Selisih Data Hasil Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Aneurysm*

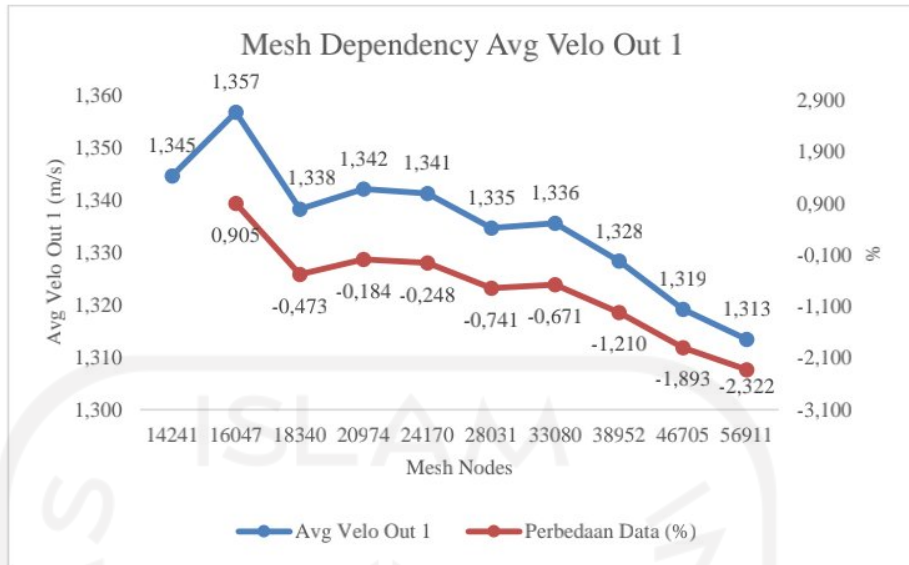
Perbedaan Data			
Acuan Data	Avg Pressure Wall (%)	Avg Velo Out 1 (%)	Avg Velo Out 2 (%)
-	-	-	-
1 ke 2	0,111	0,905	-1,265
1 ke 3	0,033	-0,473	-1,091

1 ke 4	0,177	-0,184	-1,260
1 ke 5	0,185	-0,248	-1,411
1 ke 6	0,245	-0,741	-1,381
1 ke 7	0,369	-0,671	-1,354
1 ke 8	0,396	-1,210	-2,060
1 ke 9	0,437	-1,893	-2,629
1 ke 10	0,542	-2,322	-2,781

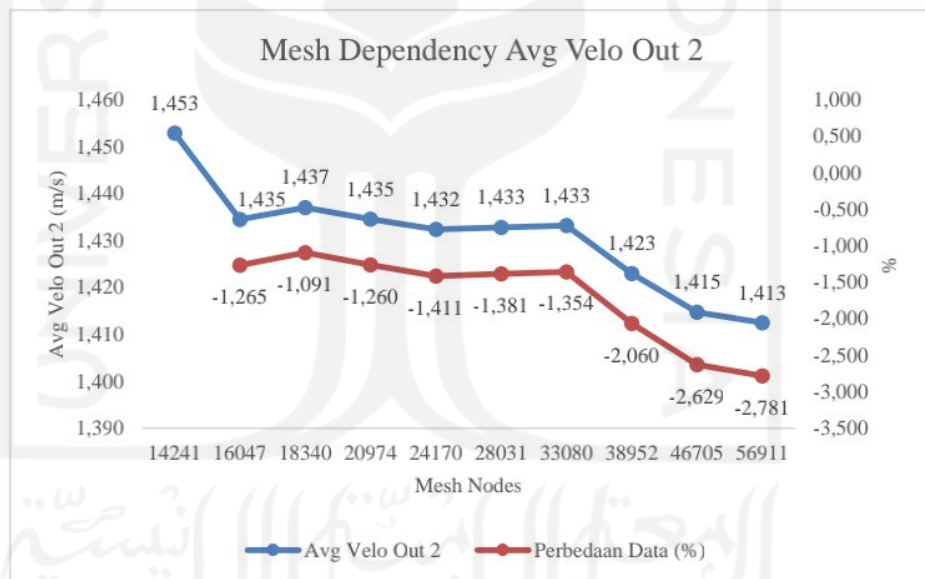


Gambar 3- 25 Mesh Dependency Avg Pressure Wall Left Coronary Artery

*Aneurysm*



Gambar 3- 26 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet 1 Left Coronary Artery Aneurysm



Gambar 3- 27 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet 2 Left Coronary Artery Aneurysm

Dari tabel dan grafik diatas, dapat dilihat tidak ada perbedaan data diatas 5% sehingga nilai optimum penggunaan berdasarkan elemen berada pada data ke 1 atau *element size* sebesar 0.47 mm dikarenakan memiliki *calculation time* paling sedikit sebesar 334 sec.

### 3.6.3 Post-Processing

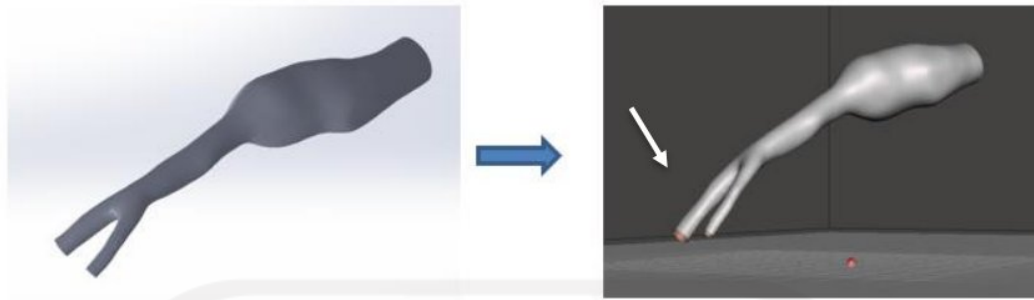
Setelah melalui proses *processing*, yang harus dilakukan adalah melihat hasil simulasi dalam bentuk animasi yang dapat dipresentasikan. Pada analisis ini, plot yang dipakai adalah fenomena aliran dalam bentuk distribusi kecepatan, distribusi tekanan, dan distribusi *wall shear stress*. Untuk hasil plotnya, ditampilkan pada Bab 4 Hasil dan Pembahasan.

### 3.7 Pembuatan Alat Peraga

Proses selanjutnya adalah pembuatan alat peraga. Pada proses ini, dibutuhkan model pembuluh darah dalam keadaan *cylindrical* dan memiliki *wall thickness* sesuai dengan kriteria produk yang telah ditentukan. Model pembuluh darah dalam *part solid body* (.SLDPRT) diubah ke file .STL dan dipindahkan ke perangkat lunak *Autodesk Meshmixer* untuk melakukan proses pembuatan model *cylindrical*. Dikarenakan ukuran pembuluh darah yang sangat kecil, digunakan *wall thickness* sebesar 0.1 mm pada model pembuluh darah *left coronary artery* dan *left coronary artery aneurysm*. Untuk proses tersebut dapat dilihat pada gambar 3-28 dan 3-29 berikut:

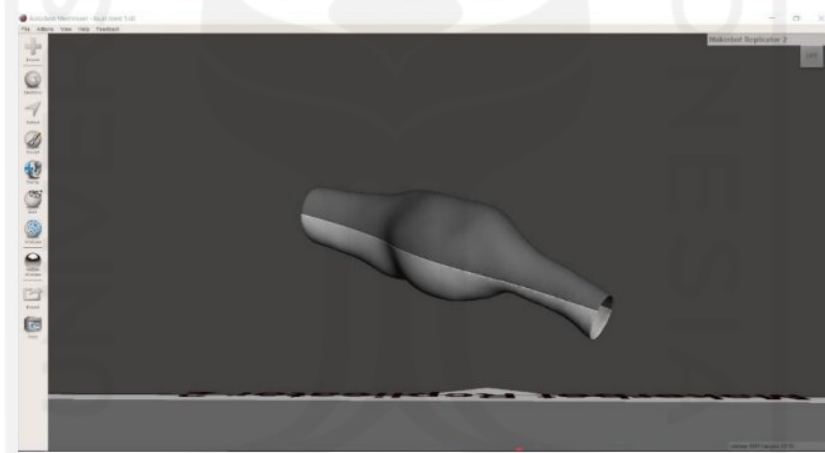


Gambar 3- 28 Pelubangan Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 3- 29 Proses Pelubangan Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Aneurysm*

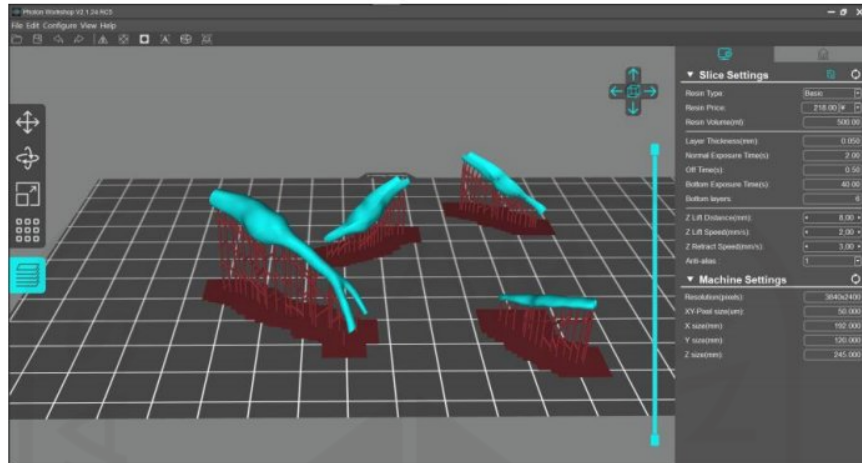
Untuk letak pemasangan *stent graft*, diperlukan hasil pencetakan pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* yang dibagi menjadi dua sisi. Proses pembagian sisi didahului oleh pemotongan cabang dikarenakan hanya berfokus pada area aneurisma. Untuk gambar pembagian dua sisi pada pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* dapat dilihat pada gambar 3-30 berikut.



Gambar 3- 30 Pembagian Dua Sisi *Left Coronary Artery Aneurysm* Untuk Pemasangan *Stent Graft*

Selanjutnya, file .STL pembuluh darah diimport menuju perangkat lunak *Anycubic Photon Workshop* untuk melakukan proses persiapan pencetakan 3D print seperti menentukan letak *support*, dan *slice file*. Produk yang dicetak berupa pembuluh darah *left coronary artery normal*, *left coronary artery aneurysm*, dan *left coronary artery aneurysm* dalam bentuk dibagi menjadi dua sisi untuk menunjukkan letak *stent graft* pada aneurisma. Proses persiapan pencetakan 3D

print dengan perangkat lunak *Anycubic Photon Workshop* dapat dilihat pada gambar 3-31.



Gambar 3- 31 Proses Persiapan Pencetakan Alat Peraga Pembuluh Darah

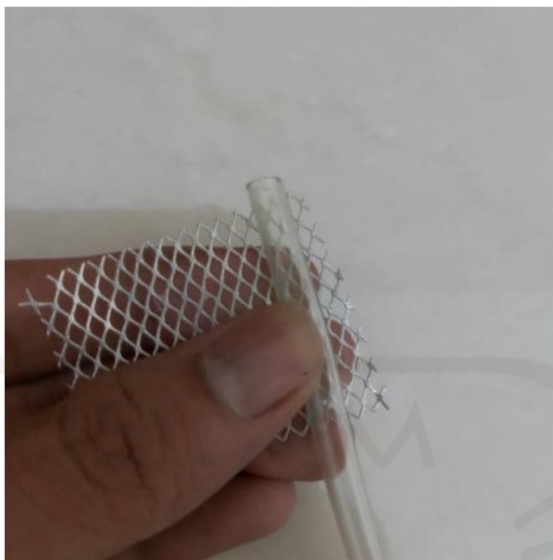
Berikut merupakan parameter 3D print SLA yang digunakan pada proses pembuatan alat peraga pembuluh darah yang dapat dilihat pada tabel 3-10 berikut.

