

**SIMULASI CFD (*COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS*) DAN  
FABRIKASI ALAT PERAGA ABDOMINAL AORTA  
BERBASIS REKONSTRUKSI DATA CT-SCAN/MRI**

**TUGAS AKHIR**

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



**Disusun Oleh :**

**Nama : Ilyas Witanto**

**No. Mahasiswa : 18525121**

**NIRM : 2018052039**

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

**2023**

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**SIMULASI CFD (*COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS*) DAN  
FABRIKASI ALAT PERAGA ABDOMINAL AORTA  
BERBASIS REKONSTRUKSI DATA CT-SCAN/MRI**

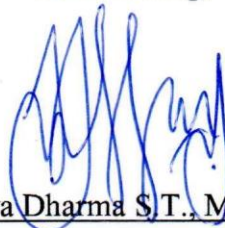
**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

**Nama : Ilyas Witanto**  
**No. Mahasiswa : 18525121**  
**NIRM : 2018052039**

Yogyakarta, 15 Januari 2023

Pembimbing,



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

## LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

### SIMULASI CFD (*COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS*) DAN FABRIKASI ALAT PERAGA ABDOMINAL AORTA BERBASIS REKONSTRUKSI DATA CT-SCAN/MRI

#### TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Ilyas Witanto

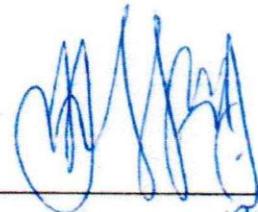
No. Mahasiswa : 18525121

NIRM : 2018052039

Tim Penguji

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

Ketua



Tanggal : 01-02-2023

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

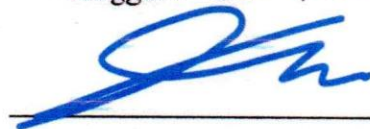
Anggota I



Tanggal : 30-01-2023

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

Anggota II



Tanggal : 27-01-2023

Mengetahui



Ketua Jurusan Teknik Mesin

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

## PERNYATAAN KEASLIAN

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

Yogyakarta, 15 Januari 2023



Ilyas Witanto

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Segala puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT yang telah melimpahkan rezeki dan rahmat-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Tugas Akhir ini penulis persembahkan kepada:

Kedua orang tua penulis bapak Tri Sudarman dan Ibu Tri Sugiarti 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 yang selama ini telah membimbing, membantu dan ikhlas dalam memberikan ilmunya

Rekan-rekan dari program studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia dan teman-teman lainnya yang selalu memberikan dukungan dan bantuan kepada penulis.

## HALAMAN MOTTO

“Sopo Sing Temen, Bakal Tinemu”

“Janganlah kamu bersikap lemah, dan jangan pula kamu bersedih hati, padahal kamulah orang-orang yang paling tinggi (derajatnya), jika kamu orang-orang yang beriman”

(Q.S Ali Imran: 139)

“Allah tidak membebani seseorang melainkan sesuai dengan kesanggupannya”

(Q.S Al-Baqarah: 286)

“Proses sama pentingnya dibandingkan hasil. Hasilnya nihil tak apa. Yang penting proses yang dicanangkan dan dilaksanakan”

-Sujiwo Tejo-

الجامعة الإسلامية  
الاستدلال بالاندية

## KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMAKASIH

*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 “Simulasi CFD (*Computational Fluid Dynamics*) Dan Fabrikasi Alat Peraga Abdominal Aorta Berbasis Rekonstruksi Data CT-Scan/MRI” 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, Bapak Tri Sudarman dan Ibu Tri Sugiarti yang selalu 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 Teknik Mesin UII, Egi, Sapli, Fery, Kemal, Abi, Zado, Fariz, Risky, Aziz Deni, Rato, Abdul Aziz, Melliga, Nanda, Ilyas kim dan semua rekan-rekan Teknik Mesin 2018 yang telah memberikan dukungan.
7. Semua pihak yang telah membantu dan tidak dapat disebutkan satu persatu.

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, 15 Januari 2023



Ilyas Witanto





## ABSTRAK

Abdominal Aorta merupakan pembuluh darah aorta jantung yang berada di rongga perut dan memiliki fungsi sebagai saluran untuk mengalirkan darah ke seluruh tubuh. Salah satu penyakit yang dapat menyerang pembuluh darah abdominal aorta adalah *Abdominal Aortic Aneurysm* (AAA). Untuk melihat kondisi pembuluh darah dalam tubuh manusia harus melakukan pemeriksaan dengan alat CT-Scan/MRI (*Computed Tomography/Magnetic Resonance Image*). Karena itu, dibutuhkan pembuluh darah berdasarkan data CT-Scan/MRI untuk mendapatkan model pembuluh darah yang menyerupai bentuk pembuluh darah asli. Pada penelitian ini, model pembuluh darah yang digunakan yaitu pembuluh darah abdominal aorta normal dan abdominal aorta yang terkena penyakit AAA. Dari hasil rekonstruksi pembuluh darah tersebut, dilakukan proses simulasi *Computational Fluid Dynamics* (CFD) dan pembuatan alat peraga menggunakan bahan 3D *Print* SLA bahan eResin-BioPLA. Penelitian ini bertujuan untuk melihat perbedaan fenomena aliran pada pembuluh darah abdominal aorta normal dan yang terkena penyakit AAA serta, fabrikasi alat peraga yang dapat meragakan letak pemasangan *stent graft*. Hasil dari simulasi fenomena aliran yaitu pada pembuluh darah abdominal aliran normal yang terjadi secara teratur sedangkan pada pembuluh yang terkena penyakit AAA aliran bergerak bersikulasi pada dinding aneurisma. Hasil juga menunjukkan nilai *wall shear stress* (WSS) saat puncak sistol pada abdominal aorta normal sebesar 0,6 Pa sampai 3,74 Pa dan nilai WSS pada AAA sebesar 0,015 Pa sampai 3,67 Pa. Pada dinding AAA, jika nilai WSS rendah akan dapat berpotensi pecah pembuluh darah karena ketahanan dinding yang rendah. Hasil dari alat peraga dapat difabrikasi dengan 3D *Print* SLA dan dapat memperlihatkan letak dan bentuk setelah dilakukan pengobatan pemasangan *stent graft*.

Kata Kunci: Pembuluh Darah, Abdominal Aorta, *Abdominal Aortic Aneurysm*, *Computational Fluid Dynamics*, Alat Peraga

## ABSTRACT

*Abdominal Aorta is the heart's aortic blood vessel which is in the abdominal cavity and has a function as a conduit for flowing blood throughout the body. One of the diseases that can attack the abdominal aorta is Abdominal Aortic Aneurysm (AAA). To see the condition of the blood vessels in the human body, you have to do an examination with a CT-Scan/MRI (Computed Tomography/Magnetic Resonance Image) tool. Because of that, blood vessels are needed based on CT-Scan/MRI data to get a blood vessel model that resembles the original blood vessel shape. In this study, the vascular models used were normal abdominal aortic vessels and abdominal aortic vessels affected by AAA disease. From the results of the blood vessel reconstruction, a Computational Fluid Dynamics (CFD) analysis process was carried out and the props were made using 3D Print SLA material eResin-BioPLA. This study aims to look at the differences in flow phenomena in normal abdominal aortic vessels and those affected by AAA disease as well as to fabricate props that can demonstrate the placement of stent grafts. The result of the simulation of the flow phenomenon is that in the abdominal blood vessels the normal flow occurs regularly, while in the vessels affected by AAA disease the flow moves to circulate on the aneurysm wall. The results also show that the wall shear stress (WSS) value at the peak of systole in the normal abdominal aorta is 0.6 Pa to 3.74 Pa and the value WSS in AAA is 0.015 Pa to 3.67 Pa. In the AAA wall, if the WSS value is low, there will be a potential for blood vessel rupture due to the low wall resistance. The results of the props can be fabricated with 3D Print SLA and can show the location and shape after the stent graft treatment.*

*Keywords: Blood Vessels, Abdominal Aorta, Abdominal Aortic Aneurysm, Computational Fluid Dynamics, Props*

## 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 Terimakasih.....	vii
Abstrak .....	ix
<i>Abstract</i> .....	x
Daftar Isi .....	xi
Daftar Tabel.....	xiv
Daftar Gambar .....	xv
Daftar Notasi .....	xix
Bab 1 Pendahuluan .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan .....	3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan .....	4
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka .....	6
2.1 Kajian Pustaka .....	6
2.2 Dasar Teori .....	10
2.2.1 Jantung.....	11
2.2.2 Abdominal Aorta Aneurisma .....	11
2.2.3 CT/MRI .....	12
2.2.4 Metode Rekonstruksi 3D Data CT-scan/MRI .....	13
2.2.5 <i>Computer Aided Design (CAD)</i> .....	14
2.2.6 <i>Computational Fluid Dynamics (CFD)</i> .....	15

2.2.7	Gerak Harmonis Sederhana .....	20
2.2.8	ANSYS Fluent .....	21
2.2.9	3D Print SLA .....	21
Bab 3	Metode Penelitian .....	23
3.1	Alur Penelitian .....	23
3.2	Kriteria Desain .....	26
3.2.1	Kriteria Hasil Rekonstruksi .....	26
3.2.2	Kriteria Desain .....	26
3.3	Peralatan dan Bahan .....	27
3.4	Rekonstruksi Pembuluh Darah .....	28
3.4.1	Segmentasi .....	28
3.5	Proses Pembuatan Desain Pembuluh Darah .....	29
3.5.1	Proses Penghalusan Kontur .....	29
3.5.2	Merubah <i>Mesh File</i> ke <i>Solid Body Part</i> .....	30
3.5.3	Pemotongan Desain .....	31
3.6	Simulasi <i>Computational Fluid Dynamics</i> (CFD) .....	32
3.6.1	Pemodelan Geometri .....	32
3.6.2	<i>Meshing</i> .....	33
3.6.3	<i>Processing</i> .....	34
3.6.4	Pendefinisian Kondisi Batas .....	35
3.6.5	<i>Post-Processing</i> .....	47
3.7	Alat Peraga Pembuluh Darah .....	47
Bab 4	Hasil dan Pembahasan .....	52
4.1	Hasil Rekonstruksi .....	52
4.2	Hasil Desain Pembuluh Darah .....	52
4.3	Hasil Simulasi CFD .....	54
4.3.1	Kecepatan Aliran .....	55
4.3.2	Distribusi Tekanan .....	58
4.3.3	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> .....	60
4.4	Hasil Perancangan .....	63
4.4.1	Hasil 3D Print Alat Peraga .....	63
4.4.2	Hasil Pembuatan Replika <i>Stent Graft</i> .....	65

4.4.3	Hasil Pembuatan Alat Peraga .....	65
4.5	Analisis dan Pembahasan.....	68
4.5.1	Rekonstruksi dan Pembuatan Desain .....	68
4.5.2	Simulasi CFD .....	68
4.5.3	Alat Peraga .....	70
Bab 5	Penutup.....	74
5.1	Kesimpulan .....	74
5.2	Saran Penelitian Selanjutnya .....	74
Daftar Pustaka	.....	75
Lampiran	.....	79



## DAFTAR TABEL

Tabel 3- 1 Peralatan.....	27
Tabel 3- 2 Bahan .....	27
Tabel 3- 3 Nilai Material Fluida .....	34
Tabel 3- 4 Kondisi Batas .....	35
Tabel 3- 5 Data <i>Mesh Dependency</i> Abdominal Aorta Normal .....	41
Tabel 3- 6 Selisih Data <i>Mesh Dependency</i> Abdominal Aorta Normal .....	42
Tabel 3- 7 Data <i>Mesh Dependency</i> Abdominal Aortic Aneurysm .....	44
Tabel 3- 8 Selisih Data <i>Mesh Dependency</i> Abdominal Aortic Aneurysm .....	45
Tabel 3- 9 Parameter 3D <i>Print</i> SLA.....	50
Tabel 4- 1 Dimensi Abdominal Aorta Normal dan <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i>	53



## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2- 1	Proses Pembuatan Desain Phantom .....	6
Gambar 2- 2	Hasil 3D <i>Print</i> SLA <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	7
Gambar 2- 3	Rekonstruksi Geometri dari bentuk 2D ke 3D .....	8
Gambar 2- 4	Kecepatan Aliran <i>Abdomial Aortic Aneurysm</i> .....	9
Gambar 2- 5	Variasi Nilai <i>Wall Shear Stress</i> Pada Pembuluh Darah .....	9
Gambar 2- 6	<i>Wall Shear Stress</i> Pada Dinding <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> ....	10
Gambar 2- 7	Bentuk <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	12
Gambar 2- 8	CT-Scan <i>Abdominal Aorta Normal</i> .....	13
Gambar 2- 9	CT-Scan <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	13
Gambar 2- 10	Segmentasi <i>Abdominal Aorta</i> .....	14
Gambar 2- 11	Desain 3D <i>Abdominal Aorta</i> dari Hasil Segmentasi.....	14
Gambar 2- 12	Aliran Laminer .....	17
Gambar 2- 13	Properti dan <i>Carreau</i> Model Darah <i>Non-Newtonian</i> .....	18
Gambar 2- 14	3D <i>Print</i> SLA .....	22
Gambar 3- 1	Diagram Alur Penelitian.....	24
Gambar 3- 2	Diagram Alur CFD .....	25
Gambar 3- 3	Segmentasi <i>Abdominal Aorta Normal</i> .....	29
Gambar 3- 4	Segmentasi <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	29
Gambar 3- 5	Penghalusan Kontur Desain <i>Abdominal Aorta Normal</i> .....	30
Gambar 3- 6	Penghalusan Kontur Desain <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	30
Gambar 3- 7	<i>Convert to Solid Body</i> <i>Abdominal Aorta Normal</i> .....	31
Gambar 3- 8	<i>Convert to Solid Body Part</i> <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	31
Gambar 3- 9	Desain <i>Abdominal Aorta Normal</i> .....	31
Gambar 3- 10	Desain <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	32
Gambar 3- 11	<i>Import Geometry</i> <i>Abdominal Aorta Normal</i> .....	32
Gambar 3- 12	<i>Import Geometry</i> <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	33
Gambar 3- 13	Model <i>Abdominal Aorta Normal</i> Setelah <i>Meshing</i> .....	33
Gambar 3- 14	Model <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Setelah <i>Meshing</i> .....	34
Gambar 3- 15	<i>Inlet</i> dan <i>Outlet</i> : a. <i>Abdominal Aorta Normal</i> dan b. AAA .....	35
Gambar 3- 16	Kode <i>UDF</i> .....	36

Gambar 3- 17 Kondisi Batas <i>Inlet</i> .....	37
Gambar 3- 18 <i>Gauge Pressure Outlet</i> Kanan.....	39
Gambar 3- 19 <i>Gauge Pressure Outlet</i> Kiri.....	39
Gambar 3- 20 Kondisi Batas Dinding Pembuluh Darah ( <i>Wall</i> ).....	40
Gambar 3- 21 <i>Solution Method</i> .....	40
Gambar 3- 22 <i>Mesh Dependency Avg Velocity Outlet</i> Kanan Abdominal Aorta Normal.....	43
Gambar 3- 23 <i>Mesh Dependency Avg Velocity Outlet</i> Kiri Abdominal Aorta Normal .....	43
Gambar 3- 24 <i>Mesh Dependency Avg Pressure Wall</i> Abdominal Aorta Normal	44
Gambar 3- 25 <i>Mesh Dependency Avg Velocity Outlet</i> Kanan Abdominal Aortic <i>Aneurysm</i> .....	46
Gambar 3- 26 <i>Mesh Dependency Avg Velocity Outlet</i> Kiri Abdominal Aortic <i>Aneurysm</i> .....	46
Gambar 3- 27 <i>Mesh Dependency Avg Pressure Wall</i> Abdominal Aortic <i>Aneurysm</i> .....	47
Gambar 3- 28 Pelubangan Pembuluh Darah Abdominal Aorta Normal .....	48
Gambar 3- 29 Pelubangan Pembuluh Darah <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	48
Gambar 3- 30 Sisi Depan <i>Desain Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	48
Gambar 3- 31 Sisi Belakang <i>Desain Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	49
Gambar 3- 32 Persiapan Pencetakan Alat Peraga Pembuluh Darah .....	49
Gambar 3- 33 Persiapan Alat Peraga <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Dibagi 2 Sisi.....	50
Gambar 3- 34 Proses 3D <i>Print SLA</i> .....	50
Gambar 3- 35 Proses Pembuatan Replika <i>Stent Graft</i> .....	51
Gambar 4- 1 Hasil Rekonstruksi Abdominal Aorta Normal .....	52
Gambar 4- 2 Hasil Rekonstruksi <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	52
Gambar 4- 3 Hasil Desain Abdominal Aorta Normal .....	53
Gambar 4- 4 Hasil Desain Penyakit <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	53
Gambar 4- 5 Grafik Perhitungan Solusi Abdominal Aorta Normal.....	54
Gambar 4- 6 Grafik Perhitungan Solusi <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	54
Gambar 4- 7 Grafik <i>Cardiac Cycle</i> Pembuluh Abdominal Aorta Normal.....	55



Gambar 4- 8	Grafik <i>Cardiac Cycle</i> Pembuluh <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> ...	55
Gambar 4- 9	<i>Streamline</i> Kecepatan <i>Abdominal Aorta Normal</i> Saat Fase Awal Sistol .....	56
Gambar 4- 10	<i>Streamline</i> Kecepatan <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Saat Fase Awal Sistol .....	56
Gambar 4- 11	<i>Streamline</i> Kecepatan <i>Abdominal Aorta Normal</i> Saat Fase Puncak Sistol .....	57
Gambar 4- 12	<i>Streamline</i> Kecepatan <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Saat Fase Puncak Sistol .....	57
Gambar 4- 13	Distribusi Tekanan <i>Abdominal Aorta Normal</i> Pada Fase Awal Sistol .....	58
Gambar 4- 14	Distribusi Tekanan <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Awal Sistol .....	58
Gambar 4- 15	Distribusi Tekanan <i>Abdominal Aorta Normal</i> Pada Fase Puncak Sistol .....	59
Gambar 4- 16	Distribusi Tekanan <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Pada Fase Puncak Sistol .....	59
Gambar 4- 17	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> <i>Abdominal Aorta Normal</i> Fase Awal Sistol (Tampak Depan) .....	60
Gambar 4- 18	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> <i>Abdominal Aorta Normal</i> Fase Awal Sistol (Tampak Belakang) .....	60
Gambar 4- 19	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Fase Awal Sistol (Tampak Depan) .....	61
Gambar 4- 20	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Fase Awal Sistol (Tampak Belakang) .....	61
Gambar 4- 21	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> <i>Abdominal Aorta Normal</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Depan) .....	62
Gambar 4- 22	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> <i>Abdominal Aorta Normal</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang) .....	62
Gambar 4- 23	Distribusi <i>Wall Shear Stress</i> <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Depan) .....	63

Gambar 4- 24 Distribusi <i>Wall Shear Stress Abdominal Aortic Aneurysm</i> Fase Puncak Sistol (Tampak Belakang) .....	63
Gambar 4- 25 Hasil 3D <i>Print Abdominal Aorta Normal</i> .....	64
Gambar 4- 26 Hasil 3D <i>Print Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	64
Gambar 4- 27 Hasil 3D <i>Print Abdominal Aortic Aneurysm</i> Dibagi 2 sisi.....	65
Gambar 4- 28 Replika <i>Stent Graft</i> .....	65
Gambar 4- 29 Alat Peraga Abdominal Aorta Normal.....	66
Gambar 4- 30 Alat Peraga <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	66
Gambar 4- 31 Alat Peraga <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> Dibelah.....	66
Gambar 4- 32 Letak Pemasangan <i>Stent Graft</i> Pada Penyakit <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	67
Gambar 4- 33 Hasil Pemasangan <i>Stent Graft</i> Pada Penyakit <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	67
Gambar 4- 34 Endapan Resin Pada <i>Support Abdominal Aorta Normal</i> .....	70
Gambar 4- 35 Endapan Resin Pada <i>Support Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	70
Gambar 4- 36 Sisa <i>Support</i> Mengeras Dibagian Dalam Abdominal Aorta Normal.....	71
Gambar 4- 37 <i>Support</i> Dibagian Dalam <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i> .....	71
Gambar 4- 38 Hasil 3D <i>Print Percobaan Kedua Abdominal Aorta Normal</i> .....	72
Gambar 4- 39 Hasil 3D <i>Print Percobaan Kedua Abdominal Aortic Aneurysm</i> ...	72
Gambar 4- 40 Hasil 3D <i>Print Percobaan Ketiga Abdominal Aorta Normal</i> .....	73
Gambar 4- 41 Hasil 3D <i>Print Percobaan ketiga Abdominal Aortic Aneurysm</i> ...	73

الجمهورية العربية السورية  
الجامعة العربية السورية  
الكلية الهندسية  
الجامعة العربية السورية

## DAFTAR NOTASI

CFD	=	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
3D	=	<i>Three-Dimensional</i>
AAA	=	<i>Abdominal Aortic Aneurysm</i>
WSS	=	<i>Wall Shear Stress</i>
CT	=	<i>Computed Tomography</i>
MRI	=	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
DICOM	=	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
STEP	=	<i>Standard for the Exchange of Product Data</i>
SLA	=	<i>Stereolithography</i>
UV	=	<i>Ultra Violet</i>
Bpm	=	<i>Beats per Minute</i>
Kg	=	<b>Kilogram</b>
Pa	=	<b>Pascal</b>
m	=	<b>Meter</b>
mm	=	<b>Millimeter</b>
mmHg	=	<b>MilimeterHydrargyrum</b>
s	=	<b>Sekon</b>

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Sistem Kardiovaskuler merupakan kumpulan organ yang bekerja untuk melakukan fungsi transportasi dalam tubuh manusia. Sistem ini berfungsi untuk mentransportasikan darah yang mengandung nutrisi, hormon, zat kekebalan tubuh, bahan sisa metabolisme dan zat lain ke seluruh tubuh. Komponen pada sistem kardiovaskular yaitu darah, organ jantung dan pembuluh darah. Dimana peran organ jantung yaitu sebagai pompa dan peran pembuluh darah sebagai salurannya atau pipanya.

Jantung adalah sebuah organ yang terdapat pada tubuh manusia yang berongga dan berotot yang berperan penting dalam sistem peredaran darah manusia. Jantung mengendalikan peredaran darah tubuh manusia dengan melibatkan pembuluh darah sebagai saluran darah. Salah satu pembuluh darah terbesar dalam tubuh yang terdapat di jantung yaitu aorta.

Aorta adalah salah satu pembuluh darah arteri terbesar dalam tubuh manusia yang mengalirkan darah dari jantung ke seluruh tubuh. Aorta merupakan arteri elastis yang dapat mengembang. Bagian aorta yang melalui abdomen dikenal sebagai abdominal aorta. Diameter normal aorta yaitu 2 cm. Dengan demikian, apabila abdominal aorta dengan diameter lebih besar dari 3 cm dianggap sebagai AAA atau *Abdominal Aortic Aneurysm*(Mbbs et al., 2011).

AAA merupakan kondisi dimana terjadinya pelebaran ukuran dinding pada abdominal aorta hingga lebih dari 1,5 kali lebih besar dari ukuran normal. AAA yang besar cenderung akan pecah dan akan mengakibatkan pendarahan berat bahkan kematian. Faktor resiko penyebab timbulnya AAA adalah merokok, penuaan, hiperkolesterolemia, jenis kelamin laki laki dan lain lain. Salah satu *treatment* penyakit AAA adalah *Endovascular Aortic Aneurysm Repair* atau *EVAR*(Qian et al., 2022). Metode teknik EVAR ini dengan menggunakan *stent-graft*. *Stent-graft* adalah suatu alat yang terbuat dari logam baja tahan karat atau nitol berbentuk tabung yang dilapisi dengan lapisan kedap air. *Stent-graft* tersebut ditanamkan di dalam abdominal aorta yang terkena penyakit AAA dan diposisikan

tepat di atas dan bawah segmen aneurisma. Tujuan metode EVAR yaitu untuk memulihkan fungsi aorta dan untuk mencegah abdominal aorta robek atau pecah (England & McWilliams, 2013).

Dengan perkembangan teknologi yang sangat pesat terutama pada bidang medis, saat ini dapat melihat bentuk dan mencetak pembuluh darah secara 3D sesuai bentuk dan ukuran aslinya dari data CT-Scan/MRI. Dengan demikian, dibutuhkan alat peraga untuk mengetahui bentuk dari penyakit AAA.

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui perbedaan fenomena aliran fluida pada pembuluh darah abdominal aorta yang normal dengan pembuluh darah abdominal aorta yang terkena penyakit AAA. Kemudian melakukan pembuatan alat peraga berbasis data CT-Scan/MRI dengan menggunakan alat 3D *Print* SLA. Dengan demikian, diperlukan pembuatan alat peraga berbasis data CT-Scan/MRI beserta pembuatan dan pemasangan replika *stent graft* untuk membantu kegiatan medis dalam menentukan strategi penanganan penyakit AAA serta digunakan sebagai media pembelajaran tenaga medis.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana cara merekonstruksi pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm*?
2. Bagaimana perbedaan simulasi fenomena aliran pada pembuluh darah abdominal aorta normal dengan yang mengalami penyakit *abdominal aortic aneurysm*?
3. Bagaimana cara fabrikasi alat peraga pembuluh darah abdominal aorta normal dengan yang mengalami penyakit *abdominal aortic aneurysm*?

