

**PEMBUATAN ALAT PERAGA *PULMONARY ARTERY*
BERDASARKAN REKONSTRUKSI MRI/CT SCAN DAN
VISUALISASI FENOMENA ALIRAN DENGAN METODE CFD**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh :

Nama : Feryan Taruna Syaputra

No. Mahasiswa : 18525110

NIRM : 2018050675

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

2023

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

**PEMBUATAN ALAT PERAGA *PULMONARY ARTERY* BERDASARKAN
REKONSTRUKSI MRI/CT SCAN DAN VISUALISASI FENOMENA
ALIRAN DENGAN METODE CFD**

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Feryan Taruna Syaputra

No. Mahasiswa : 18525110

NIRM : 2018050675

Yogyakarta, 13 Januari 2023

Pembimbing,



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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

PEMBUATAN ALAT PERAGA *PULMONARY ARTERY* BERDASARKAN REKONSTRUKSI MRI/CT SCAN DAN VISUALISASI FENOMENA ALIRAN DENGAN METODE CFD

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Feryan Taruna Syaputra


No. Mahasiswa : 18525110

NIRM : 2018050675

Tim Penguji


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

Ketua


Tanggal : 01-02-2023

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

Anggota I

~~~~
Tanggal : 31/1/2023

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin




Didit 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, 13 Januari 2022



Feryan Taruna Syaputra

HALAMAN PERSEMBAHAN

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

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

Bapak Irfan Aditya Dharma S.T., M.Eng., Ph.D. selaku dosen pembimbing, penguji, dosen pengajar dan seluruh 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.

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

HALAMAN MOTTO

“Dan janganlah kamu (merasa) lemah, dan jangan (pula) bersedih hati, sebab kamu paling tinggi (derajatnya), jika kamu orang beriman”

(Q.S Ali Imran : 139)

“There is only one thing that make a dream impossible to achieve : the fear of failure”

(Paulo Coelho)

“Hidup tidak diwakilkan, lakukan dengan total”

(Feryan Taruna)

“Fall down seven times, get up eight”

(Japanese Proverb)

“Fortis in arduis”

المعهد الإسلامي للدراسات والبحوث

KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH

Alhamdulillah rabbil 'alamin, puji dan syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul “PEMBUATAN ALAT PERAGA PULMONARY ARTERY BERDASARKAN REKONSTRUKSI MRI/CT SCAN DAN VISUALISASI FENOMENA ALIRAN DENGAN METODE CFD” dengan lancar.

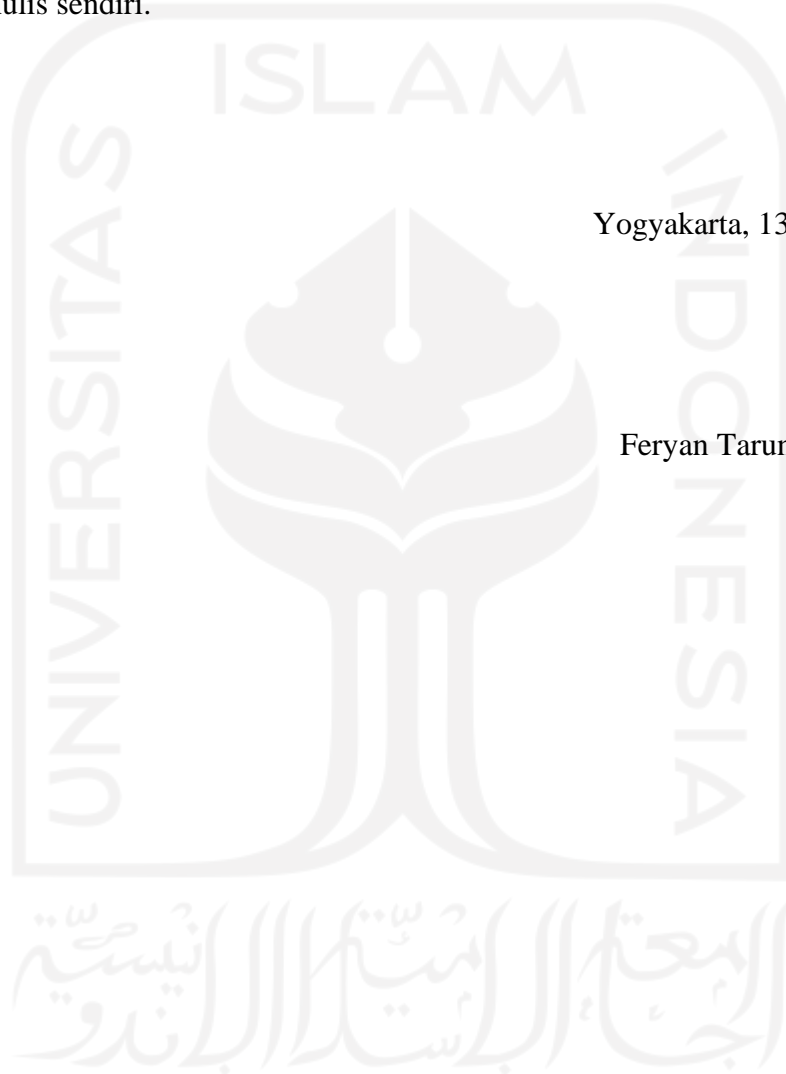
Tugas Akhir ini disusun sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia. Dalam penyusunan Tugas Akhir ini tentunya penulis banyak mendapatkan doa dan dukungan dari berbagai pihak, sehingga penulis ingin mengucapkan banyak terima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

1. Allah SWT yang telah mencurahkan rahmat dan hidayah-Nya, sehingga penulis dapat menjalankan dan menyelesaikan Tugas Akhir ini.
2. Kedua Orang Tua serta Saudari tercinta, Bapak Syaiful Bahri, Ibu Tri Mulatsih, dan Ratih Yolanda S yang tiada hentinya memberikan dukungan dan doa kepada penulis sehingga penulis dapat menjalankan dan menyelesaikan Tugas Akhir ini.
3. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP, selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.
4. Bapak Irfan Aditya Dharma S.T., M.Eng., Ph.D. selaku Dosen Pembimbing Tugas Akhir yang selalu memberikan bimbingan dan ilmu yang sangat bermanfaat kepada penulis selama pelaksanaan Tugas Akhir dan selama penyusunan Laporan Tugas Akhir ini.
5. Seluruh Dosen dan Staf program studi Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
6. Rekan-rekan seperjuangan, Egi, Sapli, Bos Yas, Zado, Abi, Paris, Kems, Aziz, Risky, Rato, Melliga, Nanda, Kim, dan semua rekan Teknik Mesin UII yang telah memberikan dukungan.
7. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu namun telah memberikan banyak bantuan baik moril maupun pengetahuan.

Dalam penulisan laporan tugas akhir ini penulis telah berusaha menyusun dengan sebaik-baiknya. Penulis menyadari bahwa di dalam penulisan laporan ini masih banyak terdapat kesalahan sehingga jauh dari kata sempurna. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan segala macam kritik dan saran yang membangun untuk mencapai hasil yang lebih baik. Penulis berharap agar laporan ini dapat berguna bagi semua yang membacanya dan khususnya bagi penulis sendiri.

Yogyakarta, 13 Januari 2023

Feryan Taruna Syaputra



ABSTRAK

Jantung merupakan organ terpenting dalam sistem peredaran darah manusia dan terdiri dari berbagai pembuluh darah, salah satunya *pulmonary artery*, yang juga dapat mengalami berbagai penyakit misalnya *pulmonary artery sarcoma*. MRI/CT Scan adalah salah satu alat untuk melihat bentuk dan penyakit dari pembuluh darah namun hanya dapat menampilkan gambar 2 dimensi, maka dari itu diperlukan model 3 dimensi pembuluh darah *pulmonary artery* dan *pulmonary artery sarcoma* yang berdasarkan dari file MRI/CT Scan dengan menggunakan 3D Print Resin dengan material dasar SLA. Selain untuk melihat bentuk dari *pulmonary artery* dan *pulmonary artery sarcoma* secara 3 dimensi diperlukan juga pengamatan perbedaan fenomena aliran pada pembuluh darah *pulmonary artery* dan *pulmonary artery sarcoma* dengan metode *computational fluid dynamics* (CFD). Hasil pada pembuatan model 3 dimensi menunjukkan bahwa model terbentuk sama dengan desain berdasarkan data MRI/CT Scan, sedangkan pada tahap simulasi CFD menunjukkan aliran pada *pulmonary artery* normal bergerak secara laminar dan teratur dan pada *pulmonary artery sarcoma* terbentuk normal namun terdapat beberapa aliran darah yang terjebak di sekitar area *sarcoma* dan area cabang. Didapatkan juga hasil nilai *wall shear stress* (WSS) pada *pulmonary artery sarcoma* menunjukkan nilai yang tinggi yaitu 2.613 Pa – 7.819 Pa dan meningkatkan resiko terjadinya invasi sel kanker pada dinding luar pembuluh darah dan metastasis atau penyebaran sel kanker ke seluruh tubuh melalui pembuluh darah, sedangkan pada area *sarcoma* nilai WSS sebesar 0.01 Pa yang menandakan area tersebut memiliki ketahanan mekanis rendah karena tumor yang hinggap. Hasil dari alat peraga yang dibuat dengan 3D Print SLA menunjukkan bentuk yang menyerupai pembuluh darah asli dan dapat menunjukkan perbedaan antara *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma*. Perbedaan dimensi antara desain dan alat peraga tidak lebih dari 20% dan ukuran *sarcoma* yang terbentuk pada desain dan alat peraga secara berurutan adalah 22.6 mm dan 21.92 mm termasuk ke dalam kategori tumor ringan dan pengangkatan tumor bukan prioritas utama dalam metode penyembuhan.

Kata kunci: *Pulmonary Artery, Sarcoma, Model 3 Dimensi, MRI/CT Scan, CFD*

ABSTRACT

The heart is the most important organ in the human circulatory system and consists of various blood vessels, one of which is the pulmonary artery, which can also experience various diseases, for example, pulmonary artery sarcoma. MRI / CT Scan is one of the tools to see the shape and disease of the blood vessels but can only display 2-dimensional images, therefore required 3-dimensional model of blood vessels pulmonary artery and pulmonary artery sarcoma based on MRI/CT Scan file using 3D print Resin with SLA base material. In addition to seeing The Shape of the pulmonary artery and pulmonary artery sarcoma in 3 dimensions, it is also necessary to observe the difference in flow phenomena in the pulmonary artery and pulmonary artery sarcoma blood vessels using computational fluid dynamics (CFD) methods. The results of the 3-dimensional model showed that the model is formed the same as the design based on MRI/CT Scan data, while in the CFD simulation stage shows the flow in the normal pulmonary artery moves laminar and regular and the pulmonary artery sarcoma is formed normally but there is some blood flow trapped around the sarcoma area and Branch area. Also obtained the value of wall shear stress (WSS) in pulmonary artery sarcoma showed a high value of 2,613 Pa – 7,819 Pa and increased the risk of cancer cell invasion in the outer wall of blood vessels and metastasis or spread of cancer cells throughout the body through the blood vessels, while in the sarcoma area, WSS value of 0.01 Pa which indicates that the area has low mechanical resistance due to the perched tumor. The results of the props made with 3D Print SLA show a shape that resembles real blood vessels and can show the difference between normal pulmonary artery and pulmonary artery sarcoma. The dimensional difference between the design and props is not more than 20% and the size of the sarcoma formed on the design and props in sequence is 22.6 mm and 21.92 mm belong to the category of mild tumors and tumor removal is not a top priority in the healing method.

Keywords: Pulmonary Artery, Sarcoma, 3D Model, MRI/CT Scan, CFD

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING	ii
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI	iii
PERNYATAAN KEASLIAN	iv
HALAMAN PERSEMBAHAN	v
HALAMAN MOTTO	vi
KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH.....	vii
ABSTRAK	ix
<i>ABSTRACT</i>	x
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR GAMBAR.....	xv
DAFTAR NOTASI	xix
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
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
1.7 Kajian Pustaka	6
1.8 Dasar Teori	10
1.8.1 Pulmonary Artery (PA)	10

2.2.2	Pulmonary Artery Sarcoma (PAS)	11
2.2.3	MRI / CT Scan	12
2.2.4	Rekonstruksi CT Scan / MRI	13
2.2.5	CAD	15
2.2.6	3D Print	16
2.2.7	Ansys Fluent	17
2.2.8	Computational Fluid Dynamic (CFD)	17
2.2.9	Gerak Harmonis Sederhana	23
BAB 3 METODE PENELITIAN		25
3.1	Alur Penelitian	25
3.2	Kriteria Desain	28
3.2.1	Kriteria Hasil Rekonstruksi	28
3.2.2	Kriteria Desain	28
3.3	Alat dan Bahan	28
3.3.1	Alat	28
3.3.2	Bahan	29
3.4	Rekonstruksi Pulmonary artery	30
3.4.1	Segmentasi	30
3.5	Pembuatan Desain Pembuluh Darah	31
3.5.1	<i>Smoothing dan Cutting</i>	31
3.5.2	<i>Surface Body to Solid Body</i>	32
3.5.3	Convert to Ansys File	33
3.6	<i>Computational Fluid Dynamics (CFD)</i>	34
3.6.1	<i>Pre-Processing</i>	34
3.6.2	<i>Processing</i>	36
3.6.3	<i>Post-Processing</i>	48

3.7	Pembuatan Alat Peraga	48
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN		53
4.1	Hasil Simulasi CFD	53
4.1.1	<i>Streamline</i> Kecepatan Aliran.....	53
4.1.2	Distribusi Tekanan.....	56
4.1.3	Distribusi Wall Shear Stress	58
4.2	Hasil Perancangan Alat Peraga.....	62
4.3	Analisis dan Pembahasan.....	63
4.3.1	Kriteria Desain dan Alat Peraga	63
4.3.2	Simulasi CFD	64
4.3.3	Alat Peraga	65
BAB 5 PENUTUP.....		76
5.1	Kesimpulan	76
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	76
Daftar Pustaka		77

DAFTAR TABEL

Tabel 3- 1 Alat.....	29
Tabel 3- 2 Bahan.....	29
Tabel 3- 3 Material Fluida.....	36
Tabel 3- 4 Kondisi Batas	37
Tabel 3- 5 Data Berdasarkan Elemen Pulmonary Artery Normal.....	43
Tabel 3- 6 Selisih Data Hasil Analisis Pulmonary Artery Normal	44
Tabel 3- 7 Data Berdasarkan Elemen Pulmonary Artery Sarcoma.....	46
Tabel 3- 8 Selisih Data Hasil Analisis Pulmonary Artery Sarcoma.....	46
Tabel 3- 9 Parameter 3D Print.....	51
Tabel 4- 1 Hasil Kriteria Desain.....	64
Tabel 4- 2 Hasil Kriteria Produk	64
Tabel 4- 3 Dimensi Pulmonary Artery Normal.....	66
Tabel 4- 4 Dimensi Pulmonary Artery Sarcoma	67
Tabel 4- 5 Dimensi Pulmonary Artery Normal.....	69
Tabel 4- 6 Dimensi Pulmonary Artery Sarcoma	70

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2- 1 Pulmonary Artery Sarcoma MRI Scan.....	7
Gambar 2- 2 Sarcoma yang berhasil diangkat dari Pulmonary Artery.....	7
Gambar 2- 3 Desain STL Pulmonary Artery dan Hasil 3D Print.....	8
Gambar 2- 4 3D Print Pulmonary Artery Hypertension.....	8
Gambar 2- 5 Analisis kecepatan aliran di Ansys.....	9
Gambar 2- 6 Pulmonary Artery	10
Gambar 2- 7 Sarcoma yang terjadi di Pulmonary Trunk.....	12
Gambar 2- 8 CT Scan Pulmonary Artery normal.....	13
Gambar 2- 9 CT Scan Right Pulmonary Artery Sarcoma	13
Gambar 2- 10 Segmentasi pada pulmonary artery	14
Gambar 2- 11 Pulmonary artery Setelah di Export Menjadi .STL.....	15
Gambar 2- 12 3D Print SLA.....	17
Gambar 2- 13 Properti Fluida Non-Newtonian (Darah).....	21
Gambar 2- 14 Aliran Laminar	22
Gambar 3- 1 Diagram Alir Penelitian.....	26
Gambar 3- 2 Diagram Alir CFD.....	27
Gambar 3- 3 (a) DICOM Dada Normal (b) DICOM Dada Dengan Pulmonary Artery Sarcoma.....	30
Gambar 3- 4 (a) Segmentasi Pulmonary Artery Normal (b) Segmentasi Pulmonary Artery Sarcoma.....	31
Gambar 3- 5 Smoothing dan Cutting Pulmonary Artery Normal	32
Gambar 3- 6 Smoothing dan Cutting Pulmonary Artery Sarcoma.....	32
Gambar 3- 7 (a) Pulmonary Artery Normal STL (b) Pulmonary Artery Normal SLDPRT	33
Gambar 3- 8 (a) Pulmonary Artery Sarcoma STL (b) Pulmonary Artery Sarcoma SLDPRT	33
Gambar 3- 9 (a) Pulmonary Artery Normal STEP (b) Pulmonary Artery Sarcoma STEP.....	34
Gambar 3- 10 Import Geometry Pulmonary Artery Normal.....	34
Gambar 3- 11 Import Geometry Pulmonary Artery Sarcoma	35

Gambar 3- 12 Meshing Pulmonary Artery Normal.....	35
Gambar 3- 13 Meshing Pulmonary Artery	36
Gambar 3- 14 (a) Inlet dan Outlet Pulmonary Artery Normal (b) Inlet dan Outlet Pulmonary Artery Sarcoma	37
Gambar 3- 15 Kode Udf	38
Gambar 3- 16 Kondisi Batas Zona Inlet.....	39
Gambar 3- 17 Kondisi Batas Zona Outlet Kiri.....	40
Gambar 3- 18 Kondisi Batas Zona Outlet Kanan.....	41
Gambar 3- 19 Kondisi Batas Zona Wall	41
Gambar 3- 20 Material Fluida (Density)	42
Gambar 3- 21 Material Fluida (Viscosity)	42
Gambar 3- 22 SIMPLE Scheme Method.....	42
Gambar 3- 23 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kanan Pulmonary Artery Normal.....	45
Gambar 3- 24 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kiri Pulmonary Artery Normal.....	45
Gambar 3- 25 Mesh Dependency Avg Pressure Wall Pulmonary Artery Normal	45
Gambar 3- 26 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kanan Pulmonary Artery Sarcoma	47
Gambar 3- 27 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kiri Pulmonary Artery Sarcoma	47
Gambar 3- 28 Mesh Dependency Avg Pressure Wall Pulmonary Artery Sarcoma	47
Gambar 3- 29 Proses Pelubangan Pulmonary Artery Normal.....	48
Gambar 3- 30 Pulmonary Artery Normal yang sudah berlubang.....	49
Gambar 3- 31 Proses Pelubangan Pulmonary Artery Sarcoma.....	49
Gambar 3- 32 Pulmonary Artery Sarcoma yang sudah berlubang.....	50
Gambar 3- 33 Proses Persiapan Pencetakan Alat Peraga.....	50
Gambar 3- 34 Proses Pencetakan Dengan Mesin Photon Mono X SLA	51
Gambar 3- 35 Proses Curing	52
Gambar 4- 1 Grafik Cardiac Cycle Pulmonary Artery Normal dan Sarcoma.....	53

Gambar 4- 2 Streamline Kecepatan Pulmonary Artery Normal Pada Fase Awal Sistol.....	54
Gambar 4- 3 Streamline Kecepatan Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Awal Sistol.....	54
Gambar 4- 4 Streamline Kecepatan Pulmonary Artery Normal Pada Fase Puncak Sistol.....	55
Gambar 4- 5 Streamline Kecepatan Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Puncak Sistol.....	55
Gambar 4- 6 Distribusi Tekanan Pulmonary Artery Normal Pada Fase Awal Sistol	56
Gambar 4- 7 Distribusi Tekanan Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Awal Sistol	57
Gambar 4- 8 Distribusi Tekanan Pulmonary Artery Normal Pada Fase Puncak Sistol.....	58
Gambar 4- 9 Distribusi Tekanan Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Puncak Sistol.....	58
Gambar 4- 10 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal Pada Fase Awal Sistol Tampak Depan.....	59
Gambar 4- 11 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal Pada Fase Awal Sistol Tampak Belakang	59
Gambar 4- 12 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Awal Sistol	60
Gambar 4- 13 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Awal Sistol Tampak Belakang	60
Gambar 4- 14 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal Pada Fase Puncak Sistol Tampak Depan.....	61
Gambar 4- 15 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal Pada Fase Puncak Sistol Tampak Belakang	61
Gambar 4- 16 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Puncak Sistol Tampak Depan.....	62
Gambar 4- 17 Distribusi Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma Pada Fase Puncak Sistol Tampak Belakang	62

Gambar 4- 18 Hasil 3D Print Pulmonary Artery Normal.....	63
Gambar 4- 19 Hasil 3D Print Pulmonary Artery Sarcoma.....	63