Tabel 3- 10 Parameter 3D Print Yang Digunakan

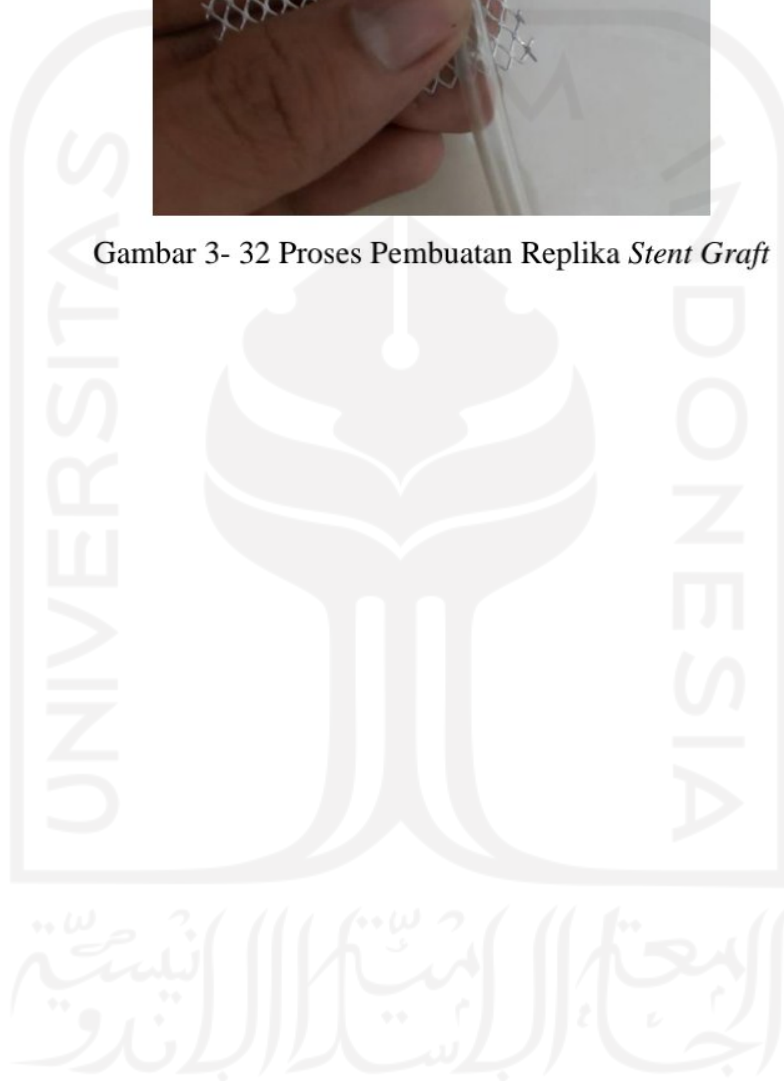
Parameter	Nilai
<i>Layer Thickness</i>	0,05 mm
<i>Normal Exposure</i>	2 s
<i>UV Power</i>	100%
<i>Z Distance</i>	5 mm
<i>Support Diameter</i>	0,2 mm
<i>Support Contact Depth</i>	0,3 mm

Pada proses pembuatan replika *stent graft*, *stent graft* dibuat dengan cara menggulung *mesh wire* pada selang transparan dengan diameter 4 mm. Untuk proses pembuatan replika *stent graft* dapat dilihat pada gambar 3-32 berikut.





Gambar 3- 32 Proses Pembuatan Replika *Stent Graft*



## BAB 4

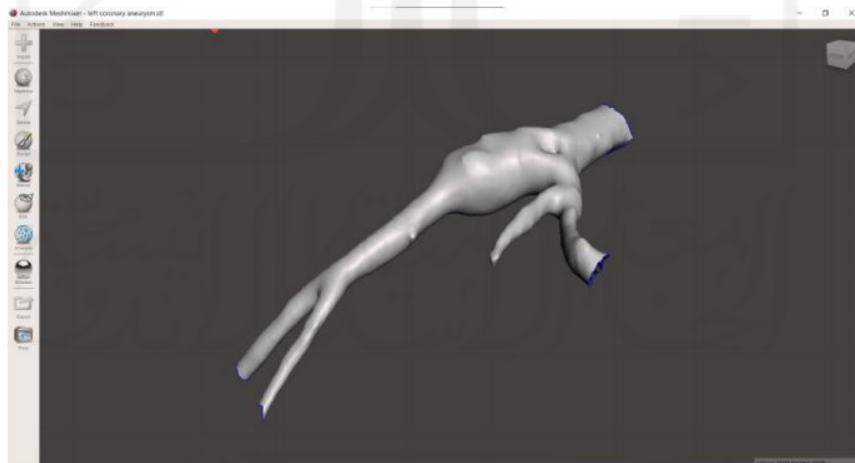
### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Hasil Rekonstruksi

Hasil Rekonstruksi pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery* dengan ukuran dan kontur asli dari CT/MRI dan sumber penelitian lain dapat dilihat pada gambar 4-1 dan 4-2 berikut.



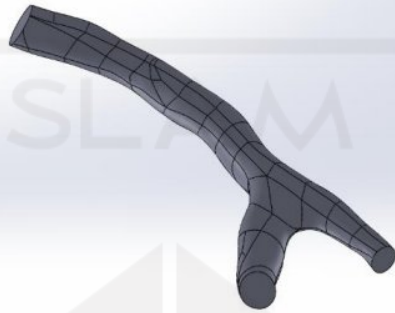
Gambar 4- 1 Hasil Rekonstruksi *Left Coronary Artery*



Gambar 4- 2 Hasil Rekonstruksi Penyakit *Left Coronary Artery Aneurysm*

## 4.2 Hasil Desain Pembuluh Darah

Setelah melakukan proses rekonstruksi, pemotongan, dan penghalusan kontur, didapatkan hasil dari desain pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* yang dapat dilihat pada 4-3 dan 4-4 berikut.



Gambar 4- 3 Hasil Desain *Left Coronary Artery*



Gambar 4- 4 Hasil Desain Penyakit *Left Coronary Artery Aneurysm*

Desain pembuluh darah *left coronary artery* dan *left coronary artery aneurysm* yang telah dibuat memiliki geometri yang dapat dilihat pada tabel 4-1 berikut.

Tabel 4- 1 Dimensi Desain Pembuluh Darah

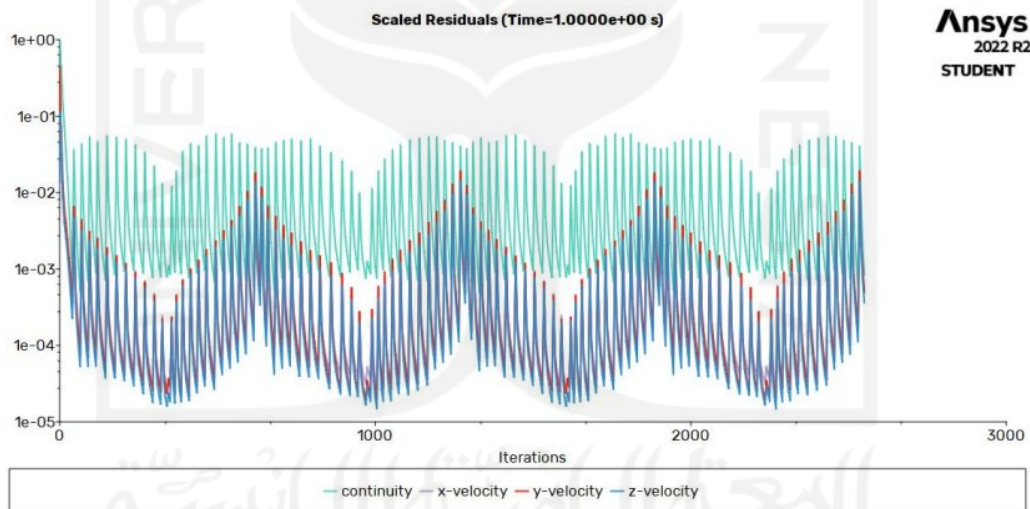
Parameter	Normal	Aneurisma
Panjang	23,13 mm	43,78 mm
Luas Area <i>Inlet</i>	5,41 mm <sup>2</sup>	15,53 mm <sup>2</sup>
Luas Area <i>Outlet 1</i>	1,82 mm <sup>2</sup>	1,35 mm <sup>2</sup>

Luas Area <i>Outlet 2</i>	2,78 mm <sup>2</sup>	3,16 mm <sup>2</sup>
Maks Luas Area Batang	5,01 mm <sup>2</sup>	50.73 mm <sup>2</sup> (7,86 mm <sup>2</sup> )

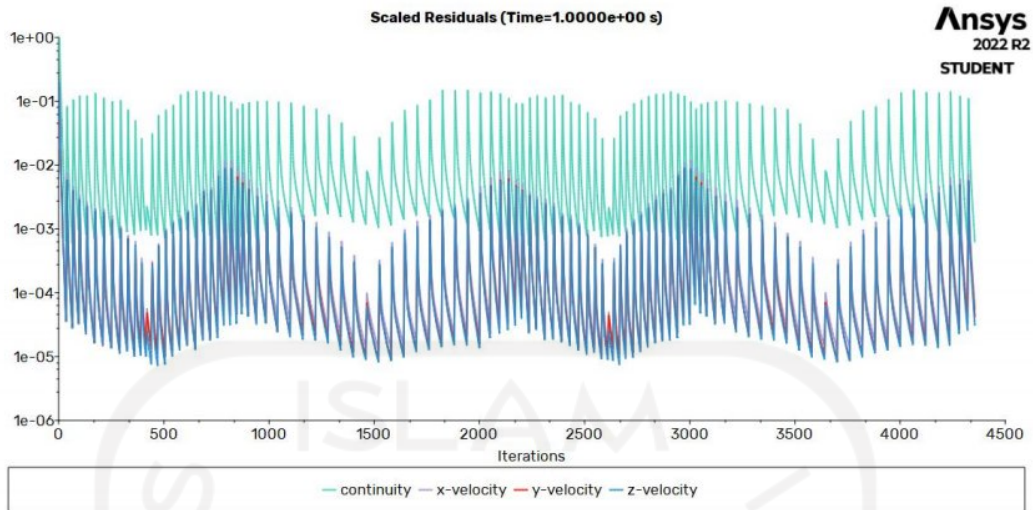
Dapat dilihat pada tabel 4-1 diatas, pada pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* didapatkan hasil luas area yang belum terdampak aneurisma sebesar 7,86 mm<sup>2</sup> sedangkan area yang terdampak aneurisma sebesar 50,73 mm<sup>2</sup> yang mana terjadi perbesaran luas area sebesar 5,45 kali lebih besar dari area yang normal.

### 4.3 Hasil Simulasi CFD

Hasil yang didapat dari simulasi berupa fenomena aliran beserta distribusi kecepatannya, distribusi tekanan darah, dan distribusi *wall shear stress*. Data yang telah didapat akan dianalisis untuk mengetahui perbedaan fenomena aliran terhadap pembuluh darah *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm*. Untuk grafik perhitungan solusi atau iterasi dapat dilihat pada gambar 4-5 dan 4-6 berikut.

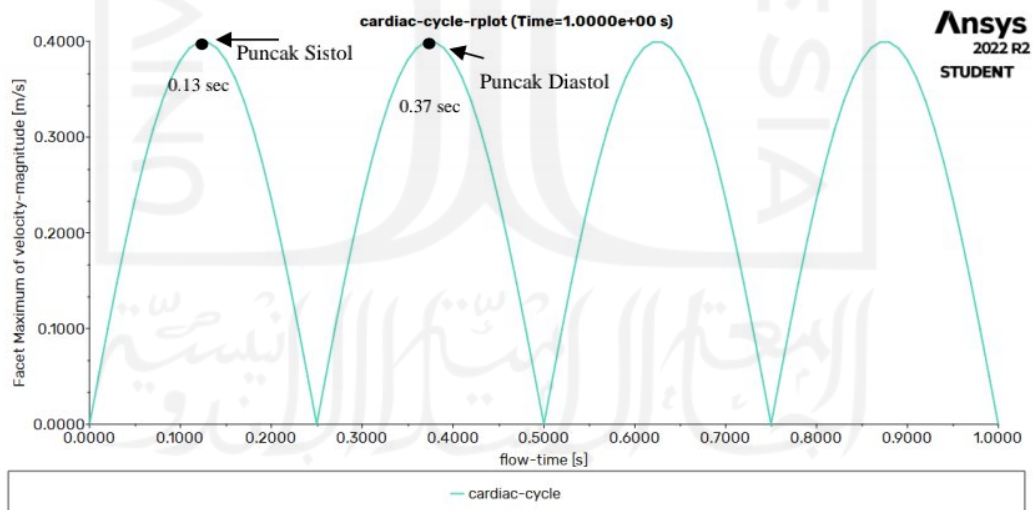


Gambar 4- 5 Grafik Perhitungan Solusi Pada *Left Coronary Artery Normal*

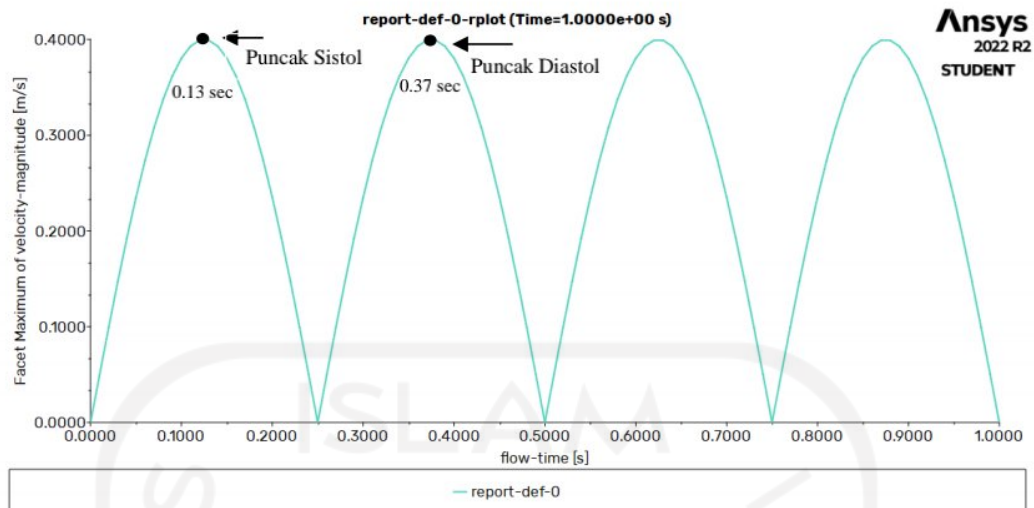


Gambar 4- 6 Grafik Perhitungan Solusi Pada *Left Coronary Artery Aneurysm*

Pada penelitian ini, nilai yang diambil berdasarkan fase puncak sistol dan fase puncak diastol dalam *cardiac cycle*. Sebelum pengeplotan hasil, perlu menentukan waktu yang pas saat terjadinya fase puncak sistol dan diastol. Untuk gambar penentuan waktu saat fase puncak sistol dan diastol dapat dilihat pada 4-7 dan 4-8 berikut:



