

**REKONSTRUKSI DAN FABRIKASI 3-D *PRINTED* MODEL
PEMBULUH DARAH *THORACIC AORTIC* BERDASARKAN
DATA MRI/CT-SCAN DAN SIMULASI FENOMENA ALIRAN
DENGAN METODE *COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS*
(CFD)**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Rizal Gifari

No. Mahasiswa : 18525124

NIRM : 2018052191

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

2023

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

REKONSTRUKSI DAN FABRIKASI 3-D *PRINTED* MODEL PEMBULUH DARAH *THORACIC AORTIC* BERDASARKAN DATA MRI/CT-SCAN DAN SIMULASI FENOMENA ALIRAN DENGAN METODE *COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS* (CFD)

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Rizal Gifari
No. Mahasiswa : 18525124
NIRM : 2018052191

Yogyakarta, 15 Maret 2023

Pembimbing I,



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

Pembimbing II,



Finny Pratama Putera, S.T., M.Eng.

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

REKONSTRUKSI DAN FABRIKASI 3-D *PRINTED* MODEL PEMBULUH DARAH *THORACIC AORTIC* BERDASARKAN DATA MRI/CT-SCAN DAN SIMULASI FENOMENA ALIRAN DENGAN METODE *COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS* (CFD)

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh:

Nama : Muhammad Rizal Gifari
No. Mahasiswa : 18525124
NIRM : 2018052191

Tim Penguji

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

Ketua



Tanggal : 09/04/23

Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP

Anggota I



Tanggal : 31/3/23

Ir. Faisal Arif Nurgesang, S.T., M.Sc. IPP

Anggota II



Tanggal : 28/3/23

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



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 Maret 2023



Muhammad Rizal Gifari

HALAMAN PERSEMBAHAN

Segala puja dan puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan semesta alam Allah SWT yang telah memberikan nikmat ilmu pengetahuan, kesehatan, kesempatan serta doa dan dukungan yang diberikan orang-orang tercinta sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Oleh sebab itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

Orang tua dan sanak saudara yang selalu senantiasa memberikan doa dan dukungan kepada penulis, sehingga terciptalah dan terselesaikannya Tugas Akhir ini.

Bapak Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D. dan Bapak Finny Pratama Putera, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing, penguji, dosen pengajar dan seluruh staf 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 senantiasa memberikan dukungan dan bantuan kepada penulis.

Besar harapan penulis semoga Tugas Akhir ini dapat berguna serta bermanfaat untuk perkembangan ilmu pengetahuan khususnya pada bidang yang sesuai dengan topik penulis pada masa yang akan mendatang kelak.

HALAMAN MOTTO

“Katakanlah, “Wahai hamba-hambaku-Ku yang melampaui batas terhadap diri mereka sendiri! Janganlah kamu berputus asa dari rahmat Allah. Sesungguhnya Allah mengampuni dosa-dosa semuanya. Sungguh, Dialah Yang Maha Pengampun, Maha Penyayang.”

(Q.S. Az-Zumar: 53)

“Allah tidak membebani seseorang melainkan sesuai dengan kesanggupannya”

(Q.S. Al-Baqarah: 286)

“There is a life and there is a death, and there are beauty and melancholy between”

(Albert Camus)

“When we are tired, we are attacked by ideas we conquered long ago”

(Friedrich Nietzsche)

“Life is mystery to be lived, not a problem to be solved”

(Søren Aabye Kierkegaard)

“Sing Uwes Yo Uwes”

(Ilyas Witanto)

“Islam itu agama yang damai”

(Shafly Ath Thaariq)

“Proletar tidak pernah gentar”

(Feryan Taruna Syaputra)

“I am who I am and that’s who I am”

(Nikolai Gogol)

KATA PENGANTAR

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Alhamdulillah rabbil 'alamin, segala puja dan puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan inayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul “Rekonstruksi dan Fabrikasi 3-D Printed Model Pembuluh Darah *Thoracic Aortic* Berdasarkan Data MRI/CT-Scan dan Simulasi Fenomena Aliran Dengan Metode *Computational Fluid Dynamics* (CFD)” dengan lancar dan tepat waktu. Shalawat serta salam tidak lupa penulis haturkan kepada Nabi Muhammad SAW yang telah membawa umat manusia dari zaman gelap gulita menjadi zaman terang benderang sehingga manusia dapat merdeka untuk berfikir, berekspresi, 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. Ibu, Mba dan seluruh sanak keluarga 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. dan Bapak Finny Pratama Putera, S.T., M.Eng. 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: Kapibara Abiyuu, Feryantoro Cino Palembang, Ijad Kobra, Baginda Raja Sapli, Paris

Jawir, Rato Maling Besi, Bos BmxpunkOG, Bacil, Ajis Plankton, Kim, Ulum, Mriki Huang, Mario Ocol Pandemi dan seluruh teman – teman angkatan 2018 yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

6. Sodara sedaerah sekabupaten : Pace Sangkur, Pace Tapay, Pace Ikang, Bagong, Sur Lasap, Alip Abah, Adji Ajiks, Baba Bucox, Randus Laong, Ghilang Kupuk, Odos, Canho, Ma Dawg Jek.

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 di dalam 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 Maret 2023



(Muhammad Rizal Gifari)

ABSTRAK

Cardiovascular disease merupakan satu dari sekian banyak jenis penyakit yang menyebabkan angka kematian yang cukup tinggi akibat morbiditas atau abnormalitas pada pembuluh darah tubuh manusia seperti halnya aneurisma. Keadaan abnormal ini berpotensi menyebabkan terjadinya penyumbatan hingga penipisan dinding pembuluh yang sangat rentan untuk memicu terjadinya gagal jantung, hipertensi serta penyakit - penyakit lainnya. Hingga masa kini, untuk mengetahui dan melihat keadaan dari pembuluh darah menggunakan data MRI/CT-Scan namun hanya sebatas pada gambar 2D sehingga perlu dilakukannya rekonstruksi dari data MRI/CT-Scan untuk mendapatkan gambar 3D yang serupa dengan bentuk aslinya. Penelitian ini menggunakan pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* yang telah direkonstruksi berdasarkan data MRI/CT-Scan dan *file* sampel penelitian. Hasil rekonstruksi kedua pembuluh darah berguna untuk dilakukannya proses simulasi fenomena aliran dengan menggunakan metode *computational fluid dynamics* (CFD) serta pembuatan 3-D *printed* model yang dicetak dengan 3D *Print* SLA. Penelitian ini bertujuan untuk memvisualisasikan kedua pembuluh darah sehingga dapat dilihat dan diraba secara langsung, serta melihat perbedaan fenomena aliran yang terjadi pada keduanya. Hasil dari simulasi fenomena aliran menunjukkan bahwa aliran pada pembuluh darah normal bergerak secara teratur mengikuti bentuk dari pembuluh darah normal. Sedangkan aliran pada pembuluh darah yang terdiagnosa aneurisma/penggelembungan bersirkulasi pada saat memasuki area aneurisma. Kemudian untuk hasil dari pembuatan 3-D *printed* model yang dicetak dengan 3D *Print* SLA memiliki bentuk yang serupa dengan pembuluh darah aslinya.

Kata kunci : Pembuluh Darah, *Thoracic Aortic*, Aneurisma , CFD, 3D *Print*, 3-D *Printed Model*

ABSTRACT

Cardiovascular disease is one of many types of diseases that cause a high death rate due to morbidity or abnormalities in the blood vessels of the human body, such as aneurysms. This abnormal situation has the potential to cause blockages to thinning of the vessel walls which are very susceptible to triggering heart failure, hypertension and other diseases. Until now, to find out and see the condition of blood vessels using MRI/CT-Scan data, but only limited to 2D images, so it is necessary to do a reconstruction of the MRI/CT-Scan data to get 3D images that are similar to their original shape. This study used normal thoracic aortic vessels and reconstructed thoracic aortic aneurysm based on MRI/CT-Scan data and research sample files. The results of the reconstruction of the two blood vessels are useful for simulating flow phenomena using the computational fluid dynamics (CFD) method and for making props with 3D Print SLA. This study aims to visualize the two blood vessels so that they can be seen and felt directly, as well as to see the difference in flow phenomena that occur in both. The results of the flow phenomenon simulation show that the flow in normal blood vessels moves regularly to follow the shape of normal blood vessels. Meanwhile, blood vessels that are diagnosed with an aneurysm/inflammation circulate when they enter the aneurysm area. Then for the results of making props that are printed with 3D Print SLA have a shape similar to the original blood vessels.

Keywords : Blood Vessel, Thoracic Aortic, Aneurysm, CFD, 3D Print, 3-D Printed Model

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing	ii
Lembar Pengesahan 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.....	xx
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan	4
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan	4
1.6 Sistematika Penulisan	5
Bab 2 Tinjauan Pustaka	6
2.1 Kajian Pustaka	6
2.2 Dasar Teori	13
2.2.1 Jantung.....	13
2.2.2 <i>Thoracic Aortic</i>	13
2.2.3 <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	15
2.2.4 MRI/CT-Scan	16
2.2.5 Rekonstruksi MRI/CT-Scan	17

2.2.6	<i>Computer Aided Design</i>	19
2.2.7	<i>Computational Fluid Dynamics (CFD)</i>	20
2.2.8	Gerak Harmonik Sederhana.....	31
2.2.9	ANSYS Fluent.....	31
2.2.10	3D <i>Print</i> SLA	32
Bab 3 Metode Penelitian		33
3.1	Alur Penelitian	33
3.2	Kriteria Desain.....	36
3.2.1	Kriteria Hasil Rekonstruksi	36
3.2.2	Kriteria Desain.....	36
3.3	Alat dan Bahan.....	37
3.4	Rekonstruksi Pembuluh Darah	38
3.4.1	Segmentasi.....	38
3.5	Proses Pembuatan Desain Pembuluh Darah	40
3.5.1	<i>Smoothing</i> dan <i>Cutting</i>	40
3.5.2	<i>Mesh File</i> ke <i>Solid Body Part</i>	41
3.5.3	<i>Solid Body Part</i> ke STEP	42
3.6	<i>Computational Fluid Dynamics (CFD)</i>	43
3.6.1	<i>Pre-Processing</i>	43
3.6.2	<i>Processing</i>	45
3.6.3	<i>Post-Processing</i>	60
3.7	Pembuatan 3-D <i>Printed</i> Model.....	60
Bab 4 Hasil dan Pembahasan		65
4.1	Hasil Rekonstruksi.....	65
4.2	Hasil Desain Pembuluh Darah.....	66
4.3	Hasil Simulasi <i>Computational Fluid Dynamics</i>	67
4.3.1	<i>Streamline</i> Aliran.....	69
4.3.2	Distribusi Tekanan.....	72
4.3.3	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i>	76
4.4	Hasil Perancangan.....	80
4.4.1	Hasil Pencetakan 3-D <i>Printed</i> Model.....	80
4.4.2	Hasil Pembuatan Replika <i>Stent Graft</i>	82

4.4.3	Hasil Pembuatan 3-D <i>Printed Model</i>	83
4.5	Analisis dan Pembahasan.....	85
4.5.1	Rekonstruksi dan Pembuatan Desain	85
4.5.2	Simulasi <i>Computational Fluid Dynamics</i>	86
4.5.3	3-D <i>Printed Model</i>	88
Bab 5	Penutup.....	92
5.1	Kesimpulan	92
5.2	Saran Untuk Penelitian Selanjutnya	93
Daftar Pustaka	94



DAFTAR TABEL

Tabel 3- 1 Alat.....	37
Tabel 3- 2 Bahan.....	37
Tabel 3- 3 Nilai Material Fluida.....	45
Tabel 3- 4 Kondisi Batas	46
Tabel 3- 5 Data Berdasarkan Elemen <i>Thoracic Aortic Normal</i>	53
Tabel 3- 6 Selisih Data Hasil <i>Thoracic Aortic Normal</i>	53
Tabel 3- 7 Data Berdasarkan Elemen <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	56
Tabel 3- 8 Selisih Data Hasil <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	57
Tabel 3- 9 Parameter 3D <i>Print SLA</i>	62
Tabel 4- 1 Dimensi Desain Pembuluh Darah <i>Thoracic Aortic Normal</i> dan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	67

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2- 1 CTA Pasien Pria 59 Tahun dan MRA Pasien Wanita 79 Tahun.....	6
Gambar 2- 2 Langkah - Langkah Pembuatan 3-D <i>Printed Model</i>	7
Gambar 2- 3 <i>3D Model of Thoracic Aortic Aneurysm</i>	8
Gambar 2- 4 <i>3D 3D Printed Models Generated From Cardiac CT Images</i>	9
Gambar 2- 5 <i>Cardiac Cycle Thoracic Aortic</i>	10
Gambar 2- 6 Simulasi Kecepatan Aliran Fluida Pada <i>Ascending Thoracic Aortic Aneurysm</i> Dengan <i>Ansys Fluent</i>	11
Gambar 2- 7 Distribusi Tekanan Pada Pembuluh Darah <i>Thoracic Aortic Normal</i> dan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Dengan <i>Ansys</i>	11
Gambar 2- 8 Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> Pada Pembuluh Darah <i>Thoracic Aortic Normal</i> dan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Dengan <i>Ansys</i>	12
Gambar 2- 9 Pembuluh Darah Aorta	14
Gambar 2- 10 <i>Ascending Thoracic Aortic Aneurysm</i>	15
Gambar 2- 11 CT-Scan <i>Ascending Aortic</i> Pada Titik A berdimensi 7,5×8,3 cm	16
Gambar 2- 12 MRI <i>Ascending Thoracic Aortic Aneurysm</i> Diameter 4,7 cm.....	17
Gambar 2- 13 Segmentasi Pembuluh Darah Aorta Pada <i>Software 3D Slicer</i>	18
Gambar 2- 14 Pengambilan Pembuluh Darah Aorta Pada <i>Software 3D Slicer</i>	18
Gambar 2- 15 Hasil Pengambilan Pembuluh Darah Aorta Pada <i>Software 3D Slicer</i>	19
Gambar 2- 16 Proses Pembuatan Prototipe Dengan Pemodelan CAD	20
Gambar 2- 17 Skema Proses Pemodelan dan Komputasi Pada Simulasi Pembuluh Darah	21
Gambar 2- 18 Aliran Viskos.....	24
Gambar 2- 19 Grafik fluida <i>Newtonian</i> dan <i>Non-Newtonian</i>	27
Gambar 2- 20 <i>3D Print SLA</i>	32
Gambar 3- 1 Alur Penelitian.....	34
Gambar 3- 2 Alur Simulasi Fenomena Aliran Dengan Metode CFD	35
Gambar 3- 3 Segmentasi <i>Thoracic Aortic Normal</i>	39
Gambar 3- 4 Segmentasi <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	39

Gambar 3- 5 <i>Thoracic Aortic Normal</i> Sebelum dan Setelah <i>Smoothing</i> dan <i>Cutting</i>	40
Gambar 3- 6 <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Sebelum dan Setelah <i>Smoothing</i> dan <i>Cutting</i>	40
Gambar 3- 7 Konversi <i>Solid Body Thoracic Aortic Normal</i>	41
Gambar 3- 8 Konversi <i>Solid Body Thoracic Aortic Aneurysm</i>	41
Gambar 3- 9 <i>File STEP Thoracic Aortic Normal</i>	42
Gambar 3- 10 <i>File STEP Thoracic Aortic Aneurysm</i>	42
Gambar 3- 11 <i>Import Geometry Thoracic Aortic Normal</i>	43
Gambar 3- 12 <i>Import Geometry Thoracic Aortic Aneurysm</i>	43
Gambar 3- 13 Tahapan <i>Meshing Thoracic Aortic Normal</i>	44
Gambar 3- 14 Tahapan <i>Meshing Thoracic Aortic Aneurysm</i>	44
Gambar 3- 15 Material Fluida (<i>Density</i>)	45
Gambar 3- 16 Material Fluida (<i>Viscosity</i>)	46
Gambar 3- 17 <i>Inlet dan Outlet Thoracic Aortic Normal</i>	47
Gambar 3- 18 <i>Inlet dan Outlet Thoracic Aortic Aneurysm</i>	47
Gambar 3- 19 Kode <i>udf</i>	48
Gambar 3- 20 Kondisi Batas Zona <i>Inlet</i>	48
Gambar 3- 21 Kondisi Batas Zona <i>Outlet 1, Outlet 2, Outlet 3, Outlet 4</i>	51
Gambar 3- 22 Kondisi Batas Zona <i>Wall</i>	51
Gambar 3- 23 <i>Solution Methods</i>	52
Gambar 3- 24 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 1 Thoracic Aortic Normal</i>	54
Gambar 3- 25 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 2 Thoracic Aortic Normal</i>	54
Gambar 3- 26 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 3 Thoracic Aortic Normal</i>	55
Gambar 3- 27 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 4 Thoracic Aortic Normal</i>	55
Gambar 3- 28 <i>Mesh Dependency Average Pressure Wall Thoracic Aortic Normal</i>	56

Gambar 3- 29 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 1 Thoracic Aortic Aneurysm</i>	57
Gambar 3- 30 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 2 Thoracic Aortic Aneurysm</i>	58
Gambar 3- 31 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 3 Thoracic Aortic Aneurysm</i>	58
Gambar 3- 32 <i>Mesh Dependency Average Velocity Outlet 4 Thoracic Aortic Aneurysm</i>	59
Gambar 3- 33 <i>Mesh Dependency Average Pressure Wall Thoracic Aortic Aneurysm</i>	59
Gambar 3- 34 Proses Pembuatan Lubang Pembuluh Darah <i>Thoracic Aortic Normal</i>	60
Gambar 3- 35 <i>Hollow Tools Thoracic Aortic Normal</i>	61
Gambar 3- 36 Proses Pembuatan Lubang Pembuluh Darah <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	61
Gambar 3- 37 <i>Hollow Tools Thoracic Aortic Aneurysm</i>	61
Gambar 3- 38 Persiapan Pencetakan 3-D <i>Printed Model</i>	62
Gambar 3- 39 Proses Pencetakan 3-D <i>Printed Model</i>	63
Gambar 3- 40 Proses <i>Curing</i>	63
Gambar 3- 41 Proses Pengamplasan, <i>Polishing</i> , dan <i>Cat Clear</i>	64
Gambar 3- 42 Proses Pembuatan Replika <i>Stent Graft</i>	64
Gambar 4- 1 Hasil Rekonstruksi <i>Thoracic Aortic Normal</i>	65
Gambar 4- 2 Hasil Rekonstruksi <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	65
Gambar 4- 3 Hasil Desain <i>Thoracic Aortic Normal</i>	66
Gambar 4- 4 Hasil Desain <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	66
Gambar 4- 5 Grafik Perhitungan Solusi Pada Desain <i>Thoracic Aortic Normal</i> ...	67
Gambar 4- 6 Grafik Perhitungan Solusi Pada Desain <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	68
Gambar 4- 7 Grafik <i>Cardiac Cycle Thoracic Aortic Normal</i>	68
Gambar 4- 8 Grafik <i>Cardiac Cycle Thoracic Aortic Aneurysm</i>	69
Gambar 4- 9 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Thoracic Aortic Normal</i> Pada Fase Puncak Sistol.....	70

Gambar 4- 10 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Sistol.....	70
Gambar 4- 11 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Thoracic Aortic Normal</i> Pada Fase Puncak Diastol.....	71
Gambar 4- 12 <i>Streamline</i> Kecepatan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Diastol.....	71
Gambar 4- 13 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Normal</i> Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Depan).....	72
Gambar 4- 14 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Normal</i> Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)	73
Gambar 4- 15 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Depan).....	73
Gambar 4- 16 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)	74
Gambar 4- 17 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Normal</i> Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)	74
Gambar 4- 18 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Normal</i> Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang).....	75
Gambar 4- 19 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)	75
Gambar 4- 20 Distribusi Tekanan <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang).....	76
Gambar 4- 21 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Depan).....	77
Gambar 4- 22 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)	77
Gambar 4- 23 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Depan).....	78
Gambar 4- 24 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)	78
Gambar 4- 25 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal</i> Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)	79

Gambar 4- 26 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal</i> Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang).....	79
Gambar 4- 27 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm</i> Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)	80
Gambar 4- 28 Distribusi <i>Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm</i> Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang).....	80
Gambar 4- 29 Hasil Pencetakan 3D <i>Print Thoracic Aortic Normal</i>	81
Gambar 4- 30 Hasil Pencetakan 3D <i>Print Thoracic Aortic Aneurysm</i>	81
Gambar 4- 31 Hasil Pencetakan 3D <i>Print Thoracic Aortic Aneurysm</i> Dibagi 2 Bagian.....	82
Gambar 4- 32 Replika <i>Stent Graft</i>	82
Gambar 4- 33 3-D <i>Printed Model Thoracic Aortic Normal</i>	83
Gambar 4- 34 3-D <i>Printed Model Thoracic Aortic Aneurysm</i>	83
Gambar 4- 35 3-D <i>Printed Model Thoracic Aortic Aneurysm</i> Dibagi 2 Bagian..	84
Gambar 4- 36 Letak Pemasangan <i>Stent Graft</i> Pada Bagian <i>Descending Aortic Aneurysm</i>	85
Gambar 4- 37 Hasil Pemasangan <i>Stent Graft</i> Pada Bagian <i>Descending Aortic Aneurysm</i>	85
Gambar 4- 38 Hasil Pencetakan Pertama <i>Thoracic Aortic Normal</i>	89
Gambar 4- 39 Hasil Pencetakan Pertama <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	89
Gambar 4- 40 Hasil Pencetakan Kedua <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Dibelah 2....	90
Gambar 4- 41 Hasil Pencetakan Kedua <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	90
Gambar 4- 42 Hasil Pencetakan Ketiga <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>	91
Gambar 4- 43 Hasil Pencetakan Ketiga <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i> Dibelah 2....	91

DAFTAR NOTASI

DICOM	= <i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
MRI	= <i>Magnetic Resonance Image</i>
CT	= <i>Computed Tomography</i>
3D	= <i>Three-Dimensional</i>
TAA	= <i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>
CAD	= <i>Computer Aided Design</i>
CFD	= <i>Computational Fluid Dynamics</i>
WSS	= <i>Wall Shear Stress</i>
SLA	= <i>Stereolithography</i>
SLDPRT	= <i>Solidworks Part</i>
STEP	= <i>Standard for the Exchange of Product Data</i>
UV	= <i>Ultra Violet</i>
Bpm	= <i>Beats per Minute</i>
Udf	= <i>User Defined Function</i>
Kg	= <i>Kilogram</i>
Pa	= <i>Pascal</i>
m	= <i>Meter</i>
mm	= <i>Milimeter</i>
mmHg	= <i>Milimeter Hydrargyrum</i>
s	= <i>Sekon</i>

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Sistem kardiovaskuler merupakan sistem yang berfungsi dalam sirkulasi yang menyebarkan darah ke seluruh tubuh sekaligus mengantarkan oksigen dan nutrisi ke seluruh jaringan tubuh dan membuang semua sampah. Sistem ini melibatkan jantung, pembuluh darah dan darah. Darah mengalir melalui jaringan pembuluh yang mencapai semua bagian tubuh. Arteri membawa darah dari jantung ke pembuluh-pembuluh yang lebih kecil, lalu ke kapiler-kapiler, dan kemudian berbalik memasuki jaringan vena yang membawa darah kembali ke jantung (Feriyawati, 2011).

Cardiac atau jantung adalah organ otot berongga yang berfungsi untuk memompa darah ke seluruh tubuh manusia. Setiap satu putarannya, jantung memompa sekitar lima liter darah per menit atau dapat lebih cepat pada saat melakukan aktivitas fisik. Proses peredaran darah ini tidak luput dari peran penting pembuluh darah. Salah satu pembuluh darah yang berperan penting dalam proses penyebaran darah ke seluruh tubuh adalah aorta.

Aorta adalah arteri terbesar yang membawa darah dari jantung ke seluruh tubuh dan merupakan arteri yang dapat mengembang karena sifat elastisnya. Aorta terbagi menjadi dua bagian, yaitu *thoracic aortic* dan *abdominal aortic*. Aorta terletak pada bagian atas organ jantung dan berfungsi membawa darah yang mengangkut zat oksigen dari bagian ventrikel/bilik kiri ke seluruh tubuh manusia.

Terdapat beberapa morbiditas atau abnormalitas yang sering terjadi pada *thoracic aortic*, salah satunya yaitu *thoracic aortic aneurysm*. *Thoracic aortic aneurysm* adalah suatu keadaan pelebaran atau pembengkakan abnormal pada sebagian arteri aorta, terkait dengan kelemahan pada dinding pembuluh darah. Nyeri pada bagian dada atau punggung dapat mengindikasikan ekspansi akut atau kebocoran pada aneurisma. Dari beberapa *treatment* untuk mengobati *thoracic aortic aneurysm*, salah satunya adalah *dacron graft*. *Dacron graft* adalah operasi pencangkokan *dacron* (kain sintesis berbentuk tabung kecil) di area pembengkakan

vessel aorta sehingga memungkinkan darah mengalir melalui daerah tersumbat atau peradangan (Jayendiran et al., 2017).

Anatomi dan fisiologi merupakan ilmu yang wajib dipelajari dan dikuasai oleh setiap tenaga medis. Pasalnya, kedua bidang keilmuan ini mengharuskan mempelajari bentuk, lokasi, fungsi struktur tubuh manusia, membandingkan kondisi normal dan abnormal suatu bagian tubuh serta penentuan diagnosis penyakit dan cara menanganinya (*treatment*). Hingga saat ini masih banyak tenaga medis yang mempelajari antropotomi dan fisiologi khususnya pada sistem kardiovaskular hanya berdasarkan data MRI/CT-Scan saja. Dikarenakan manusia dikenal sebagai makhluk visual, maka dari itu diperlukan pembuatan replika/3-D *printed* model yang berfungsi sebagai penyokong pemahaman studi setiap tenaga medis maupun pelajar di luar sana. Seiring dengan berkembangnya teknologi yang sangat pesat khususnya pada bidang biomedis, pada saat ini telah dapat membuat replika dari pembuluh darah secara 3D sesuai dengan kondisi dan dimensi aslinya berdasarkan data yang diperoleh dari MRI/CT-Scan serta aliran darah dapat disimulasikan dengan menggunakan perangkat lunak sehingga mempermudah untuk mengetahui bagaimana darah mengalir pada pembuluh darah dan mengetahui bentuk serta karakteristik *artery* tanpa harus melakukan proses pembedahan terlebih dahulu.

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbedaan simulasi aliran fluida pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm* serta melihat perbedaan visualisasi kedua pembuluh darah dengan dicetak menggunakan mesin 3D *Print* berbahan SLA/Resin untuk membantu proses pembelajaran bagi tenaga medis maupun orang awam.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana cara merekonstruksi pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm*?

2. Bagaimana perbedaan simulasi fenomena aliran darah pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan *thoracic aortic* yang terdiagnosa *aneurysm*?
3. Bagaimana cara melakukan fabrikasi 3-D *printed* model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*.

1.3 Batasan Masalah

Adapun beberapa batasan masalah dari penelitian atau perancangan ini, sebagai berikut :

1. Merekonstruksi data MRI/CT-Scan pembuluh darah *thoracic aortic normal* menggunakan *software 3D Slicer, Autodesk Meshmixer, dan Solidworks 2020*.
2. Model pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* tidak direkonstruksi berdasarkan data MRI/CT-Scan, melainkan dari model yang sudah berbentuk *file STL*.
3. Membahas satu penyakit saja, yaitu *thoracic aortic aneurysm*.
4. Proses rekonstruksi hanya membahas tahapan rekonstruksi.
5. Pembuatan 3-D *printed* model dicetak menggunakan mesin 3D *Print SLA* dengan material eResin Bio-PLA.
6. Tidak membandingkan parameter 3D *Print SLA* dalam pembuatan 3-D *printed* model.
7. Simulasi fenomena aliran menggunakan perangkat lunak *Ansys Student R2 2022*.
8. Tidak membandingkan parameter *set-up* simulasi CFD.
9. Pada simulasi CFD, diasumsikan bahwa darah sebagai fluida *Non-Newtonian, incompressible, no-slip*, aliran berjenis laminar serta menggunakan *pulsatile unsteady inlet velocity*, dan diasumsikan jantung berdenyut sebanyak 120 bpm (120 *beats per minute*).
10. *Output* dari simulasi fenomena aliran adalah distribusi kecepatan aliran darah, distribusi tekanan darah pada dinding pembuluh darah, dan distribusi *wall shear stress*.

11. Replika *stent graft* terbuat dari bahan strimin besi.
12. Kedua 3-D *printed* model pembuluh darah tidak dialirkan fluida.

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun penelitian ini bertujuan sebagai berikut :

1. Merekonstruksi pembuluh darah *thoracic aortic normal* berdasarkan data MRI/CT-Scan dan *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*.
2. Mengetahui perbedaan fenomena aliran pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit aneurisma.
3. Membuat 3-D *printed* model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* yang bertujuan sebagai media pembelajaran bagi pelaku medis dengan perantara 3D *Print SLA*.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Ada beberapa manfaat dari penelitian dan perancangan ini, yaitu :

1. Penelitian ini dapat menjadi salah satu referensi untuk membantu dalam pengembangan metode rekonstruksi, simulasi fenomena aliran dengan metode CFD, dan pembuatan 3-D *printed* model pembuluh darah.
2. Penelitian ini dapat membantu tenaga medis agar dapat menentukan metode *treatment* seperti apa yang akan dilakukan pada penyakit *thoracic aortic aneurysm* serta diharapkan memberikan sumbangsih dalam penanganan pasien yang terdiagnosa penyakit tersebut.

1.6 Sistematika Penulisan

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.

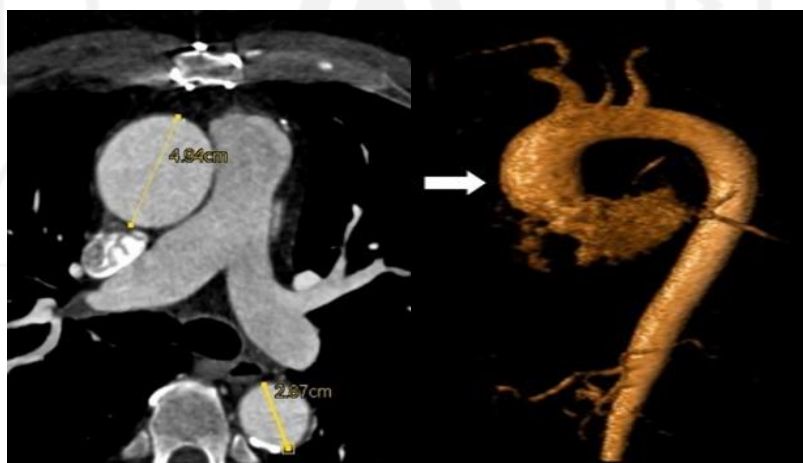
BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

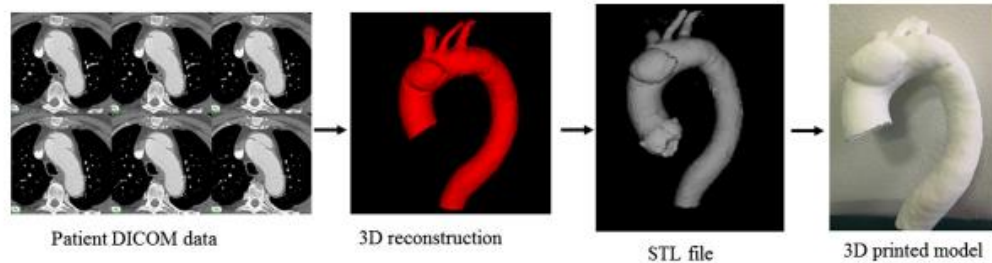
Dengan semakin pesatnya perkembangan teknologi pada bidang biomedis, telah banyak penelitian dan pengembangan yang mengulas tentang *treatment* dalam dunia patologi salah satunya adalah pembuatan replika pembuluh darah pada tubuh manusia secara 3D berbasis pada data MRI/CT-Scan khususnya pembuluh darah pada sistem kardiovaskuler. Terdapat beberapa *artery* pada sistem kardiovaskuler salah satunya adalah Aorta. Aorta terbagi menjadi dua bagian, yaitu *thoracic aortic* dan *abdominal aortic*. Pada kajian pustaka ini meneliti tentang *thoracic aortic* sebagai acuan penulis dalam melakukan penelitian.