## **1.3 Batasan Masalah**

Dalam suatu penelitian atau perancangan tidak mungkin dapat menyelesaikan seluruh masalah yang telah dirumuskan sebelumnya. Dengan demikian, pembatasan masalah ini ditujukan supaya ruang lingkup pembahasan dalam melakukan penelitian atau perancangan menjadi jelas dan tidak meluas

untuk membahas hal-hal yang tidak diinginkan. Berikut ada beberapa batasan masalah dari penelitian atau perancangan ini, diantaranya yaitu :

1. Pada rekonstruksi dan pembuatan desain pembuluh darah abdominal aorta normal dan pembuluh darah abdominal aorta aneurysm berdasarkan data CT-Scan/MRI dengan menggunakan *software* 3D Slicer, Meshmixer dan Solidwork 2020.
2. Pada proses rekonstruksi pembuluh darah hanya membahas tahapan proses rekonstruksi.
3. Pembuatan alat peraga yang dilakukan menggunakan alat 3D *Print* SLA dengan material eResin Bio-PLA.
4. Tidak membandingkan parameter 3D *Print* SLA dalam pembuatan alat peraga.
5. Simulasi fenomena aliran pembuluh darah menggunakan *software* ANSYS Student R2 2022.
6. Salah satu penyakit yang dibahas hanya *abdominal aortic aneurysm*.
7. Pada simulasi fenomena aliran mengasumsikan darah sebagai fluida *Non-Newtonian, incompressible*, dan jenis aliran laminar.
8. Pada simulasi fenomena aliran mengasumsikan bahwa jantung sedang berdenyut dengan rentang waktu 120 bpm.
9. Tidak membandingkan parameter *setup* simulasi CFD.
10. Luaran dari simulasi fenomena aliran adalah distribusi kecepatan aliran, distribusi tekanan darah dan distribusi *wall shear stress*.
11. Replika *Stent graft* terbuat dari bahan strimin dan kasa.
12. Alat peraga tidak dialiri cairan.

#### **1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan**

Ada beberapa tujuan dari penelitian atau perancangan ini adalah sebagai berikut :

1. Merekonstruksi pembuluh darah abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm* berdasarkan data CT-Scan/MRI.

2. Mengetahui perbedaan fenomena aliran pada pembuluh darah abdominal aorta antara pembuluh normal dengan pembuluh yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm*.
3. Fabrikasi alat peraga abdominal aorta normal dan abdominal aorta yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm* menggunakan 3D Print SLA sebagai media pembelajaran tenaga medis.

### **1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan**

Adapun manfaat dari penelitian atau perancangan ini adalah sebagai berikut :

1. Penelitian ini dapat menjadi salah satu referensi dalam pengembangan metode rekonstruksi, pembuatan alat peraga dan simulasi fenomena aliran pada pembuluh darah abdominal aorta.
2. Penelitian ini dapat membantu tenaga medis dalam menentukan strategi penanganan pada pasien yang memiliki penyakit *abdominal aortic aneurysm*.

### **1.6 Sistematika Penulisan**

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

#### **BAB I PENDAHULUAN**

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

#### **BAB II TINJAUAN PUSTAKA**

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

#### **BAB III METODOLOGI PENELITIAN**

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

#### BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

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

#### BAB V PENUTUP

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





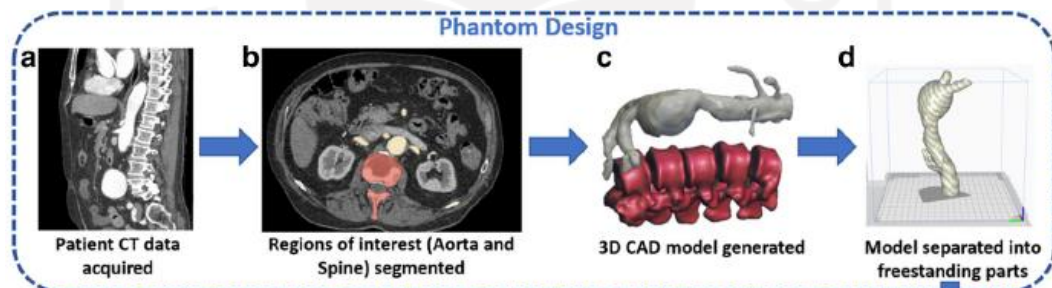
## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Kajian Pustaka

Terdapat beberapa penelitian yang membahas tentang rekonstruksi *abdominal aortic phantom* berdasarkan data CT-Scan/MRI untuk mengetahui karakteristik suatu penyakit yang ada di pembuluh darah abdominal aorta sehingga dapat mempermudah pengembangan metode penyembuhannya. Kajian pustaka ini ditujukan sebagai acuan penulis dalam melaksanakan penelitian ini.

Pada penelitian pertama yang dilakukan Little et al., 2022 membahas *phantom* model untuk melihat penyakit *aneurysm* di abdominal aorta. Metode yang dilakukan yaitu dengan menggunakan data CT-Scan untuk memperoleh gambaran *abdominal aortic aneurysm*, kemudian bagian yang akan diambil dilakukan segmentasi untuk membentuk model yang kompatibel dengan *3D Print*.



Gambar 2- 1 Proses Pembuatan Desain Phantom

(Sumber: Little et al., 2022)

Pada Gambar 2- 1 point a,b melakukan segmentasi manual menggunakan perangkat lunak analisis gambar medis (3D slicer) dan mengambil bagian yang diinginkan untuk menghasilkan model 3D. Setelah mendapatkan 3D model dari segmentasi manual data di ekspor ke Meshmixer untuk proses penghalusan dan penyempurnaan desain kemudian format file dalam bentuk STL (*stereolithography*) sesuai dengan format alat *3D Print* Gambar 2- 1 point c). Apabila file 3D model sudah dalam bentuk format STL maka langkah selanjutnya mengatur parameter print untuk mencetak 3D model dengan menggunakan perangkat lunak Ultimaker dan bahan yang digunakan untuk mencetak 3D model yaitu *PVA (PolyVinyl Alcohol)* (Gambar 2- 1 point d).

Kemudian Penelitian selanjutnya yang dilakukan oleh Coles-Black et al., 2021 tentang mencetak *abdominal aortic aneurysm phantom* berdasarkan data CT-Scan dengan 3D Print SLA untuk menentukan prosedur pengobatan penyakit aneurysm dengan *endovascular*. Cara untuk mendapatkan 3D model dengan melakukan segmentasi data CT-Scan/MRI dengan menggunakan perangkat lunak 3D Slicer untuk mengambil bagian *abdominal aortic aneurysm*. Bahan yang digunakan yaitu resin transparan. Untuk hasil 3D Print SLA dapat dilihat pada gambar 2-2.

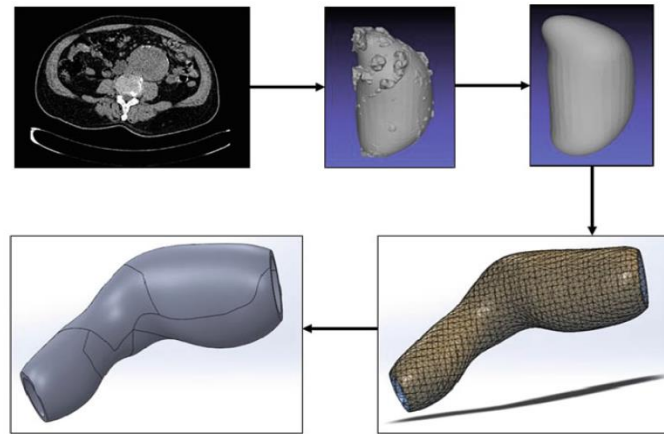


Gambar 2- 2 Hasil 3D Print SLA *Abdominal Aortic Aneurysm*

(Sumber: Coles-Black et al., 2021)

Selanjutnya, Canchi et al., 2018 melakukan penelitian yang membahas penerapan *Computational Fluid Dynamics (CFD)* untuk menggambarkan berbasis mekanik dalam memprediksi ruptur *abdominal aortic aneurysm*. Sebelum melakukan analisis CFD harus membuat 3D model *abdominal aortic aneurysm* dengan mengambil data CT-Scan pasien *abdominal aortic aneurysm* berdiameter 35mm. Kemudian melakukan segmentasi pada data CT-Scan pasien untuk mengubah geometri 2D menjadi model 3D. Untuk mengubah geometri CT-Scan 2D ke model 3D, menggunakan perangkat lunak segmentasi gambar MIALite. Setelah menghasilkan model 3D dalam bentuk mesh, dilakukan penghalusan permukaan desain dengan menggunakan perangkat lunak MeshLab karena untuk mendapatkan hasil yang sempurna. Setelah itu, mengubah file *mesh* ke file *solid part* menggunakan perangkat lunak Solidwork dengan memakai *tools Scanto3D* karena model 3D yang dihasilkan masih dalam bentuk mesh yang tidak mengandung ketebalan dan tidak bisa langsung dilakukan analisis CFD karena

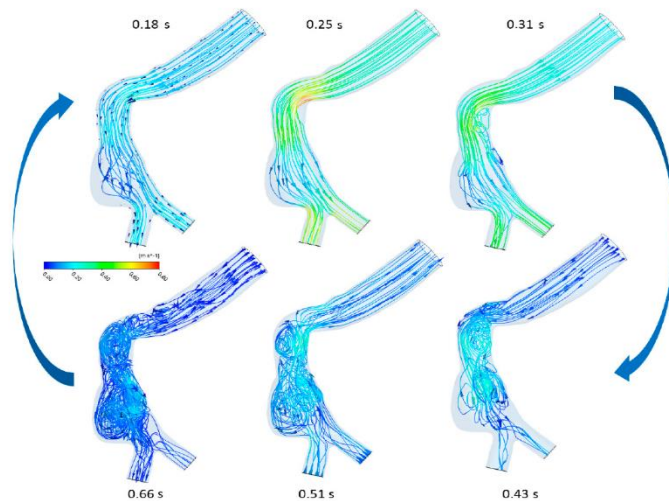
perangkat lunak ANSYS tidak mendukung file geometri *mesh*. Untuk ilustrasi proses merubah model 2D menjadi 3D dapat dilihat pada Gambar 2- 3 berikut:



Gambar 2- 3 Rekonstruksi Geometri dari bentuk 2D ke 3D

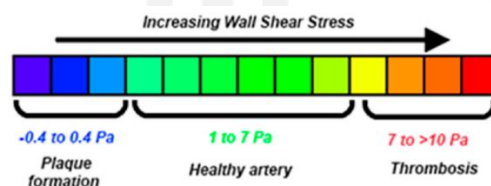
(Sumber: Canchi et al., 2018)

Setelah melakukan tahap rekonstruksi pembuluh darah berdasarkan data CT-Scan/MRI, maka selanjutnya melakukan simulasi *Computational Fluid Dynamics (CFD)* untuk melihat fenomena aliran darah. Pada penelitian CFD yang dilakukan Boniforti et al., 2022 melakukan simulasi CFD untuk melihat fenomena aliran memprediksi pecahnya aneurisma pada abdominal aorta. Simulasi CFD dengan menggunakan *software* ANSYS Student R1 2021. Penelitiannya mengansumsikan bahwa aliran darah pada abdominal aorta berdenyut, darah dimodelkan fluida *incompressible* dan karakteristik darah *Non-Newtonian*. Asumsi yang digunakan untuk kondisi dari aliran darah adalah laminar. Kemudian didapatkan hasil bahwa kecepatan inlet pembuluh darah abdominal aorta aneurisma berubah-ubah setiap waktu yaitu sebesar 0 m/s sampai 0,3 m/s. Hasil menunjukkan bahwa saat  $t = 0,18$  s darah bergerak maju dengan kecepatan rendah dan saat  $t = 0,25$  s aliran darah bergerak maju dengan kecepatan maksimum. Hal tersebut merupakan fase awal sistolik saat  $t = 0,18$  s dan fase puncak sistol saat  $t = 0,25$  s. Untuk distribusi kecepatan aliran tersebut dapat dilihat pada Gambar 2- 4.



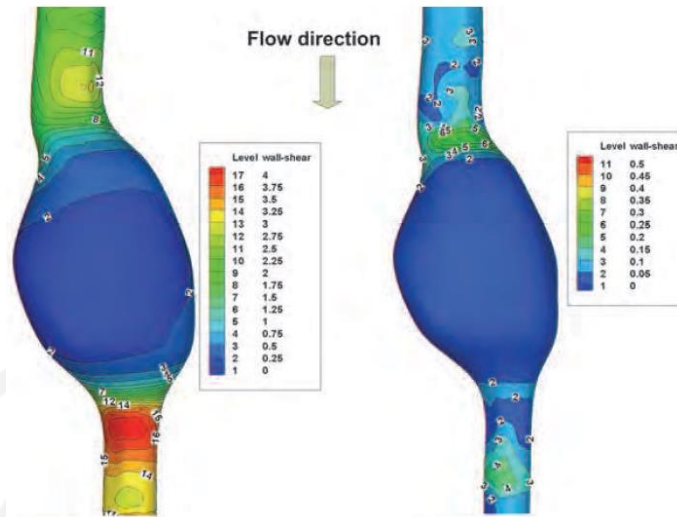
Gambar 2- 4 Kecepatan Aliran *Abdomial Aortic Aneurysm*  
(Sumber: Boniforti et al., 2022 )

Kemudian menurut Sandor et al., 2011 untuk melihat kondisi ketahanan dinding dari abdominal aorta yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm* dengan analisis mengetahui nilai *wall shear stress*. Apabila nilai *wall shear stress* rendah sekitar kurang lebih 0,4 Pa disaat puncak sistol maka terjadi degenerasi sel endotel. Hal tersebut akan membuat ketahanan dinding melemah dan akan dapat menyebabkan pecah pembuluh darah. Berikut tingkatan nilai *wall shear stress* pada pembuluh darah dapat dilihat pada Gambar 2- 5.



Gambar 2- 5 Variasi Nilai *Wall Shear Stress* Pada Pembuluh Darah  
(Sumber: Sandor et al., 2011 )

Sedangkan menurut Stergiou et al., 2019 nilai *wall shear stress* yang rendah sekitar -0,4 Pa sampai 0,4 Pa akan terjadi plak pada dinding abdominal aorta yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm* dan jika plak tersebut menumpuk pada dinding pembuluh yang nilai *wall shear stress* rendah maka akan menyebabkan pecah pembuluh darah. Untuk gambar nilai *wall shear stress* pada pembuluh darah abdominal aorta yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 2- 6.



Gambar 2- 6 Wall Shear Stress Pada Dinding Abdominal Aortic Aneurysm  
(Sumber: Stergiou et al., 2019 )

Pada beberapa kajian penelitian sebelumnya, mengenai pembuatan alat peraga pembuluh darah mayoritas hanya membuat replika pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm (AAA)* berbasis CT-Scan/MRI yang dicetak dengan *3D Print* hanya untuk menunjukkan bentuk visual AAA kepada tenaga medis dan tidak ada fabrikasi dari *treatment AAA*. Dengan demikian, penelitian ini untuk membuat alat peraga pada pembuluh darah *abdominal aorta* dan penyakit AAA disertai fabrikasi dari *treatment* berupa replika *stent graft* untuk membantu tenaga medis dalam pembelajaran pengobatan *stent graft surgery*. Kemudian, pada kajian sebelumnya mengenai simulasi CFD, hanya membahas fenomena yang terjadi pada satu model pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm* dan hanya mendapatkan nilai *wall shear stress (WSS)* pada desain *abdominal aortic aneurysm*. Maka dari itu, pada penelitian ini akan melakukan simulasi CFD dengan menggunakan 2 buah desain yaitu desain *abdominal aorta normal* dan desain AAA untuk dapat melihat perbedaan fenomena aliran pembuluh darah yang normal dan jika pembuluh darah terkena penyakit serta mengetahui nilai WSS pada pembuluh darah *abdominal aorta normal* dan yang terkena penyakit AAA.

## 2.2 Dasar Teori

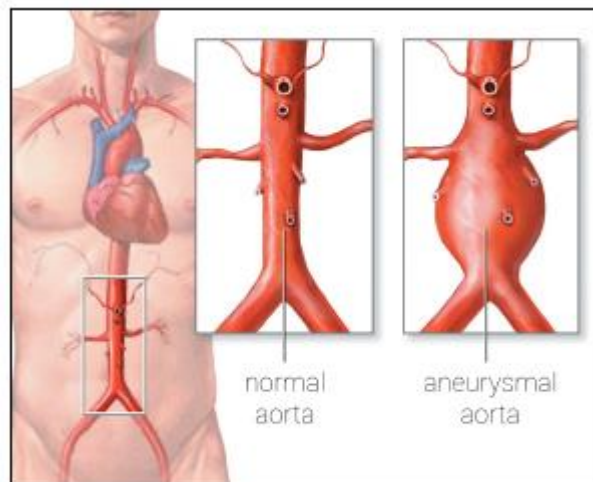
Dalam sub bab ini akan membahas beberapa dasar teori yang akan menjadi landasan untuk mendukung penelitian, diantaranya sebagai berikut :

### **2.2.1 Jantung**

Jantung merupakan salah satu organ pada sistem peredaran darah manusia yang memiliki fungsi sebagai pompa yang memberi tekanan pada darah untuk mengalirkan darah ke jaringan. Gerakan jantung terdiri dari 2 yaitu sistolik (kontraksi) dan diastolik (relaksasi). Darah mengalir dari daerah tekanan tinggi menuju daerah tekanan rendah. Gradien tekanan adalah merupakan perbedaan tekanan awal dan akhir pembuluh darah. Tekanan darah merupakan gaya atau dorongan darah ke dinding pembuluh saat jantung memompa darah. Pada umumnya, tekanan darah normal bernilai 120/80mmHg (Sherwood, 2009)

### **2.2.2 Abdominal Aorta Aneurisma**

Aneurisma adalah pembekakan lokal yang berlebihan dan abnormal bisa juga disebut tonjolan atau balon pada dinding pembuluh darah. Kondisi ini dapat terjadi di banyak pembuluh darah, tetapi pada bagian pembuluh darah otak dan aorta adalah lokasi yang sering terjadi aneurisma. Aneurisma di aorta biasanya terletak di aorta perut infrarenal, lebih tepatnya terletak dibawah arteri ginjal digambarkan pada Gambar 2- 7. Aneurisma di aorta perut biasanya disebut dengan *Abdominal Aortic Aneurysm (AAA)*. Ukuran diameter abdominal aorta setiap orang berbeda-beda tergantung dari usia, jenis kelamin dan berat badan, tetapi pada umumnya diameter aorta normal berkisar 15 mm sampai 24 mm. Ketika diameter abdominal aorta lebih dari 30 mm maka disebut aneurisma atau diameternya lebih dari 1,5 kali lebih besar dari diameter abdominal normal. Kedua definisi tersebut digunakan secara luas, tetapi untuk tujuan klinis biasanya digunakan diameter ambang tanpa memperhatikan diameter normalnya. Aneurisma sering dicirikan dari melihat bentuknya yang terjadi pelebaran dinding yang meluas digambarkan pada Gambar 2- 7 (Kruchten, 2015).



Gambar 2- 7 Bentuk *Abdominal Aortic Aneurysm*  
(Sumber : Kruchten, 2015)

### 2.2.3 CT/MRI

*Computed Tomography (CT)* adalah alat diagnostik sinar-X yang digunakan tenaga medis untuk menampilkan atau menggambar tubuh berdasarkan sinar-X pada irisan tubuh yang akan ditampilkan pada komputer. *Computed Tomography* berguna sebagai alat yang membantu tenaga medis untuk diagnosis, *planning* and pengamatan penyakit di seluruh organ tubuh (Wahyuni & Amalia, 2022).

*Magnetic Resonance Imaging (MRI)* adalah suatu teknik untuk melakukan penggambaran penampang tubuh berdasarkan prinsip resonansi magnetik inti atom hidrogen. MRI ini biasa digunakan untuk membantu bidang kedokteran pada pemeriksaan diagnostik radiologi yang menghasilkan gambar potongan organ tubuh manusia (Notosiswoyo & Suswati, 2004).

#### 2.2.3.1 CT-Scan/MRI Abdominal Aorta

CT-scan/MRI akan membantu bidang kedokteran untuk melihat organ tubuh manusia. Berikut contoh CT-scan abdominal normal yang dilakukan oleh Liu et al., 2018 dan untuk pembuluh darah abdominal aorta ditunjukkan dengan tanda panah warna putih yang dapat dilihat pada Gambar 2- 8 :

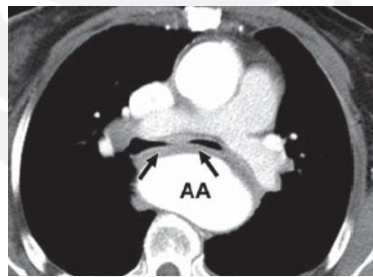


Gambar 2- 8 CT-Scan Abdominal Aorta Normal

(Sumber : Liu et al., 2018)

### 2.2.3.2 CT-Scan/MRI Abdominal Aorta Aneurisma

Dengan adanya alat CT-scan/MRI, akan membantu bidang kedokteran untuk melihat organ tubuh manusia dan untuk melihat penyakit dalam pada organ tubuh manusia. Pada Gambar 2- 9 merupakan CT-scan abdominal aorta yang terkena penyakit aneurisma yang ditunjukkan dengan tulisan AA.



Gambar 2- 9 CT-Scan *Abdominal Aortic Aneurysm*

(Sumber :Litmanovich et al., 2009)

## 2.2.4 Metode Rekonstruksi 3D Data CT-scan/MRI

### 2.2.4.1 Alat

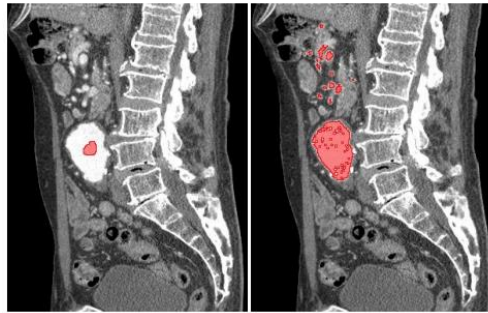
Hasil dari CT-scan akan dianalisis menggunakan *software* 3D Slicer. 3D slicer merupakan perangkat lunak untuk pemrosesan dan visualisasi citra medis. Perangkat lunak 3D Slicer bisa mengambil bagian yang diinginkan dari CT-scan yang akan dianalisis dengan algoritma segmentasi. Segmentasi adalah bentuk pemrosesan gambar, di mana gambar dipartisi ke dalam wilayah yang mewakili objek yang berbeda dalam gambar. Algoritma melibatkan pendeteksian salah satu tepi, garis, dan titik di gambar, atau itu termasuk pengembangan wilayah, pemisahan/penggabungan wilayah, dan ambang batas. *Output* dari perangkat lunak



3D Slicer yaitu desain 3D dalam bentuk format STL yang menggambarkan objek sebagai geometri permukaan dengan jaring segitiga halus (Natalia L, 2020).

#### 2.2.4.2 Segmentasi

Segmentasi merupakan bentuk dari pemrosesan sebuah gambar CT-Scan, di mana gambar dipartisi ke dalam wilayah yang mewakili objek yang berbeda dalam gambar. Menurut Lindgren, 2020 untuk menghasilkan desain 3D dari abdominal aorta harus melakukan segmentasi gambar CT-scan supaya mendapatkan bagian abdominal aortanya. Segmentasi gambar CT-scan untuk mengambil pembuluh darah abdominal aorta dengan menggunakan 3D Slicer. Untuk contoh hasil segmentasi dapat dilihat pada Gambar 2- 10 yang ditunjukkan dengan warna merah dan Gambar 2- 11 untuk hasil desain 3D.



Gambar 2- 10 Segmentasi Abdominal Aorta

(Sumber : Lindgren, 2020)



Gambar 2- 11 Desain 3D Abdominal Aorta dari Hasil Segmentasi

(Sumber : Lindgren, 2020)

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

*Computer Aided Design (CAD)* merupakan suatu program komputer yang berguna untuk membantu dalam proses perancangan dan pengembangan produk. CAD biasanya tidak selalu menggambar otomatis, biasanya meliputi pemodelan 3 maupun 2 dimensi dan model operasi simulasi komputer. CAD perangkat yang

berbasis komputer biasanya berguna membantu insinyur teknik, arsitek, profesional perancangan yang banyak bekerja dengan aktivitas rancangan. Dengan adanya CAD maka siapapun bisa melakukan perancangan produk dan mengembangkan produk dengan mudah (Handayani & Ningsih, 2005).

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

*Computational Fluid Dynamics* atau biasanya disingkat sebagai CFD merupakan cabang dari ilmu mekanika fluida yang menggunakan metode numerik dan algoritma untuk menganalisis dan memecahkan masalah yang berkaitan dengan aliran fluida. Dengan komputer yang digunakan melakukan perhitungan yang diperlukan untuk menampilkan simulasi interaksi antara zat cair dan gas dengan permukaan yang telah didefinisikan oleh kondisi batas. Prinsip dari perhitungan CFD dimulai dengan membagi domain fluida menjadi bentuk elemen yang terintegrasi. Pada setiap elemen dikontrol oleh suatu persamaan yang menggunakan perhitungan numerik. Kemudian didapatkan hasil berupa gaya yang bekerja pada model atau bisa juga keterangan lain yang mampu menggambarkan kondisi model pada kondisi batas. Dalam hal ini, kondisi batas tersebut diperlukan sebagai input. Prinsip ini sering juga dipakai untuk proses perhitungan dengan menggunakan bantuan perhitungan komputer (Anderson, 1995). Simulasi CFD dapat memberikan wawasan tentang perilaku aliran secara rinci dan dapat membantu perancangan dalam mencapai desain yang optimal. Ada beberapa tahapan dalam melakukan CFD yaitu menentukan model matematis (*mathematical modelling*), Diskritisasi (*Discretization*), skema numerik dan *post-processor* (Roychowdhury, 2020).