Gambar 4- 7 Grafik *Cardiac Cycle* Pembuluh *Left Coronary Artery Normal*



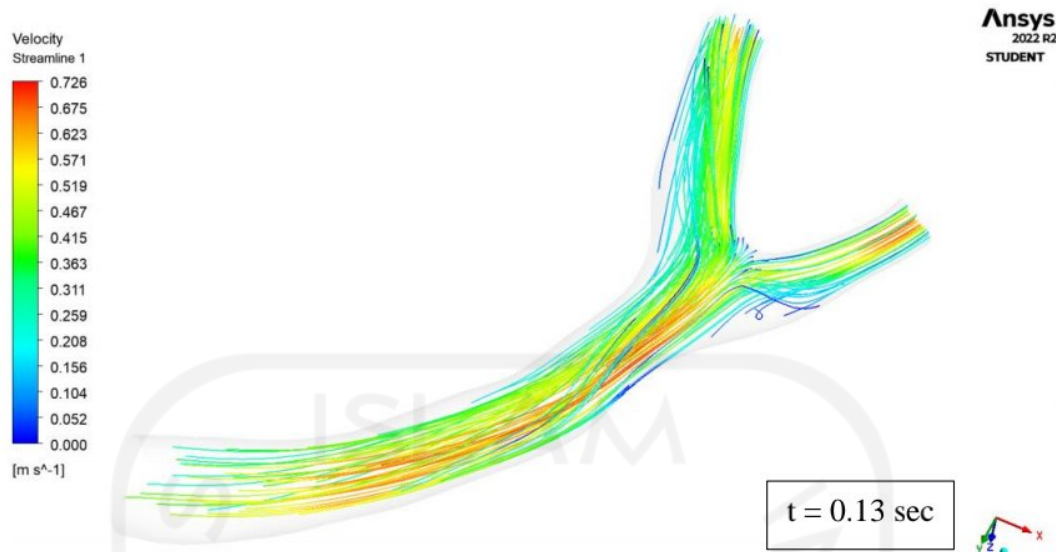
Gambar 4- 8 Grafik *Cardiac Cycle* Pembuluh *Left Coronary Artery Aneurysm*

### 4.3.1 *Streamline* Kecepatan

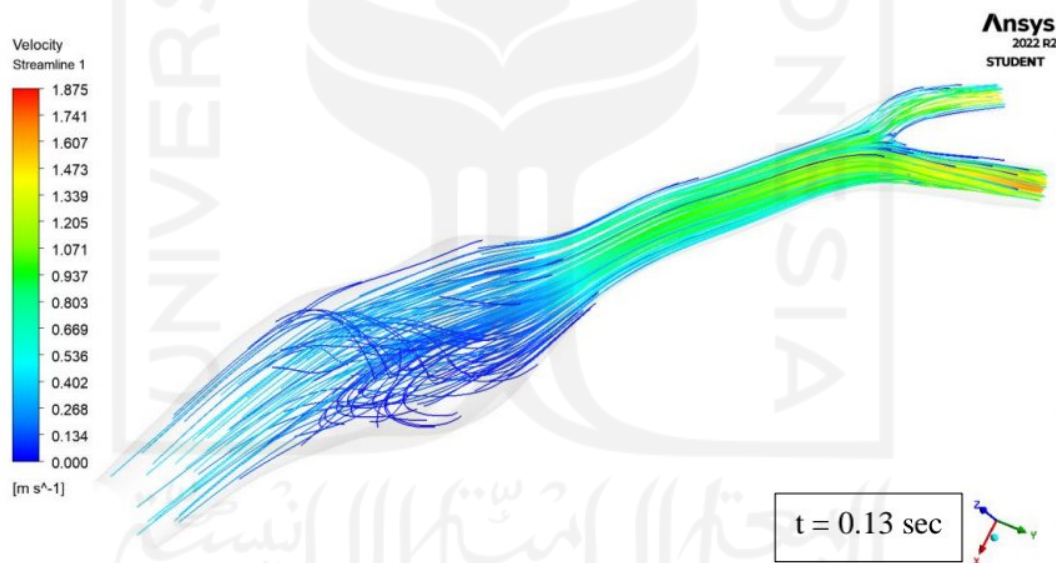
#### 4.3.1.1 Fase Puncak Sistol

Dari simulasi yang telah dilakukan, pada fase puncak sistol didapatkan kecepatan maksimum sebesar 0.704 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s untuk pembuluh darah *left coronary artery normal*. Pada penyakit *left coronary artery aneurysm* didapatkan kecepatan maksimum sebesar 1.834 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s.

Hasil menunjukkan bahwa pada pembuluh darah normal, aliran cenderung mengalir secara teratur sedangkan pada pembuluh yang terkena penyakit aliran bersirkulasi di area aneurisma sebelum mengalir ke area batang utama dan percabangan. Untuk gambar *streamline* kecepatan pada fase puncak sistol dapat dilihat pada gambar 4-9 dan 4-10.



Gambar 4- 9 *Streamline* Kecepatan *Left Coronary Artery* Normal Pada Fase Puncak Sistol



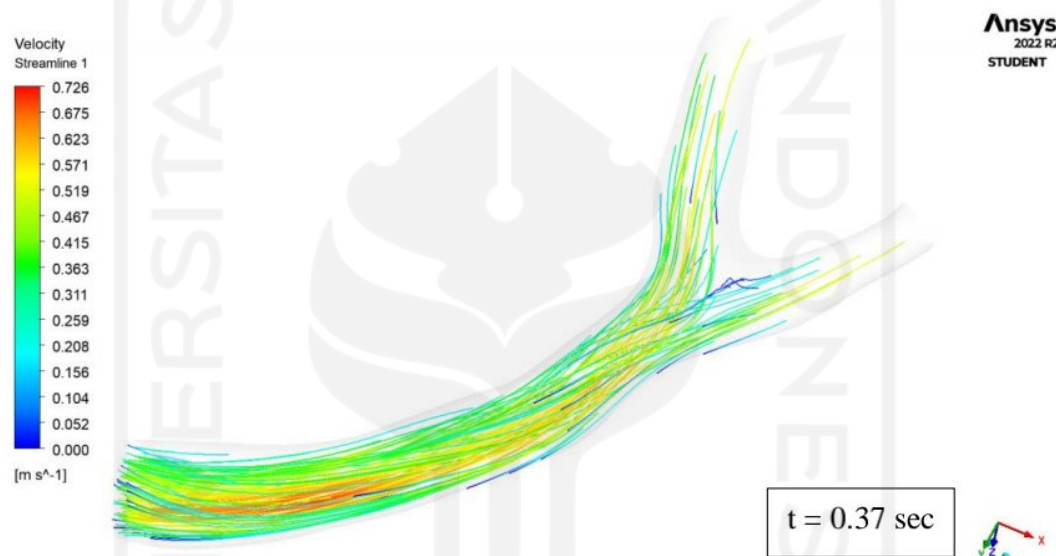
Gambar 4- 10 *Streamline* Kecepatan *Left Coronary Artery Aneurysm*

#### 4.3.1.2 Fase Puncak Diastol

Berbeda dengan fase sistol, fase diastol adalah saat jantung berelaksasi. Fase diastol menyebabkan aliran darah bergerak mundur dikarenakan tidak ada aliran darah yang memasuki *inlet*. Pada fase puncak diastol, aliran darah bergerak mundur secara teratur dengan kecepatan maksimum sebesar 0.695 m/s dan

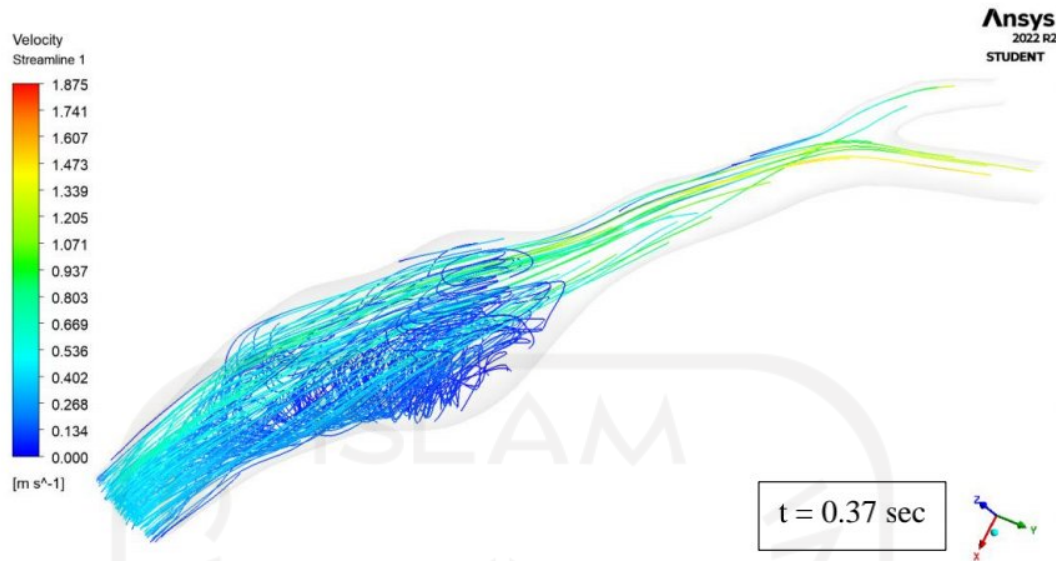
kecepatan minimum sebesar 0 m/s untuk pembuluh darah *left coronary artery* normal.

Pada penyakit *left coronary artery aneurysm*, aliran sisa transisi antar fase sistol dan diastol bersirkulasi di area aneurisma. Selama aliran sisa transisi bersirkulasi, aliran bergerak mundur dari area percabangan dan batang utama dengan kecepatan maksimum kurang lebih sebesar 1.528 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s. Untuk gambar *streamline* kecepatan dapat dilihat pada gambar 4-11 dan 4-12.



Gambar 4- 11 *Streamline* Kecepatan *Left Coronary Artery* Normal Pada Fase Puncak Sistol





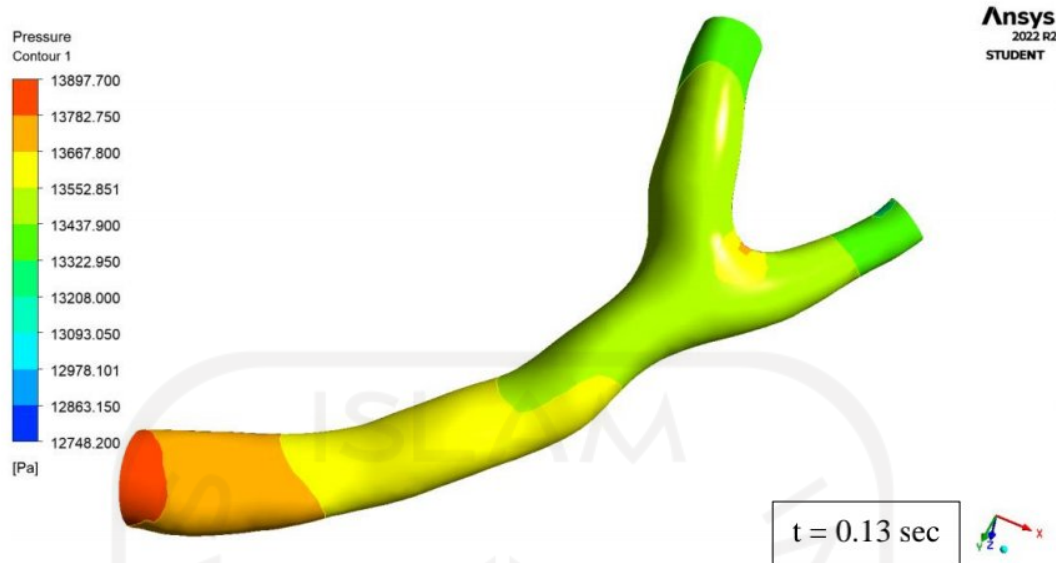
Gambar 4- 12 *Streamline* Kecepatan *Left Coronary Artery Aneurysm* Pada Fase Puncak Diastol