Gambar 4- 20 Diameter Inlet Pulmonary Artery Normal.....	66
Gambar 4- 21 Jarak dari Outlet Kanan ke Outlet kiri.....	67
Gambar 4- 22 Diameter Inlet Pulmonary Artery Sarcoma.....	67
Gambar 4- 23 Jarak dari Outlet Kanan ke Outlet Kiri.....	68
Gambar 4- 24 Panjang Sarcoma	69
Gambar 4- 25 Panjang Sarcoma Tampak Atas.....	69
Gambar 4- 26 Diameter Inlet Alat Peraga Normal.....	70
Gambar 4- 27 Jarak dari Outlet Kanan ke Outlet Kiri Alat Peraga Normal.....	70
Gambar 4- 28 Ketebalan Dinding Alat Peraga Normal.....	71
Gambar 4- 29 Diameter Inlet Alat Peraga Pulmonary Artery Sarcoma	71
Gambar 4- 30 Jarak dari Outlet Kanan Ke Outlet Kiri Sarcoma.....	72
Gambar 4- 31 Ketebaan Dinding Alat Peraga Pulmonary Artery Sarcoma	72
Gambar 4- 32 Pengukuran Sarcoma.....	72
Gambar 4- 33 Panjang Sarcoma	73
Gambar 4- 34 Pencetakan Pertama.....	74
Gambar 4- 35 Pencetakan Kedua (Pulmonary Artery Normal)	74
Gambar 4- 36 Pencetakan Kedua (Pulmonary Artery Sarcoma).....	75

الجمهورية العربية السورية
 الجامعة اللبنانية
 كلية الهندسة
 قسم الميكانيكا

DAFTAR NOTASI

3D	= <i>Three-Dimensional</i>
CFD	= <i>Computational Fluid Dynamics</i>
MRI	= <i>Magnetic Resonance Imaging</i>
CT	= <i>Computed Tomography</i>
SLA	= <i>Stereolithography</i>
DICOM	= <i>Digital Imaging And Communication In Medicine</i>
STEP	= <i>Standard for the Exchange of Product Data</i>
SLDPRT	= <i>SolidWorks Part</i>
PA	= <i>Pulmonary Artery</i>
PAS	= <i>Pulmonary Artery Sarcoma</i>
WSS	= <i>Wall Shear Stress</i>
ρ	= <i>Massa Jenis</i>
v	= <i>Volume</i>
V	= <i>Kecepatan</i>
ω	= <i>Kecepatan Sudut</i>
t	= <i>Waktu</i>
m	= <i>Massa</i>
f	= <i>Frekuensi</i>
T	= <i>Periode</i>
A	= <i>Amplitudo</i>

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Jantung merupakan organ yang terdiri dari empat bagian dan berfungsi untuk memompa dan mengalirkan darah ke seluruh tubuh melalui berbagai pembuluh darah. Darah yang dialirkan oleh jantung ke seluruh tubuh merupakan darah yang kaya akan oksigen dan nutrisi, sedangkan darah yang mengandung karbon dioksida akan dialirkan menuju paru-paru.

Salah satu pembuluh darah yang berfungsi sebagai tempat mengalir darah yang kaya akan karbon dioksida adalah *pulmonary artery* atau arteri pulmonalis. *Pulmonary artery* akan membawa darah dari jantung menuju paru-paru, kemudian darah kembali ke jantung dan dialirkan ke seluruh tubuh dengan membawa oksigen (Netter, 2014). Siklus aliran darah pada arteri pulmonalis berasal dari ventrikel kanan yang menerima darah dengan kadar O₂ rendah lalu darah dipompakan dari ventrikel kanan melalui katup semilunar dan masuk ke trunkus pulmonalis. Sirkulasi pulmonal dimulai dari katup pulmonal pada ventrikel kanan dan mengalir melewati arteri pulmonal hingga akhirnya masuk ke pembuluh darah paru-paru di sisi dinding atrium kiri jantung.

Tekanan arteri pulmonalis atau *Pulmonary Artery Pressure (PAP)* secara normal adalah 8-20 mmHg saat istirahat. Jika rata-rata tekanan arteri pulmonalis >25 mmHg saat istirahat atau >30 mmHg saat aktivitas fisik maka terjadi kelainan pada arteri pulmonalis (Basit dkk., 2018). Berbagai penyakit juga bisa ditemukan di arteri pulmonalis dan menyebabkan berbagai kemungkinan antara lain tekanan yang mengalami peningkatan atau bahkan pembuluh yang bocor, salah satu penyakit yang berbahaya adalah *pulmonary artery sarcoma* yaitu tumor ganas atau kanker yang hinggap di arteri pulmonalis.

Sarcoma adalah tumor ganas atau kanker yang terbentuk pada jaringan ikat, sel lemak, otot, tulang dan pembuluh darah. Kanker ini diawali dengan mutasi DNA yang terjadi di dalam sel dan lalu berkembang diluar kendali membentuk tumor yang tumbuh di luar *pulmonary artery* dan dapat menyebabkan arteri bocor

sehingga darah keluar dari pembuluh serta sel kanker dapat menyebar ke seluruh tubuh melalui pembuluh darah. *Sarcoma* yang terjadi di pembuluh darah misalnya di *pulmonary artery* ini ditandai dengan adanya rasa nyeri di dada, sesak napas, mudah lelah, jantung berdebar, demam, terdapat benjolan dan lebam pada sekitar perut dan kaki, bahkan batuk darah. Beberapa faktor yang meningkatkan risiko terkena kanker ini antara lain adalah terpapar radiasi dan bahan kimia berbahaya, infeksi virus, merokok, konsumsi alkohol berlebihan, serta faktor keturunan.

Walaupun *sarcoma* merupakan kanker yang sangat jarang terjadi tetapi kanker ini bersifat sangat agresif dan mematikan karena menyebabkan aliran darah tidak sepenuhnya mengalir sebab di beberapa bagian pembuluh terdapat kebocoran dan bertukar dengan sel-sel kanker yang masuk lalu dapat tersebar ke seluruh tubuh melalui pembuluh-pembuluh darah atau disebut juga sebagai metastasis.

Salah satu metode *treatment* untuk mengatasi *pulmonary sarcoma* adalah dengan kemoterapi, yaitu pemberian obat yang dapat membunuh sel kanker yang terus bertumbuh di seluruh tubuh. Tetapi kemoterapi ini menyebabkan efek diantaranya mual, rambut rontok, anemia, kehilangan nafsu makan, dan sistem imun melemah dikarenakan kemoterapi tidak hanya membunuh sel kanker yang tumbuh sangat cepat saja tapi juga sel-sel yang dalam keadaan normalnya juga sudah cepat pertumbuhannya. Untuk mengurangi risiko dan mematikan sel kanker secara langsung dapat dilakukan operasi pengangkatan tumor di *pulmonary artery*. Prosedur ini dilakukan dengan membedah pasien lalu mengangkat tumor yang bersarang di *pulmonary artery*, operasi ini dapat langsung membebaskan *pulmonary artery* dari tumor. Namun jika sel-sel kanker sudah bermetastasis maka dapat dilakukan prosedur selanjutnya yaitu terapi radiasi.

Dengan berkembangnya dunia medis, maka diperlukan teknologi untuk memberi gambaran simulasi berupa aliran fluida secara detail serta melihat dan menentukan metode penyembuhan yang paling tepat dari suatu penyakit di pembuluh darah. selain itu diperlukan juga alat peraga atau sesuatu yang dapat menyalurkan pesan, dapat merangsang pikiran, perasaan, dan kemauan peserta didik sehingga mendorong terciptanya proses belajar pada peserta didik dan pemahaman konsep (Nomleni dkk., 2018)

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui perbedaan simulasi aliran dan mengetahui karakteristik antara arteri pulmonalis normal dengan arteri pulmonalis yang mengalami *pulmonary artery sarcoma*, serta melihat perbedaan visualisasi. Maka dari itu diperlukan pembuatan alat peraga berdasarkan rekonstruksi berbasis data MRI/CT Scan menggunakan SLA 3D Printer-Resin untuk membantu gambaran medis agar dapat menentukan strategi pembedahan, pembelajaran kepada siswa dan menentukan metode penyembuhan. Alat peraga ini juga harus memiliki ukuran yang sama dengan data MRI/CT Scan dan memiliki tingkat transparansi yang tinggi.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara merekonstruksi pembuluh darah *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* berbasis data MRI/CT Scan?
2. Bagaimana perbedaan simulasi fenomena aliran pada *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* menggunakan simulasi *computational fluid dynamics*?
3. Bagaimana cara fabrikasi alat peraga 3D menggunakan 3D Print SLA pada *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* berbasis data MRI/CT Scan?

1.3 Batasan Masalah

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

1. Merekonstruksi data MRI/CT scan pembuluh *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* menggunakan *software* 3D Slicer, Autodesk Meshmixer dan Solidworks.
2. Pada proses rekonstruksi hanya membahas tahapan proses rekonstruksi.
3. Hanya membahas salah satu penyakit pada *pulmonary artery* yaitu *pulmonary artery*.

4. Fabrikasi alat peraga *pulmonary artery* menggunakan 3D Print SLA dengan material eResin Bio-PLA.
5. Tidak membandingkan parameter 3D Print dalam pembuatan model alat peraga pembuluh darah *pulmonary artery*.
6. Melakukan analisis aliran menggunakan *software* Ansys Fluent Student 2022
7. Tidak membandingkan parameter *setup* simulasi CFD.
8. Luaran dari simulasi fenomena aliran adalah distribusi kecepatan aliran, distribusi tekanan darah dan distribusi *wall shear stress*.
9. Hanya menampilkan model alat peraga pembuluh *pulmonary artery* normal dengan yang mengalami *pulmonary artery sarcoma* untuk melihat perbedaan visual.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Adapun tujuan dari penelitian atau perancangan ini adalah sebagai berikut:

1. Merekonstruksi pembuluh darah *pulmonary artery* yang berbasis data MRI/CT *scan* menjadi geometri 3D digital.
2. Mengetahui cara fabrikasi dan evaluasi model *phantom* pembuluh darah *pulmonary artery* dan pembuluh darah yang mengalami *pulmonary artery sarcoma* menggunakan 3D Print SLA yang akan digunakan untuk pembelajaran tenaga medis.
3. Mengetahui perbedaan fenomena aliran pembuluh darah *pulmonary artery* antara pembuluh normal dengan yang terkena penyakit *pulmonary artery sarcoma*.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Adapun manfaat dari penelitian atau perancangan ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian ini dapat menjadi salah satu referensi untuk membantu pengembangan metode penyembuhan dalam dunia medis.

2. Penelitian ini dapat membantu tenaga medis dalam visualisasi aliran darah di *pulmonary artery* normal serta aliran darah dalam *pulmonary artery* yang mengalami *pulmonary artery sarcoma*.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini akan dibagi menjadi 5 bab:

1. Bab 1 berisikan latar belakang masalah, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, dan sistematika penulisan.
2. Bab 2 berisikan kajian pustaka dan teori-teori yang melandasi penelitian ini serta standar-standar yang mendasari perancangan ini.
3. Bab 3 menjelaskan langkah-langkah yang dilakukan dalam penelitian dan metode penelitian yang digunakan.
4. Bab 4 menjelaskan hasil dan pembahasan berdasarkan penelitian dan perancangan yang telah dilakukan.
5. Bab 5 berisi tentang kesimpulan dari pembahasan yang dilakukan serta saran-saran untuk penelitian selanjutnya.

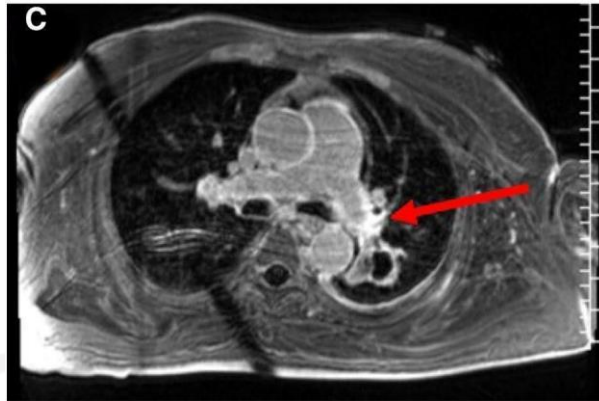
BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

1.7 Kajian Pustaka

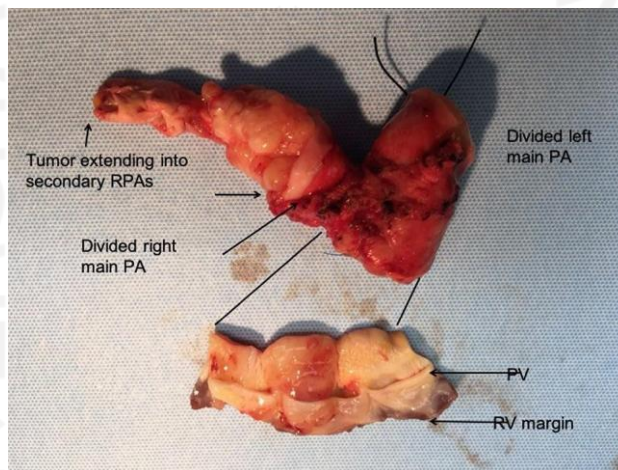
Dalam beberapa tahun belakangan, 3D print menjadi hal yang sangat penting baik di dunia industri, akademis, maupun kehidupan sehari-hari. 3D Print memungkinkan seseorang untuk mencetak gambar geometri menjadi benda fisik dengan menggunakan printer. Tidak terkecuali di bidang medis, seperti traumatologi, ortopedi, bedah saraf, implan kedokteran gigi, bedah plastik, bedah craniomaxillofacial dan OGS, 3D printing cukup sering digunakan untuk membuat model 3D dari gambar digital dalam perencanaan bedah, kustomisasi alat bedah, serta sebagai model anatomi yang dapat digunakan untuk media komunikasi dokter dan pasien, dan media pembelajaran akademik (Tack dkk., 2016). Maka dari itu, kajian pustaka ini ditunjukkan untuk memberikan gambaran mengenai rekonstruksi pembuluh darah berdasarkan pemindaian CT/MRI menggunakan 3D print beserta analisis *computational fluid dynamic*.

Seperti pada penelitian yang dilakukan oleh Wyler von Ballmoos dkk., pada tahun 2019 yang menunjukkan hasil pemindaian MRI dan penanganan pada pasien yang menderita *Primary Pulmonary Artery Sarcoma* dengan cara operasi pengangkatan tumor. Dengan adanya pemindaian MRI, tenaga medis dapat mengetahui letak penyakit dan menentukan langkah pengobatan yang paling efektif. Gambar 2-1 menunjukkan *pulmonary artery sarcoma* dari hasil pemindaian MRI dan Gambar 2-2 menunjukkan tumor yang berhasil diangkat dari *pulmonary artery*.



Gambar 2- 1 *Pulmonary Artery Sarcoma MRI Scan*

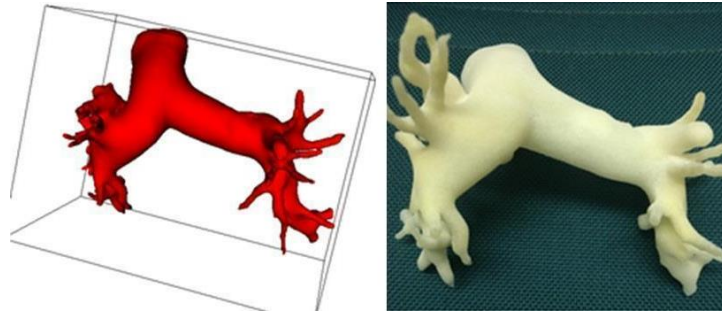
Sumber : (Wyler von Ballmoos dkk., 2019)



Gambar 2- 2 *Sarcoma yang berhasil diangkat dari Pulmonary Artery*

Sumber : (Wyler von Ballmoos dkk., 2019)

Lain halnya dengan penelitian yang dilakukan oleh Aldosari dkk., pada tahun 2019 yang mencoba merekonstruksi ulang hasil CT scan dari *pulmonary artery embolism* yaitu yang awalnya dalam bentuk DICOM file lalu disegmentasi menjadi file STL dan dicetak menggunakan 3D printer. Penelitian ini berfokus pada pengembangan teknik pemindaian dan pemeriksaan penyakit emboli di pembuluh ditinjau dari sesuai atau tidaknya model *phantom* 3d print dengan hasil scan CT. Dan pada penelitian ini diketahui bahwa teknik pemindaian dan pemeriksaan penyakit di pembuluh sudah cukup akurat. Gambar 2-3 menunjukkan desain STL *pulmonary artery embolism* hasil segmentasi dari file DICOM (kiri) dan *pulmonary artery embolism* setelah dicetak dengan 3D print (kanan).



Gambar 2- 3 Desain STL *Pulmonary Artery* dan Hasil 3D Print

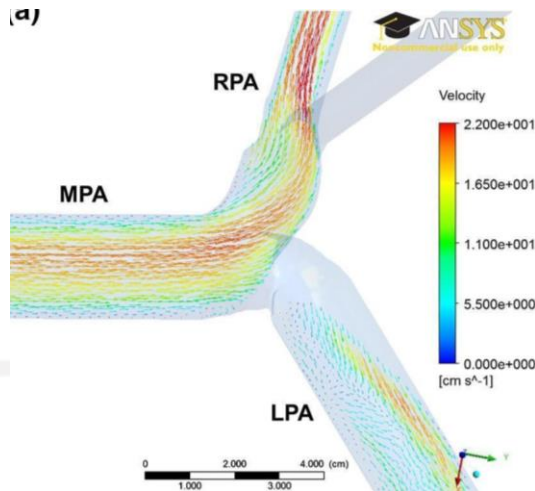
Sumber : (Aldosari dkk., 2019)

Tidak hanya merekonstruksi *pulmonary artery* berdasarkan CT/MRI saja, tetapi pada penelitian yang dilakukan oleh Bordones dkk., pada tahun 2018 menghasilkan analisis aliran pada *pulmonary artery* yang mengalami *hypertension* atau penyempitan aliran darah. Bordones dkk merekonstruksi *pulmonary artery hypertension* yang terjadi di *left pulmonary artery* (LPA) berdasarkan CT scan lalu file DICOM disegmentasi menggunakan *software Mimics* dan dijadikan solid model dengan *software 3-Matic* lalu dicetak menggunakan 3D print berbahan *filament PLA* (Gambar 2-4) untuk dianalisis secara langsung menggunakan alat *Particle Image Velocimetry* dan dibandingkan dengan Analisis *Computational Fluid Dynamic* (CFD) dilakukan dengan *software ANSYS*. Hasil kedua analisis tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan, yaitu terlihat penyempitan pada LPA yang menyebabkan naiknya kecepatan aliran pada *right pulmonary artery* (RPA) (Gambar 2-5).



Gambar 2- 4 3D Print *Pulmonary Artery Hypertension*

Sumber : (Bordones dkk., 2018)



Gambar 2- 5 Analisis kecepatan aliran di Ansys

Sumber : (Bordones dkk., 2018)

Secara keseluruhan, kajian pusaka yang dilakukan oleh Wyler von Ballmoos dkk., pada tahun 2019 hanya membahas kesesuaian pemindaian MRI/CT Scan dengan *sarcoma* yang berhasil diangkat dari *pulmonary artery*, analisis CFD oleh Bordons dkk., 2018 hanya dilakukan untuk melihat kecepatan aliran dan *wall shear stress* yang terjadi pada penyakit *pulmonary artery hypertension* bukan *sarcoma*, dan pencetakan alat peraga yang dilakukan oleh Aldosari dkk., 2019 hanya mensegmentasi file MRI/CT Scan *pulmonary artery embolism* lalu mencetak hasil segmentasi dengan 3D Print PLA dan meninjau kesesuaian antara hasil pemindaian MRI/CT Scan dengan hasil segmentasi yang sudah dicetak.

Dengan demikian diperlukannya penelitian yang mempunyai luaran untuk meninjau kesesuaian pemindaian MRI/CT Scan *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* dengan hasil alat peraga 3D Print *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* yang lebih akurat dan detail, serta mampu untuk menunjukkan analisis CFD berupa kecepatan aliran darah, distribusi tekanan, dan distribusi *wall shear stress* berdasarkan fase jantung berdetak yaitu awal sistol dan puncak sistol. Fabrikasi alat peraga juga akan bertujuan untuk menunjukkan perbedaan bentuk dan menentukan apakah *pulmonary artery sarcoma* pada penelitian ini dikategorikan sebagai tumor ringan atau ganas nantinya akan memudahkan tenaga medis menentukan penanganan yang tepat

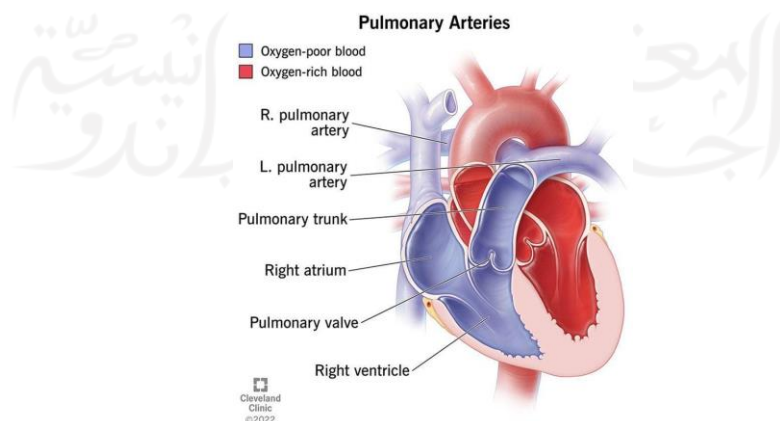
pada pasien, karena pada dunia medis alat peraga umumnya hanya menunjukkan organ normal bukan yang berpenyakit, terlebih untuk *pulmonary artery sarcoma*.

1.8 Dasar Teori

Dalam sub bab ini akan membahas beberapa dasar teori yang akan menjadi landasan untuk mendukung penelitian, diantaranya sebagai berikut :

1.8.1 Pulmonary Artery (PA)

Pulmonary artery adalah salah satu pembuluh darah yang menghubungkan antara jantung dan paru-paru, *Pulmonary artery* mengangkut darah rendah oksigen dari ventrikel kanan jantung menuju paru-paru untuk ditukar menjadi darah tinggi oksigen dan membuang karbondioksida sebelum darah masuk lagi ke jantung dan dialirkan ke seluruh tubuh, hal itu pula yang menjadikannya satu-satunya pembuluh darah arteri yang membawa darah rendah oksigen (Felyana, 2019). *Pulmonary artery* bertugas untuk mengalirkan darah rendah oksigen tadi yang juga merupakan salah satu pembuluh darah terbesar di jantung bersama dengan *Aorta Artery*. Gambar 2-6 menunjukkan letak dan bagian *pulmonary artery* yaitu terdiri dari satu pembuluh utama atau *pulmonary trunk* yang berbatasan dengan ventrikel kanan jantung dan kemudian bercabang 2 yaitu *right pulmonary artery* dan *left pulmonary artery* yang masing masing menuju ke paru-paru kanan dan kiri. Ukuran *pulmonary artery* biasanya sekitar 5 cm panjangnya dan rata-rata berdiameter 2.7 cm sampai dengan 2.9 cm (Edwards dkk., 1998). Kecepatan maksimum aliran darah pada *pulmonary artery* adalah 0.57 m/s (Gabe, dkk. 1969)