#### **2.2.6.1 Model Matematis**

##### **1. Definisi dan Karakteristik Fluida**

Fluida merupakan suatu zat yang dapat bergerak dan berubah bentuk secara terus menerus ketika terkena tegangan geser. Fluida jika terkena berapapun kecilnya tegangan geser yang diberikan maka akan menyebabkan fluida bergerak. Dengan demikian, fluida yang diam berarti keadaan tegangan gesernya nol. Berdasarkan definisi fluida tersebut maka fluida dapat dibedakan menjadi dua jenis yaitu zat cair dan gas. Perbedaan antara zat cair dan gas yaitu bersifat teknis, berhubungan dengan adanya gaya kohesi. Zat cair terdiri dari molekul-molekul yang tetap dan rapat

dengan gaya kohesi yang relatif kuat sehingga dapat mempertahankan volumenya dan akan membentuk permukaan yang rata dalam medan gravitasi. Sedangkan gas, terdiri dari molekul-molekul yang tidak rapat dengan gaya kohesi yang kecil (dapat diabaikan) sehingga volumenya dapat memuai dengan bebas dan terus bertambah.

Fluida dapat dibedakan menjadi 2 berdasarkan kekentalanya yaitu fluida nyata dan fluida ideal. Fluida nyata merupakan fluida yang memiliki kekentalan dan dapat dijumpai dalam kehidupan sehari-hari contohnya yaitu air dan udara. Sedangkan fluida ideal yaitu tidak ada dalam kehidupan sehari-hari hanya model untuk membantu dalam menganalisis aliran fluida dan hanya digunakan dalam teori dan dalam kondisi khusus saja (Nastain & Suroso, 2005).

## 2. Rapat Massa (*Density*)

Massa jenis fluida yang dilambangkan rho ( $\rho$ ) adalah massa ( $m$ ) per satuan volume ( $v$ ). Rapat massa air hampir konstan yaitu  $1000 \text{ kg/m}^3$ . Untuk massa jenis fluida bisa dirumuskan sebagai berikut (White, 2011):

$$\rho = \frac{m}{v} \text{ [Kg/m}^3\text{]} \quad (2.1)$$

## 3. Viskositas (kekentalan)

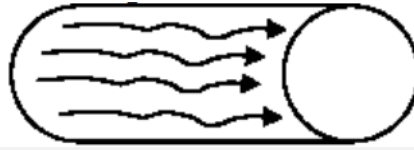
Viskositas suatu fluida merupakan suatu sifat fluida yang terpenting untuk menganalisa tingkah laku dan gerakan fluida mendekati batas padat. Viskositas adalah hasil dari gaya-gaya antara molekul yang timbul disaat lapisan-lapisan fluida saling menggeser satu dengan yang lainnya (Orianto & Pratikto, 1989).

Viskositas merupakan sifat dari zat cair yang melawan tegangan geser pada waktu mengalir atau bergerak. Viskositas zat cair disebabkan karena adanya kohesi antar partikel zat cair sehingga menimbulkan adanya tegangan geser antara molekul-molekul yang bergerak (Nastain & Suroso, 2005).

## 4. Aliran Laminer

Aliran laminer terjadi ketika partikel-partikel dalam zat cair bergerak secara teratur, membentuk garis-garis kontinu yang tidak berpotongan bisa dilihat pada Gambar 2- 12. Aliran laminer juga dapat

terjadi dengan kecepatan aliran yang rendah, ukuran saluran yang sangat kecil dan viskositas cairan yang tinggi. Dalam aliran laminer, viskositas mengurangi kecenderungan terjadinya gerakan relatif antar lapisan(M. U. Handayani et al., 2016).



Gambar 2- 12 Aliran Laminer  
(Sumber : M. U. Handayani et al., 2016)

#### 5. Aliran *Steady* dan *Unsteady*

Suatu aliran bisa dikatakan aliran *steady* jika medan kecepatan aliran tidak memiliki fungsi dari waktu. Kecepatan di suatu titik pada dalam ruang tidak berubah terhadap waktu. Sedangkan aliran *unsteady* merupakan aliran yang bergantung terhadap waktu dan komponen medan kecepatannya(Supriyono, 2019).

#### 6. Fluida *Newtonian* dan *Non-Newtonian*

Fluida dapat dibagi menjadi dua yaitu fluida *Newtonian* dan *Non-Newtonian*. Fluida *Newtonian* yaitu fluida dengan kurva tegangan geser linier. Viskositas fluida tidak berubah ketika ada gaya yang diterapkan pada fluida tersebut. Sedangkan fluida *Non-Newtonian* adalah fluida yang berubah tergantung pada gaya yang bekerja padanya. Contoh dari fluida *Non-Newtonian* adalah cat, minyak pelumas, lumpur, darah, obat-obatan cair dan bubur kertas(Picchi et al., 2017).

Salah satu contoh fluida *Non-Newtonian* adalah darah. Darah memiliki sifat yang kompleks sehingga menjadi kendala dalam simulasi CFD. Menurutnya darah sebagai fluida *Non-Newtonian* karena pada darah terdapat sel yang tersuspensi dan sel darah merah dapat berubah bentuk. Kemudian darah dimodelkan dengan model *carreau*. Model *carreau* merupakan dimana nilai viskositas bergantung pada laju geser yang dapat dituliskan sebagai persamaan berikut ini(Boniforti et al., 2022):

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{n-\frac{1}{2}} \quad (2.2)$$

Dimana:

- $\dot{\gamma}$  = Laju geser
- $\mu_0$  = viskositas saat laju geser rendah (kg/m.s)
- $\mu_\infty$  = viskositas saat laju geser tinggi (kg/m.s)
- $\lambda$  = Karakteristik waktu (s)
- $n$  = Indeks Perilaku Aliran

Untuk properti darah dan *Carreau* model darah dapat dilihat pada gambar berikut (Nagargoje, 2018):

Blood properties	
Density (kg/m <sup>3</sup> )	1060
Carreau model parameters	
Time constant ( $\lambda$ ) (s)	3.313
Power-law index (n)	0.3568
Zero shear viscosity (kg/m-s)	0.056
Infinite shear viscosity (kg/m-s)	0.0035

Gambar 2- 13 Properti dan *Carreau* Model Darah *Non-Newtonian*

#### 7. Persamaan Kontinuitas

Apabila suatu zat cair mengalir secara kontinu melalui saluran atau pipa dan zat cair tersebut tidak mampu mampat dengan tampang aliran tetap atau tidak tetap, maka volume zat cair tersebut yang melewati tiap satuan waktu yaitu sama di semua penampang. Keadaan tersebut biasanya disebut dengan persamaan kontinuitas aliran zat cair (Ikhsan et al., 2018). Persamaan kontinuitas pada aliran *unsteady* dan *incompressible* dalam ruang 3 dimensi adalah sebagai berikut (Ismanto et al., 2021):

$$\left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z}\right) = 0 \quad (2.3)$$

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

#### 8. Persamaan Navier-Stokes

Persamaan Navier-Stokes merupakan bentuk diferensial dari hukum kedua Newton tentang gerak. Persamaan Navier-Stokes yaitu serangkaian persamaan yang menunjukkan pergerakan fluida seperti gas dan cairan. Persamaan gerak yang paling lengkap untuk elemen fluida kental dalam

medan gravitasi adalah persamaan Navier-Stokes. Persamaan Navier-Stokes menunjukkan bahwa perubahan momentum (percepatan) partikel zat cair bergantung pada gaya viskos internal dan tekanan viskos eksternal yang bekerja pada fluida. Dengan demikian, persamaan Navier-Stokes menggambarkan kesetimbangan gaya yang bekerja pada fluida (M. U. Handayani et al., 2016).

Untuk persamaan Navier-Stokes untuk aliran laminar *incompressible* dapat dituliskan sebagai berikut (Cengel & Cimbala, 2006):

X-Momentum

$$\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2.4)$$

Y-Momentum

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

Z-Momentum

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

Dimana:

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

$u$  = Kecepatan (m/s)

$t$  = Waktu (s)

$p$  = Tekanan (Pa)

$\mu$  = Viskositas(kg/m.s)

### 2.2.6.2 Diskritisasi

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

#### 1. Diskritisasi Ruang/Spasial

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

#### 2. Diskritisasi Model Persamaan Matematika.

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

### 2.2.6.3 Skema dan Solusi Numerik

Skema numerik digunakan pada analisis yang memenuhi kondisi dan aturan yang dapat menghasilkan akurasi dan stabilitas yang diinginkan serta digunakan untuk analisis yang memenuhi serangkaian kondisi dan aturan. Dengan demikian, 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 untuk menyelesaikan hubungan kecepatan dan tekanan pada persamaan navier-stokes (ANSYS Inc, 2013).

### 2.2.6.4 Post-Processor

Tujuan dari *post-processing* yaitu untuk melihat dari hasil dan menganalisis kualitas solusi apakah hasilnya tepat atau tidak. Dari hasil dapat ditampilkan berupa gambar seperti diagram kecepatan, plot kontur, plot tekanan, plot konsentrasi, pelacakan partikel dan animasi beserta tampilan hasil yang dinamis (Roychowdhury, 2020).

### 2.2.7 Gerak Harmonis Sederhana

Setiap gerak yang terjadi secara berulang dalam selang waktu yang sama disebut gerak harmonik. Gerak harmonik yang terjadi secara teratur disebut gerak harmonis (Susilo et al., 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 et al., 2009):

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \text{ atau } \omega = 2\pi f \quad (2.7)$$

Dimana:

Diketahui:

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

$T$  = Periode (s)

$f$  = Frekuensi Gelombang (Hz)

Dengan adanya kecepatan dalam gerak harmonik, maka dapat menghitung kecepatan yang terjadi terhadap waktu. Untuk persamaan kecepatan terhadap waktu dapat dituliskan sebagai berikut:

$$y(t) = A \sin(\omega t) \quad (2.8)$$

Diketahui:

$A$  = Amplitudo (m)

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

$t$  = Waktu (s)

### 2.2.8 ANSYS Fluent

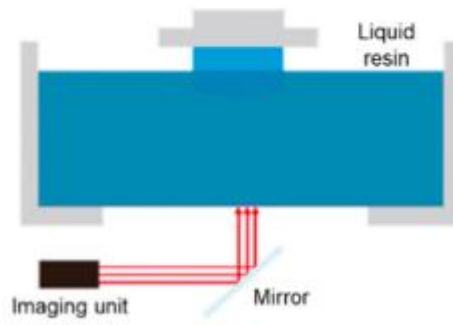
ANSYS Fluent merupakan jenis program CFD yang mampu memberikan kemampuan pemodelan yang komprehensif untuk berbagai masalah aliran fluida *inkompresibel* dan kompresibel, laminar, dan turbulen. Analisis keadaan tunak atau transien dapat dilakukan. Dalam ANSYS Fluent, berbagai model matematika untuk fenomena transportasi (seperti perpindahan panas dan reaksi kimia) digabungkan dengan kemampuan untuk memodelkan geometri yang kompleks (ANSYS Inc, 2013). Fluent merupakan perangkat lunak yang biasanya dipergunakan dalam menyelesaikan masalah yang berhubungan dengan CFD dengan menggunakan metode volume hingga. *Mesh* yang lengkap dan fleksibel merupakan salah satu fasilitas yang ada di Fluent, sehingga mampu menyelesaikan kasus aliran fluida dengan *mesh* yang tidak terstruktur dapat diselesaikan dengan cara yang mudah (Tuaika, 2008).

### 2.2.9 3D Print SLA

3D *Printing* adalah proses yang menghasilkan prototipe dari objek virtual dalam perangkat lunak desain dengan bantuan komputer (CAD). Salah satu jenis 3D *Print* yaitu 3D *Print* SLA (*stereolithography*). Proses SLA yaitu menggunakan wadah yang berisi cairan resin dan menggunakan sinar *UltraViolet* (UV) untuk mengeras resin. Proses pencetakannya benda kerja diturunkan dengan sebuah platform dan saat benda kerja turun dipolimerasi sinar UV hingga terbentuk struktur 3D. Berikut ilustrasi 3D *Print* SLA (Jeong et al., 2020).



SLA/DLP



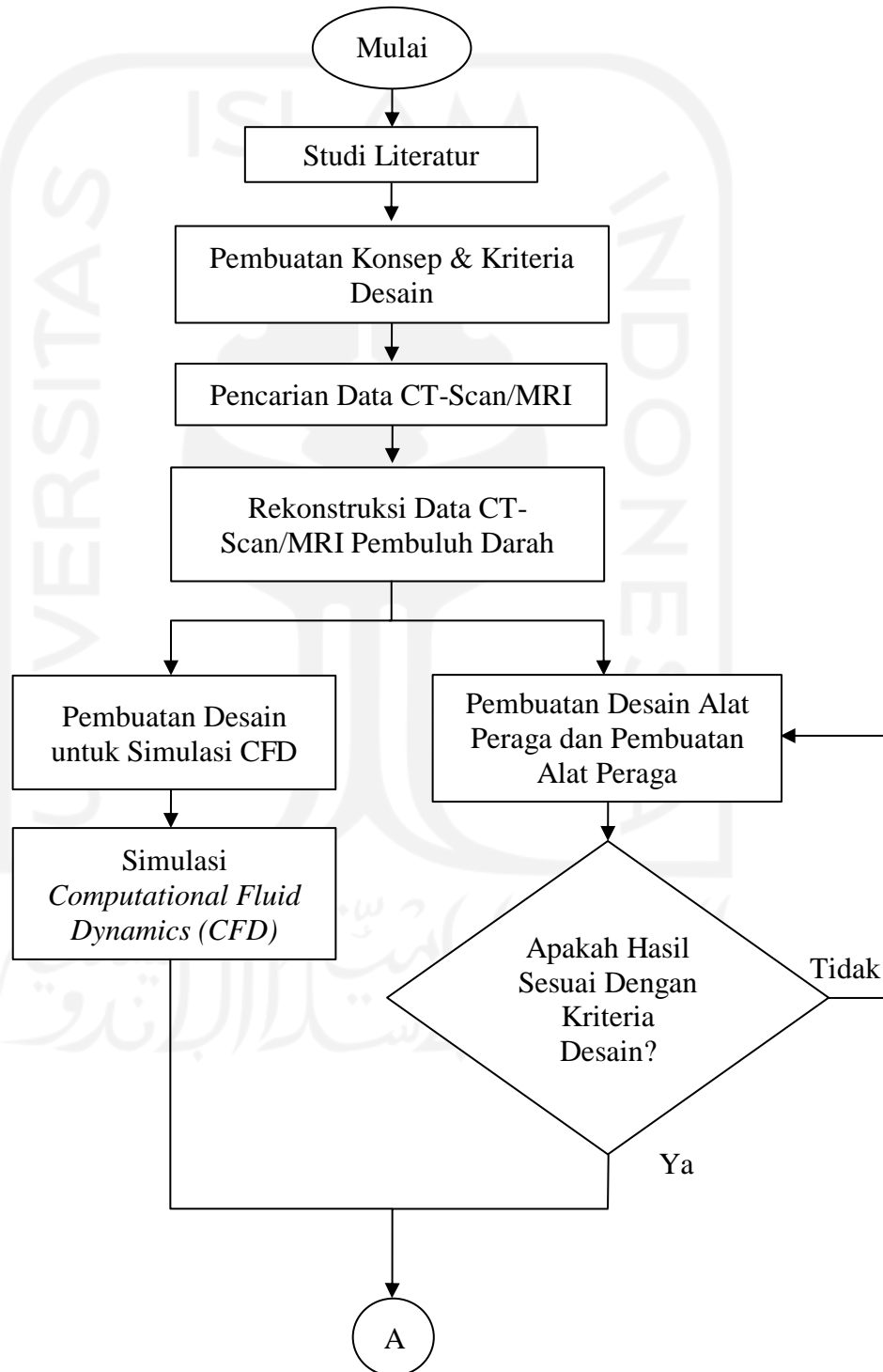
Gambar 2- 14 3D *Print* SLA

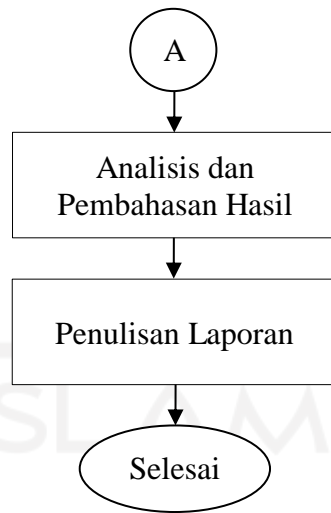


## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian

Berikut adalah Alur penelitian yang digunakan pada penelitian ini :

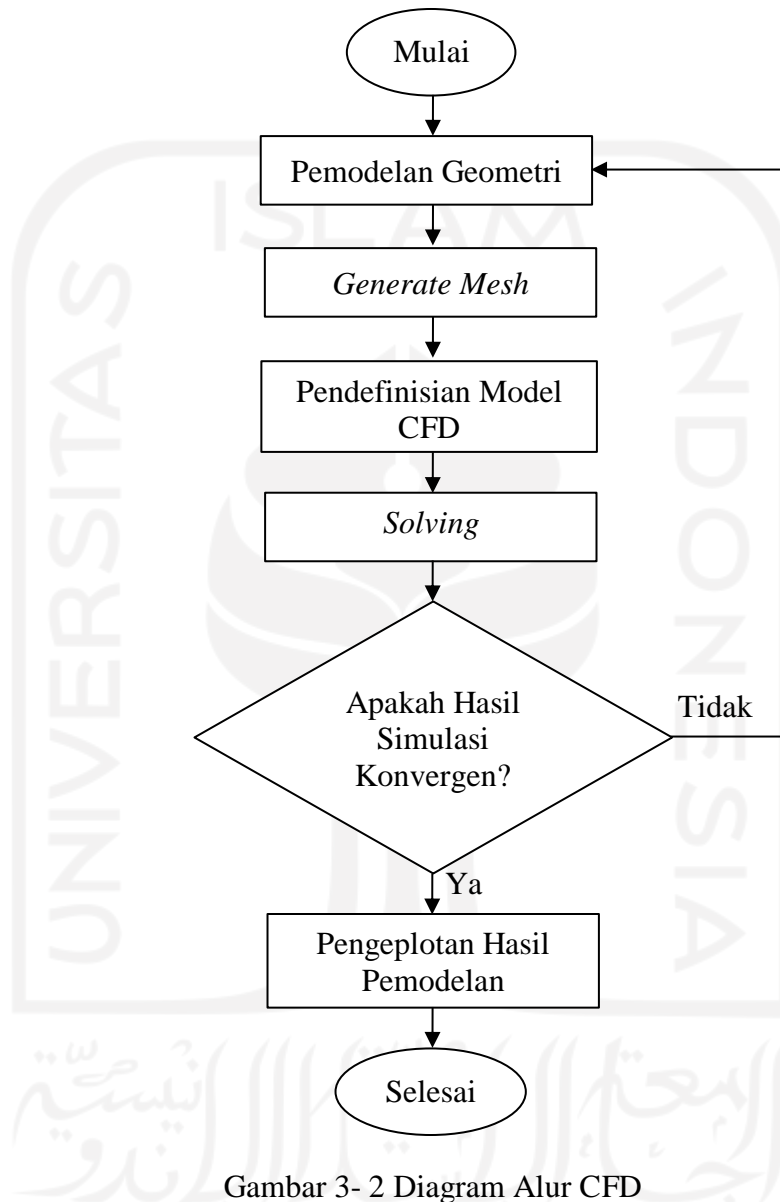




Gambar 3- 1 Diagram Alur Penelitian

Dibawah ini merupakan diagram alur simulasi *Computational Fluid Dynamics (CFD)* ditunjukkan pada

Gambar 3- 2 Diagram Alur CFD :



Gambar 3- 2 Diagram Alur CFD

## 3.2 Kriteria Desain

Pada perancangan fabrikasi alat peraga pembuluh darah dan simulasi CFD pembuluh darah abdominal aorta normal dan yang terkena *penyakit abdominal aortic aneurysm*, ada kriteria yang harus ditentukan. Kriteria desain yang harus terpenuhi yaitu desain pembuluh darah berasal dari data CT-Scan/MRI agar mendapatkan hasil yang menyerupai bentuk asli. Untuk kriteria dibagi menjadi 2 sub bab yaitu kriteria hasil rekonstruksi dan kriteria desain. Berikut penentuan kriteria yang harus terpenuhi:

### 3.2.1 Kriteria Hasil Rekonstruksi

1. Model Pembuluh darah memiliki bentuk yang menyerupai dengan pembuluh darah aslinya.
2. Desain 3D pembuluh darah berupa *solid body part*.
3. Hasil rekonstruksi dapat dilakukan simulasi CFD dan dapat dicetak dengan *3D Print SLA*.
4. Hasil rekonstruksi pembuluh darah memiliki *mesh elements* kurang dari 512000.

### 3.2.2 Kriteria Desain

Pada sub bab ini akan membahas kriteria- kriteria untuk produk akhir alat peraga pembuluh darah. Berikut kriteria produk alat peraga pembuluh darah:

1. Alat peraga pembuluh darah abdominal aorta normal dan pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm* memiliki bentuk yang menyerupai dari bentuk aslinya.
2. Alat peraga dapat menampilkan bentuk secara jelas untuk membantu bidang medis dalam melihat karakteristik dari pembuluh darah abdominal aorta normal dan *penyakit abdominal aortic aneurysm*.
3. Alat peraga transparan sehingga bagian dalam terlihat.
4. Alat peraga dapat memperlihatkan letak hasil pemasangan *stent graft* dalam pengobatan penyakit *abdominal aortic aneurysm*.

### 3.3 Peralatan dan Bahan

Pada penelitian ini, ada beberapa peralatan dan bahan yang digunakan untuk membantu penulis dalam melaksanakan penelitian. Berikut Tabel 3- 1 dan Tabel 3- 2 yang berisi peralatan dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini.

Tabel 3- 1 Peralatan

No	Peralatan	Fungsi
1	Laptop	Perangkat Utama Dalam Melakukan Tahap Rekonstruksi dan Simulasi
2	Solidwork 2020	Perangkat Lunak Untuk Merubah <i>Solid Body</i>
3	3D Slicer	Perangkat Lunak Untuk Mensegmentasi Gambar CT-Scan/MRI Pembuluh Darah
4	Autodesk Meshmixer	Perangkat Lunak Untuk Menghaluskan Kontur Pembuluh Darah
5	Ansys Student R2 2022	Perangkat Lunak Untuk simulasi CFD Pada Pembuluh Darah
6	Photon Workshop	Perangkat Lunak Untuk Mesin 3D <i>Print</i>
7	Microsoft Visual Studio	Perangkat Lunak Untuk Membuat kode <i>User Defined Function</i>
8	3D Printer	Digunakan Untuk Pembuatan Alat Peraga Pembuluh Darah
9	<i>Curing</i> 3D printer	Digunakan Untuk Mengeraskan Resin Hasil 3D <i>Print</i>

Tabel 3- 2 Bahan

No	Bahan	Fungsi
1	File CT-Scan/MRI Abdominal Aorta Normal	Sebagai Bahan Utama Dalam Penelitian
2	File CT-Scan/MRI <i>Abdominal Aortic Aneurysm</i>	Sebagai Bahan Utama Dalam Penelitian
3	<i>Esun Resin Clear</i> SLA	Bahan Yang Digunakan Dalam Membuat Alat Peraga Pembuluh Darah

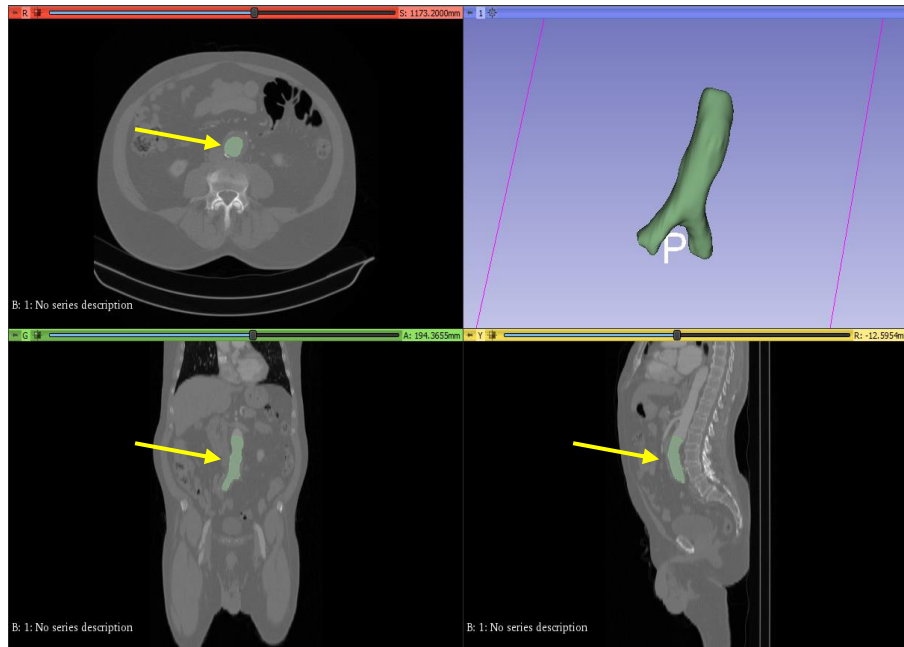
4	<i>Isopropyl Alcohol (IPA)</i>	Digunakan Untuk Membersihkan Resin Hasil 3D <i>Print</i>
5	<i>Turtle Wax Compound dan Polishing</i>	Digunakan Untuk Menghaluskan Kontur Hasil Amplas
6	Amplas <i>Grid</i> 400, 500, 800, 1000, 1500, 2000, 5000.	Digunakan Untuk Menghaluskan Permukaan Hasil 3D <i>Print</i>
7	Strimin dan Kasa	Digunakan Untuk Membuat Replika <i>Stent Graft</i> .