### 4.3.2 Distribusi Tekanan

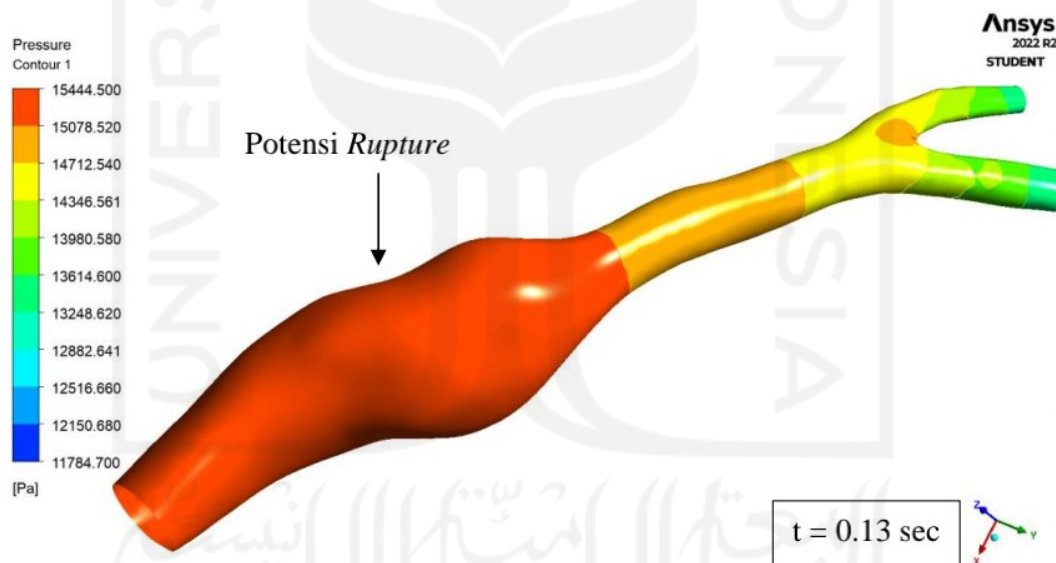
#### 4.3.2.1 Fase Puncak Sistol

Saat fase puncak sistol atau saat jantung memompa dengan tekanan maksimum, pada pembuluh darah *left coronary artery* normal terjadi tekanan maksimum sebesar 13897,7 Pa di area *inlet* dengan tekanan minimum sebesar 13308 Pa. Dapat dilihat tekanan dari *inlet* menuju *outlet* terdistribusi dari tekanan tinggi ke tekanan rendah.

Pada penyakit *left coronary artery aneurysm*, tekanan maksimum terjadi di area *inlet* sampai area aneurisma sebesar 15444,5 Pa dengan tekanan minimum sebesar 13119,1 Pa. Untuk gambar distribusi tekanan dapat dilihat pada gambar 4-13 dan 4-14.



Gambar 4- 13 Distribusi Tekanan *Left Coronary Artery* Normal Pada Fase Puncak Sistol

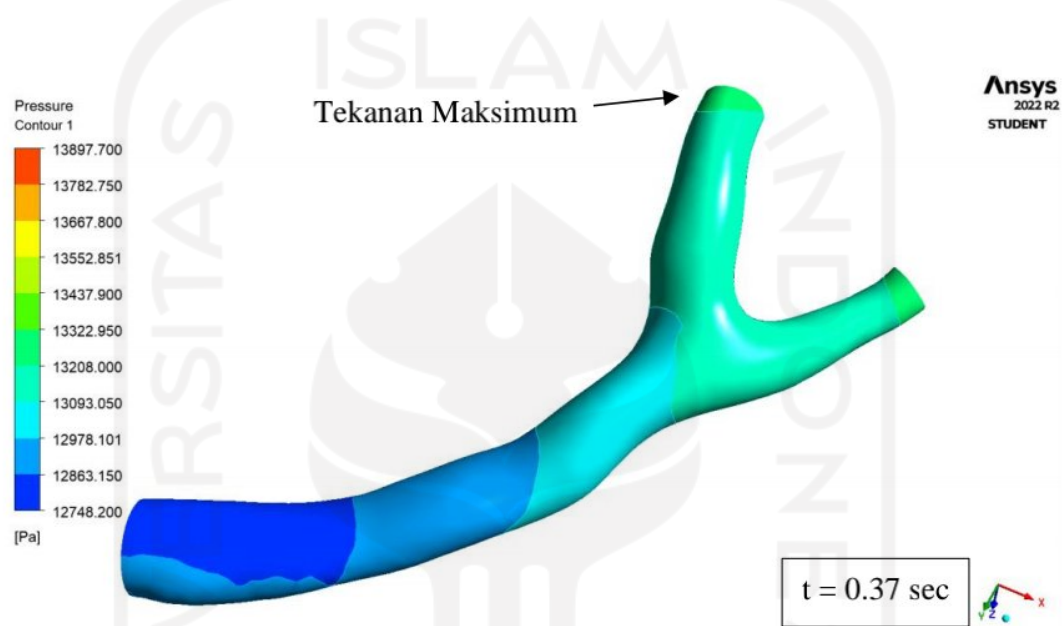


Gambar 4- 14 Distribusi Tekanan *Left Coronary Artery Aneurysm* Pada Fase Puncak Sistol

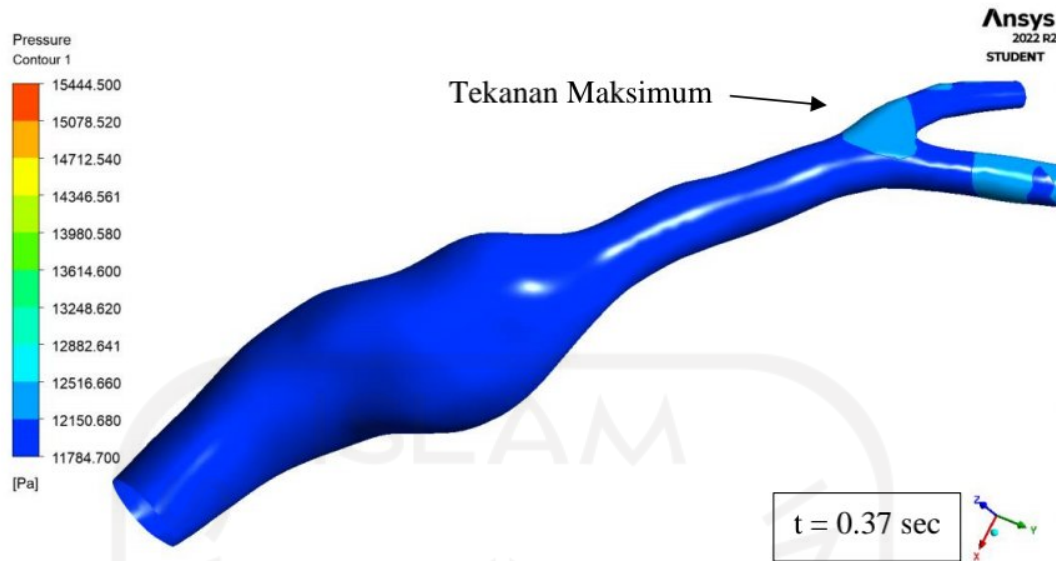
#### 4.3.2.2 Fase Puncak Diastol

Saat fase jantung relaksasi, tekanan yang terjadi cenderung rendah. Pada pembuluh darah *left coronary artery* normal, tekanan maksimum terjadi di area kedua *outlet* kurang lebih sebesar 13288,6 Pa dengan tekanan minimum sebesar 12734,8 Pa

Pada penyakit *left coronary artery aneurysm* dikarenakan sisa sisa aliran transisi antar fase sistol dan diastol yang beresirkulasi, maka menghasilkan *pressure drop* yang tinggi sehingga tekanan yang terjadi sangat kecil pada sebagian besar pembuluh darah. Pada penyakit *left coronary artery aneurysm* saat fase puncak diastol, tekanan maksimum terjadi di area percabangan kurang lebih sebesar 12711,9 Pa dengan tekanan minimum sebesar 11663,7 Pa. Untuk distribusi tekanan saat fase puncak diastol dapat dilihat pada gambar 4-15 dan 4-16.



Gambar 4- 15 Distribusi Tekanan *Left Coronary Artery* Normal Pada Fase Puncak Diastol

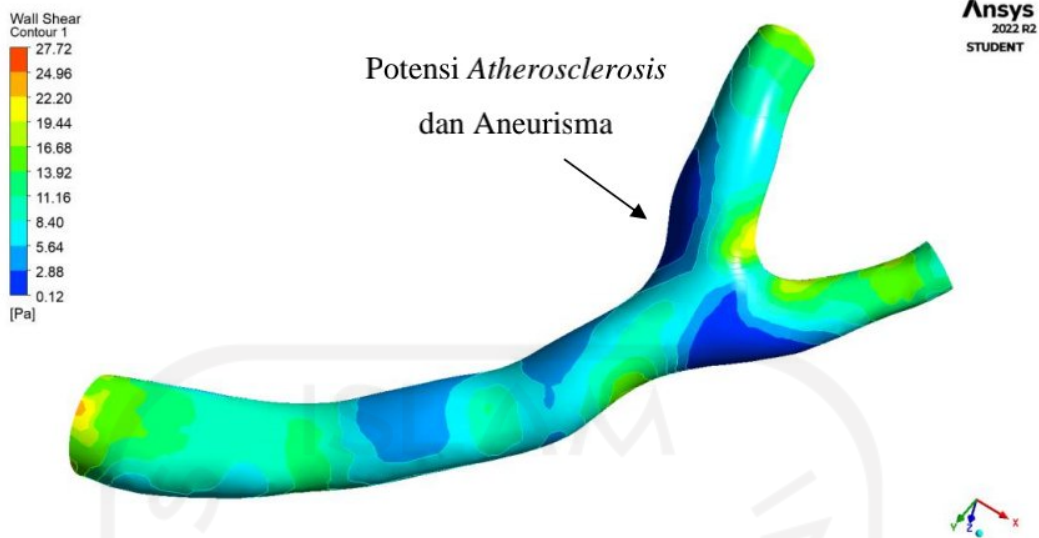


Gambar 4- 16 Distribusi Tekanan *Left Coronary Artery Aneurysm* Pada Fase Puncak Sistol

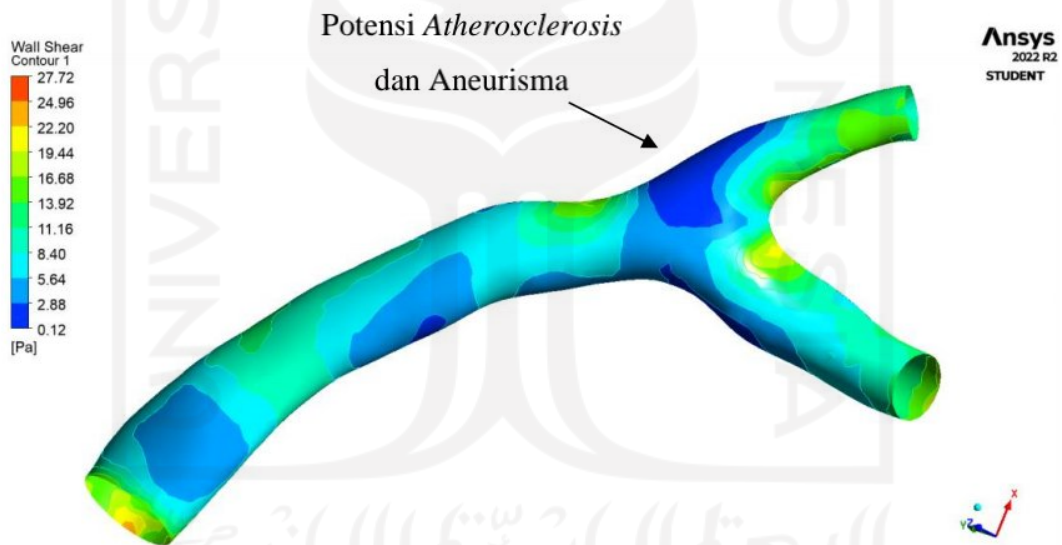
### 4.3.3 Distribusi *Wall Shear Stress*

#### 4.3.3.1 Fase Puncak Sistol

*Wall shear stress* adalah ketahanan dinding terhadap fluida yang mengalir. Nilai *wall shear stress* yang rendah menyebabkan hilangnya ketahanan mekanis dinding pembuluh darah yang dapat berkontribusi pada pertumbuhan penyakit aneurisma dan *atherosclerosis*, *atherosclerosis* adalah penyempitan dinding pembuluh darah akibat penumpukan lemak. Pada pembuluh *left coronary artery* normal saat fase puncak sistol, nilai *wall shear stress* yang rendah terletak di area luar percabangan dengan nilai minimum sebesar 0,12 Pa. Distribusi *wall shear stress* pada pembuluh normal dapat dilihat pada gambar 4-17 dan gambar 4-18.