Gambar 2- 6 *Pulmonary Artery*

Sumber : Cleveland Clinic

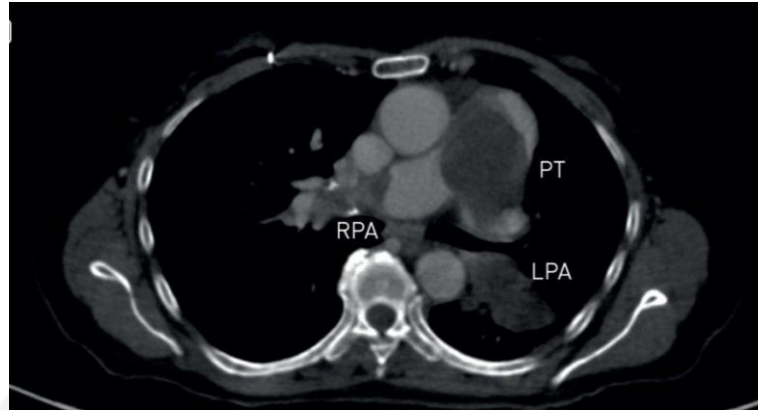
2.2.2 Pulmonary Artery Sarcoma (PAS)

Pulmonary artery sarcoma (PAS) adalah tumor langka namun ganas yang dapat menyebabkan gagal jantung dan kematian. Walau kasus yang terjadi sedikit namun semakin lama jumlah penderitanya bertambah banyak setiap tahunnya, dan pembedahan tetap menjadi andalan manajemen penyembuhan untuk pasien penderita *pulmonary artery sarcoma*. (Blackmon dkk., 2009).

Sarcoma sendiri adalah tumor yang dapat berkembang di jaringan lunak termasuk otot, tulang, tendon, dan pembuluh darah disebabkan oleh mutasi DNA atau pertumbuhan sel baru, abnormal, dan progresif (Burningham dkk., 2012). Jaringan lunak akan mengalami benjolan atau pembengkakan abnormal yang disebabkan oleh pertumbuhan sel baru (Smart dkk., 1995). Sebagian besar tumor terjadi di *vena cava inferior*, dan tumor arteri jumlahnya kurang dari 20% dari semua tumor dan dua kali lebih sering dijumpai di *pulmonary artery* daripada di arteri sistemik (Govender dkk., 2001). Tumor dapat dikategorikan salah satunya berdasarkan ukurannya, jika ukuran tumor kurang dari 3 cm (kategori T1) dapat dikategorikan sebagai tumor jinak, dan jika lebih dari 3 cm (kategori T2) maka tumor dikatakan sebagai tumor ganas (Cong dkk., 2018).

Pada *pulmonary artery sarcoma*, arteri pulmonalis akan mengalami pembengkakan akibat sel kanker bertumbuh menggerogoti arteri dari luar dan dapat menyebabkan pembuluh bocor lalu membuat sel kanker menyebar ke seluruh tubuh, hal ini disebut dengan *metastasis* yaitu ketika sel kanker lokal menyebar ke bagian lain di tubuh melalui pembuluh darah. *Sarcoma* pembuluh darah besar adalah tumor langka (Cervilla-Muñoz dkk., 2020). Pada Gambar 2-7 menunjukkan hasil CT scan dari *Pulmonary Trunk* (PT) yang mengalami pembengkakan dan penambahan diameter akibat *sarcoma*.

Wall shear stress (WSS) adalah ketahanan mekanis dinding pembuluh terhadap aliran. Pada pembuluh darah, *wall shear stress* mempengaruhi laju penyebaran sel kanker ke seluruh tubuh melalui pembuluh atau metastasis (Yan dkk., 2012), nilai *wall shear stress* yang tinggi pada pembuluh darah dapat menyebabkan darah menumpuk pada dinding pembuluh dan menimbulkan plak atau endapan darah, endapan ini pula meningkatkan resiko terjadinya invasi sel kanker pada dinding luar pembuluh darah dan metastasis.



Gambar 2- 7 *Sarcoma* yang terjadi di *Pulmonary Trunk*

Sumber : (Stark dkk., 1988)

2.2.3 MRI / CT Scan

Magnetic Resonance Imaging (MRI) adalah suatu alat kedokteran di bidang pemeriksaan diagnostik radiologi, yang menghasilkan rekaman gambar potongan penampang tubuh atau organ manusia dengan menggunakan medan magnet berkekuatan antara 0,064 – 1,5 tesla dan resonansi getaran terhadap inti atom hidrogen (Crisp dan Dawdy, 2018). Dengan daya magnet yang kuat dan energi gelombang radio, MRI biasa digunakan untuk mendeteksi gambar struktur dan organ baik yang normal maupun tidak normal dengan resolusi yang tinggi (Noyes dkk., 2014).

Alat bantu bidang kedokteran lainnya yang hampir sama kegunaannya seperti MRI adalah CT Scan, singkatan dari *computed tomography scan*. Namun CT-Scan masih memanfaatkan sinar-X dalam menghasilkan pencitraan penampang bagian tubuh, dan jika tubuh manusia menyerap radiasi sinar-X dalam jumlah yang cukup banyak maka dapat meningkatkan resiko kanker (Latifah dkk., 2019).

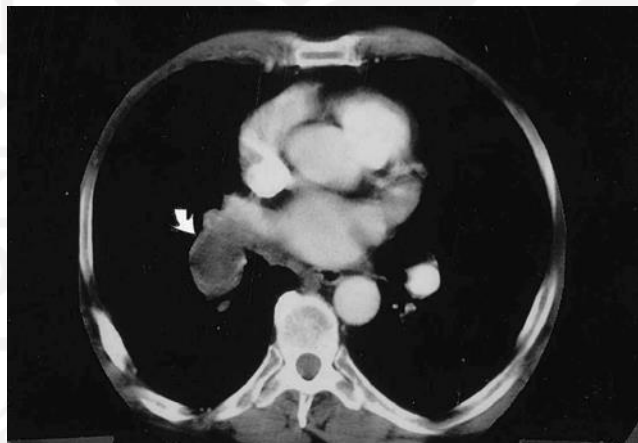
Computed Tomography Scan (CT scan) dapat digunakan pada berbagai jenis pemeriksaan seperti pemeriksaan kepala (head), rongga dada (thorax), rongga perut (abdomen). Pesawat CT scan yang digunakan untuk pemeriksaan adalah CT scan Multi Slice, hasil citra yang diperoleh dapat diolah sesuai dengan diagnosa penyakit sehingga didapatkan gambaran yang optimal agar tercapai diagnosa secara akurat dan menyeluruh (Rahman, 2012).

Gambar 2-8 menunjukkan hasil *CT Scan* dari *pulmonary artery* yang normal, dapat dilihat bahwa bagian yang berbentuk Y adalah *pulmonary artery*. Sedangkan pada Gambar 2-9 yang menunjukkan hasil *CT Scan* dari *right pulmonary artery sarcoma* yang ditunjukkan dengan anak panah, terjadi pembengkakan dan penambahan dimensi jika dibandingkan dengan *pulmonary artery* yang normal.



Gambar 2- 8 *CT Scan Pulmonary Artery* normal

Sumber : (Graham dkk., 2005)



Gambar 2- 9 *CT Scan Right Pulmonary Artery Sarcoma*

Sumber : (Cervilla-Muñoz dkk., 2020)

2.2.4 Rekonstruksi CT Scan / MRI

File MRI / CT Scan memiliki format File DICOM atau kepanjangan dari *Digital Imaging and Communication in Medicine* yaitu standar pencitraan dan komunikasi dalam dunia medis yang diciptakan oleh National Electrical Manufacturers Association/NEMA (Asosiasi Produsen Elektrik Nasional) dan

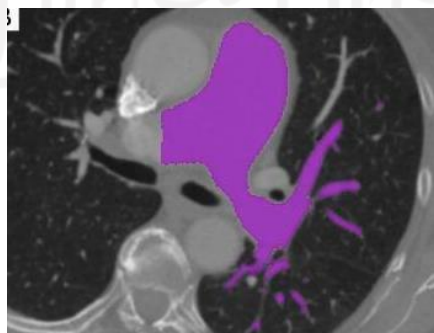
terdiri dari beberapa *slice* gambar 2D hasil pemindaian ini berfungsi untuk mendukung proses pendistribusian dan proses review gambar medis, seperti CT scan, dan MRI (Nurhayati, 2012). Agar dapat mengatasi keterbatasan visual yang hanya berbentuk gambar 2D, dibutuhkan segmentasi dan pemodelan CAD agar file MRI / CT Scan dapat divisualisasikan secara 3D dan jelas.

2.2.4.1 Segmentasi

Segmentasi adalah proses pemisahan satu bagian dari satu kesatuan. Tujuan utama dari segmentasi citra adalah pembagian sebuah citra ke dalam beberapa daerah yang sama berdasarkan karakteristiknya dan berdasarkan sifat-sifat tertentu dari citra yang dapat dijadikan pembeda (Bindu dkk., 2012). Dalam kasus ini adalah diperlukannya segmentasi *pulmonary artery* dari hasil MRI / CT scan rongga dada, untuk mengklasifikasikan piksel gambar yang ingin disegmentasikan dapat menggunakan fitur *thresholding* (Wirjadi, 2007).

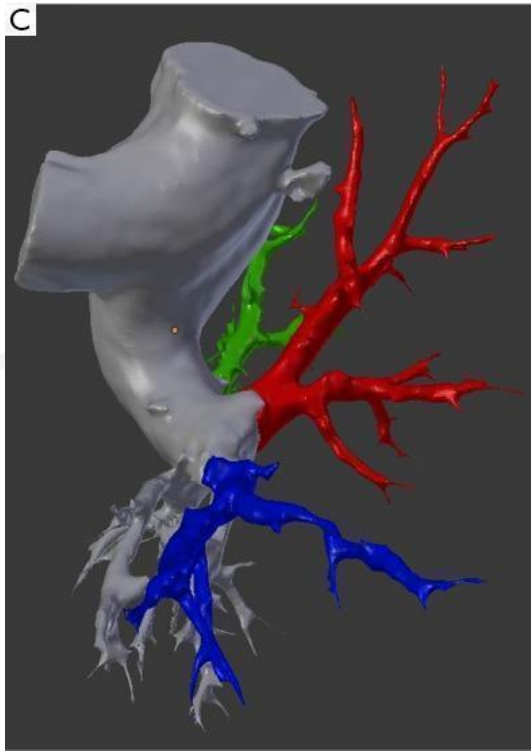
Thresholding Merupakan metode yang didasarkan pada pemisahan pixel ke dalam kelas yang berbeda tergantung pada tingkat keabuan masing - masing pixel atau *gray-level*. Pada *thresholding*, diasumsikan bahwa foreground dapat dikarakteristikan oleh kecerahannya (Witowski dkk., 2019).

Gambar 2-9 menunjukkan citra CT scan *pulmonary artery* yang sedang disegmentasi dengan software 3D-Slicer, bagian yang berwarna ungu adalah bagian yang akan dipilih untuk dipisahkan dan setelah itu ditampilkan secara 3 dimensi. Gambar 2-10 adalah hasil segmentasi dan telah divisualisasikan secara 3 dimensi dan file yang awalnya berformat DICOM telah diekspor menjadi .STL (*Stereolithography*) membedakan cabang cabang pulmonalis dengan warna yang berbeda dengan tujuan untuk media pembelajaran.



Gambar 2- 10 Segmentasi pada *pulmonary artery*

Sumber : (Witowski dkk., 2019)



Gambar 2- 11 *Pulmonary artery* Setelah di *Export* Menjadi *.STL*

Sumber : (Witowski dkk., 2019)

2.2.5 CAD

Computer Aided Design (CAD) adalah program komputer yang digunakan untuk membantu insinyur, teknisi, arsitek, *desainer* dalam merancang suatu produk baik menggambar model 2 dimensi maupun 3 dimensi (Ningsih, 2005). CAD semakin berkembang dengan diterapkan dalam desain Biomedis, hal ini disebut sebagai bio-CAD. Bio-CAD meliputi teknik kedokteran regeneratif, bedah dengan bantuan komputer, pemodelan struktural jaringan dan Informatika jaringan (Cheah dkk., 2003).

STL merupakan format komersial pertama dalam *Additive Manufacture (AM)* yang diproduksi oleh 3D System pada tahun 1987 (Jacobs, 1995). STL merupakan singkatan dari STereoLithography, tetapi terkadang juga diartikan sebagai *Standard Triangle Language* atau *Standar Tessellation Language* yang berfungsi menyimpan sebuah data dari suatu model tiga dimensi. Bentuk file ini berisikan geometri dari permukaan sebuah objek tanpa adanya representasi warna, tekstur ataupun atribut lain dari sebuah objek tiga dimensi dan dapat digunakan

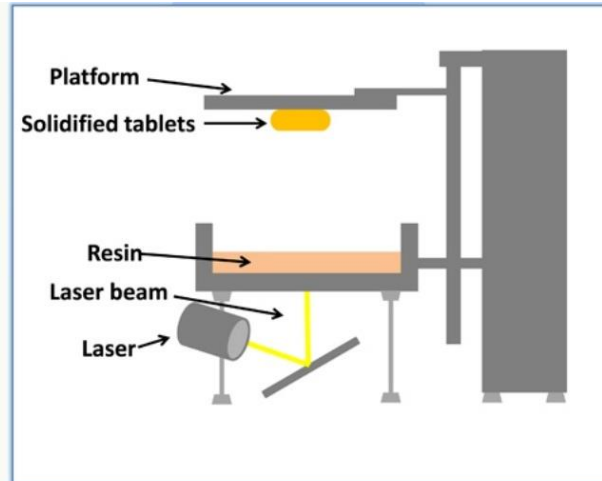
untuk 3D *printing*. STL file dihasilkan dari data 3D CAD yang melalui proses *save as* atau *export*. STL file dapat dihasilkan dalam bentuk format *binary* atau ASCII (teks) (Gibson dkk., 2014). Output dari proses ini berupa berupa tampilan 3D dengan *mesh* berbentuk segitiga. Pada file STL, permukaan solid gambar 3D CAD ditampilkan menggunakan permukaan segitiga dengan titik vektor di luar permukaan dari 3D solid.

2.2.6 3D Print

3D Print atau *additive manufacturing* adalah proses untuk membuat atau mewujudkan objek tiga dimensi dari model 3D yang bersumber dari data elektronik. Proses 3D Print model objek dikerjakan dengan proses aditif dimana lapisan berturut-turut bahan diletakkan di bawah kendali komputer. Model 3D (format STL) dari objek yang diperlukan sangat penting untuk proses ini (Attaran, 2017a).

Pencetakan tiga dimensi (3D print) memungkinkan produksi perangkat dan konstruksi yang cocok secara anatomis dan khusus pasien dengan tunabilitas dan kompleksitas tinggi. Ini juga memungkinkan fabrikasi sesuai permintaan dengan produktivitas tinggi namun hemat biaya. Akibatnya, 3D telah menjadi teknik manufaktur terkemuka dalam perawatan kesehatan dan kedokteran untuk berbagai aplikasi termasuk kedokteran gigi, rekayasa jaringan dan kedokteran regeneratif, model jaringan rekayasa, perangkat medis, model anatomi dan formulasi obat, industri perawatan kesehatan, akademisi dan bahkan termasuk pencetakan jaringan dan organ (Liaw dkk., 2017).

Salah satu jenis 3D Print yaitu 3D Print SLA (*stereolithography*). Proses SLA yaitu menggunakan wadah yang berisi cairan resin dan menggunakan sinar UV untuk mengeras resin. Proses pencetakannya adalah dengan menurunkan benda kerja pada sebuah platform dan saat benda kerja turun dipolimerisasi sinar UV hingga terbentuk struktur 3D (Jeong dkk., 2020). Berikut ilustrasi 3D *Print* SLA dapat dilihat pada Gambar 2- 12 dibawah ini.



Gambar 2- 12 3D Print SLA

Sumber : (Wang dkk., 2016)

2.2.7 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 tipe *mesh 2D triangular-quadrilateral*, *3D tetrahedral-hexahedral-pyramid-wedge*, dan *mesh campuran (hybrid)*. Fluent memiliki struktur data yang efisien dan lebih fleksibel, karena Fluent ditulis dalam Bahasa C. Fluent memiliki beberapa kelebihan diantaranya adalah mudah digunakan, model yang realistic, diskritisasi yang efisien, dan visualisasi yang mudah dimengerti (Ansys Fluent, 2023).

2.2.8 Computational Fluid Dynamic (CFD)

Computational Fluid Dynamics (CFD) adalah pemanfaatan komputer untuk menghasilkan informasi tentang bagaimana fluida mengalir pada kondisi tertentu. CFD digunakan untuk membuat prediksi aliran fluida di dalam suatu sistem tertentu pada suatu kondisi yang ditentukan (Widiawaty dkk., 2015). CFD adalah analisis sistem yang melibatkan aliran fluida, perpindahan panas dan fenomena terkait seperti reaksi kimia dengan simulasi berbasis komputer. teknik ini sangat kuat dan mencakup berbagai bidang aplikasi industri dan non-industri seperti contohnya *aerodynamics, hydrodynamic, power plant*, meteorologi dan bahkan

biomedical engineering (aliran darah pada arteri dan vena) (Versteeg dan Malalasekera, 1995). Terdapat beberapa langkah pada simulasi CFD, diantaranya adalah Menentukan model matematis, diskritisasi, skema numerik, dan *Post-Processing*.

2.2.8.1 Konsep Dan Aliran Fluida

Pada langkah ini ditentukan terlebih dahulu batasan yang akan disimulasikan serta model matematis yang sesuai, diantaranya adalah definisi fluida, model fluida, jenis aliran fluida, persamaan Navier-Stokes, dan persamaan kontinuitas.

1. Definisi dan karakteristik fluida

Fluida adalah suatu zat atau bahan yang dalam keadaan setimbang tidak dapat menahan gaya atau tegangan geser (shear force) atau zat yang dapat mengalir bila ada perbedaan tekanan dan atau tinggi (Raswari, 1986). Fluida juga dapat didefinisikan sebagai zat mampu alir dan dapat menyesuaikan bentuk dengan wadah yang ditempatinya, serta apabila diberikan tegangan geser, berapapun kecilnya akan menyebabkan zat tersebut bergerak dan berubah bentuk secara terus menerus selama tegangan tersebut bekerja (White, 1986). Zat yang termasuk fluida adalah zat cair dan zat gas.

2. Viskositas

Viskositas atau kekentalan adalah kemampuan untuk fluida bergerak karena adanya gesekan antar lapisan material (Munson dkk., 2002). Karenanya viskositas menunjukkan tingkat ketahanan suatu fluida untuk mengalir. Semakin besar viskositas maka aliran semakin lambat. Besarnya viskositas dipengaruhi beberapa faktor seperti temperatur, gaya tarik antar molekul, ukuran, dan jumlah molekul terlarut. Viskositas dapat dinyatakan sebagai tahanan aliran fluida yang merupakan gesekan antar molekul cairan satu dengan yang lain. Suatu jenis fluida yang mudah mengalir dapat dikatakan memiliki viskositas yang rendah, dan sebaliknya jika fluida sulit mengalir dikatakan memiliki viskositas yang tinggi (Sarojo, 2009).

Fluida baik zat cair maupun zat gas yang jenisnya berbeda memiliki tingkat kekentalan yang berbeda. Pada zat cair, viskositas disebabkan karena adanya gaya kohesi (gaya tarik menarik antara molekul sejenis). Sedangkan dalam zat gas,

viskositas disebabkan oleh tumbukan antara molekul (Giancoli, 2014). Viskositas dilambangkan dengan μ

3. Densitas

Densitas atau rapat jenis (ρ) adalah jumlah atau kuantitas konsentrasi suatu zat yang dinyatakan dalam massa per satuan volume. Densitas merupakan kerapatan suatu material atau sering didefinisikan sebagai perbandingan massa dengan volume. Densitas air hampir konstan pada 1000 kg/m^3 .

Densitas fluida dapat dirumuskan dengan persamaan berikut:

$$\rho = \frac{m}{v} [\text{kg/m}^3] \quad (1)$$

Dimana:

ρ = Massa jenis (kg/m^3)

m = Massa (kg)

v = Volume (m^3)

Fluida *compressible* atau mampu mampat adalah fluida yang densitas atau kerapatan massanya bisa berubah-ubah; densitas meningkat jika menerima tekanan, dan menurun jika mengalami ekspansi. Fluida *incompressible* atau tak mampu mampat adalah fluida yang jika dikenai tekanan perubahan kerapatan massanya sangat kecil sehingga diabaikan dan dianggap tidak bisa berubah densitasnya. Udara mampu dimampatkan oleh kompresor; sedangkan udara yang mengalir di sekitar bodi mobil atau kipas angin umumnya dianggap *incompressible*. Udara yang bergerak cepat, akan mengalami kompresi; namun biasanya baru dianggap *compressible* jika kecepataannya melebihi sepertiga dari kecepatan suara. Air dalam berbagai macam aplikasi selalu dianggap inkompresibel karena perubahan densitasnya sangat kecil (Ghurri, 2014).

4. Prinsip Kontinuitas

Persamaan kontinuitas menyatakan bahwa suatu aliran yang masuk dan satu aliran yang keluar dalam satu saluran jika alirannya stabil maka tidak ada akumulasi cairan tambahan dan kekurangan dalam volume, laju aliran dimana fluida mengalir dari volume satu ke volume dua harus sama dengan laju dimana aliran keluar dari volume satu atau selain itu (Munson dkk., 2002).

Persamaan kontinuitas diperoleh dari hukum kekekalan massa yang menyatakan bahwa untuk aliran yang stasioner massa fluida yang melalui semua

bagian dalam arus fluida tiap satuan waktu adalah sama. Atau dapat diartikan persamaan kontinuitas menyatakan hubungan antara kecepatan fluida yang masuk pada suatu pipa terhadap kecepatan fluida yang keluar (White, 1986). Persamaan kontinuitas pada aliran *unsteady* dan *incompressible* ruang 3 dimensi adalah sebagai berikut (Ismanto dkk., 2021) :

$$\left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z}\right) = 0 \quad (2)$$

Dimana:

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

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

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

5. Persamaan Navier-Stokes