### 3.4 Rekonstruksi Pembuluh Darah

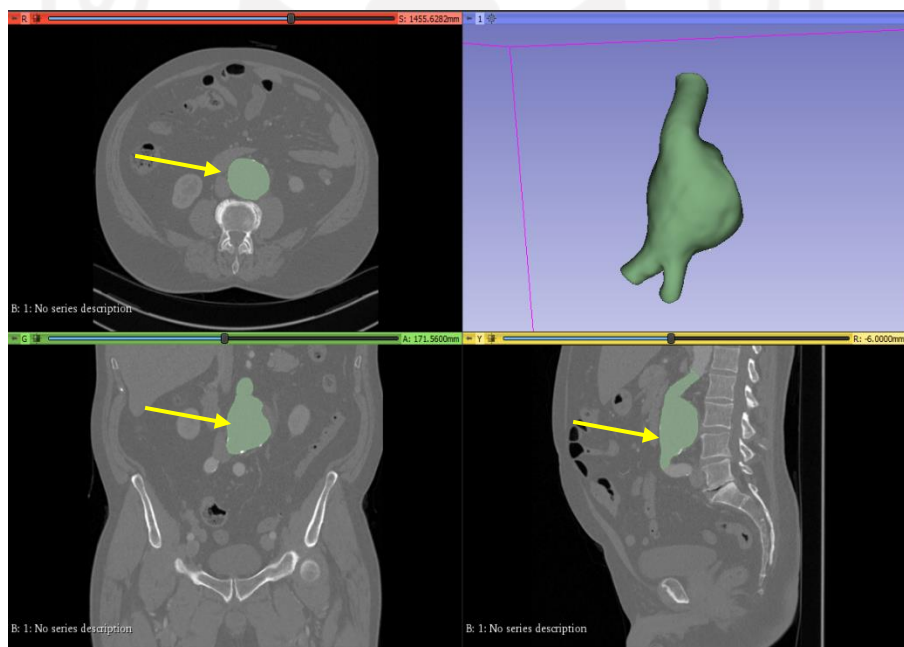
Berikut tahapan dalam merekonstruksi model pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm*:

#### 3.4.1 Segmentasi

Langkah yang dilakukan dalam melakukan rekonstruksi pembuluh darah abdominal aorta dan *abdominal aortic aneurysm* adalah melakukan segmentasi bagian yang diinginkan dari data CT-Scan/MRI. Data CT-Scan/MRI yang bersumber dari website <https://www.embodi3d.com/files/file/27497-abdominal-aorta/> dan <https://www.embodi3d.com/files/file/17383-aaa-cta/> berupa file nrrd lalu diubah ke file DICOM dengan menggunakan perangkat lunak 3D Slicer. Dengan melakukan segmentasi data CT-scan/MRI, akan mendapatkan bagian abdominal aorta dan penyakit *abdominal aortic aneurysm* dalam bentuk model 3D. Setelah melakukan segmentasi yang awalnya file DICOM diubah menjadi bentuk file STL. Berikut gambar proses segmentasi pembuluh darah abdominal aorta dan *abdominal aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 3- 3 dan Gambar 3- 4 :



Gambar 3- 3 Segmentasi Abdominal Aorta Normal



Gambar 3- 4 Segmentasi *Abdominal Aortic Aneurysm*

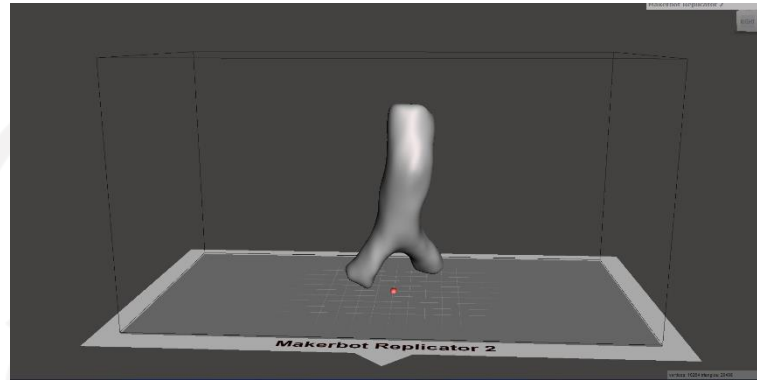
### 3.5 Proses Pembuatan Desain Pembuluh Darah

#### 3.5.1 Proses Penghalusan Kontur

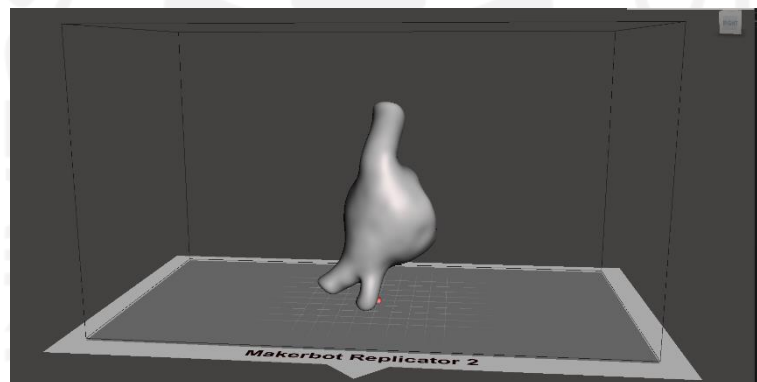
Setelah melakukan segmentasi, langkah selanjutnya yaitu penghalusan kontur desain 3D pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic*



*aneurysm* dengan menggunakan perangkat lunak *Autodesk Meshmixer*. Penghalusan kontur bertujuan untuk mengurangi jumlah mesh yang diinginkan yaitu dibawah dari 512000 *mesh elements* supaya bisa dilakukan simulasi *Computational Fluid Dynamics (CFD)*. Untuk penghalusan kontur bisa dilihat pada Gambar 3- 5 dan Gambar 3- 6.



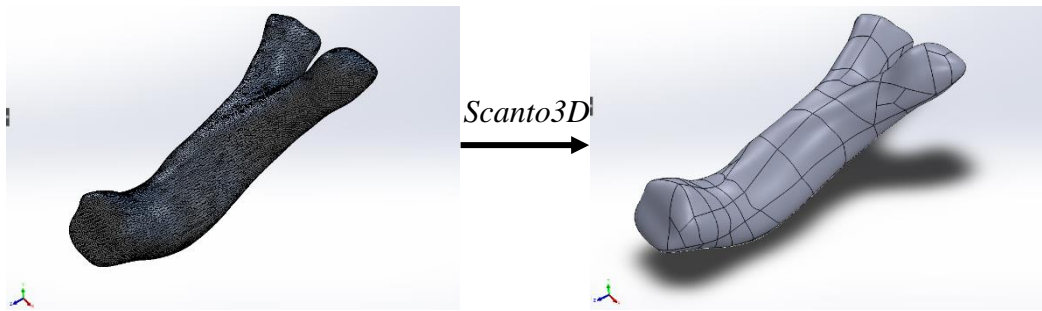
Gambar 3- 5 Penghalusan Kontur Desain Abdominal Aorta Normal



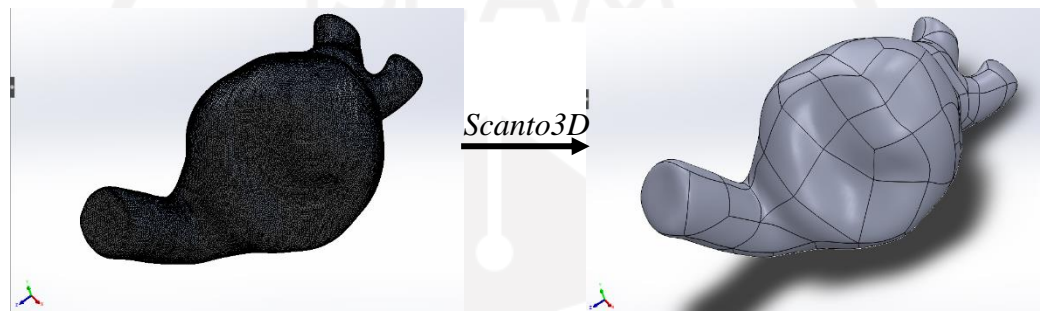
Gambar 3- 6 Penghalusan Kontur Desain *Abdominal Aortic Aneurysm*

### 3.5.2 Merubah *Mesh File* ke *Solid Body Part*

Pada proses penghalusan kontur desain pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm* masih dalam bentuk STL atau masih *mesh file*. Dengan demikian, diperlukan merubah *mesh file* menjadi *solid body part* karena bentuk solid pada desain pembuluh darah berfungsi sebagai domain fluida mengalir pada analisis CFD. Untuk merubah *mesh file* menjadi *solid body part* menggunakan perangkat lunak *Solidworks 2020* dengan menambahkan *tool Scanto3D*. Proses merubah *mesh file* ke *solid body part* dapat dilihat pada Gambar 3- 7 dan Gambar 3- 8.



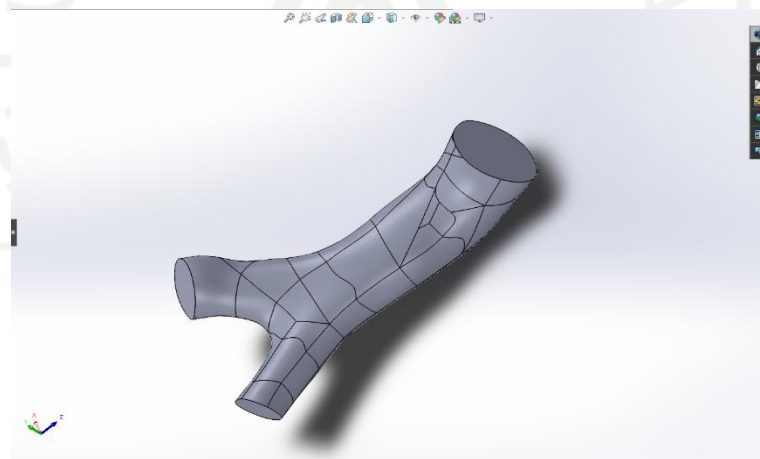
Gambar 3- 7 *Convert to Solid Body Abdominal Aorta Normal*



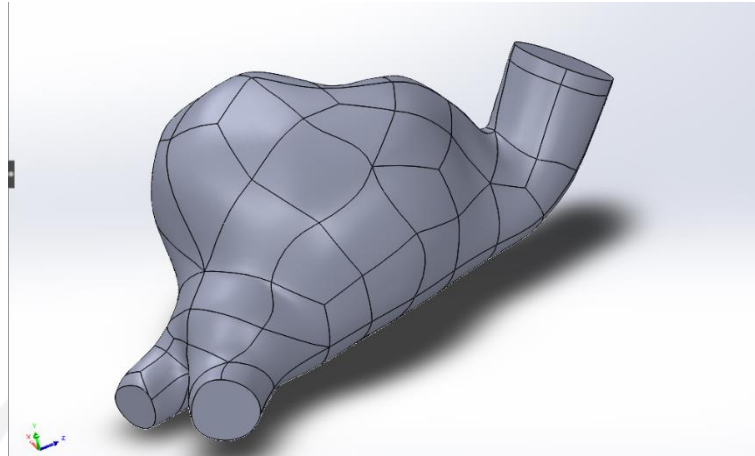
Gambar 3- 8 *Convert to Solid Body Part Abdominal Aortic Aneurysm*

### 3.5.3 Pemotongan Desain

Setelah mendapatkan desain *solid body part*, desain pembuluh darah abdominal aorta normal dan yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm* dilakukan pemotongan dibagian ujung *inlet* dengan menggunakan perangkat lunak Solidwork 2020. Berikut desain setelah dilakukan pemotongan pada ujung *inlet* dan *outlet* dapat dilihat pada Gambar 3- 9 dan Gambar 3- 10:



Gambar 3- 9 Desain Abdominal Aorta Normal



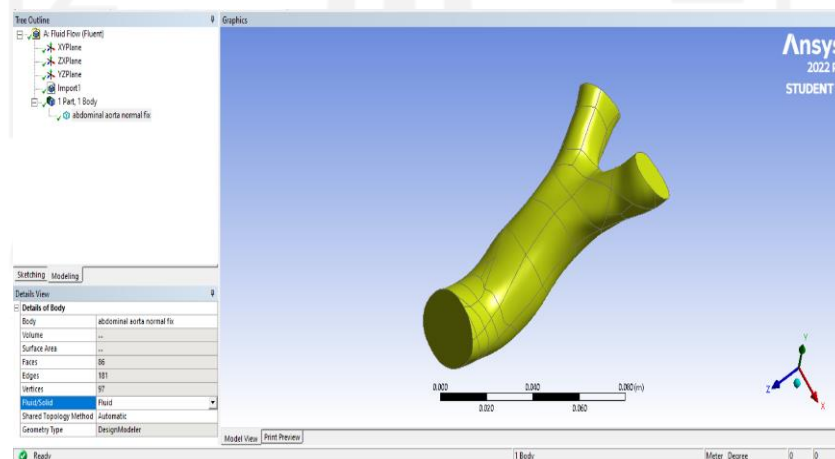
Gambar 3- 10 Desain *Abdominal Aortic Aneurysm*

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

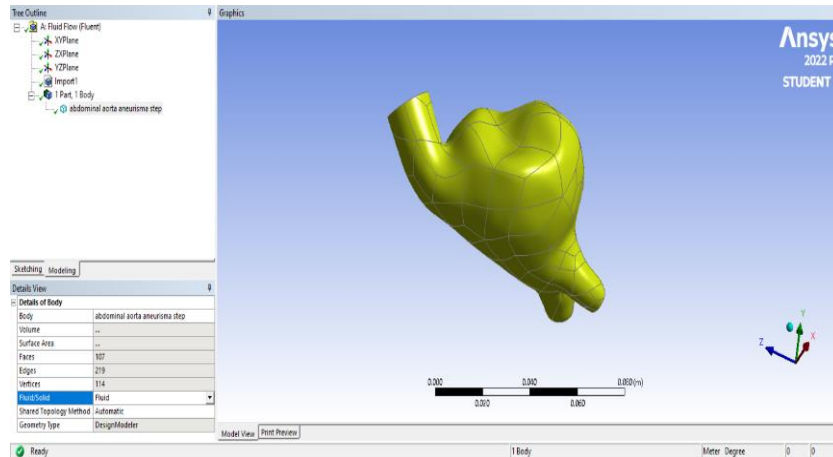
Berikut langkah-langkah simulasi *Computational Fluid Dynamics* (CFD) adalah sebagai berikut:

#### 3.6.1 Pemodelan Geometri

Pada proses ini adalah *import geometry* model pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm*. Data yang di masukkan berupa file STEP dari Solidworks 2020 dan dilakukan penentuan domain fluida. *Import geometry* desain pembuluh darah dapat dilihat pada Gambar 3- 11 dan Gambar 3- 12.



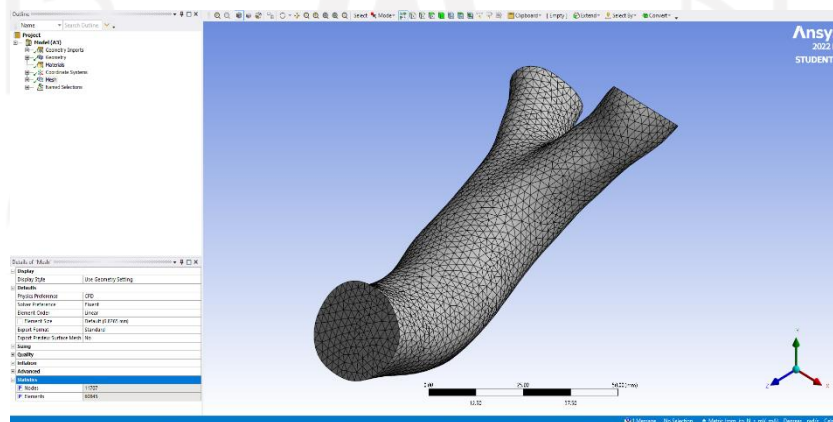
Gambar 3- 11 *Import Geometry Abdominal Aorta Normal*



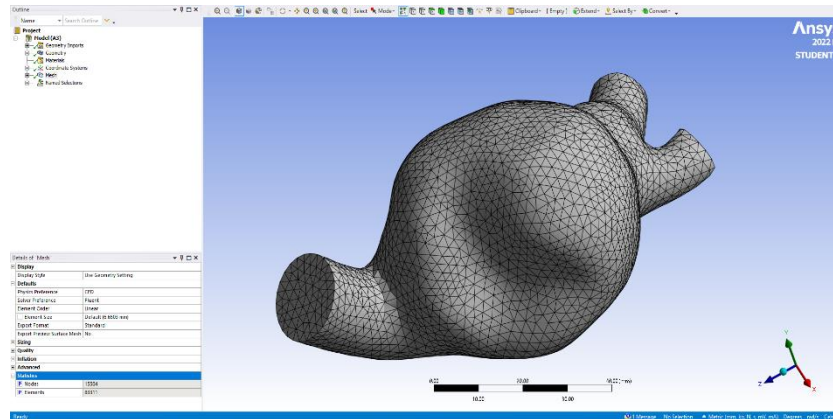
Gambar 3- 12 Import Geometry Abdominal Aortic Aneurysm

### 3.6.2 Meshing

*Meshing* atau *generate mesh* yang berfungsi untuk membagi control volume geometri menjadi elemen yang lebih kecil dan halus dengan tujuan mendapatkan hasil yang lebih konvergen pada analisa. Pada proses ini dilakukan juga penentuan *inlet*, *outlet* dan dinding pembuluh darah (*wall*). Bentuk mesh yang digunakan pada simulasi CFD adalah *tetrahedral* dengan jumlah 11707 *mesh nodes* dan 60845 *mesh elements* untuk desain pembuluh darah abdominal aorta normal dan pada desain *abdominal aortic aneurysm* didapatkan 15504 *mesh nodes* dan 83311 *mesh elements*. Untuk hasil meshing dapat dilihat pada Gambar 3- 13 dan Gambar 3- 14.



Gambar 3- 13 Model Abdominal Aorta Normal Setelah *Meshing*



Gambar 3- 14 Model *Abdominal Aortic Aneurysm* setelah *Meshing*

### 3.6.3 Processing

Pada tahap ini, diperlukan asumsi yang akan digunakan untuk *setup* simulasi CFD. Pertama yaitu mendefinisikan fluida yang akan dipakai pada analisis CFD. Asumsi yang digunakan adalah aliran darah bersifat laminar, aliran diasumsikan berdenyut 120bpm sesuai dengan kondisi jantung normal dan darah adalah fluida *Non-Newtonian*. Kemudian langkah selanjutnya yaitu menentukan material fluida, kondisi batas, dan *mesh dependency*.

#### 3.6.3.1 Material Fluida

Material fluida yang digunakan pada analisis CFD ini adalah jenis fluida *Non-Newtonian* karena darah merupakan fluida *Non-Newtonian*. Nilai material fluida bersifat mutlak karena nilai material yang dipengaruhi oleh penjelasan biologis. Berikut nilai material yang digunakan pada simulasi CFD dapat dilihat pada Tabel 3- 3 Nilai Material Fluida :

Tabel 3- 3 Nilai Material Fluida

Fluida <i>Non-Newtonian</i> (Darah)	
<i>Density, <math>\rho</math></i>	1060 kg/m <sup>3</sup>
<i>Time Constant, <math>\lambda</math></i>	3,313 s
<i>Power Law Index, <math>n</math></i>	0,3568
<i>Zero Shear Viscosity, <math>\mu_0</math></i>	0,056 (kg/m.s)

<i>Infinite Shear Viscosity, <math>\mu_{\infty}</math></i>	0,0035 (kg/m.s)
--	--------------------

(Sumber: Nagargoje, 2018)

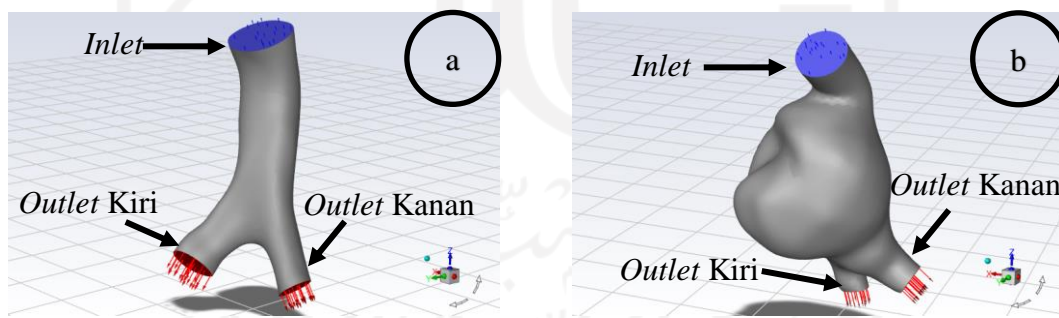
### 3.6.4 Pendefinisian Kondisi Batas

Kondisi batas pada simulasi ini menggunakan *pulsatile unsteady inlet velocity*. Kemudian pada outlet kanan dan outlet kiri menggunakan *gauge pressure* sebesar 13332 Pa. Dinding pembuluh darah (*wall*) bersifat *rigid* dan *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* pada pembuluh darah abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 3- 15.



Gambar 3- 15 *Inlet* dan *Outlet* : a.Abdominal Aorta Normal dan b. AAA

Dengan kondisi batas yang telah ditentukan, berikut uraian dari kondisi batas:

1. *Inlet*

Kecepatan pada *inlet* yaitu kecepatannya berubah terhadap waktu dengan rentang waktu 120Bpm yang didefinisikan menggunakan kode *udf*

(*user defined function*) yang dibuat dengan perangkat lunak *microsoft visual studio*.

```
1 #include "udf.h"
2 #define PI 3.141592654
3
4 DEFINE_PROFILE(velocity_function, thread, position)
5 {
6
7     face_t f;
8     real t = CURRENT_TIME;
9
10    begin_f_loop(f, thread)
11    {
12        F_PROFILE(f, thread, position) = 0.3*sin(2*PI*2*t);
13    }
14    end_f_loop(f, thread)
15
16 }
```

Gambar 3- 16 Kode *UDF*

Pada Gambar 3- 16 Kode *UDF* menggunakan persamaan gerak harmonik sederhana. Persamaan gerak harmonik sederhana digunakan karena kecepatan inlet pembuluh darah bergerak dalam bentuk gelombang *sinusoidal* dan kondisi berdenyut. Persamaan gerak harmonik yang digunakan pada kode *udf* dapat dituliskan sebagai berikut (mr-cfd.com):

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

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

$$v(t) = 0,3 \times \sin(2 \times \pi \times 2 \times t) \quad (3.3)$$

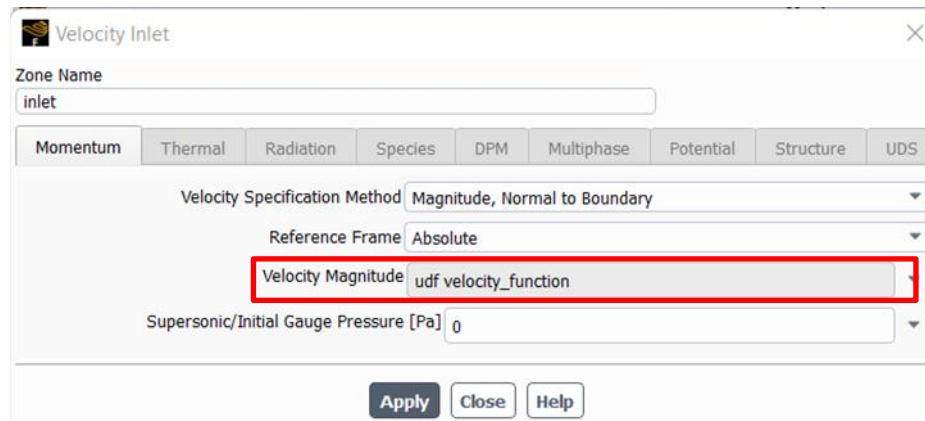
Dimana:

$A$  = Maksimum *Velocity Magnitude* (m/s) = 0,3 m/s

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

$t$  = *Flow Time* (s)

Setelah kode *udf* dibuat langkah selanjutnya kode *udf* diinterpretasikan pada zona *inlet velocity*, lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 3- 17.