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan Salameh et al., (2018) pada seorang pria berusia 59 tahun dan seorang perempuan lansia berusia 79 tahun yang terdiagnosa *thoracic aortic aneurysm* (TAA) lebih tepatnya pada bagian *aortic ascending*. Kedua pasien ini diketahui mempunyai riwayat penyakit hipertensi dan mempunyai kebiasaan sebagai perokok berat. Didapatkan gambar kondisi pembuluh darah pasien tersebut menggunakan metode *Computed Tomography Angiography* (CTA) dan *Magnetic Resonance Angiography* (MRA) sebagai berikut :



Gambar 2- 1 CTA Pasien Pria 59 Tahun dan MRA Pasien Wanita 79 Tahun
(Sumber : Salameh et al., 2018)

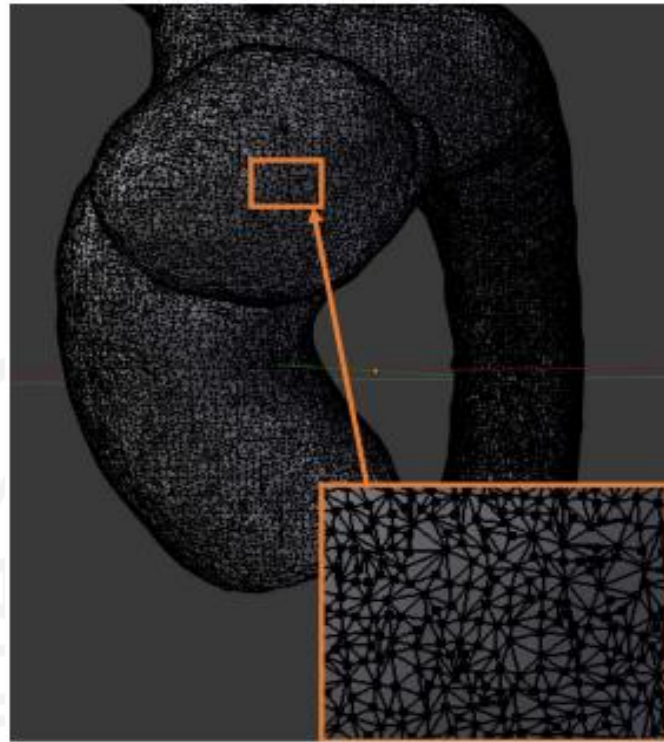
Daniel Ho et al., (2017) melakukan penelitian tentang *Modelling of aortic aneurysm and aortic dissection through 3D printing* membahas tentang metode rekonstruksi dari gambar yang didapatkan dari CT-Scan hingga menjadi 3-D *printed model*.



Gambar 2- 2 Langkah - Langkah Pembuatan 3-D *Printed Model*

(Sumber : Daniel Ho et al., 2017)

Pada proses pertama, Daniel Ho et al., (2017) melakukan *image post-processing* dan *segmentation* berdasarkan *file* CT-Scan yang memiliki format DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) pada perangkat lunak *Analyze 12.0* serta memilih dan memilah untuk menentukan bagian mana saja yang akan digunakan untuk divisualisasikan menjadi 3D model. CT data divisualisasikan dalam bentuk *rendering* permukaan gambar 3D dengan teknik *threshold* yang berfungsi sebagai *tools* yang memfasilitasi untuk pengambilan *part* mana saja yang akan digunakan. Setelah *rendering* permukaan 3D, dilanjutkan dengan melakukan segmentasi secara otomatis dan manual sehingga didapatkan model 3D dari *thoracic aortic aneurysm* (TAA). Kemudian data diekspor dalam format *standard tessellation language* (STL) sehingga menjadi sebuah model 3D dengan *surface mesh* berbentuk segitiga seperti pada gambar berikut ini :

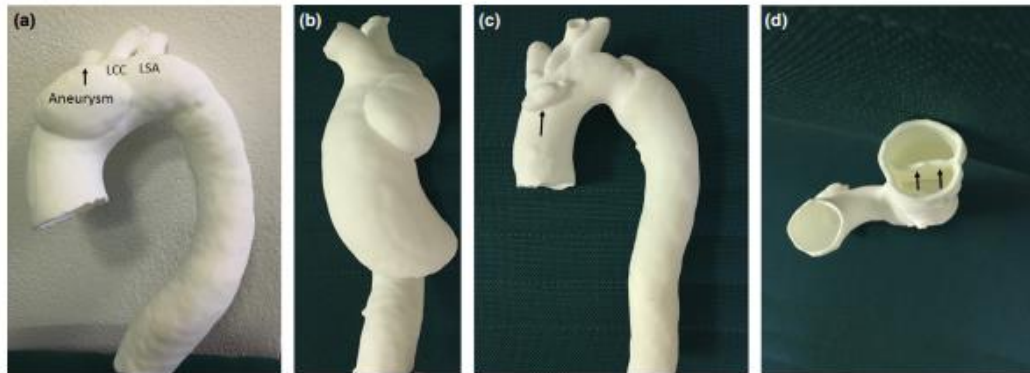


Gambar 2- 3 3D Model of Thoracic Aortic Aneurysm

(Sumber : Daniel Ho et al., 2017)

File STL yang diekspor dari *Analyze* kemudian diimpor ke perangkat lunak selanjutnya, *Blender*. *Blender* merupakan salah satu perangkat lunak *Computer-Aided Design (CAD)* yang digunakan untuk menyempurnakan *mesh* berbentuk segitiga (*tessellation*) karena pada perangkat lunak ini menyediakan fitur untuk memperhalus model sehingga memberikan nuansa yang lebih halus pada *3D model surface*. Setelah itu, *file STL* yang telah diedit diunggah pada perangkat lunak *Shapeways* yang merupakan *software* penyedia jasa *3D printing* secara *online*. Sesuai dengan *file CT-Scan* didapatkan data bahwa sebagian besar ketebalan daripada dinding pembuluh darah *thoracic aortic* adalah 0,7 mm. Sedangkan syarat pencetakan minimum pada *Shapeways* adalah 2,5 mm, maka *Shapeways* menyediakan *tools* “memperbaiki dinding tipis” untuk memastikan dinding pembuluh darah memenuhi persyaratan ketebalan dinding minimum. Setelah langkah ini, model dicetak dengan menggunakan teknologi sintering laser selektif untuk proses print dan material yang digunakan berbahan *nylon powder* yang dibentuk *layer* demi *layer*. *Selective laser sintering* atau sintering laser selektif memungkinkan untuk mencetak bagian - bagian yang besar dan memiliki tingkat

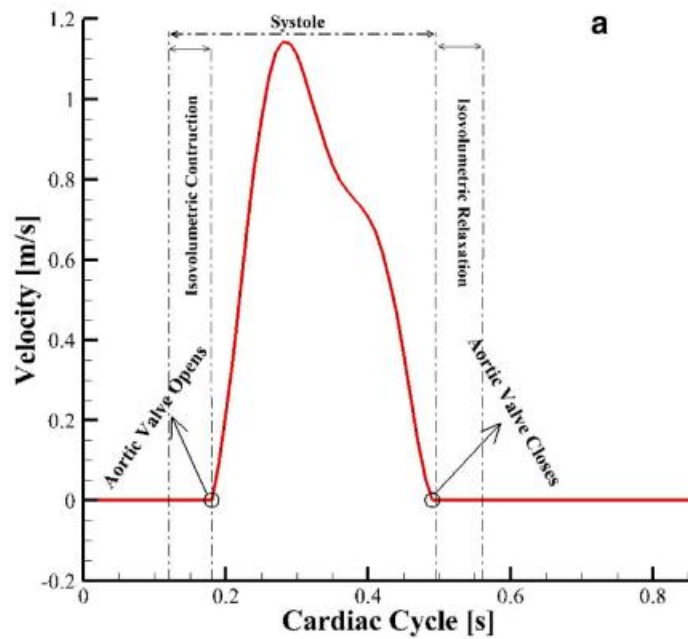
kekuatan yang baik, akan tetapi menghasilkan permukaan yang kasar pada hasil *print* sehingga membutuhkan pengamplasan tambahan untuk meningkatkan hasil akhir serta mendapatkan hasil yang sesuai seperti yang diinginkan. Terdapat gambar fabrikasi *3D printed models* sebagai berikut :



Gambar 2- 4 *3D 3D Printed Models Generated From Cardiac CT Images*
(Sumber : Daniel Ho et al., 2017)

Setelah melakukan tahapan rekonstruksi pembuluh darah berdasarkan data MRI/CT-Scan dan melakukan fabrikasi model dengan teknologi *3D print*, perlu diketahui simulasi aliran darah pada pembuluh darah tersebut. Sinnott et al., (2006) melakukan penelitian mengenai simulasi pada pembuluh darah dengan asumsi jantung berdenyut dengan rentang waktu 120 bpm (*beat per minute*) sesuai dengan kondisi nyata. Parameter yang digunakan adalah kecepatan *inlet* bergantung pada waktu (berdenyut) dan berbentuk gelombang *sinusoidal*, dan frekuensi sebesar 2 Hz atau dua kali berdenyut selama waktu satu detik.

Gabrielsen et al., (1992) menuturkan bahwa nilai tertinggi untuk kecepatan aliran maksimal pada pembuluh darah *thoracic aortic* terdapat pada area *ascending aortic* dari posisi suprasternal ($1,28 \pm 0,18$ m/s), nilai terendah untuk kecepatan aliran maksimal terdapat pada area *descending aortic* ($1,17 \pm 0,22$ m/s). Untuk grafik *cardiac cycle* pada pembuluh darah *thoracic aortic* dapat dilihat pada Gambar 2-5 sebagai berikut :

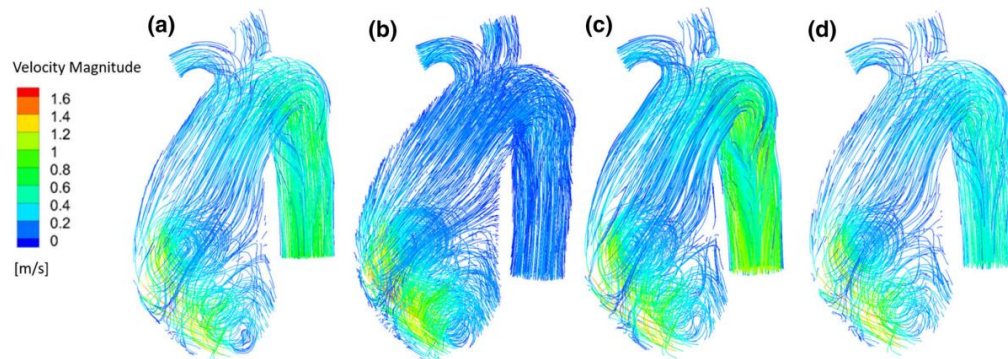


Gambar 2- 5 *Cardiac Cycle Thoracic Aortic*
(Sumber : Etili et al., 2021)

Karena jantung berdetak secara alami, maka perlu menentukan kondisi batas berupa *outlet pressure* dalam simulasi CFD. Sebagian besar penelitian yang dilakukan berasumsi bahwa dalam simulasi CFD tekanan darah harus ditentukan sesuai dengan kondisi awal, sebagaimana penelitian Kabir et al., (2021) mengasumsikan jantung yang sehat berdenyut dengan tekanan sistolik dan diastolik sebesar 120mmHg/80mmHg. Kemudian menentukan *gauge pressure* pada *outlet* dengan tekanan sistolik 120 mmHg (15999 Pa) dan tekanan diastolik 80 mmHg (10666 Pa). Oleh karena itu, tekanan rata-rata antara kedua fase tersebut adalah 100 mmHg (13332 Pa).

Campobasso et al., (2018) melakukan penelitian yang membahas tentang simulasi kecepatan aliran darah pada *ascending thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit aneurisma secara digital dengan menggunakan perangkat lunak *Ansys Fluent*. Darah diasumsikan *incompressible* dan diperlakukan sebagai fluida *Non-Newtonian* dengan menggunakan *Carreau* model dan perhitungan solusi diselesaikan dengan persamaan Navier-Stokes. Dapat dilihat pada Gambar 2-6 terdapat 4 fase berbeda pada pembuluh darah menunjukkan aliran darah mengalami resirkulasi pada saat mulai memasuki area aneurisma. Hal ini dapat terjadi dikarenakan perbedaan diameter yang signifikan pada dinding pembuluh

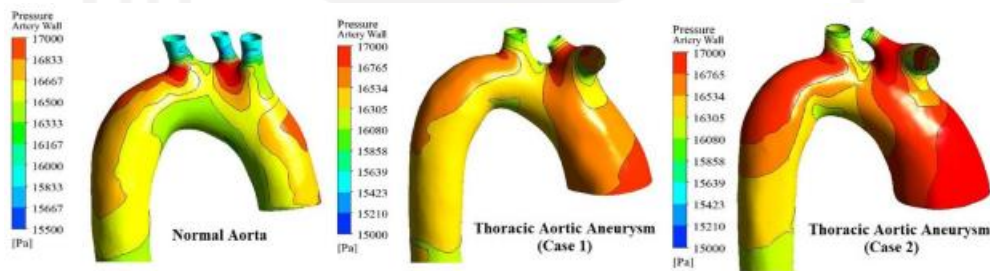
darah sehingga terjadinya penurunan kecepatan aliran pada saat mulai memasuki area aneurisma.



Gambar 2- 6 Simulasi Kecepatan Aliran Fluida Pada *Ascending Thoracic Aortic Aneurysm* Dengan *Ansys Fluent*

(Sumber : Campobasso et al., 2018)

Etli et al., (2021) melakukan penelitian mengenai distribusi tekanan dan distribusi *wall shear stress* pada pembuluh darah *thoracic aortic*. Diasumsikan aliran darah *Non-Newtonian, fully develop, incompressible*, $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$, viskositas $0,0035 \text{ Pa.s}$, dinding pembuluh darah bersifat *rigid* dan *no-slip*.

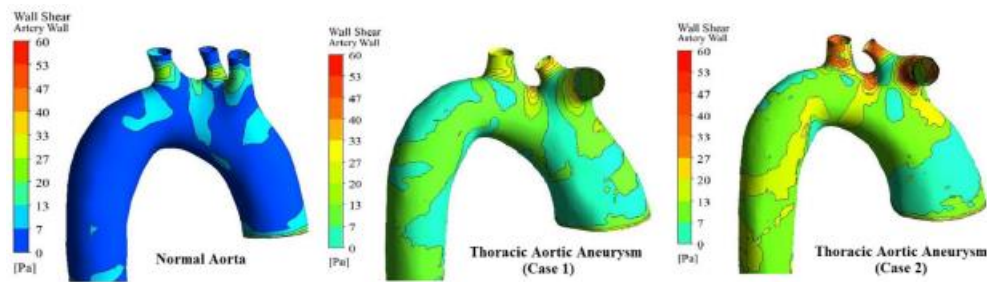


Gambar 2- 7 Distribusi Tekanan Pada Pembuluh Darah *Thoracic Aortic Normal* dan *Thoracic Aortic Aneurysm* Dengan *Ansys*

(Sumber : Etli et al., 2021)

Distribusi tekanan dari tiga kasus aorta yang berbeda disajikan pada Gambar 2-7. Hasil distribusi tekanan menunjukkan bahwa semakin melebarnya luas area dari dinding pembuluh darah maka semakin besar pula tekanan yang terjadi pada dinding dan tentunya hal ini sangat membahayakan dikarenakan berpotensi terjadinya *rupture* pada dinding pembuluh darah. Sedangkan pada Gambar 2-8 menampilkan distribusi *wall shear stress* pada tiga kasus aorta yang berbeda. Hasil menunjukkan bahwa nilai *wall shear stress* yang rendah pada

dinding pembuluh darah akan mengakibatkan kerusakan pada sel endotel sehingga berpotensi tumbuhnya aneurisma hingga *aortic dissection*.



Gambar 2- 8 Distribusi *Wall Shear Stress* Pada Pembuluh Darah *Thoracic Aortic Normal* dan *Thoracic Aortic Aneurysm* Dengan Ansys

(Sumber : Etli et al., 2021)

Berdasarkan pada beberapa kajian penelitian sebelumnya yang membahas simulasi *computational fluid dynamics* (CFD) pada pembuluh darah *thoracic aortic*. Terdapat beberapa peneliti yang masih mengasumsikan darah sama dengan air sehingga pada saat melakukan simulasi CFD masih menggunakan massa jenis air yang dimana massa jenis darah jelas berbeda dengan massa jenis air. Kemudian terdapat kajian yang membahas nilai *wall shear stress* (WSS) pada pembuluh darah *thoracic aortic* dan nilai WSS yang didapatkan hanya berdasarkan pada aliran *steady* dan saat fase sistol maupun fase diastol saja. Oleh sebab itu, penelitian ini melakukan simulasi CFD dengan menggunakan massa jenis darah dan mencari nilai WSS pada kedua fase jantung yaitu fase puncak sistol dan fase puncak diastol. Dengan begitu, massa jenis yang digunakan untuk melakukan simulasi CFD telah sesuai dengan massa jenis darah dan nilai WSS tidak hanya terpaku pada satu fase saja melainkan menggunakan dua fase yang berbeda.

Pada penelitian lain juga membahas fabrikasi/pembuatan replika pembuluh darah dengan berdasarkan data MRI/CT-Scan dengan menggunakan *3D print*. Dari sekian banyak penelitian yang telah dilakukan, para peneliti hanya memvisualisasikan replika pembuluh darah hanya berdasarkan bentuk aslinya saja. Terlebih lagi, hanya beberapa penelitian yang melakukan pembuatan replika pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* dan tidak disertai dengan fabrikasi dari metode pengobatan pada penyakit tersebut. Maka dengan itu, penelitian ini ditujukan untuk pembuatan *3-D printed* model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm* serta melakukan

fabrikasi dari *treatment* berupa pembuatan replika *stent graft* untuk memudahkan para pelaku medis dalam pembelajaran mengenai metode pengobatan *endovascular stent graft surgery*. Sedangkan untuk simulasi CFD bertujuan untuk mengetahui perbedaan fenomena aliran pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan *thoracic aortic aneurysm* sehingga apabila terjadi suatu abnormalitas pada pembuluh darah dapat segera dilakukannya tindakan preventif sebelum membahayakan kesehatan suatu individu.

2.2 Dasar Teori

Perancangan dan pembuatan 3-D *printed* model memerlukan beberapa teori untuk melandasi rangkaian proses yang dilakukan. Berikut merupakan beberapa teori yang melandasi perancangan dan pembuatan 3-D *printed* model *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic* yang terdiagnosa aneurisma/pembengkakan.

2.2.1 Jantung

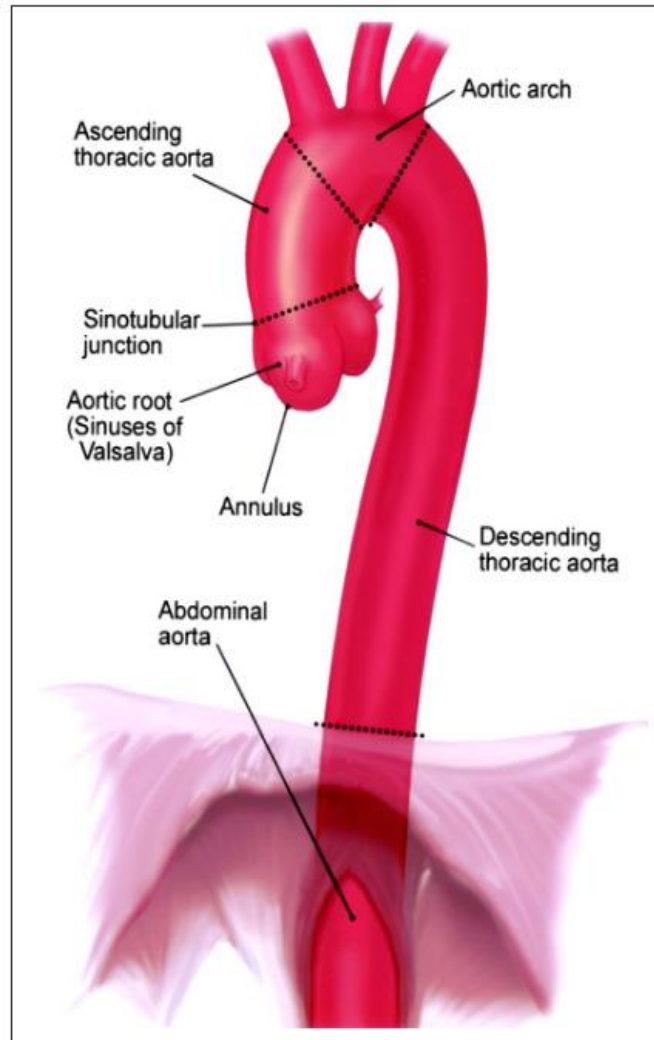
Jantung merupakan organ manusia yang bertugas untuk memompa darah yang mengandung oksigen ke seluruh tubuh yang sangat berguna bagi semua sel tubuh. Jantung akan mulai berdetak ketika manusia masih dalam kandungan, dan tidak akan berhenti sampai manusia meninggal (Fatmalasari, 2018).

Tekanan darah merupakan kekuatan pendorong bagi darah agar dapat beredar ke seluruh tubuh untuk memberikan darah segar yang mengandung oksigen dan nutrisi ke organ-organ tubuh. Terdapat dua tekanan darah pada jantung, yaitu tekanan sistolik dan tekanan diastolik. Tekanan darah rata-rata orang dewasa muda yang sehat (sekitar 20 tahun) adalah 120/80 mmHg. Nilai pertama (120) merupakan sistolik (fase kontraksi) dan nilai kedua (80) merupakan tekanan darah diastolik (fase relaksasi) (Amiruddin et al., 2015).

2.2.2 Thoracic Aortic

Aorta adalah pembuluh darah terbesar pada sistem kardiovaskuler dan merupakan salah satu arteri terpenting dari tubuh manusia karena memiliki fungsi membawa darah yang mengandung zat oksigen dari bagian ventrikel/bilik kiri hingga ke seluruh tubuh manusia. Aorta terbagi menjadi dua bagian utama, yaitu aorta torakalis (*thoracic aortic*) dan abdominal aorta (*abdominal aortic*). Abdominal aorta terletak pada bagian bawah sedangkan aorta torakalis terletak

pada bagian atas dan memiliki bentuk seperti huruf J terbalik. Aorta torakalis memiliki ukuran berbeda - beda untuk setiap orangnya, akan tetapi untuk pria dewasa rata - rata berukuran 3,63 – 3,91 cm dan perempuan dewasa rata - rata berkisar 3,5 – 3,72 cm. *Thoracic aortic* terbagi lagi menjadi 4 bagian, yaitu *aortic root*, *ascending aortic*, *aortic arch*, *descending aortic* (Isselbacher, 2005). Hal ini dapat dilihat pada gambar sebagai berikut :

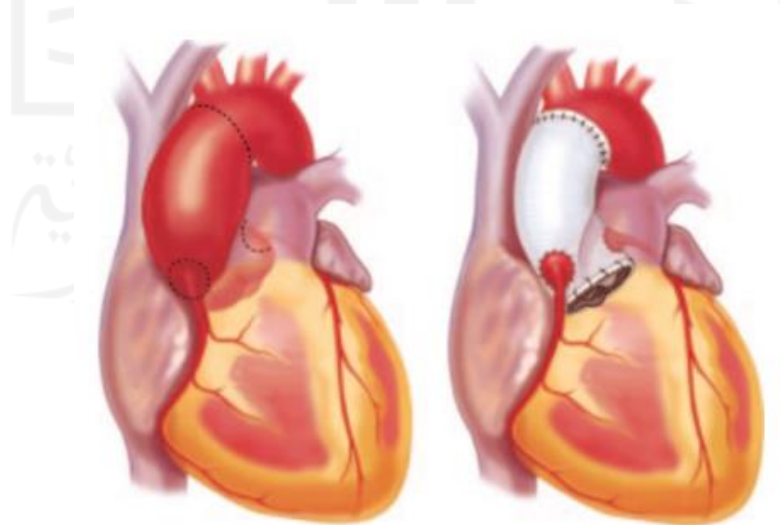


Gambar 2- 9 Pembuluh Darah Aorta

(Sumber : Isselbacher, 2005)

2.2.3 Thoracic Aortic Aneurysm

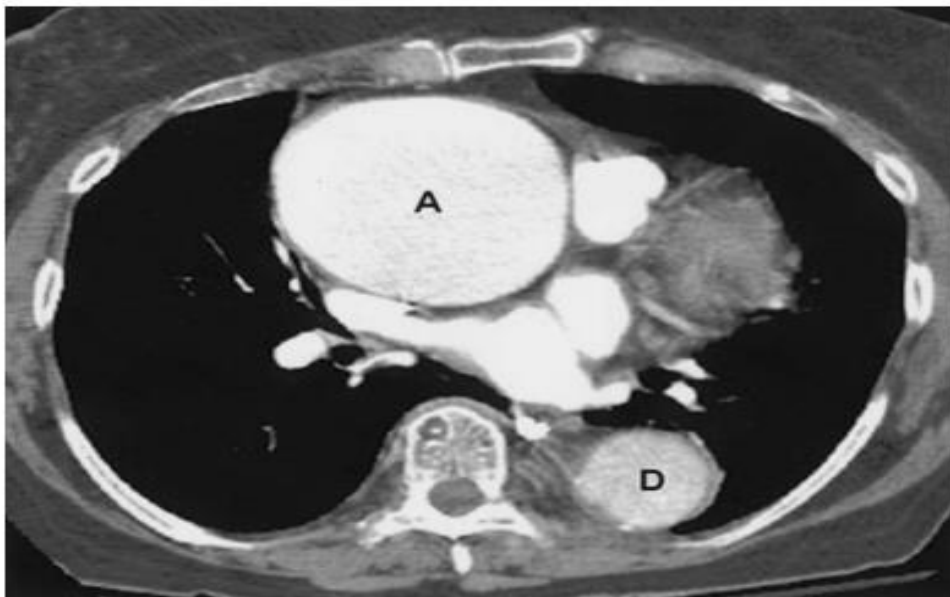
Thoracic Aortic Aneurysm merupakan suatu kondisi abnormalitas yang di mana terjadinya pembengkakan dan pelebaran diameter pada dinding pembuluh darah aorta torakalis. *Aneurysm* atau aneurisma dapat terjadi pada banyak pembuluh darah pada sistem kardiovaskuler dan aorta merupakan pembuluh darah yang paling sering terdiagnosa aneurisma/pembengkakan. Aneurisma umumnya terjadi pada aorta bagian abdomen (perut) dan pembengkakannya dapat menyebabkan perubahan diameter hingga 1,5 kali lebih besar apabila dibandingkan dengan diameter normal, akan tetapi tidak menutup kemungkinan aneurisma dapat terjadi pada pembuluh darah selain abdominal aorta. Aneurisma torakalis (dada) dapat terjadi pada satu atau lebih pada 4 bagian aorta torakalis (*aortic root, ascending aortic, aortic arch, or descending aortic*). Enam puluh persen aneurisma aorta torakalis terjadi pada bagian *aortic root* dan *ascending aorta*. Empat puluh persen terjadi pada *descending aortic*. Sepuluh persen terjadi pada *aortic arch* dan *thoraco-abdominal* (melibatkan lebih dari satu bagian yang di mana melibatkan bagian *thoracic aortic* dan *abdominal aortic*). Dikarenakan aneurisma dapat terjadi pada seluruh bagian aorta torakalis, maka penanganan/*treatment* yang dilakukan pun berbeda - beda untuk setiap segmen/bagiannya. Aneurisma dapat diidentifikasi dengan melihat bentuknya yang membesar/melebar pada Gambar 2- 10 (Isselbacher, 2005).



Gambar 2- 10 *Ascending Thoracic Aortic Aneurysm*
(Sumber : Isselbacher, 2005)

2.2.4 MRI/CT-Scan

Magnetic Resonance Imaging (MRI) dan *Computed Tomography (CT)* adalah dua cara atau metode yang digunakan untuk menggambarkan atau memvisualisasikan organ dalam tubuh manusia. MRI/CT-Scan umumnya digunakan pada bidang medis khususnya radiologi yang melihat dan mengidentifikasi kondisi organ dalam pasien (Lehnert dan Bree, 2010). Meskipun keduanya hampir sama, tetapi terdapat perbedaan pada MRI dan CT-Scan. MRI Scan adalah pemeriksaan medis yang menggunakan medan magnet dan energi gelombang radio serta bertujuan untuk menampilkan gambar struktur dan organ dalam tubuh secara 3 dimensi. Sedangkan CT Scan merupakan prosedur pemeriksaan medis yang menggunakan kombinasi teknologi *rontgen* atau sinar X dan sistem komputer khusus serta bertujuan untuk melihat kondisi dalam tubuh dari berbagai sudut dan potongan. Pada CT-Scan, pemeriksaan dilakukan pada area dada, perut, saluran kemih, panggul, tungkai, kepala, dan tulang belakang. Pada MRI Scan, pemeriksaan dilakukan pada otak, saraf tulang belakang, jantung, pembuluh darah, payudara, tulang dan sendi, serta organ internal lain. Perbedaan visualisasi MRI dan CT-Scan dapat dilihat pada Gambar 2- 11 dan 2- 12 sebagai berikut :



Gambar 2- 11 CT-Scan *Ascending Aortic* Pada Titik A berdimensi 7,5×8,3 cm
(Sumber : Isselbacher, 2005)



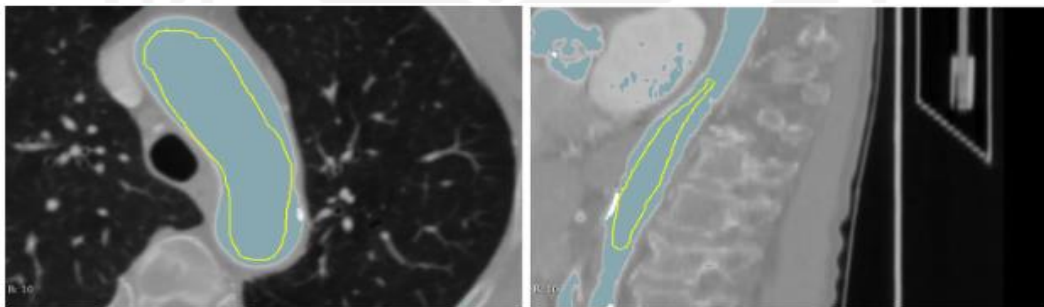
Gambar 2- 12 MRI *Ascending Thoracic Aortic Aneurysm* Diameter 4,7 cm
(Sumber : Isselbacher, 2005)

2.2.5 Rekonstruksi MRI/CT-Scan

Pada dunia medis saat ini, hampir semua pengumpulan data pasien dalam bentuk *file* MRI/CT-Scan hanya sebatas pada gambar 2D. Hal ini tentu saja menyebabkan terbatasnya ruang gerak pelaku medis dalam mengidentifikasi morbiditas atau abnormalitas pada bidang patologi. Maka dari itu diperlukan dokumentasi berbasis 3D. Dengan semakin pesatnya perkembangan teknologi tentu saja hal ini membawa angin positif khususnya pada ruang lingkup medis yang dimana telah banyak berkembangnya perangkat lunak yang mampu untuk melihat organ dalam tubuh manusia dalam bentuk 3D berdasarkan data MRI/CT-Scan dari tubuh manusia sehingga diperlukan rekonstruksi dari data 2D menjadi 3D yang diharapkan meningkatnya persentase kualitas dalam penyembuhan suatu morbiditas atau penyakit. Maka dari itu, diperlukan segmentasi dan pemodelan CAD agar mempermudah penanganan serta mengakuratkan diagnosa berdasarkan data asli yang didapatkan dari pasien yang terdiagnosa penyakit tertentu.