Persamaan Navier-Stokes merupakan persamaan yang disajikan dalam bentuk berpasangan yang menjelaskan pergerakan suatu fluida baik cair maupun gas (Gilles dan Rieusset, 2018). Persamaan - persamaan ini menyatakan bahwa perubahan momentum partikel fluida bergantung pada gaya gesek (viskositas) yang bekerja pada fluida. Dengan kata lain persamaan Navier-Stokes menjelaskan kesetimbangan gaya-gaya yang bekerja pada fluida. Persamaan Navier-Stokes merupakan sistem persamaan diferensial parsial nonlinier orde dua yang kompleks dengan memiliki satu atau lebih turunan-turunan parsial (Hapsoro dan Srigutomo, 2013). Menurut Abbasian et al., (2020) persamaan Navier-Stokes untuk aliran laminar, *unsteady*, dan *incompressible* dapat ditulis pada persamaan berikut (Cengel & Cimbala, 2006):

X Momentum

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

Y Momentum

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (4)$$

Z Momentum

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (5)$$

Dimana:

ρ = Massa Jenis (kg/m^3)

u = Kecepatan (m/s)

t = Waktu (s)

p = Tekanan (Pa)

μ = Viskositas(kg/m.s)

6. Fluida *Non-Newtonian*

Fluida non-Newtonian mengalir tidak kontinyu; jika dikenai tegangan geser, misalnya dengan mengaduknya, maka akan timbul area kosong yang kemudian perlahan akan terisi kembali. Contoh fluida non-Newtonian adalah bahan puding (yang masih cair) dan cairan cat. Pengadukan pada fluida non-Newtonian bisa menurunkan viskositasnya, misalnya cat cair. Dalam keadaan tertentu pasir juga bisa dikategorikan sebagai fluida non-Newtonian. Pasir dan cat cair memiliki sifat yang sangat berbeda; hal pokok yang membuat keduanya dikategorikan sebagai fluida non-Newtonian adalah bahwa keduanya tidak mengalir secara kontinyu (Ghurri, 2014).

Darah terdiri dari sel darah merah, sel darah putih, keping darah dan plasma yang mengakibatkan darah memiliki viskositas yang tidak konstan, sehingga darah dapat dikategorikan sebagai fluida non-newtonian (Aprillia, 2016).

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

Property	Normal artery
Density (kg/m^3)	1060
Zero Shear Viscosity (Pa-s) (μ_0)	0.056
Infinite Shear Viscosity (μ_∞) (Pa-s)	0.0035
Power Law Index (n_c)	0.3568
Time Constant, λ (s)	3.313

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

Sumber : (Krishnan dan Anantharaman, 2022)

Pada gambar diatas menunjukkan properti fluida darah yang kemudian dimodelkan dengan model *carreau* yaitu model yang nilai viskositasnya bergantung pada laju geser, dituliskan dalam persamaan berikut:

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{n-\frac{1}{2}} \quad (6)$$

Dimana :

$\dot{\gamma}$ = Laju geser

μ_0 = viskositas saat laju geser rendah (Pa.s)

μ_{∞} = viskositas saat laju geser tinggi (Pa.s)

λ = Karakteristik waktu (s)

n = Indeks Perilaku Aliran

7. Aliran Laminar dan *Unsteady*

Aliran laminar adalah aliran dimana pergerakan partikel fluida dalam lapisan lapisan atau lamina lamina dengan satu lapisan meluncur secara lancar. Bilangan Reynolds pada aliran laminar ini adalah kurang dari 2100 ($Re < 2100$) (Munson dkk., 2009). Gambar 2-14 menunjukkan arah aliran laminar yang sejajar dan lurus. Sedangkan aliran *unsteady* adalah aliran yang tekanan dan kecepatannya berubah terhadap waktu dan posisi, sehingga partikel yang melewati suatu titik membentuk lintasan yang berubah (Subagyo, 2018).



Gambar 2- 14 Aliran Laminar

Sumber : (Munson dkk., 2009)

2.2.8.2 Diskritisasi

Diskritisasi adalah proses kuantisasi sifat sifat kontinu. Kuantisasi diartikan sebagai proses pengelompokkan sifat-sifat kontinu pada selang-selang tertentu (*step size*) (Khamidiyah, 2015). Terdapat dua jenis diskritisasi yaitu:

1. Diskritisasi Ruang atau Spasial

Pada proses ini, ditentukan bentuk dan pembatasan pada ruang geometri yang akan digunakan untuk simulasi. Kemudian berlanjut ke proses

pendistribusian titik titik di seluruh permukaan dalam domain geometri tersebut. Himpunan titik-titik inilah yang akan menggantikan kontinuitas pada ruang nyata dengan sejumlah titik titik atau dinamakan *grid* atau *mesh*.

2. Diskritisasi Model Persamaan Matematika

Pada diskritisasi ini, bentuk persamaan diferensial parsial akan ditransformasi menjadi beberapa operasi aritmatik. Hasilnya, akan diperoleh kumpulan relasi persamaan antara nilai pada titik/*mesh* yang saling berhubungan. Proses ini juga dikenal dengan sebutan *finite volume method*.

2.2.8.3 Skema dan Solusi Numerik

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

2.2.8.4 Post-Processing

Tahap ini adalah tahap untuk melihat distribusi parameter, mendeteksi karakteristik struktur dan meninjau mekanisme fisik aliran fluida berdasarkan hasil komputasi atau eksperimen (Wu dkk., 2013).

2.2.9 Gerak Harmonis Sederhana

Setiap gerak yang terjadi secara berulang dalam selang waktu yang sama disebut gerak periodik. Gerak periodik yang terjadi secara teratur disebut gerak harmonis (Susilo dkk., 2012). Ada beberapa hal yang mempengaruhi gerak harmonis yaitu periode, frekuensi dan kecepatan. Hubungan dari hal yang mempengaruhi gerak harmonis dapat dilihat pada persamaan berikut ini (Saripun dkk., 2009):

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \text{ atau } \omega = 2\pi f \quad (7)$$

Dimana :

ω = Kecepatan Sudut (rad/s)

T = Periode (s)

f = Frekuensi Gelombang (Hz)

Dengan adanya kecepatan dalam gerak periodik, maka dapat menghitung kecepatan yang terjadi terhadap waktu. Untuk persamaan kecepatan terhadap waktu dapat dituliskan sebagai berikut (Saripun dkk., 2009):

$$y(t) = A \sin(\omega t) \quad (8)$$

Diketahui:

A = Amplitudo (m)

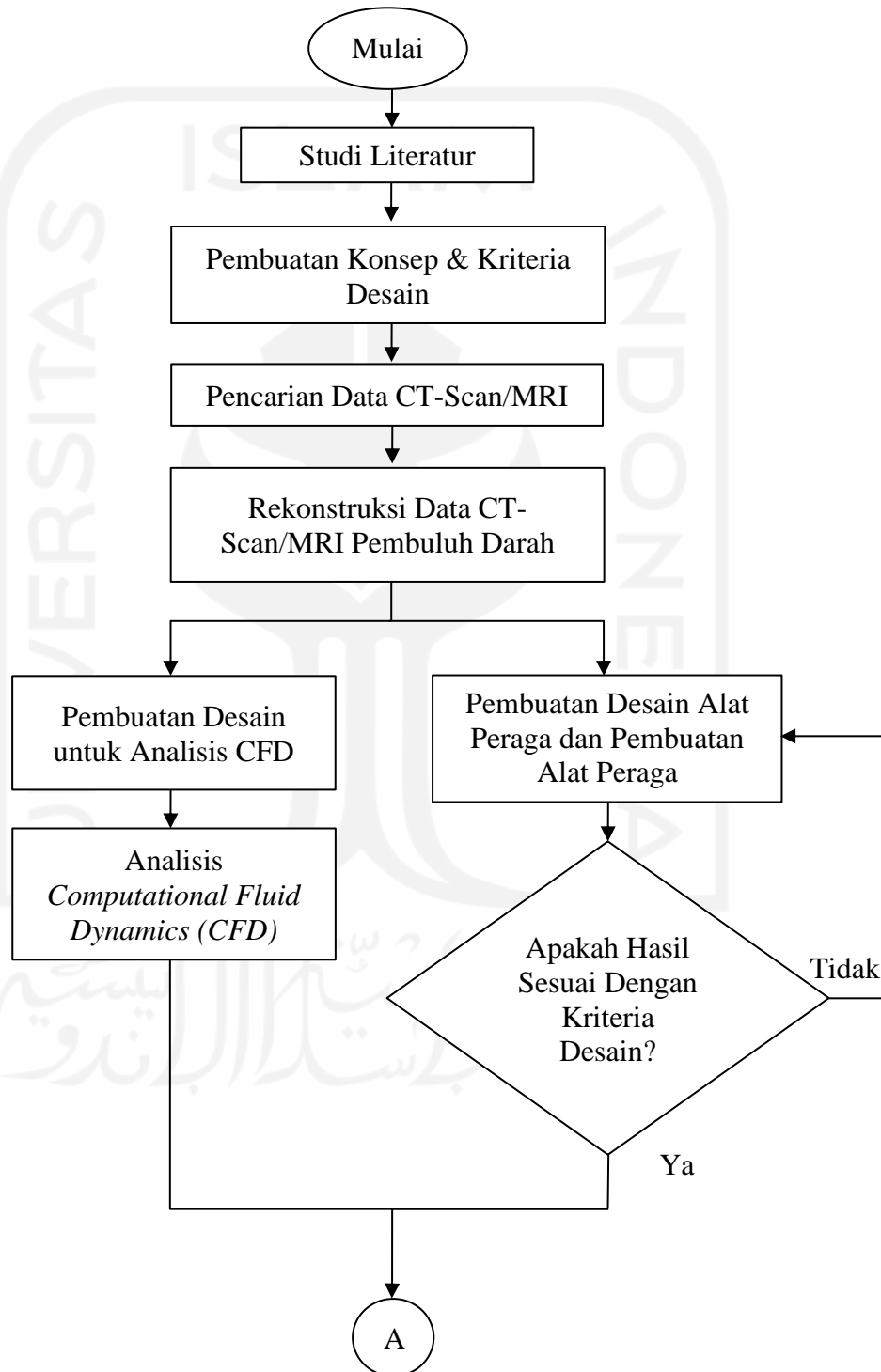
ω = Kecepatan Sudut (rad/s)

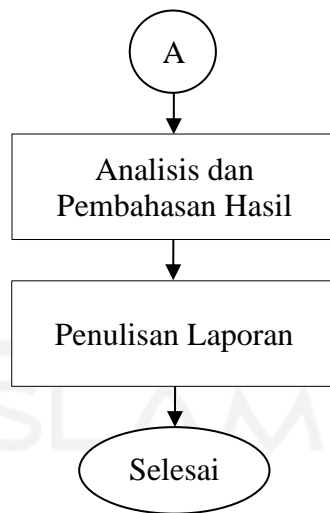
t = Waktu (s)

BAB 3

METODE PENELITIAN

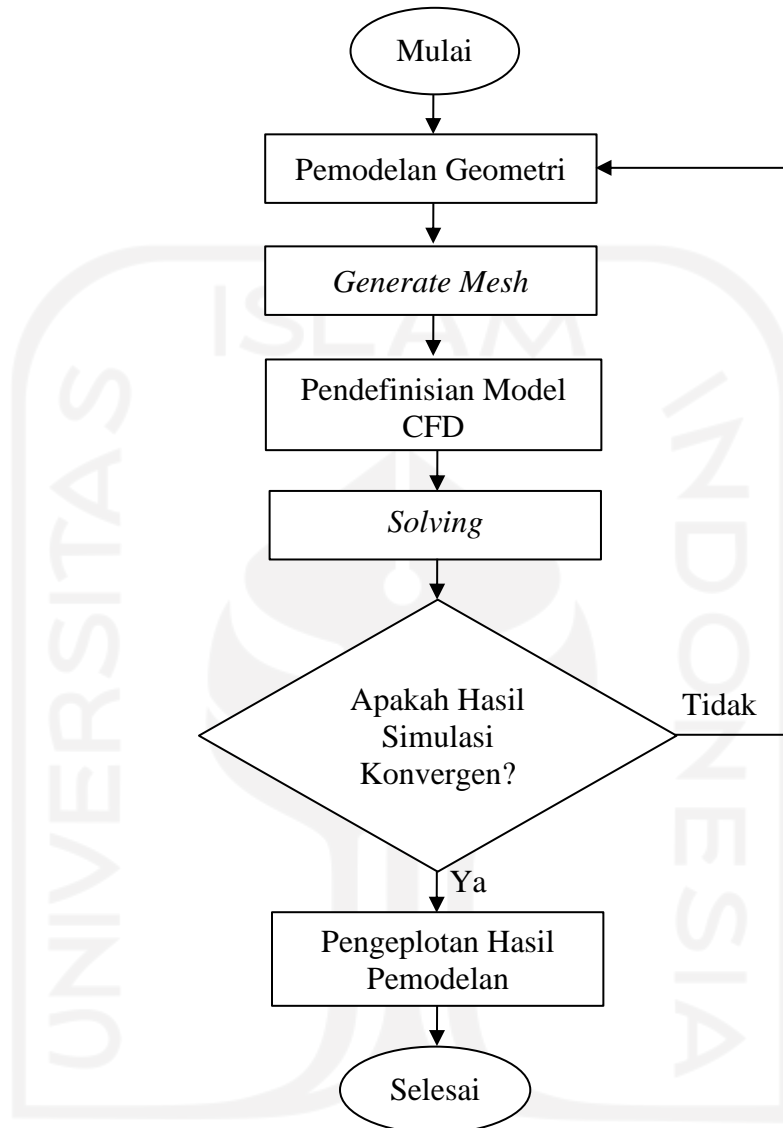
3.1 Alur Penelitian





Gambar 3- 1 Diagram Alir Penelitian

Dibawah ini merupakan diagram alur *Computational Fluid Dynamics* (CFD) ditunjukkan pada Gambar 3- 2 dibawah ini.



Gambar 3- 2 Diagram Alir CFD

3.2 Kriteria Desain

Pada perancangan alat peraga dan simulasi fenomena aliran pada *pulmonary artery* dan *pulmonary artery sarcoma* dibutuhkan kriteria dalam pembuatan desain dan produk. Berikut adalah kriteria yang harus terpenuhi:

3.2.1 Kriteria Hasil Rekonstruksi

1. Model *pulmonary artery* dan *pulmonary artery sarcoma* berasal dari rekonstruksi MRI/CT scan.
2. Hasil rekonstruksi mampu untuk dilakukan simulasi CFD dan dapat dicetak dengan 3D Print SLA.
3. Desain 3D pembuluh darah berupa *part solid body*.
4. Hasil rekonstruksi pembuluh darah memiliki *mesh elements* < 512000.

3.2.2 Kriteria Desain

1. Alat peraga memiliki bentuk yang menyerupai pembuluh darah asli.
2. Alat peraga dari *pulmonary artery* dan *pulmonary artery sarcoma* dapat menampilkan perbedaan visual yaitu bentuk dan kontur yang dapat dilihat dengan jelas sehingga membantu tenaga medis dalam melihat bentuk visual dibandingkan dengan gambar CT/MRI.
3. Alat peraga pembuluh darah transparan.
4. Ukuran alat peraga meliputi ketebalan dinding dan diameter *inlet* dan *outlet* memiliki perbedaan kurang dari 20% dengan desain.

3.3 Alat dan Bahan

Pada penelitian ini digunakan beberapa alat dan bahan untuk melaksanakan penelitian. Alat dan bahan yang digunakan adalah sebagai berikut

3.3.1 Alat

Alat yang digunakan pada penelitian ini dapat dilihat pada Tabel 3-1 dibawah ini:

Tabel 3- 1 Alat

No.	Alat	Fungsi
1	Laptop	Perangkat utama dalam pembuatan desain dan simulasi
2	Photon Mono X SLA 3D Printer	Mencetak alat peraga Pembuluh darah <i>pulmonary artery</i> dan <i>pulmonary artery sarcoma</i>
3	Formlabs Cure	Mengeringkan hasil cetakan SLA 3D Printer
4	3D Slicer	<i>Software</i> untuk mensegmentasi gambar MRI/CT Scan
5	Solidworks 2022	Software Untuk merubah desain menjadi solid body
6	Autodesk Meshmixer	Software untuk menghaluskan kontur dan memotong permukaan pembuluh darah
7	Microsoft Visual Studio	Software untuk membuat kode User Defined Function
8	Ansys Fluent Studio 2022	Software untuk melakukan simulasi aliran darah
9	Photon Workshop	Software untuk menerjemahkan desain yang telah dibuat agar dapat dicetak dan mengatur parameter serta layout pembuluh pada mesin 3D Print

3.3.2 Bahan

Bahan yang digunakan dalam penelitian dapat dilihat pada Tabel 3-2 dibawah ini:

Tabel 3- 2 Bahan

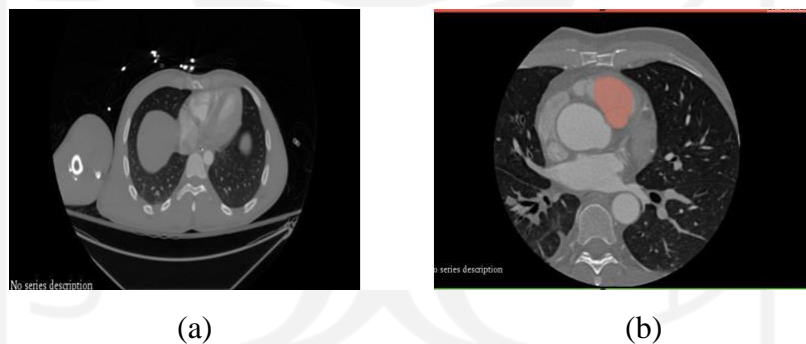
No.	Bahan	Fungsi
1	File MRI/CT Scan <i>Pulmonary Artery</i> dan <i>Pulmonary Artery Sarcoma</i>	Sebagai bahan utama dalam desain dan produk penelitian
2	Esun Resin Clear Pla	Sebagai bahan dasar pembuatan alat peraga
3	Amplas grid 250, 500, 800, 1500	Untuk menghaluskan permukaan hasil 3D Print alat peraga
4	Turtle Wax Rubbing & Polish Compound	Untuk menghaluskan kontur alat peraga setelah pengamplasan
5	Sapporo Spray Ultimate Clear	Untuk membuat alat peraga terlihat bersih dan mengkilat

3.4 Rekonstruksi Pulmonary artery

Tahapan dalam rekonstruksi pembuluh darah *pulmonary artery* dan penyakit *pulmonary artery sarcoma* adalah sebagai berikut:

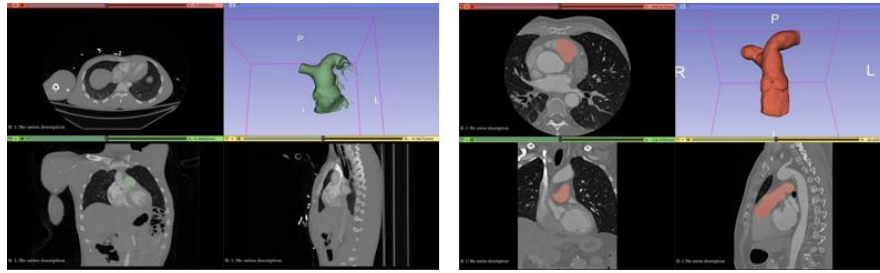
3.4.1 Segmentasi

Langkah pertama dalam rekonstruksi pembuluh darah *pulmonary artery* dan penyakit *pulmonary artery sarcoma* adalah dengan cara mensegmentasi atau memilih bagian yang ingin diambil dari file MRI/CT Scan yang berformat DICOM lalu di-*export* menjadi file STL. File MRI/CT Scan yang didapat adalah file DICOM seluruh bagian dada dan hanya akan diambil atau disegmentasi bagian *pulmonary artery* dan *pulmonary artery sarcoma* saja, file diambil dari website www.embodi3d.com yaitu website biomedis penyedia gambar MRI/CT Scan untuk kepentingan penelitian, tautan data MRI/CT Scan *pulmonary artery sarcoma* dapat diakses pada www.embodi3d.com/files/file/22002-pulmonary-artery-sarcoma/. Gambar 3-3 menunjukkan file DICOM seluruh bagian dada yang divisualisasikan dengan aplikasi 3D Slicer.



Gambar 3- 3 (a) DICOM Dada Normal (b) DICOM Dada Dengan *Pulmonary Artery Sarcoma*

Kemudian untuk proses segmentasi sendiri menggunakan aplikasi 3D Slicer yaitu aplikasi visualisasi dan editing gambar MRI/CT Scan. File DICOM yang menunjukkan seluruh dada normal dan terdapat *sarcoma* disegmentasi menggunakan *tools threshold* dengan tujuan untuk mengambil bagian *pulmonary artery* saja. Gambar 3-4 menunjukkan gambar MRI/CT Scan beserta *pulmonary artery* yang telah disegmentasi. Hasil segmentasi lalu di-*export* menjadi STL.



(a)

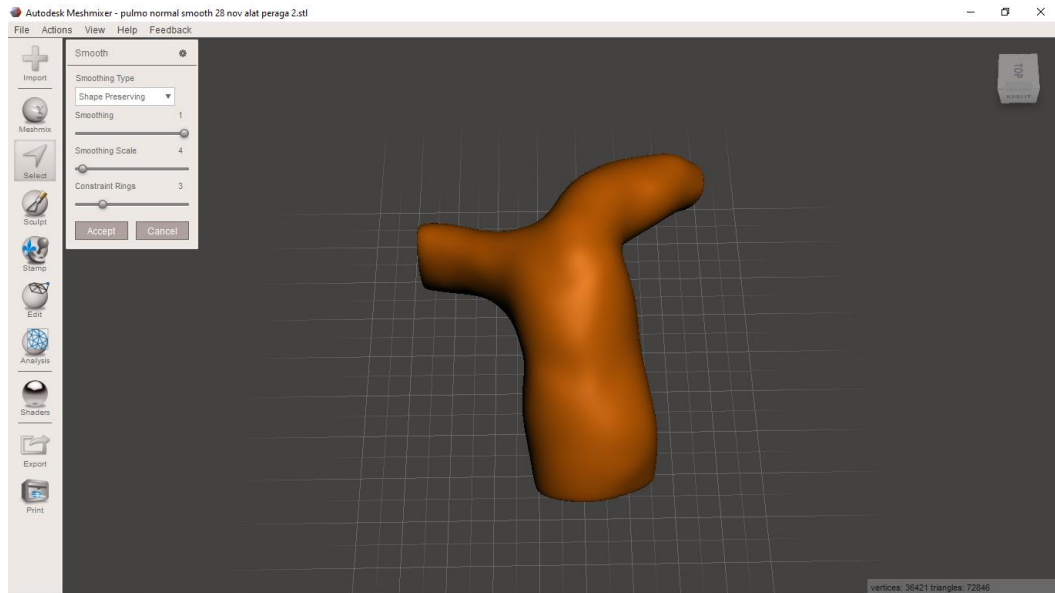
(b)

Gambar 3- 4 (a) Segmentasi *Pulmonary Artery Normal* (b) Segmentasi *Pulmonary Artery Sarcoma*

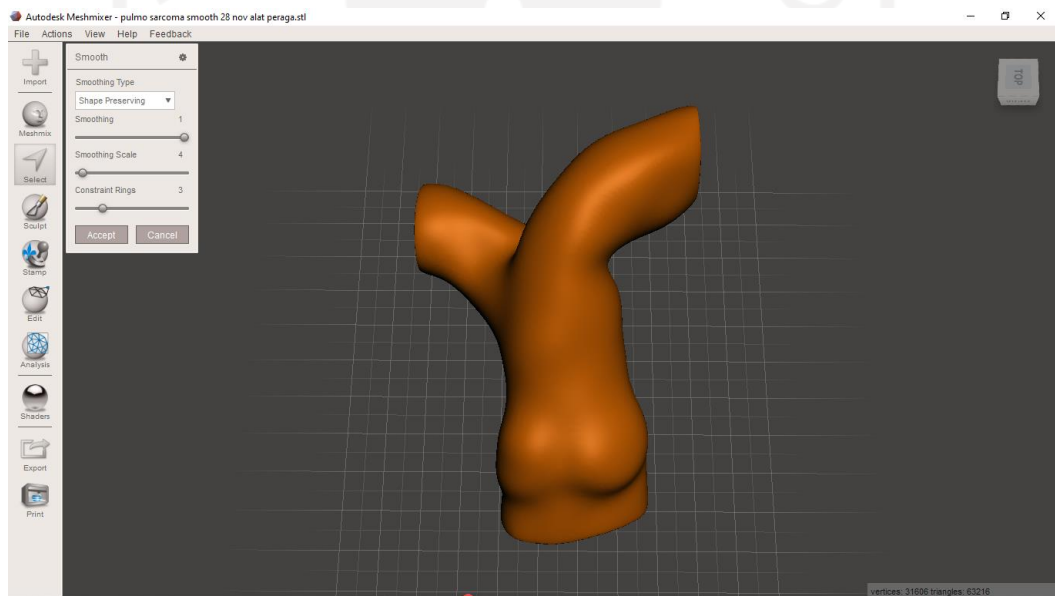
3.5 Pembuatan Desain Pembuluh Darah

3.5.1 *Smoothing dan Cutting*

Setelah tahap segmentasi dilakukan dan didapat *pulmonary artery* dalam format STL, lalu file tersebut di-*import* pada aplikasi *Autodesk Meshmixer* untuk dilakukan *smoothing* dan *cutting* atau penghalusan kontur dan pemotongan bagian yang tidak diperlukan agar nantinya *mesh* yang terbentuk tidak lebih dari 512000 *mesh elements* dan dapat disimulasikan dengan *Ansys Students 2022*, pemotongan dilakukan pada bagian *inlet*, *outlet* kanan, dan *outlet* kiri. Proses *smoothing* dan *cutting* pada *pulmonary artery normal* dan *pulmonary artery sarcoma* menggunakan *tools Smooth* dengan *smoothing scale* sebesar 4 dan *tools plane cut* untuk memotong bagian ujung pembuluh, ditunjukkan pada Gambar 3- 5 dan Gambar 3- 6 dibawah ini.



Gambar 3- 5 *Smoothing dan Cutting Pulmonary Artery Normal*

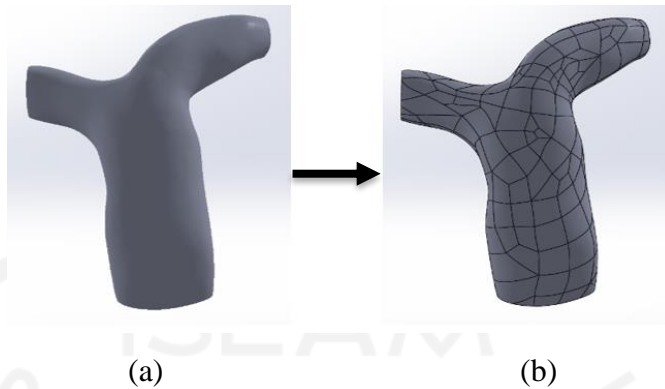


Gambar 3- 6 *Smoothing dan Cutting Pulmonary Artery Sarcoma*

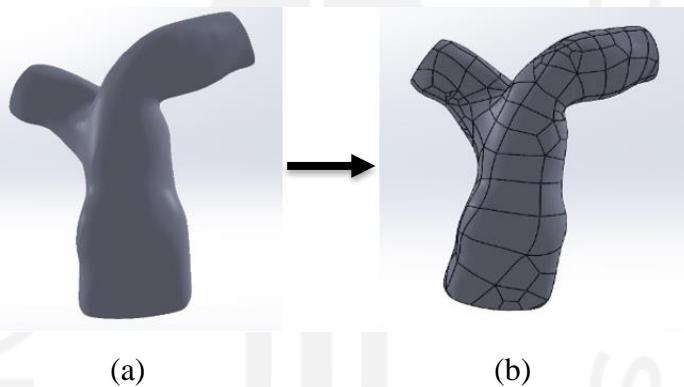
3.5.2 *Surface Body to Solid Body*

Pada tahap *Smoothing dan Cutting*, model pembuluh darah masih berbentuk STL atau dalam bentuk *surface body*. Maka dari itu, diperlukannya untuk merubah *surface body* ke dalam bentuk *solid body* dikarenakan bentuk solid pada volume model pembuluh darah berfungsi sebagai domain tempat fluida mengalir pada simulasi CFD. Proses merubah *surface body* menjadi *solid body* ini menggunakan perangkat lunak *Solidworks 2020 add-in: ScanTo3D* dan output file

yang dihasilkan adalah SLDPRT. Proses *surface body to solid body* dapat dilihat pada Gambar 3- 7 dan Gambar 3- 8 dibawah ini.



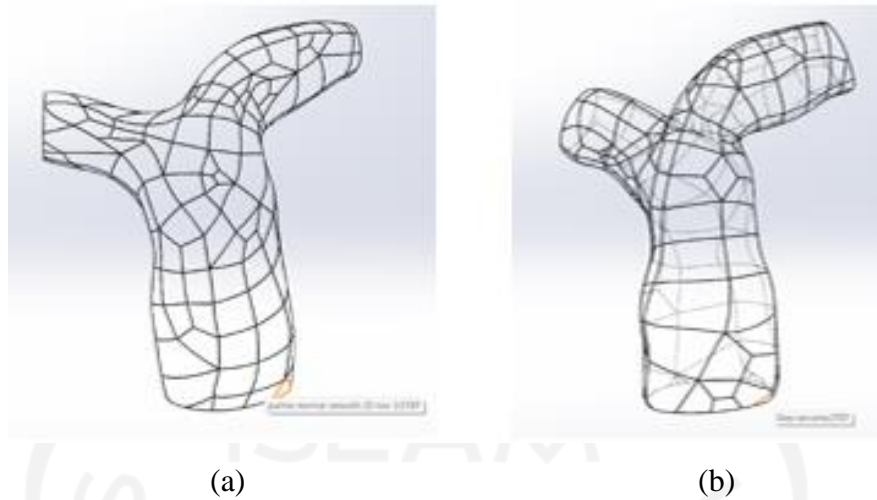
Gambar 3- 7 (a) *Pulmonary Artery Normal* STL (b) *Pulmonary Artery Normal* SLDPRT



Gambar 3- 8 (a) *Pulmonary Artery Sarcoma* STL (b) *Pulmonary Artery Sarcoma* SLDPRT

3.5.3 Convert to Ansys File

Setelah model pembuluh berbentuk *solid body* langkah selanjutnya adalah meng-*convert* format file dari SLDPRT menjadi STEP dengan Solidworks 2022. File STEP diperlukan agar file model pembuluh darah dapat dibaca dan diproses dengan Ansys Fluent Students R2 2022 untuk dilakukan simulasi aliran darah. Gambar 3- 9 menunjukkan file *pulmonary artery* yang sudah di-*convert* menjadi file STEP dan siap untuk dilakukan analisis di Ansys.



Gambar 3- 9 (a) *Pulmonary Artery Normal STEP* (b) *Pulmonary Artery Sarcoma STEP*

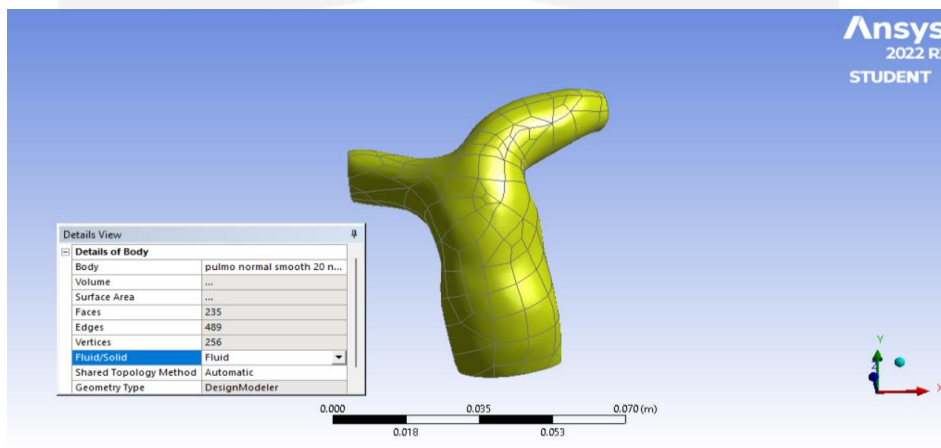
3.6 *Computational Fluid Dynamics (CFD)*

Pada simulasi *Computational Fluid Dynamics (CFD)* terdapat beberapa langkah dasar, yaitu sebagai berikut:

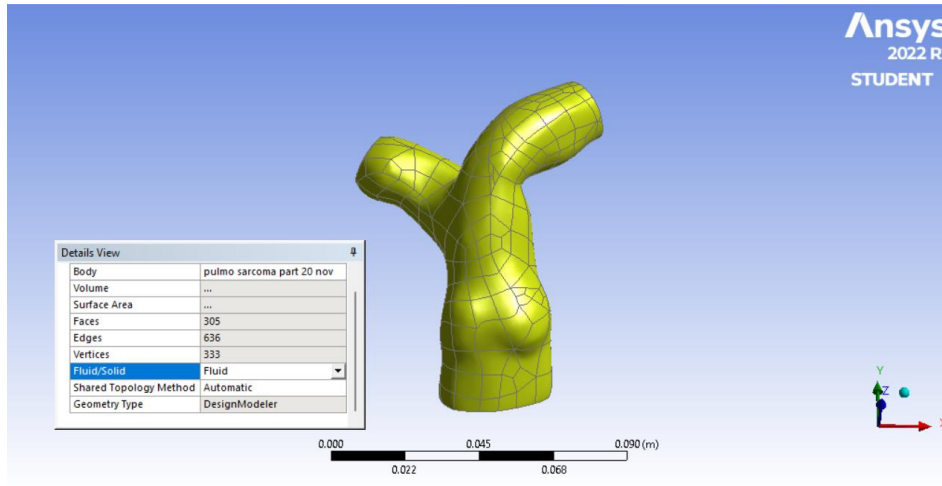
3.6.1 *Pre-Processing*

1. Pemodelan Geometri

Pada langkah ini dilakukan *import geometry* model pulmonary artery normal dan pulmonary artery sarcoma dari hasil rekonstruksi yang telah dilakukan, file STEP di-*import* di Ansys Fluent 2022 dan ditentukan domain fluidanya. Gambar 3- 10 dan Gambar 3- 11 menunjukkan *import geometry* dan penentuan domain fluida.



Gambar 3- 10 *Import Geometry Pulmonary Artery Normal*

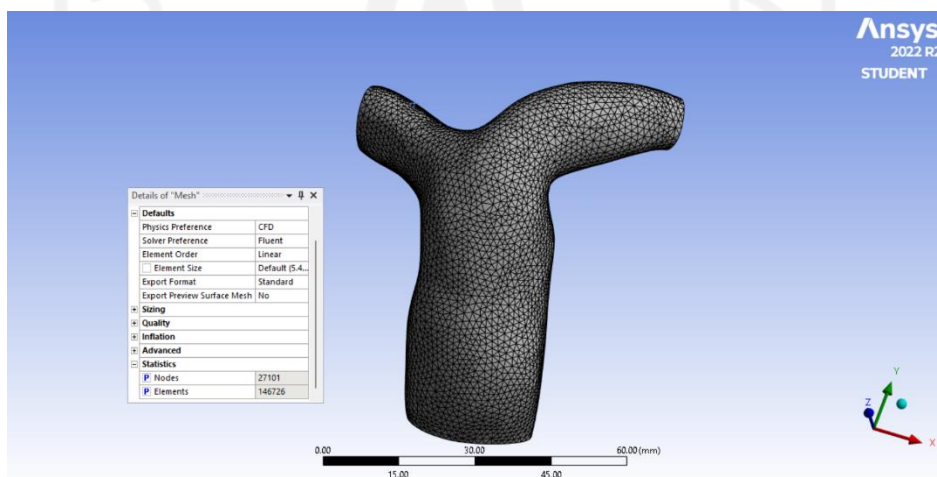


Gambar 3- 11 Import Geometry Pulmonary Artery Sarcoma

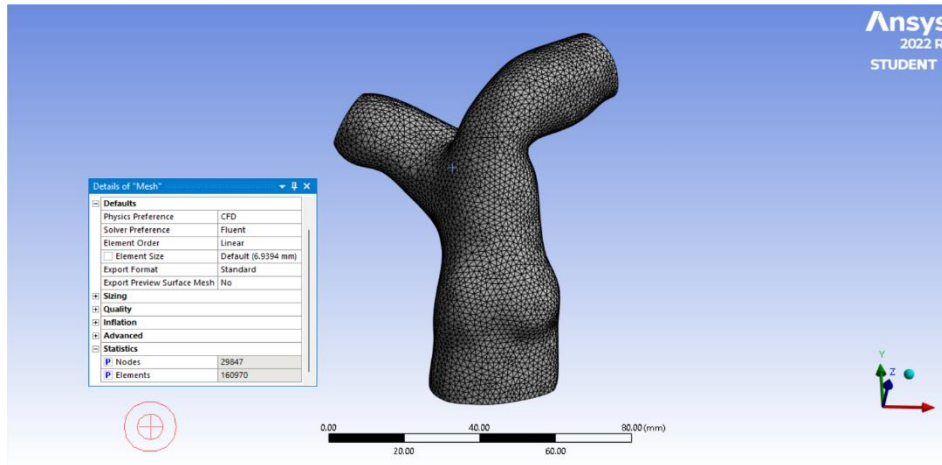
2. Meshing

Pada proses *meshing* atau *generate mesh* yang bertujuan untuk membagi kontrol volume geometri menjadi elemen yang lebih kecil dan halus untuk mendapatkan hasil yang lebih konvergen saat analisa dilakukan, selain itu pada proses ini juga ditentukan bagian yang akan dijadikan sebagai *inlet*, *outlet*, dan *wall* (dinding pembuluh).

Mesh yang digunakan adalah jenis *tetrahedral* dengan jumlah *mesh nodes* sebanyak 27101 dan jumlah *mesh elements* sebanyak 146726 *mesh elements* pada *pulmonary artery normal* (Gambar 3- 12), sedangkan pada *pulmonary artery sarcoma mesh* terdapat 29847 *nodes* dan 160970 *mesh elements* (Gambar 3- 13).



Gambar 3- 12 Meshing Pulmonary Artery Normal



Gambar 3- 13 Meshing Pulmonary Artery

3.6.2 Processing

Pada langkah ini, dilakukan *set-up* analisis CFD dan diperlukan asumsi yang mendukung. Pertama adalah mendefinisikan jenis fluida yang akan digunakan pada analisis CFD, aliran darah diasumsikan bersifat laminar, berdenyut sebanyak 120 kali per menit (120 bpm) sesuai dengan kondisi jantung normal dan darah sebagai fluida Non-Newtonian.

1. Material Fluida

Dikarenakan darah adalah fluida *Non-Newtonian* dan nilai material fluida bersifat mutlak karena melalui pembuktian biologis, maka berikut ini adalah rincian nilai material yang digunakan pada analisis CFD.

Tabel 3- 3 Material Fluida

Fluida <i>Non-Newtonian</i> (Darah)	
<i>Density</i>	1060 kg/m ³
<i>Time Constant, λ</i>	3.313 s
<i>Power Law Index</i>	0.3568
<i>Zero Shear Viscosity</i>	0.056 (Pa-s)
<i>Infinite Shear Viscosity</i>	0.0035 (Pa-s)

Sumber : (Krishnan dan Anantharaman,, 202)

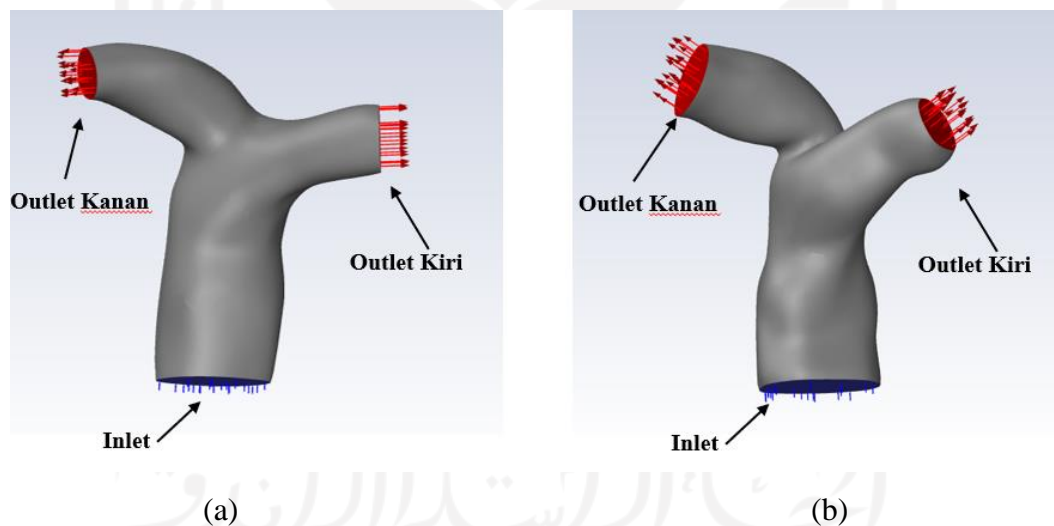
2. Kondisi Batas

Penentuan kondisi batas pada analisis ini menggunakan *pulsatile unsteady inlet velocity*. Pada Tabel 3- 4 ditunjukkan bahwa *gauge pressure* pada *outlet* kanan dan *outlet* kiri adalah 13332 Pa didapat dari perhitungan rata rata 2 fase jantung (sistol dan diastol), dan dinding pembuluh darah (*wall*) bersifat *rigid no slip*.

Tabel 3- 4 Kondisi Batas

<i>Boundary Condition</i>	
<i>Inlet</i>	<i>Unsteady Inlet Velocity</i>
<i>Outlet Kanan</i>	<i>Gauge Pressure (13332 Pa)</i>
<i>Outlet Kiri</i>	<i>Gauge Pressure (13332 Pa)</i>
<i>Wall</i>	<i>Rigid, no slip</i>

Kemudian untuk letak *inlet* dan *outlet* yang telah ditentukan pada *pulmonary artery* normal dan *sarcoma* dapat dilihat pada Gambar 3- 14 dibawah ini.



Gambar 3- 14 (a) *Inlet* dan *Outlet Pulmonary Artery Normal* (b) *Inlet* dan *Outlet Pulmonary Artery Sarcoma*

Sedangkan untuk uraian kondisi batas adalah sebagai berikut:

a. *Inlet*

Kecepatan pada *inlet* berubah terhadap waktu dengan rentang waktu 120 Bpm (*pulsatile unsteady inlet velocity*) yang didefinisikan menggunakan kode *udf*

(*user defined function*) yang didapat dari internet dan diedit dengan aplikasi *microsoft visual studio*, ditunjukkan pada Gambar 3- 15 dibawah ini.