Gambar 3- 17 Kondisi Batas *Inlet*

Pada pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm*, memiliki bentuk *inlet noncircular*. Maka dari itu, untuk menghitung diameter inlet menggunakan persamaan sebagai berikut (Aminudin, 2020):

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

Dimana:

D = Diameter (mm)

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

P = Perimeter (mm)

Dengan persamaan (3.4), diameter *inlet* abdominal aorta normal didapat sebagai berikut:

$$D = 4 \frac{549,54}{83,67} \quad (3.5)$$

$$D = 26,27 \text{ mm atau } 0,02627 \text{ m} \quad (3.6)$$

Kemudian, untuk diameter *inlet abdominal aortic aneurysm* didapat sebagai berikut:

$$D = 4 \frac{276,01}{58,91} \quad (3.7)$$

$$D = 18,74 \text{ mm atau } 0,01874 \text{ m} \quad (3.8)$$

Dengan diameter inlet yang telah dapat, maka dapat menghitung nilai bilangan *Reynolds* (Re). Pada fluida *Non-Newtonian*, Bilangan Re ditentukan berdasarkan diameter *inlet*, kecepatan aliran dan *zero shear*



*viscosity*. Dengan demikian, nilai  $Re$  didapat dengan persamaan sebagai berikut (Alam et al., 2021):

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

Dimana:

$Re$  = Bilangan *Reynolds*

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

$U_{\infty}$  = Kecepatan Aliran (m/s)

$D$  = Diameter *Inlet* (m)

$\mu_0$  = *Zero Shear Viscosity* ( $\text{kg/m.s}$ )

Pada pembuluh darah abdominal aorta normal, bilangan  $Re$  dapat dihitung sebagai berikut:

$$Re = \frac{1060 \times 0,3 \times 0,02627}{0,056} \quad (3.10)$$

$$Re = 149,17 \quad (3.11)$$

Selanjutnya, pada pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm* didapatkan nilai  $Re$  sebagai berikut:

$$Re = \frac{1060 \times 0,3 \times 0,01874}{0,056} \quad (3.12)$$

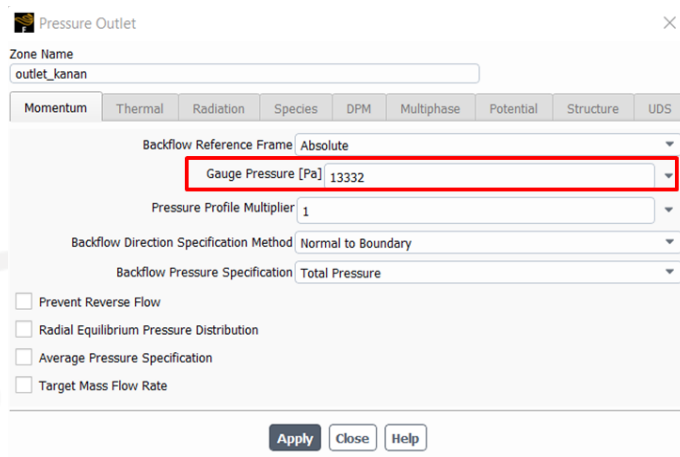
$$Re = 106,41 \quad (3.13)$$

Pada pembuluh darah abdominal aorta normal didapatkan nilai  $Re$  sebesar 149,17 dan untuk *abdominal aortic aneurysm* didapatkan nilai  $Re$  sebesar 106,41. Jika bilangan  $Re$  kurang dari 2000 maka aliran pada kondisi laminar dan jika bilangan  $Re$  lebih dari 4000 maka aliran akan turbulen serta jika bilangan  $Re$  berada di antara kedua nilai tersebut maka disebut aliran transisi (Nurcholis, 2008). Dengan demikian, aliran pada pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm* adalah aliran laminar.

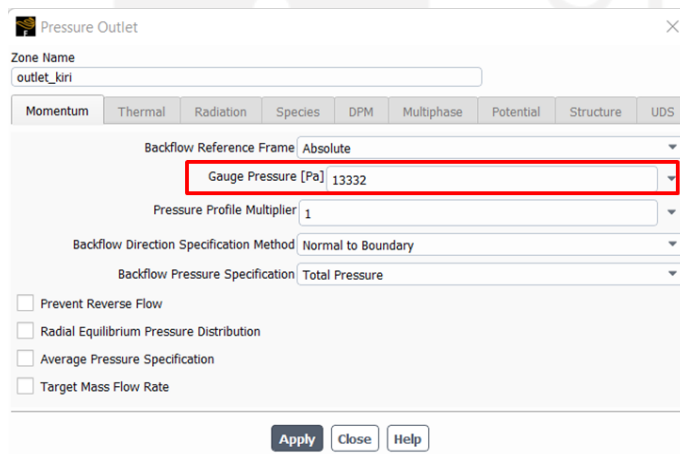
## 2. *Outlet* Kanan dan *Outlet* Kiri

Pada simulasi CFD ini, jantung berdenyut secara normal dengan mengasumsikan tekanan sistol 120mmHg (15999 Pa) dan tekanan diastol 80mmHg (10666 Pa). Kemudian pada *outlet* kanan dan *outlet* kiri

menggunakan tekanan rata-rata dari dua fase tersebut sebesar 100mHg (13332 Pa) dapat dilihat pada Gambar 3- 18 dan Gambar 3- 19.



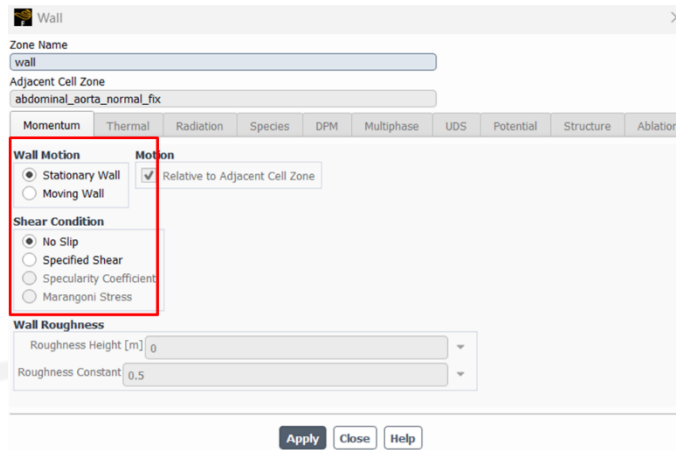
Gambar 3- 18 *Gauge Pressure Outlet Kanan*



Gambar 3- 19 *Gauge Pressure Outlet Kiri*

### 3. Dinding Pembuluh Darah (*Wall*)

Kondisi batas pada dinding diasumsikan dinding *rigid* dan *no-slip* yang artinya dinding bersifat kaku. Berikut pengkondisian kondisi batas dinding dapat dilihat pada Gambar 3- 20:



Gambar 3- 20 Kondisi Batas Dinding Pembuluh Darah (*Wall*)

#### 4. *Solution Method*

Pada simulasi CFD yang dilakukan, menggunakan metode solusi *SIMPLE Scheme Algorithm*. Metode solusi tersebut digunakan sebagai skema numerik sistem *default* untuk menyelesaikan persamaan Navier-Stokes. Berikut Gambar 3- 21 yang merupakan metode solusi pada perangkat lunak ANSYS Student R2 2022:



Gambar 3- 21 *Solution Method*

#### 5. *Mesh Dependency*

Sebelum melakukan analisis hasil simulasi, perlu memastikan bahwa metode simulasi CFD yang digunakan adalah benar. Salah satu cara untuk memastikan keakuratan hasil simulasi yang dilakukan yaitu dengan menggunakan cara *mesh dependency*. Melakukan *mesh dependency* berguna untuk mengetahui karakteristik hasil simulasi terhadap ukuran *mesh* dengan cara memperkecil dan memperbesar ukuran elemen. Jumlah elemen yang banyak akan mendapatkan hasil simulasi yang akurat. Tetapi tidak selamanya jumlah elemen yang banyak menjamin optimalisasi simulasi. Proses simulasi dapat dianggap optimal tidak hanya karena hasil yang

akurat, tetapi juga waktu dari simulasi. Apabila jumlah elemen sangat sedikit maka proses running akan semakin singkat. Dengan demikian, diperlukan mengatur jumlah elemen yang berguna untuk melaksanakan simulasi dengan waktu yang singkat dan dengan hasil simulasi yang stabil. Keuntungan dari pemilihan elemen ini menjadi pertimbangan karena keterbatasan kemampuan 41variable. Simulasi mencapai titik optimum atau stabil jika selisih perbedaan nilai antara jumlah elemen dengan jumlah elemen sebelumnya kurang dari 5%(Nawawi, 2015). Persamaan untuk menghitung *relative error* pada *mesh dependency* adalah sebagai berikut:

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

Dimana:

$\text{Data}_n$  = Data yang dicari

$\text{Data}_1$  = Data Acuan

Pada proses *mesh dependency* yang dilakukan menggunakan variabel *Average Velocity Outlet Kanan*, *Average Velocity Outlet Kiri* dan *Average Pressure Wall*. Untuk data *mesh dependency* dapat dilihat pada tabel dan gambar berikut:

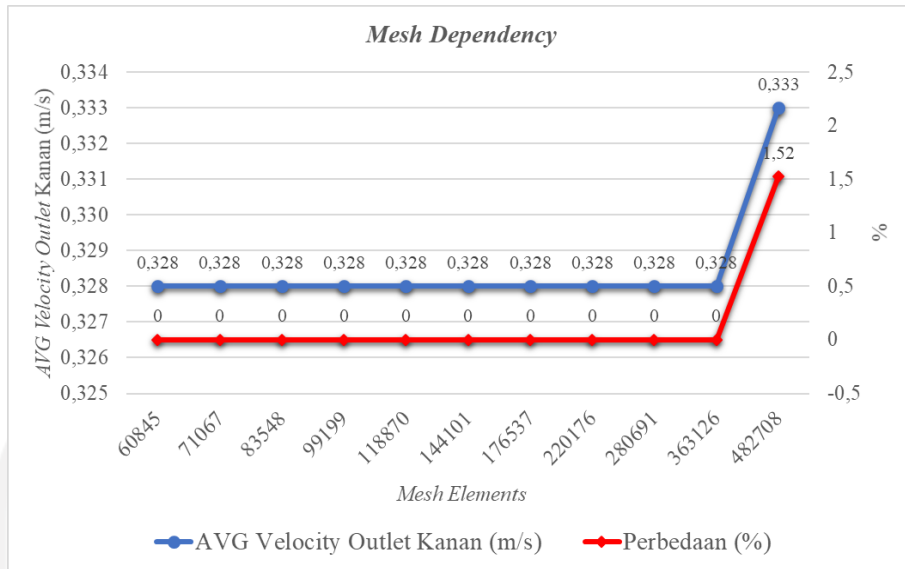
Tabel 3- 5 Data *Mesh Dependency* Abdominal Aorta Normal

<i>Element Size</i> (mm)	<i>Mesh Nodes</i>	<i>Mesh Elements</i>	<i>AVG Velocity Outlet Kanan</i> (m/s)	<i>AVG Velocity Outlet Kiri</i> (m/s)	<i>AVG Pressure Wall</i> (Pa)	<i>Waktu Calculation</i> (s)
2	11707	60845	0,328	0,324	13357	51
1,9	13616	71067	0,328	0,324	13357	67
1,8	15877	83548	0,328	0,324	13358	82
1,7	18740	99199	0,328	0,324	13358	84
1,6	22288	118870	0,328	0,324	13358	110
1,5	26827	144101	0,328	0,324	13359	158

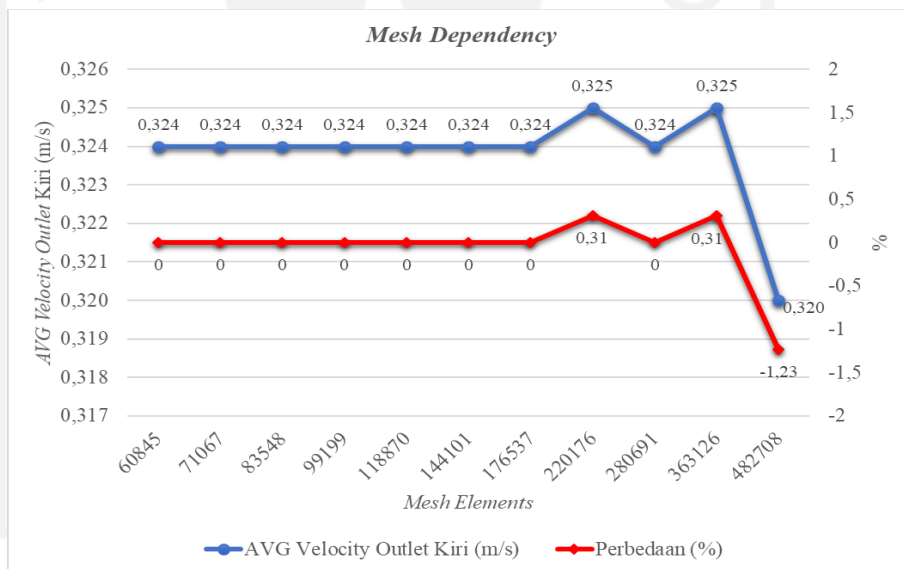
1,4	32595	176537	0,328	0,324	13360	211
1,3	40392	220176	0,328	0,325	13360	288
1,2	51126	280691	0,328	0,324	13360	346
1,1	65662	363126	0,328	0,325	13361	441
1	86626	482708	0,333	0,320	13364	577

Tabel 3- 6 Selisih Data Mesh Dependency Abdominal Aorta Normal

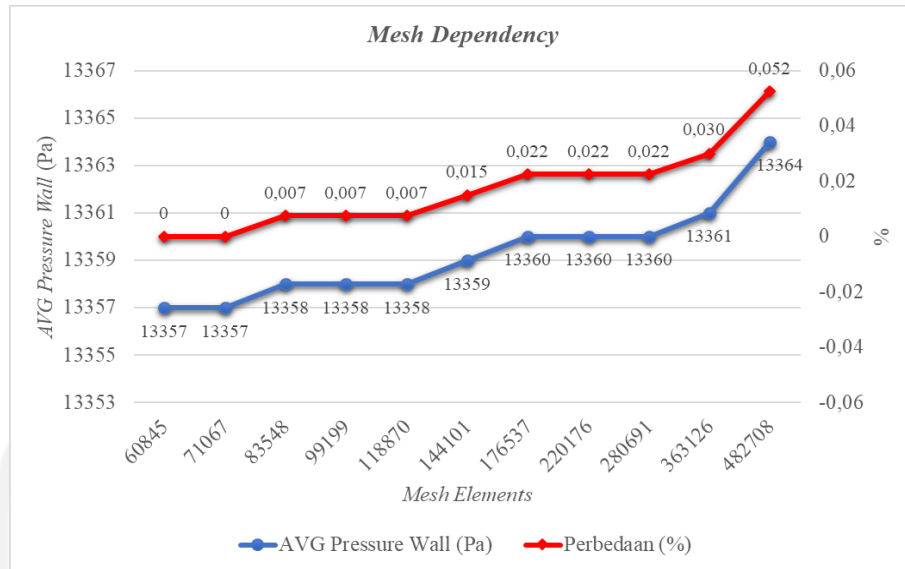
Perbedaan Data			
Acuan Data	<i>AVG Velocity Outlet Kanan (%)</i>	<i>AVG Velocity Outlet Kiri (%)</i>	<i>AVG Pressure Wall (%)</i>
-	-	-	-
2 ke 1	0	0	0
3 ke 1	0	0	0,007
4 ke 1	0	0	0,007
5 ke 1	0	0	0,007
6 ke 1	0	0	0,015
7 ke 1	0	0	0,022
8 ke 1	0	0,31	0,022
9 ke 1	0	0	0,022
10 ke 1	0	0,31	0,030
11 ke 1	1,52	-1,23	0,052



Gambar 3- 22 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kanan Abdominal Aorta Normal



Gambar 3- 23 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kiri Abdominal Aorta Normal



Gambar 3- 24 *Mesh Dependency Avg Pressure Wall Abdominal Aorta Normal*

Pada tabel dan grafik *mesh dependency* abdominal aorta normal tidak terdapat perbedaan yang lebih dari 5% sehingga pada simulasi ini menggunakan data ke-1 dengan jumlah elemen 60845 karena memiliki waktu *calculation* paling sedikit sebesar 51s.

Untuk *mesh dependency* simulasi penyakit *abdominal aortic aneurysm* dapat dilihat pada tabel dan grafik berikut:

Tabel 3- 7 Data *Mesh Dependency Abdominal Aortic Aneurysm*

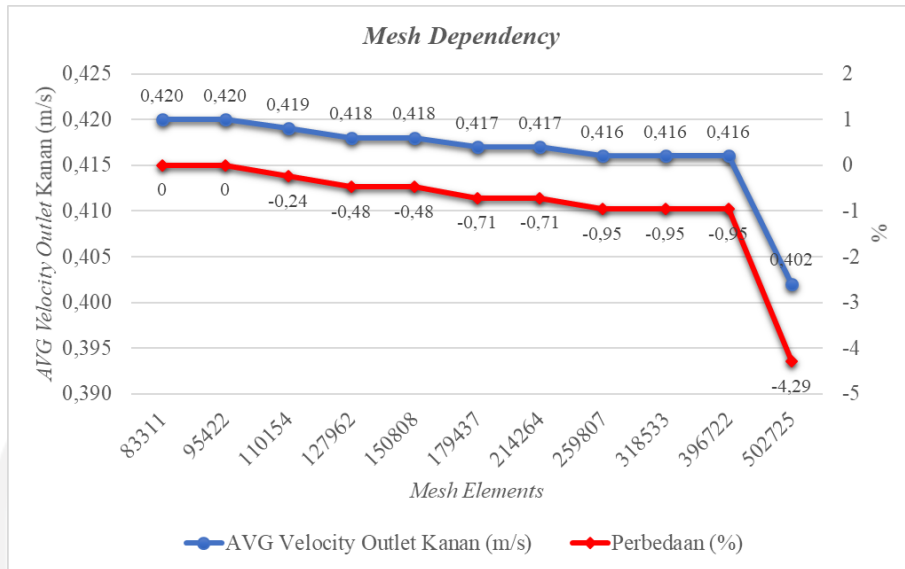
<i>Element Size (mm)</i>	<i>Mesh Nodes</i>	<i>Mesh Elements</i>	<i>AVG Velocity Outlet Kanan (m/s)</i>	<i>AVG Velocity Outlet Kiri (m/s)</i>	<i>AVG Pressure Wall (Pa)</i>	<i>Waktu Calculation (s)</i>
2,21	15504	83311	0,420	0,390	13426	91
2,11	17663	95422	0,420	0,388	13425	101
2,01	20276	110154	0,419	0,388	13426	115
1,91	23439	127962	0,418	0,388	13426	145
1,81	27473	150808	0,418	0,388	13426	155
1,71	32594	179437	0,417	0,387	13426	219

1,61	38712	214264	0,417	0,388	13426	277
1,51	46756	259807	0,416	0,387	13426	319
1,41	57028	318533	0,416	0,388	13426	424
1,31	70658	396722	0,416	0,387	13427	521
1,21	89182	502725	0,402	0,402	13426	663

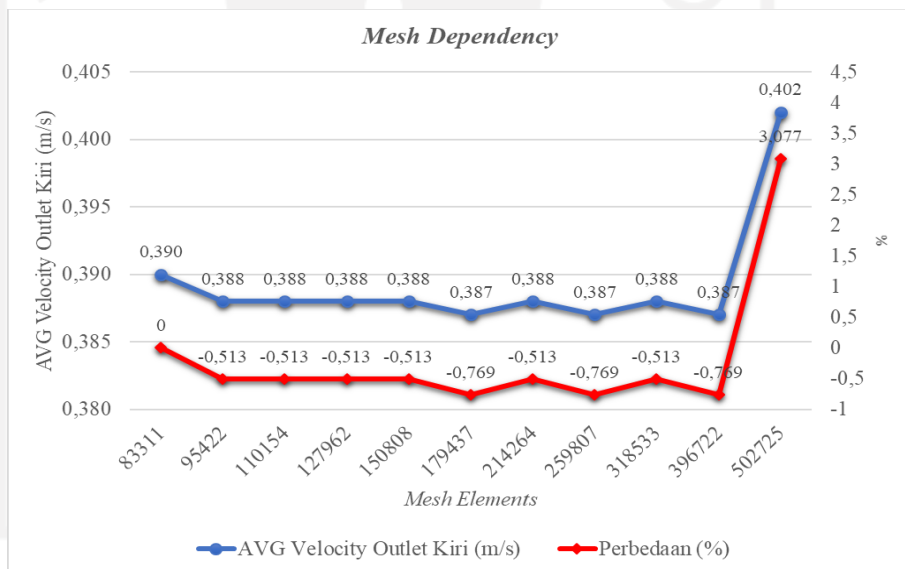
Tabel 3- 8 Selisih Data *Mesh Dependency Abdominal Aortic Aneurysm*

Perbedaan Data			
Acuan Data	AVG Velocity Outlet Kanan (%)	AVG Velocity Outlet Kiri (%)	AVG Pressure Wall (%)
-	-	-	-
2 ke 1	0	-0,513	-0,0074
3 ke 1	-0,24	-0,513	0
4 ke 1	-0,48	-0,513	0
5 ke 1	-0,48	-0,513	0
6 ke 1	-0,71	-0,769	0
7 ke 1	-0,71	-0,513	0
8 ke 1	-0,95	-0,769	0
9 ke 1	-0,95	-0,513	0
10 ke 1	-0,95	-0,769	0,0074
11 ke 1	-4,29	3,077	0

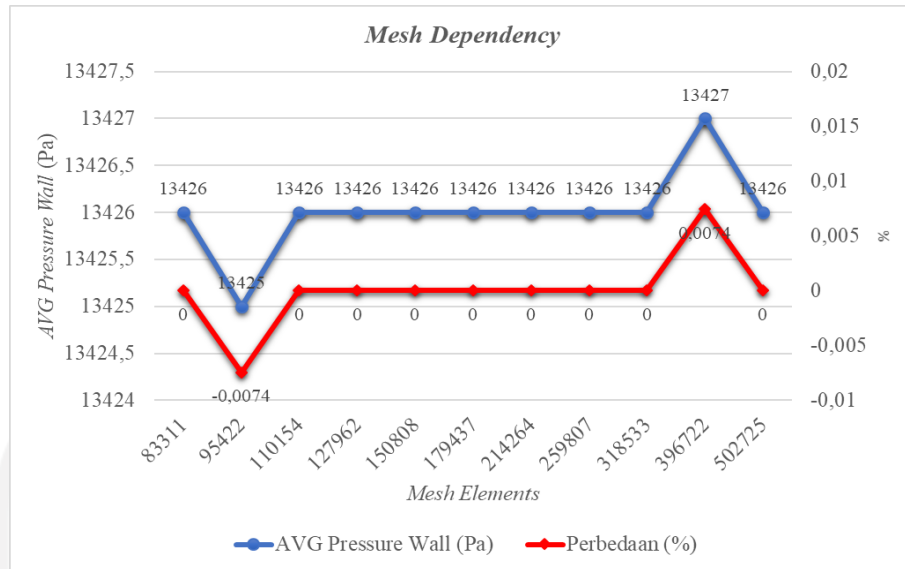




Gambar 3- 25 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kanan Abdominal Aortic Aneurysm



Gambar 3- 26 Mesh Dependency Avg Velocity Outlet Kiri Abdominal Aortic Aneurysm



Gambar 3- 27 *Mesh Dependency Avg Pressure Wall Abdominal Aortic Aneurysm*

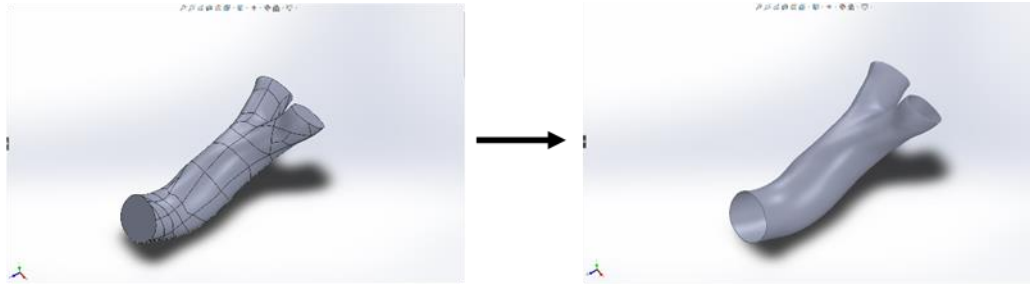
Pada tabel dan grafik *mesh dependency abdominal aortic aneurysm* tidak terdapat perbedaan yang lebih dari 5% sehingga pada simulasi ini menggunakan data ke 1 dengan jumlah elemen 83311 karena memiliki waktu *calculation* paling sedikit sebesar 91s.

### 3.6.5 *Post-Processing*

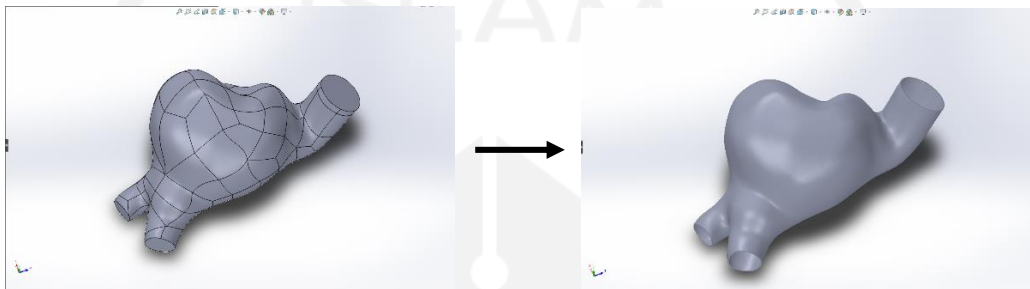
Setelah proses *processing* selesai maka didapatkan hasil simulasi model pembuluh darah. Hasil simulasi dapat dilihat dalam bentuk animasi yang nantinya dapat dipresentasikan. Pada analisis CFD ini, plot yang dipakai yaitu berupa fenomena aliran dalam bentuk distribusi kecepatan, distribusi tekanan dan distribusi *wall shear stress*.

### 3.7 **Alat Peraga Pembuluh Darah**

Pembuatan alat peraga menggunakan alat *3D Print SLA* untuk mencetak desain pembuluh darah. Desain pembuluh darah memiliki *wall thickness* sebesar 0.5mm dikarenakan pembuluh darah memiliki ukuran yang kecil jadi hanya bisa menggunakan *wall thickness* tersebut. Untuk melakukan proses pelubangan model pembuluh darah menggunakan perangkat lunak *Solidwork 2020*. Proses pelubangan model pembuluh darah dapat dilihat pada Gambar 3- 28 dan Gambar 3- 29.