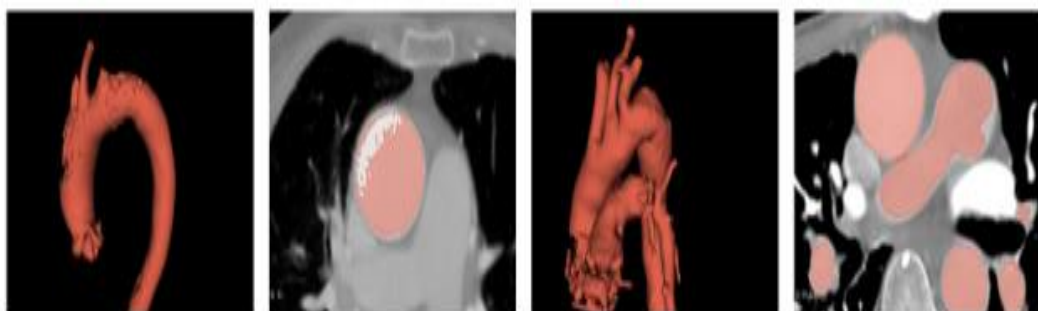
2.2.5.1 Segmentasi

Segmentasi merupakan pemisahan suatu bagian dari bagian yang utuh menjadi beberapa bagian kecil (Cao et al., 2019). Metode segmentasi ini bertujuan untuk menandai bagian organ dalam yang akan dipisahkan dari bagian utamanya secara spesifik berdasarkan pada gambar MRI/CT-Scan. Segmentasi dapat dilakukan dengan manual dan semi otomatis menggunakan perangkat lunak *3D Slicer*. Segmentasi dapat dilakukan pada seluruh tubuh manusia akan tetapi bagian yang sering disegmentasi adalah organ otak dan beberapa bagian pada sistem kardiovaskuler khususnya pembuluh darah. Radl et al., (2022) melakukan segmentasi pada pembuluh darah aorta menggunakan software *3D Slicer* dengan proses segmentasi semi otomatis dari berbagai *angle*. Didapatkan hasil proses segmentasi yang serupa dengan data MRI/CT-Scan sehingga dapat disimpulkan bahwa software *3D Slicer* dapat digunakan sebagai perantara untuk memvisualisasikan organ normal ataupun yang terdiagnosa suatu penyakit hanya dengan berdasarkan data MRI/CT-Scan dari pasien. Berikut adalah hasil segmentasi semi otomasi dari pembuluh darah Aorta :



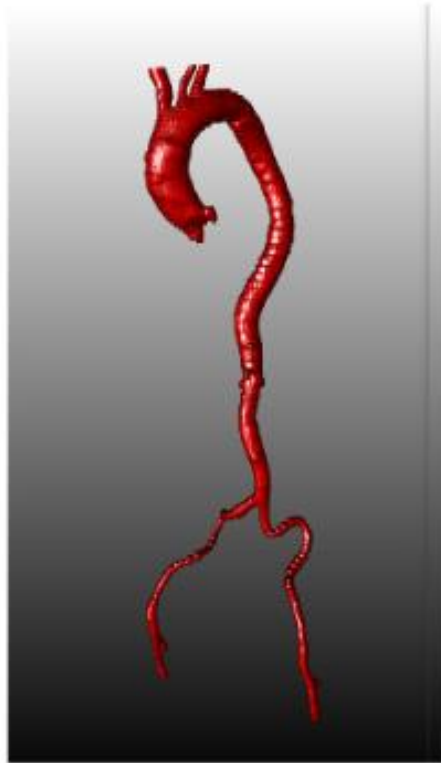
Gambar 2- 13 Segmentasi Pembuluh Darah Aorta Pada *Software 3D Slicer*

(Sumber : Radl et al., 2022)



Gambar 2- 14 Pengambilan Pembuluh Darah Aorta Pada *Software 3D Slicer*

(Sumber : Radl et al., 2022)



Gambar 2- 15 Hasil Pengambilan Pembuluh Darah Aorta Pada *Software 3D*

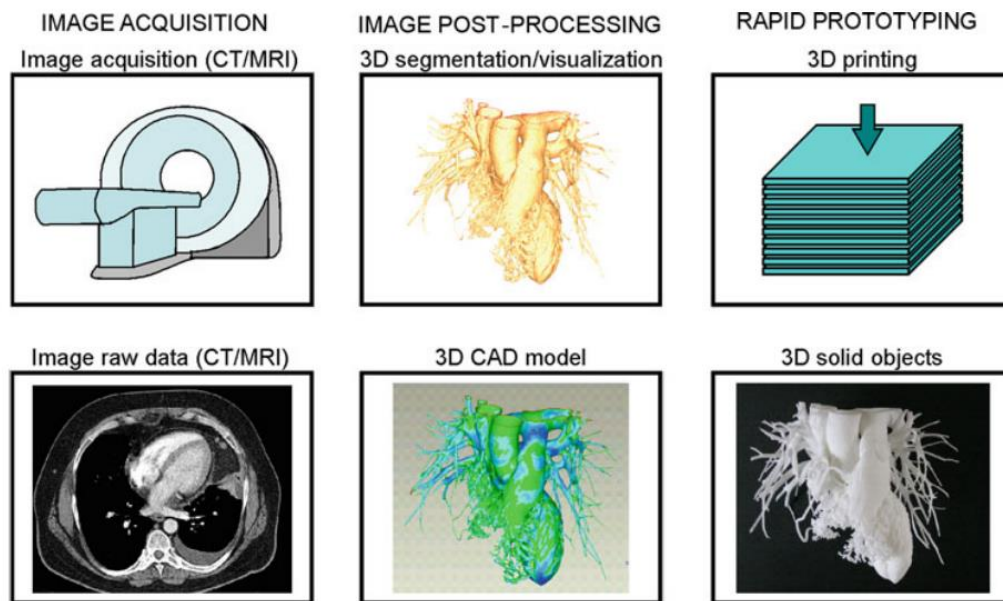
Slicer

(Sumber : Radl et al., 2022)

2.2.6 Computer Aided Design

Computer Aided Design atau sering disebut dengan *CAD software* merupakan teknologi untuk desain dan dokumentasi teknik yang menggantikan penyusunan manual dengan proses otomatis. Pada saat ini perangkat lunak CAD memiliki peran yang jauh lebih luas dibandingkan sekadar menggantikan gambar tangan yang memakan waktu. CAD memiliki peran yang sangat besar pada kehidupan manusia saat ini, sehingga sangat sulit membayangkan perkembangan teknologi tanpa adanya software CAD. Begitu banyak aspek fisik dalam kehidupan sehari - hari yang berhubungan dengan *CAD software*, diantaranya mulai dari pembuatan mesin hingga bangunan. Seiring dengan perkembangan zaman, *CAD software* memperluas cakupannya bahkan hingga ke dunia medis. Ryu et al., (2004) menuturkan dengan kemajuan terbaru dalam *computer aided design* dan teknologi *scanning*, memungkinkan untuk menghasilkan model 3D dari gambar medis. Model 3D yang direkonstruksi dapat memberikan informasi medis dan

dapat digunakan sebagai alat diagnostik untuk ahli bedah untuk memahami anatomi kompleks internal pasien.



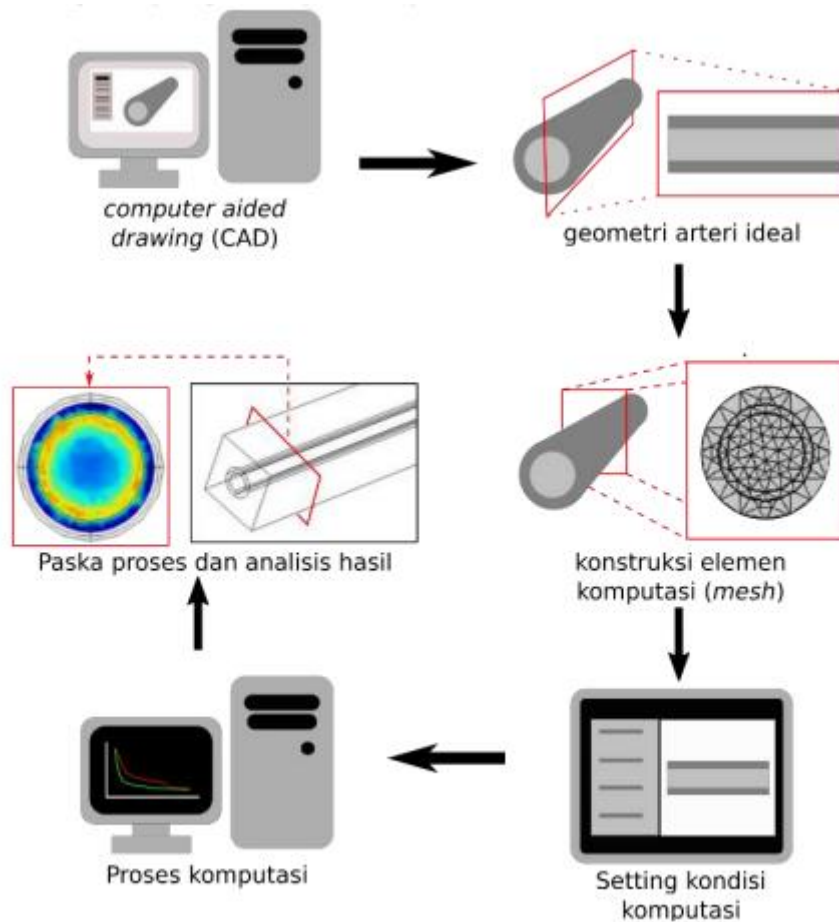
Gambar 2- 16 Proses Pembuatan Prototipe Dengan Pemodelan CAD
(Sumber : Ryu et al., 2022)

Pada Gambar 2-13 dijelaskan gambaran secara garis besar dalam proses pembuatan prototipe organ dalam tubuh manusia yang terdiri dari 3 langkah utama, yaitu *image acquisition*, *image post-processing* dan *rapid prototyping*. Gambar diperoleh menggunakan data MRI/CT-Scan, kemudian data mentah ditransfer ke perangkat lunak rekonstruksi yaitu *3D Slicer*. Setelah mendapatkan data 3D segmentasi, kemudian dilakukan visualisasi dan rekonstruksi kembali dengan bantuan *software CAD*. Data tersebut kemudian digunakan untuk pembuatan 3D objek padat dengan bantuan teknologi 3D Print sehingga mempermudah rencana penanganan apa yang akan dilakukan oleh para pelaku medis.

2.2.7 Computational Fluid Dynamics (CFD)

Computational fluid dynamics (CFD) merupakan analisa sistem yang mencakup aliran fluida, perpindahan panas, dan fenomena yang terkait. Seperti reaksi kimia dengan menggunakan simulasi berbasis komputer (*numeric*). *Computational fluid dynamics* (CFD) juga dapat dikatakan metode perhitungan dengan sebuah kontrol dimensi, luas dan *volume* dengan memanfaatkan bantuan komputasi komputer untuk melakukan perhitungan pada tiap-tiap elemen

pembagiannya. Prinsipnya adalah suatu ruang yang berisi fluida yang akan dilakukan penghitungan dibagi-bagi menjadi beberapa bagian, hal ini sering disebut dengan sel dan prosesnya dinamakan *meshing*. Bagian-bagian yang terbagi tersebut merupakan sebuah kontrol penghitungan yang akan dilakukan adalah aplikasi (Jalaluddin, 2019).



Gambar 2- 17 Skema Proses Pemodelan dan Komputasi Pada Simulasi Pembuluh Darah

(Sumber : Putra et al., 2020)

Proses diawali dengan konstruksi geometri pembuluh yang dapat dilakukan baik dengan data riil dari pasien atau *patient specific geometry* dari citra pemindaian CT-Scan tiga dimensi. Selain itu, geometri juga dapat dibuat dengan konstruksi geometri ideal yang dibuat dengan perangkat lunak *computer aided design (CAD)*. Setelah geometri berhasil dibuat, geometri akan digunakan dalam suatu program tertentu untuk selanjutnya dibagi kedalam beberapa elemen kecil untuk proses komputasi, *mesh*. Selain itu, pengaturan asumsi fisis, persamaan

umum serta bidang batas juga ditentukan. Setelah semua pengaturan selesai, proses komputasi akan dilakukan pada perangkat komputer hingga proses perhitungan selesai. Setelah semua proses komputasi selesai, hasil perhitungan akan ditampilkan dalam bentuk gambar, grafik ataupun data tabel yang kemudian dianalisis sesuai dengan target yang ingin dicapai. Proses ini biasanya dilakukan pada menu pasca-pemrosesan (*post-processing*) atau bahkan perangkat lunak khusus untuk pengolahan pasca-pemrosesan (Putra et al., 2020).

2.2.7.1 Model Matematis

Pada tahapan ini perlu dilakukannya penentuan batasan yang akan disimulasikan dan model yang sesuai. Penentuan batasan dan model matematika diantaranya adalah persamaan Navier-Stokes atau persamaan momentum, persamaan kontinuitas, pendefinisian fluida, model fluida serta jenis aliran fluida.

1. Definisi dan Karakteristik Fluida

Zat di alam dikelompokkan dalam tiga wujud utama, yaitu zat padat, zat cair, dan gas. Zat cair dan gas memiliki satu kesamaan yaitu tidak memiliki bentuk yang tetap. Bentuk zat cair dan gas mengikuti bentuk wadah. Zat cair dan gas mudah ditembus atau dibagi-bagi. Hal ini disebabkan gaya tarik antar atom atau molekul penyusun zat cair dan gas jauh lebih lemah daripada gaya tarik antar atom penyusun zat padat. Dan salah satu sifat yang sering kita amati adalah zat cair dan gas dapat mengalir. Zat dengan sifat yang dapat mengalir tersebut kita namakan fluida (Mikrajuddin, 2016).

Fluida adalah zat yang dapat mengalir. Kata Fluida mencakup zat cair dan gas, karena kedua zat ini dapat mengalir, sebaliknya batu dan benda - benda keras atau seluruh zat padat tidak dapat digolongkan ke dalam fluida karena tidak bisa mengalir. Susu, minyak pelumas, dan air merupakan contoh zat cair. dan semua zat cair itu dapat dikelompokkan ke dalam fluida karena sifatnya yang dapat mengalir dari satu tempat ke tempat yang lain. Selain zat cair, zat gas juga termasuk dalam fluida karena dapat mengalir dari satu tempat ke tempat lain. Hembusan angin merupakan contoh udara yang berpindah dari satu tempat ke tempat lain. Fluida merupakan salah satu aspek yang penting dalam kehidupan sehari-hari. Setiap hari manusia menghirupnya, meminumnya, terapung atau tenggelam di dalamnya. Setiap hari pesawat udara terbang melaluinya dan kapal laut mengapung di atasnya.

Demikian juga kapal selam dapat mengapung atau melayang di dalamnya. Air yang diminum dan udara yang dihirup juga bersirkulasi di dalam tubuh manusia setiap saat meskipun sering tidak kita sadari. Secara umum fluida dapat dibagi menjadi dua bagian, yaitu:

a. Fluida Statis

Fluida statis adalah fluida yang berada dalam fase tidak bergerak (diam) atau fluida dalam keadaan bergerak tetapi tidak terdapat perbedaan kecepatan antar partikel fluida tersebut atau bisa dikatakan bahwa partikel - partikel fluida tersebut bergerak dengan kecepatan seragam sehingga tidak memiliki gaya geser. Contoh fenomena fluida statis dapat dibagi menjadi statis sederhana dan tidak sederhana. Contoh fluida yang diam secara sederhana adalah air di bak yang tidak dikenai gaya.

b. Fluida Dinamis

Fluida dinamis adalah fluida (dapat berupa zat cair atau gas) yang bergerak. Untuk memudahkan dalam mempelajarinya, fluida disini dianggap *steady* (mempunyai kecepatan yang konstan terhadap waktu), tak termampatkan (tidak mengalami perubahan *volume*), tidak kental, tidak turbulen (tidak mengalami putaran - putaran) (Sochib dan Adi, 2018).

Fluida mempunyai dua sifat fisik yaitu viskositas dan densitas. Dimana viskositas adalah sifat fluida yang diberikannya tahanan terhadap tegangan geser oleh fluida tersebut. Besar kecilnya viskositas fluida tergantung pada suhu fluida tersebut. Untuk fluida cair, makin tinggi suhunya, maka viskositasnya semakin kecil, sedang untuk fluida gas, makin tinggi suhunya, maka viskositasnya semakin besar. Sedangkan densitas atau kerapatan suatu fluida didefinisikan sebagai massa per satuan *volume* (Basri, 2009).

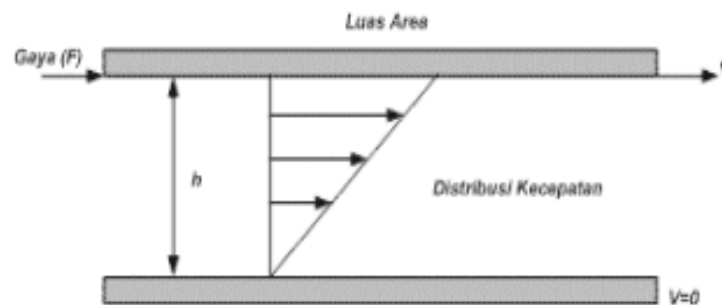
2. Kekentalan (*Viscosity*)

Viskositas fluida merupakan ukuran ketahanan sebuah fluida terhadap deformasi atau perubahan bentuk. Viskositas dipengaruhi oleh temperatur, tekanan, kohesi dan laju perpindahan momentum molekulernya. Viskositas zat cair cenderung menurun dengan seiring bertambahnya kenaikan temperatur hal ini disebabkan gaya – gaya kohesi pada zat cair bila dipanaskan akan mengalami penurunan dengan semakin bertambahnya temperatur pada zat cair yang

menyebabkan berturunnya viskositas dari zat cair tersebut. Viskositas dibedakan atas dua macam, yaitu viskositas kinematik dan viskositas dinamik atau viskositas mutlak (Jalaluddin et al., 2019).

Viskositas dapat dinyatakan sebagai tahanan aliran fluida yang merupakan gesekan antara molekul – molekul cairan satu dengan yang lain. Suatu jenis cairan yang mudah mengalir, dapat dikatakan memiliki viskositas yang rendah, dan sebaliknya bahan yang sulit mengalir dikatakan memiliki viskositas yang tinggi.

Aliran viskos dapat digambarkan dengan dua buah bidang sejajar yang dilapisi fluida tipis di antara kedua bidang tersebut seperti ditunjukkan pada Gambar 2-14 (Febrianto dan Edi, 2013).



Gambar 2- 18 Aliran Viskos
(Sumber : Febrianto dan Edi, 2013)

3. Rapat Jenis (*Density*)

Density atau rapat jenis (ρ) suatu zat adalah ukuran bentuk konsentrasi zat tersebut dan dinyatakan dalam massa per satuan *volume*, sifat ini ditentukan dengan cara menghitung nisbah (*ratio*) massa zat yang terkandung dalam suatu bagian tertentu terhadap *volume* bagian tersebut (Jalaluddin et al., 2019).

Density juga dapat diartikan pengukuran massa pada setiap *volume* fluida. Apabila semakin tinggi densitas pada suatu fluida, maka semakin besar juga massa pada setiap *volume* fluidanya (Wicaksono et al., 2021). *Density* dapat dinyatakan dengan tiga bentuk, yaitu :

$$\rho = \frac{m}{v} \quad (2.1)$$

Dimana :

ρ = *rho* atau Massa Jenis (Kg/m³)

m = Massa (Kg)

$v = Volume (m^3)$

4. Bilangan *Reynolds*

Untuk mencari bilangan *Reynolds* dibutuhkan diameter suatu penampang. Dikarenakan tidak semua penampang pada aliran fluida berbentuk lingkaran sempurna, maka untuk mengetahui penampang *Non-Circular* digunakan persamaan sebagai berikut (White, 1986) :

$$D_h = 4 \frac{A}{P} \quad (2.2)$$

D_h = Diameter Hidrolik (m)

A = Luas Area (m^2)

P = Perimeter atau Keliling Penampang (m)

Bilangan *Reynolds* digunakan untuk memprediksi gerakan fluida apakah itu aliran laminar atau turbulen dalam mekanika fluida dan merupakan perbandingan antara gaya inersia dan gaya viskos (Etili et al., 2020). Bilangan *Reynolds* didefinisikan sebagai berikut :

$$Re = \frac{\rho V D}{\mu_0} \quad (2.3)$$

Dimana :

Re = Bilangan *Reynolds*

ρ = Massa Jenis Fluida (Kg/m^3)

V = Kecepatan Aliran Fluida (m/s)

D = Diameter (m)

μ_0 = *Zero Shear Viscosity* (Pa s)

Bilangan *Reynolds* dapat digunakan untuk mengetahui aliran laminar dan aliran turbulen yang terjadi pada pipa. Aliran yang terjadi dalam pipa bisa dikatakan bersifat laminar jika $Re < 2300$ dan aliran dalam pipa bisa dikatakan bersifat aliran turbulen jika $Re > 4000$. Sedangkan aliran transisi terjadi pada kondisi diantara aliran laminar dan turbulen (Liu, 2003).

5. Jenis - Jenis Aliran Fluida

Menurut Jalaluddin et al., (2019) Jenis - jenis aliran fluida terbagi menjadi tiga, yaitu :

a. Laminar

Aliran laminar didefinisikan sebagai aliran dengan fluida yang bergerak dalam lapisan-lapisan atau lamina-lamina dengan satu lapisan meluncur secara lancar. Aliran laminar ini mempunyai nilai bilangan *Reynolds*-nya kurang dari 2000.

b. Transisi

Aliran transisi merupakan aliran peralihan dari aliran laminar ke aliran turbulen. aliran turbulen mempunyai nilai bilangan *Reynolds*-nya antara 2000 sampai dengan 4000.

c. Turbulen

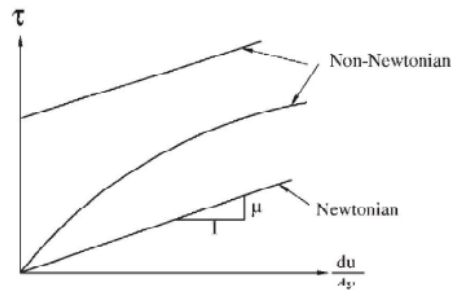
Aliran turbulen didefinisikan sebagai aliran yang dimana pergerakan dari partikel-partikel fluida sangat tidak menentu karena mengalami percampuran serta putaran partikel antar lapisan, yang mengakibatkan saling tukar momentum dari satu bagian fluida ke bagian fluida yang lain dalam skala yang besar di mana nilai bilangan *Reynolds*-nya lebih besar dari 4000.

6. Aliran *Steady* dan *Unsteady*

Aliran tunak (*steady flow*) adalah kecepatan aliran fluida tidak dipengaruhi oleh perubahan waktu. Sedangkan aliran tak tunak (*unsteady flow*) merupakan kecepatan aliran fluida yang dipengaruhi oleh perubahan waktu. (Aryany, 2016)

7. Fluida *Newtonian* dan *Non-Newtonian*

Fluida diklasifikasikan sebagai fluida *Newtonian* dan *Non-Newtonian*. Dalam fluida *Newtonian* hubungan antara tegangan geser dan laju regangan geser harus linier dengan kemiringan viskositas tersebut. Namun, apabila fluida yang tegangan gesernya tidak berhubungan secara linier terhadap laju regangan geser dinamakan fluida *Non-Newtonian*. Gas dan cairan encer cenderung bersifat fluida *Newtonian* sedangkan hidrokarbon berantai panjang yang kental bersifat *Non-Newtonian* (Liu, 2003).



Gambar 2- 19 Grafik fluida *Newtonian* dan *Non-Newtonian*

(Sumber : Liu, 2003)

Fluida *Newtonian* adalah suatu jenis fluida yang memiliki kurva *shear stress* dan gradien kecepatan yang linier, yang digolongkan ke dalam fluida ini antara lain : air, udara, ethanol, benzena, dsb. Fluida *Newtonian* akan terus mengalir sekalipun terdapat gaya yang bekerja pada fluida karena viskositas fluida ini tidak berubah ketika terdapat gaya yang bekerja pada fluida tersebut, viskositas akan berubah jika terjadi perubahan pada suhu/temperatur. Dengan kata lain fluida *Newtonian* adalah fluida yang mengikuti hukum Newton tentang aliran.

Fluida *Non-Newtonian* adalah fluida yang tidak tahan terhadap tegangan geser (*shear stress*), *gradient* kecepatan (*shear rate*) dan temperatur. Dengan kata lain kekentalan (*viscosity*) merupakan fungsi daripada waktu. Adapun yang termasuk dalam fluida *Non-Newtonian* antara lain : cat, minyak pelumas, lumpur, darah, obat - obatan cair dll (Putri, 2018).

Darah diperlakukan sebagai fluida *Non-Newtonian*. Diketahui bahwa darah adalah suspensi partikel (berbagai sel, biasanya membentuk 45% dari volume darah) dan plasma. Karenanya ia berperilaku seperti fluida *Non-Newtonian* yang viskositasnya bervariasi dengan laju geser. Darah adalah cairan pengencer geser khas dengan viskositas yang jelas, yang secara bertahap menurun atau meningkat dengan kenaikan atau penurunan laju geser mencapai dua nilai dataran tinggi yang berbeda, terlepas dari laju geser. Untuk memperhitungkan karakteristik *darah Non-Newtonian* adalah dengan menggunakan model *Non-Newtonian* yang paling populer, yaitu *carreau*. Model *carreau* dituliskan pada persamaan sebagai berikut.

$$\mu_c = \mu_\infty + (\mu_o - \mu_\infty)[1 + \lambda^2 \dot{\gamma}^2]^{(n_c-1)/2} \quad (2.4)$$

Dimana :

μ_∞ = Viskositas Saat Laju Geser Tinggi (Kg/m.s)

μ_o = Viskositas Saat Laju Geser Rendah (Kg/m.s)

λ = Karakteristik Waktu (s)

$\dot{\gamma}$ = Laju Geser

n_c = Indeks Perilaku Aliran

Nilai semua empat koefisien untuk darah manusia diberikan sebagai berikut: $\mu_o = 0,056$ Pa-s, $\mu_\infty = 0,0035$ Pa-s, $\lambda = 3,313$ s dan $n_c = 0,3568$ (Tabakova et al., 2014).

8. Persamaan Kontinuitas

Persamaan kontinuitas menjelaskan bahwa massa fluida yang masuk ke dalam suatu penampang akan keluar di ujung penampang lain dengan massa yang sama. Oleh karena itu, debit fluida di seluruh titik penampang adalah sama (Dwi Lestari, 2019).

Untuk prinsip kontinuitas pada fluida dengan aliran *unsteady* dan *incompressible* ruang tiga dimensi ditampilkan di bawah ini. (Ismanto et al., 2021)

$$\left(\frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) = 0 \quad (2.5)$$

Dimana :

$\frac{\partial u}{\partial t}$ = Perubahan Kecepatan Vektor u Terhadap t

$\frac{\partial u}{\partial x}$ = 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

9. Persamaan Navier-Stokes

Persamaan Navier-Stokes adalah bentuk diferensial dari hukum kedua Newton tentang pergerakan dari suatu fluida. Persamaan ini menyatakan bahwa perubahan dalam momentum partikel - partikel fluida hanya bergantung pada gaya viskos internal dan gaya viskos tekanan eksternal yang bekerja pada fluida. Dengan demikian, persamaan Navier-Stokes menjelaskan kesetimbangan gaya-gaya yang bekerja pada fluida (Welty et al., 2004).

Computational fluid dynamics (CFD) merupakan perangkat metode numerik yang diaplikasikan untuk mendapatkan perkiraan solusi dari masalah fluida dinamis dan perpindahan panas. Pengaturan persamaan pada aliran fluida telah diketahui selama satu abad lamanya. Persamaannya kompleks, tetapi penyelesaiannya sangat berguna untuk mengerti aliran fluida, sehubungan dengan dinamik dan perpindahan panas. Sayangnya, persamaan tersebut tidak dapat diselesaikan secara sederhana. Sebuah pendekatan numerik digunakan sebagai prosedur komputasi untuk mencari sebuah pendekatan terhadap solusi (Zikanov, 2010).

Terdapat persamaan Navier-Stokes pada simulasi CFD untuk aliran laminar, *incompressible*, dan *unsteady* dapat dituliskan sebagai berikut (Maryanto, 2019) :

x-direction :

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

y-direction :

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

z-direction :

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (2.8)$$

Dimana :

ρ = Massa Jenis (Kg/m³)

u = Kecepatan (m/s)

t = Waktu (s)

P = Tekanan (Pa)

μ = Viskositas (Pa.s)

2.2.7.2 Diskritisasi

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

1. Diskritisasi Ruang/Spasial

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

2. Diskritisasi Model Persamaan Matematika

Diskritisasi ini merupakan bentuk persamaan diferensial parsial akan ditransformasi menjadi beberapa operasi aritmatik. Kemudian hasil transformasi akan diperoleh kumpulan relasi persamaan antara nilai pada titik/*mesh* yang saling berhubungan. Proses ini juga dikenal dengan sebutan *finite volume method*.

2.2.7.3 Skema dan Solusi Numerik

Secara umum, terdapat 2 metode numerik yang digunakan dalam *computational fluid dynamics* (CFD), antara lain *solver pressure based* dan *solver density based*. CFD memecahkan persamaan integral umum untuk kekekalan massa, momentum, energi serta besaran skalar lain seperti halnya turbulensi. Kedua metode numerik ini menggunakan proses diskritisasi yang sama, yaitu volume hingga (*finite volume*). Skema *solver pressure based* yang digunakan adalah metode SIMPLE. Metode SIMPLE (*Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations*) berfungsi untuk menyelesaikan hubungan kecepatan dan tekanan pada persamaan Navier-Stokes (Maryanto, 2019).

2.2.7.4 Post-Processor

Post-processor digunakan untuk menyortir, mencetak, dan memplot hasil yang dipilih, grafik dan animasi. Umumnya, pasca-prosesor memungkinkan generasi grafik untuk menunjukkan variasi berbagai parameter dengan waktu dan ruang (Wange dan Metkar, 2013).

2.2.8 Gerak Harmonik Sederhana

Gerak harmonik sederhana memiliki amplitudo (simpangan maksimum) dan frekuensi yang tetap. Gerak ini bersifat periodik. Setiap gerakannya akan terjadi secara berulang dan teratur dalam selang waktu yang sama. Dalam gerak harmonik sederhana, resultan gayanya memiliki arah yang selalu sama, yaitu menuju titik kesetimbangan. Beberapa karakteristik gerak ini diantaranya adalah dapat dinyatakan dengan grafik posisi partikel sebagai fungsi waktu berupa sinus atau kosinus. Gerak ini juga dapat ditinjau dari persamaan simpangan, persamaan kecepatan, dan persamaan energi gerak yang dimaksud (Nasukha, 2020).

$$\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi f \quad (2.9)$$

Dimana :

ω = Kecepatan Sudut (rad/s)

T = Periode (s)

f = Frekuensi Gelombang (Hz)

Dengan terdapatnya kecepatan dalam gerak periodik, diperlukan perhitungan kecepatan yang terjadi terhadap waktu. Berikut merupakan persamaan kecepatan terhadap waktu :

$$y(t) = A \sin(\omega t) \quad (2.10)$$

Dengan :

A = Amplitudo (m)

ω = Kecepatan Sudut (rad/s)

t = Waktu (s)

2.2.9 ANSYS Fluent

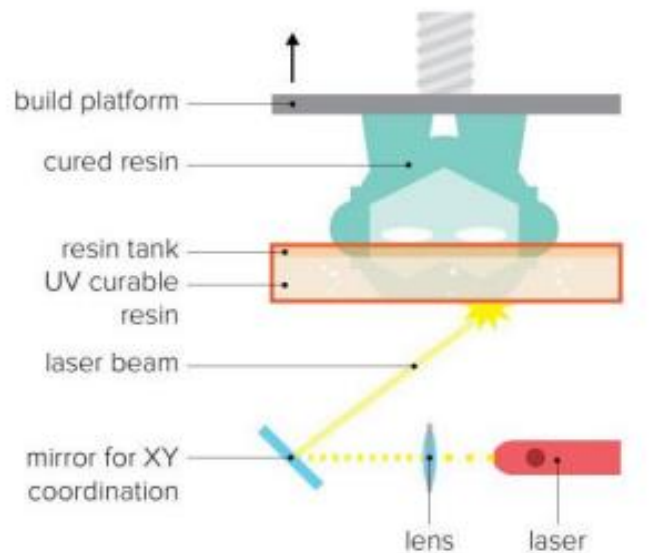
Fluent adalah salah satu dari jenis program CFD yang menggunakan metode volume hingga atau *finite volume method*. Perangkat ini dapat menyelesaikan kasus aliran fluida dengan *mesh (grid)* yang tidak terstruktur sekalipun dengan cara yang mudah, karena *Ansys Fluent* menyediakan fleksibilitas yang lengkap. *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 realistis, diskritisasi yang efisien, dan visualisasi yang mudah dipahami (Ansys Fluent, 2023).

2.2.103D Print SLA

3D *printing* merupakan suatu proses mencetak objek yang memiliki tiga dimensi dari suatu model digital menjadi objek nyata. Bahan untuk mencetak 3D *printing* menggunakan material beragam seperti plastik, kayu, kertas, gelas dan logam. 3D *printing* sangat berguna dalam dunia manufaktur serta replikasi objek. (Silaen et al., 2019)

SLA (*stereolithography*) adalah sebuah proses yang merupakan sumber cahaya dengan panjang gelombang tertentu (*ultraviolet*) dengan metode polimerisasi. Proses polimerisasi umumnya berlangsung *point-to-line*, *line-to-layer*, lalu *layer-by-layer*, bersama dengan *scan* cahaya pada permukaan cairan. Saat polimerisasi satu lapisan selesai, *build platform* atau tangki resin bergerak ke atas atau ke bawah ketebalan lapisan. Arah bergerak tergantung pada apakah proses pembangunan sedang dioperasikan secara *top-down* atau mode *bottom-up* (Šafka et al., 2020).