```

1  #include "udf.h"
2  #define PI 3.141592654
3
4  DEFINE_PROFILE(velocity_function, thread, position)
5  {
6
7  face_t f;
8  real t = CURRENT_TIME;
9
10 begin_f_loop(f, thread)
11 {
12 F_PROFILE(f, thread, position) = 0.57*sin(2*PI*2*t);
13 }
14 end_f_loop(f, thread)
15
16 }

```

Gambar 3- 15 Kode Udf

Pada Gambar 3-15 menggunakan persamaan gerak harmonik sederhana karena kecepatan *inlet* bergerak dalam bentuk gelombang *sinusoidal* dan dalam keadaan jantung berdenyut dituliskan dengan persamaan yang didapatkan dari www.mr-cfd.com yaitu:

$$v(t) = A \sin(\omega t) \quad (9)$$

$$\omega = 2\pi f \quad (10)$$

$$v(t) = 0.57 \times \sin(2 \times \pi \times 2 \times t) \quad (11)$$

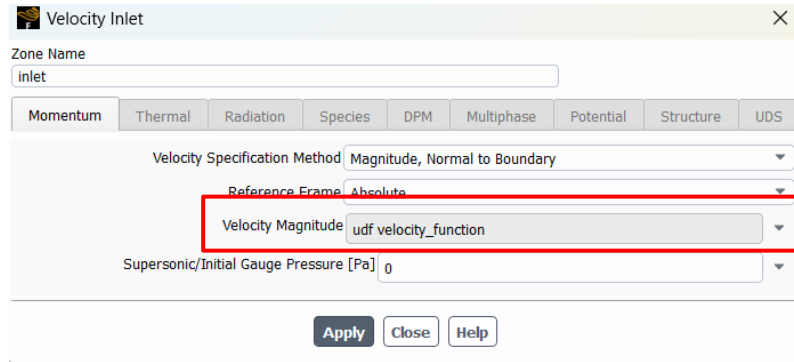
Dimana:

A = Maksimum Velocity Magnitude (m/s) = 0.57 m/s (pada *pulmonary artery*)

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

t = Flow Time (s)

Setelah kode *udf* dibuat maka selanjutnya menginterpretasikan kode *udf* tersebut pada zona *inlet*, *velocity magnitude*. Lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 3- 16 dibawah ini.



Gambar 3- 16 Kondisi Batas Zona *Inlet*

Untuk melihat nilai bilangan Reynolds pada *pulmonary artery* normal dan *sarcoma* yang memiliki bentuk *inlet noncircular* digunakan persamaan untuk menghitung diameter *inlet* sebagai berikut (Aminudin, 2020):

$$D = 4 \frac{A}{P} \quad (12)$$

Dimana:

D = Diameter (mm)

A = Luas Permukaan (mm²)

P = Perimeter (mm)

Pada *pulmonary artery* normal didapat hasil sebagai berikut:

$$D = 4 \frac{310.94}{64.94} \quad (13)$$

$$D = 19.13 \text{ mm} \text{ atau } 0.01913 \text{ m} \quad (14)$$

Sedangkan pada *pulmonar artery sarcoma* adalah sebagai berikut:

$$D = 4 \frac{747.18}{99.36} \quad (15)$$

$$D = 30.08 \text{ mm} \text{ atau } 0.03008 \text{ m} \quad (16)$$

Diameter *inlet* yang telah diperoleh dapat digunakan untuk menghitung bilangan reynold (Re) pada fluida *Non-Newtonian*, diperlukan juga kecepatan aliran dan *zero shear viscosity*. Persamaan untuk mencari nilai Re adalah sebagai berikut (Alam dkk., 2021):

$$Re = \frac{\rho U_{\infty} D}{\mu_0} \quad (17)$$

Dimana:

Re = Bilangan *Reynolds*

ρ = Massa Jenis (kg/m^3)

U_∞ = Kecepatan Aliran (m/s)

D = Diameter *Inlet* (m)

μ_0 = Zero Shear Viscosity (kg/m.s)

Pada *pulmonary artery* normal, Nilai Re adalah:

$$Re = \frac{1060 \times 0,57 \times 0,01913}{0,056} \quad (18)$$

$$Re = 206.33 \quad (19)$$

Seedangkan pada *pulmonary artery sarcoma*, nilai Re adalah:

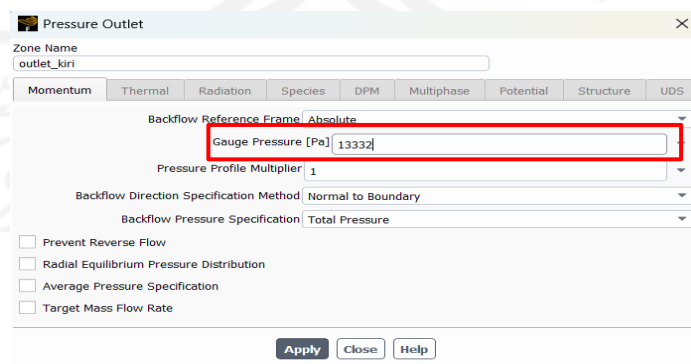
$$Re = \frac{1060 \times 0,57 \times 0,03008}{0,056} \quad (20)$$

$$Re = 324.54 \quad (21)$$

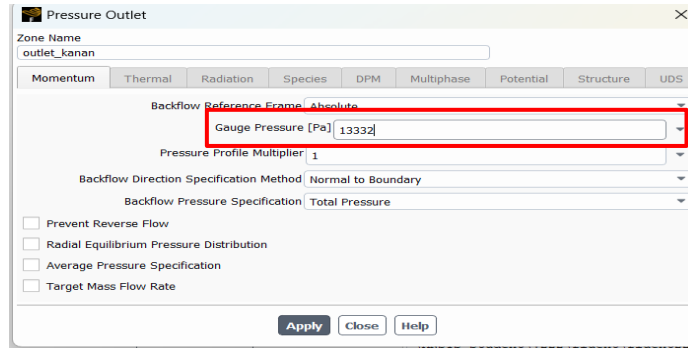
Jika bilangan Re kurang dari 2000 maka aliran dikatakan pada kondisi laminar, pada *pulmonary artery* normal dan *sarcoma* dikategorikan aliran laminar karena nilai Re adalah sebesar 206.33 dan 324.54.

b. *Outlet* Kanan dan *Outlet* Kiri

Pada analisis CFD ini, jantung berdenyut secara normal dengan 2 fase yaitu sistol dan diastol dan mengasumsikan tekanan sistol 120 mmHg (15999 Pa) serta tekanan diastol 80 mmHg (10666 Pa). Kemudian pada *outlet* kanan dan *outlet* kiri menggunakan tekanan rata-rata dari dua fase tersebut yaitu sebesar 100 mHg (13332 Pa). Gambar 3- 17 dan 3- 18 menunjukkan *Gauge Pressure* pada kedua *outlet*.



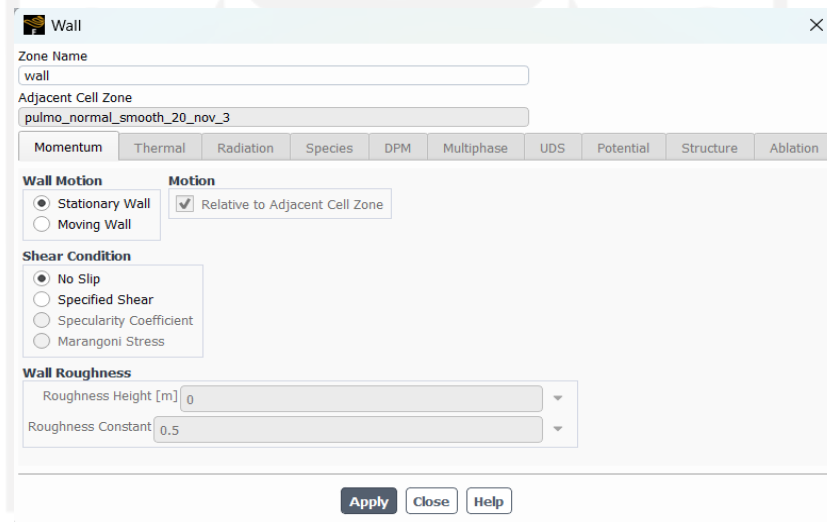
Gambar 3- 17 Kondisi Batas Zona *Outlet* Kiri



Gambar 3- 18 Kondisi Batas Zona *Outlet* Kanan

c. Dinding Pembuluh Darah (*Wall*)

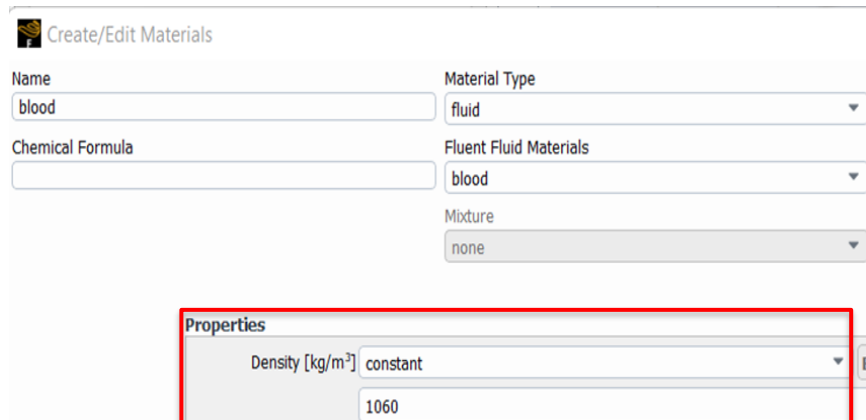
Kondisi batas pada dinding diasumsikan dinding *rigid* dan *no-slip* yang artinya dinding bersifat kaku. Gambar 3- 19 dibawah ini menunjukkan kondisi batas pada dinding pembuluh darah baik *pulmonary artery* normal maupun *pulmonary artery sarcoma*.



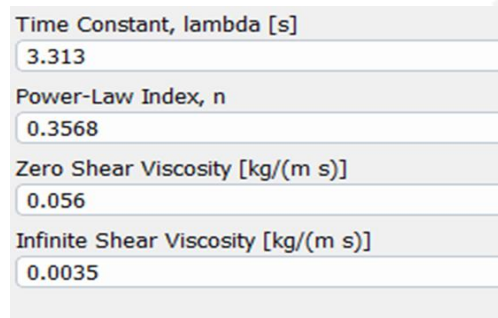
Gambar 3- 19 Kondisi Batas Zona *Wall*

d. Interpretasi Material Fluida

Selanjutnya nilai material yang telah disebutkan di awal akan diinterpretasikan ke dalam *materials* pada Ansys Fluent Students 2022 seperti pada Gambar 3- 20 dan Gambar 3- 21 dibawah ini.



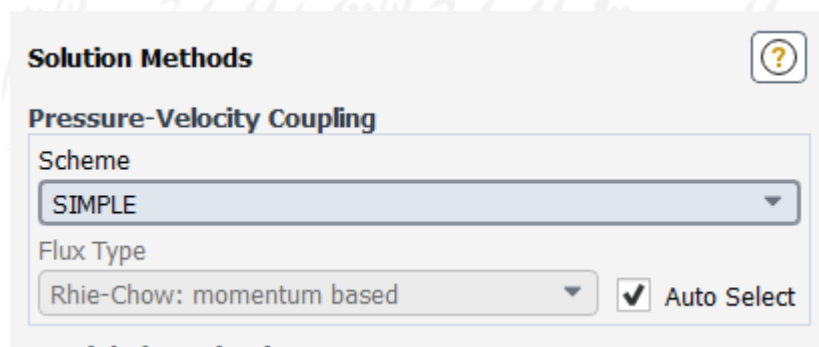
Gambar 3- 20 Material Fluida (*Density*)



Gambar 3- 21 Material Fluida (*Viscosity*)

3. *Method*

Metode yang digunakan pada simulasi CFD adalah *SIMPLE Scheme algorithm*. *SIMPLE algorithm* biasa digunakan sebagai skema numerik sistem default untuk menyelesaikan persamaan Navier-Stokes yang telah digunakan. Untuk gambar penggunaan *SIMPLE scheme* dapat dilihat pada gambar 3-22 berikut.



Gambar 3- 22 *SIMPLE Scheme Method*

4. *Mesh Dependency*

Mesh dependency berfungsi untuk mencari hasil yang optimum dengan cara melihat perbedaan hasil setiap ukuran elemen *mesh*. Jumlah elemen yang banyak akan mendapatkan hasil simulasi yang akurat, namun tidak selamanya jumlah elemen yang banyak menjamin optimalisasi simulasi ditinjau dari faktor durasi simulasi. Durasi simulasi yang singkat karena jumlah elemen yang sedikit namun hasil akurat sangat dipertimbangkan untuk digunakan karena lebih efisien karena keterbatasan kemampuan komputer. Untuk melihat apakah jumlah element sedikit memiliki keakuratan yang sama dengan elemen yang banyak maka dilakukan perbandingan antara kedua jumlah element, jika perbedaan antara keduanya dibawah 5% maka dapat dikatakan hasil akurat. Persamaan untuk menghitung *relative error* pada *mesh dependency* adalah sebagai berikut:

$$\text{Perbedaan} = \frac{\text{Data}_n - \text{Data}_1}{\text{Data}_1} \times 100 \quad (22)$$

Dimana :

Data_n = Data ke n

Data_1 = Data ke 1 sebagai acuan

Pada proses *mesh dependency*, variabel yang ditinjau adalah *Average Velocity Outlet Kanan*, *Average Velocity Outlet Kiri* dan *Average Pressure Wall*. Data *mesh dependency* dapat dilihat pada Tabel 3- dibawah ini:

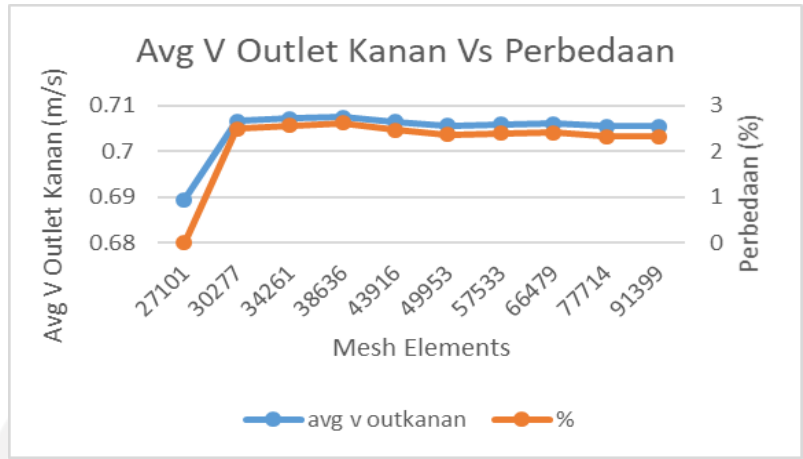
Tabel 3- 5 Data Berdasarkan Elemen *Pulmonary Artery Normal*

No.	Element Size (mm)	Mesh Node	Mesh Element	Avg. Velocity Outlet Kanan (m/s)	Avg. Velocity Outlet Kiri (m/s)	Avg. Pressure Wall (Pa)	Time Usage (s)
1	1.32	27101	146726	0.689	0.674	13550.8	280
2	1.27	30277	164594	0.707	0.680	13562.7	294
3	1.22	34261	186546	0.707	0.681	13563.1	337
4	1.17	38636	211234	0.707	0.681	13563.8	390
5	1.12	43916	241204	0.706	0.680	13563.5	449

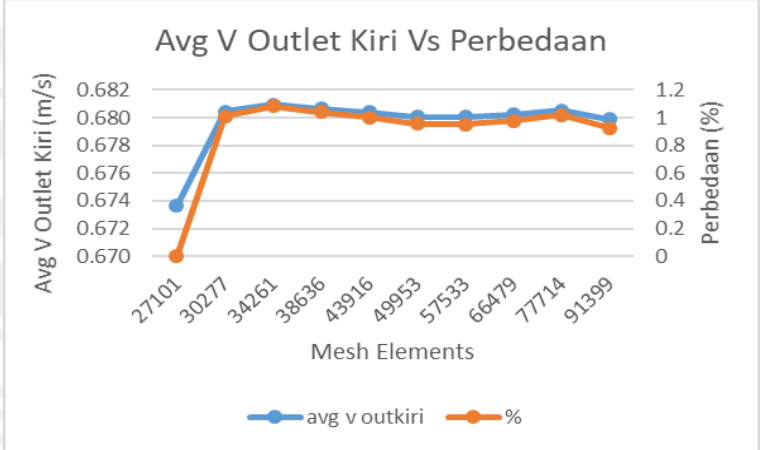
No.	Element Size (mm)	Mesh Node	Mesh Element	Avg. Velocity Outlet Kanan (m/s)	Avg. Velocity Outlet Kiri (m/s)	Avg. Pressure Wall (Pa)	Time Usage (s)
6	1.07	49953	275311	0.706	0.680	13563.6	530
7	1.02	57533	318413	0.706	0.680	13563.9	640
8	0.97	66479	369213	0.706	0.680	13564.2	748
9	0.92	77714	433145	0.705	0.681	13564.4	899
10	0.87	91399	511745	0.705	0.680	13564.4	1112

Tabel 3- 6 Selisih Data Hasil Analisis *Pulmonary Artery Normal*

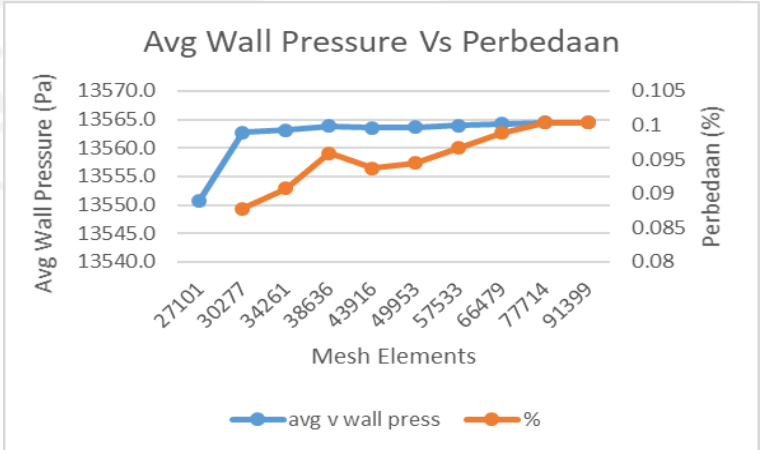
Acuan Data	Avg. Velocity Outlet Kanan (%)	Avg. Velocity Outlet Kiri (%)	Avg. Pressure Wall (%)
2 ke 1	2.5	1.0	0.1
3 ke 1	2.6	1.1	0.1
4 ke 1	2.6	1.0	0.1
5 ke 1	2.5	1.0	0.1
6 ke 1	2.4	1.0	0.1
7 ke 1	2.4	1.0	0.1
8 ke 1	2.4	1.0	0.1
9 ke 1	2.3	1.0	0.1
10 ke 1	2.3	0.9	0.1



Gambar 3- 23 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kanan Pulmonary Artery Normal



Gambar 3- 24 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kiri Pulmonary Artery Normal



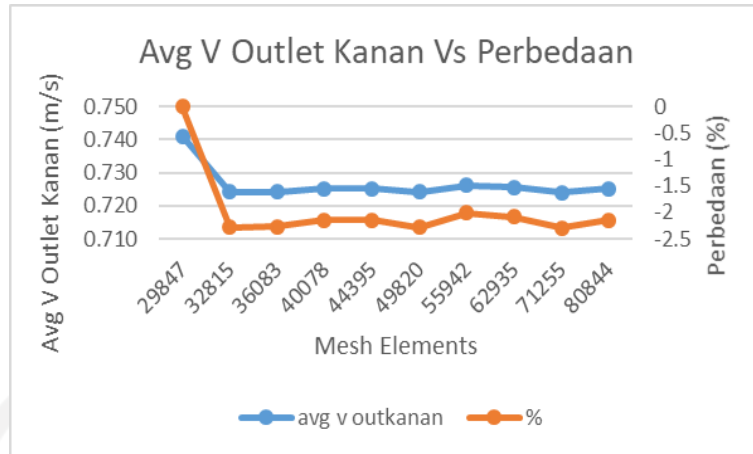
Gambar 3- 25 Mesh Dependency Avg Pressure Wall Pulmonary Artery Normal

Tabel 3- 7 Data Berdasarkan Elemen *Pulmonary Artery Sarcoma*

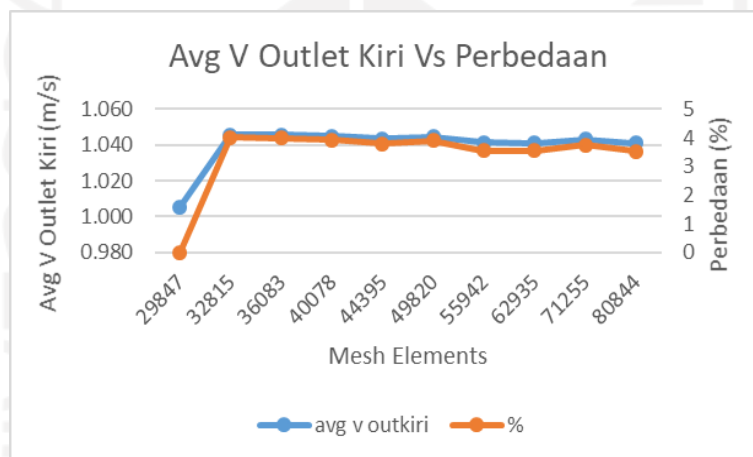
No.	Element Size (mm)	Mesh Nodes	Mesh Elements	Avg. Velocity Outlet Kanan (m/s)	Avg. Velocity Outlet Kiri (m/s)	Avg. Pressure Wall (Pa)	Time Usage (s)
1	1.55	29847	160970	13674	0.741	1.005	391
2	1.5	32815	177739	13682	0.724	1.046	423
3	1.45	36083	196116	13681.9	0.724	1.046	450
4	1.4	40078	218588	13683.2	0.725	1.045	500
5	1.35	44395	243005	13682.2	0.725	1.044	560
6	1.3	49820	273007	13685	0.724	1.045	803
7	1.25	55942	307495	13683.6	0.726	1.041	940
8	1.2	62935	347122	13684.9	0.726	1.041	1133
9	1.15	71255	394325	13685.6	0.724	1.043	1555
10	1.1	80844	449183	13686	0.725	1.041	1259

Tabel 3- 8 Selisih Data Hasil Analisis *Pulmonary Artery Sarcoma*

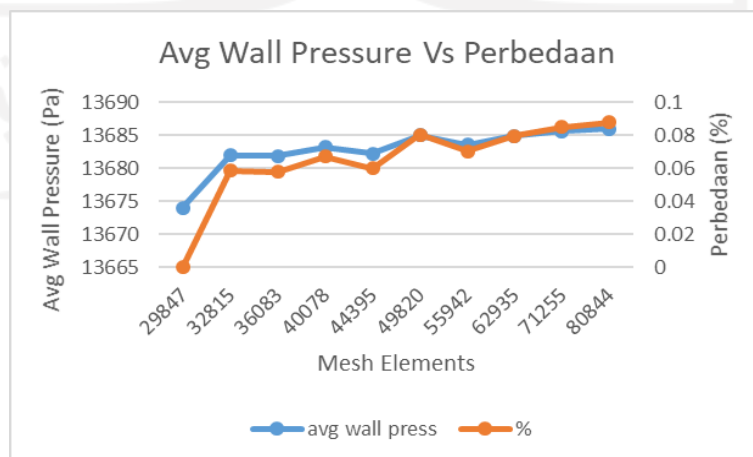
Acuan Data	Avg. Velocity Outlet Kanan (%)	Avg. Velocity Outlet Kiri (%)	Avg. Pressure Wall (%)
2 ke 1	0.1	-2.3	4.0
3 ke 1	0.1	-2.3	4.0
4 ke 1	0.1	-2.1	3.9
5 ke 1	0.1	-2.2	3.8
6 ke 1	0.1	-2.3	3.9
7 ke 1	0.1	-2.0	3.6
8 ke 1	0.1	-2.1	3.6
9 ke 1	0.1	-2.3	3.7
10 ke 1	0.1	-2.1	3.5



Gambar 3- 26 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kanan Pulmonary Artery Sarcoma



Gambar 3- 27 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kiri Pulmonary Artery Sarcoma



Gambar 3- 28 Mesh Dependency Avg Pressure Wall Pulmonary Artery Sarcoma

3.6.3 Post-Processing

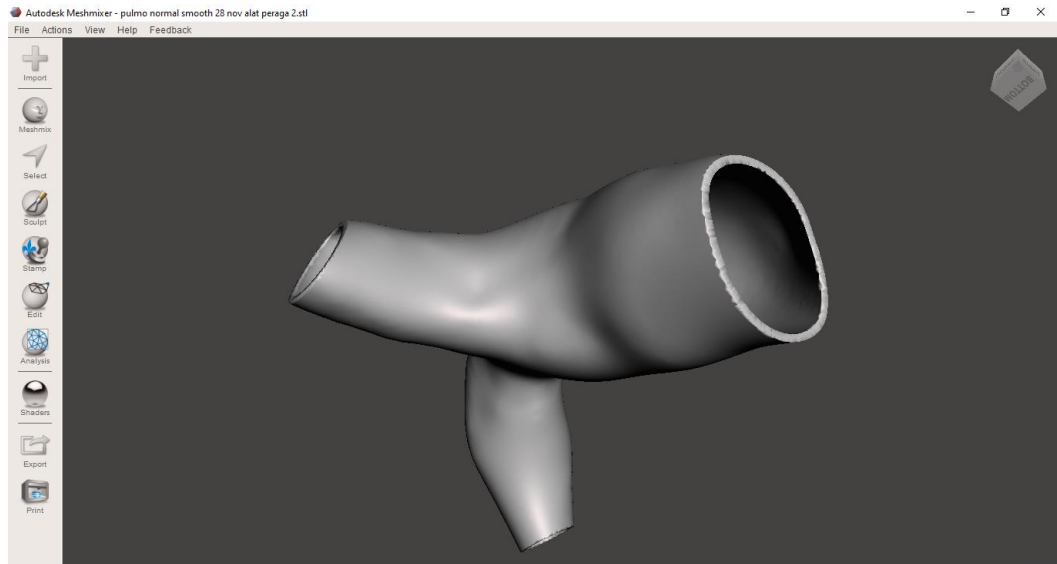
Setelah proses *processing* didapat hasil simulasi model pembuluh darah berupa animasi fenomena aliran darah yang dapat dipresentasikan. Fenomena yang ditinjau yaitu berupa distribusi kecepatan, distribusi tekanan, dan distribusi *wall shear stress*. Untuk hasil lebih jelasnya ditampilkan pada Bab 4 Hasil dan Pembahasan.

3.7 Pembuatan Alat Peraga

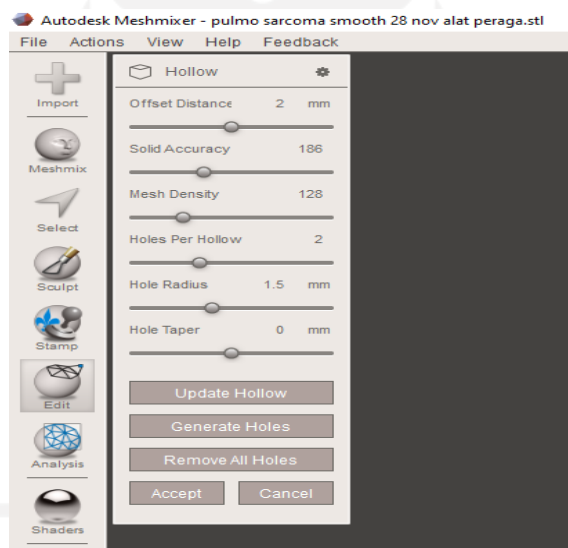
Proses selanjutnya adalah pembuatan alat peraga model pembuluh darah *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma*, pada proses ini dibutuhkan model kedua pembuluh darah yang berlubang dan memiliki *wall thickness* dengan cara menggunakan file SLDPRT *solid body* yang sebelumnya sudah ada di-convert menjadi STL kemudian di *import* di *Autodesk Meshmixer* untuk dilakukan proses pelubangan dengan *tools Hollow*. Pada Gambar 3- 29 dan 3- 31 dibawah menunjukkan *offset distance* atau ketebalan dinding yang penulis gunakan adalah sebesar 1 mm dan hasilnya pada Gambar 3- 30 dan Gambar 3- 32.



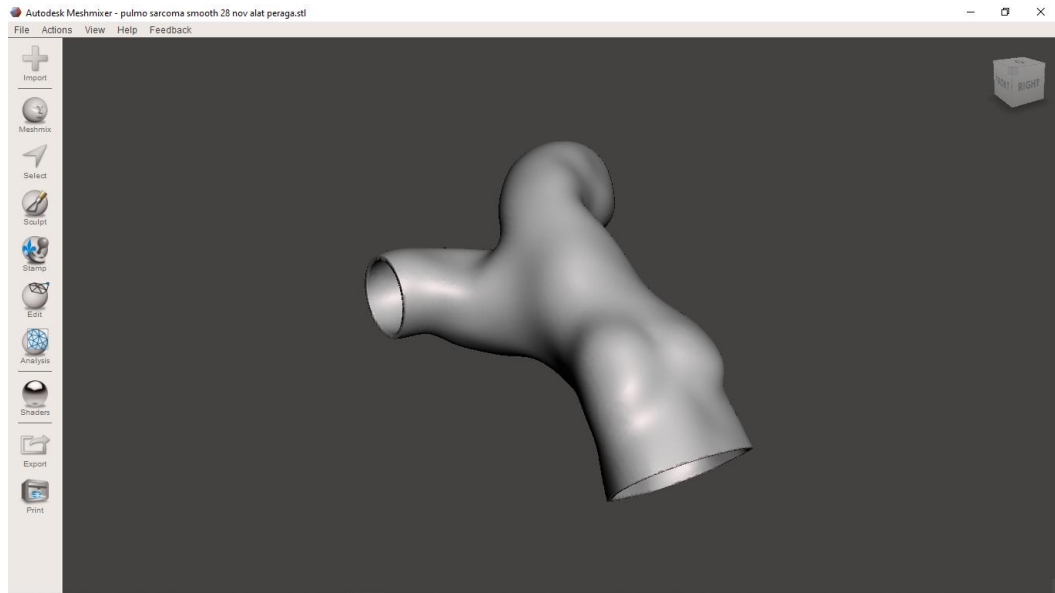
Gambar 3- 29 Proses Pelubangan *Pulmonary Artery* Normal



Gambar 3- 30 *Pulmonary Artery Normal* yang sudah berlubang

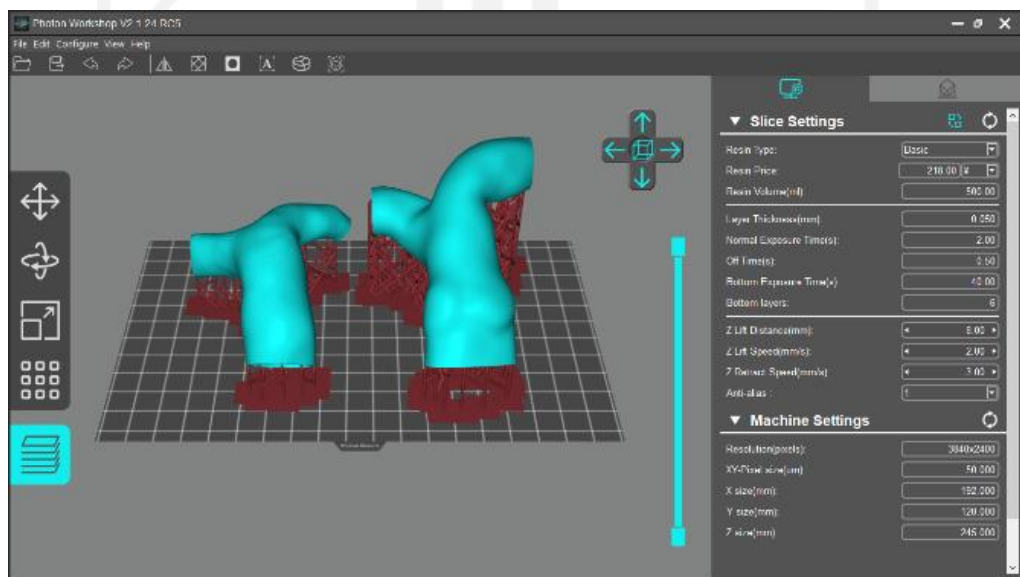


Gambar 3- 31 Proses Pelubangan *Pulmonary Artery Sarcoma*