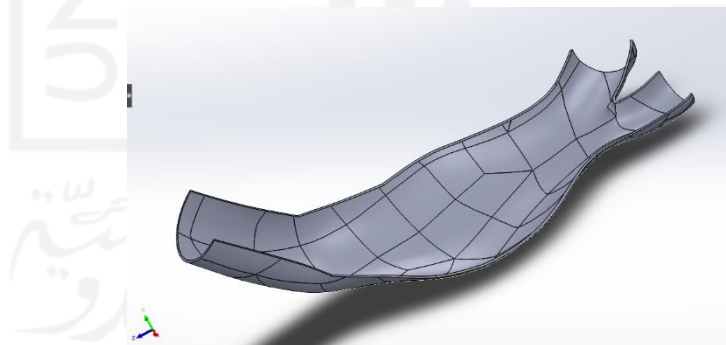


Gambar 3- 28 Pelubangan Pembuluh Darah Abdominal Aorta Normal

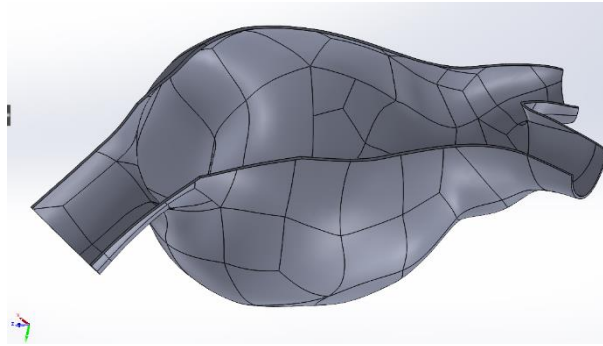


Gambar 3- 29 Pelubangan Pembuluh Darah *Abdominal Aortic Aneurysm*

Kemudian setelah melakukan proses pelubangan, desain pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm* dibagi menjadi 2 sisi yaitu sisi depan dan sisi belakang. Pembagian dua sisi ini untuk letak pemasangan *stent graft*. Untuk pembagian dua sisi desain *abdominal aortic aneurysm* dapat dilihat pada Gambar 3- 30 dan Gambar 3- 31.

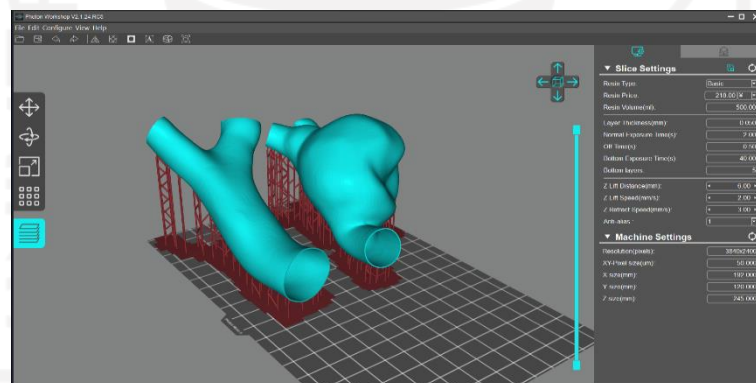


Gambar 3- 30 Sisi Depan *Desain Abdominal Aortic Aneurysm*

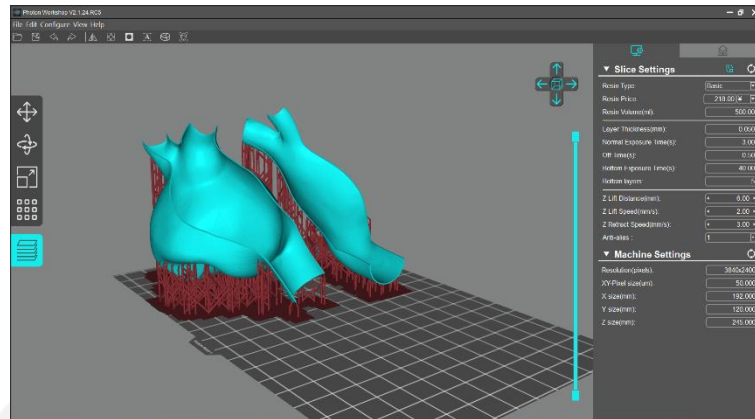


Gambar 3- 31 Sisi Belakang Desain *Abdominal Aortic Aneurysm*

Selanjutnya desain alat peraga abdominal aorta normal, *abdominal aortic aneurysm* dan *abdominal aortic aneurysm* yang dibagi 2 sisi, di lakukan *save as.STL* untuk melakukan proses persiapan pencetakan 3D *Print SLA* dan file *.STL* tersebut di*import* ke perangkat lunak Anycubic Photon Workshop. Pada perangkat lunak Anycubic Photon Workshop, menentukan letak *support* dan pembuatan *slice flie*. Untuk proses persiapan 3D *Print SLA* dapat dilihat pada Gambar 3- 32 dan Gambar 3- 33 serta untuk parameter 3D *Print SLA* yang digunakan dapat dilihat pada Tabel 3- 9.



Gambar 3- 32 Persiapan Pencetakan Alat Peraga Pembuluh Darah



Gambar 3- 33 Persiapan Alat Peraga *Abdominal Aortic Aneurysm* Dibagi 2 Sisi  
 Parameter 3D *Print* SLA yang digunakan adalah sebagai berikut:

Tabel 3- 9 Parameter 3D *Print* SLA

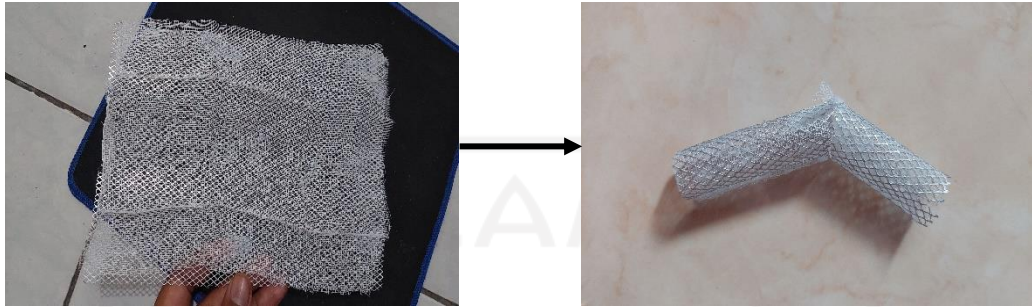
Parameter	Nilai
<i>Layer Thickness</i> (mm)	0,05
<i>Z Lift Distance</i> (mm)	6
<i>Normal Exposure</i> (s)	2
<i>UV Power</i> (%)	100
<i>Support Contact Depth</i> (mm)	0,15

Setelah itu, *slice file* dari perangkat lunak *Anycubic Photon Workshop* dimasukkan ke mesin 3D *Print* SLA dengan menggunakan *flashdisk* untuk bisa mencetak model pembuluh darah. Berikut Gambar 3- 34 yang merupakan proses 3D *Print* SLA untuk mencetak alat peraga pembuluh darah:



Gambar 3- 34 Proses 3D *Print* SLA

Proses pembuatan replika *stent graft* dengan menggunakan strimin dan kasa. Kasa tersebut ditempelkan pada strimin. Setelah itu strimin digulung dengan ukuran diameter yang sesuai dengan diameter *inlet* dan *outlet* pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm*. Berikut proses pembuatan replika *stent graft*:



Gambar 3- 35 Proses Pembuatan Replika *Stent Graft*

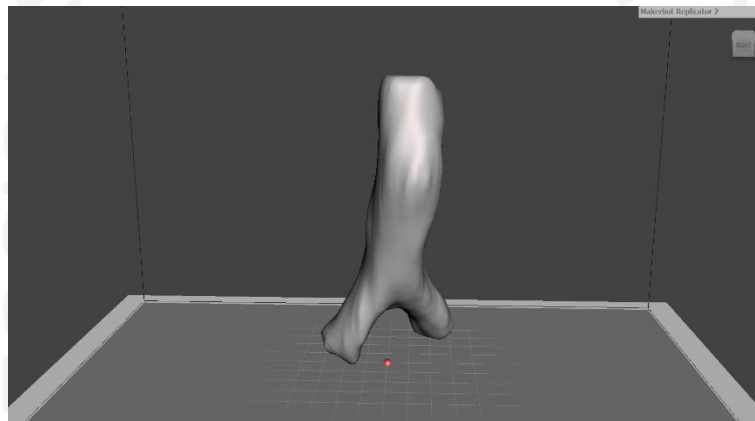


## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Hasil Rekonstruksi

Rekonstruksi data CT-Scan/MRI telah dilakukan dengan perangkat lunak 3D Slicer. Hasil rekonstruksi data CT-Scan/MRI berupa dua buah model pembuluh darah yaitu pembuluh darah abdominal aorta normal dan yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm*. Untuk hasil rekonstruksi dapat dilihat pada Gambar 4-1 dan Gambar 4-2.



Gambar 4- 1 Hasil Rekonstruksi Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 2 Hasil Rekonstruksi *Abdominal Aortic Aneurysm*

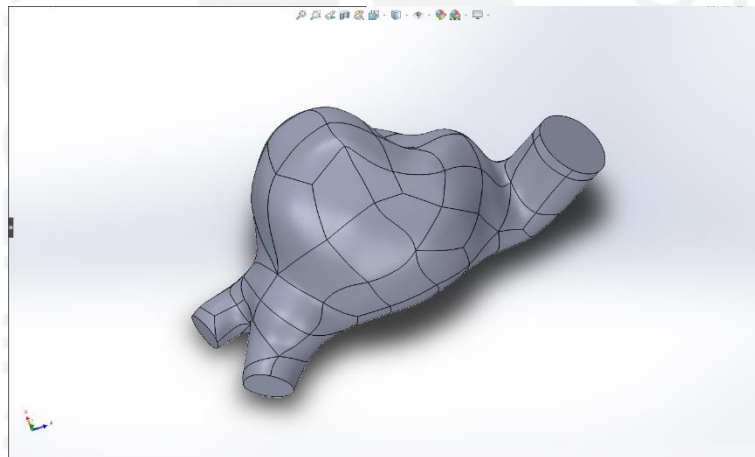
#### 4.2 Hasil Desain Pembuluh Darah

Hasil desain pembuluh darah yaitu berasal dari hasil rekonstruksi pembuluh darah abdominal aorta dan yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm*

berupa desain 3D *solid body part*. Hasil desain pembuluh darah dapat dilihat pada Gambar 4- 3 dan Gambar 4- 4.



Gambar 4- 3 Hasil Desain Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 4 Hasil Desain Penyakit *Abdominal Aortic Aneurysm*

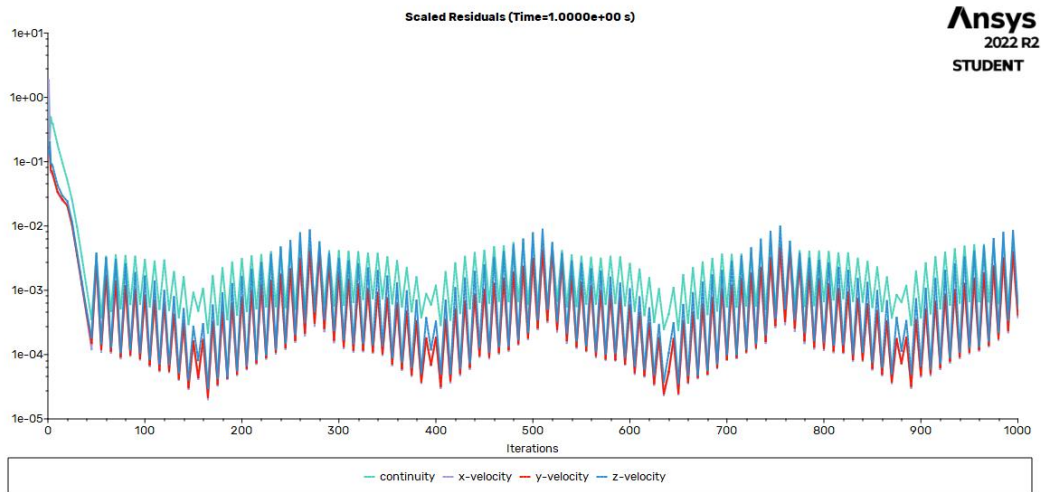
Tabel 4- 1 Dimensi Abdominal Aorta Normal dan *Abdominal Aortic Aneurysm*

Parameter	Abdominal Aorta Normal	<i>Abdominal Aortic Aneurysm</i>
Panjang	116,33 mm	107,8 mm
Luas Area <i>Inlet</i>	549,54 mm <sup>2</sup>	276,01 mm <sup>2</sup>
Luas Area <i>Outlet</i> Kanan	236,86 mm <sup>2</sup>	128,06 mm <sup>2</sup>
Luas Area <i>Outlet</i> Kiri	286,64 mm <sup>2</sup>	81,17 mm <sup>2</sup>
Perimeter <i>Inlet</i>	83,67 mm	58,91 mm

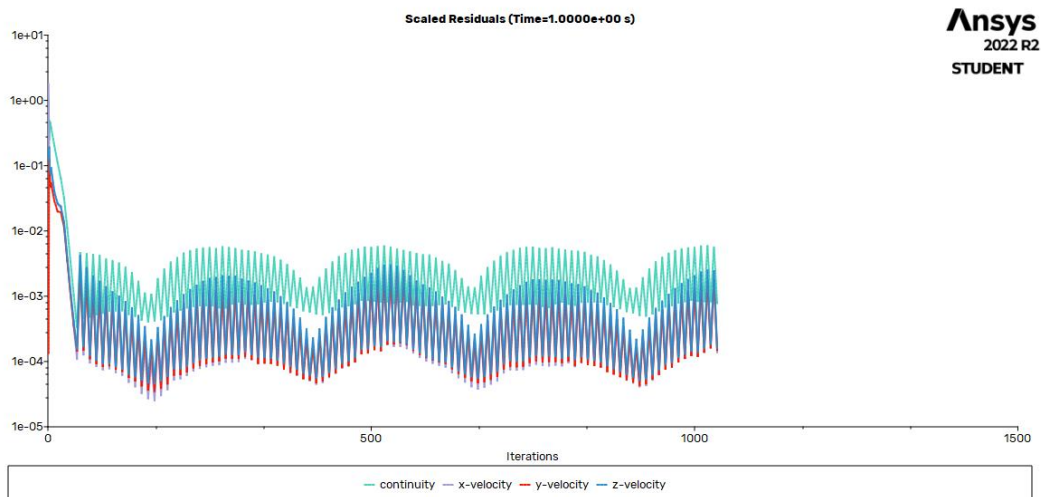


### 4.3 Hasil Simulasi CFD

Hasil dari simulasi yang dilakukan yaitu berupa fenomena aliran serta distribusi kecepatan aliran, distribusi tekanan darah dan distribusi *wall shear stress*. Data dari hasil simulasi akan dianalisis untuk mengetahui perbedaan fenomena aliran antara pembuluh darah abdominal aorta normal dengan penyakit *abdominal aortic aneurysm*. Berikut grafik perhitungan solusi atau iterasi dapat dilihat pada Gambar 4- 5 dan Gambar 4- 6.



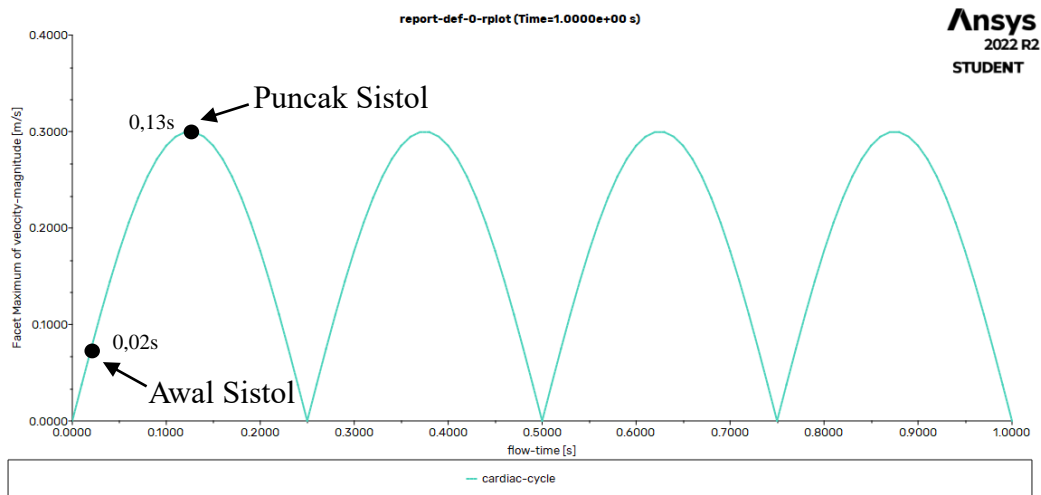
Gambar 4- 5 Grafik Perhitungan Solusi Abdominal Aorta Normal



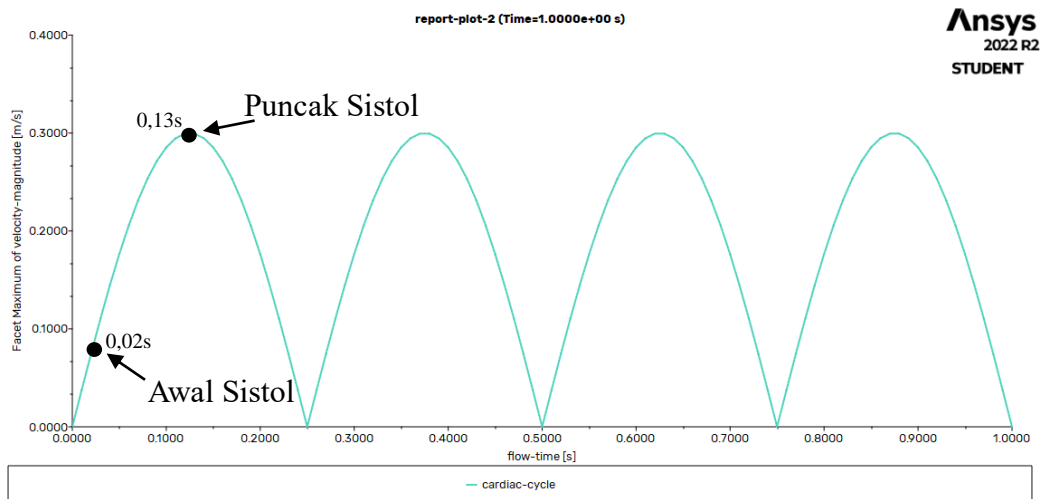
Gambar 4- 6 Grafik Perhitungan Solusi *Abdominal Aortic Aneurysm*

Pada simulasi CFD ini, mengambil nilai hasil simulasi berdasarkan pada fase awal sistol dan fase puncak sistol. Untuk bisa menentukan fase tersebut dengan

melihat grafik *cardiac cycle* dan bisa melihat waktu saat fase tersebut. Berikut Gambar 4- 7 dan Gambar 4- 8 yang merupakan grafik *cardiac cycle*:



Gambar 4- 7 Grafik *Cardiac Cycle* Pembuluh Abdominal Aorta Normal



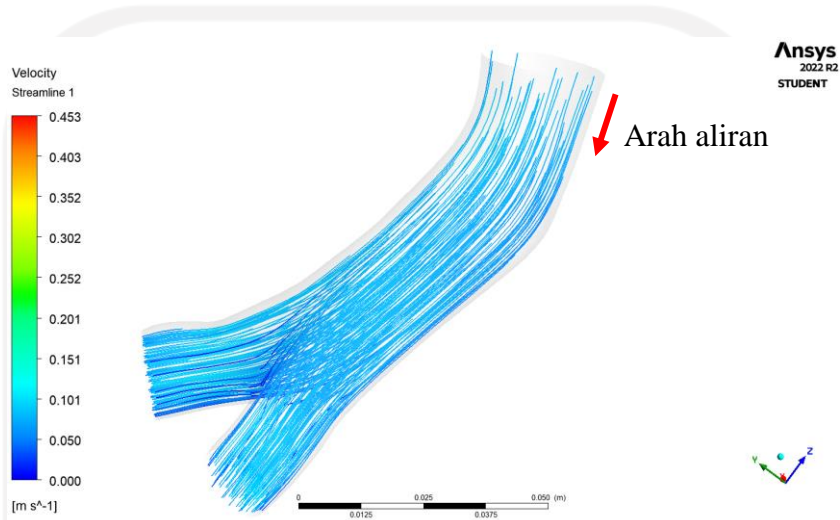
Gambar 4- 8 Grafik *Cardiac Cycle* Pembuluh Abdominal Aortic Aneurysm

### 4.3.1 Kecepatan Aliran

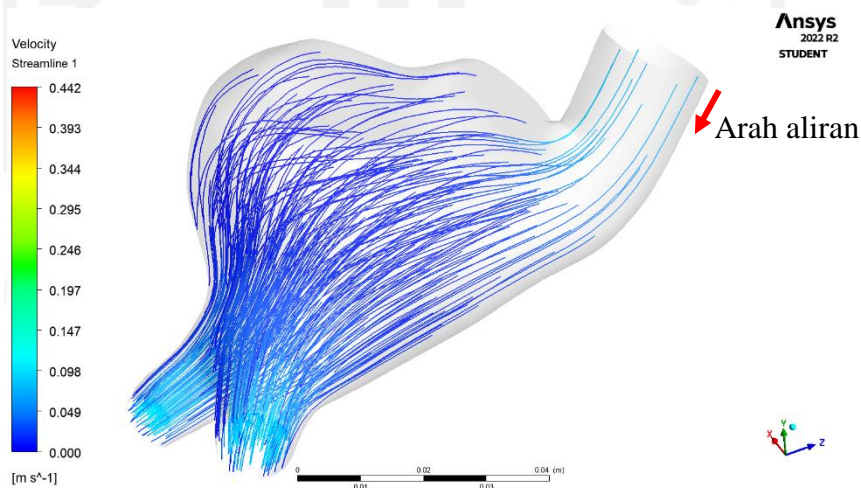
#### 4.3.1.1 Fase Awal Sistol

Fase sistol adalah dimana saat jantung dalam keadaan memompa darah ke seluruh tubuh. Fase awal sistol merupakan saat jantung akan memulai memompa darah. Dari simulasi yang telah dilakukan, didapatkan kecepatan maksimum aliran sebesar 0,101 m/s pada fase awal sistol abdominal aorta normal dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s. Kemudian pada fase awal sistol penyakit *abdominal aortic*

*aneurysm* didapatkan kecepatan maksimum sebesar 0,11 m/s dan kecepatan minimum sebesar 0 m/s. Hasil pada simulasi saat fase awal sistol, pembuluh darah normal aliran mengalir secara beraturan sedangkan pada pembuluh darah penyakit *abdominal aortic aneurysm* aliran bersirkulasi pada area aneurisma. Untuk gambar kecepatan yang terjadi pada pembuluh darah abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm* dapat dilihat pada gambar berikut ini:



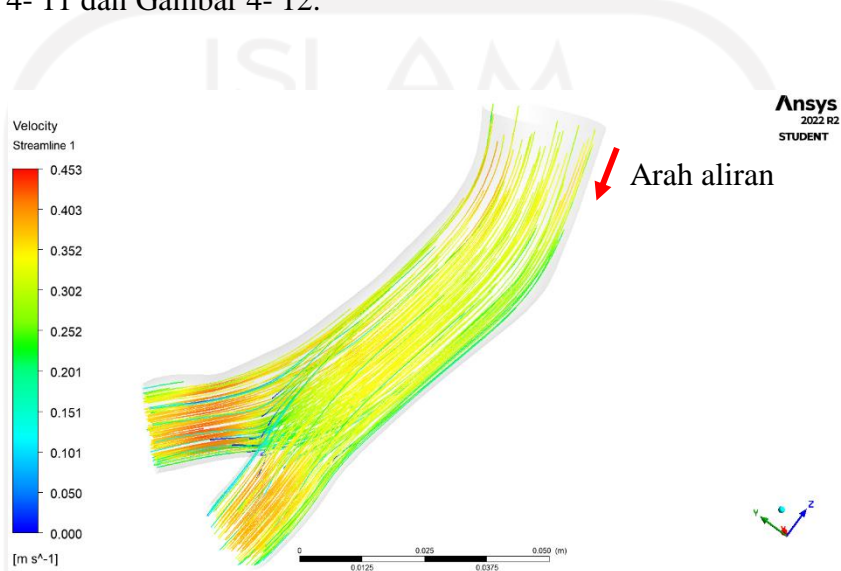
Gambar 4- 9 *Streamline* Kecepatan Abdominal Aorta Normal Saat Fase Awal Sistol



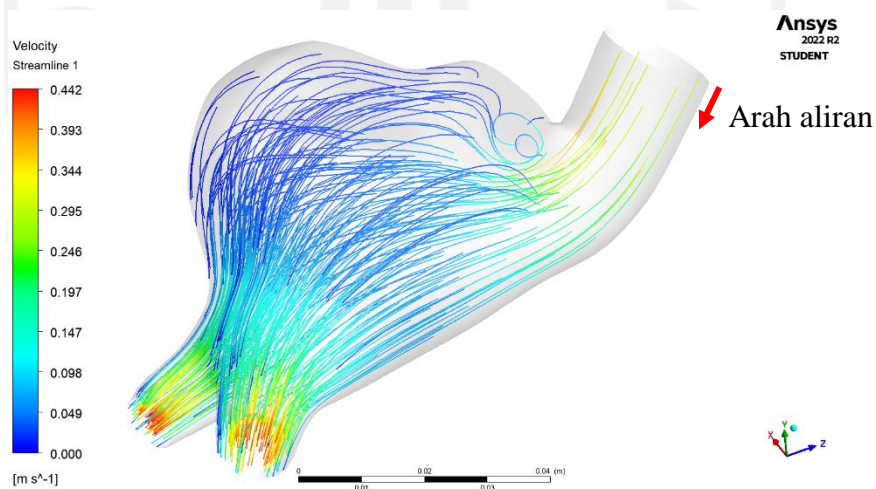
Gambar 4- 10 *Streamline* Kecepatan *Abdominal Aortic Aneurysm* Saat Fase Awal Sistol

### 4.3.1.2 Fase Puncak Sistol

Fase puncak sistol ini keadaan saat jantung memompa darah maksimal. Dari simulasi ini, didapatkan kecepatan minimum sebesar 0 m/s dan kecepatan maksimum sebesar 0,43 m/s pada abdominal aorta normal sedangkan pada penyakit *abdominal aortic aneurysm*, didapat kecepatan minimum sebesar 0 m/s dan kecepatan maksimumnya sebesar 0,44 m/s. Untuk Lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 4- 11 dan Gambar 4- 12.