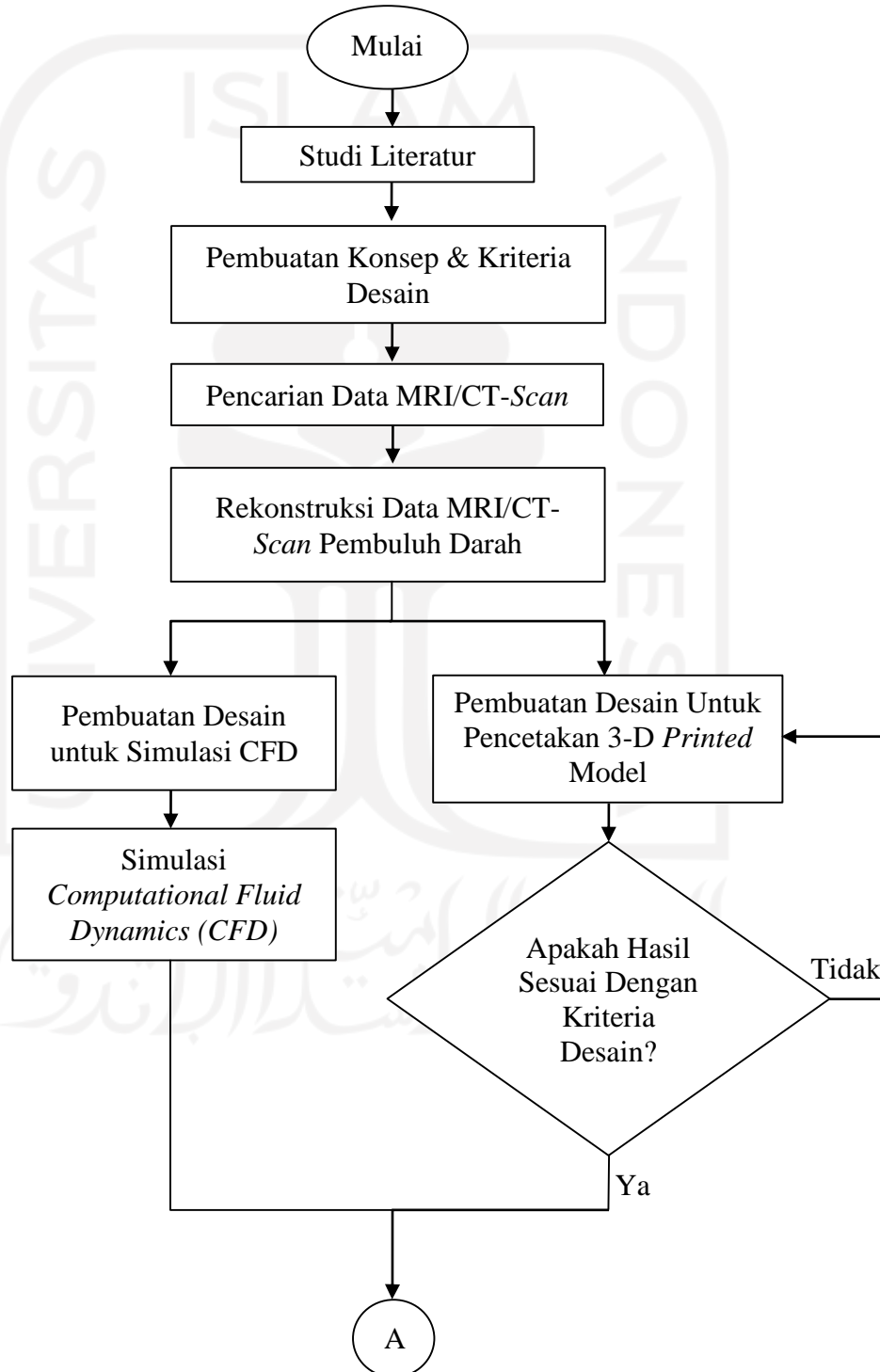
Gambar 2- 20 3D *Print* SLA

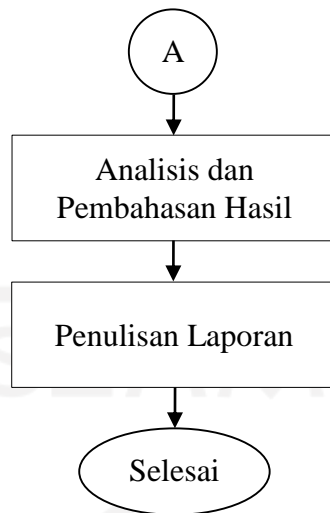
(Sumber : Šafka et al., 2020)

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

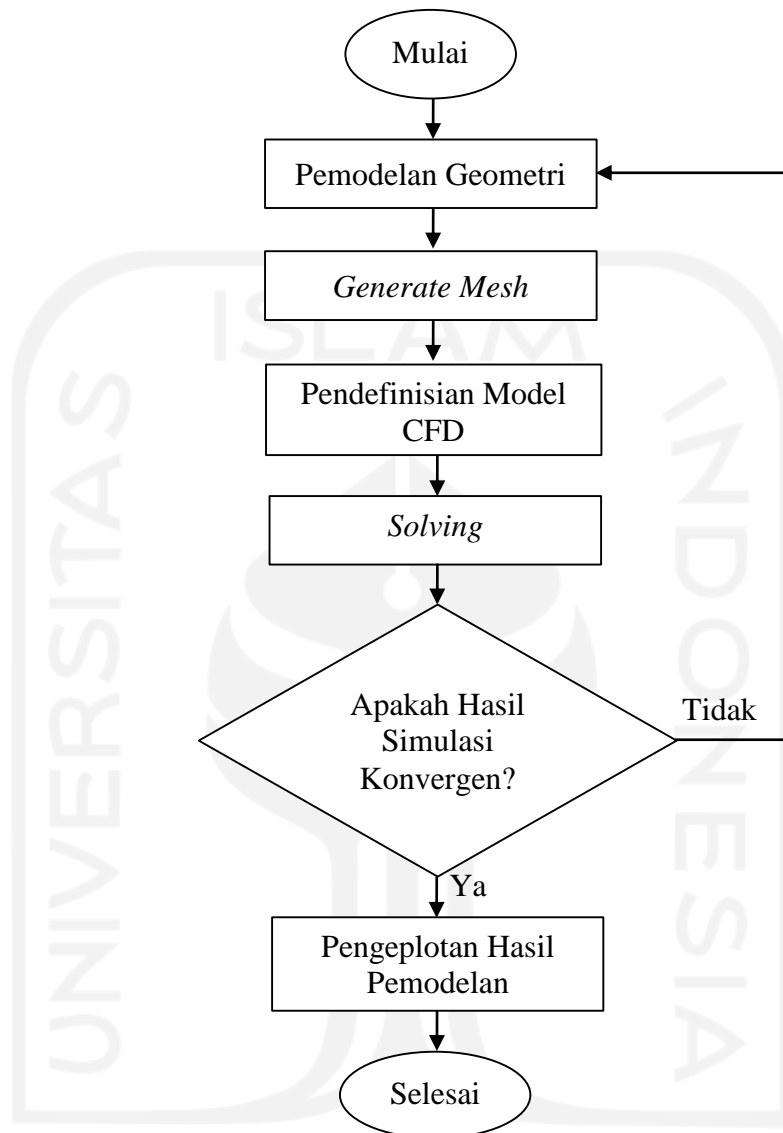
Berikut merupakan alur penelitian yang digunakan pada penelitian ini :





Gambar 3- 1 Alur Penelitian

Di bawah ini terdapat diagram alur simulasi *Computational Fluid Dynamics* (CFD) :



Gambar 3- 2 Alur Simulasi Fenomena Aliran Dengan Metode CFD

3.2 Kriteria Desain

Pada penelitian ini, perlu dilakukannya simulasi fenomena aliran dengan metode *computational fluid dynamics* (CFD) dan pembuatan 3-D *printed* model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm*. Maka dari itu, terdapat kriteria yang harus ditentukan. Kriteria yang harus terpenuhi adalah kedua model dari pembuluh darah berasal dari rekonstruksi MRI/CT-Scan sehingga menyerupai pembuluh darah aslinya serta dapat memberikan gambaran secara visual/optik. Kriteria yang harus terpenuhi dibagi menjadi dua bagian, yaitu kriteria hasil rekonstruksi dan kriteria desain seperti yang terdapat di bawah ini :

3.2.1 Kriteria Hasil Rekonstruksi

1. Model pembuluh darah berasal dari rekonstruksi data MRI/CT-Scan dan *file* sampel penelitian.
2. Model hasil rekonstruksi dapat digunakan untuk melakukan simulasi fenomena aliran dan dapat dicetak menggunakan 3D *Print* SLA.
3. *Mesh elements* dari kedua model pembuluh darah tidak melebihi 512000.
4. Kedua desain pembuluh darah berbentuk *solid body part*.

3.2.2 Kriteria Desain

1. 3-D *printed* model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* menyerupai bentuk pembuluh darah aslinya.
2. 3-D *printed* model kedua pembuluh darah dapat menampilkan perbedaan bentuk dan kontur secara optik sehingga dapat dilihat dengan jelas apabila dibandingkan dengan gambar MRI/CT-Scan.
3. 3-D *printed* model transparan sehingga bagian dalam dapat terlihat.
4. 3-D *printed* model dapat menunjukkan letak hasil pemasangan *stent graft* dalam metode pengobatan *thoracic aortic* yang terdiagnosa *aneurysm*.

3.3 Alat dan Bahan

Terdapat beberapa alat dan bahan yang digunakan untuk menunjang pengerjaan penelitian ini. Berikut merupakan Tabel 3- 1 dan Tabel 3- 2 yang berisikan alat dan bahan yang digunakan pada penelitian ini :

Tabel 3- 1 Alat

No.	Alat	Fungsi
1	Laptop	Perangkat utama dalam proses rekonstruksi, simulasi fenomena aliran, dan pembuatan 3-D <i>printed</i> model
2	<i>3D Slicer</i>	Perangkat lunak untuk mensegmentasi gambar MRI/CT-Scan
3	<i>SOLIDWORKS 2020</i>	Perangkat lunak untuk mengubah desain menjadi <i>Solid Body Part</i>
4	<i>Autodesk Meshmixer</i>	Perangkat lunak untuk menghaluskan, memotong, dan melubangi model pembuluh darah
5	<i>Ansys Student R2 2022</i>	Perangkat lunak untuk melakukan simulasi fenomena aliran dari kedua pembuluh darah dengan metode CFD
6	<i>Microsoft Visual Studio</i>	Perangkat lunak untuk membuat kode <i>User Defined Function</i>
7	<i>Photon Workshop V2.1.24</i>	Perangkat lunak untuk penentuan parameter 3D <i>Printing</i>
8	<i>Photon Mono X SLA 3D Printer</i>	Mesin yang digunakan untuk mencetak kedua 3-D <i>printed</i> model pembuluh darah
9	<i>Formlabs Cure</i>	Mesin yang digunakan untuk mengeringkan 3-D <i>printed</i> model yang telah dicetak

Tabel 3- 2 Bahan

No.	Bahan	Fungsi
1	<i>File MRI/CT-Scan Thoracic Aortic Normal dan Thoracic Aortic Aneurysm</i>	Sebagai bahan utama dalam melakukan penelitian

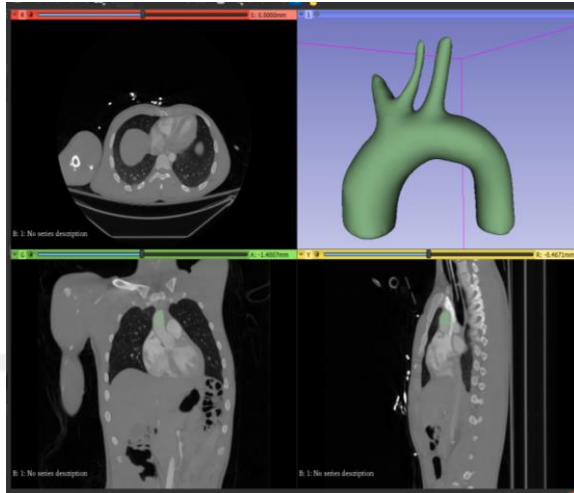
2	<i>Bio-PLA Resin Transparent</i>	Material yang digunakan untuk membuat 3-D <i>printed</i> model pembuluh darah
3	<i>Isopropyl Alcohol</i>	Digunakan untuk membersihkan 3-D <i>printed</i> model setelah dicetak
4	<i>Turtle Wax Compound dan Polishing</i>	Digunakan untuk menghaluskan kontur 3-D <i>printed</i> model setelah proses pengamplasan
5	Amplas <i>Grid</i> 400, 500, 800, 1000, 1500, 2000, dan 5000	Digunakan untuk menghaluskan permukaan 3-D <i>printed</i> model setelah dicetak dengan 3D <i>Print</i>
6	<i>Sapporo Spray Ultimate Clear</i>	Digunakan untuk mengurangi kekusaman pada permukaan 3-D <i>printed</i> model
7	<i>Mesh Wire</i> atau Strimin Besi	Digunakan untuk membuat replika <i>Stent Graft</i>

3.4 Rekonstruksi Pembuluh Darah

Terdapat beberapa proses saat melakukan rekonstruksi pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*. Berikut beberapa proses saat melakukan proses rekonstruksi :

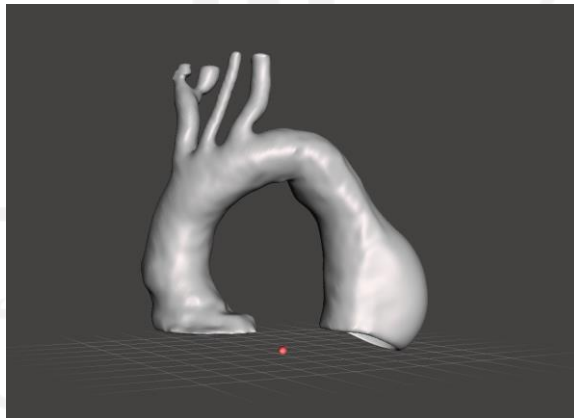
3.4.1 Segmentasi

Tahapan pertama dimulai dengan mencari model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* dengan berbasis data MRI/CT-Scan. Didapatkan *file* DICOM data MRI/CT-Scan pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan sumber <https://www.embodi3d.com/files/file/43600-cta-cardio-testingnrrd/> dan pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* dengan sumber <https://www.embodi3d.com/files/file/55961-aortic-arch/>. *File* MRI/CT-Scan *thoracic aortic normal* direkonstruksi dengan cara melakukan segmentasi pada bagian yang ingin digunakan dengan perantara perangkat lunak *3D Slicer*. Setelah selesai melakukan proses segmentasi, kemudian *file* di *export* STL. Untuk proses rekonstruksi pembuluh darah *thoracic aortic normal* dapat dilihat pada Gambar 3-3 di bawah ini :



Gambar 3- 3 Segmentasi *Thoracic Aortic Normal*

File MRI/CT-Scan thoracic aortic normal dapat ditemukan dalam jumlah banyak pada web penyedia data MRI/CT-Scan. Lain halnya dengan model pembuluh darah normal, data MRI/CT-Scan pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm* tidak banyak ditemukan karena bersifat sangat rahasia dan merupakan privasi pasien. Maka dari itu, *file thoracic aortic aneurysm* hanya didapatkan *file* yang berformat STL pada web *embodi3d.com*. Berikut gambar pembuluh darah *thoracic aortic* yang terkena penyakit aneurisma :

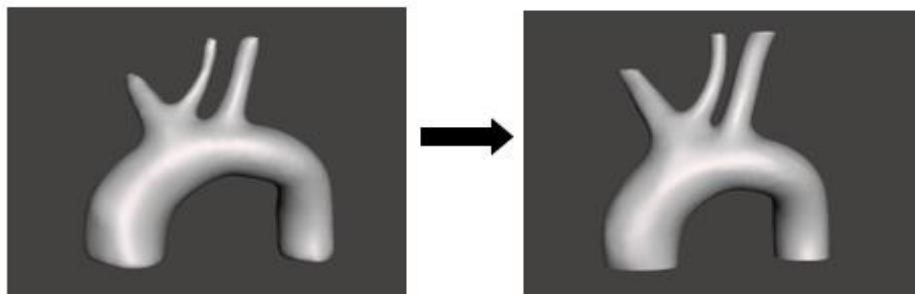


Gambar 3- 4 Segmentasi *Thoracic Aortic Aneurysm*

3.5 Proses Pembuatan Desain Pembuluh Darah

3.5.1 *Smoothing* dan *Cutting*

Pada tahapan kedua ini dilakukan proses *smoothing* dengan memakai *sculpt tools* pada permukaan daripada pembuluh darah dan membuat *inlet* serta *outlet* dengan cara memotong setiap ujung pembuluh darah agar nantinya jumlah *mesh* tidak melebihi 512000 serta dapat disimulasikan pada perangkat lunak *Ansys Student R2 2022*. Proses *smoothing* dan *cutting* dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak *Autodesk Meshmixer* dengan format *file STL*. Untuk gambar sebelum dan setelah proses *smoothing* permukaan dan *cutting* ujung pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 3- 5 dan Gambar 3- 6 di bawah ini :



Gambar 3- 5 *Thoracic Aortic Normal* Sebelum dan Setelah *Smoothing* dan *Cutting*

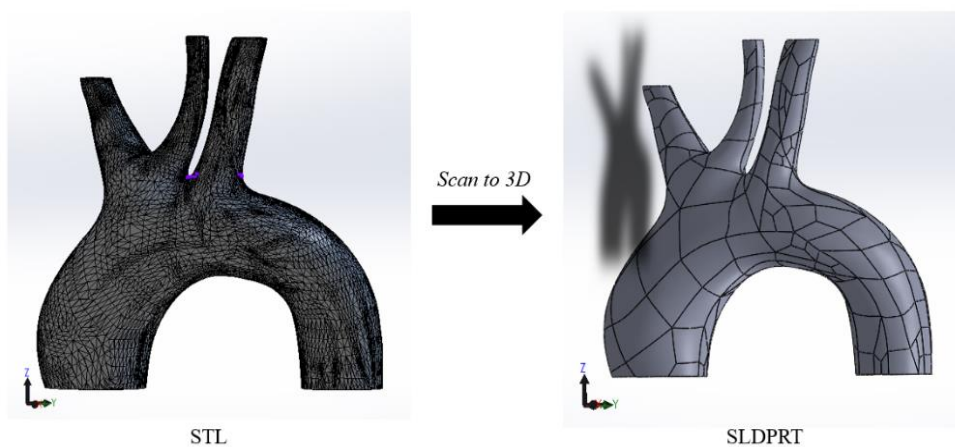


Gambar 3- 6 *Thoracic Aortic Aneurysm* Sebelum dan Setelah *Smoothing* dan *Cutting*

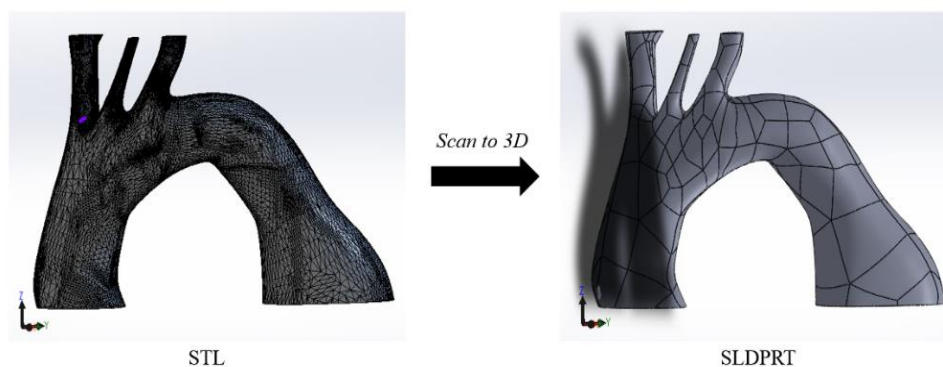
Terdapat perbedaan bentuk pada kedua model pembuluh darah karena sumber dari data *MRI/CT-Scan* berasal dari pasien yang berbeda. Perbedaan jenis kelamin dan pola hidup juga dapat mempengaruhi bentuk serta ukuran dari pembuluh darah pada setiap individu.

3.5.2 Mesh File ke Solid Body Part

Pada tahapan ketiga ini, kedua model pembuluh darah diubah ke dalam bentuk *solid body part* yang sebelumnya berbentuk *mesh file* agar dapat disimulasikan dengan menggunakan metode CFD pada perangkat lunak *Ansys Student R2 2022*. Dikarenakan bentuk *solid* pada volume model berfungsi sebagai domain fluida yang mengalir. Proses perubahan ke *solid body part* ini menggunakan perangkat lunak *Solidworks Add-Ins : Scan to 3D* dengan format file STL. Berikut Gambar 3- 7 dan Gambar 3- 8 yang merupakan model yang telah diubah menjadi *Solid Body Part* :



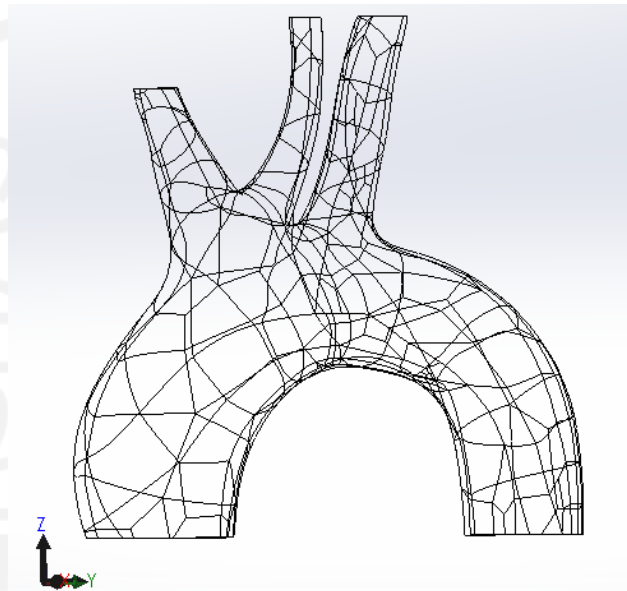
Gambar 3- 7 Konversi *Solid Body Thoracic Aortic Normal*



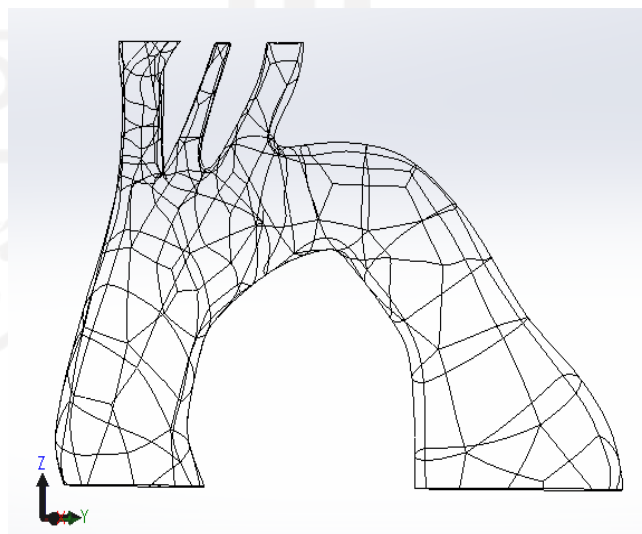
Gambar 3- 8 Konversi *Solid Body Thoracic Aortic Aneurysm*

3.5.3 *Solid Body Part ke STEP*

Pada tahapan keempat rekonstruksi ini, perlu dilakukannya perubahan *file* dengan format SLDPRT menjadi *file* dengan format STEP pada perangkat lunak *Solidworks 2020*. Hal ini bertujuan agar model dapat terdefinisikan saat proses *import geometry* pada perangkat lunak *Ansys Student R2 2022*. Untuk gambar dengan format *file* STEP dapat dilihat pada Gambar 3- 9 dan Gambar 3- 10.



Gambar 3- 9 *File STEP Thoracic Aortic Normal*



Gambar 3- 10 *File STEP Thoracic Aortic Aneurysm*

3.6 Computational Fluid Dynamics (CFD)

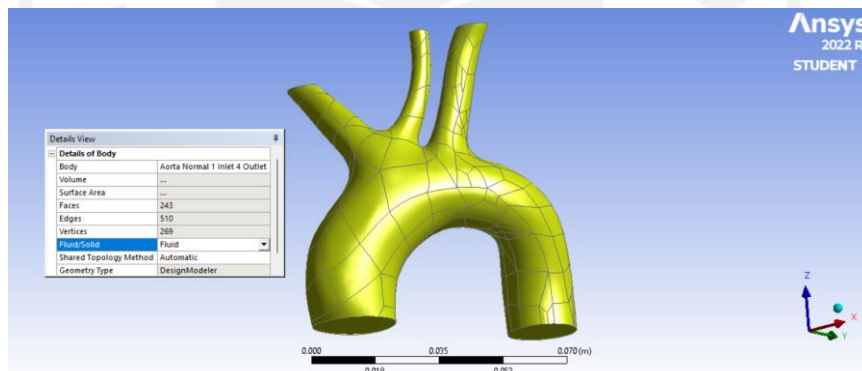
Simulasi fenomena aliran darah dengan metode *computational fluid dynamics* (CFD) dilakukan dengan perantara perangkat lunak *Ansys Student R2 2022*. Secara garis besar langkah simulasi dibagi menjadi 3 proses, yaitu :

1. *Pre-Processing*
2. *Processing*
3. *Post-Processing*

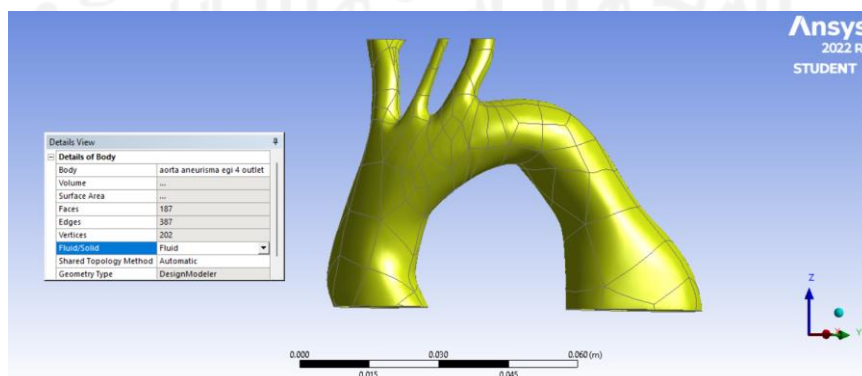
3.6.1 Pre-Processing

1. Pemodelan Geometri

Pemodelan geometri diawali dengan proses *import geometry* model *thoracic aortic normal* dan model *thoracic aortic aneurysm* yang telah selesai direkonstruksi. Model di-*import* pada perangkat lunak *Ansys Student R2 2022* dengan format *file STEP*. Kemudian dilanjutkan dengan melakukan penentuan domain fluida pada kedua model pembuluh darah.



Gambar 3- 11 *Import Geometry Thoracic Aortic Normal*

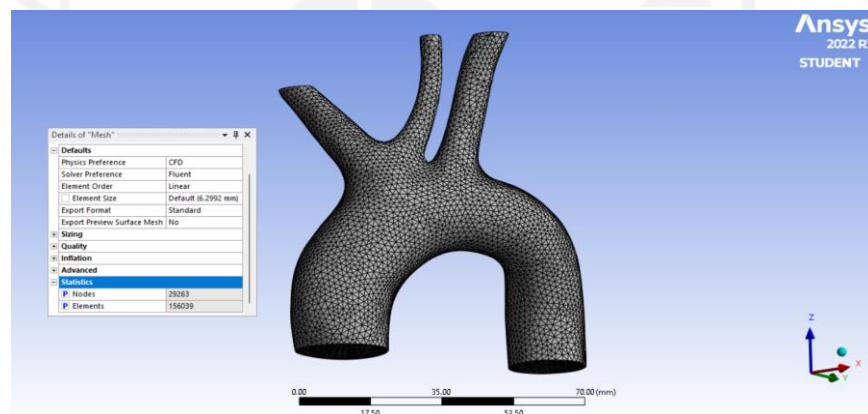


Gambar 3- 12 *Import Geometry Thoracic Aortic Aneurysm*

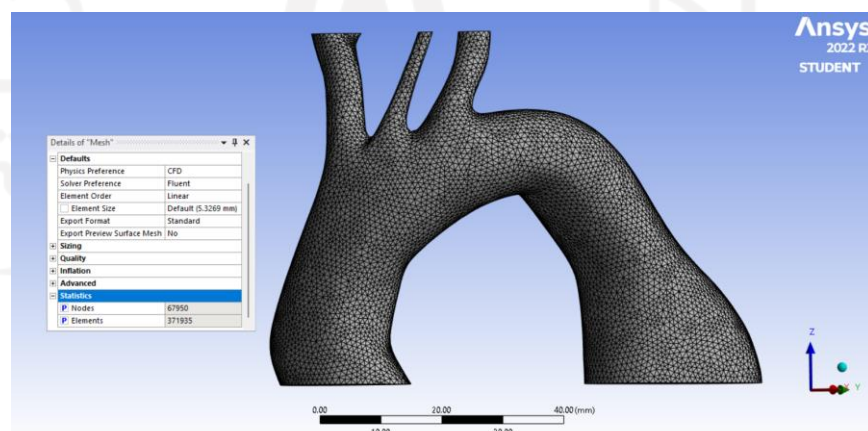
2. Meshing

Pada tahapan *meshing* dilakukan penentuan bagian yang akan dijadikan sebagai *inlet*, *outlet*, dinding pembuluh darah (*wall*). Tujuan dilakukannya tahapan *meshing* atau *generate mesh* untuk membagi kontrol volume geometri menjadi elemen yang lebih kecil dan halus serta mendapatkan hasil yang bersifat konvergen (terpusat) pada saat melakukan analisis.

Mesh dari kedua model pembuluh darah berbentuk tetrahedral dengan jumlah *mesh nodes* sebanyak 29263 dan *mesh elements* berjumlah 156039 pada model *thoracic aortic normal*. Sedangkan pada model *thoracic aortic aneurysm*, jumlah *mesh nodes* sebanyak 67950 dan *mesh elements* berjumlah 371935.



Gambar 3- 13 Tahapan *Meshing Thoracic Aortic Normal*



Gambar 3- 14 Tahapan *Meshing Thoracic Aortic Aneurysm*

3.6.2 Processing

Proses *Processing* diawali dengan melakukan *set-up* analisis CFD, penentuan asumsi - asumsi yang digunakan dan dilanjutkan dengan menentukan material fluida, kondisi batas, dan *mesh dependency*. Mula - mula dilakukan pendefinisian jenis fluida yang akan digunakan untuk analisis CFD. Adapun asumsi - asumsi yang digunakan adalah aliran darah bersifat laminar, jantung berdenyut sebanyak 120 bpm (*beat per minute*) sesuai dengan kondisi jantung normal, dan darah sebagai fluida berjenis *Non-Newtonian*.

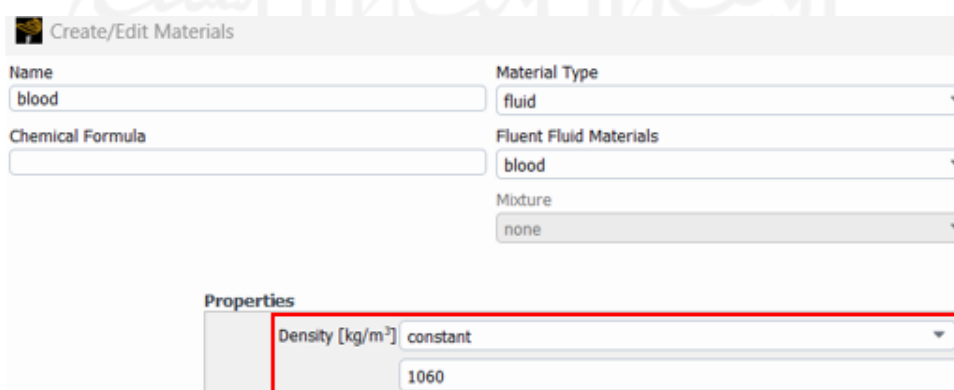
1. Material Fluida

Darah digolongkan sebagai fluida *Non-Newtonian*. Maka dari itu, nilai material fluida bersifat absolut berdasarkan pada pembuktian biologis. Berikut merupakan Tabel 3- 3 yang berisikan nilai material fluida darah :

Tabel 3- 3 Nilai Material Fluida

Fluida <i>Non-Newtonian</i> (Darah)	
<i>Density, ρ</i>	1060 Kg/m ³
<i>Time Constant, λ</i>	3,313 s
<i>Power Law Index, n_c</i>	0,3568
<i>Zero Shear Viscosity, μ_0</i>	0,056 (Kg/m.s)
<i>Infinite Shear Viscosity, μ_∞</i>	0,0035 (Kg/m.s)

(Sumber : Tabakova et al., 2014)



Gambar 3- 15 Material Fluida (*Density*)

Time Constant, lambda [s]	3.313
Power-Law Index, n	0.3568
Zero Shear Viscosity [kg/(m s)]	0.056
Infinite Shear Viscosity [kg/(m s)]	0.0035

Gambar 3- 16 Material Fluida (*Viscosity*)

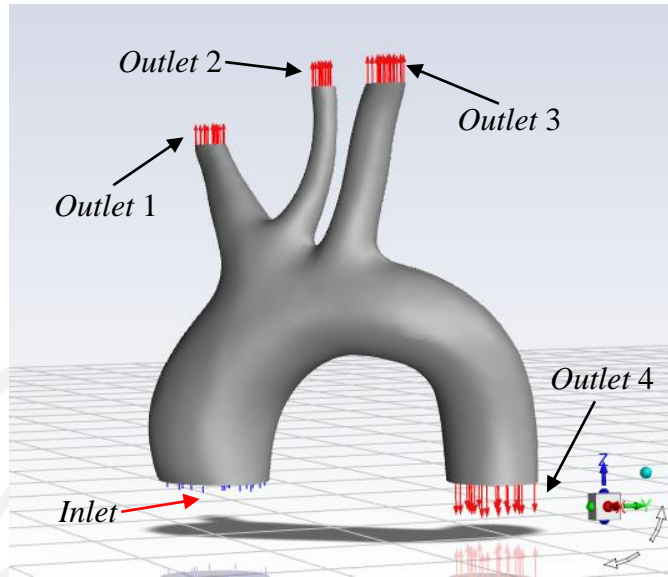
2. Kondisi Batas

Pendefinisian kondisi batas pada analisis ini menggunakan *pulsatile unsteady inlet velocity*. Pada *outlet 1*, *outlet 2*, *outlet 3*, *outlet 4* menggunakan *gauge pressure* sebesar 13332 Pa, dan pada *wall* (dinding pembuluh darah) bersifat *rigid* dan *no-slip*.

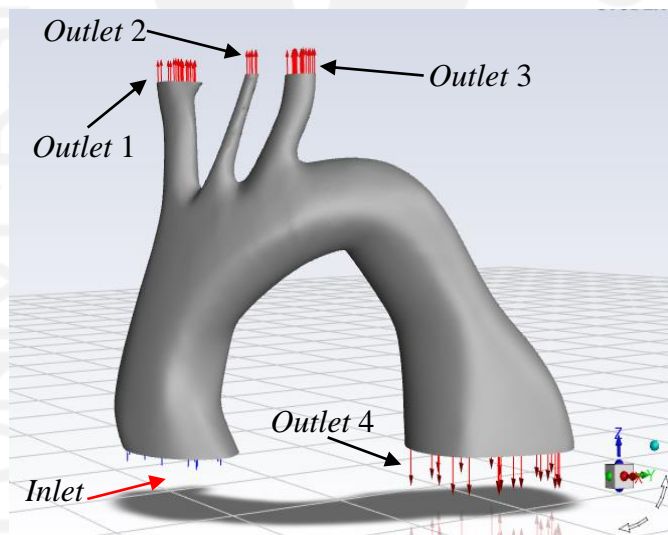
Tabel 3- 4 Kondisi Batas

<i>Boundary Conditions</i>	
<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>Outlet 3</i>	<i>Gauge Pressure (13332 Pa)</i>
<i>Outlet 4</i>	<i>Gauge Pressure (13332 Pa)</i>
<i>Wall</i>	<i>Rigid, no slip</i>

Selanjutnya untuk posisi *inlet* dan *outlet* pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 3- 17 dan Gambar 3- 18.