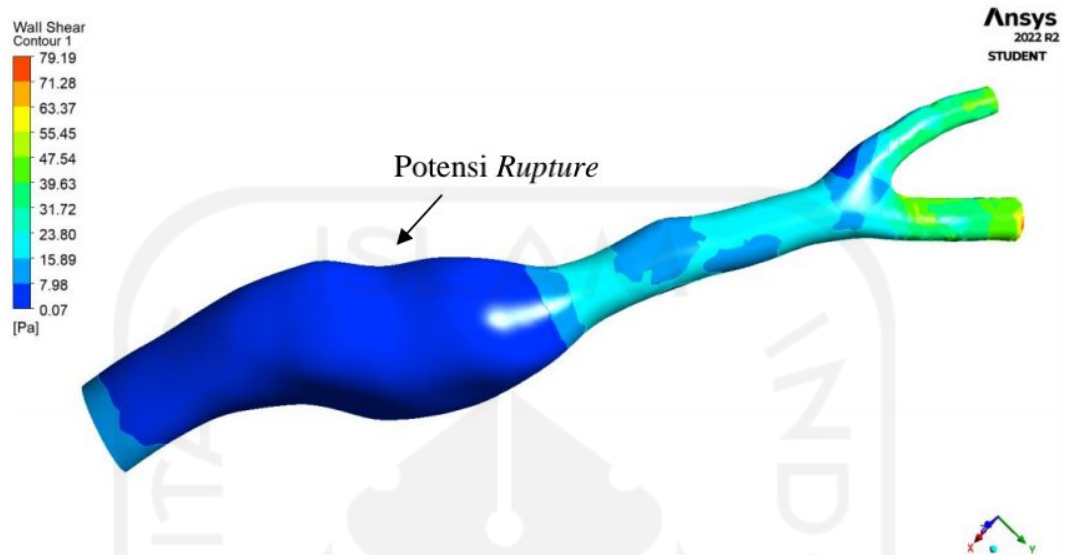
Gambar 4- 17 Distribusi *Wall Shear Stress Left Coronary Artery* Normal Fase Puncak Sistol (Tampak Atas)



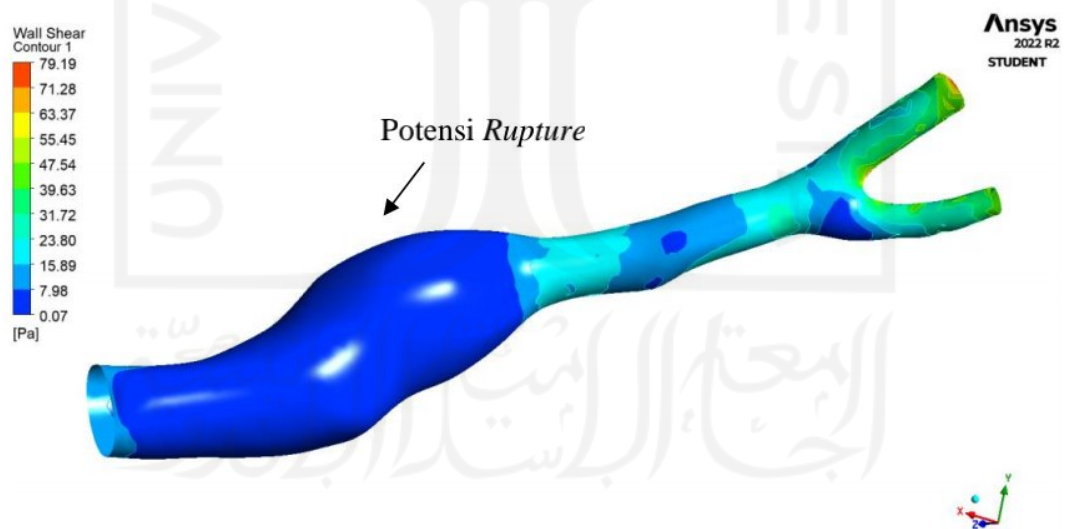
Gambar 4- 18 Distribusi *Wall Shear Stress Left Coronary Artery* Normal Fase Puncak Sistol (Tampak Bawah)

Berbeda dengan pembuluh darah normal, pada penyakit *left coronary artery aneurysm* nilai *wall shear stress* didapatkan dengan nilai minimum sebesar 0,07 Pa didominasi terjadi di area aneurisma. Pada pembuluh darah yang telah mengalami penyakit aneurisma, nilai *wall shear stress* yang rendah dapat menyebabkan pecah pembuluh darah (*rupture*) jika berada pada tekanan

maksimum. Untuk distribusi *wall shear stress* pada penyakit *left coronary artery aneurysm* dapat dilihat pada gambar 4-19 dan 4-20.



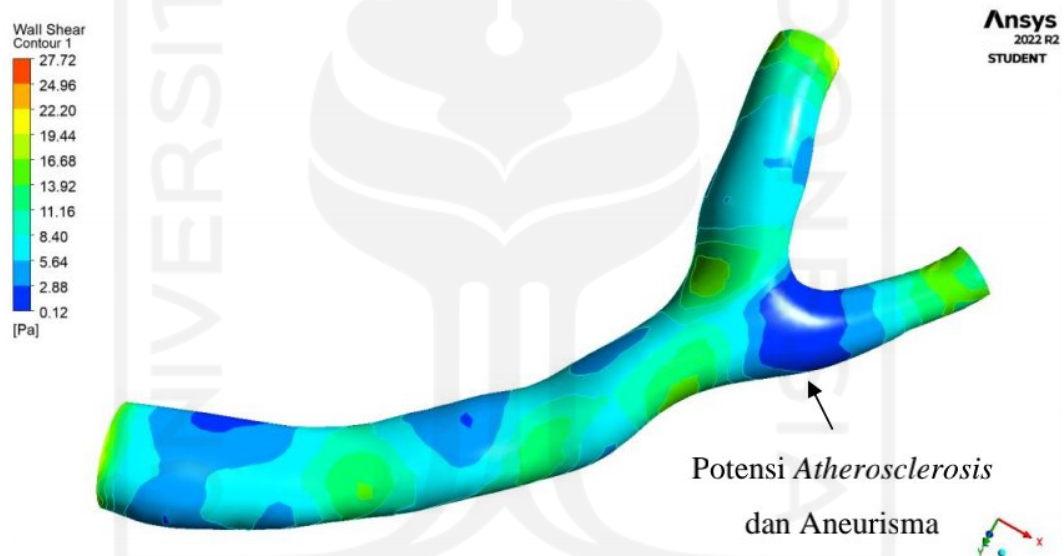
Gambar 4- 19 Distribusi *Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm* Fase Puncak Sistol (Tampak Atas)



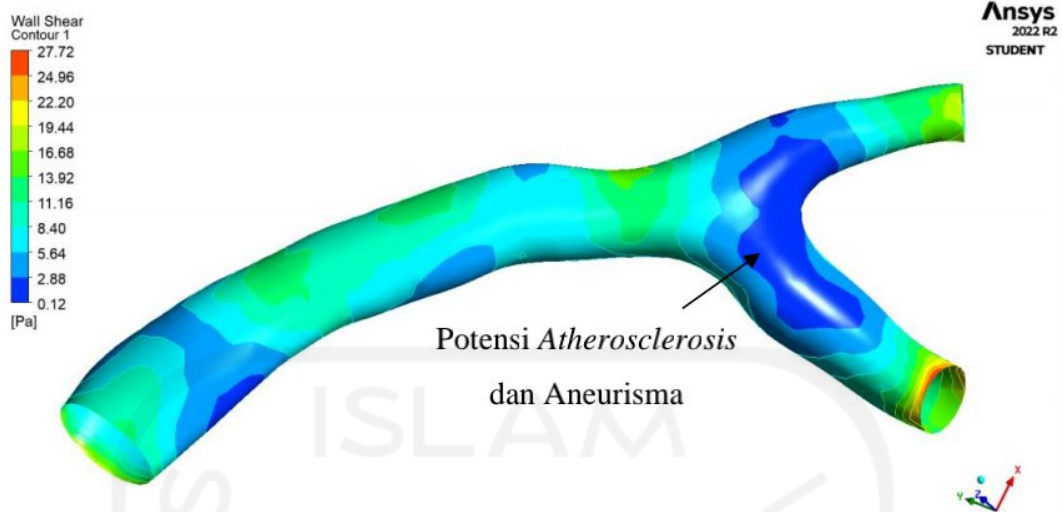
Gambar 4- 20 Distribusi *Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm* Fase Puncak Sistol (Tampak Atas)

#### 4.3.3.2 Fase Puncak Diastol

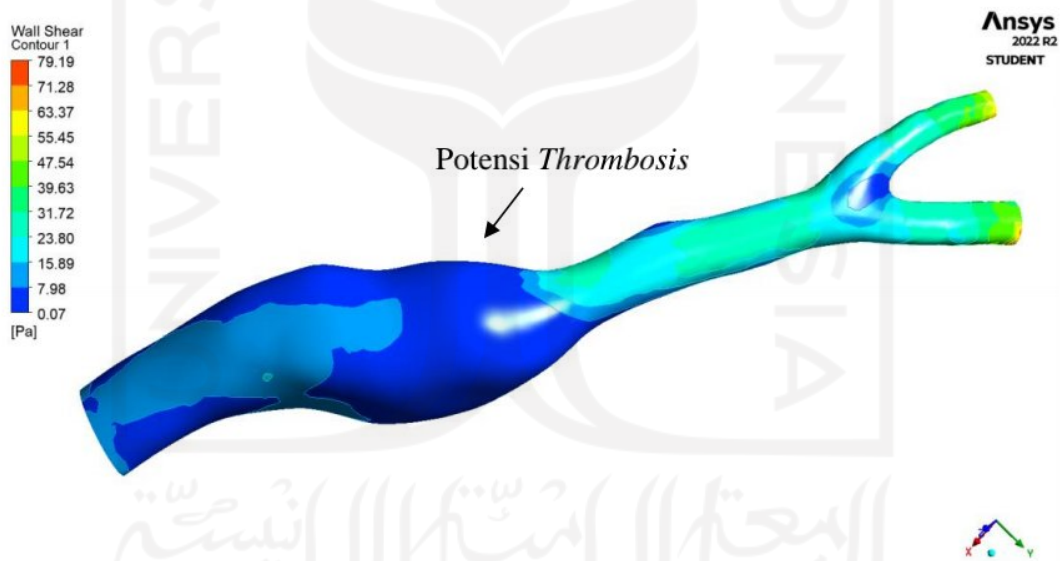
Pada fase puncak diastol, nilai *wall shear stress* yang rendah pada pembuluh normal terdistribusi pada area percabangan secara melebar, berbeda dengan saat fase puncak sistol yang terdistribusi di area luar percabangan. Pada pembuluh darah *left coronary artery aneurysm*, titik minimum tidak terdistribusi secara merata pada area aneurisma, tetapi nilai *wall shear stress* terdistribusi dengan rentang nilai sebesar 0.07 Pa sampai dengan 23,80 Pa. Dikarenakan saat fase puncak diastol aliran sisa transisi antar fase bersirkulasi secara terus menerus di area aneurisma, maka jika terjadi terus menerus dapat menyebabkan *thrombosis* atau penggumpalan darah. Untuk gambar distribusi nilai *wall shear stress* pada fase puncak diastol dapat dilihat pada gambar berikut.



Gambar 4- 21 Distribusi *Wall Shear Stress* Left Coronary Artery Normal Fase Puncak Diastol (Tampak Atas)

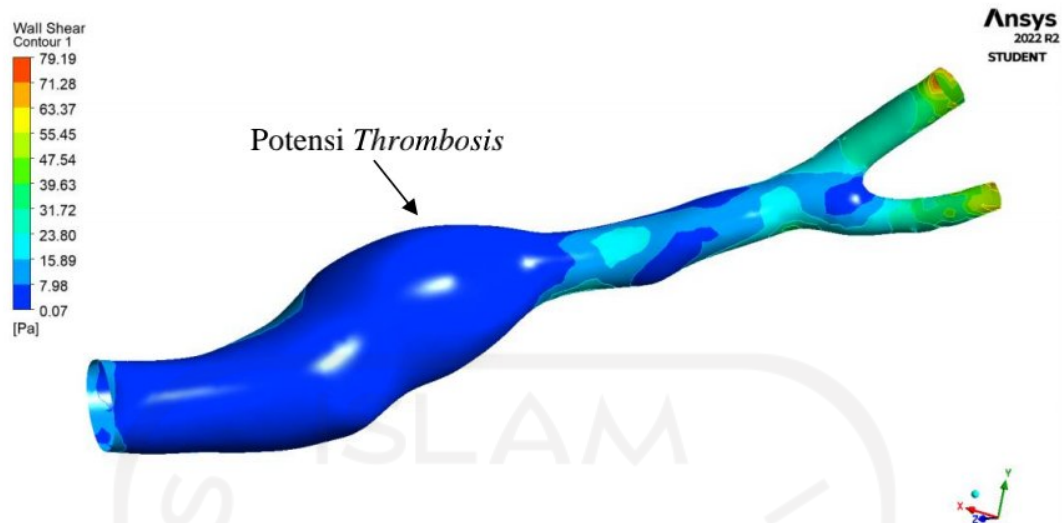


Gambar 4- 22 Distribusi *Wall Shear Stress Left Coronary Artery* Normal Fase Puncak Diastol (Tampak Bawah)



Gambar 4- 23 Distribusi *Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm* Fase Puncak Diastol (Tampak Atas)





Gambar 4- 24 Distribusi *Wall Shear Stress Left Coronary Artery Aneurysm* Fase Puncak Diastol (Tampak Bawah)

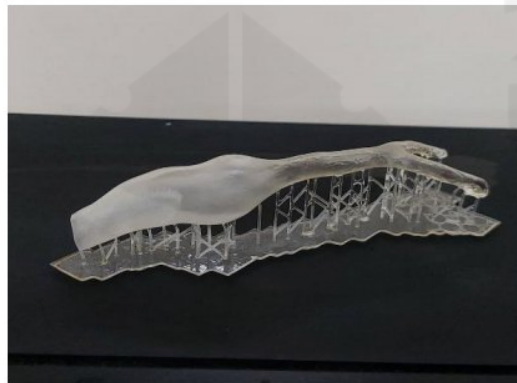
## 4.4 Hasil Perancangan

### 4.4.1 Hasil 3D Print

Pada perancangan alat peraga ini, digunakan mesin SLA 3D Print dengan bahan Esun eResin Bio-PLA. Parameter yang digunakan adalah *layer thickness* sebesar 0,05 mm, *normal exposure* sebesar 2s, *UV Power* sebesar 100 %, ketinggian antara model dengan *platform* sebesar 5 mm, *support diameter* sebesar 0,2 mm dan *suppor contact depth* sebesar 0,3 mm. Model pembuluh darah dicetak menggunakan skala 1:4 dengan sudut kemiringan sebesar 30° untuk pembuluh normal, dan 1:2 dengan sudut kemiringan 0° untuk pembuluh yang terkena penyakit aneurisma. Selanjutnya, hasil dari 3D print dilakukan proses *curing* dengan suhu sebesar 60°C selama 15 menit untuk mengeraskan resin hasil 3D print. Berikut ini merupakan hasil dari 3D print pembuluh darah *left coronary artery normal* dan penyakit *left coronary artery aneurysm*, serta hasil 3D print dari pembagian dua sisi area aneurisma pada penyakit *left coronary artery aneurysm*.