Gambar 4- 11 *Streamline* Kecepatan Abdominal Aorta Normal Saat Fase Puncak Sistol

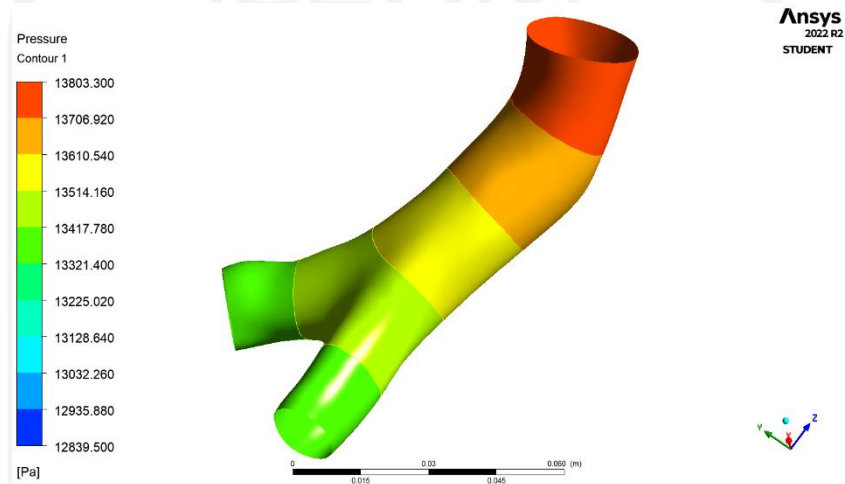


Gambar 4- 12 *Streamline* Kecepatan Abdominal Aortic Aneurysm Saat Fase Puncak Sistol

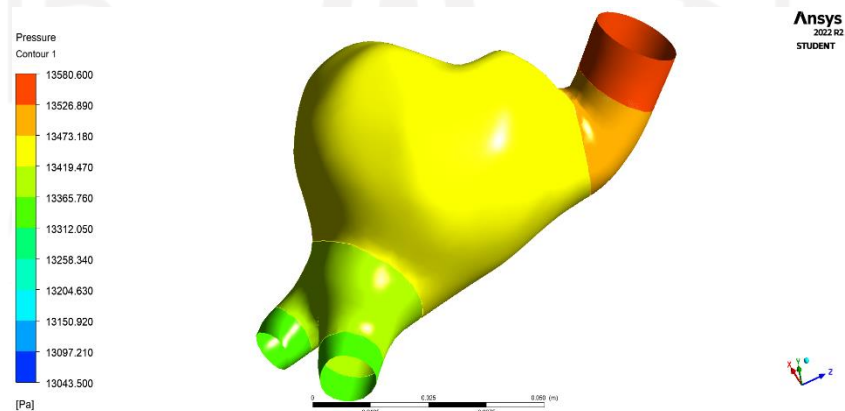
## 4.3.2 Distribusi Tekanan

### 4.3.2.1 Fase Awal Sistol

Pada saat fase awal sistol atau jantung saat memulai memompa darah, tekanan maksimum pada pembuluh darah abdominal aorta normal yaitu sebesar 13801,3 Pa di area inlet dan tekanan minimum sebesar 13332,4 Pa yang dapat dilihat pada Gambar 4- 13. Kemudian pada penyakit *abdominal aortic aneurysm*, tekanan maksimum sebesar 13577,5 Pa dan tekanan minimum sebesar 13334,8 Pa yang dapat dilihat pada Gambar 4- 14.



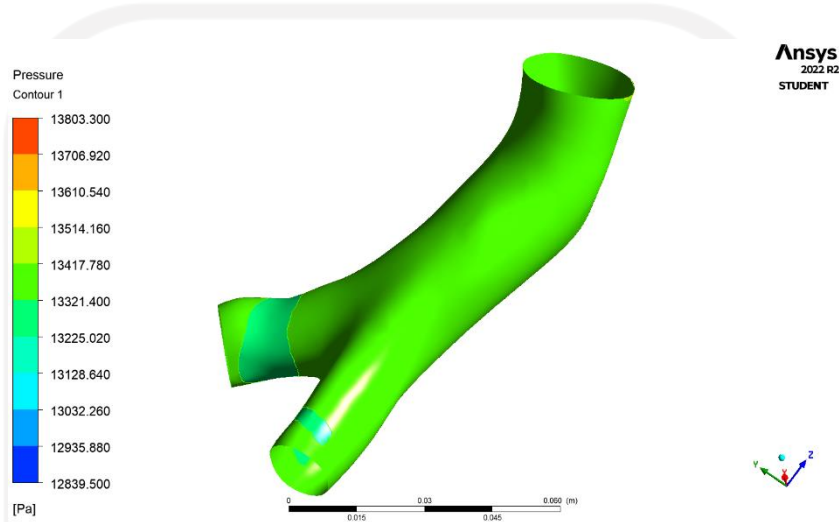
Gambar 4- 13 Distribusi Tekanan Abdominal Aorta Normal Pada Fase Awal Sistol



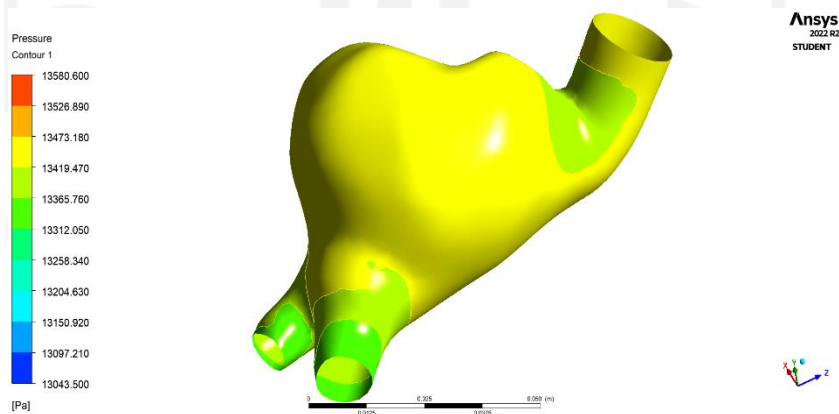
Gambar 4- 14 Distribusi Tekanan *Abdominal Aortic Aneurysm* Pada Fase Awal Sistol

### 4.3.2.2 Fase Puncak Sistol

Pada saat jantung memompa darah secara penuh, tekanan minimum yang terjadi pada pembuluh darah abdominal aorta normal sebesar 13278 Pa dan nilai tekanan maksimum sebesar 13427,6 Pa dapat dilihat pada Gambar 4- 15 Sedangkan pada penyakit *abdominal aortic aneurysm* tekanan maksimal yang terjadi sebesar 13453,9 dan nilai minimum sebesar 13315,2 Pa yang dapat dilihat pada Gambar 4- 16.



Gambar 4- 15 Distribusi Tekanan Abdominal Aorta Normal Pada Fase Puncak Sistol

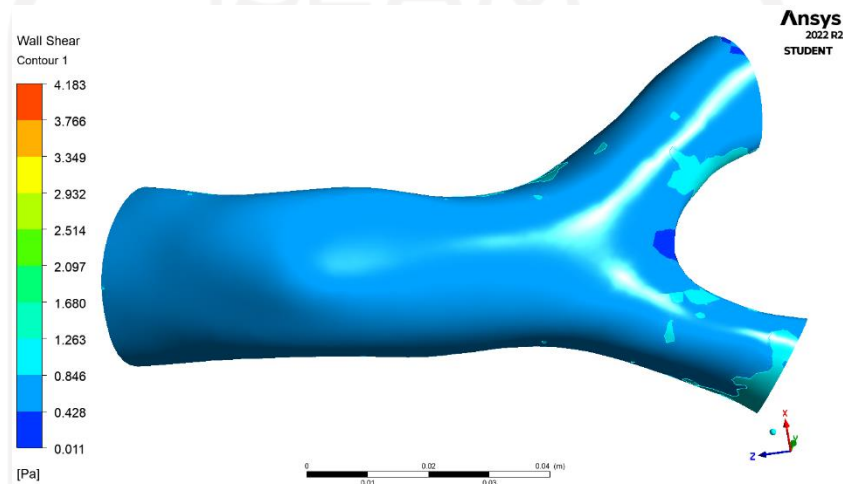


Gambar 4- 16 Distribusi Tekanan *Abdominal Aortic Aneurysm* Pada Fase Puncak Sistol

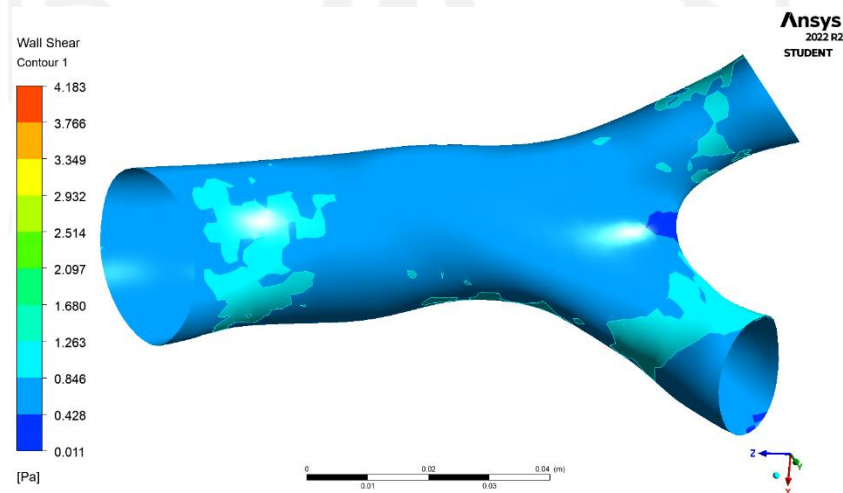
### 4.3.3 Distribusi *Wall Shear Stress*

#### 4.3.3.1 Fase Awal Sistol

*Wall Shear Stress* (WSS) merupakan ketahanan dinding terhadap fluida yang mengalir. Kemudian pada penelitian ini, *wall shear stress* adalah ketahanan dinding pembuluh darah terhadap darah yang mengalir pada pembuluh darah. Pada pembuluh darah abdominal aorta normal, nilai minimal *wall shear* yang terjadi sebesar 0,18 Pa dan nilai maksimal sebesar 1,06 Pa yang dapat dilihat pada Gambar 4- 17 dan Gambar 4- 18.

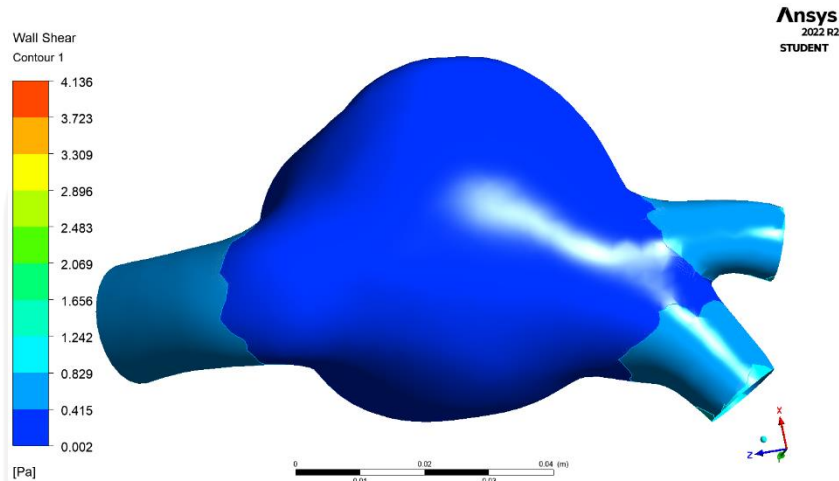


Gambar 4- 17 Distribusi *Wall Shear Stress* Abdominal Aorta Normal Fase Awal Sistol (Tampak Depan)

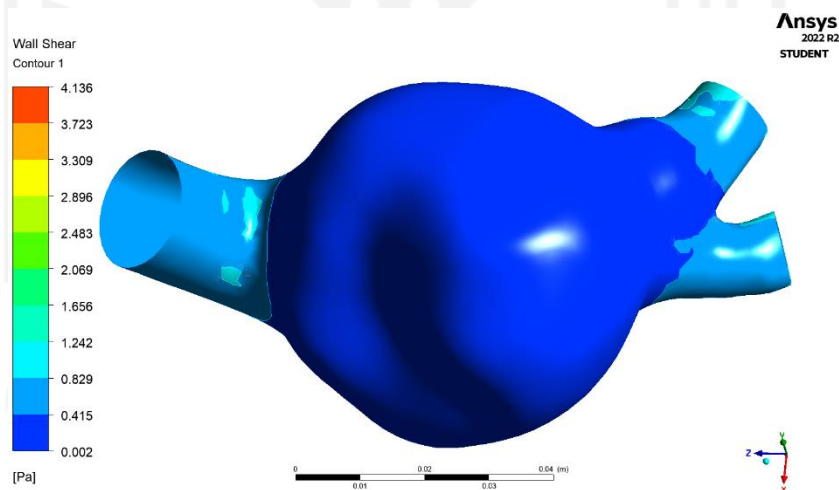


Gambar 4- 18 Distribusi *Wall Shear Stress* Abdominal Aorta Normal Fase Awal Sistol (Tampak Belakang)

Sedangkan pada pembuluh darah penyakit *abdominal aortic aneurysm*, nilai minimum *wall shear stress* terdapat pada area aneurisma yaitu sebesar 0,04 Pa dan nilai maksimal sebesar 1,21 Pa. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 4-19 dan Gambar 4-20.



Gambar 4- 19 Distribusi *Wall Shear Stress* Abdominal Aortic Aneurysm Fase Awal Sistol (Tampak Depan)



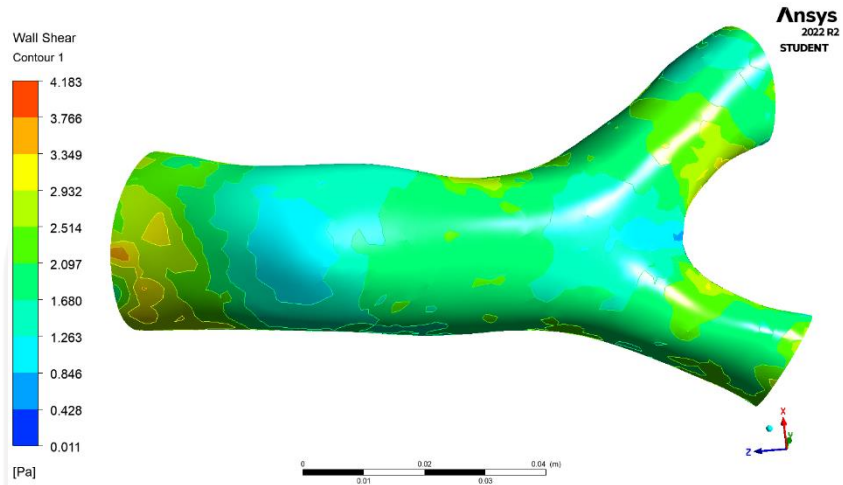
Gambar 4- 20 Distribusi *Wall Shear Stress* Abdominal Aortic Aneurysm Fase Awal Sistol (Tampak Belakang)

#### 4.3.3.2 Fase Puncak Sistol

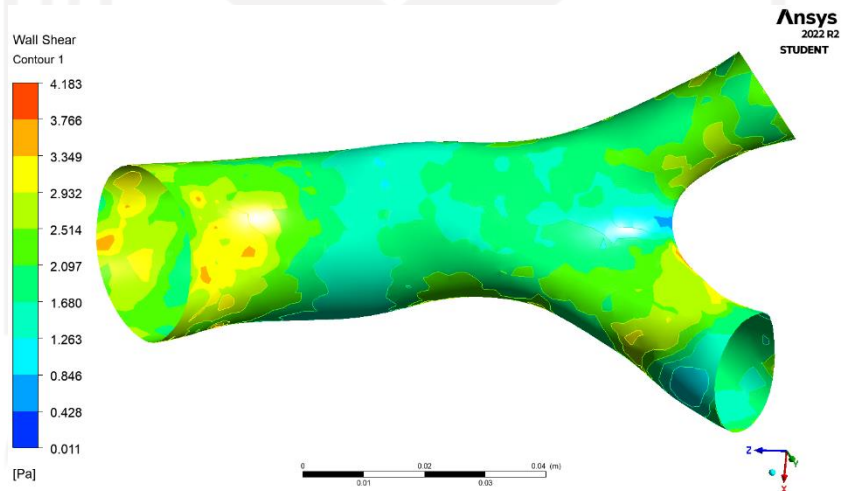
Pada fase puncak sistol, nilai minimum *wall shear stress* pada pembuluh darah abdominal aorta normal kurang lebih 0,33 Pa dan nilai maksimal kurang lebih sebesar 3,70 Pa dapat dilihat pada Gambar 4-21 dan Gambar 4-22. Sedangkan



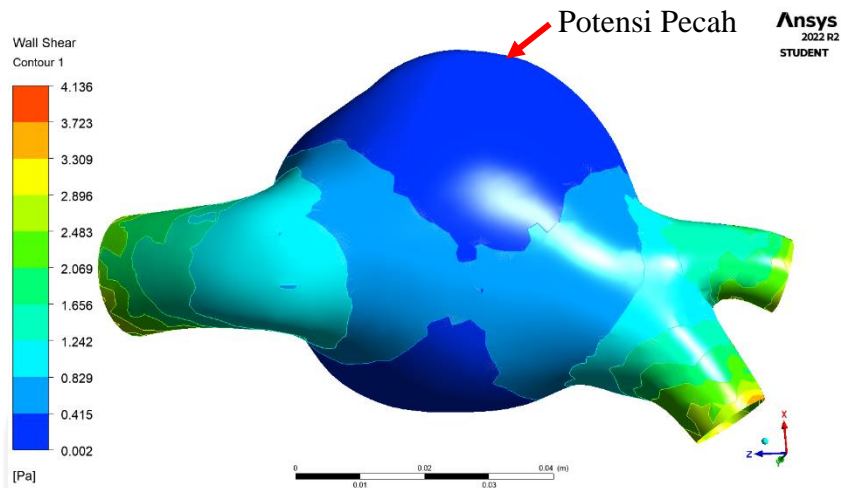
pada pembuluh darah penyakit *abdominal aortic aneurysm* nilai minimal *wall shear stress* sebesar 0,015 Pa dan nilai maksimal sebesar 3,67 Pa (Gambar 4- 23 dan Gambar 4- 24).



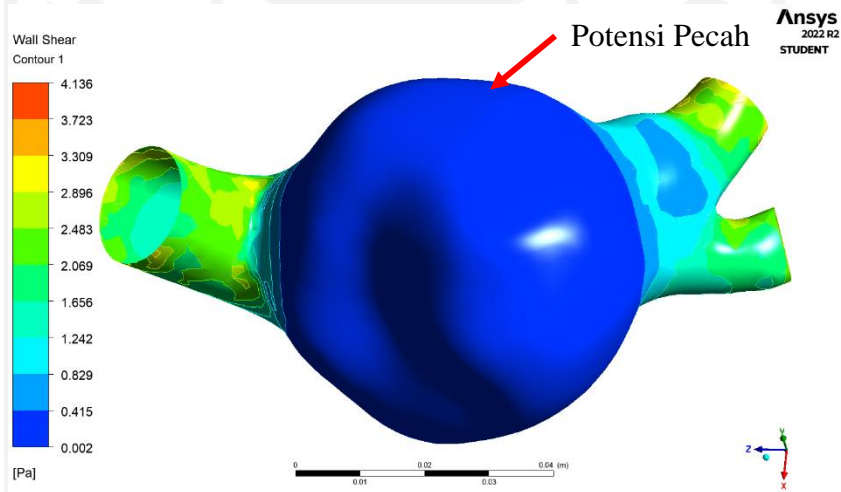
Gambar 4- 21 Distribusi *Wall Shear Stress* Abdominal Aorta Normal Fase Puncak Sistol (Tampak Depan)



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



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



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

## 4.4 Hasil Perancangan

### 4.4.1 Hasil 3D *Print* Alat Peraga

Perancangan alat peraga ini menggunakan mesin 3D *Print* SLA dan dengan bahan Esun eResin-PLA. Parameter yang digunakan adalah *layer thickness* sebesar 0,05 mm, *normal exposure* sebesar 2s, *UV Power* sebesar 100 %, kemiringan model sebesar 30° dan ketinggian model dari *platform* sebesar 5 mm. Kemudian hasil 3D

*Print* dilakukan pencucian dengan menggunakan *Isopropyl Alcohol (IPA)* yang bertujuan untuk menghilangkan sisa resin yang masih menempel pada model dan setelah dicuci dilakukan proses *curing* (pengeringan) selama 15 menit dengan suhu 60 °C. Berikut hasil dari 3D *Print* alat peraga pembuluh darah abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm*:

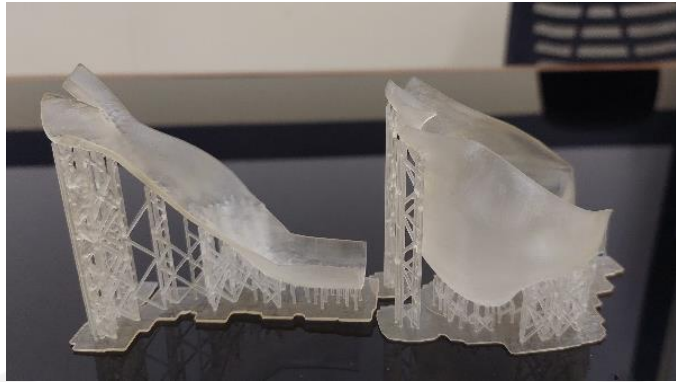


Gambar 4- 25 Hasil 3D *Print* Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 26 Hasil 3D *Print* Abdominal Aortic Aneurysm

Kemudian Gambar 4- 27 Hasil 3D *Print* Abdominal Aortic Aneurysm Dibagi 2 sisi merupakan hasil pencetakan 3D *Print* penyakit *abdominal aortic aneurysm* yang di bagi 2 sisi.



Gambar 4- 27 Hasil 3D *Print Abdominal Aortic Aneurysm* Dibagi 2 sisi

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

Pembuatan replika *stent graft* untuk *stent graft surgery* pada penyakit *abdominal aortic aneurysm*. Bahan untuk membuat replika *stent graft* dengan menggunakan kasa dan strimin. Hasil dari pembuatan replika *stent graft* dapat dilihat pada Gambar 4- 28.



Gambar 4- 28 Replika *Stent Graft*

#### 4.4.3 Hasil Pembuatan Alat Peraga

Dari hasil 3D *Print* yang telah dilakukan, perlu dilakukan proses *finishing* dengan menggunakan amplas dan *polising* yang bertujuan untuk menghaluskan permukaan produk. Hasil alat peraga setelah dilakukan *finishing* dapat dilihat gambar berikut ini:



Gambar 4- 29 Alat Peraga Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 30 Alat Peraga *Abdominal Aortic Aneurysm*



Gambar 4- 31 Alat Peraga *Abdominal Aortic Aneurysm* Dibelah

Alat peraga dapat menampilkan bentuk dengan jelas dan juga dapat memperagakan *treatment* penyakit *abdominal aortic aneurysm* dengan cara memperlihatkan letak *stent graft* yang memiliki bagian percabangan apada *outlet*.

pada pengobatan penyakit *abdominal aortic aneurysm* dan menunjukkan pembuluh darah setelah dilakukan pemasangan *stent graft*. Untuk letak pemasangan *stent graft* dan hasil pemasangan *stent graft* dapat dilihat pada Gambar 4- 32 dan Gambar 4- 33.



Gambar 4- 32 Letak Pemasangan *Stent Graft* Pada Penyakit *Abdominal Aortic Aneurysm*



Gambar 4- 33 Hasil Pemasangan *Stent Graft* Pada Penyakit *Abdominal Aortic Aneurysm*

## 4.5 Analisis dan Pembahasan

### 4.5.1 Rekonstruksi dan Pembuatan Desain

Rekonstruksi pembuluh darah abdominal aorta dan penyakit *abdominal aortic aneurysm* pada penelitian ini berhasil dilakukan dengan perangkat lunak 3D Slicer berdasarkan kriteria yang telah ditentukan. Rekonstruksi dilakukan dengan melakukan segmentasi bagian yang diinginkan berdasarkan data CT-Scan/MRI yaitu mensegmentasi abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm*. Setelah dilakukan segmentasi akan mendapatkan model 3D dalam format file STL.