Gambar 3- 17 Inlet dan Outlet Thoracic Aortic Normal



Gambar 3- 18 Inlet dan Outlet Thoracic Aortic Aneurysm

Berdasarkan kondisi batas yang sudah dijabarkan, berikut uraian dari kondisi batas :

a. *Inlet*

Kecepatan pada *inlet* berubah terhadap waktu dengan rentang waktu 120 bpm (*beat per minute*) yang didefinisikan menggunakan kode *udf* (*user defined functions*) yang dimana pembuatannya menggunakan perangkat lunak *Microsoft Visual Studio*.

```

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) = 1.2*sin(2*PI*2*t);
13 }
14 end_f_loop(f, thread)
15
16 }

```

Gambar 3- 19 Kode *udf*

Pada Gambar 3- 19 Kode *udf* menggunakan persamaan gerak harmonik dengan persamaan :

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

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

$$v(t) = 1,2 \times \sin (2 \times \pi \times 2 \times t) \quad (3.3)$$

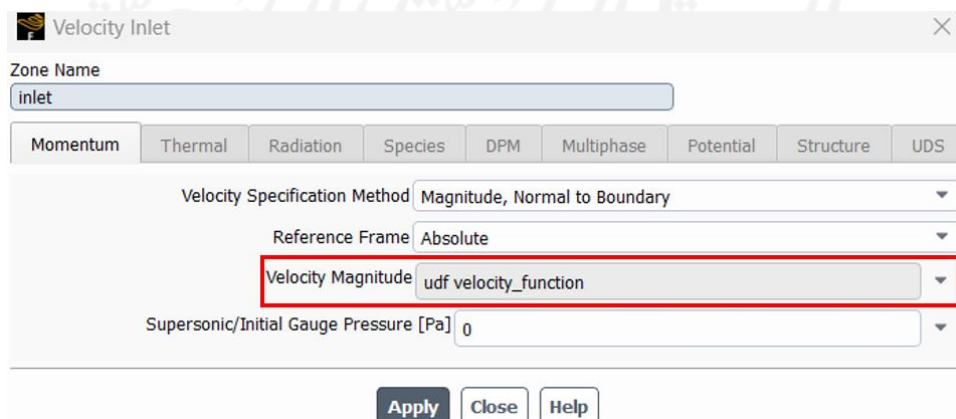
Dimana :

A = Maximum Velocity Magnitude (m/s) = 1,2 m/s (Gabrielsen et al., 1992)

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

t = Flow Time (s)

Setelah kode *udf* dibuat, selanjutnya menginterpretasikan kode *udf* pada zona *inlet*, *velocity magnitude*. Seperti pada Gambar 3- 20 di bawah ini :



Gambar 3- 20 Kondisi Batas Zona *Inlet*

Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* memiliki *inlet* yang berbentuk *non-circular*. Oleh karena itu, untuk menghitung diameter *inlet* menggunakan persamaan sebagai berikut (White, 1986) :

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

Dimana :

D = Diameter (mm)

A = Luas Permukaan (mm²)

P = Perimeter atau Keliling Penampang (mm)

Dengan persamaan (3.4), diameter *inlet thoracic aortic normal* didapatkan sebagai berikut :

$$D = 4 \frac{377,16}{69,28} \quad (3.5)$$

$$D = 21,78 \text{ mm atau } 0,02178 \text{ m} \quad (3.6)$$

Selanjutnya untuk diameter *inlet thoracic aortic aneurysm* didapatkan sebagai berikut :

$$D = 4 \frac{357,71}{68,76} \quad (3.7)$$

$$D = 20,81 \text{ mm atau } 0,02081 \text{ m} \quad (3.8)$$

Setelah didapatkannya diameter *inlet*, selanjutnya dilakukan perhitungan nilai bilangan *Reynolds* (Re). Pada fluida *Non-Newtonian*, bilangan *Reynolds* ditentukan berdasar pada diameter *inlet*, kecepatan aliran dan *zero shear viscosity*. Maka dari itu, nilai Re didapatkan dengan persamaan sebagai berikut (Etili et al., 2020) :

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

Dimana :

Re = Bilangan *Reynolds*

ρ = Massa Jenis Fluida (Kg/m³)

V = Kecepatan Aliran Fluida (m/s)

D = Diameter (m)

μ_0 = *Zero Shear Viscosity* (Kg/m.s)

Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal*, perhitungan bilangan Re sebagai berikut :

$$Re = \frac{1060 \times 1,2 \times 0,02178}{0,056} \quad (3.10)$$

$$Re = 494,72 \quad (3.11)$$

Kemudian pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* didapatkan nilai Re sebagai berikut :

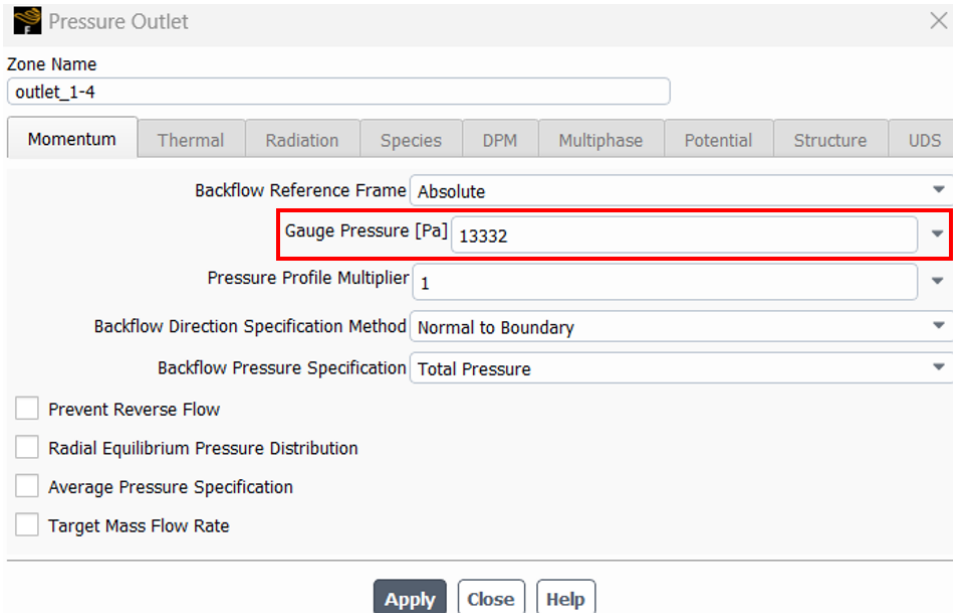
$$Re = \frac{1060 \times 1,2 \times 0,02081}{0,056} \quad (3.12)$$

$$Re = 472,68 \quad (3.13)$$

Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal*, didapatkan nilai Re sebesar 494,72. Sedangkan pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* didapatkan nilai Re sebesar 472,68. Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, apabila bilangan *Reynolds* kurang dari 2000 maka alirannya berada pada kondisi laminar, apabila bilangan *Reynolds* berada di antara nilai 2000 dan 4000 maka alirannya berada pada kondisi transisi, dan apabila bilangan *Reynolds* berapa pada nilai lebih dari 4000 maka alirannya berada pada kondisi turbulen. Maka didapatkan kesimpulan bahwa aliran pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* berada pada kondisi laminar.

b. *Outlet 1, Outlet 2, Outlet 3, dan Outlet 4*

Pada analisis CFD ini, jantung berdenyut secara normal dan dibagi menjadi 2 fase, yaitu fase sistol dan fase diastol. Diasumsikan tekanan sistol 120 mmHg (15999 Pa) dan tekanan diastol 80 mmHg (10666 Pa). Digunakan tekanan rata - rata dari kedua fase tersebut sebesar 100 mmHg (13332 Pa) pada *outlet 1, outlet 2, outlet 3, dan outlet 4*. Gambar 3- 21 menunjukkan *gauge pressure* pada keempat *outlet*.

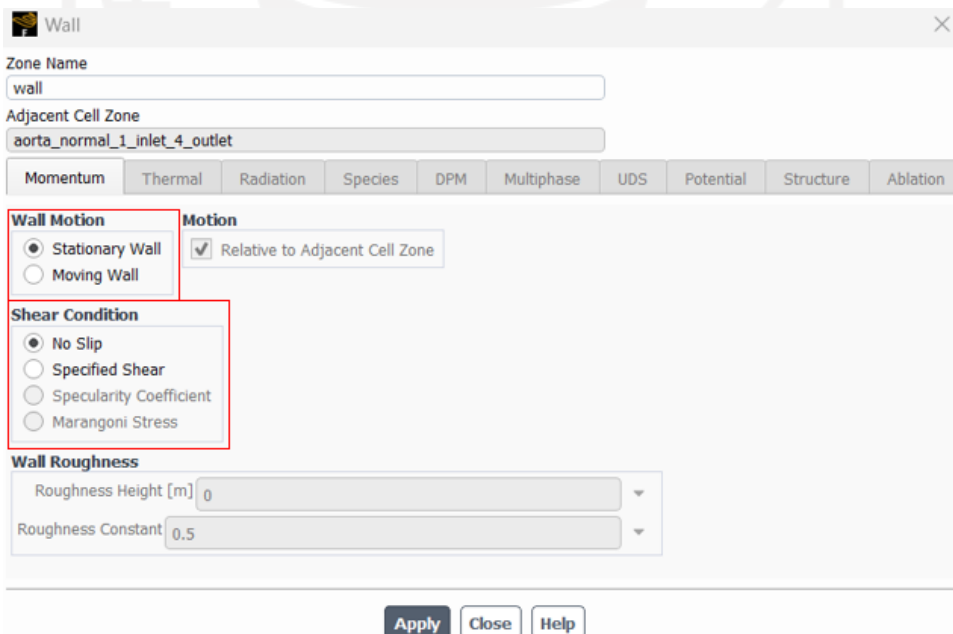


Gambar 3- 21 Kondisi Batas Zona *Outlet 1, Outlet 2, Outlet 3, Outlet 4*

c. Dinding Pembuluh Darah (*Wall*)

Kondisi batas pada *wall* diasumsikan dinding bersifat *rigid* dan *no-slip*.

Gambar 3- 22 menampilkan kondisi batas pada *wall*.



Gambar 3- 22 Kondisi Batas Zona *Wall*

d. *Solution Methods*

Simulasi *Computational Fluid Dynamics* dilakukan dengan menggunakan metode solusi *SIMPLE Scheme Algorithm*. Metode *SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations)* berfungsi untuk menyelesaikan hubungan

kecepatan dan tekanan pada persamaan Navier-Stokes. Berikut Gambar 3- 23 yang merupakan metode solusi pada perangkat lunak ANSYS Students R2 2022 :



Gambar 3- 23 *Solution Methods*

e. *Mesh Dependency*

Salah satu cara untuk melihat keakuratan hasil simulasi adalah menggunakan cara *mesh dependency* yang bertujuan untuk mencari hasil yang optimum dengan cara memperbesar dan memperkecil ukuran elemen. Semakin kecil ukuran elemen maka semakin besar juga tingkat akurasi dari hasil simulasi, begitupun sebaliknya. Akan tetapi, tidak selalu elemen yang kecil menjamin optimalisasi simulasi. Proses simulasi dikatakan optimal tidak hanya bergantung pada hasil yang akurat, tetapi juga dengan mempertimbangkan waktu dari simulasi (*calculation time*) dikarenakan proses *running* akan semakin singkat jika elemen berjumlah sedikit. Untuk melihat apakah jumlah elemen yang sedikit memiliki keakuratan yang sama dengan dengan jumlah elemen yang banyak perlu dilakukannya perbandingan antara kedua jumlah elemen. Apabila perbedaan antara keduanya di bawah 5% maka hasil dapat dikatakan akurat. Persamaan untuk menghitung *relative error* pada *mesh dependency* dapat dilihat di bawah ini :

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

Dimana:

Data_n = Data yang dicari

Data_1 = Data Acuan

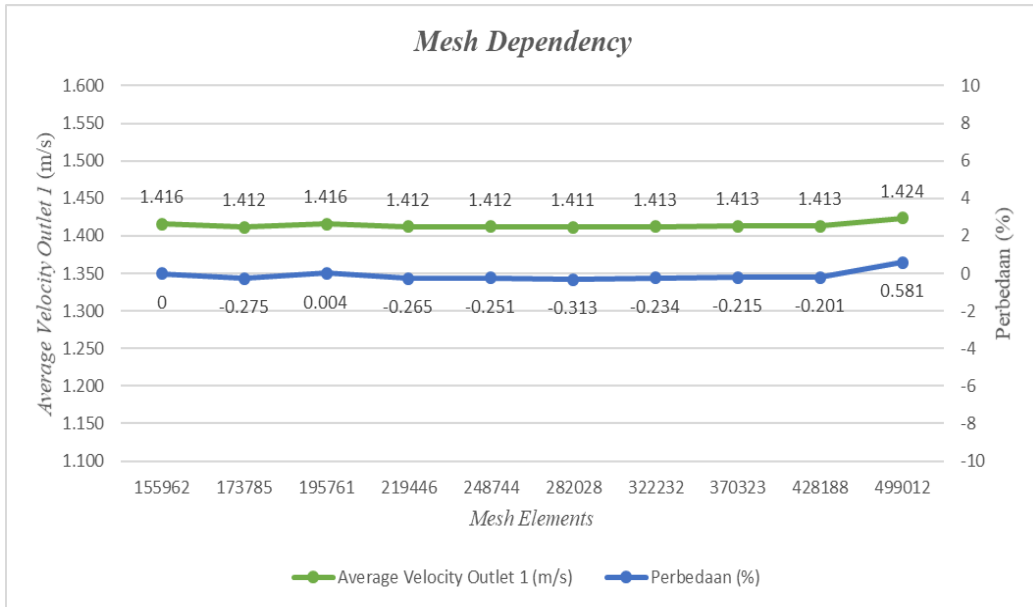
Pada proses *mesh dependency*, variabel yang ditinjau adalah *Average Velocity Outlet 1*, *Average Velocity Outlet 2*, *Average Velocity Outlet 3*, *Average Velocity Outlet 4*, dan *Average Pressure Wall*. Data *mesh dependency* dan selisih data dapat dilihat pada Tabel 3- 5 dan Tabel 3- 6.

Tabel 3- 5 Data Berdasarkan Elemen *Thoracic Aortic Normal*

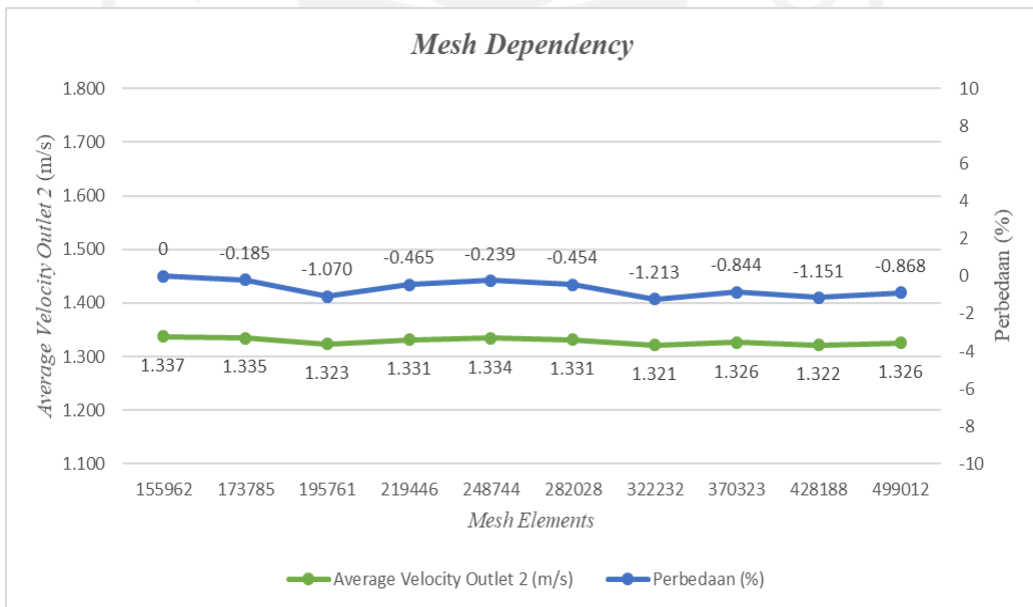
<i>Element Size (mm)</i>	<i>Mesh Nodes</i>	<i>Mesh Elements</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 1 (m/s)</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 2 (m/s)</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 3 (m/s)</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 4 (m/s)</i>	<i>Avg. Pressure Wall (Pa)</i>	<i>Calculation Time (s)</i>
1,4	29238	155962	1,416	1,337	1,274	1,164	13897,1	493
1,35	32435	173785	1,412	1,335	1,270	1,164	13897,1	498
1,3	36465	195761	1,416	1,323	1,270	1,164	13902	591
1,25	40760	219446	1,412	1,331	1,273	1,162	13906,5	699
1,2	45973	248744	1,412	1,334	1,269	1,162	13909,2	824
1,15	51898	282028	1,411	1,331	1,269	1,161	13911,8	1005
1,1	59052	322232	1,413	1,321	1,271	1,161	13915,8	1322
1,05	67556	370323	1,413	1,326	1,272	1,160	13924,9	1409
1	77837	428188	1,413	1,322	1,271	1,160	13931	1900
0,95	90309	499012	1,424	1,326	1,267	1,149	13933,6	2086

Tabel 3- 6 Selisih Data Hasil *Thoracic Aortic Normal*

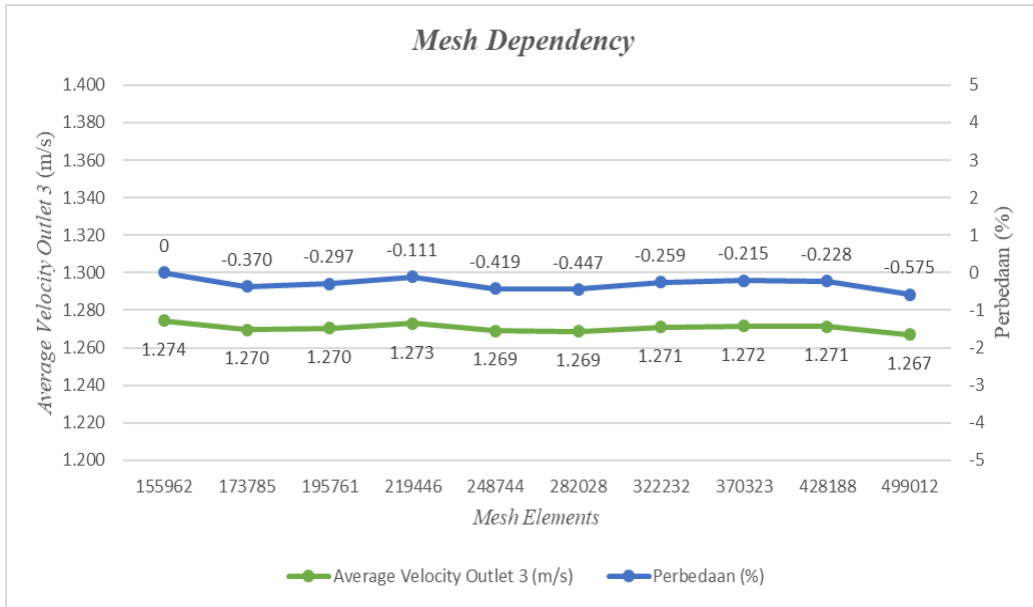
<i>Acuan Data</i>	<i>Mesh Elements</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 1 (%)</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 2 (%)</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 3 (%)</i>	<i>Avg. Velocity Outlet 4 (%)</i>	<i>Avg. Pressure Wall (%)</i>
-	-	-	-	-	-	-
2 ke 1	173785	-0,275	-0,185	-0,370	-0,076	0
3 ke 1	195761	0,004	-1,070	-0,297	-0,023	0,035
4 ke 1	219446	-0,265	-0,465	-0,111	-0,172	0,068
5 ke 1	248744	-0,251	-0,239	-0,419	-0,187	0,087
6 ke 1	282028	-0,313	-0,454	-0,447	-0,262	0,106
7 ke 1	322232	-0,234	-1,213	-0,259	-0,255	0,135
8 ke 1	370323	-0,215	-0,844	-0,215	-0,381	0,200
9 ke 1	428188	-0,201	-1,151	-0,228	-0,374	0,244
10 ke 1	499012	0,581	-0,868	-0,575	-1,350	0,263



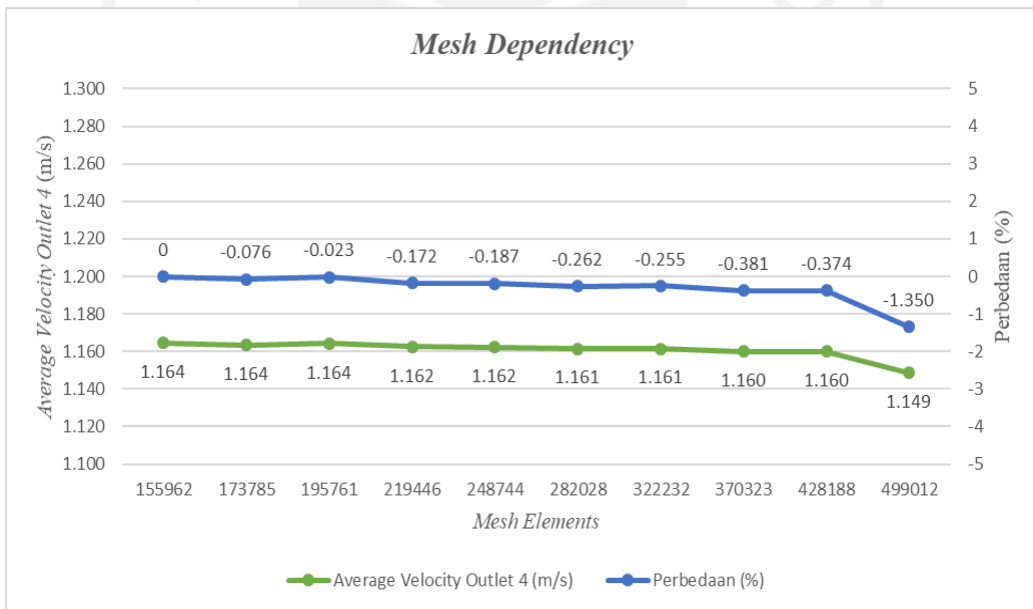
Gambar 3- 24 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 1 Thoracic Aortic Normal



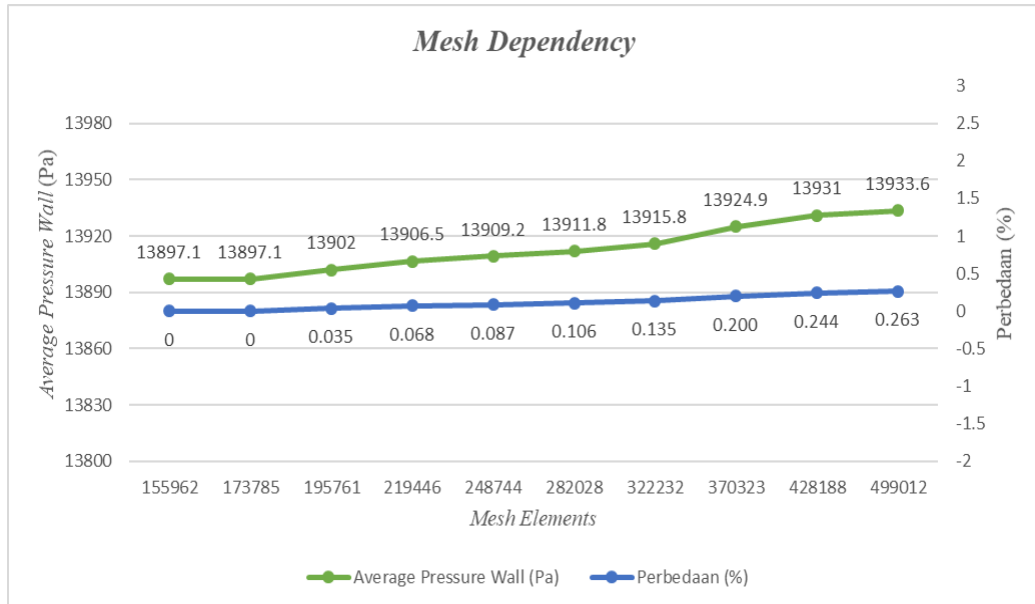
Gambar 3- 25 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 2 Thoracic Aortic Normal



Gambar 3- 26 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 3 Thoracic Aortic Normal



Gambar 3- 27 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 4 Thoracic Aortic Normal



Gambar 3- 28 Mesh Dependency Average Pressure Wall Thoracic Aortic Normal

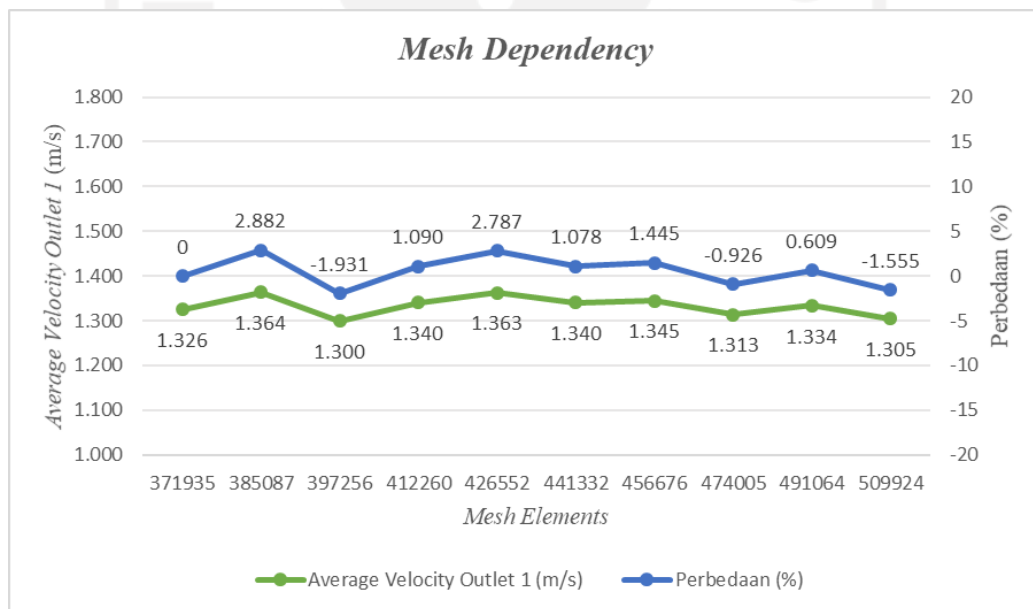
Berdasarkan tabel dan grafik yang telah ditampilkan, dapat ditemukan bahwa tidak ada perbedaan data di atas 5% sehingga nilai optimum penggunaan elemen berada pada data ke – 1 dengan *element size* sebesar 1,4 mm serta *calculation time* paling sedikit selama 493 sec. Untuk *mesh dependency* dan selisih data *thoracic aortic aneurysm* dapat dilihat pada Tabel 3- 7 dan Tabel 3- 8.

Tabel 3- 7 Data Berdasarkan Elemen Thoracic Aortic Aneurysm

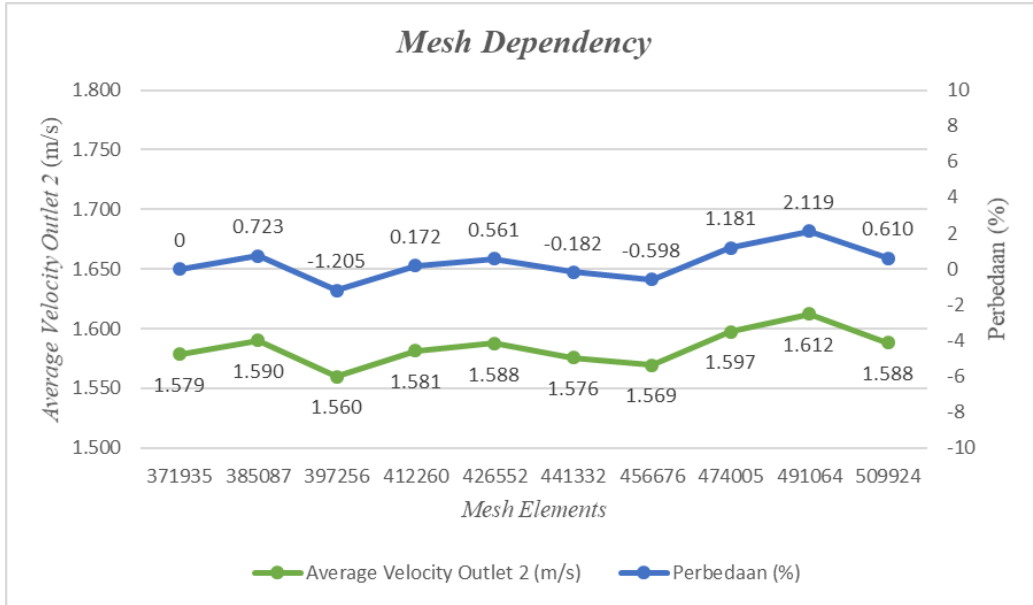
Elemen Size (mm)	Mesh Nodes	Mesh Elements	Avg. Velocity Outlet 1 (m/s)	Avg. Velocity Outlet 2 (m/s)	Avg. Velocity Outlet 3 (m/s)	Avg. Velocity Outlet 4 (m/s)	Avg. Pressure Wall (Pa)	Calculation Time (s)
0,9	67950	371935	1,326	1,579	1,478	0,821	13696,1	1770
0,89	70248	385087	1,364	1,590	1,531	0,813	13745,4	1844
0,88	72405	397256	1,300	1,560	1,486	0,800	13711,1	1977
0,87	75059	412260	1,340	1,581	1,539	0,816	13748,9	2084
0,86	77610	426552	1,363	1,588	1,520	0,811	13735,8	2286
0,85	80176	441332	1,340	1,576	1,524	0,811	13738,9	2367
0,84	82913	456676	1,345	1,569	1,513	0,816	13738,2	2518
0,83	85941	474005	1,313	1,597	1,540	0,817	13763,6	2628
0,82	88996	491064	1,334	1,612	1,541	0,822	13777,8	2932
0,81	92373	509924	1,305	1,588	1,533	0,811	13746,3	3313

Tabel 3- 8 Selisih Data Hasil *Thoracic Aortic Aneurysm*

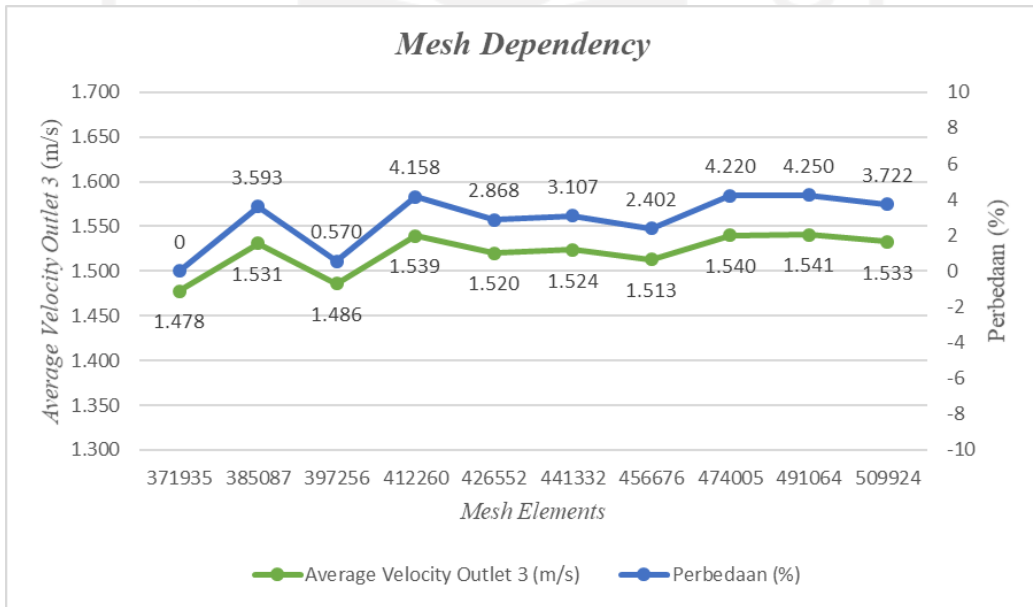
Acuan Data	Mesh Elements	Avg. Velocity Outlet 1 (%)	Avg. Velocity Outlet 2 (%)	Avg. Velocity Outlet 3 (%)	Avg. Velocity Outlet 4 (%)	Avg. Pressure Wall (%)
-	-	-	-	-	-	-
2 ke 1	385087	2,882	0,723	3,593	-0,946	0,360
3 ke 1	397256	-1,931	-1,205	0,570	-2,476	0,110
4 ke 1	412260	1,090	0,172	4,158	-0,549	0,386
5 ke 1	426552	2,787	0,561	2,868	-1,145	0,290
6 ke 1	441332	1,078	-0,182	3,107	-1,226	0,312
7 ke 1	456676	1,445	-0,598	2,402	-0,618	0,307
8 ke 1	474005	-0,926	1,181	4,220	-0,441	0,493
9 ke 1	491064	0,609	2,119	4,250	0,095	0,597
10 ke 1	509924	-1,555	0,610	3,722	-1,164	0,367