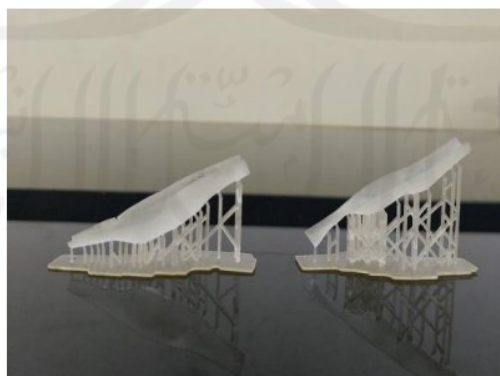


Gambar 4- 25 Hasil 3D Print *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 4- 26 Hasil 3D Print *Left Coronary Artery Aneurysm*

Selanjutnya, berikut merupakan hasil 3D Print dari pembagian dua sisi area aneurisma pada penyakit *left coronary artery aneurysm*.



Gambar 4- 27 Hasil 3D Print Dua Sisi Area Aneurisma

#### 4.4.2 Hasil Pembuatan Replika *Stent Graft*

Setelah mendapatkan hasil 3D print, selanjutnya adalah pembuatan replika *stent graft* untuk *stent graft surgery* pada penyakit *left coronary artery aneurysm*. Replika dari *stent graft* dibuat menggunakan bahan selang transparan dengan diameter sebesar 4 mm dan *mesh wire*. Untuk hasil dari pembuatan replika *stent graft* dapat dilihat pada gambar 4-28 berikut.



Gambar 4- 28 Replika *Stent Graft*

#### 4.4.3 Hasil Pembuatan Alat Peraga

Berdasarkan hasil 3D print yang telah dilakukan, perlu dilakukan proses *finishing* dengan menggunakan amplas dan *polishing* menggunakan *turtle wax compound*, sehingga hasil produk nantinya akan halus dan tidak ada bekas lapisan proses 3D print. Untuk hasil dari alat peraga dapat dilihat pada gambar 4-29 dan 4-30 berikut.

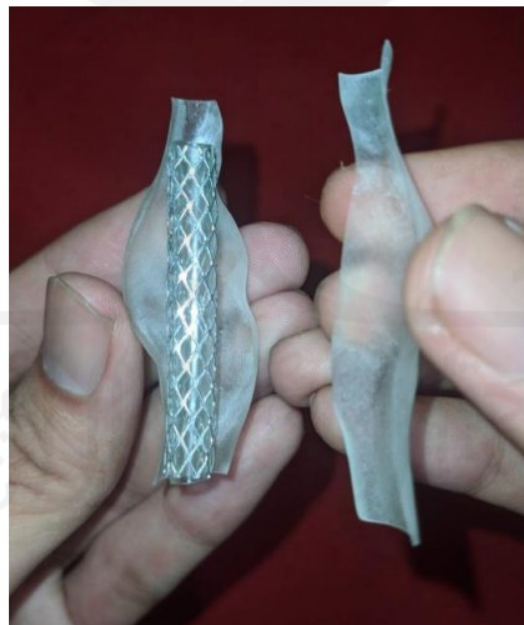


Gambar 4- 29 Alat Peraga *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 4- 30 Alat Peraga *Left Coronary Artery Aneurysm*

Selain dapat memberikan bentuk visual dengan jelas, alat peraga juga dapat memperagakan *treatment* dari penyakit aneurisma dengan cara menunjukkan letak dari *stent graft* pada pengobatan *stent graft surgery* dan menunjukkan pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* setelah diobati dengan *stent graft* yang dapat dilihat pada gambar 4-31 dan 4-32 berikut.



Gambar 4- 31 Letak *Stent Graft* Pada Penyakit *Left Coronary Artery Aneurysm*



Gambar 4- 32 Stent Graft Pada Left Coronary Artery Aneurysm

Berdasarkan hasil pembuatan alat peraga pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* yang telah dilakukan, telah didapatkan perbandingan ukuran pada pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* yang diukur menggunakan jangka sorong yang dapat dilihat pada tabel 4-2 berikut.

Tabel 4- 2 Selisih Dimensi Pembuluh Darah

<b>Ukuran Desain vs Skala Asli</b>			
Parameter	Normal		
	Desain	Print Skala Asli	Selisih
Jarak <i>Inlet-Outlet</i>	23,13 mm	26,37 mm	14 %
<i>wall Thickness</i>	0,1 mm	0,11 mm	10 %
Parameter	Aneurisma		
	Desain	Skala Asli	Selisih
Jarak <i>Inlet-Outlet</i>	43,78 mm	46,34 mm	5,84 %
<i>wall Thickness</i>	0,1 mm	0,12 mm	20 %
<b>Skala Asli vs Perbesar 4x</b>			
Parameter	Normal		
	Print Skala Asli	Print Perbesar 4x	Selisih
Jarak <i>Inlet-Outlet</i>	26,37 mm	104,35 mm	295.71 %

<i>wall Thickness</i>	0,16 mm	0,55 mm	243.75 %
<b>Skala Asli vs Perbesar 2x</b>			
Parameter	Aneurisma		
	Skala Asli	Perbesar 2x	Selisih
Jarak <i>Inlet-Outlet</i>	46,34 mm	92,19 mm	98.94 %
<i>wall Thickness</i>	0,14 mm	0,32 mm	128.57 %

Dapat dilihat pada tabel 4-2 diatas, selisih jarak dari *inlet* ke *outlet* antara desain dengan hasil print skala asli menghasilkan selisih 14 % dan 5,84 %. Hal tersebut menunjukkan bahwa pencetakan pembuluh darah menunjukkan hasil yang akurat dalam pembuatan alat peraga dalam segi ukuran, sehingga dokter dapat merasakan menyentuh pembuluh darah asli.

## **4.5 Analisis Dan Pembahasan**

### **4.5.1 Rekonstruksi dan Pembuatan Desain**

Rekonstruksi dan pembuatan desain pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* telah berhasil dilakukan berdasarkan kriteria yang telah ditentukan sebelumnya. Rekonstruksi pembuluh darah *left coronary artery* dilakukan dengan cara mensegmentasikan bagian *left coronary artery* pada gambar CT/MRI. Sedangkan pada penyakit *left coronary artery aneurysm* berdasarkan file sampel penelitian dalam bentuk file .STL yang telah disegmentasikan berdasarkan gambar CT/MRI. Penyebab penyakit *left coronary artery aneurysm* tidak direkonstruksi berdasarkan gambar CT/MRI dikarenakan file CT/MRI pada penyakit pasien bersifat rahasia dan disimpan dalam database rumah sakit.

Selanjutnya, file .STL dipindahkan ke perangkat lunak Autodesk Meshmixer untuk dilakukan proses penghalusan kontur. Agar desain pembuluh darah dapat dilakukan simulasi aliran, maka perlu diubah ke dalam *part solid body* karena *solid body* berfungsi sebagai domain tempat fluida mengalir. Dalam proses mengubah ke *solid body* menggunakan Solidworks add-in: ScanTo3D. Saat proses ScanTo3D, perlu melakukan pemindahan model menuju Autodesk Meshmixer dan Solidworks untuk mendapatkan pengaturan yang diinginkan, dengan cara memotong ujung *inlet* dan *outlet* pembuluh darah serta mengurangi *mesh* sehingga

tidak terjadi *mesh error*. Jika terdapat *mesh error*, maka proses mengubah ke *solid body* dikatakan gagal karena akan muncul lubang pada permukaan desain. Selain untuk mengurangi *mesh error*, pemotongan pada *inlet* dan *outlet* pembuluh darah juga dibutuhkan untuk memenuhi kriteria desain yang diinginkan yaitu kurang dari 512000 *mesh elements*.

#### **4.5.2 Simulasi CFD**

Analisis yang dilakukan pada simulasi CFD menggunakan perangkat lunak Ansys Fluent Students R2 2022. Model yang dianalisis adalah pembuluh darah *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm*. Parameter yang digunakan sebagai *set-up* simulasi adalah aliran darah laminar, menggunakan fluida *Non-Newtonian, incompressible, wall rigid, no slip, unsteady inlet velocity*, dan diasumsikan jantung berdenyut dengan rentang waktu sebesar 120 bpm. Hasil berupa distribusi kecepatan aliran, distribusi tekanan, dan distribusi *wall shear stress* menunjukkan beberapa perbedaan pada *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm*. Hasil didapatkan berdasarkan *expression* pada *post-processing* simulasi CFD, tidak berdasarkan hasil dari *color bar* sehingga menyajikan data yang lebih akurat

Pada distribusi kecepatan aliran, aliran darah pada pembuluh darah *left coronary artery* normal saat fase puncak sistol ( $t = 0.13$  sec) cenderung mengalir secara teratur. Berbeda dengan pembuluh darah normal, pada penyakit *left coronary artery aneurysm* aliran bersirkulasi dahulu di area aneurisma, lalu mengalir ke area pembuluh yang sehat menuju percabangan. Ini menunjukkan jika pada pembuluh darah yang terkena aneurisma, darah yang mengalir tertahan pada area aneurisma dikarenakan luas area yang membesar sehingga menyebabkan pasokan darah ke jantung berkurang dan kekurangan nutrisi yang dibutuhkan jantung. Saat fase puncak diastol atau saat fase jantung relaksasi ( $t = 0.37$ ), aliran bergerak mundur secara teratur dan normal pada pembuluh darah *left coronary artery normal*. Sedangkan pada penyakit *left coronary artery aneurysm*, aliran sisa transisi antar fase sistol dan diastol bersirkulasi di area aneurisma secara terus menerus. Kondisi tersebut menyebabkan nyeri pada area dada bagi penderita.

Selanjutnya pada distribusi tekanan yang terjadi, hasil menunjukkan pada saat fase puncak sistol ( $t = 0.13$ ) pembuluh darah *left coronary artery* normal

menghasilkan tekanan yang terdistribusi secara normal dengan tekanan darah mengalir dari tekanan tinggi di area *inlet* ke tekanan yang lebih rendah pada area *outlet*. Hasil distribusi tekanan yang didapat pada pembuluh darah normal tidak menghasilkan efek yang signifikan pada fungsi pembuluh darah. Sedangkan pada pembuluh darah *left coronary artery aneurysm*, didapatkan tekanan maksimum sebesar 15444,5 Pa di area aneurisma, ini menyebabkan berpotensi terjadinya *rupture* atau pecah pembuluh darah jika terjadi terus menerus. Saat fase puncak diastol ( $t = 0.37$  sec) tekanan yang terjadi pada pembuluh darah normal maupun penyakit tidak menghasilkan efek yang terlalu signifikan dikarenakan saat jantung berelaksasi, pembuluh darah tidak berkontraksi.

Setelah mendapatkan hasil dari distribusi kecepatan dan tekanan darah, selanjutnya adalah distribusi *wall shear stress*. *Wall shear stress* adalah ketahanan mekanis dinding pembuluh darah terhadap aliran darah. Pada simulasi CFD, nilai *wall shear stress* digunakan sebagai acuan untuk melakukan tindakan preventif terhadap kondisi penyakit atau potensi timbulnya penyakit. Pada pembuluh darah *left coronary artery* normal, tidak ada perbedaan yang signifikan pada area dengan nilai *wall shear stress* yang rendah baik saat fase puncak sistol maupun saat fase puncak diastol. Nilai *wall shear stress* yang rendah dapat menyebabkan kerusakan sel *endothelium* dan memicu respon tubuh untuk meregenerasi sehingga berpotensi menyebabkan penyempitan dinding pembuluh (*atherosclerosis*) atau terjadinya inflamasi (aneurisma).