Gambar 3- 32 *Pulmonary Artery Sarcoma* yang sudah berlubang

Setelah proses pelubangan kedua model pembuluh selesai, file STL yang sudah di-*export* dari *Autodesk Meshmixer* kemudian di-*import* ke aplikasi *Photon Workshop* untuk melakukan proses persiapan pencetakan 3D Print seperti penentuan letak dan posisi spesimen, penentuan *support*, dan penentuan parameter print lainnya. Gambar 3- 33 menunjukkan model *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* dalam proses penambahan *support*.



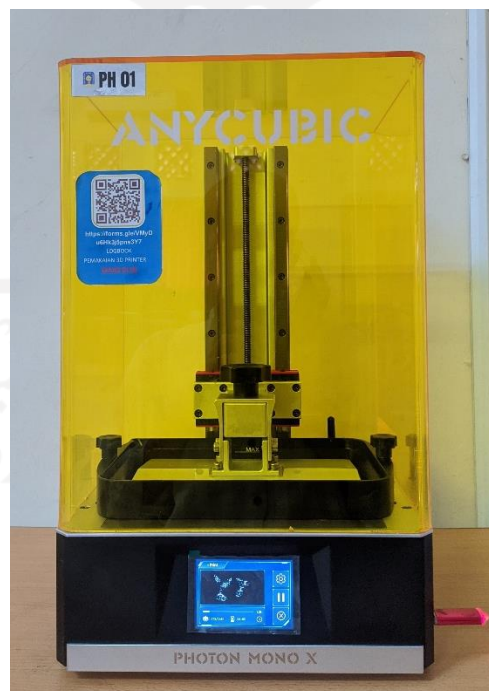
Gambar 3- 33 Proses Persiapan Pencetakan Alat Peraga

Setelah proses menentukan ketinggian antara model dengan *platform* sebesar 5 mm, memberikan *support* dan *slice file*, maka langkah selanjutnya adalah proses pencetakan alat peraga dengan mesin 3D Print SLA Anycubic Photon Mono X. Parameter 3D print yang digunakan dapat dilihat pada Tabel 3- dibawah ini.

Tabel 3- 9 Parameter 3D Print

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

Sedangkan untuk proses pencetakan alat peraga dapat dilihat pada Gambar 3- 34 dibawah ini.



Gambar 3- 34 Proses Pencetakan Dengan Mesin Photon Mono X SLA

Setelah proses pencetakan selesai maka langkah selanjutnya adalah proses *curing* atau memanaskan spesimen agar resin mencapai kekuatan dan stabilitas pengawetan yang maksimal. Gambar 3- 35 menunjukkan alat peraga dalam proses *curing* pada mesin *formlabs cure* dengan temperatur 60 °C dan durasi 15 menit.



Gambar 3- 35 Proses *Curing*

Setelah proses *curing* selesai, langkah selanjutnya adalah melepaskan *support* yang menempel pada permukaan luar pembuluh dan melakukan proses pengamplasan, pemolesan dengan *compound* dan penambahan cat semprot agar alat peraga mengkilat.

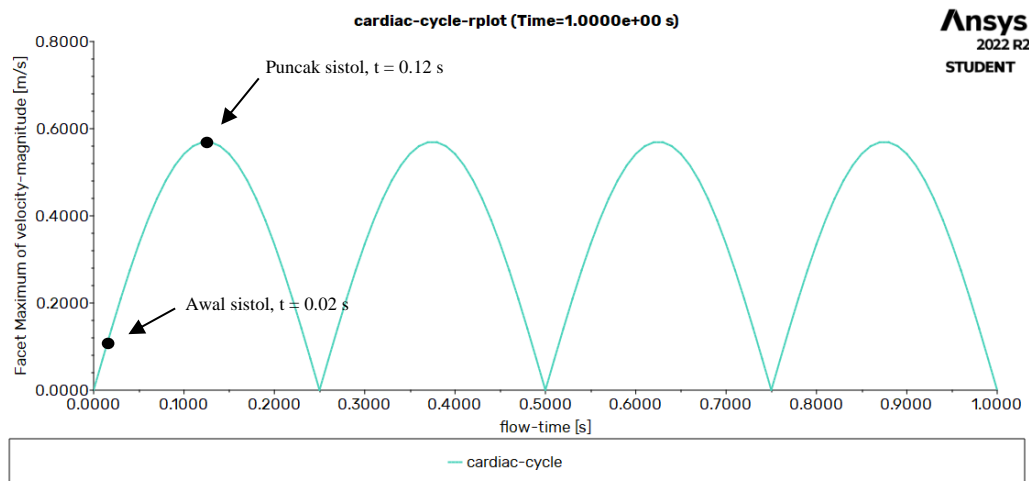
BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Simulasi CFD

Hasil yang didapat dari simulasi berupa fenomena aliran ditinjau dari distribusi kecepatan aliran, distribusi tekanan darah, dan distribusi *wall shear stress*. Data yang telah didapat akan dilihat dan dianalisis untuk mengetahui perbedaan fenomena aliran terhadap pembuluh darah *pulmonary artery* normal dan penyakit *pulmonary artery sarcoma*.

Nilai yang ditinjau berdasarkan fase awal sistol yaitu pada waktu 0.02 s dan fase puncak sistol dalam *cardiac cycle* yaitu 0.12 s. Gambar 4-1 menunjukkan penentuan waktu pada saat awal sistol dan puncak sistol.



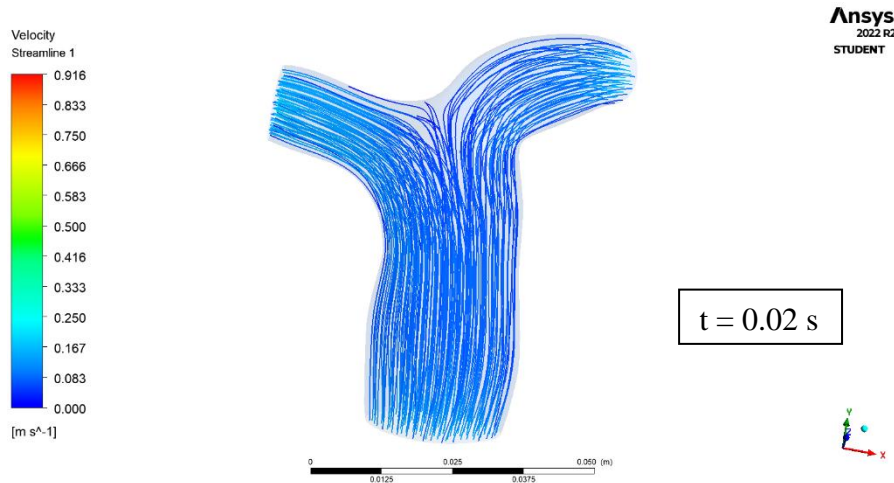
Gambar 4- 1 Grafik *Cardiac Cycle Pulmonary Artery Normal dan Sarcoma*

4.1.1 Streamline Kecepatan Aliran

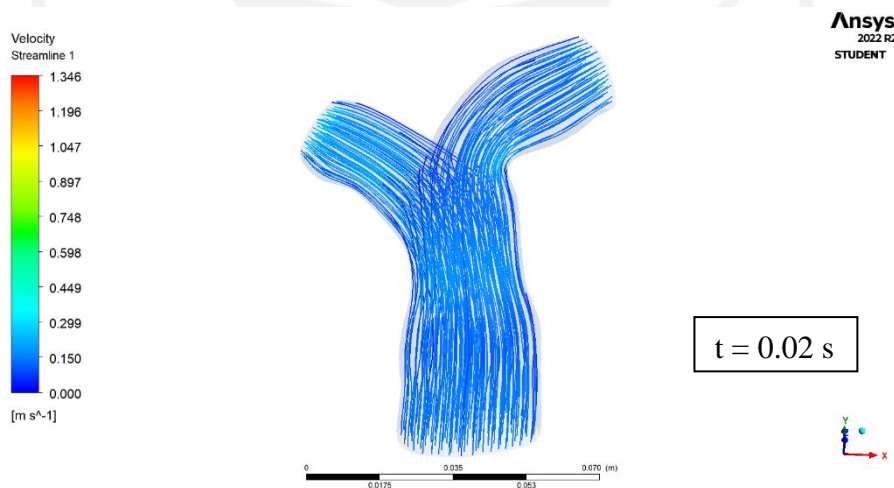
4.1.1.1 Fase Awal Sistol (0.02 s)

Simulasi yang telah dilakukan menunjukkan aliran pada *pulmonary artery* normal dan *sarcoma* di fase awal sistol atau awal saat jantung memompa darah yaitu pada waktu 0.02 s cenderung lurus dan teratur (Gambar 4-2), nilai kecepatan maksimum yang terjadi sebesar 0.22 m/s dan kecepatan rata rata sebesar 0,09 m/s. Hal ini diperoleh dari menu *expression* pada *Result Ansys*. Pada *pulmonary artery sarcoma* terdapat beberapa aliran yang terhambat dan tidak mencapai *outlet*

terutama terjadi pada area percabangan dan dinding pembuluh dekat area *sarcoma* (Gambar (4-3)). Kecepatan maksimum yang terjadi sebesar 0.31 m/s dan kecepatan rata-rata-nya sebesar 0.14 m/s.



Gambar 4- 2 *Streamline* Kecepatan *Pulmonary Artery* Normal Pada Fase Awal
Sistol



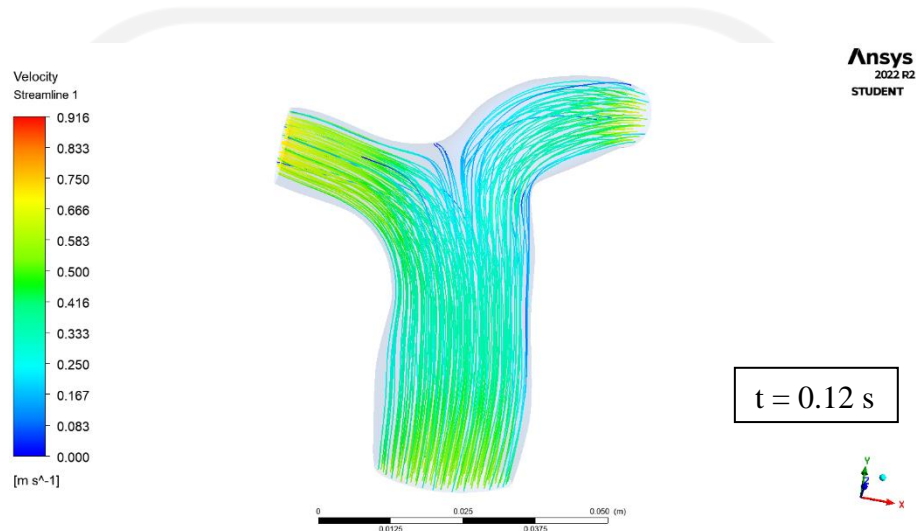
Gambar 4- 3 *Streamline* Kecepatan *Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Awal
Sistol

4.1.1.2 Fase Puncak Sistol (0.12 s)

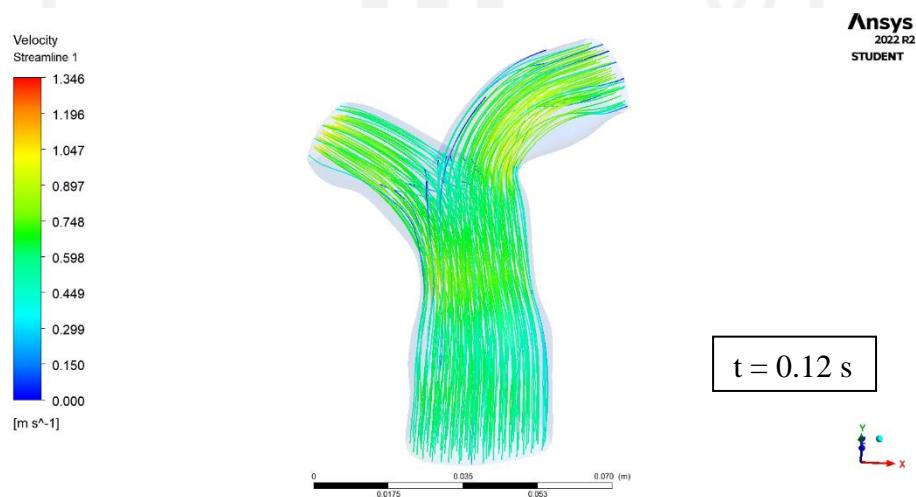
Pada fase puncak sistol yaitu pada waktu 0.12 s adalah fase saat jantung memompa darah dengan maksimal menunjukkan aliran yang terjadi pada

pulmonary artery normal ialah aliran yang lancar dan teratur (Gambar 4-4), dengan kecepatan maksimum sebesar 0.73 m/s dan kecepatan rata rata sebesar 0.39 m/s.

Pada *pulmonary artery sarcoma* aliran yang terjadi masih terdapat beberapa aliran yang terhambat pada area percabangan dan area sekitar *sarcoma* (Gambar 4-5). Hasil simulasi juga menunjukkan kecepatan aliran maksimumnya sebesar 1.09 m/s dan kecepatan rata rata sebesar 0.60 m/s.



Gambar 4- 4 *Streamline* Kecepatan *Pulmonary Artery* Normal Pada Fase Puncak Sistol



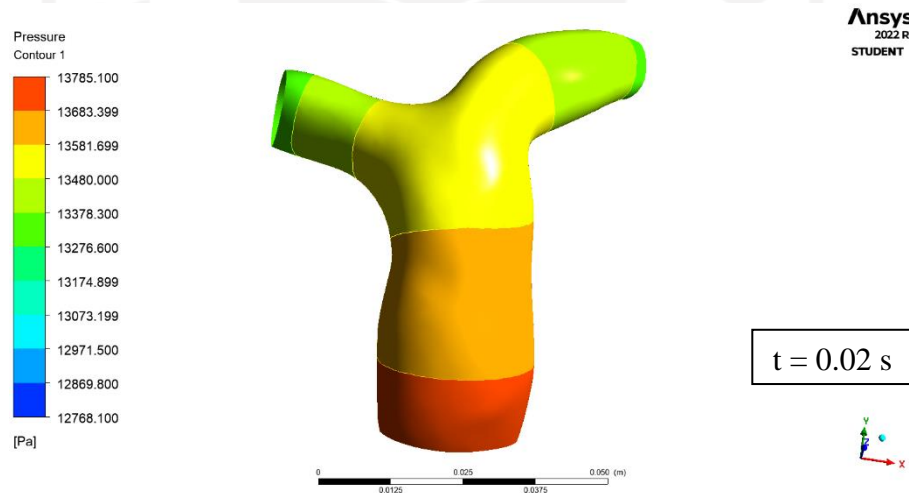
Gambar 4- 5 *Streamline* Kecepatan *Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Puncak Sistol

4.1.2 Distribusi Tekanan

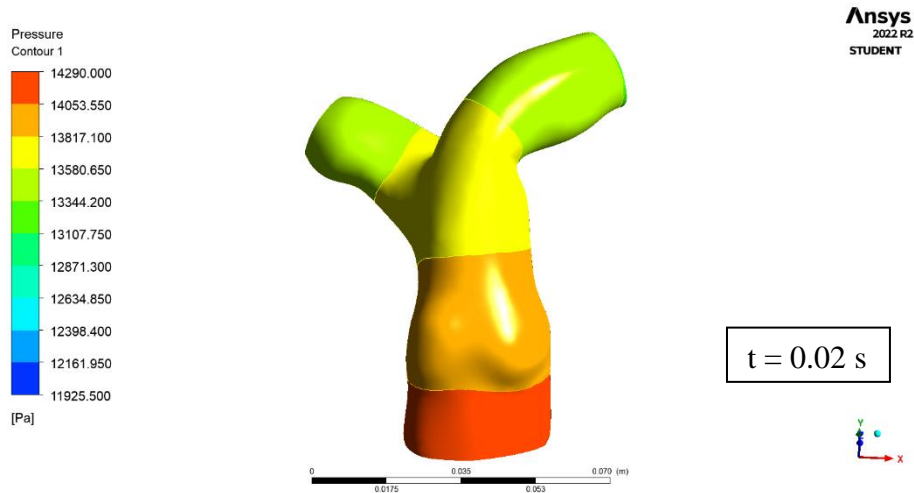
4.1.2.1 Fase Awal Sistol (0.02 s)

Distribusi tekanan maksimum di fase awal sistol yang terjadi pada *pulmonary artery* normal adalah sebesar 13785.1 Pa dengan tekanan rata rata sebesar 135.7 Pa. Tekanan terbesar terjadi pada daerah *inlet* lalu semakin mendekati daerah *outlet* tekanan juga menjadi semakin rendah, ditunjukkan pada Gambar 4- 6.

Sedangkan pada *pulmonary artery sarcoma* menunjukkan tekanan maksimum sebesar 14290 Pa dan tekanan rata rata sebesar 13778 Pa. Tekanan terbesar juga terjadi pada daerah *inlet* lalu semakin mendekati daerah *outlet* tekanan juga menjadi semakin rendah, ditunjukkan pada Gambar 4-7. Dapat dilihat dari kedua pembuluh darah, tekanan dari *inlet* menuju *outlet* terdistribusi dari tekanan tinggi ke tekanan rendah.



Gambar 4- 6 Distribusi Tekanan *Pulmonary Artery* Normal Pada Fase Awal Sistol

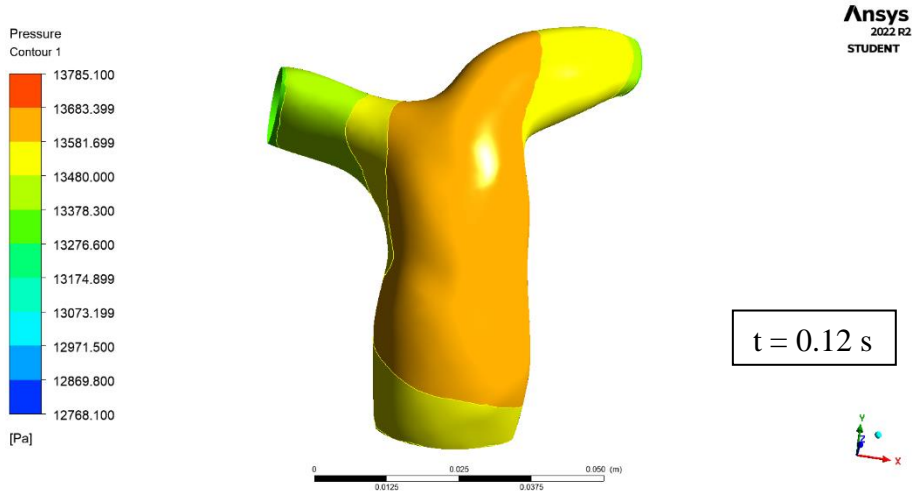


Gambar 4- 7 Distribusi Tekanan *Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Awal
Sistol

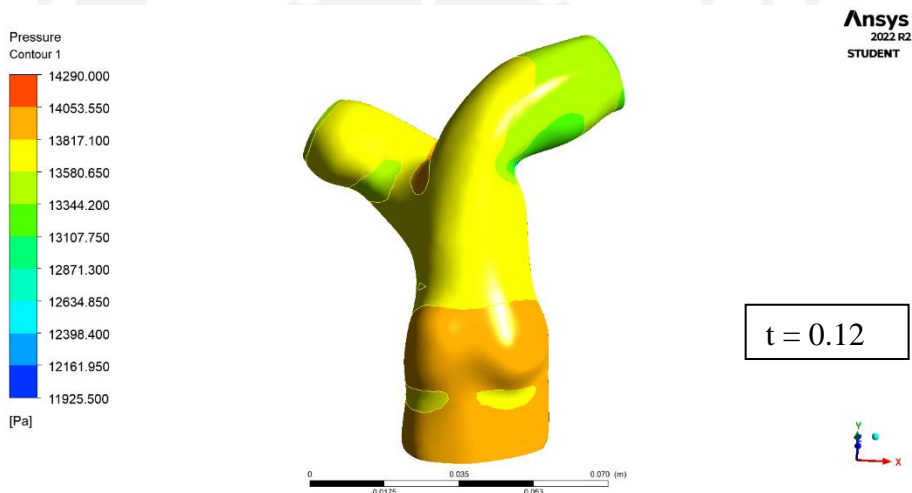
4.1.2.2 Fase Puncak Sistol (0.12 s)

Pada distribusi tekanan maksimum di fase puncak sistol yang terjadi pada *pulmonary artery* normal adalah sebesar 13683.4 Pa dengan tekanan rata rata sebesar 13562.7 Pa. Tekanan terbesar terjadi pada area batang dan percabangan, area *inlet* lebih rendah dari area percabangan dan area *outlet* menjadi area yang memiliki tekanan paling rendah ditunjukkan pada Gambar 4-8.

Sedangkan pada *pulmonary artery sarcoma* menunjukkan tekanan maksimum sebesar 14053.5 Pa dan tekanan rata rata sebesar 13696.2 Pa. Tekanan terbesar juga masih terjadi pada area *inlet* lalu semakin mendekati area *outlet* tekanan juga menjadi semakin rendah, ditunjukkan pada Gambar 4-9.



Gambar 4- 8 Distribusi Tekanan *Pulmonary Artery* Normal Pada Fase Puncak
Sistol

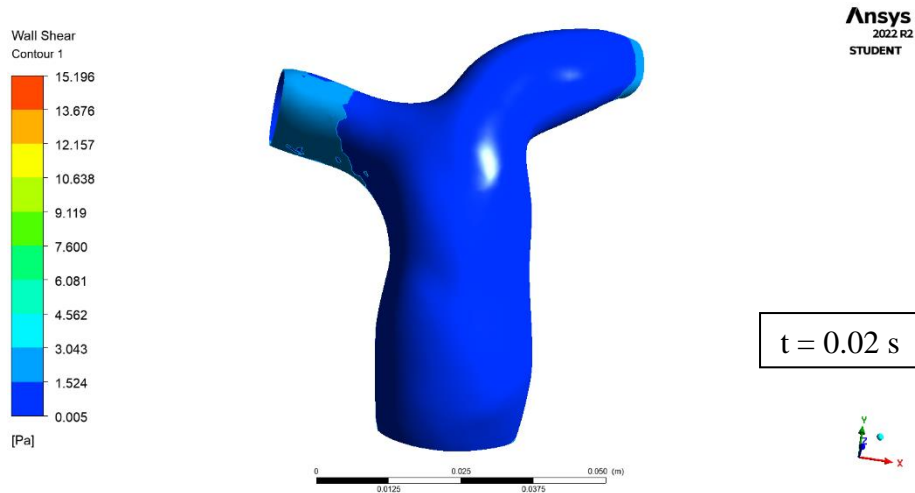


Gambar 4- 9 Distribusi Tekanan *Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Puncak
Sistol

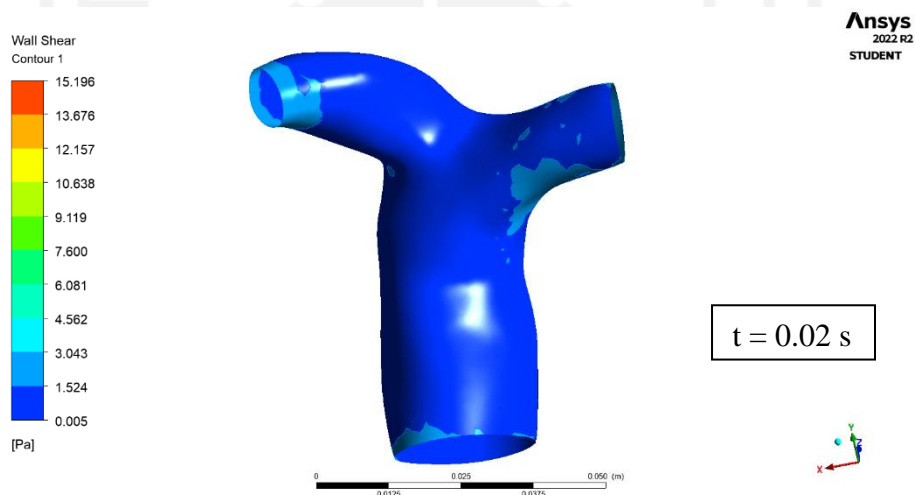
4.1.3 Distribusi Wall Shear Stress

4.1.3.1 Fase Awal Sistol (0.02 s)

Wall shear stress adalah ketahanan dinding terhadap fluida yang mengalir, Pada *pulmonary artery* normal di fase awal sistol menunjukkan *wall shear stress* merata pada seluruh area yaitu sekitar 0.005 Pa, namun pada area *outlet* kiri dan kanan nilai *wall shear stress* naik menjadi sekitar 1.524 Pa (Gambar 4- 12 dan 4- 13).

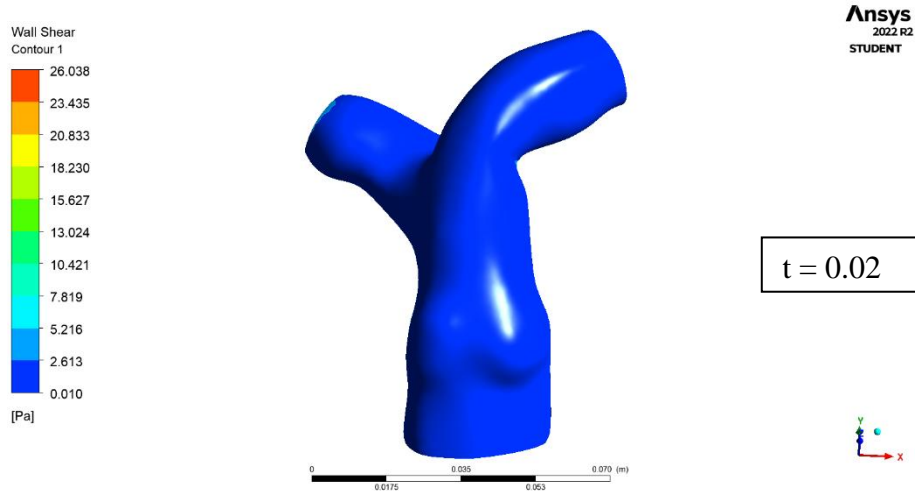


Gambar 4- 10 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal* Pada Fase Awal Sistol Tampak Depan

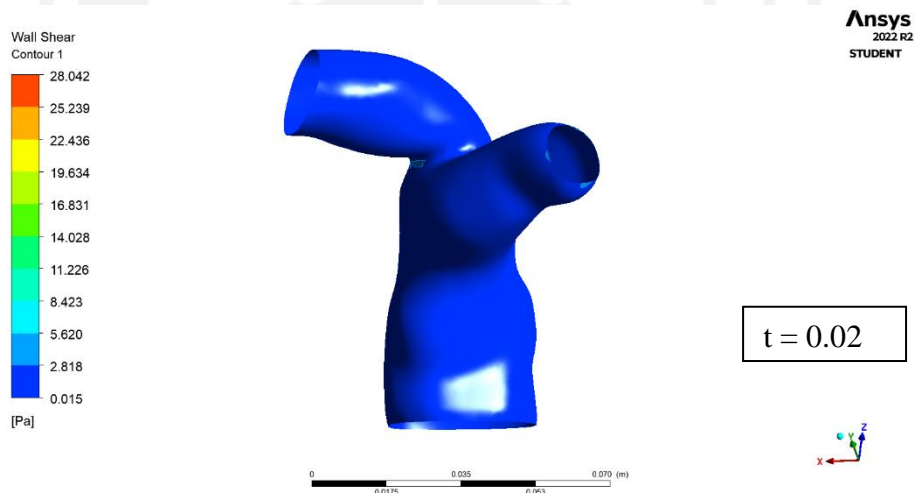


Gambar 4- 11 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal* Pada Fase Awal Sistol Tampak Belakang

Sedangkan pada *pulmonary artery sarcoma* pada fase awal sistol nilai *wall shear stress* merata pada seluruh area dengan nilai sebesar 0.01 Pa, ditunjukkan pada Gambar 4- 14 dan Gambar 4-15.



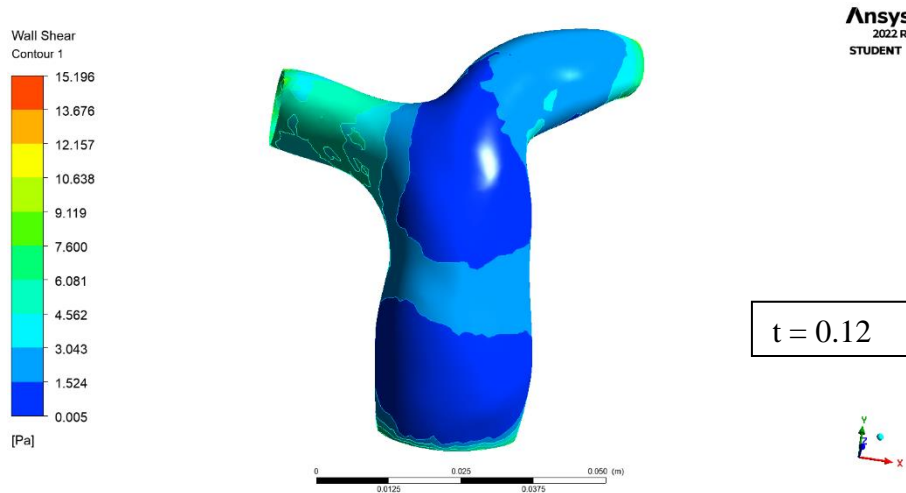
Gambar 4- 12 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Awal Sistol



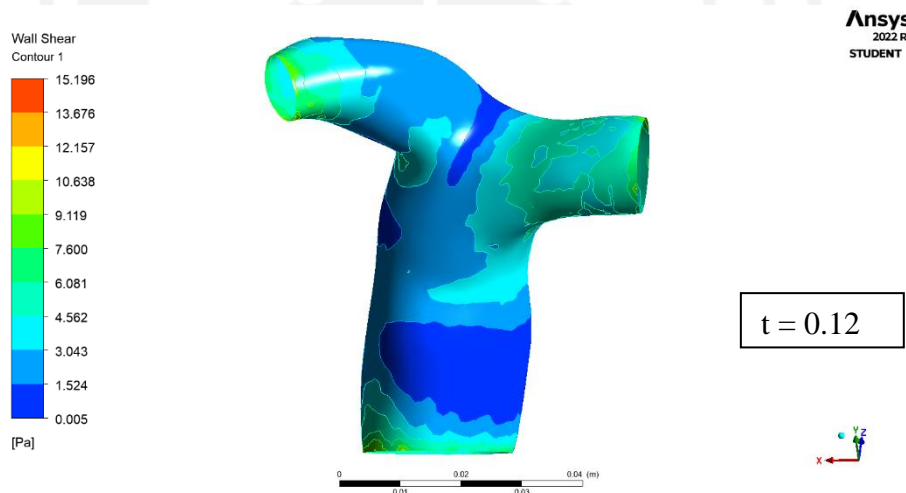
Gambar 4- 13 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Awal Sistol Tampak Belakang

4.1.3.2 Fase Puncak Sistol (0.12 s)

Pada fase puncak sistol, distribusi *wall shear stress* yang terjadi pada *pulmonary artery* normal terendah pada area batang dan percabangan dengan nilai sebesar 0.005 Pa, namun pada area *inlet*, *outlet* kiri dan *outlet* kanan nilai *wall shear stress* naik menjadi sekitar 1.524 Pa sampai dengan 4.562 Pa (Gambar 4- 16 dan 4- 17).

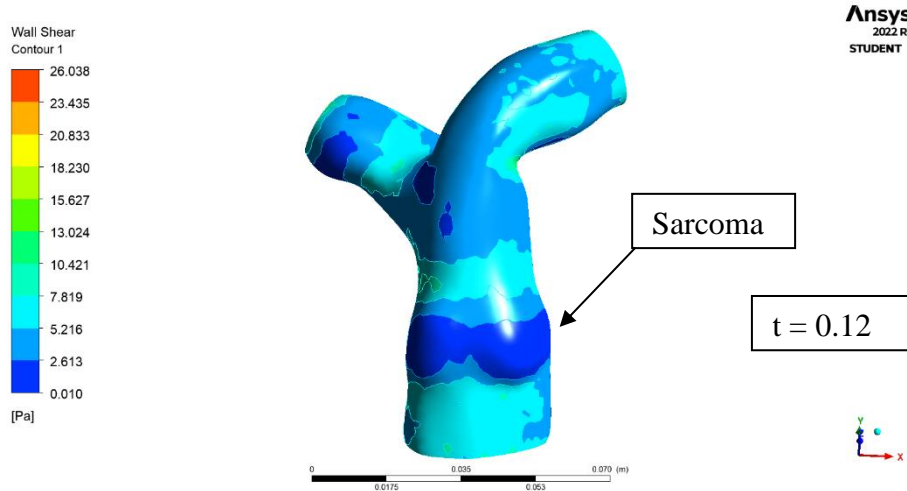


Gambar 4- 14 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal* Pada Fase Puncak Sistol Tampak Depan

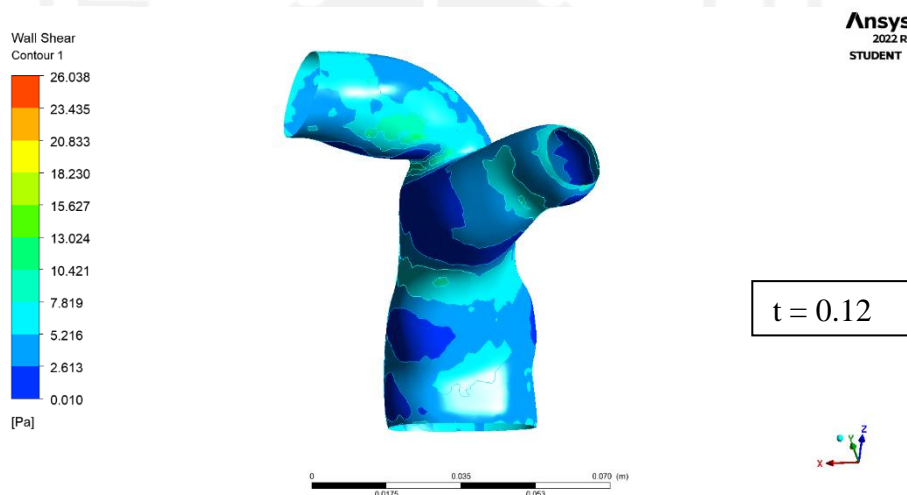


Gambar 4- 15 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Normal* Pada Fase Puncak Sistol Tampak Belakang

Pada *pulmonary artery sarcoma*, distribusi *wall shear stress* terendah terjadi pada area percabangan dan area *sarcoma* dengan nilai sebesar 0.01 Pa, namun pada area *inlet*, *outlet* kiri dan *outlet* kanan nilai *wall shear stress* bervariasi mulai dari 2.613 Pa hingga 7.819 Pa (Gambar 4- 18 dan 4- 19).



Gambar 4- 16 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Puncak Sistol Tampak Depan



Gambar 4- 17 Distribusi *Wall Shear Stress Pulmonary Artery Sarcoma* Pada Fase Puncak Sistol Tampak Belakang

4.2 Hasil Perancangan Alat Peraga

Hasil yang didapat dari pembuatan alat peraga berdasarkan rekonstruksi MRI/CT Scan adalah



Gambar 4- 18 Hasil 3D Print *Pulmonary Artery Normal*



Gambar 4- 19 Hasil 3D Print *Pulmonary Artery Sarcoma*

4.3 Analisis dan Pembahasan

4.3.1 Kriteria Desain dan Alat Peraga

Beberapa kriteria yang sudah ditetapkan di awal pada Bab 3 dapat dicapai baik untuk kriteria desain maupun kriteria alat peraga. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada Tabel 4- 1 dan Tabel 4- 2 dibawah ini:

Tabel 4- 1 Hasil Kriteria Desain

Kriteria Desain	Hasil
Model <i>pulmonary artery</i> dan <i>pulmonary artery sarcoma</i> berasal dari rekonstruksi MRI/CT scan.	Tercapai
Hasil rekonstruksi mampu untuk dilakukan simulasi CFD dan dapat dicetak dengan 3D Print SLA.	Tercapai
Desain 3D pembuluh darah berupa <i>part solid body</i> .	Tercapai
Hasil rekonstruksi untuk simulasi CFD memiliki <i>mesh elements</i> < 512000	Tercapai

Tabel 4- 2 Hasil Kriteria Produk

Kriteria Produk	Hasil
Alat peraga memiliki bentuk yang menyerupai pembuluh darah asli	Tercapai