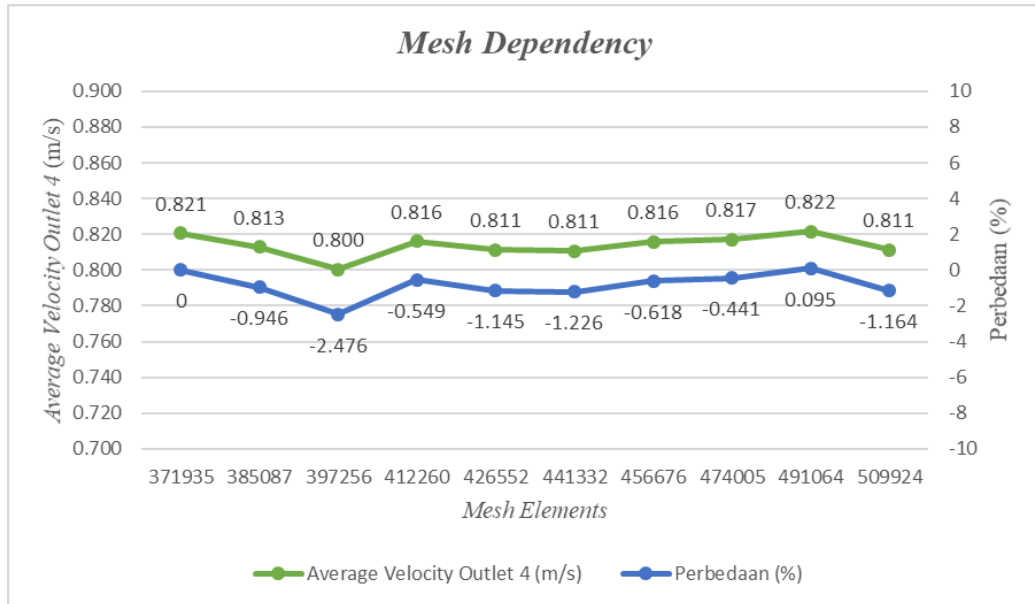
Gambar 3- 29 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 1 Thoracic Aortic Aneurysm



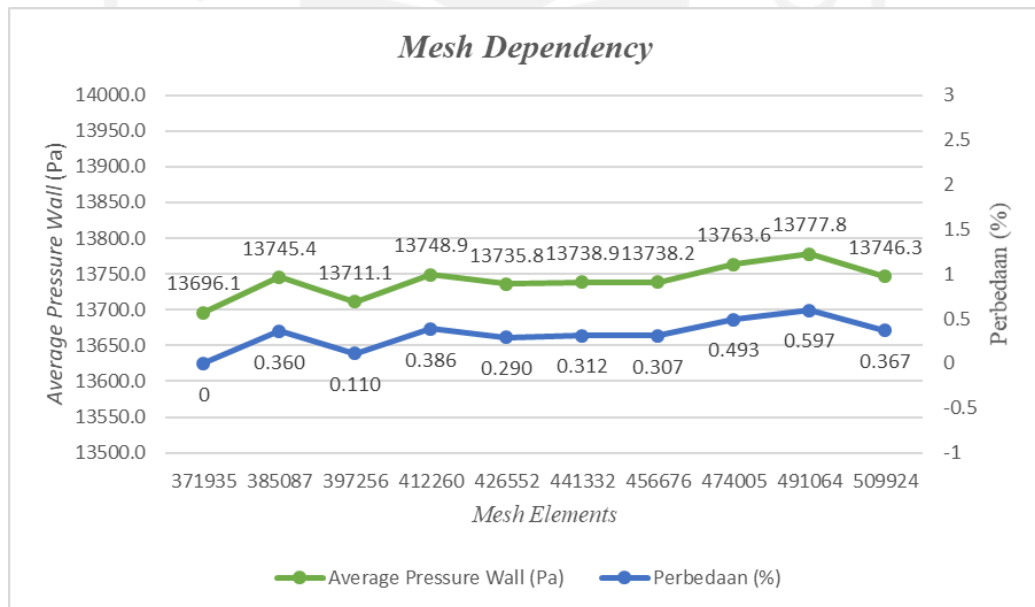
Gambar 3- 30 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 2 Thoracic Aortic Aneurysm



Gambar 3- 31 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 3 Thoracic Aortic Aneurysm



Gambar 3- 32 Mesh Dependency Average Velocity Outlet 4 Thoracic Aortic Aneurysm



Gambar 3- 33 Mesh Dependency Average Pressure Wall Thoracic Aortic Aneurysm

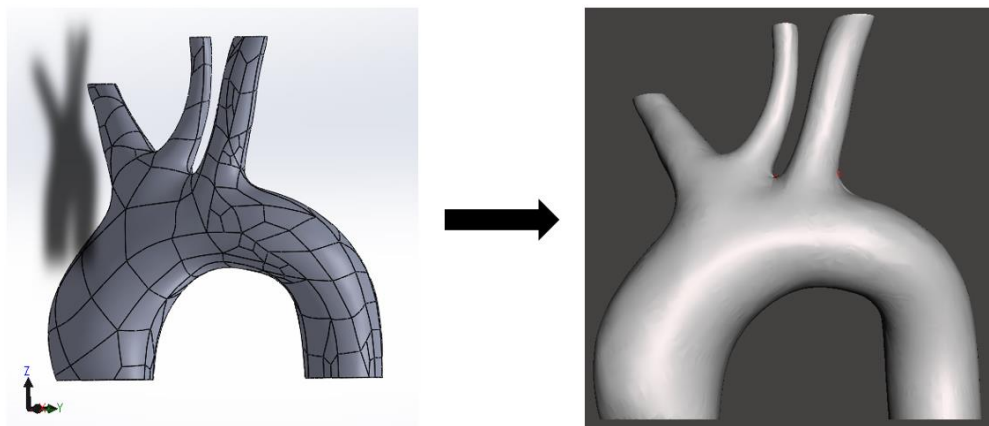
Berdasarkan tabel dan grafik yang telah ditampilkan, dapat ditemukan bahwa tidak ada perbedaan data di atas 5% sehingga nilai optimum penggunaan elemen berada pada data ke – 1 dengan *element size* sebesar 0,9 mm serta *calculation time* paling sedikit selama 1770 sec.

3.6.3 Post-Processing

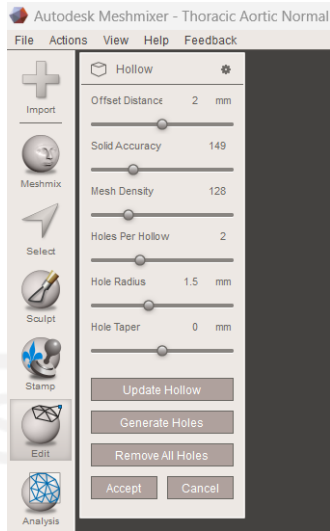
Setelah menuntaskan proses *processing*, didapatkan hasil simulasi dari kedua model pembuluh darah. Hasil simulasi fenomena aliran pada kedua pembuluh darah berupa distribusi kecepatan, distribusi tekanan, dan distribusi *wall shear stress* yang akan ditampilkan pada Bab 4 Hasil dan Pembahasan.

3.7 Pembuatan 3-D Printed Model

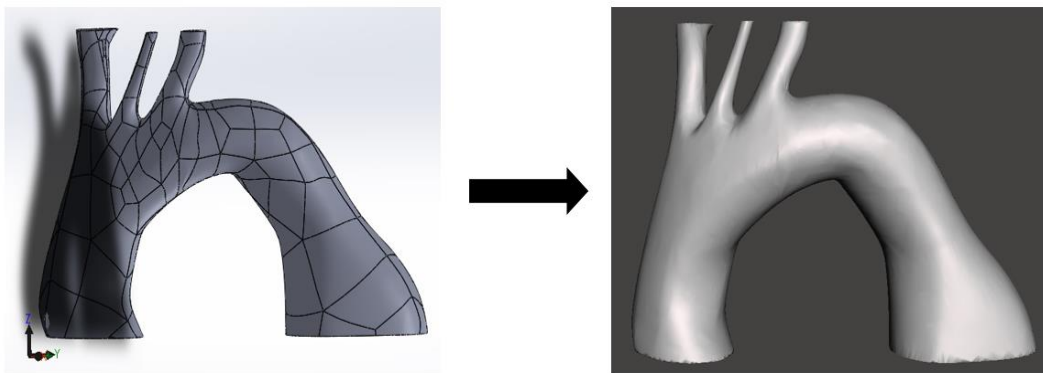
Proses berlanjut dengan pembuatan 3-D *printed* model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm*. Dibutuhkan model kedua pembuluh darah yang bagian dalamnya berlubang (*cylindrical*) dan memiliki *wall thickness*. Proses ini menggunakan model pembuluh darah yang telah selesai direkonstruksi menjadi *solid body part* dan dilakukan proses konversi pada kedua model yang memiliki format *file* SLDPRT menjadi format *file* STL. Kemudian model yang telah dikonversikan menjadi STL di-*import* pada perangkat lunak *Autodesk Meshmixer* untuk dilakukannya proses pembuatan lubang pada bagian dalam kedua model pembuluh darah menggunakan *Hollow tools* sehingga berbentuk *cylindrical* dengan ketebalan dinding sebesar 0,15 mm pada kedua modelnya. Untuk proses pembuatan lubang pada kedua model pembuluh darah dapat dilihat pada Gambar 3- 34, Gambar 3- 35, Gambar 3- 36, dan Gambar 3- 37.



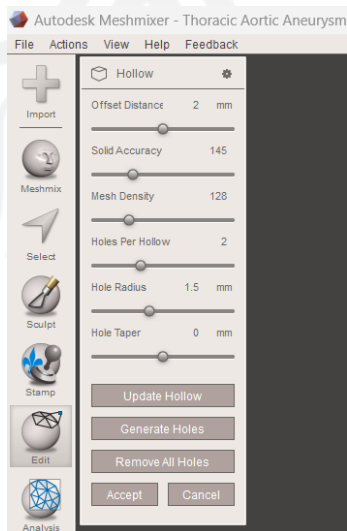
Gambar 3- 34 Proses Pembuatan Lubang Pembuluh Darah *Thoracic Aortic Normal*



Gambar 3- 35 *Hollow Tools Thoracic Aortic Normal*

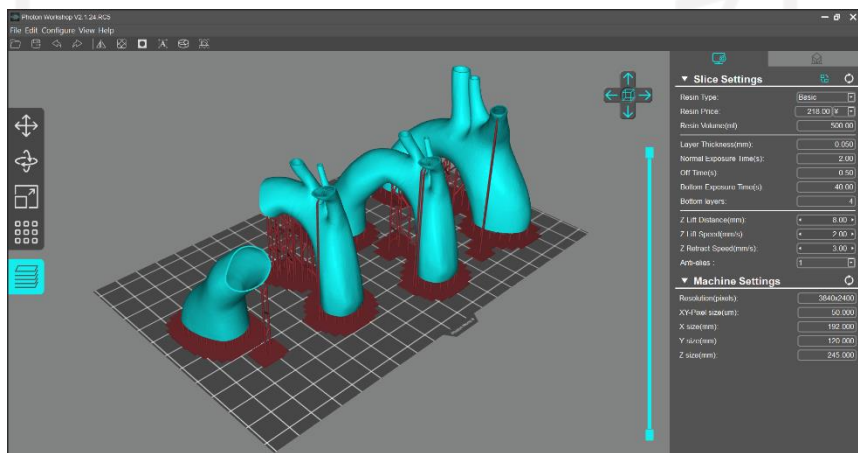


Gambar 3- 36 Proses Pembuatan Lubang Pembuluh Darah *Thoracic Aortic Aneurysm*



Gambar 3- 37 *Hollow Tools Thoracic Aortic Aneurysm*

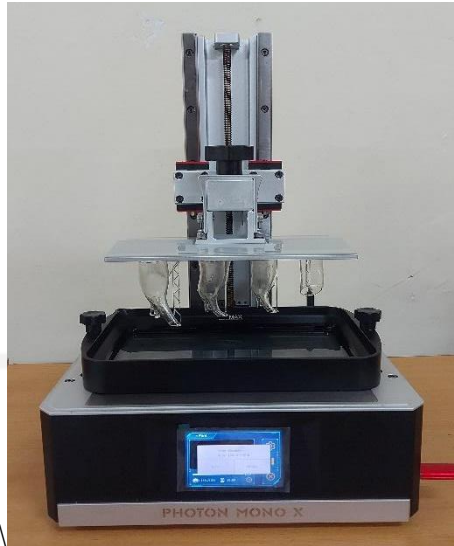
Setelah proses pembuatan lubang pada kedua model pembuluh darah selesai, dilakukan proses *export file* dengan format STL dari perangkat lunak *Autodesk Meshmixer* ke perangkat lunak *Photon Workshop V2.1.24* untuk melakukan persiapan pencetakan. Persiapan proses pencetakan meliputi penentuan letak dan posisi model, pembuatan *support*, penentuan parameter print, dan *slice file* untuk mengetahui estimasi waktu proses pencetakan 3-D *printed* model. Setelah proses persiapan pencetakan selesai, langkah selanjutnya adalah proses pencetakan 3-D *printed* model kedua pembuluh darah dengan menggunakan mesin *Anycubic Photon Mono X SLA 3D Printer*. Proses persiapan dan proses pencetakan 3-D *printed* model ditampilkan pada Gambar 3- 38 dan Gambar 3- 39.



Gambar 3- 38 Persiapan Pencetakan 3-D *Printed* Model
Parameter 3D *Print* SLA yang digunakan adalah sebagai berikut:

Tabel 3- 9 Parameter 3D *Print* SLA

Parameter	Nilai
<i>Layer Thickness</i> (mm)	0,05
<i>Z Lift Distance</i> (mm)	8
<i>Normal Exposure</i> (s)	2
<i>UV Power</i> (%)	100
<i>Support Contact Depth</i> (mm)	0,4



Gambar 3- 39 Proses Pencetakan 3-D *Printed Model*

Setelah proses pencetakan selesai, kemudian 3-D *printed model* dibersihkan menggunakan cairan IPA (*Isopropyl Alcohol*) agar bersih dari resin – resin yang menempel pada permukaan dalam maupun luar 3-D *printed model*. Proses dilanjutkan dengan mengeringkan (*curing process*) 3-D *printed model* dengan temperatur 60 °C dengan rentang waktu selama 15 menit menggunakan mesin *Formlabs Cure*. Proses curing bertujuan untuk mengawetkan produk dan menjadikan produk lebih keras. Proses *curing* dapat dilihat pada Gambar 3- 40 di bawah ini :



Gambar 3- 40 Proses *Curing*

Setelah menyelesaikan proses *curing*, kemudian dilanjutkan dengan melepaskan semua *support* yang menempel pada kedua 3-D *printed* model pembuluh darah dan melakukan proses pengamplasan, *polishing* dengan *compound*, dan penyemprotan cat *clear* guna mengurangi kekusaman yang disebabkan oleh proses pengamplasan pada 3-D *printed* model. Terdapat Gambar 3- 41 di bawah ini yang menampilkan proses pengamplasan, *polishing*, dan cat *clear*.



Gambar 3- 41 Proses Pengamplasan, *Polishing*, dan Cat *Clear*

Kemudian dilanjutkan dengan pembuatan replika *stent graft* dengan menggunakan *mesh wire* atau strimin besi. Strimin besi digulung dengan ukuran diameter yang sesuai dengan diameter *outlet* 4 pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm*. Berikut proses pembuatan replika *stent graft* yang ditampilkan pada Gambar 3- 42 di bawah ini :



Gambar 3- 42 Proses Pembuatan Replika *Stent Graft*

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Rekonstruksi

Rekonstruksi data MRI/CT-Scan dilakukan dengan perantara perangkat lunak *3D Slicer*. Dari hasil rekonstruksi data MRI/CT-Scan didapatkan model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm*. Hasil rekonstruksi ditampilkan pada Gambar 4- 1 dan Gambar 4- 2.



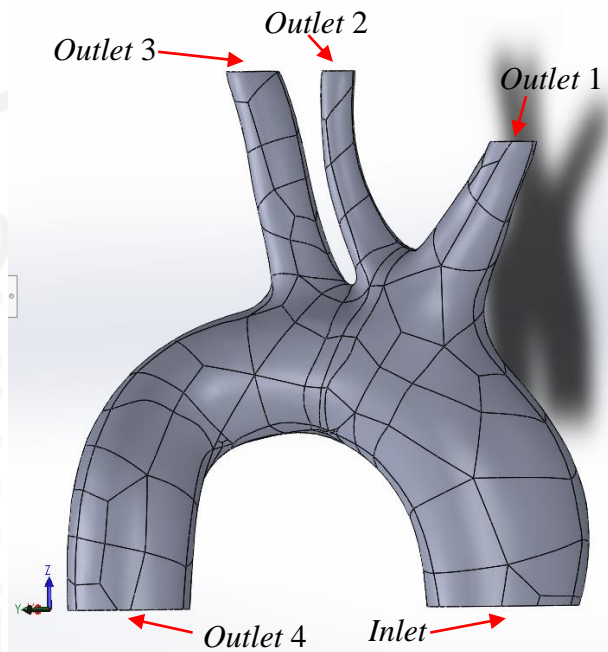
Gambar 4- 1 Hasil Rekonstruksi *Thoracic Aortic Normal*



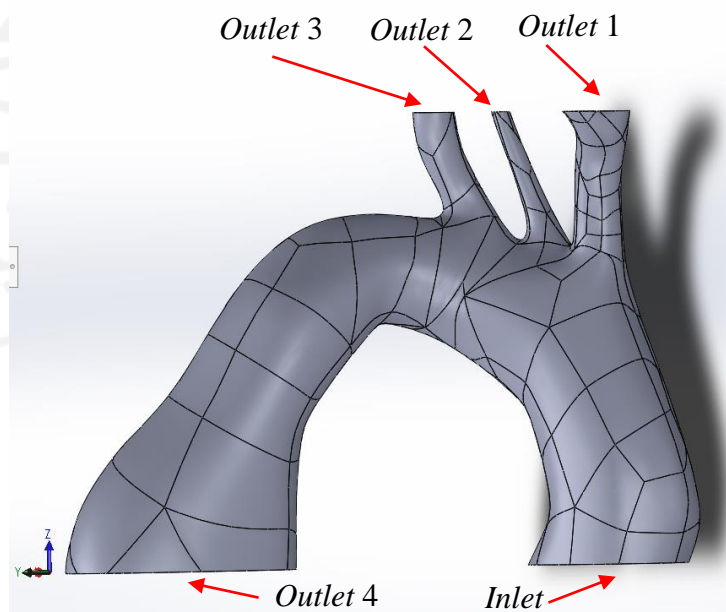
Gambar 4- 2 Hasil Rekonstruksi *Thoracic Aortic Aneurysm*

4.2 Hasil Desain Pembuluh Darah

Setelah melewati proses rekonstruksi data MRI/CT-Scan, proses *cutting*, dan proses *smoothing*, didapatkan dua buah hasil desain *solid body part* pembuluh darah yang dapat dilihat pada Gambar 4- 3 dan Gambar 4- 4 di bawah ini.



Gambar 4- 3 Hasil Desain *Thoracic Aortic Normal*



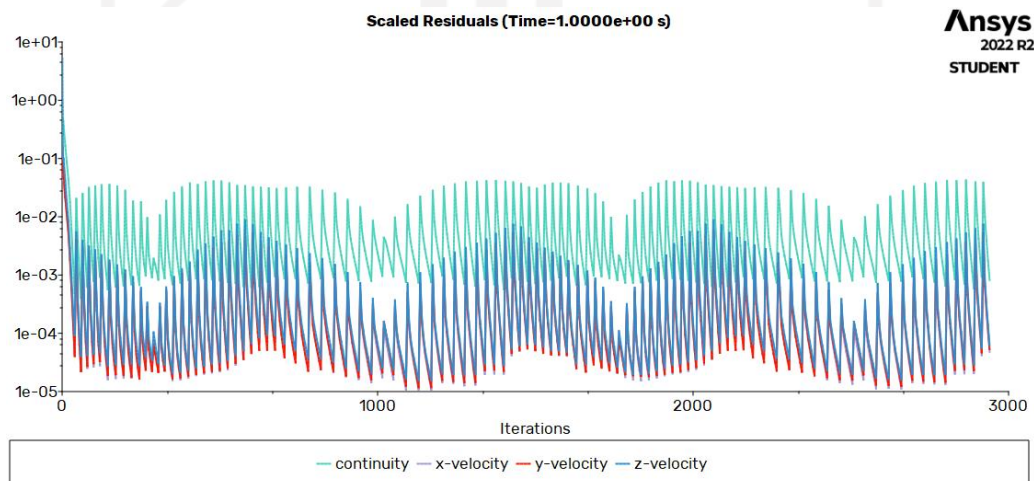
Gambar 4- 4 Hasil Desain *Thoracic Aortic Aneurysm*

Tabel 4- 1 Dimensi Desain Pembuluh Darah *Thoracic Aortic Normal* dan *Thoracic Aortic Aneurysm*

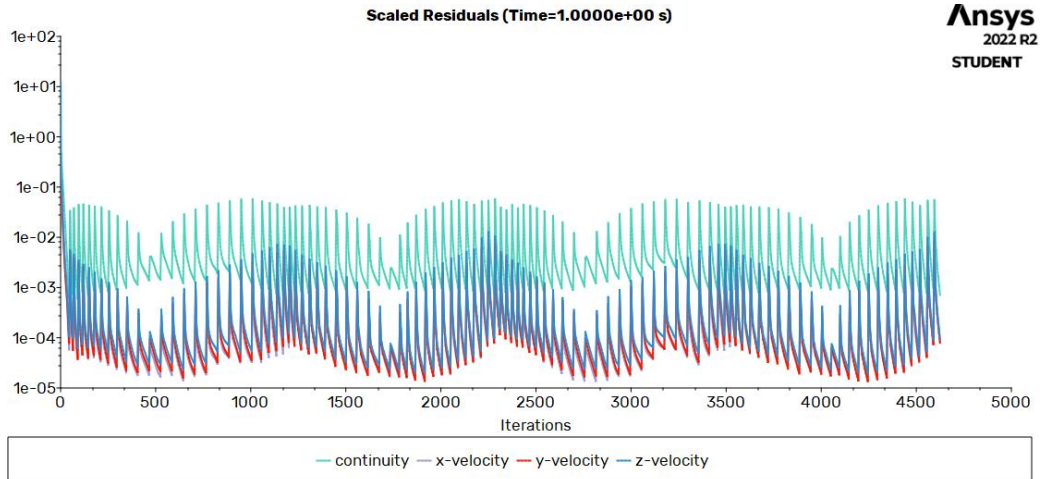
Dimensi	<i>Thoracic Aortic Normal</i>	<i>Thoracic Aortic Aneurysm</i>
Panjang Desain	74,59 mm	72,86 mm
Tinggi Desain	63,51 mm	54,57 mm
Luas Area <i>Inlet</i>	377,16 mm ²	357,71 mm ²
Luas Area <i>Outlet 1</i>	52,48 mm ²	54,92 mm ²
Luas Area <i>Outlet 2</i>	18,36 mm ²	4,55 mm ²
Luas Area <i>Outlet 3</i>	53,82 mm ²	24,12 mm ²
Luas Area <i>Outlet 4</i>	275,84 mm ²	525,51 mm ²

4.3 Hasil Simulasi *Computational Fluid Dynamics*

Hasil dari simulasi *computational fluid dynamics* yang telah dilakukan adalah berupa fenomena aliran yang terdiri dari distribusi kecepatan aliran, distribusi tekanan darah, dan distribusi *wall shear stress*. Data dari hasil simulasi akan dianalisis untuk mengetahui perbedaan fenomena aliran antara pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*. Berikut grafik perhitungan solusi yang dapat dilihat pada Gambar 4- 5 dan Gambar 4- 6 di bawah ini.

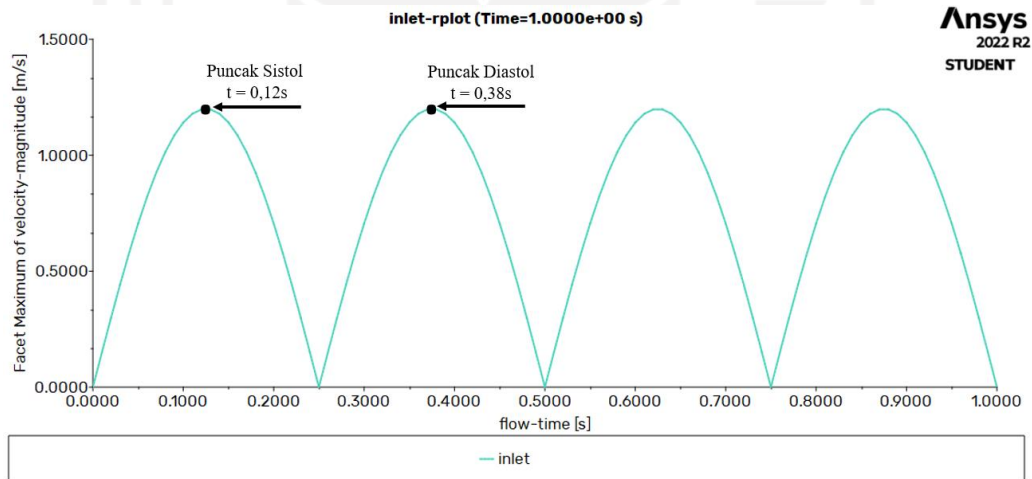


Gambar 4- 5 Grafik Perhitungan Solusi Pada Desain *Thoracic Aortic Normal*

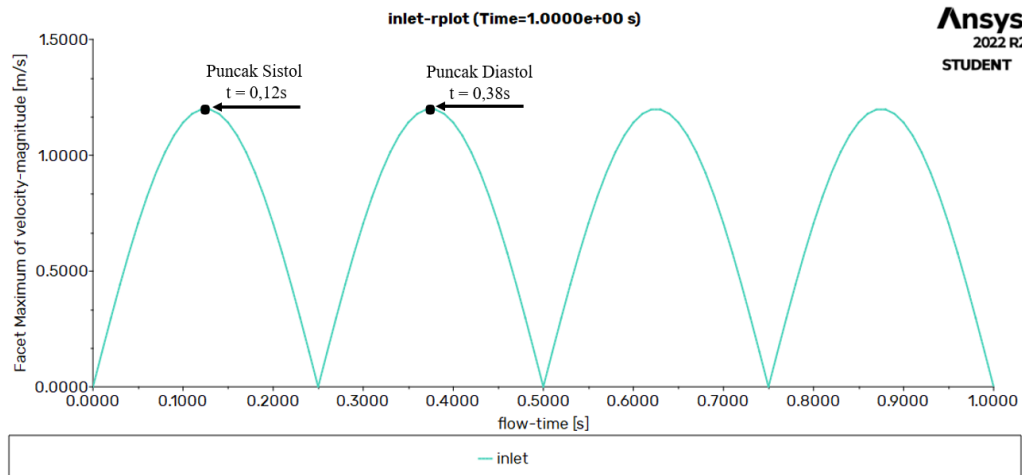


Gambar 4- 6 Grafik Perhitungan Solusi Pada Desain *Thoracic Aortic Aneurysm*

Pada simulasi *computational fluid dynamics* (CFD) ini, nilai yang diambil berdasarkan pada fase puncak sistol dan fase puncak diastol yang dimana kedua fase ini diketahui berdasarkan pada *cardiac cycle*. Untuk gambar penentuan waktu fase puncak sistol dan fase puncak diastol dapat dilihat pada Gambar 4- 7 dan Gambar 4- 8.



Gambar 4- 7 Grafik *Cardiac Cycle Thoracic Aortic Normal*



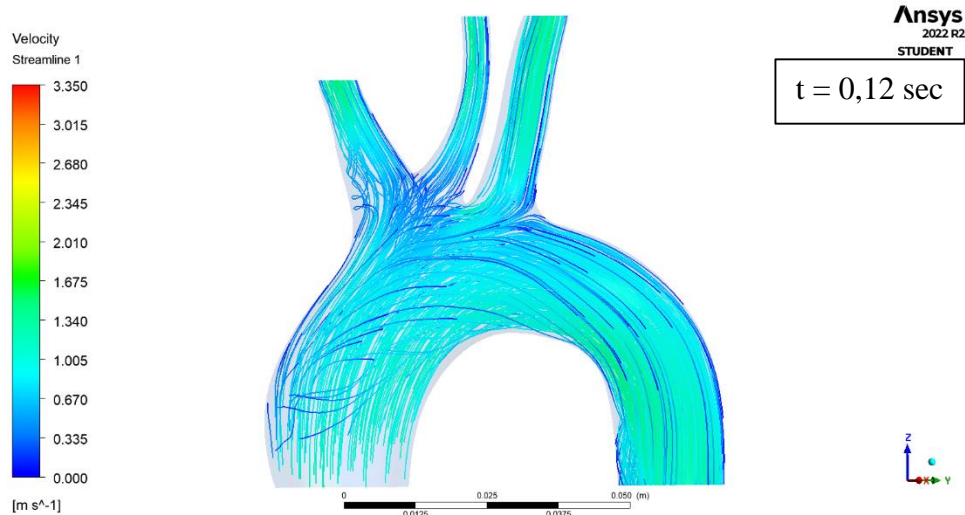
Gambar 4- 8 Grafik *Cardiac Cycle Thoracic Aortic Aneurysm*

4.3.1 *Streamline* Aliran

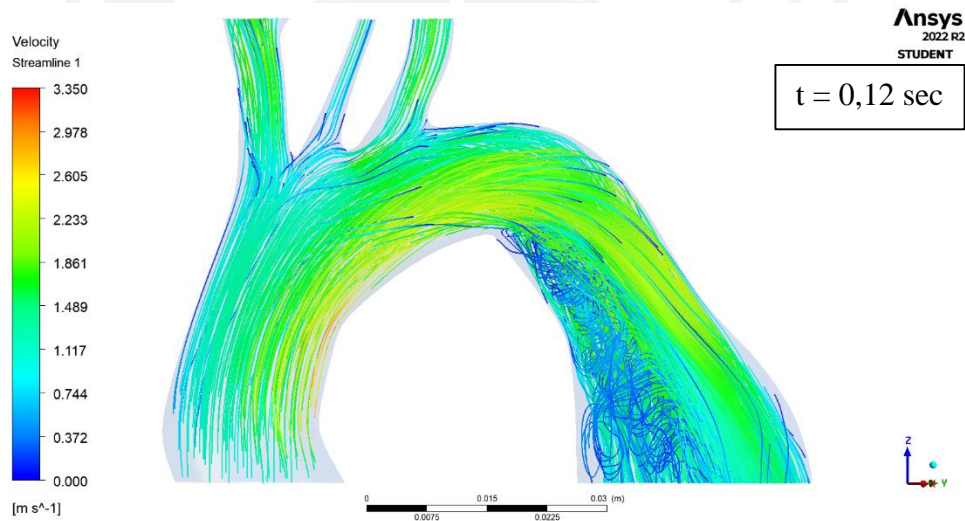
4.3.1.1 Fase Puncak Sistol

Berdasarkan simulasi yang telah dilaksanakan, didapatkan nilai kecepatan maksimum dan nilai kecepatan minimum pada fase puncak sistol. Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal*, didapatkan kecepatan maksimum sebesar 1,565 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s. Sedangkan pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm*, didapatkan kecepatan maksimum sebesar 3,009 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s.

Hasil menunjukkan bahwa pada pembuluh darah *thoracic aortic normal*, aliran darah cenderung mengalir dengan teratur. Sedangkan pada pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa *aneurysm*, aliran darah bersirkulasi pada saat setelah memasuki area aneurisma pada bagian *outlet 4 (descending aortic)*. Untuk gambar *streamline* kecepatan pada fase puncak sistol dapat ditinjau pada Gambar 4- 9 dan Gambar 4- 10.