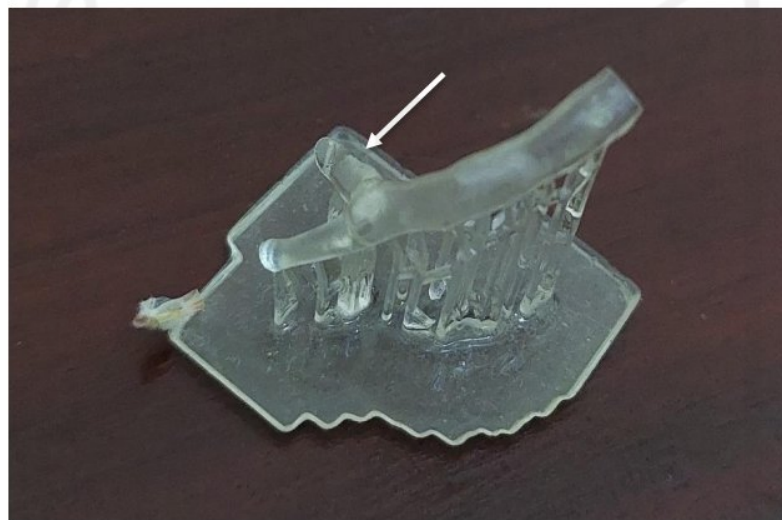
Berbeda dengan pembuluh darah normal, pada penyakit *left coronary artery aneurysm* memiliki nilai *wall shear stress* yang rendah pada area aneurisma, jika diberi tekanan maksimum saat fase puncak sistol dinding aneurisma berpotensi terjadi *rupture* atau pecah pembuluh darah, dikarenakan ketahanan mekanisnya kecil saat diberi tekanan tinggi. Saat fase puncak diastol, dikarenakan aliran sisa transisi antar fase, area aneurisma berpotensi dapat terjadinya *thrombosis* atau penggumpalan darah yang jika dibiarkan terus menerus dapat menyebabkan penyakit lain.

### **4.5.3 Alat Peraga**

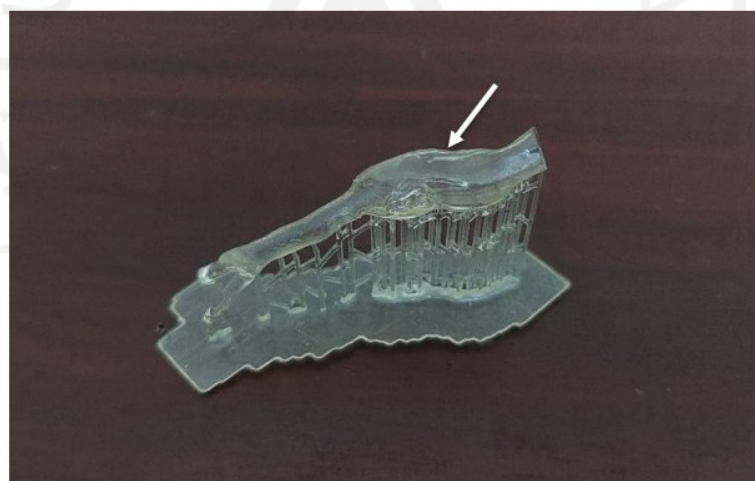
Pembuatan alat peraga telah berhasil dilaksanakan sesuai dengan kriteria yang telah ditentukan. Parameter 3D print yang digunakan adalah *layer thickness*



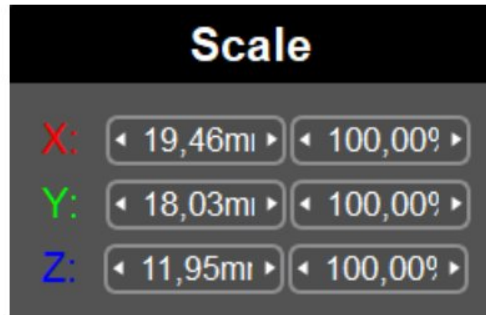
sebesar 0,05 mm, *normal exposure* sebesar 2s, *UV Power* sebesar 100 %, dan ketinggian antara model dengan *platform* sebesar 5 mm. Hanya saja pada pencetakan pertama terdapat kecacatan. Hal ini disebabkan karena ukuran pembuluh darah yang sangat kecil dan tingkat akurasi 3D print SLA tidak memiliki kemampuan untuk mencetak dengan resolusi dengan skala asli (gambar 4-35 dan 4-36) sehingga resin mengendap atau resin pada dinding pembuluh mengalami kerusakan. Untuk gambar hasil pencetakan pertama dengan skala asli dapat dilihat pada gambar 4-33 dan 4-34 berikut.



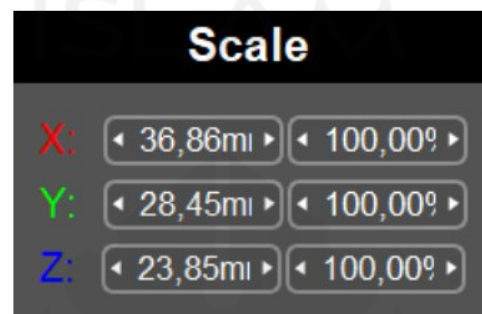
Gambar 4- 33 Resin Mengendap Pada *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 4- 34 Kerusakan Pada Dinding *Left Coronary Artery Aneurysm*

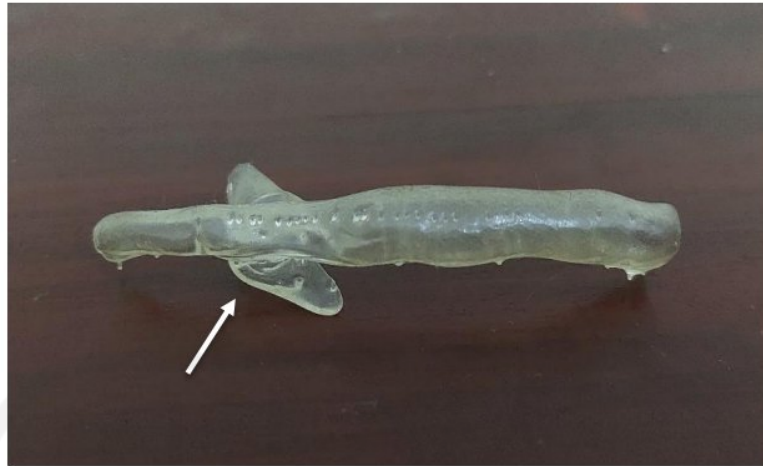


Gambar 4- 35 Skala Asli Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 4- 36 Skala Asli Pembuluh Darah *Left Coronary Artery Aneurysm*

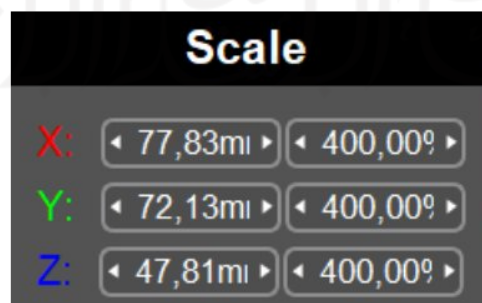
Dikarenakan skala asli memiliki ukuran yang sangat kecil, pada pencetakan kedua digunakan skala 1:4 (gambar 4-39) pada pembuluh normal dan 1:2 (gambar 4-40) pada pembuluh yang terkena penyakit, tujuannya agar memiliki ukuran yang hampir sama. Pada proses pencetakan kedua ini digunakan sudut kemiringan sebesar  $0^\circ$  dengan ketinggian 5 mm, *support diameter* sebesar 0,5 mm dan *support contact depth* sebesar 0,3 mm. Hasilnya terdapat resin mengendap di area *outlet* pada pembuluh darah *left coronary artery aneurysm* dikarenakan memiliki luas area yang sangat kecil, dan kecacatan pada *left coronary artery normal*, serta ujung *support* menembus dinding pembuluh darah. Selain itu juga, pada sudut kemiringan  $0^\circ$  terdapat *support* yang berada di dalam pembuluh darah normal agar dapat mencetak kontur bagian dalam pembuluh darah. Untuk gambar hasil pencetakan kedua dapat dilihat pada gambar 4-37 dan 4-38 berikut.



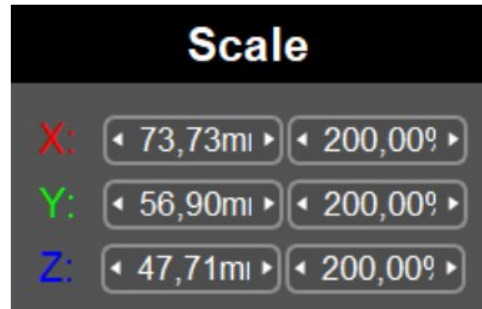
Gambar 4- 37 Cacat Pada Pencetakan *Left Coronary Artery* Normal



Gambar 4- 38 Resin Mengendap Pada *Left Coronary Artery Aneurysm*



Gambar 4- 39 Perbesaran 4 kali Pada *Left Coronary Artery* Normal



Gambar 4- 40 Perbesaran 2 kali Pada *Left Coronary Artery Aneurysm*

Dengan demikian, untuk mengantisipasi resin mengendap dan kecacatan pada pencetakan, digunakan sudut kemiringan sebesar  $30^{\circ}$  agar saat proses pencetakan resin bergerak turun dan tidak mengendap. Pemilihan *support contact depth* dari 0,5 mm menjadi 0,08 mm dikarenakan tidak menembus dinding pembuluh darah. Pemilihan *support diameter* juga diubah dari 0,5 mm menjadi 0,2 mm agar tidak cepat menghabiskan resin yang digunakan. Hasilnya, terdapat kecacatan pada pembuluh darah yang dapat dilihat pada gambar 4-41 dan 4-42 berikut.



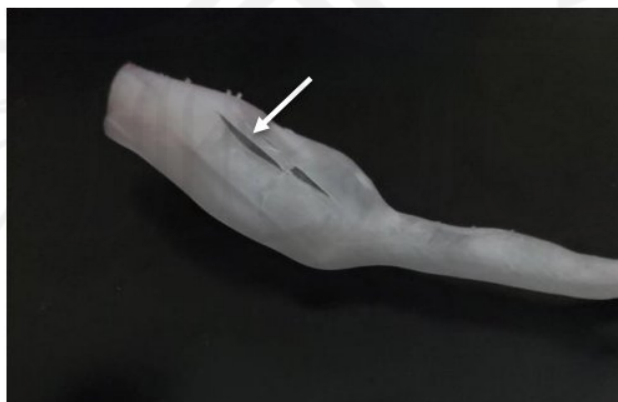
Gambar 4- 41 Cacat Pada *Left Coronary Artery Normal*



Gambar 4- 42 Cacat Pada Penyakit *Left Coronary Artery Aneurysm*

Dapat dilihat pada gambar 4-41 dan 4-42 diatas, mengubah *support depth* menjadi sebesar 0,08 mm tetap menghasilkan kecacatan, sebab nilai *support contact depth* yang kecil mengurangi kekuatan *support* untuk menopang model. Dapat dilihat juga pada gambar 4-42, sudut kemiringan sebesar 30° tetap menghasilkan resin yang mengendap pada *outlet* penyakit *left coronary artery aneurysm*.

Pencetakan selanjutnya tetap menggunakan sudut kemiringan sebesar 30° dan mengubah *support contact depth* menjadi 0,3 mm. Hasilnya adalah pada pembuluh darah *left coronary artery* normal berhasil dicetak tanpa ada kecacatan. Tetapi, pada penyakit *left coronary artery aneurysm* tetap terdapat kecacatan pada dinding pembuluh darah yang dapat dilihat pada gambar 4-43 berikut.



Gambar 4- 43 Cacat Pada Penyakit *Left Coronary Artery Aneurysm*

Dengan demikian, berdasarkan hasil 3D print yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa berapapun besar sudut kemiringan pada penyakit *left coronary*

*artery aneurysm*, tetap terdapat resin yang mengendap dikarenakan resin segera mengeras selama proses pencetakan. Selain itu, penyakit *left coronary artery aneurysm* tidak bisa dicetak pada sudut  $30^\circ$  dikarenakan dinding yang terlalu tipis tidak bisa dipolimerisasi oleh sinar UV secara berkelanjutan. Maka dari itu, pada penyakit *left coronary artery aneurysm* digunakan sudut kemiringan sebesar  $0^\circ$  dikarenakan minim kecacatan. Walaupun seperti itu, pengendapan resin pada pencetakan alat peraga tidak berpengaruh secara fungsi peraga dan tetap memenuhi kriteria yang telah ditentukan.

Pada dasarnya, *stent graft* berfungsi sebagai jalur aliran darah buatan sehingga darah tidak bersirkulasi di area aneurisma. Jika pembuluh darah yang terkena aneurisma telah diobati dengan *stent graft*, yang terjadi selanjutnya adalah pembuluh darah akan menyusut dan kembali normal. Maka dari itu, pada pemasangan *stent graft*, diletakkan replika *stent graft* pada area aneurisma yang telah dibagi menjadi dua sisi sehingga tenaga medis dapat belajar dalam memahami letak pemasangan *stent graft* serta bentuk penyakit aneurisma yang telah diobati oleh *stent graft* sebelum memulai pengobatan *stent graft surgery*.