Alat peraga dari <i>pulmonary artery</i> dan <i>pulmonary artery sarcoma</i> dapat menampilkan perbedaan visual yaitu bentuk dan kontur yang dapat dilihat dengan jelas sehingga membantu tenaga medis dalam melihat bentuk visual dibandingkan dengan gambar CT/MRI	Tercapai
Ukuran alat peraga meliputi ketebalan dinding dan diameter <i>inlet</i> dan jarak antara <i>outlet</i> kanan ke <i>outlet</i> kiri memiliki perbedaan kurang dari 20% dengan desain	Tercapai

4.3.2 Simulasi CFD

Simulasi CFD yang dilakukan dengan *software* Ansys Fluent Students R2 2022 pada model pembuluh darah *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* dan didapatkan fenomena kecepatan aliran, distribusi tekanan, dan distribusi *wall shear stress* pada masing masing pembuluh.

Pada pembuluh *pulmonary artery* normal, kecepatan aliran darah saat fase awal sistol ($t = 0.02$ s) cenderung mengalir dengan teratur, lurus, dan merata dengan kecepatan maksimal sebesar 0.22 m/s, sedangkan pada *pulmonary artery*

sarcoma aliran cenderung melambat pada daerah yang terdapat penyakit *sarcoma* dan terdapat darah yang tertinggal pada daerah tersebut namun darah mengalir dengan kecepatan maksimal sebesar 0,73 m/s atau 41% lebih cepat dibandingkan pada *pulmonary artery* normal. Saat fase puncak sistol ($t = 0.12$ s), aliran pada *pulmonary artery* normal masih teratur, lurus, dan merata dengan kecepatan maksimum sebesar 0,31 m/s, begitu pula yang terjadi pada *pulmonary artery sarcoma* yaitu terdapat aliran yang hampir terjebak dan tidak mengalir pada daerah *sarcoma* dan daerah percabangan, kecepatan maksimum alirannya sebesar 1.09 m/s atau 49% lebih cepat dibandingkan *pulmonary artery* normal.

Selanjutnya pada distribusi tekanan yang terjadi pada *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma*, menunjukkan pada fase awal sistol dari area *inlet* menuju *outlet* tekanan terdistribusi dari tinggi ke rendah, sedangkan pada fase puncak sistol tekanan tertinggi terjadi pada *pulmonary artery sarcoma* dan tepat terjadi di area yang terdapat *sarcoma*, tekanan yang besar ini jika dipadukan dengan nilai *wall shear stress* yang kecil maka akan meningkatkan resiko bocornya pembuluh darah.

Pada distribusi *wall shear stress* menandakan semakin rendah nilainya maka akan semakin rendah ketahanan mekanis dinding pembuluh darah sehingga dapat memperbesar kemungkinan pembuluh darah bocor atau robek, namun jika ketahanan dinding terhadap fluidanya tinggi dapat menyebabkan darah menumpuk pada dinding pembuluh dan menimbulkan plak atau endapan darah, endapan ini pula meningkatkan resiko terjadinya invasi sel kanker pada dinding luar pembuluh darah dan metastasis atau penyebaran sel kanker ke seluruh tubuh melalui pembuluh darah. Pada *pulmonary artery sarcoma* di fase puncak sistol menunjukkan area *sarcoma* yang nilai *wall shear stress*-nya rendah dikarenakan kanker sudah menggerogoti pembuluh darah dan menyebarkan sel kanker melalui pembuluh darah yang telah bocor atau terbuka.

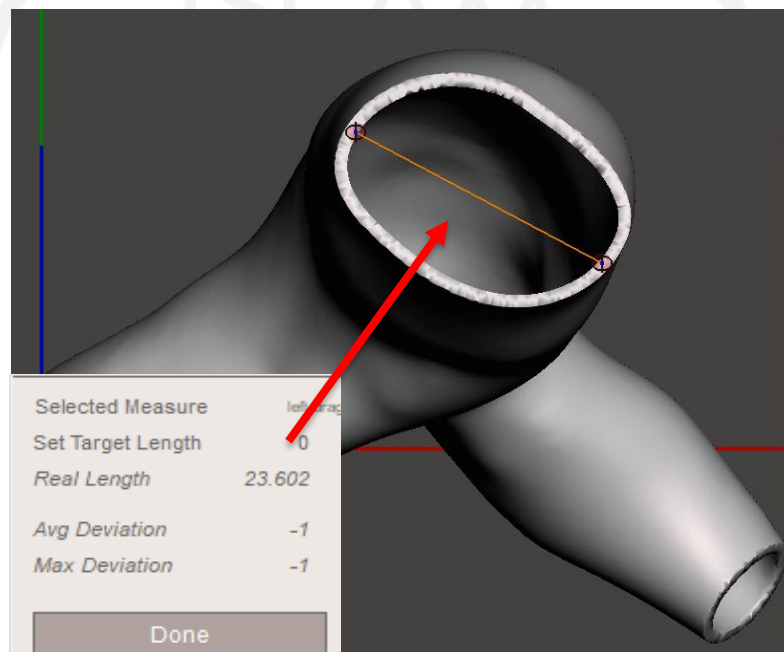
4.3.3 Alat Peraga

Alat peraga yang dihasilkan dapat menunjukkan alat peraga yang transparan, bentuk *sarcoma* yang terlihat jelas serta perbedaan bentuk dan dimensi antara *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma*.

1. Desain alat peraga *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* memiliki ukuran sebagai berikut:

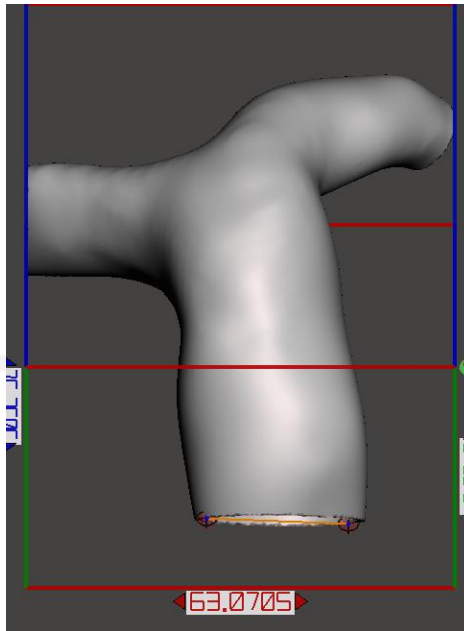
Tabel 4- 3 Dimensi *Pulmonary Artery* Normal

Parameter	Dimensi
Diameter <i>Inlet</i>	23.6 mm
Panjang dari <i>Outlet</i> Kiri ke <i>Outlet</i> Kanan	63.1 mm
Ketebalan Dinding	1 mm



Gambar 4- 20 Diameter *Inlet Pulmonary Artery* Normal

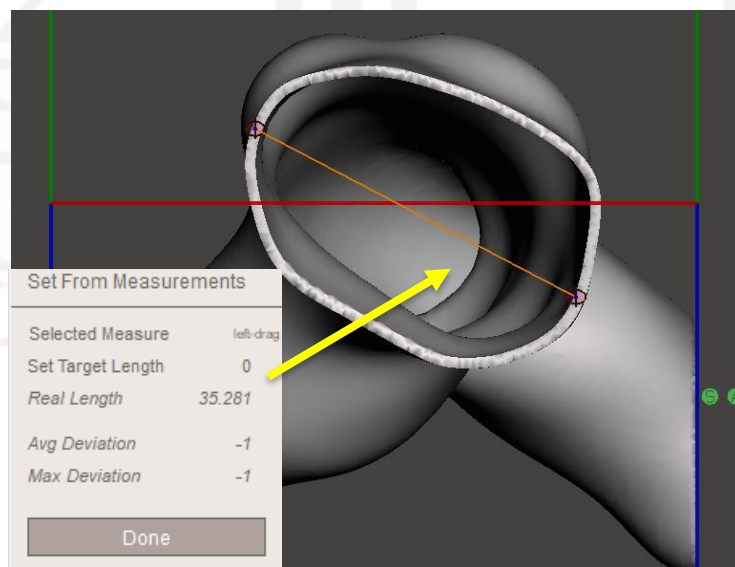
Gambar 4- 20 diatas menunjukkan garis *orange* sebagai garis yang mengukur diameter *inlet*, lalu keterangan dimensinya dapat dilihat pada bagian kiri bawah gambar, yaitu sebesar 23.6 mm. Gambar 4- 21 dibawah menunjukkan jarak dari *outlet* kanan ke *outlet* kiri, ditunjukkan pada garis merah atau sumbu X di bagian bawah gambar beserta nilainya yaitu 63.1 mm. untuk tebalnya sendiri didapat dari pelubangan desain yang dilakukan pada Bab 3, yaitu dengan ketebalan 1 mm.



Gambar 4- 21 Jarak dari *Outlet* Kanan ke *Outlet* kiri

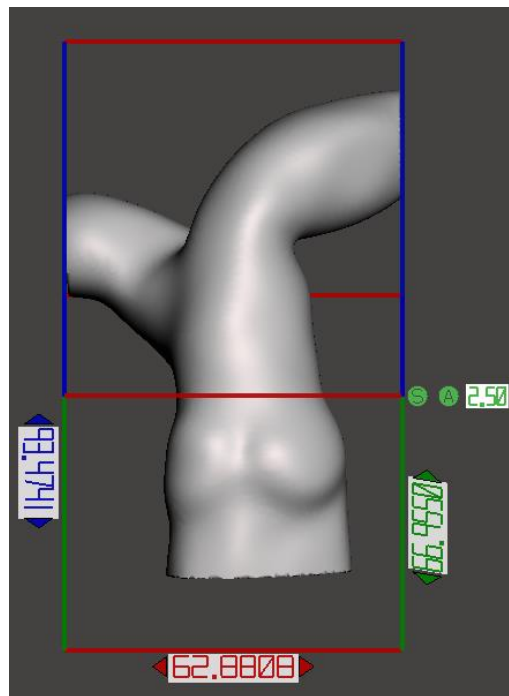
Tabel 4- 4 Dimensi *Pulmonary Artery Sarcoma*

Parameter	Ukuran Desain
Diameter <i>Inlet</i>	35.3 mm
Panjang dari <i>Outlet</i> Kiri ke <i>Outlet</i> Kanan	62.9 mm
Ketebalan Dinding	1 mm
Panjang <i>Sarcoma</i>	22.6 mm



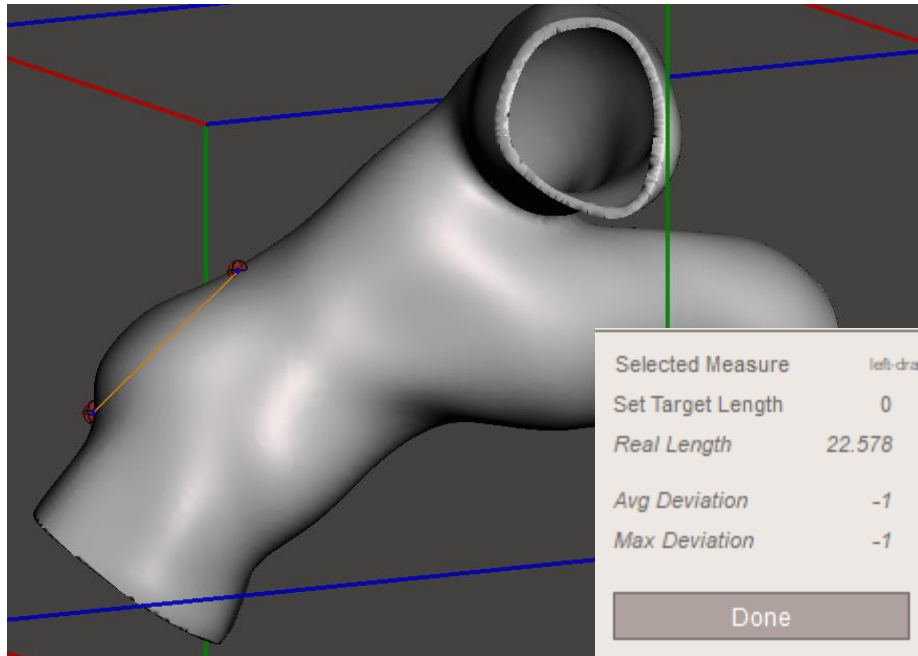
Gambar 4- 22 Diameter *Inlet* *Pulmonary Artery Sarcoma*

Gambar 4- 22 diatas menunjukkan garis kuning sebagai garis yang mengukur diameter *inlet*, lalu keterangan dimensinya dapat dilihat pada bagian kiri bawah gambar, yaitu sebesar 35.3 mm. Gambar 4- 23 dibawah menunjukkan jarak dari *outlet* kanan ke *outlet* kiri, ditunjukkan pada garis merah atau sumbu X di bagian bawah gambar beserta nilainya yaitu 62.9 mm. untuk tebalnya sendiri didapat dari pelubangan desain yang dilakukan pada Bab 3, yaitu dengan ketebalan 1 mm.

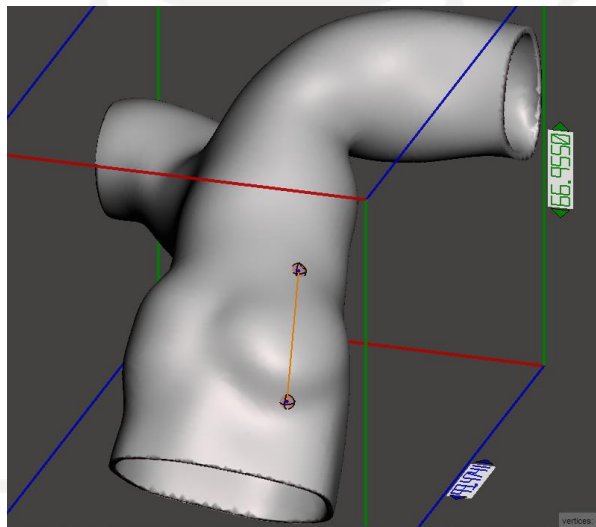


Gambar 4- 23 Jarak dari *Outlet* Kanan ke *Outlet* Kiri

Sedangkan pada Gambar 4-24 dan 4-25 dibawah ini menunjukkan ukuran *sarcoma* yang diukur pada desain untuk menentukan apakah *sarcoma* yang terbentuk dikategorikan sebagai tumor ganas (ukuran > 4 cm) yang harus diangkat secepatnya atau tumor ringan ringan (< 4 cm) dan tidak memerlukan operasi pngangkatan tumor yang segera. Dan ukuran yang terbaca pada desain adalah 22.6 mm atau 2.26 cm yang dikategorikan sebagai tumor ringan.



Gambar 4- 24 Panjang *Sarcoma*



Gambar 4- 25 Panjang *Sarcoma* Tampak Atas

2. Alat Peraga

Setelah melalui tahap pencetakan, diukur dan dibandingkan parameter parameter yang telah ditentukan dengan desain diatas, berikut tabel lebih jelasnya.

Tabel 4- 5 Dimensi *Pulmonary Artery* Normal

Parameter	Dimensi
Diameter <i>Inlet</i>	23.5 mm
Panjang dari <i>Outlet</i> Kiri ke <i>Outlet</i> Kanan	63.7 mm
Ketebalan Dinding	0.97 mm

Tabel 4- 6 Dimensi *Pulmonary Artery Sarcoma*

Parameter	Dimensi
Diameter <i>Inlet</i>	35.03 mm
Panjang dari <i>Outlet</i> Kiri ke <i>Outlet</i> Kanan	62.58 mm
Ketebalan Dinding	0.9 mm
Panjang <i>sarcoma</i>	21.92



Gambar 4- 26 Diameter *Inlet* Alat Peraga Normal



Gambar 4- 27 Jarak dari *Outlet* Kanan ke *Outlet* Kiri Alat Peraga Normal



Gambar 4- 28 Ketebalan Dinding Alat Peraga Normal



Gambar 4- 29 Diameter *Inlet* Alat Peraga *Pulmonary Artery Sarcoma*

الجامعة الإسلامية
الاستدراكية



Gambar 4- 30 Jarak dari *Outlet* Kanan Ke *Outlet* Kiri *Sarcoma*



Gambar 4- 31 Ketebaan Dinding Alat Peraga *Pulmonary Artery Sarcoma*



Gambar 4- 32 Pengukuran *Sarcoma*

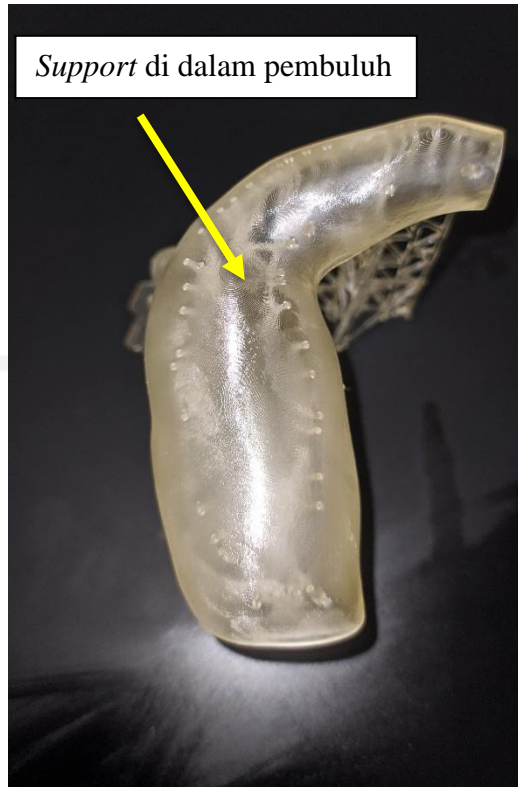


Gambar 4- 33 Panjang *Sarcoma*

Dari pengukuran dan perbandingan dari desain dan alat peraga yang telah dicetak menunjukkan hasil dan perbedaan ukuran yang tidak beda jauh atau tidak lebih dari 20%. Hal ini menunjukkan 3D Print SLA mempunyai keakuratan dan detail yang tinggi.

Pada alat peraga *Pulmonary Artery Sarcoma* menunjukkan ukuran *sarcoma* yang masih di bawah 3 cm, yang berarti bahwa tumor masih dianggap tumor ringan dan tidak memerlukan atau tidak diprioritaskan untuk dilakukan pembedahan pada pasien, pengobatan yang lebih dianjurkan adalah kemoterapi dan pemberian obat-obatan.

Pembuatan alat peraga telah dilakukan untuk mendapatkan hasil yang sesuai dengan kriteria produk. Pada pencetakan pertama masih menggunakan *support* pada bagian dalam pembuluh, hasilnya *support* sulit untuk dilepas karena bagian dalam pembuluh terlalu kecil dan beresiko membuat alat peraga rusak atau meninggalkan bekas *support* karena tidak dapat diampelas. Gambar 4- 28 dibawah ini menunjukkan cetakan pertama yang terdapat *support* di dalamnya.



Gambar 4- 34 Pencetakan Pertama

Pada proses pencetakan kedua dilakukan pengaturan dengan tidak menggunakan *support* pada bagian dalam pembuluh darah, hasilnya didapatkan alat peraga yang bersih pada bagian dalam. Gambar 4- 35 dan Gambar 4- 36 menunjukkan *pulmonary artery normal* dan *pulmonary artery sarcoma* yang dicetak tanpa *support* pada bagian dalam pembuluh.



Gambar 4- 35 Pencetakan Kedua (*Pulmonary Artery Normal*)



Gambar 4- 36 Pencetakan Kedua (*Pulmonary Artery Sarcoma*)



BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan rekonstruksi, simulasi dan pembuatan alat peraga yang telah dilakukan, maka dapat diambil beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Rekonstruksi pembuluh darah *pulmonary artery* normal dan penyakit *pulmonary artery sarcoma* berdasarkan data MRI/CT-Scan dapat dilakukan dengan mensegmentasi data MRI/CT-Scan dan hasil yang didapatkan adalah *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* dalam geometri 3D digital.
2. Fabrikasi atau pembuatan alat peraga *pulmonary artery* normal dan *pulmonary artery sarcoma* menggunakan SLA 3D Print dan dapat memberikan pemahaman dalam pembelajaran tenaga medis.
3. Fenomena aliran yang terjadi pada pembuluh darah *pulmonary artery* normal cenderung teratur sedangkan pada *pulmonary artery sarcoma* terjadi tekanan yang tinggi pada area *sarcoma* yang dapat berpotensi terjadinya kebocoran pembuluh. Pada distribusi *wall shear stress*, nilai *wall shear stress* yang rendah pada area *sarcoma* di dinding pembuluh *pulmonary artery sarcoma* menunjukkan bahwa kanker sudah menginvasi pembuluh darah serta meningkatkan resiko penyebaran sel kanker ke seluruh tubuh melalui pembuluh darah.

5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

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

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

DAFTAR PUSTAKA

- Abbasian, M., Shams, M., Valizadeh, Z., Moshfegh, A., Javadzadegan, A., & Cheng, S. (2020). Effects of different non-Newtonian models on unsteady blood flow hemodynamics in patient-specific arterial models with in-vivo validation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 186. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105185>.