Gambar 4- 9 *Streamline* Kecepatan *Thoracic Aortic Normal* Pada Fase Puncak
Sistol



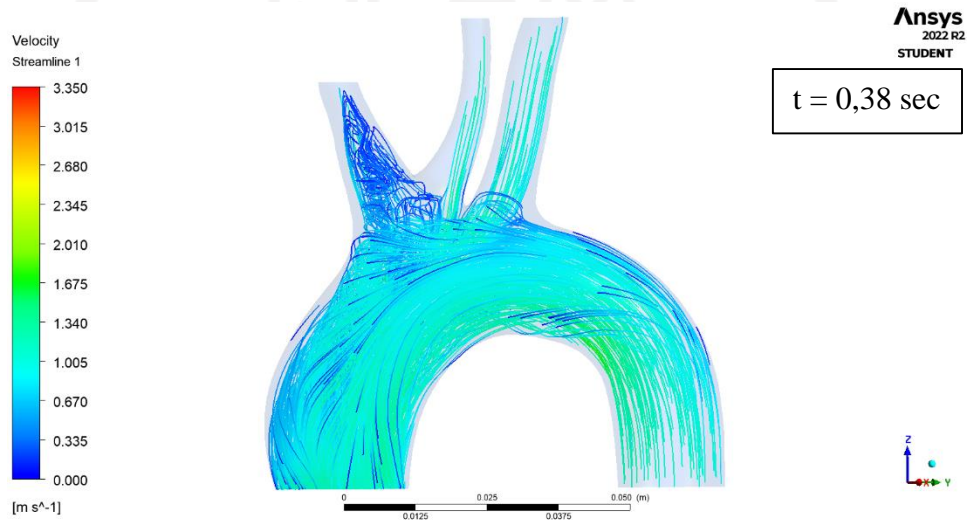
Gambar 4- 10 *Streamline* Kecepatan *Thoracic Aortic Aneurysm* Pada Fase
Puncak Sistol

4.3.1.2 Fase Puncak Diastol

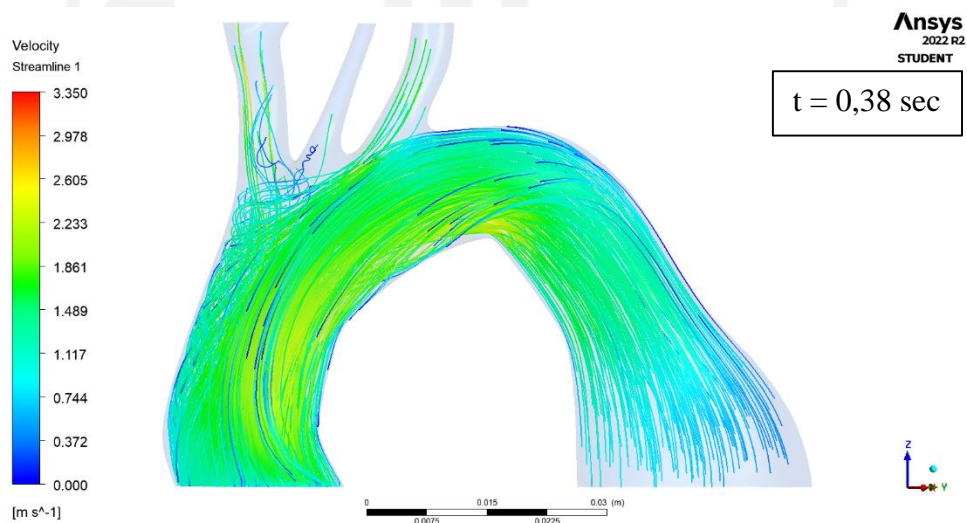
Lain halnya dengan fase sistol atau kondisi dimana jantung berkontraksi, fase diastol dikenal sebagai kondisi dimana jantung berelaksasi. Fase diastol mengakibatkan aliran darah bergerak mundur, hal ini disebabkan karena tidak adanya aliran darah yang memasuki area *inlet* (*aortic root*). Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm*, aliran darah bergerak mundur secara teratur kecuali pada area *outlet 1* (*brachiocephalic artery*) yang

dimana aliran bersirkulasi hingga percabangan antara *outlet 1* dan *outlet 2* (*left common carotid artery*).

Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal*, diketahui kecepatan maksimum sebesar 1,777 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s. Sedangkan pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*, diketahui kecepatan maksimum sebesar 2,843 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s. Untuk gambar *streamline* kecepatan pada fase puncak diastol dapat ditinjau pada Gambar 4- 11 dan Gambar 4- 12.



Gambar 4- 11 *Streamline* Kecepatan *Thoracic Aortic Normal* Pada Fase Puncak Diastol

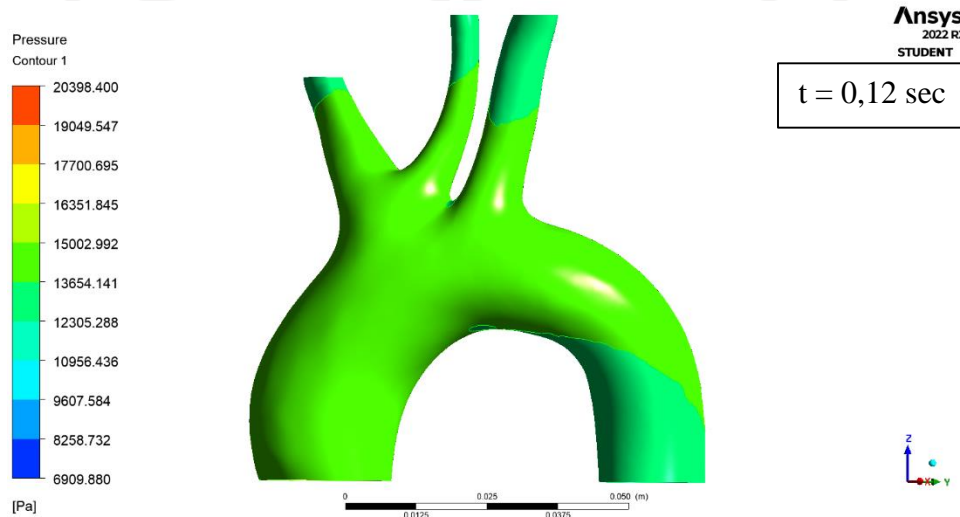


Gambar 4- 12 *Streamline* Kecepatan *Thoracic Aortic Aneurysm* Pada Fase Puncak Diastol

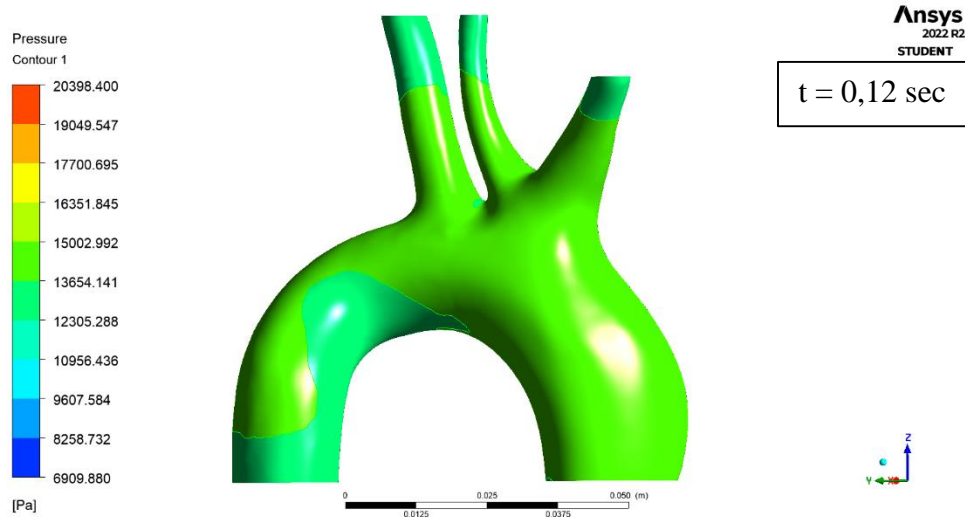
4.3.2 Distribusi Tekanan

4.3.2.1 Fase Puncak Sistol

Pada saat fase puncak sistol atau pada saat kondisi otot jantung berkontraksi, pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* terjadi tekanan maksimum sebesar 14643,2 Pa pada area *ascending aortic*, *aortic arch*, percabangan antara *outlet 1 (brachiocephalic artery)*, *outlet 2 (left common carotid artery)*, dan sebagian area *outlet 3 (left subclavian artery)*. Sedangkan tekanan minimum terjadi pada ujung setiap *outlet* dengan tekanan sebesar 12579,8 Pa. Untuk distribusi tekanan pada fase puncak sistol pembuluh darah *thoracic aortic normal* dapat dilihat pada Gambar 4- 13 dan Gambar 4- 14.

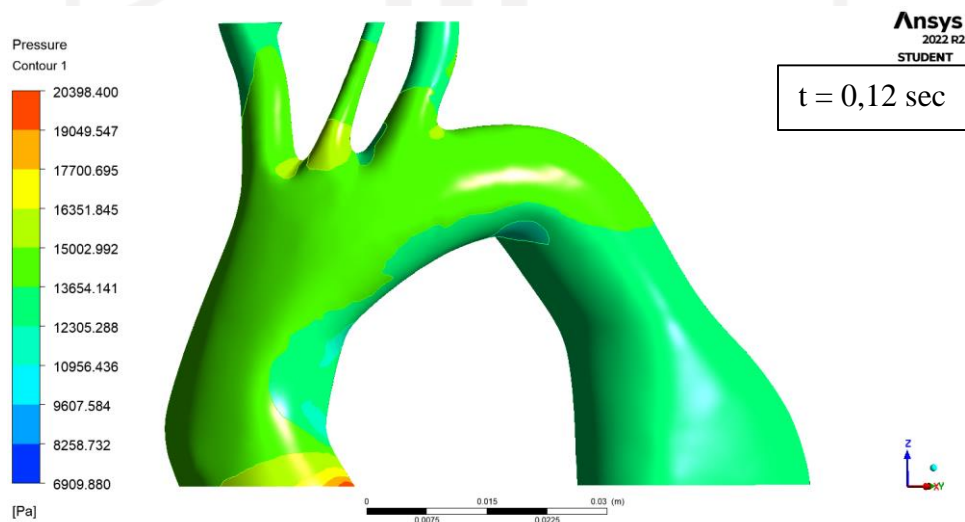


Gambar 4- 13 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Normal* Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Depan)

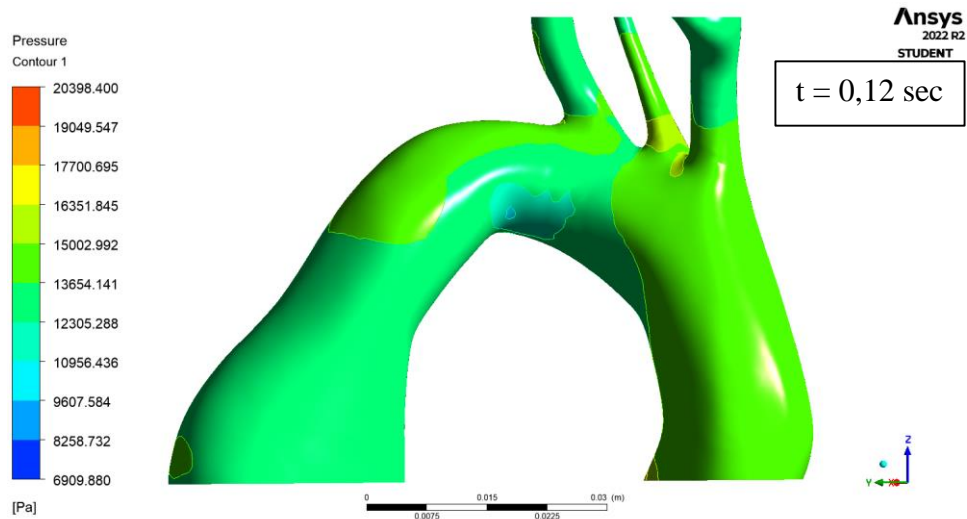


Gambar 4- 14 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Normal* Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)

Pada pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*, tekanan maksimum terjadi pada area *inlet (aortic root)* sebesar 20935,5 Pa dan tekanan minimum sebesar 10563,8 Pa yang terjadi pada area lengkung bawah pembuluh darah (*bottom aortic arch*). Untuk distribusi tekanan pada fase puncak sistol pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 4- 15 dan Gambar 4- 16.



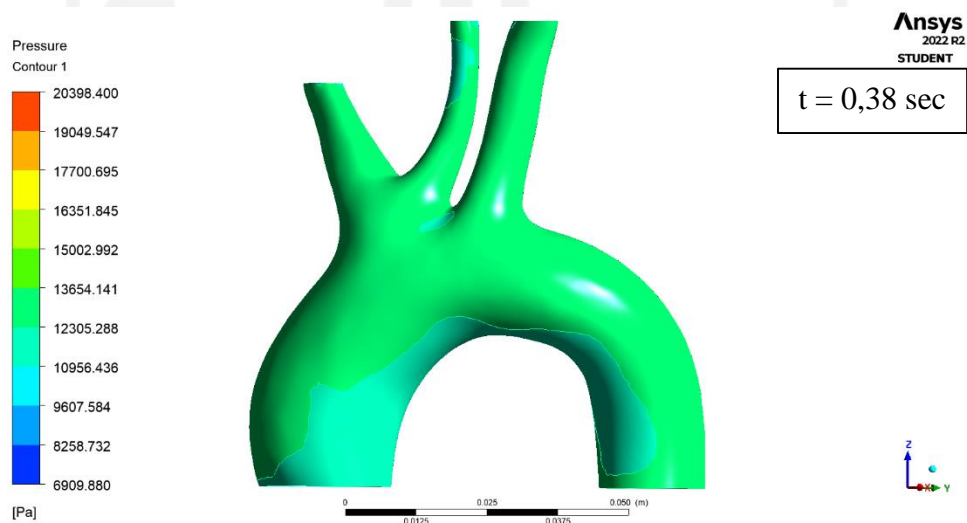
Gambar 4- 15 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Aneurysm* Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Depan)



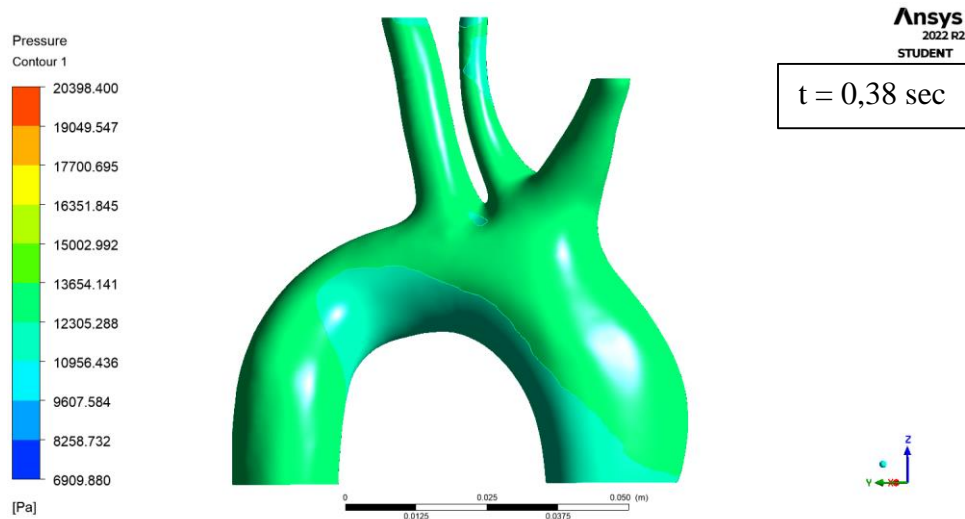
Gambar 4- 16 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Aneurysm* Pada Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)

4.3.2.2 Fase Puncak Diastol

Pada saat fase puncak diastol atau pada saat kondisi otot jantung relaksasi, tekanan yang terjadi lebih rendah daripada saat puncak fase sistol. Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal*, tekanan maksimum terjadi pada area *inlet (ascending aortic)* dan area *outlet 4 (descending aortic)* sebesar 13322,1 Pa dan tekanan minimum sebesar 10241,8 Pa yang terjadi pada area *aortic arch*. Untuk distribusi tekanan pada fase puncak diastol pembuluh darah *thoracic aortic normal* dapat dilihat pada Gambar 4- 17 dan Gambar 4- 18.

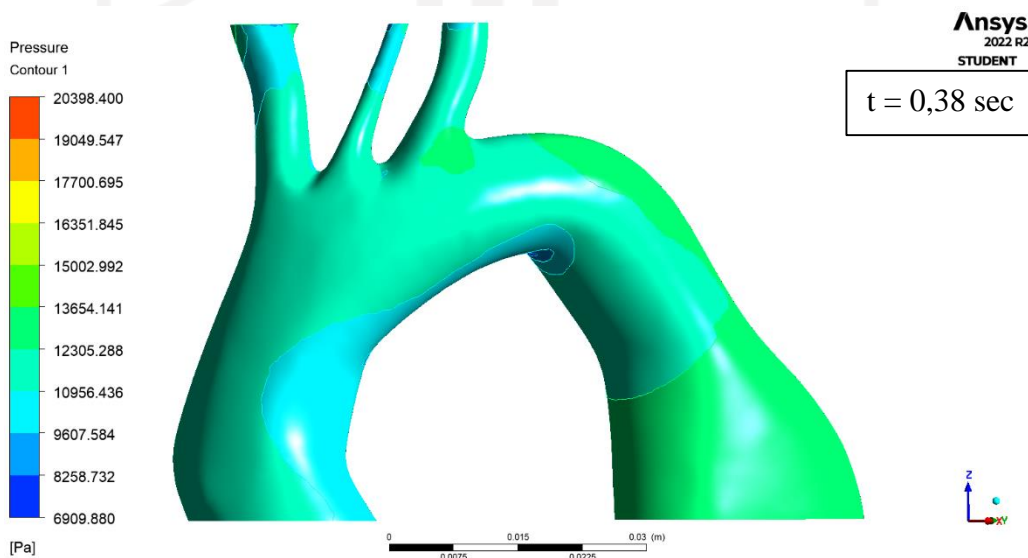


Gambar 4- 17 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Normal* Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)

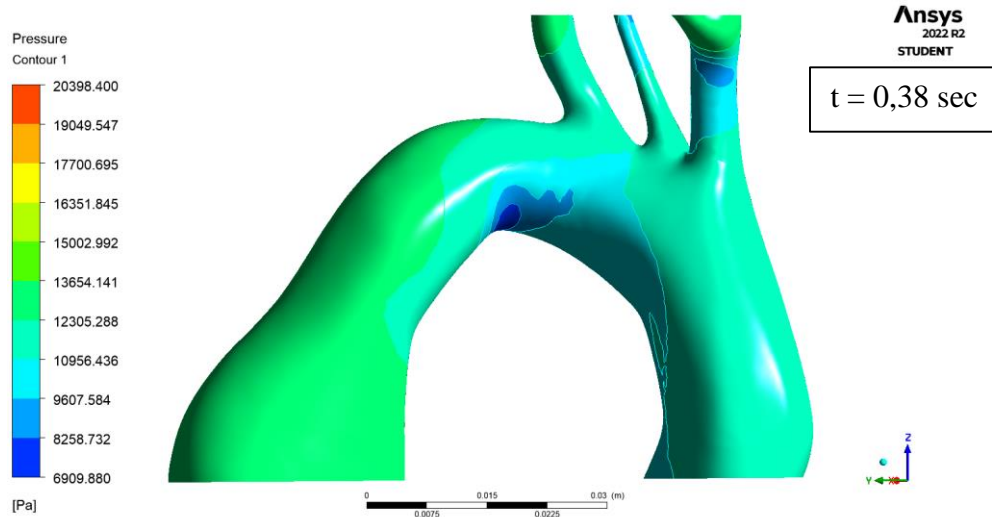


Gambar 4- 18 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Normal* Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang)

Pada pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*, tekanan maksimum terjadi pada area *outlet 4 (descending aortic aneurysm)* sebesar 13331,6 Pa dan tekanan minimum sebesar 6577,99 Pa yang terjadi pada area lengkungan bawah pembuluh darah (*bottom aortic arch*). Untuk distribusi tekanan pada fase puncak diastol pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 4- 19 dan Gambar 4- 20.



Gambar 4- 19 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Aneurysm* Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)



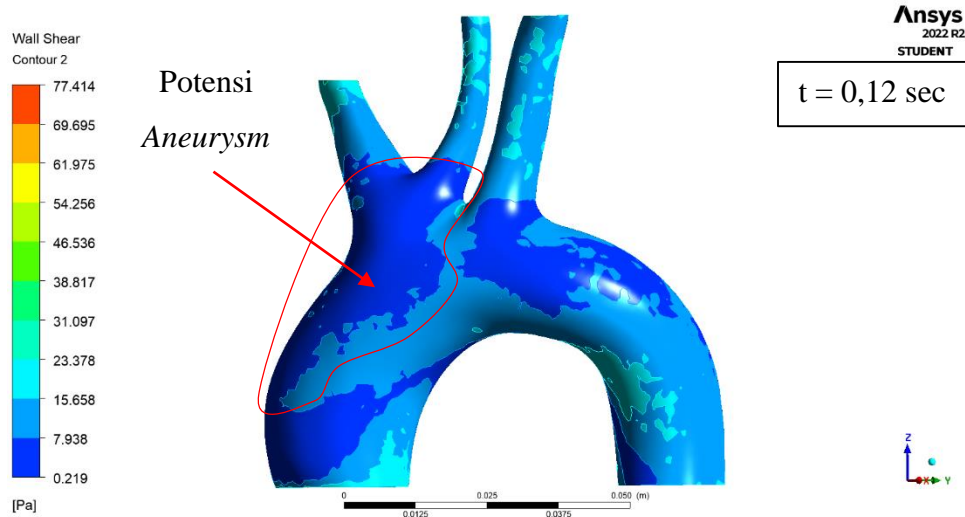
Gambar 4- 20 Distribusi Tekanan *Thoracic Aortic Aneurysm* Pada Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang)

4.3.3 Distribusi *Wall Shear Stress*

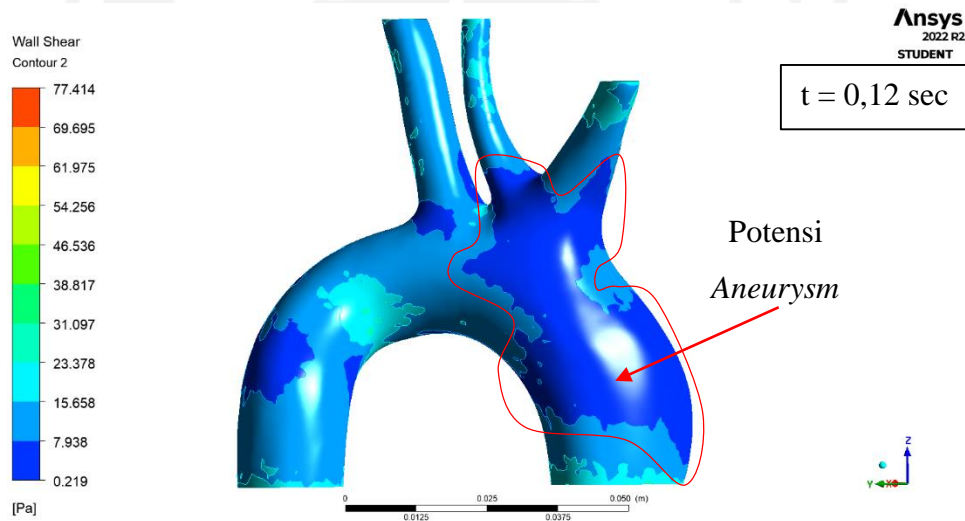
Wall Shear Stress (WSS) menyatakan gaya per satuan luas yang diberikan oleh batas padat pada fluida yang bergerak (dan sebaliknya) dalam suatu arah pada bidang tangen lokal. Saat ini, masalah terkait dengan distribusi WSS di aliran arteri mendapat perhatian karena bukti yang muncul bahwa hal ini terkait dengan penyakit pembuluh darah, khususnya aterosklerosis (Katristsis et al., 2007).

4.3.3.1 Fase Puncak Sistol

Wall shear stress (WSS) merupakan ketahanan dinding terhadap fluida yang mengalir. Nilai *wall shear stress* yang rendah dapat menyebabkan berkurangnya ketahanan dinding pembuluh darah sehingga dapat mengakibatkan pertumbuhan penyakit *aneurysm* dan *aortic dissection*. Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* saat fase puncak sistol, nilai *wall shear stress* yang rendah terletak pada area *ascending aortic* dengan nilai minimum sebesar 0,24 Pa. Untuk distribusi *wall shear stress* pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* saat fase puncak sistol dapat dilihat pada Gambar 4- 21 dan Gambar 4- 22.

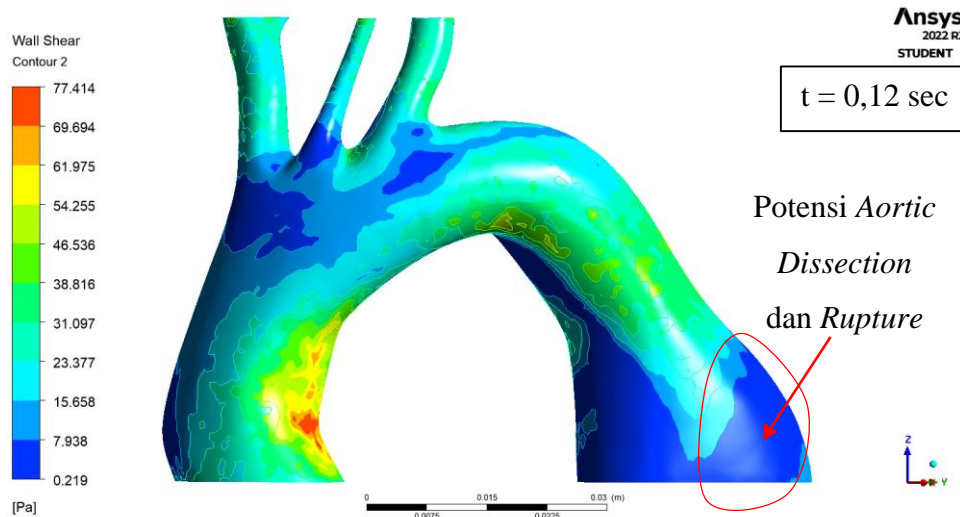


Gambar 4- 21 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal* Fase Puncak Sistol (Tampak Depan)

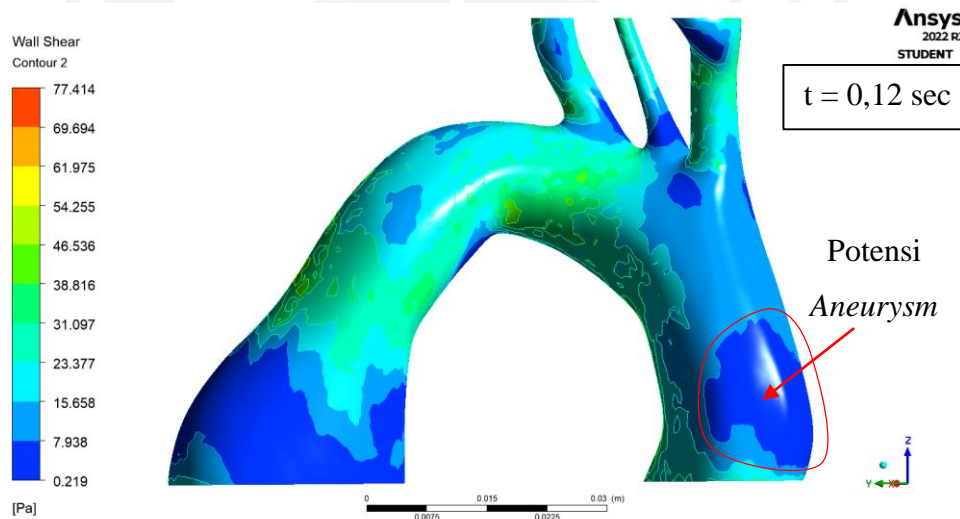


Gambar 4- 22 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal* Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)

Lain halnya dengan pembuluh darah *thoracic aortic normal*, pada pembuluh *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm* didapatkan nilai minimum *wall shear stress* sebesar 0,18 Pa yang berada pada hampir semenanjung area aneurisma. Nilai *wall shear stress* yang rendah dapat menyebabkan kebocoran dinding pembuluh darah aorta torakalis (*aortic dissection*). Untuk distribusi *wall shear stress* pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* saat fase puncak sistol dapat dilihat pada Gambar 4- 23 dan Gambar 4- 24.



Gambar 4- 23 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm* Fase Puncak Sistol (Tampak Depan)



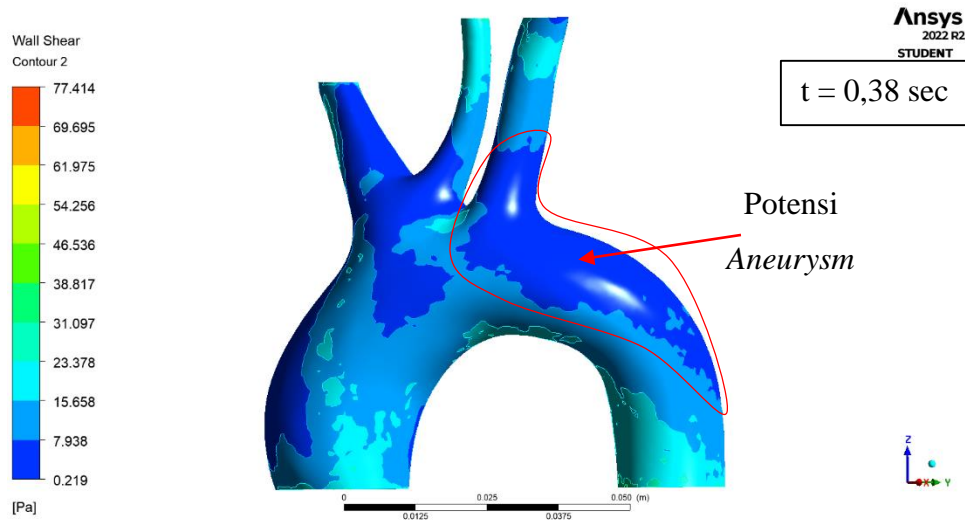
Gambar 4- 24 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm* Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang)

Pada Gambar 4- 21, Gambar 4- 22, Gambar 4- 23, dan Gambar 4- 24 terdapat tempat/area yang berpotensi tumbuhnya penyakit lain pada pembuluh darah yang ditandai dengan area yang berwarna biru tua.

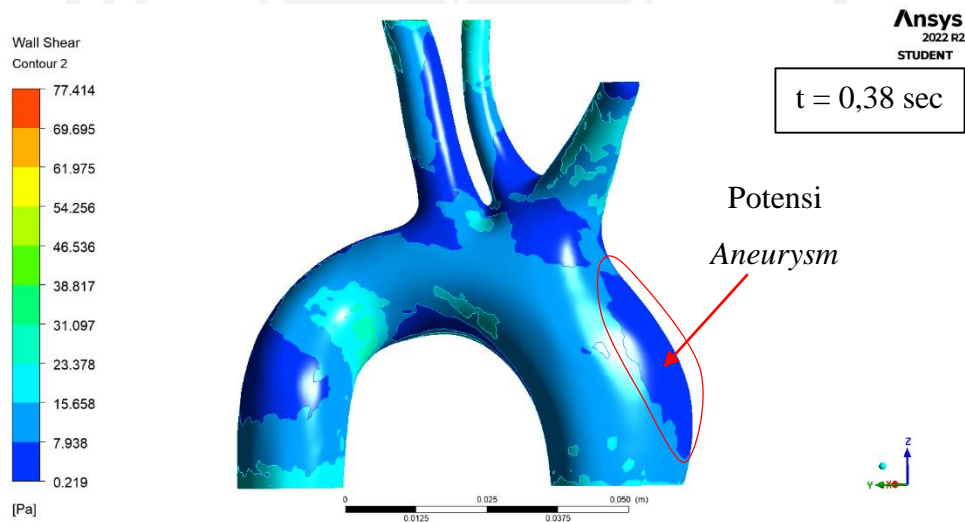
4.3.3.2 Fase Puncak Diastol

Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* saat fase puncak diastol, nilai *wall shear stress* yang rendah terletak pada area *inlet (ascending aortic)*, *outlet 1 (brachiocephalic artery)*, *outlet 2 (left common carotid artery)*, *outlet 3 (left subclavian artery)*, dan *outlet 4 (descending aortic)* dengan nilai minimum sebesar

0,15 Pa. Untuk distribusi *wall shear stress* pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* saat fase puncak diastol dapat dilihat pada Gambar 4- 25 dan Gambar 4- 26.

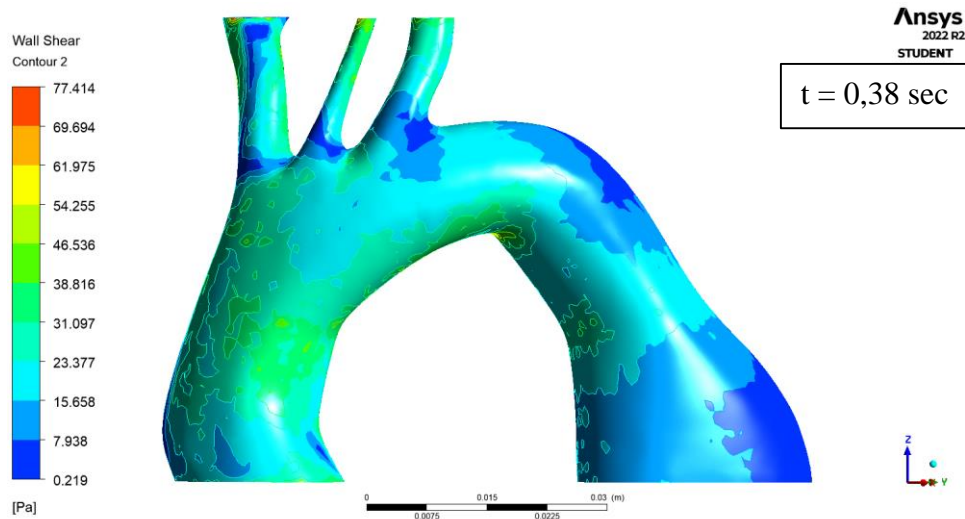


Gambar 4- 25 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal* Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)

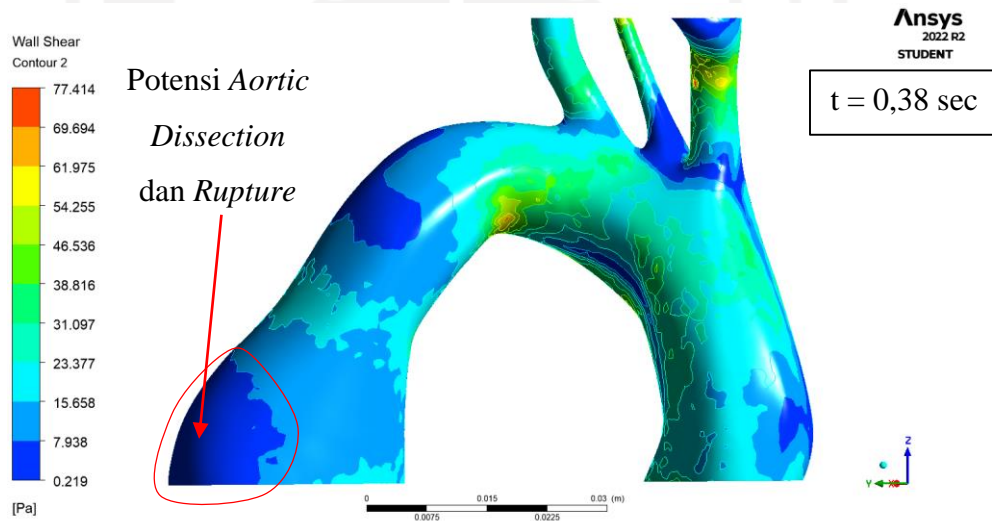


Gambar 4- 26 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Normal* Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang)

Sedangkan pada pembuluh *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*, didapatkan nilai minimum *wall shear stress* sebesar 0,24 Pa yang berada pada dua bagian area *outlet 4 (descending aortic aneurysm)*. Untuk distribusi *wall shear stress* pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm* saat fase puncak diastol dapat dilihat pada Gambar 4- 27 dan Gambar 4- 28.