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Model pembuluh darah *left coronary artery* normal dan penyakit *left coronary artery aneurysm* berasal dari data CT/MRI dan file sampel penelitian serta direkonstruksi dengan cara mensegmentasikan bagian yang ingin diambil sehingga menyerupai bentuk dan kontur pembuluh darah asli.
2. Fenomena aliran yang terjadi pada pembuluh darah *left coronary artery* normal cenderung teratur sedangkan pada *left coronary artery aneurysm* bersirkulasi di area aneurisma yang jika diberi tekanan tinggi berpotensi terjadinya *rupture*. Pada distribusi *wall shear stress*, nilai *wall shear stress* yang rendah pada dinding pembuluh darah akan mengakibatkan rusaknya sel *endothelium* sehingga berpotensi tumbuhnya aneurisma baru dan *atherosclerosis*.
3. Alat peraga pembuluh darah *left coronary artery* dan penyakit *left coronary artery aneurysm* dapat dibuat dengan menggunakan 3D Print SLA dan dapat memberikan pemahaman dalam pembelajaran tenaga medis.

#### **5.2 Saran Penelitian**

Pada penelitian ini terdapat beberapa saran agar dapat menjadi lebih baik, Adapun saran untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Menggunakan variasi parameter yang berbeda atau menambahkan variabel yang diteliti pada simulasi CFD.
2. Menggunakan material yang elastis pada pembuatan alat peraga dikarenakan pada dasarnya pembuluh darah bersifat elastis, sehingga dokter mendapat pemahaman yang lebih baik lagi.

## DAFTAR PUSTAKA

- Alam, M. I., Raj, A., Khan, P. M., Kumar, S., & Roy, S. (2021). Numerical simulation of flow of a shear-thinning Carreau fluid over a transversely oscillating cylinder. *Journal of Fluid Mechanics*, 921. <https://doi.org/10.1017/jfm.2021.485>
- Anatomy and Function of the Coronary Arteries. (2020). Retrieved 14 January 2023, from <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/anatomy-and-function-of-the-coronary-arteries>
- Ansys Fluent | Fluid Simulation Software. (2023). Retrieved 14 January 2023, from <https://www.ansys.com/products/fluids/ansys-fluent>
- Basri, E. I., Azriff, A., Zuber, M., Azriff Basri, A., Riazuddin, V. N., Shahwir, S. F., & Ahmad, K. A. (2016). *Computational Fluid Dynamics Study in Biomedical Applications: A Review*. <https://www.researchgate.net/publication/309389664>
- Beier, S., Ormiston, J., Webster, M., Cater, J., Norris, S., Medrano-Gracia, P., Young, A., & Cowan, B. (2016). Hemodynamics in Idealized Stented Coronary Arteries: Important Stent Design Considerations. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(2), 315–329. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1387-3>
- Berdajs, D., Ruchat, P., Suva, M., Ferrari, E., Ligang, L., & von Segesser, L. K. (2011). Congenital Giant Aneurysm of the Left Coronary Artery. *Heart Lung and Circulation*, 20(10), 663–665. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2011.02.009>
- Carvalho, V., Carneiro, F., Ferreira, A. C., Gama, V., Teixeira, J. C., & Teixeira, S. (2021). Numerical study of the unsteady flow in simplified and realistic iliac bifurcation models. *Fluids*, 6(8). <https://doi.org/10.3390/fluids6080284>
- Cengel, Y. A., & Cimbala, J. M. (2006). *Fluid Mechanics: Fundamentals and Application* (1st ed.). McGraw-Hill.



- Chemistry, G. (2021a). *Sustainable Advances in SLA/DLP 3D Printing Materials and Processes Article Type: Tutorial Review Green Chemistry*.
- Chemistry, G. (2021b). *Sustainable Advances in SLA/DLP 3D Printing Materials and Processes Article Type: Tutorial Review Green Chemistry*.
- Cheung, W. K., Bell, R., Nair, A., Menezes, L. J., Patel, R., Wan, S., Chou, K., Chen, J., Torii, R., Davies, R. H., Moon, J. C., Alexander, D. C., & Jacob, J. (2021). A Computationally Efficient Approach to Segmentation of the Aorta and Coronary Arteries Using Deep Learning. *IEEE Access*, 9, 108873–108888. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3099030>
- Dinata, W. W. (2015). *Menurunkan Tekanan Darah Pada Lansia Melalui Senam Yoga*.
- Etili, M., Canbolat, G., Karahan, O., & Koru, M. (2021). Numerical investigation of patient-specific thoracic aortic aneurysms and comparison with normal subject via computational fluid dynamics (CFD). *Medical and Biological Engineering and Computing*, 59(1), 71–84. <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02287-6>
- Fluent Inc. (2001). *Chapter 22. Using the Solver*.
- Gerrah, R., & Haller, S. J. (2020). Computational fluid dynamics: a primer for congenital heart disease clinicians. In *Asian Cardiovascular and Thoracic Annals* (Vol. 28, Issue 8, pp. 520–532). SAGE Publications Inc. <https://doi.org/10.1177/0218492320957163>
- Gharlegghi, R., Adikari, D., Ellenberger, K., Ooi, S. Y., Ellis, C., Chen, C. M., Gao, R., He, Y., Hussain, R., Lee, C. Y., Li, J., Ma, J., Nie, Z., Oliveira, B., Qi, Y., Skandarani, Y., Vilaça, J. L., Wang, X., Yang, S., ... Beier, S. (2022). Automated segmentation of normal and diseased coronary arteries – The ASOCA challenge. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 97. <https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2022.102049>

- Ghurri, A. (2014). *Dasar-Dasar Mekanika Fluida*.
- Hardhian S. F, A. (2017). *Experimental Investigation Of The Effect Of Inlet Disturbance Body With Distance Variant Toward The Flow Through Square Duct And Square Elbow 90°*.
- Hirsch, C. (2007). *Numerical computation of internal and external flows: The fundamentals of computational fluid dynamics*. Elsevier.
- hopkinsmedicine.org. (2023). *Anatomy and Function of the Coronary Arteries*. Hopkinsmedicine.Org.
- Ishaq, M. (2005). *GELOMBANG*.
- Jclva (2021) *Aneurysm of lad*, *embodi3D.com*. Available at: <https://www.embodi3d.com/files/file/42155-aneurysm-of-lad/> (Accessed: January 14 2023).
- Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., & Kilpatrick, D. (2006). *Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Transient simulations \**.
- Kabir, M. A., Alam, M. F., & Uddin, M. A. (2021). Numerical simulation of pulsatile blood flow: a study with normal artery, and arteries with single and multiple stenosis. *Journal of Engineering and Applied Science*, 68(1). <https://doi.org/10.1186/s44147-021-00025-9>
- Kohsaka, S., & Makaryus, A. N. (2008). Coronary Angiography Using Noninvasive Imaging Techniques of Cardiac CT and MRI. In *Current Cardiology Reviews* (Vol. 4).
- Krishnan, A., & Anantharaman, A. P. (2022). Numerical Analysis of Blood Flow through COVID-19 Infected Arteries. *MCB Molecular and Cellular Biomechanics*, 19(2), 77–88. <https://doi.org/10.32604/mcb.2022.018369>
- Malek, A. M., Alper, S. L., & Izumo, S. (n.d.). *Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis*. [www.jama.com](http://www.jama.com)
- Manimaran, R. (2011). *CFD Simulation of Non-Newtonian Fluid Flow in Arterial Stenoses with Surface Irregularities*.
- Muhajir, K. (2009). *Karakterisasi Aliran Fluida Gas-Cair Melalui Pipa Sudden Contraction*.

- Nakayama, Y. (Yasuki), & Boucher, R. F. (Robert F. ). (2000). *Introduction to fluid mechanics*. Butterworth-Heinemann.
- Nasukha, Z. (2020). *Modul FISIKA Kelas X KD 3.11 GETARAN HARMONIS FISIKA KELAS X PENYUSUN NASUKHA Z.*
- Nawawi, M., Aria, K., & Utama, P. (2015). *Final Project-Mn 141581 Computational Fluid Dynamics (Cfd) Analysis Into The Effect Of Inclining Keel On The Resistance And Speed Of Monohull Fishing Vessel.*
- Núñez-Gil, I. J., Alberca, P. M., Gonzalo, N., Nombela-Franco, L., Salinas, P., & Fernández-Ortiz, A. (2018). Giant coronary aneurysm culprit of an acute coronary syndrome. *Revista Portuguesa de Cardiologia*, 37(2), 203.e1-203.e5. <https://doi.org/10.1016/j.repc.2016.11.017>
- O'Brien, J. P., Srichai, M. B., Hecht, E. M., Kim, D. C., & Jacobs, J. E. (2007). Anatomy of the heart at multidetector CT: What the radiologist needs to know. *Radiographics*, 27(6), 1569–1582. <https://doi.org/10.1148/rg.276065747>
- Oliveira-Santos, M., Oliveira Santos, E., Marinho, A. V., Leite, L., Guardado, J., Matos, V., Pego, G. M., & Marques, J. S. (2018). Patient-specific 3D printing simulation to guide complex coronary intervention. *Revista Portuguesa de Cardiologia*, 37(6), 541.e1-541.e4. <https://doi.org/10.1016/j.repc.2018.02.007>
- OsiriX DICOM Viewer | DICOM Image Library. (2023). Retrieved 14 January 2023, from <https://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/>
- Prasetyawan, I. B. (2022). *Buku Ajar Hidrodinamika Sedimen Distribution Model For Erosion And Sedimentation Mitigation In Sayung District, Demak View project Integrated Coastal Zone Management for Sustainable Development in Central Java View project.* <https://www.researchgate.net/publication/358635351>
- Pulsatile Blood Flow in Arterial Bifurcation Simulation, ANSYS Fluent Training. (2023). Retrieved 14 January 2023, from <https://www.mr->

cfid.com/shop/pulsatile-blood-flow-in-arterial-bifurcation-cfd-simulation/

- Shibeshi, S. S., & Collins, W. E. (2005). The rheology of blood flow in a branched arterial system. *Applied Rheology*, *15*(6), 398–405. <https://doi.org/10.1515/arh-2005-0020>
- Sinnott, M., Cleary, P. W., & Prakash, M. (2006). *An Investigation Of Pulsatile Blood Flow In A Bifurcation Artery Using A Grid-Free Method*.
- Soemaryanto, A. R., & Rosid, N. H. (2017). *Verification Of Schrenk Method For Wing Loading Analysis Of Small Unmanned Aircraft Using Navier-Stokes Based Cfd Simulation (Verifikasi Metode Schrenk Dengan Simulasi Cfd Berbasis Persamaan Navier-Stokes Dalam Analisis Pembebanan Sayap Pesawat Udara Nirawak Kelas Ringan)*.
- Son, J. W., Zhang, Q., & Choi, Y. (2013). Reconstruction of blood vessel model with adventitia from CT and IVUS images for FSI analysis. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, *14*(4), 643–648. <https://doi.org/10.1007/s12541-013-0086-y>
- Subagyo, R. (2018). *Mekanika Fluida I Program Studi Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Lambung Mangkurat 2018*.
- Sulistyaningtyas, A. D., & &wantika, R. W. (2022). Penerapan Persamaan Navier-Stokes untuk Model Matematika Perpindahan Panas Aliran Fluida Unstead. *PRISMA, Prosiding Seminar Nasional Matematika*, *5*, 781–786. <https://journal.unnes.ac.id/sju/index.php/prisma/>
- Supriyono, T. (2019). *Buku Ajar MEKANIKA FLUIDA DASAR*.
- Syuhada, A., & Sary, R. (2019). Pengaruh Diameter Hidrolik Terhadap Perpindahan Panas Kolektor Surya Belokan Tajam. *Jurnal Teknik Mesin Unsyiah*, *7*(2).
- Thali, M. J., Braun, M., Buck, U., Aghayev, E., Jackowski, C., Vock, P., Sonnenschein, M., & Dirnhofer, R. (2005). VIRTOPSY-Scientific Documentation, Reconstruction and Animation in Forensic:

- Individual and Real 3D Data Based Geo-Metric Approach Including Optical Body/Object Surface and Radiological CT/MRI Scanning. In *J Forensic Sci* (Vol. 50, Issue 2). [www.astm.org](http://www.astm.org)
- Torii, R., Wood, N. B., Hughes, A. D., Thom, S. A., Aguado-Sierra, J., Davies, J. E., Francis, D. P., Parker, K. H., & Xu, X. Y. (2007). A computational study on the influence of catheter-delivered intravascular probes on blood flow in a coronary artery model. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2501–2509. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.11.004>
- Tulungnen, R. S., Sapulete, I. M., C Pangemanan, D. H., & Skripsi Fakultas Kedokteran Universitas Sam Ratulangi Manado Bagian Fisiologi Fakultas Kedokteran Universitas Sam Ratulangi Manado, K. (2016). *Hubungan Kadar Kalium Dengan Tekanan Darah Pada Remaja Di Kecamatan Bolangitang Barat Kabupaten Bolaang Mongondow Utara* (Vol. 1, Issue 2).
- Wang, H., Anzai, H., Liu, Y., Qiao, A., Xie, J., & Ohta, M. (2020). Hemodynamic-Based Evaluation on Thrombosis Risk of Fusiform Coronary Artery Aneurysms Using Computational Fluid Dynamic Simulation Method. *Complexity*, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/8507273>