- Alam, M. I., Raj, A., Khan, P. M., Kumar, S., & Roy, S. (2021). Numerical Simulation of Flow of A Shear-Thinning Carreau Fluid Over A Transversely Oscillating Cylinder. *Journal of Fluid Mechanics*, 921. <https://doi.org/10.1017/jfm.2021.485>.
- Aldosari, S., Jansen, S., & Sun, Z. (2019). Optimization of computed tomography pulmonary angiography protocols using 3D printed model with simulation of pulmonary embolism. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 9(1), 53. <https://doi.org/10.1016/j.bushor.2017.05.011>.
- Aminudin, I. A. (2020). *NonCircular Conduit*. Ahmad Indra Research Group.
- Ansys Fluent | Fluid Simulation Software. (2023). Retrieved 14 January 2023, from <https://www.ansys.com/products/fluids/ansys-fluent>
- APRILIA, T. (2016). *MODEL ALIRAN DARAH DI DALAM PEMBULUH DARAH YANG KAKU TANPA PENYEMPITAN (STENOSIS)* (Doctoral dissertation, Universitas Gadjah Mada).
- Attaran, M. (2017a). The Rise of 3-D Printing: The Advantages of Additive Manufacturing over Traditional Manufacturing. *Business Horizons*, 60, 677-688.
- Basit, H., Wallen, T. J., & Sergent, B. N. (2018). Eisenmenger syndrome.
- Bindu, C. H., & Prasad, K. S. (2012). An efficient medical image segmentation using conventional OTSU method. *International Journal of Advanced Science and Technology*, 38(1), 67-74.

- Blackmon, S. H., Rice, D. C., Correa, A. M., Mehran, R., Putnam, J. B., Smythe, W. R., ... & Reardon, M. (2009). Management of primary pulmonary artery sarcomas. *The Annals of thoracic surgery*, *87*(3), 977-984. Price 2009.
- Bordones, A. D., Leroux, M., Kheyfets, V. O., Wu, Y. A., Chen, C. Y., & Finol, E. A. (2018). Computational fluid dynamics modeling of the human pulmonary arteries with experimental validation. *Annals of biomedical engineering*, *46*(9), 1309-1324.
- Burningham, Z., Hashibe, M., Spector, L., & Schiffman, J. D. (2012). The epidemiology of sarcoma. *Clinical sarcoma research*, *2*(1), 14. <https://doi.org/10.1186/2045-3329-2-14>.
- Cengel, Y. A., & Cimbala, J. M. (2006). *Fluid Mechanics : Fundamentals and Applications* (1st ed.). McGraw-Hill
- Cervilla-Muñoz, E., Galeano-Valle, F., Del-Toro-Cervera, J., Calleja-Cartón, E., & Demelo-Rodríguez, P. (2020). Differential diagnosis and treatment approach to pulmonary artery sarcoma: a case report and literature review. *ERJ Open Research*, *6*(3).
- Cheah, C. M., Chua, C. K., Leong, K. F., & Chua, S. W. (2003). Development of a tissue engineering scaffold structure library for rapid prototyping. Part 1: investigation and classification. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *21*(4), 291-301.
- Cleveland Clinic | Pulmonary Arteries: What They Are & What They Do | <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/21486-pulmonary-arteries> diakses pada 29 oktober 2022.
- Cong, L., Liu, Q., Zhang, R., Cui, M., Zhang, X., Gao, X., ... & Zhao, Y. (2018). Tumor size classification of the 8th edition of TNM staging system is superior to that of the 7th edition in predicting the survival outcome of pancreatic cancer patients after radical resection and adjuvant chemotherapy. *Scientific reports*, *8*(1), 10383.

- Crisp, S., & Dawdy, K. (2018). Building a magnetic resonance imaging safety culture from the ground up. *Journal of medical imaging and radiation sciences*, 49(1), 18-22.
- Edwards, P. D., Bull, R. K., & Coulden, R. (1998). CT measurement of main pulmonary artery diameter. *The British journal of radiology*, 71(850), 1018-1020.
- Felyana 2019 (DAN, B. T. W. P., & LESTARI, Y. B. MAKALAH HEMATOLOGI II).
- Fluent Inc. (2001). *Chapter 22. Using the Solver*
- Gabe, I. T., GAULT, J. H., ROSS JR, J. O. H. N., MASON, D. T., MILLS, C. J., SCHILLINGFORD, J. P., & Braunwald, E. U. G. E. N. E. (1969). Measurement of instantaneous blood flow velocity and pressure in conscious man with a catheter-tip velocity probe. *Circulation*, 40(5), 603-614.
- Ghurri, A. (2014). Dasar-Dasar Mekanika Fluida. *Bukit Jimbaran: Jurusan Teknik Mesin Universitas Udayana*.
- Giancoli, D.C. 2014. *Fisika: Prinsip dan Aplikasi Jilid 1 Edisi 7*. Jakarta: Erlangga.
- Gibson, I., Rosen, D. W., Stucker, B., Khorasani, M., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021). *Additive manufacturing technologies* (Vol. 17). Cham, Switzerland: Springer.
- Gilles, P., & Rieusset, L. (2018). *The Navier~Stokes Problem in the 21st Century*. Chapman and Hall/CRC.
- Govender, D., & Pillay, S. V. (2001). Right pulmonary artery sarcoma. *Pathology*, 33(2), 243-245.
- Graham, R. N., Perriss, R. W., & Scarsbrook, A. F. (2005). DICOM demystified: a review of digital file formats and their use in radiological practice. *Clinical radiology*, 60(11), 1133-1140.

- Hapsoro, C. A., & Srigutomo, W. (2013). Pemodelan Aliran Fluida 2-D Pada Kasus Aliran Permukaan Menggunakan Metode Beda Hingga. *J. Mat. Sains*, 18(3), 81-92.
- Ismanto, A., Indrayanti, E., Rifai, A., Prasetyawan, I. B., & Nadhif, muhammad A. (2021). *Buku Ajar Hidrodinamika*. CV. TIGAMEDIA PRATAMA.
- Jacobs, P. F. (1995). *Stereolithography and other RP&M technologies: from rapid prototyping to rapid tooling*. Society of Manufacturing Engineers.
- Jeong, H. Y., An, S. C., Lim, Y., Jeong, M. J., Kim, N., & Jun, Y. C. (2020). 3D and 4D printing of multistable structures. *Applied Sciences*, 10(20), 7254.
- Khamidiyah, K. (2015). *Diskritisasi pada sistem persamaan diferensial parsial pola pembentukan sel* (Doctoral dissertation, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim).
- Krishnan, A., & Anantharaman, A. P. (2022). Numerical Analysis of Blood Flow through COVID-19 Infected Arteries. *MCB Molecular and Cellular Biomechanics*, 19(2), 77–88. <https://doi.org/10.32604/mcb.2022.018369>
- Latifah, R., Jannah, N. Z., Nurdin, D. Z., & Budi, P. (2019). Determination Of Local Diagnostic Reference Level (Ldl) Pediatric Patients On Ct Head Examination Based On Size-specific Dose Estimates (Ssde) Values. *Journal of Vocational Health Studies*, 2(3), 127-133.
- Liaw, C. Y., & Guvendiren, M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication*, 9(2), 024102.
- Munson, B.R., Young, D.F., Okiishi, T.H, & Huebsch, W.W. (2009). *Fundamentals of Fluid Mechanics* (6th Ed.), USA: John Wiley & Sons, Inc.
- Netter, F. H. (2014). *Atlas of human anatomy, Professional Edition E-Book: including Netter Reference. com Access with full downloadable image Bank*. Elsevier health sciences.
- Ningsih, D. H. U. (2005). Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture (CAD/CAM). *Jurnal Teknologi Informasi DINAMIK*, 10(3), 143-149.

- Nomleni, F. T., & Manu, T. S. N. (2018). Pengembangan media audio visual dan alat peraga dalam meningkatkan pemahaman konsep dan pemecahan masalah. *Scholaria: Jurnal Pendidikan Dan Kebudayaan*, 8(3), 219-230.
- Noyes, A. M., Dua, K., Devadoss, R., & Chhabra, L. (2014). Cardiac adipose tissue and its relationship to diabetes mellitus and cardiovascular disease. *World journal of diabetes*, 5(6), 868.
- Nurhayati, O. D. (2008). *Penerapan metode segmentasi pada analisis citra digital Head CT Scan* (Doctoral dissertation, Universitas Gadjah Mada).
- Pulsatile Blood Flow in Arterial Bifurcation Simulation, ANSYS Fluent Training. (2023). Retrieved 14 January 2023, from <https://www.mr-cfd.com/shop/pulsatile-blood-flow-in-arterial-bifurcation-cfd-simulation/>
- Rahman, A., Islam, A. M., & Husnayan, S. A. M. (2012). Recurrent deep vein thrombosis due to thrombophilia. *Korean Circulation Journal*, 42(5), 345-348.
- Raswari. 1986. *Teknologi Dan Perencanaan Perpipaan*. Cetakan ketiga. Jakarta: UI press.
- Saripun, A., K, D. R., & Suganda, A. (2009). *Praktis Belajar Fisika*. Pusat Perbukuan Departemen Pendidikan Nasional
- Sarojo, Ganijanti Aby. 2009. *Seri Fisika Dasar Mekanika*. Salemba Teknika. Jakarta.
- Smart, E. J., Ying, Y. S., Mineo, C., & Anderson, R. G. (1995). A detergent-free method for purifying caveolae membrane from tissue culture cells. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 92(22), 10104-10108.
- Stark, David D. *Magnetic Resonance Imaging*. The CV Mosby Company. Toronto, 1988.
- Subagyo, R. (2018). *MEKANIKA FLUIDA I PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS LAMBUNG MANGKURAT 2018*.

- Susilo, A., Yuniarto, M., & Variani, V. I. (2012). Simulasi gerak harmonik sederhana dan osilasi teredam pada Cassy-E 524000. *Indonesian journal of applied physics*, 2(2), 124-137.
- Tack, P., Victor, J., Gemmel, P., & Annemans, L. (2016). 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomedical engineering online*, 15(1), 1-21.
- Versteeg, H. K., & Malalasekera, W. (1995). Computational fluid dynamics: the finite volume method. *Harlow, England: Longman Scientific & Technical*.
- Wang, J., Goyanes, A., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2016). Stereolithographic (SLA) 3D printing of oral modified-release dosage forms. *International journal of pharmaceutics*, 503(1-2), 207-212.
- White, Frank M., Fluid mechanics, New York: McGraw-Hill, 1986.
- Widiawaty, C. D., Siswantara, A. I., & Gunadi, G. G. R. (2015). Kajian Analisis Engineering Dengan Metode Computational Fluid Dynamics. *Jurnal Poli-Teknologi*, 14(3).
- Wirjadi, O. (2007). Survey of 3D Image Segmentation Methods. *Berichte des Fraunhofer ITWM, Nr. 123*.
- Witowski, J., Darocha, S., Kownacki, Ł., Pietrasik, A., Pietura, R., Banaszekiewicz, M., & Kurzyna, M. (2019). Augmented reality and three-dimensional printing in percutaneous interventions on pulmonary arteries. *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 9(1), 23.
- Wu, Z., Xu, Y., Wang, W., & Hu, R. (2013). Review of shock wave detection method in CFD post-processing. *Chinese Journal of Aeronautics*, 26(3), 501-513.
- Wyler von Ballmoos, M. C., Chan, E. Y., & Reardon, M. J. (2019). Imaging and surgical treatment of primary pulmonary artery sarcoma. *The international journal of cardiovascular imaging*, 35(8), 1429-1433.

Yan, W. W., Cai, B., Liu, Y., & Fu, B. M. (2012). Effects of wall shear stress and its gradient on tumor cell adhesion in curved microvessels. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11(5), 641-653.