Gambar 4- 27 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm* Fase Puncak Diastol (Tampak Depan)



Gambar 4- 28 Distribusi *Wall Shear Stress Thoracic Aortic Aneurysm* Fase Puncak Diastol (Tampak Belakang)

4.4 Hasil Perancangan

4.4.1 Hasil Pencetakan 3-D *Printed Model*

Pembuatan dan pencetakan 3-D *printed model* dilakukan dengan menggunakan mesin 3D *Print SLA* dengan bahan *Esun eResin Bio-PLA*. Parameter yang dipakai untuk pencetakan 3-D *printed model* adalah *layer thickness* sebesar 0,05 mm, *normal exposure* sebesar 2s, *UV Power* sebesar 100%, jarak atau ketinggian model dari platform sebesar 5 mm serta kemiringan model sebesar 0°.

Setelah pencetakan 3-D *printed* model selesai, dilanjutkan melakukan pencucian (*washing*) dengan cairan IPA (*Isopropyl Alcohol*) yang bertujuan untuk menghilangkan sisa – sisa resin yang masih menempel pada 3-D *printed* model. Setelah pencucian 3-D *printed* model dirasa cukup, kemudian dilanjutkan dengan mengeringkan (*curing*) 3-D *printed* model dengan temperatur 60°C selama rentang waktu 15 menit. Untuk hasil pencetakan 3-D *printed* model pembuluh *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 4- 29 dan Gambar 4- 30.

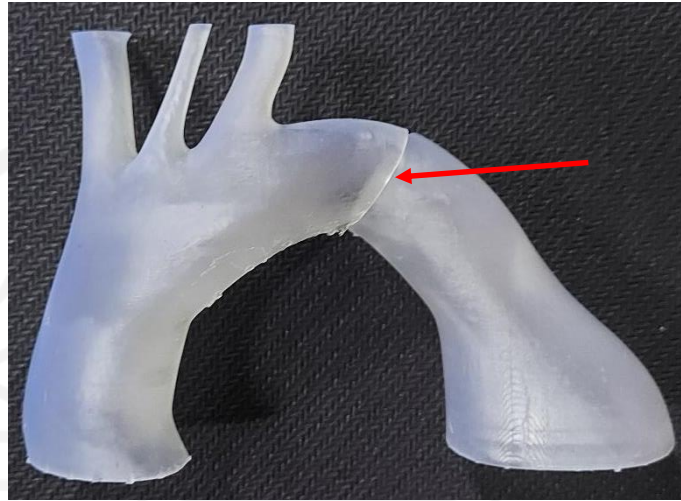


Gambar 4- 29 Hasil Pencetakan 3D *Print Thoracic Aortic Normal*



Gambar 4- 30 Hasil Pencetakan 3D *Print Thoracic Aortic Aneurysm*

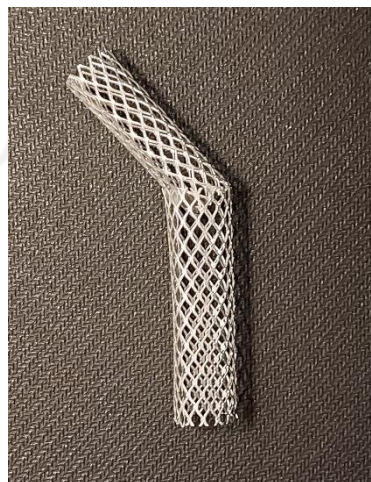
Kemudian dilanjutkan dengan pencetakan 3-D *printed* model *thoracic aortic aneurysm* yang telah dibagi menjadi 2 bagian yang digunakan untuk pemasangan replika *stent graft*. Berikut Gambar 4- 31 yang merupakan hasil pencetakan 3-D *printed* model yang telah dibagi menjadi dua bagian :



Gambar 4- 31 Hasil Pencetakan 3D *Print Thoracic Aortic Aneurysm* Dibagi 2 Bagian

4.4.2 Hasil Pembuatan Replika *Stent Graft*

Setelah mendapatkan hasil pencetakan 3-D *printed* model, tahap selanjutnya adalah pembuatan replika *stent graft* yang digunakan pada *endovascular stent graft surgery* untuk pasien yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*, *atherosclerosis*, dan *aortic dissection*. Bahan yang digunakan untuk membuat replika *stent graft* adalah *mesh wire* atau strimin besi. Untuk hasil pembuatan replika *stent graft* dapat dilihat pada Gambar 4- 32.



Gambar 4- 32 Replika *Stent Graft*

4.4.3 Hasil Pembuatan 3-D Printed Model

Setelah didaparkannya hasil pencetakan 3-D *printed* model, perlu melakukan finalisasi pada 3-D *printed* model dengan melakukan pengamplasan dan *polishing* yang bertujuan untuk menghaluskan *surface contour* 3-D *printed* model. Hasil dari pengamplasan dan *polishing* dapat dilihat pada Gambar 4- 33, Gambar 4- 34, dan Gambar 4- 35 di bawah ini :



Gambar 4- 33 3-D Printed Model *Thoracic Aortic Normal*



Gambar 4- 34 3-D Printed Model *Thoracic Aortic Aneurysm*



Gambar 4- 35 3-D Printed Model Thoracic Aortic Aneurysm Dibagi 2 Bagian

Setelah finalisasi 3-D *printed* model kedua pembuluh darah, dapat dilihat bahwa 3-D *printed* model dapat menampilkan bentuk visual dengan jelas. 3-D *printed* model juga dapat memberikan gambaran secara visual tentang penanganan/*treatment* pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm* dengan menunjukkan bentuk serta letak pemasangan *stent graft* pada bagian *outlet 4 (descending aortic aneurysm)* 3-D *printed* model. Berikut di bawah ini merupakan Gambar 4- 36 dan Gambar 4- 37 yang merupakan gambar 3-D *printed* model yang telah dipasangkan *stent graft* :



Gambar 4- 36 Letak Pemasangan *Stent Graft* Pada Bagian *Descending Aortic Aneurysm*



Gambar 4- 37 Hasil Pemasangan *Stent Graft* Pada Bagian *Descending Aortic Aneurysm*

4.5 Analisis dan Pembahasan

4.5.1 Rekonstruksi dan Pembuatan Desain

Pada penelitian ini telah berhasil dilakukannya rekonstruksi dan pembuatan desain pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* berdasarkan pada kriteria yang sebelumnya telah ditentukan. Rekonstruksi pembuluh darah *thoracic aortic normal* dilakukan berdasarkan data MRI/CT-Scan dengan cara melakukan segmentasi menggunakan perangkat lunak *3D Slicer*. Setelah dilakukannya segmentasi, maka akan mendapatkan model 3D pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan format *file* berbentuk STL. Berbeda dengan pembuluh darah *thoracic aortic normal*, rekonstruksi pembuluh *thoracic aortic aneurysm* berasal dari *file* sampel penelitian dengan format *file* STL yang telah disegmentasikan berdasarkan data MRI/CT-Scan. Tidak tersedianya *file* pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm* disebabkan karena data

MRI/CT-Scan seseorang yang terkena suatu penyakit/morbiditas bersifat sangat rahasia dan menyangkut privasi pasien.

Setelah didapatkannya model 3D kedua pembuluh darah, kemudian dilanjutkan dengan proses penghalusan (*smoothing*) pada permukaan kedua model pembuluh darah dengan menggunakan perangkat lunak *Autodesk Meshmixer*. Kemudian *file* STL kedua model pembuluh darah yang telah dihaluskan harus dirubah menjadi desain *solid body part* agar dapat digunakan untuk melakukan simulasi aliran karena desain *solid body part* berfungsi sebagai domain tempat aliran fluida mengalir pada saat melakukan simulasi aliran. Proses perubahan *mesh file* menjadi *solid body part* menggunakan perangkat lunak *Solidworks Add-Ins : Scan to 3D*.

Setelah didapatkannya desain *solid body part* pada kedua pembuluh darah, dilanjutkan dengan pemotongan (*cutting*) pada kedua desain pembuluh darah untuk pembuatan *inlet* dan *outlet* yang bertujuan sebagai jalur keluar masuknya aliran pada saat melakukan simulasi aliran dengan menggunakan perangkat lunak *Ansys Student R2 2022*. Setelah menyelesaikan proses *smoothing* dan *cutting*, dilanjutkan dengan pembuatan *wall thickness* pada desain *solid body part* untuk pencetakan 3-D *printed* model dengan bantuan perangkat lunak *Autodesk Meshmixer*.

4.5.2 Simulasi *Computational Fluid Dynamics*

Simulasi *computational fluid dynamics* (CFD) dilakukan melalui perantara perangkat lunak *Ansys Fluent Student R2 2022* dengan menggunakan model pembuluh darah *thoracic aortic normal* (TAN) dan *thoracic aortic aneurysm* (TAA). Terdapat parameter – parameter yang bertujuan sebagai *set-up* simulasi yaitu aliran darah laminar, *incompressible*, *Non-Newtonian*, *rigid wall*, *no-slip*, *unsteady inlet velocity*, dan jantung diasumsikan berdenyut sebanyak 120 bpm (*beat per minute*). Hasil dari analisis simulasi CFD adalah distribusi kecepatan aliran darah, distribusi tekanan darah, dan distribusi *wall shear stress* (WSS) yang dimana hasil dari simulasi dapat menunjukkan perbedaan pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dengan *thoracic aortic aneurysm*. Hasil simulasi didapatkan tidak berdasarkan pada *color bar* akan tetapi berdasarkan *expression*

tools pada menu *results* saat *post-processing* simulasi CFD sehingga data yang ditampilkan merupakan data yang akurat.

Pada distribusi kecepatan aliran, aliran darah pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* saat fase puncak sistol atau pada saat otot jantung berkontraksi ($t = 0,12s$) cenderung mengalir dengan teratur, sedangkan pada pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit aneurisma aliran mulai bersirkulasi pada saat mulai memasuki area *outlet 4 (descending aortic aneurysm)*. Fenomena ini menggambarkan jika suatu pembuluh darah terdiagnosa penyakit aneurisma, maka aliran darah akan melambat pada saat memasuki area aneurisma dikarenakan terdapat perbesaran/perbedaan luas area pada batang pembuluh darah sehingga menyebabkan pasokan oksigen ke otak, hormon serta pasokan nutrisi ke seluruh tubuh terhambat bahkan dapat dikatakan berkurang. Pada saat puncak diastol atau saat otot jantung berelaksasi ($t = 0,38s$), aliran darah bergerak mundur, hal ini disebabkan karena tidak adanya aliran darah yang memasuki area *inlet (aortic root)*. Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm*, aliran darah bergerak mundur secara teratur kecuali pada area *outlet 1 (brachiocephalic artery)* yang dimana aliran bersirkulasi hingga percabangan antara *outlet 1* dan *outlet 2 (left common carotid artery)*.

Selanjutnya pada distribusi tekanan yang terjadi pada pembuluh darah *thoracic aortic normal*, didapatkan hasil pada saat fase puncak sistol ($t = 0,12s$) tekanan maksimum terjadi area *ascending aortic*, percabangan antara *outlet 1 (brachiocephalic artery)* dan *outlet 2 (left common carotid artery)*, dan awal area *outlet 3 (left subclavian artery)*. Kemudian tekanan minimum terjadi pada ujung setiap *outlet*. Sedangkan pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm*, didapatkan tekanan maksimum yang terjadi pada area *inlet (aortic root)* dan tekanan minimum yang terjadi pada area lengkungan bawah pembuluh darah (*bottom aortic arch*). Hasil distribusi tekanan yang didapat pada pembuluh darah normal dan pembuluh darah yang terdiagnosa penyakit aneurisma dapat menunjukkan bagian mana yang berpotensi tempat tumbuhnya penyakit aneurisma baru. Pada saat fase puncak diastol ($t = 0,38s$), tekanan yang terjadi pada pembuluh darah normal ataupun yang terkena penyakit tidak menampilkan hasil yang

signifikan dikarenakan fase diastol merupakan kondisi saat otot jantung berelaksasi sehingga tidak ada kontraksi pada pembuluh darah.

Selanjutnya pada distribusi *wall shear stress* (WSS) menjelaskan bahwa semakin rendah/kecil nilai *wall shear stress* maka semakin rendah pula ketahanan mekanis dinding pembuluh darah terhadap fluida yang mengalir sehingga dapat meningkatkan kemungkinan dinding melebar, bocor bahkan robeknya sel endotel pembuluh darah. Pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* saat fase puncak sistol maupun fase puncak diastol, terdapat beberapa area yang memiliki *wall shear stress* rendah. Hal ini dapat meningkatkan potensi pelebaran area dinding pembuluh darah (aneurisma). Sedangkan pada pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm*, nilai *wall shear stress* yang rendah didominasi pada area *descending aortic aneurysm* baik saat fase puncak sistol ataupun fase puncak diastol. Nilai *wall shear stress* yang rendah pada area aneurisma dapat menyebabkan kebocoran dan robek (*rupture*) pada lapisan dinding pembuluh darah sehingga dapat menyebabkan tumbuhnya penyakit baru, yaitu *aortic dissection*. *Aortic dissection* adalah kerusakan pada lapisan jaringan aorta (*endothelial cells*) yang disebabkan oleh *atherosclerosis* dan *aneurysm*.

4.5.3 3-D Printed Model

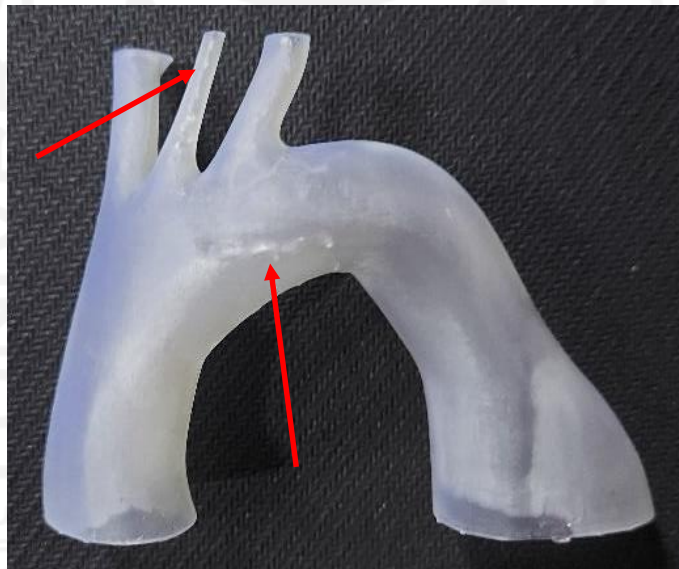
Pembuatan/fabrikasi 3-D *printed* model pembuluh darah dilakukan berdasarkan dengan kriteria produk yang telah ditentukan dan pencetakan 3-D *printed* model dilakukan dengan bantuan mesin 3D *print* resin. Adapun parameter – parameter 3D *print* yang digunakan pada pencetakan pertama adalah *layer thickness* sebesar 0,05 mm, *normal exposure* sebesar 2s, *UV Power* sebesar 100%, *support contact depth* 0,4 mm, dan ketinggian model dari *platform* sebesar 6 mm dengan kemiringan model 0°.

Pada pencetakan pertama, terdapat kecacatan di *outlet 2* yang dimana terdapat endapan resin yang telah mengeras pada area *outlet 2* (*brachiocephalic artery*) dan area *aortic arch* 3-D *printed* model pembuluh darah yang terkena aneurisma. Hal ini dapat terjadi disebabkan karena diameter *outlet 2* sangat kecil sehingga resin tidak dapat mengalir keluar. Sedangkan kecacatan yang terjadi pada *aortic arch* disebabkan karena terdapat resin yang telah mengeras terlebih dahulu

pada dinding dalam 3-D *printed* model. Untuk hasil pencetakan pertama dapat dilihat pada Gambar 4- 38 dan Gambar 4- 39 di bawah ini :



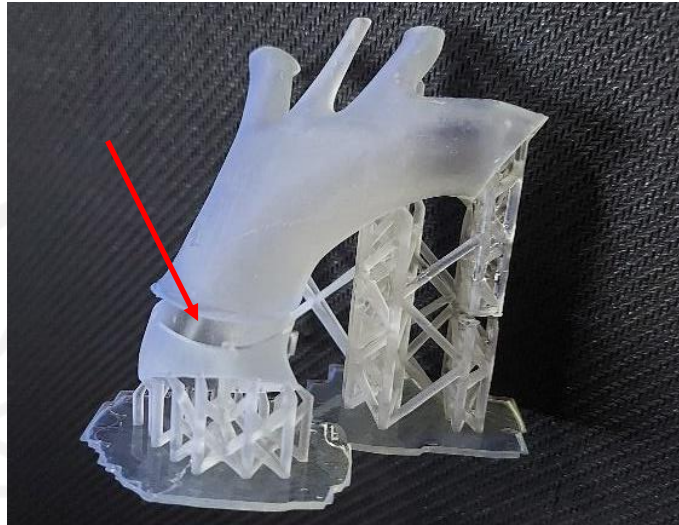
Gambar 4- 38 Hasil Pencetakan Pertama *Thoracic Aortic Normal*



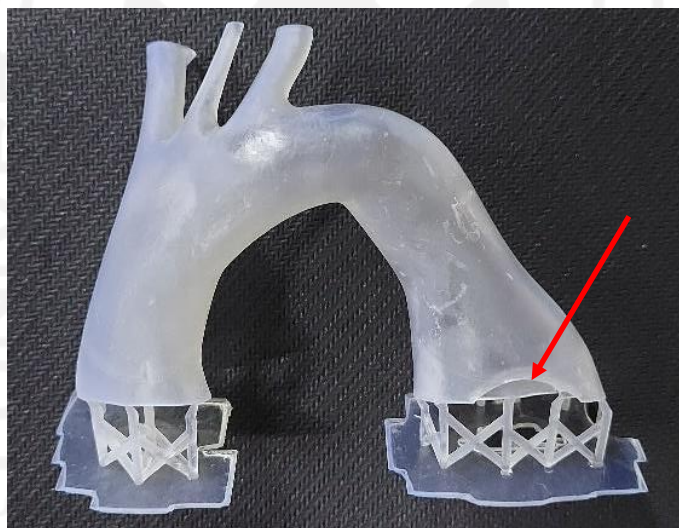
Gambar 4- 39 Hasil Pencetakan Pertama *Thoracic Aortic Aneurysm*

Pada pencetakan kedua menggunakan *support platform* dengan *contact depth* sebesar 0,4 mm dan kemiringan 30°, dan ketinggian model dari *platform* sebesar 6 mm. Terdapat kecacatan pada hasil pencetakan pada area *inlet (ascending aortic)* dan area *outlet 4 (descending aortic aneurysm)*. Kecacatan pada area *inlet* disebabkan karena posisi model yang terlalu miring dan proses sempat di-*paused* saat proses pencetakan. Sedangkan pada area *outlet 4*, kecacatan disebabkan karena ukuran *support* yang lebih besar dibandingkan dengan ketebalan dinding 3-D

printed model sehingga saat pencabutan *support* dinding 3-D *printed* model pun ikut tercabut. Untuk hasil pencetakan kedua dapat dilihat pada Gambar 4- 40 dan Gambar 4- 41 di bawah ini :



Gambar 4- 40 Hasil Pencetakan Kedua *Thoracic Aortic Aneurysm* Dibelah 2



Gambar 4- 41 Hasil Pencetakan Kedua *Thoracic Aortic Aneurysm*

Percobaan ketiga dilakukan masih dengan menggunakan *support platform* dengan *contact depth* sebesar 0,15 mm dan kemiringan 0° , dan ketinggian model dari *platform* sebesar 6 mm. Hasil pencetakan ketiga mendapatkan hasil yang maksimal dan telah sesuai seperti yang diharapkan. Dengan menggunakan *support contact depth* sebesar 0,15 mm, dapat mempermudah proses pencabutan *support* karena ukuran yang kecil dan tidak meninggalkan banyak sisa *support* pada permukaan luar dinding 3-D *printed* model. Untuk hasil pencetakan ketiga dapat dilihat pada Gambar 4- 42 dan Gambar 4- 43 di bawah ini :



Gambar 4- 42 Hasil Pencetakan Ketiga *Thoracic Aortic Aneurysm*



Gambar 4- 43 Hasil Pencetakan Ketiga *Thoracic Aortic Aneurysm* Dibelah 2

Berdasarkan percobaan pencetakan yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa ukuran dari *support contact depth*, posisi dan kemiringan model pada saat pencetakan 3-D *printed* model sangat berpengaruh pada hasil pencetakan 3-D *printed* model pembuluh darah, khususnya pada 3-D *printed* model pembuluh darah *thoracic aortic aneurysm*. Ukuran *support contact depth* berpengaruh saat pencabutan *support* dari 3-D *printed* model, sedangkan posisi dan kemiringan model dapat berpengaruh pada keberhasilan proses pencetakan 3-D *printed* model. Walaupun demikian, pengendapan resin pada pencetakan 3-D *printed* model tidak mempengaruhi fungsi dari 3-D *printed* model dan tetap memenuhi kriteria produk yang telah ditentukan.

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilaksanakan, didapatkan kesimpulan sebagai berikut :

1. Model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* berasal dari data MRI/CT-Scan dan *file* sampel penelitian serta direkonstruksi dengan melakukan segmentasi pada bagian yang ingin digunakan sehingga menyerupai pembuluh darah aslinya dari segi bentuk maupun kontur.
2. Fenomena aliran yang terjadi pada pembuluh darah *thoracic aortic normal* cenderung teratur. Sedangkan pada pembuluh darah *thoracic aortic* yang terdiagnosa penyakit *aneurysm*, aliran bersirkulasi dimulai saat memasuki area aneurisma dan apabila diberikan tekanan tinggi maka berpotensi terjadinya *rupture*. Pada distribusi *wall shear stress*, nilai *wall shear stress* yang rendah pada dinding pembuluh darah akan mengakibatkan kerusakan pada sel endotel sehingga berpotensi tumbuhnya aneurisma bahkan *aortic dissection*.
3. 3-D *printed* model pembuluh darah *thoracic aortic normal* dan *thoracic aortic aneurysm* memiliki bentuk yang menyerupai pembuluh darah aslinya dan difabrikasi atau dicetak dengan perantara 3D *Print SLA* serta dapat menjadi media pembelajaran terkait *endovascular stent graft surgery* bagi para pelaku medis.

5.2 Saran Untuk Penelitian Selanjutnya

Adapun saran untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut :

1. Memerlukan pembimbing dari bidang medis sebagai tempat konsultasi mengenai hal - hal yang berkaitan dengan antropotomi dan fisiologi tubuh manusia khususnya pembuluh darah jantung.
2. Menggunakan variasi parameter yang berbeda atau menambahkan variabel yang diteliti pada simulasi *computational fluid dynamics* (CFD).
3. Karena pada dasarnya pembuluh darah bersifat elastis, maka diharapkan menggunakan material/resin yang elastis ketika fabrikasi 3-D *printed* model sehingga kesan yang didapatkan ketika 3-D *printed* model diraba sama seperti meraba pembuluh darah asli.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdullah, Mikrajuddin. 2016. FISIKA DASAR I. Kampus Ganesa Institut Teknologi Bandung. Maret 2016.
- Amiruddin, M. A., Danes, V. R., & Lintong, F. (2015). Analisa hasil pengukuran tekanan darah antara posisi duduk dan posisi berdiri pada mahasiswa semester vii (tujuh) ta. 2014/2015 fakultas kedokteran universitas sam ratulangi. *eBiomedik*, 3(1).
- Ansys Fluent | Fluid Simulation Software. (2023). Retrieved 14 January 2023, from <https://www.ansys.com/products/fluids/ansys-fluent>
- ARYANY, D. EFFECT OF MAGNETOHYDRODYNAMIC FLOW FROM NANO FLUID THROUGH POROUS CYLINDER.
- Basri. 2009. KARAKTERISTIK HIDRAULIK ALIRAN DUA FASA PADA PIPA KAPILER. Fakultas Teknik Universitas Tadulako, Sulawesi Tengah.
- Campobasso, R., Condemni, F., Viallon, M. *et al.* Evaluation of Peak Wall Stress in an Ascending Thoracic Aortic Aneurysm Using FSI Simulations: Effects of Aortic Stiffness and Peripheral Resistance. *Cardiovas Eng Tech* 9, 707-722 (2018).
- Cao, L. et al. (2019). Fully automatic segmentation of type B aortic dissection from CTA images enabled by deep learning. Department of Vascular and Endovascular Surgery, Chinese PLA General Hospital, Beijing, PR China.
- Daniel Ho et al. (2017). Modelling of aortic aneurysm and aortic dissection through 3D printing. *Journal of Medical Radiation Sciences*. Curtin University, Perth, Western Australia, Australia.
- Dwi Lestari. 2019. IDENTIFIKASI BESARAN FISIS FLUIDA PADA ALIRAN IRIGASI DAERAH JENGGAWAH JEMBER SEBAGAI E-SUPLEMEN BAHAN AJAR FISIKA. FAKULTAS KEGURUAN DAN ILMU PENDIDIKAN, UNIVERSITAS JEMBER.
- Etli, 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 & Biological Engineering & Computing*, 59(1), 71-84.

- FATMALASARI, N. R. (2018). *IMPLEMENTASI METODE FUZZY C-MEANS (FCM) DAN METODE LEARNING VECTOR QUANTIZATION (LVQ) SEBAGAI PENENTU RESIKO PENYAKIT JANTUNG* (Doctoral dissertation, Universitas Muhammadiyah Gresik).
- Febrianto, T., & Edi, S. S. (2013). Rancang Bangun Alat Uji Kelayakan Pelumas Kendaraan Bermotor Berbasis Mikrokontroler. *Unnes Physics Journal*, 2(1).
- Feriyawati, L. (2011). *SISTEM KARDIOVASKULER*. Departemen Anatomi Fakultas Kedokteran Universitas Sumatera Utara.
- Gabrielsen, F. G., Bonnekoh, A., Felder, C., Eggeling, T., Kochs, M., Hilger, H. H., & Hombach, V. (1992). Determination of normal values of the aortic blood flow profile using continuous Doppler echocardiography from apical and suprasternal echo position. *Zeitschrift fur Kardiologie*, 81(1), 30-36.
- Gabrielsen, F. G., Bonnekoh, A., Felder, C., Eggeling, T., Kochs, M., Hilger, H. H., & Hombach, V. (1992). Determination of normal values of the aortic blood flow profile using continuous Doppler echocardiography from apical and suprasternal echo position. *Zeitschrift fur Kardiologie*, 81(1), 30-36.
- Galdi GP. 2011. *An Introduction To The Mathematical Theory Of The NavierStokes Equations (Steady-State Problems) Second Edition*. New York: Springer.
- Ismanto, A., Indrayanti, E., Rifai, A., Prasetyawan, I. B., & Nadhif, muhammad A. (2021). *Buku Ajar Hidrodinamika*. CV. TIGAMEDIA PRATAMA.
- Isselbacher, Eric M. (2005). Thoracic and Abdominal Aortic Aneurysms. Volume 111, Issue 6, 15 February 2005; Pages 816-828.
- Jalaluddin, J., Akmal, S., Nasrul, Z. A., & Ishak, I. (2019). Analisa Profil Aliran Fluida Cair dan Pressure Drop pada Pipa L menggunakan Metode Simulasi Computational Fluid Dynamic (CFD). *Jurnal Teknologi Kimia Unimal*, 8(1), 97-108.
- Jayendiran, R. Nour, B.M., Ruimi, A. 2017. Dacron graft as replacement to dissected aorta: a three-dimensional fluid-structure-interaction analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Texas A&M University at Qatar, Doha.

- 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>
- Karimi, S. et al. (2014). Effect of rheological models on the hemodynamics within human aorta: CFD study on CT image-based geometry. School of Technology, Lappeenranta University of Technology, Lappeenranta, Finland.
- Katritsis, D., Kaiktsis, L., Chaniotis, A., Pantos, J., Efstathopoulos, E. P., & Marmarelis, V. (2007). Wall shear stress: theoretical considerations and methods of measurement. *Progress in cardiovascular diseases*, 49(5), 307-329.
- Lehnert, Bruce E., Bree, Robert L., 2010. Analysis of Appropriateness of Outpatient CT and MRI Referred From Primary Care Clinics at an Academic Medical Center: How Critical Is the Need for Improved Decision Support. American College of Radiology. 2010.
- Liu, H. (2003). "Pipeline Engineering". Lewis Publishers. Florida.
- Marone, Enrico M. et al. (2018). Effectiveness of 3D Printed Models in the Treatment of Complex Aortic Diseases. Department of Clinical-Surgical, Diagnostic and Pediatric Sciences, University of Pavia, Italy.
- Maryanto. 2019. INVESTIGASI SIMULASI 3 DIMENSI KARAKTERISTIK ALIRAN PADA MODEL GEOMETRI POPA HIDRAM MENGGUNAKAN COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS. Universitas Sanata Dharma. Yogyakarta
- Nasukha Z, N. Z. (2020). Modul pembelajaran SMA fisika Kelas X: Getaran Harmonis.
- Putra, Narendra K. et al. (2020). Analisis interaksi aliran darah dan pembuluh serta pengaruh kebebasan mesh pada simulasi hemodinamik berbasis metode elemen hingga. Program Studi Teknik Fisika, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Bandung.

PUTRI, R. O. MAGNETOHIDRODINAMIK TAK TUNAK DENGAN KONVEKSI PAKSA PADA FLUIDA MICROPOLAR YANG MELALUI BOLA BERPORI.

Radl, L. et al. (2022). AVT : Multicenter aortic vessel tree CTA dataset collection with ground truth segmentation masks. Graz University of Technology (TU Graz), Graz, Styria, Austria.

Ryu, J. H., Kim, H. S., & Lee, K. H. (2004). Contour-based algorithms for generating 3D CAD models from medical images. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 24, 112-119.

Šafka, J., Seidl, M., Kovalenko, I., Voleský, L., Ackermann, M., & Truxová, V. (2020). Ceramic 3d printing: Comparison of SLA and DLP technologies. *MM Science Journal*.

Salameh, M. J., Black III, J. H., & Ratchford, E. V. (2018). Thoracic aortic aneurysm. *Vascular Medicine*, 23(6), 573-578.

Silaen, B., Prasetyo, Y., & Bashit, N. (2019). Analisis Komparasi Model 3 Dimensi Fotogrametri Rentang Dekat Terhadap Cetakan 3 Dimensi Dengan Alat Cetak Raise3D N2 Plus. *Jurnal Geodesi Undip*, 8(1), 141-149.

Sinnott, M., Cleary, P. W., & Prakash, M. (2006, December). An investigation of pulsatile blood flow in a bifurcation artery using a grid-free method. In *Proc. Fifth International Conference on CFD in the Process Industries* (pp. 1-6).

Sochib, M., Hidayatulloh, Adi R. 2018. PERANCANGAN INSTALASI POMPA AIR DARI MATA AIR DANAU NGIPIK KE TANDON PENAMPUNG PERUMAHAN KAPASITAS 900 L/JAM. Volume 07, Nomor 02, Desember 2018.

Tabakova, S., Nikolova, E., & Radev, S. (2014, November). Carreau model for oscillatory blood flow in a tube. In *AIP conference proceedings* (Vol. 1629, No. 1, pp. 336-343). American Institute of Physics.

Wange, S. M., & Metkar, R. M. (2013). Computational analysis of inverted notched fin arrays dissipating heat by natural convection. *International Journal of Engineering and Innovative Technology*, 2(11), 245-249.

- Welty JR. 2004. Dasar-Dasar Fenomena Transport Edisi Keempat Volume 1 Transfer Momentum (Terjemahan). Jakarta: Penerbit Erlangga.
- White, F.M., 1986. Fluids Mechanics, 2nd ed. McGraw-Hill, New York.
- Wicaksono, F., & Subekti, S. (2021). Analisis Pengaruh Penyumbatan Aliran Fluida pada Pipa dengan Metode Fast Fourier Transform. *Jurnal Dinamika Vokasional Teknik Mesin*, 6(1), 77-83.
- Zikanov, O. (2010). Essential Computational Fluid Dynamics. Joh Wiley & Sons.