Hasil dari rekonstruksi, permukaan dari kedua desain masih kasar. Maka dari itu, dilakukan proses penghalusan permukaan model pembuluh darah. Untuk menghaluskan permukaan model menggunakan perangkat lunak Meshmixer karena perangkat lunak tersebut dapat melakukan penghalusan model dengan format STL. Selanjutnya, file STL model pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm* yang sudah dilakukan penghalusan dirubah ke dalam bentuk *solid body part* yang bertujuan supaya desain dapat dilakukan simulasi aliran karena desain yang *solid body* akan berfungsi sebagai domain tempat aliran fluida mengalir serta agar desain dapat *diediting*. Proses perubahan *solid body part* dengan menggunakan perangkat lunak Solidwork 2020 dengan add in: Scanto3D.

Setelah mendapatkan desain *solid body part*, desain dilakukan pemotongan ujung *inlet* dan *outlet* supaya bagian tersebut datar yang bertujuan agar dapat dilakukan pendefinisian *inlet* dan *outlet* saat simulasi aliran dengan perangkat lunak Ansys Student R2 2022 dan dilakukan pembuatan *wall thickness* untuk alat peraga pembuluh darah.

### 4.5.2 Simulasi CFD

Dalam simulasi CFD yang telah dilakukan pada model pembuluh darah abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm* dengan menggunakan perangkat lunak Ansys Student R2 2022 didapatkan hasil simulasi berupa distribusi kecepatan aliran, distribusi tekanan dan distribusi *wall shear stress*. Dengan hasil tersebut, menunjukkan beberapa perbedaan pada pembuluh darah abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm*.

Kemudian distribusi kecepatan aliran pada pembuluh darah abdominal aorta normal dengan penyakit *abdominal aortic aneurysm* berbeda. Saat fase awal sistol ( $t=0,02s$ ) dan saat fase puncak sistol ( $t=0,13s$ ) pembuluh darah aorta normal aliran darah cenderung mengalir secara teratur sedangkan aliran darah pada penyakit *abdominal aortic aneurysm* melambat karena aliran bersirkulasi pada dinding aneurisma lalu baru mengalir ke area *outlet* pembuluh darah. Hal ini menunjukkan bahwa pembuluh darah yang terkena penyakit aneurisma aliran darah yang mengalir terhambat di area aneurisma dikarenakan luas area pembuluh membengkak sehingga menyebabkan aliran darah ke seluruh tubuh berkurang.

Selanjutnya distribusi tekanan yang terjadi saat fase awal sistol ( $t=0,02s$ ) pada pembuluh darah abdominal aorta normal dan pembuluh darah terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm* menghasilkan tekanan darah mengalir dari tekanan tinggi yang berawal dari *inlet* ke yang lebih rendah tekanan rendah pada area *outlet* pembuluh darah. Tetapi, saat puncak sistol ( $t=0,13s$ ) tekanan darah maksimum yang terjadi pada pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm* sebesar 13577,5 Pa di area aneurisma, hal ini jika terjadi secara terus menerus dan nilai tekanan darah meningkat akan dapat berpotensi terjadinya pecah pembuluh darah pada area aneurisma.

Kemudian hasil distribusi *wall shear stress* yang terjadi pada pembuluh darah. *Wall shear stress* (WSS) merupakan ketahanan dinding pembuluh darah terhadap aliran darah. Nilai *wall shear stress* pada analisis CFD untuk melihat ketahanan dinding pembuluh darah dan dapat sebagai referensi dalam tindakan pencegahan terhadap kondisi penyakit atau potensi terjadinya penyakit. Pada saat fase awal sistol ( $t=0,02$ ), *wall shear stress* dari kedua pembuluh darah bernilai rendah karena aliran mengalir belum sepenuhnya. Pada fase awal sistol, nilai *wall shear* dari pembuluh darah *abdominal aorta normal* dan *abdominal aortic aneurysm* bernilai kecil karena aliran pada fase awal sistol masih sedikit dan kecepatan aliran yang rendah. Pada fase puncak sistol ( $t=0,13s$ ), nilai *wall shear stress* pada pembuluh darah abdominal aorta normal merata. Sedangkan pada pembuluh darah yang terkena penyakit *abdominal aortic aneurysm* nilai *wall shear stress* rendah pada bagian aneurisma. Apabila nilai *wall shear stress* rendah saat puncak sistol berarti ketahanan dinding pembuluh darah rendah. Dengan ketahanan



dinding yang rendah pada area aneurisma akan bisa menyebabkan potensi pecah pembuluh darah.

### 4.5.3 Alat Peraga

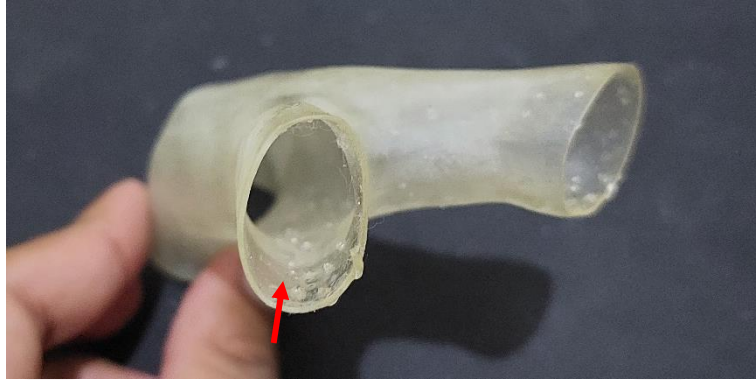
Fabrikasi alat peraga pembuluh berhasil dilakukan sesuai dengan kriteria produk. Untuk mendapatkan hasil yang sesuai dengan kriteria produk, maka melakukan beberapa percobaan pencetakan produk. Pada pencetakan produk pertama dengan menggunakan parameter *layer thickness* sebesar 0,05 mm, *normal exposure* sebesar 2s, *UV Power* sebesar 100 %, *support contact depth* 0,3 mm dan ketinggian model dari *platform* sebesar 5 mm, kemiringan model 0°. Untuk parameter *support* diletakkan dibagian luar dan dalam desain. Dengan parameter tersebut mendapatkan hasil produk yang kurang maksimal karena *support* susah untuk dilepaskan dan terdapat sisa *support* setelah pelepasan dari produk karena ada endapan resin dapat dilihat pada Gambar 4- 34 dan Gambar 4- 35. Kemudian *support* sisa *support* mengeras di bagian dalam (Gambar 4- 36) dan yang berada dibagian dalam tidak dapat atau susah dijangkau untuk dilepas Gambar 4- 37.



Gambar 4- 34 Endapan Resin Pada *Support* Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 35 Endapan Resin Pada *Support* Abdominal Aortic Aneurysm



Gambar 4- 36 Sisa *Support* Mengeras Dibagian Dalam Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 37 *Support* Dibagian Dalam *Abdominal Aortic Aneurysm*

Pada pencetakan produk kedua menggunakan *support platform*, ketinggian model dari *platform* sebesar 5 mm, *support contact depth* 0,25 mm dan kemiringan model 0°. Hasil yang didapat masih terdapat sisa *support* yang menempel pada bagian produk karena terdapat endapan resin yang menempel pada *support* dan

mengeras. Untuk hasil percobaan kedua dapat dilihat pada Gambar 4- 38 dan Gambar 4- 39.



Gambar 4- 38 Hasil 3D *Print* Percobaan Kedua Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 39 Hasil 3D *Print* Percobaan Kedua *Abdominal Aortic Aneurysm*

Percobaan ketiga dengan menggunakan *support platform*, kemiringan model  $30^\circ$ , *support depth* 0,15 mm dan tinggi model dari *platform* sebesar 5 mm. Hasil dari percobaan ketiga lebih baik dari percobaan pertama dan kedua karena tidak ada resin sisa yang mengendap pada produk dan *support* dapat dilepas dengan mudah tanpa meninggalkan banyak sisa *support* pada produk. Untuk hasil dari percobaan kedua dapat dilihat pada Gambar 4- 40 dan Gambar 4- 41.



Gambar 4- 40 Hasil 3D *Print* Percobaan Ketiga Abdominal Aorta Normal



Gambar 4- 41 Hasil 3D *Print* Percobaan ketiga Abdominal Aortic Aneurysm

Dengan demikian, untuk mendapatkan hasil produk yang maksimal pada percobaan ketiga dengan parameter kemiringan model  $30^\circ$  yang bertujuan untuk mencegah resin mengendap. Kemudian menggunakan *support contact depth* sebesar 0,15 mm supaya *support* mudah dilepas dari produk tidak meninggalkan banyak sisa *support* pada produk.

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan pada penelitian yang telah dilakukan, maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Pada penelitian ini mendapatkan hasil rekonstruksi model pembuluh darah abdominal aorta normal dan penyakit *abdominal aortic aneurysm* dengan menggunakan perangkat lunak 3D Slicer untuk mengambil bagian pembuluh darah yang diinginkan berdasarkan data CT-Scan/MRI.
2. Fenomena aliran yang terjadi pada pembuluh darah *abdominal aortic aneurysm*, kecepatan aliran melambat sedangkan pada pembuluh darah abdominal aorta normal aliran cenderung laminar. Nilai *wall shear stress* yang rendah saat fase puncak sistol pada pembuluh abdominal aorta yang terkena penyakit aneurisma akan berpotensi pembuluh darah pecah atau robek.
3. Alat peraga pembuluh darah abdominal aorta normal dan *abdominal aortic aneurysm* memiliki bentuk yang mirip dengan aslinya serta dapat dicetak dengan 3D *Print* serta dapat memperagakan letak dari pemasangan *stent graft* untuk media pembelajaran bidang medis.

#### **5.2 Saran Penelitian Selanjutnya**

Pada penelitian ini masih terdapat beberapa saran supaya dapat menjadi lebih baik. Adapun beberapa saran untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Parameter pada simulasi CFD perlu melakukan variasi parameter dan menambahkan variabel supaya hasil simulasi lebih teliti.
2. Pada fabrikasi alat peraga menggunakan material yang lebih transparan supaya tenaga medis dapat melihat bagian dalam saat belajar pembedahan serta bersifat elastis agar mendapatkan kondisi yang lebih mendekati pembuluh darah aslinya.

## DAFTAR PUSTAKA

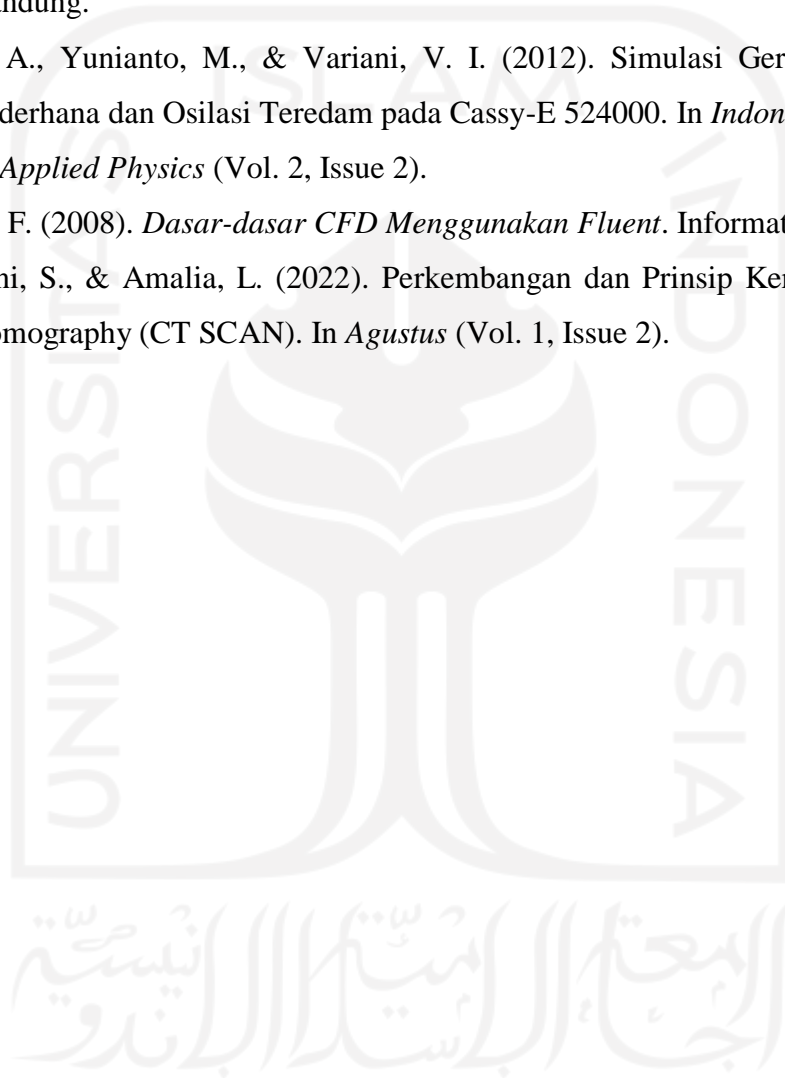
- Alam, M. I., Raj, A., Khan, P. M., Kumar, S., & Roy, S. (2021). Numerical Simulation of Flow of A Shear-Thinning Carreau Fluid Over A Transversely Oscillating Cylinder. *Journal of Fluid Mechanics*, 921. <https://doi.org/10.1017/jfm.2021.485>
- Aminudin, I. A. (2020). *NonCircular Conduit*. Ahmad Indra Research Group.
- Anderson, J. (1995). *Computational Fluid Dynamics: The Basics With Applications*. McGraw-Hill Science.
- ANSYS Inc. (2013). *ANSYS Fluent Theory Guide*. SAS IP.
- Boniforti, M. A., Cesaroni, M. C., Magini, R., Pasqui, E., & de Donato, G. (2022). Image-Based Numerical Investigation in an Impending Abdominal Aneurysm Rupture. *Fluids*, 7(8). <https://doi.org/10.3390/fluids7080269>
- Canchi, T., Ng, E. Y. K., Saxena, A., & Narayanan, S. (2018). CFD-based Postprocessing of CT-MRI Data to Determine the Mechanics of Rupture in Abdominal Aortic Aneurysms. In *Multi-Modality Imaging: Applications and Computational Techniques* (pp. 83–101). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-98974-7\\_4](https://doi.org/10.1007/978-3-319-98974-7_4)
- Cengel, Y. A., & Cimbala, J. M. (2006). *Fluid Mechanics : Fundamentals and Applications* (1st ed.). McGraw-Hill.
- Coles-Black, J., Bolton, D., & Chuen, J. (2021). Accessing 3D Printed Vascular Phantoms for Procedural Simulation. *Frontiers in Surgery*, 7. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2020.626212>
- DeckyBoy (2019) Abdominal aorta, embodi3D.com. Available at: <https://www.embodi3d.com/files/file/27497-abdominal-aorta/> (Accessed: January 13, 2023).
- England, A., & McWilliams, R. (2013). Endovascular Aortic Aneurysm Repair (EVAR). *The Ulster Medical Society*, 82(1), 3–10.
- Handayani, D., & Ningsih, U. (2005). Computer Aided Design / Computer Aided Manufactur [CAD/CAM]. *Jurnal Teknologi Informasi DINAMIK*, X(3), 143–149.
- Handayani, M. U., Dalimunthe, Z., Indah, R. S., & Rajagukguk, J. (2016). Penentuan Aliran Fluida Dengan Menggunakan Persamaan Navier- Stokes

- dan Bantuan Persamaan Diferensial. *Prosiding Seminar Nasional Inovasi Dan Teknologi Informasi*, 1753–1757.
- Hirsch, C. (2007). Numerical Computational of Internal and External Flows : The Fundamental of Computational Fluid Dynamics. In *Elsevier*. Elseiver.
- Ismanto, A., Indrayanti, E., Rifai, A., Prasetyawan, I. B., & Nadhif, muhammad A. (2021). *Buku Ajar Hidrodinamika*. CV. TIGAMEDIA PRATAMA.
- Jeong, H. Y., An, S. C., Lim, Y., Jeong, M. J., Kim, N., & Jun, Y. C. (2020). 3D and 4D Printing of Multistable Structures. In *Applied Sciences (Switzerland)* (Vol. 10, Issue 20, pp. 1–17). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/app10207254>
- Kruchten, T. van. (2015). *CFD Modeling of Abdominal Aortic Aneurysms*. Delft University of Technology.
- Lacoursiere, L. (2018) AAA CTA, embodi3D.com. Available at: <https://www.embodi3d.com/files/file/17383-aaa-cta/> (Accessed: January 13, 2023).
- Lindgren, N. (2020). *Geometric and Mechanical Analysis of Aortic Aneurysm*.
- Litmanovich, D., Bankier, A. A., Cantin, L., Raptopoulos, V., & Boisselle, P. M. (2009). CT and MRI in Diseases of The Aorta. In *American Journal of Roentgenology* (Vol. 193, Issue 4, pp. 928–940). <https://doi.org/10.2214/AJR.08.2166>
- Little, C. D., Mackle, E. C., Maneas, E., Chong, D., Nikitichev, D., Constantinou, J., Tsui, J., Hamilton, G., Rakhit, R. D., Mastracci, T. M., & Desjardins, A. E. (2022). A Patient-Specific Multi-Modality Abdominal Aortic Aneurysm Imaging Phantom. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 17(9), 1611–1617. <https://doi.org/10.1007/s11548-022-02612-4>
- Liu, D., Fan, Z., Li, Y., Zhang, N., Sun, Z., An, J., Stalder, A. F., Greiser, A., & Liu, J. (2018). Quantitative Study of Abdominal Blood Flow Patterns in Patients with Aortic Dissection by 4-Dimensional Flow MRI. *Scientific Reports*, 8(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-018-27249-9>
- Mbbs, S. A., Mbbs, A. Q., Sharma, V., Sharma, A., & Aggarwal, S. (2011). Abdominal Aortic Aneurysm: A Comprehensive Review. In *Exp Clin Cardiol* (Vol. 16).

- Nagargoje, M. (2018). *CFD Simulations of Pulsatile Blood Flow in Bifurcating Channel. Physics of Single and Two-Phase Flows in Bifurcating Vessels View Project Management & Surgery Planning of Intracranial Aneurysms Using CFD Tools View project.*  
<https://www.researchgate.net/publication/322854551>
- Nastain, & Suroso. (2005). *Mekanika Fluida*. Program Sarjana Teknik Sipil Unsoed.
- Nawawi, M. (2015). *Analisa Computational Fluid Dynamics (CFD) Terhadap Pengaruh Inclining Keel Pada Hambatan dan Kecepatan Kapal Ikan*.
- Notosiswoyo, M., & Suswati, S. (2004). Pemanfaatan Magnetic Resonance Imaging (MRI) Sebagai Sarana Diagnosa Pasien. *Media Litbang Kesehatan*, 14(3), 8–13.
- Nurcholis, L. (2008). *Perhitungan Laju Aliran Fluida Pada Jaringan Pipa*. 7(1), 19–31.
- Orianto, M., & Pratikto, W. A. (1989). *Mekanika Fluida 1 (Pertama)*. BPFE.
- Picchi, D., Poesio, P., Ullmann, A., & Brauner, N. (2017). Characteristics of Stratified Flows of Newtonian/non-Newtonian Shear-Thinning Fluids. *International Journal of Multiphase Flow*, 97, 109–133.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijmultiphaseflow.2017.06.005>
- Pulsatile Blood Flow in Arterial Bifurcation Simulation, ANSYS Fluent Training. (2023). Retrieved 13 January 2023, from <https://www.mr-cfd.com/shop/pulsatile-blood-flow-in-arterial-bifurcation-cfd-simulation/>
- Qian, G., Adeyanju, O., Olajuyin, A., & Guo, X. (2022). Abdominal Aortic Aneurysm Formation with a Focus on Vascular Smooth Muscle Cells. In *Life* (Vol. 12, Issue 2). MDPI. <https://doi.org/10.3390/life12020191>
- Roychowdhury, D. G. (2020). *Computational Fluid Dynamics For Incompressible Flows (First)*. CRS Press.
- Sandor, B. I., Elena, B. S., Tiberiu, B., Cosmin, B., & Vlad, A. (2011). *An Analysis of Blood Flow Dynamics in AAA*. Intech.
- Saripun, A., K, D. R., & Suganda, A. (2009). *Praktis Belajar Fisika*. Pusat Perbukuan Departemen Pendidikan Nasional.

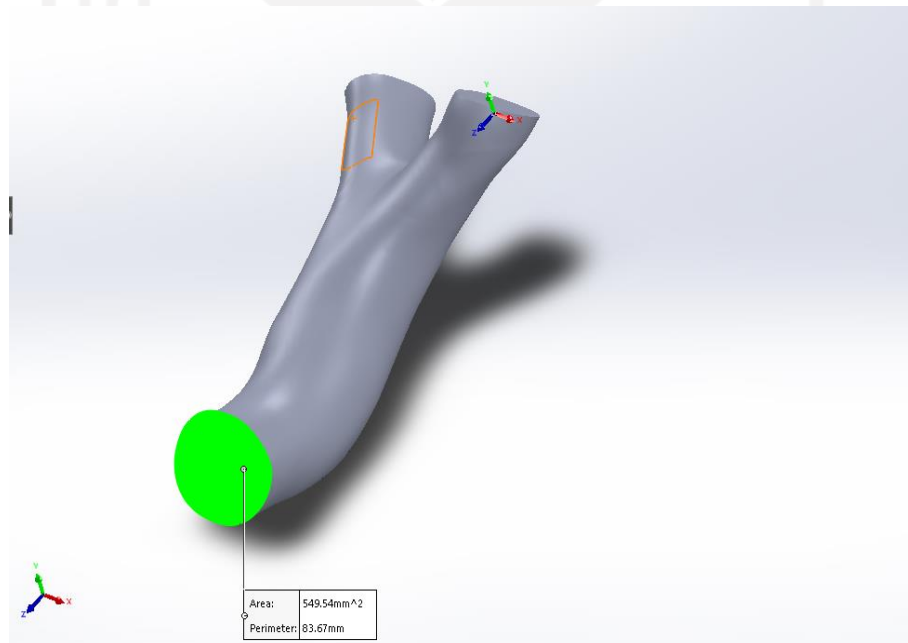
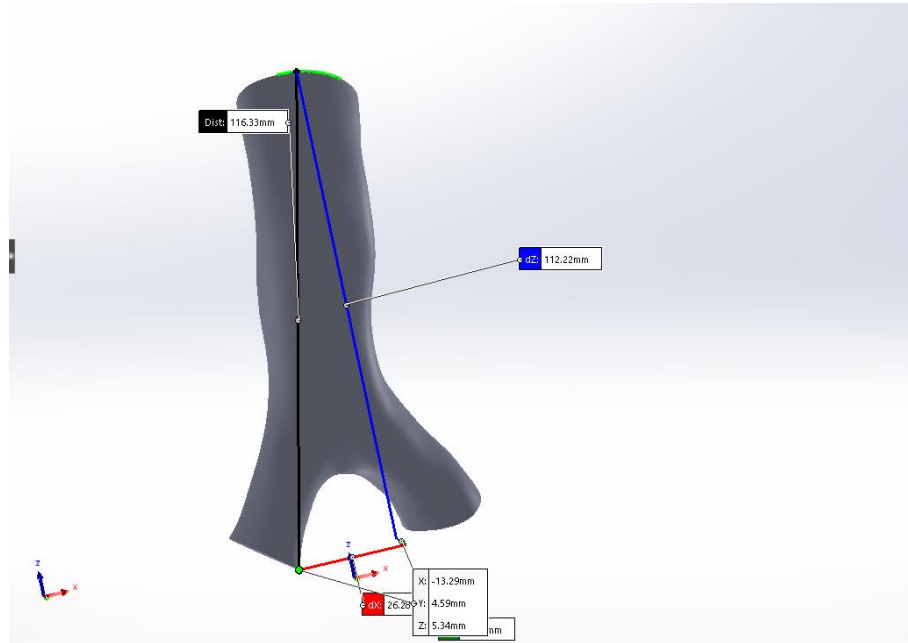


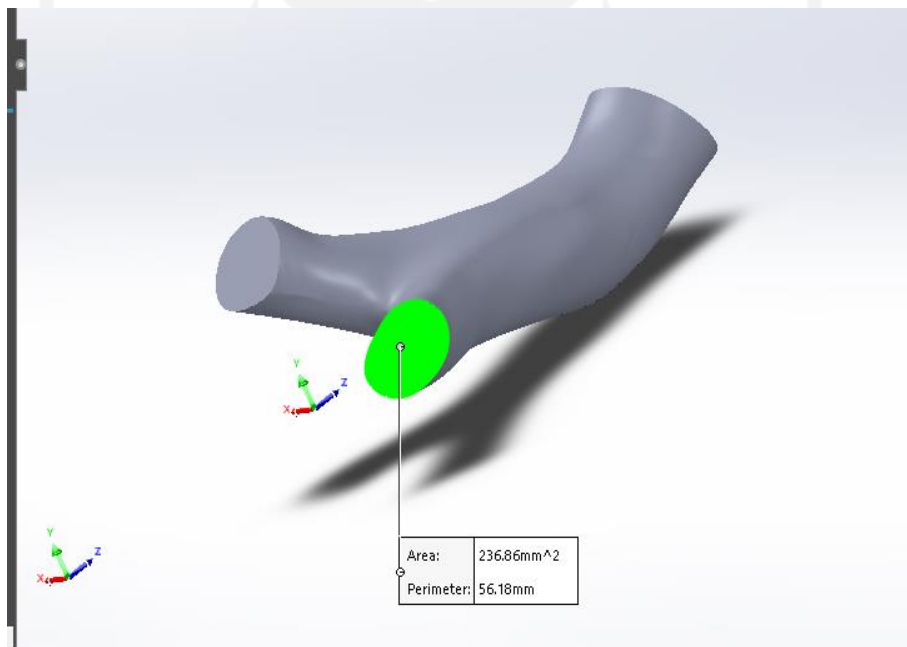
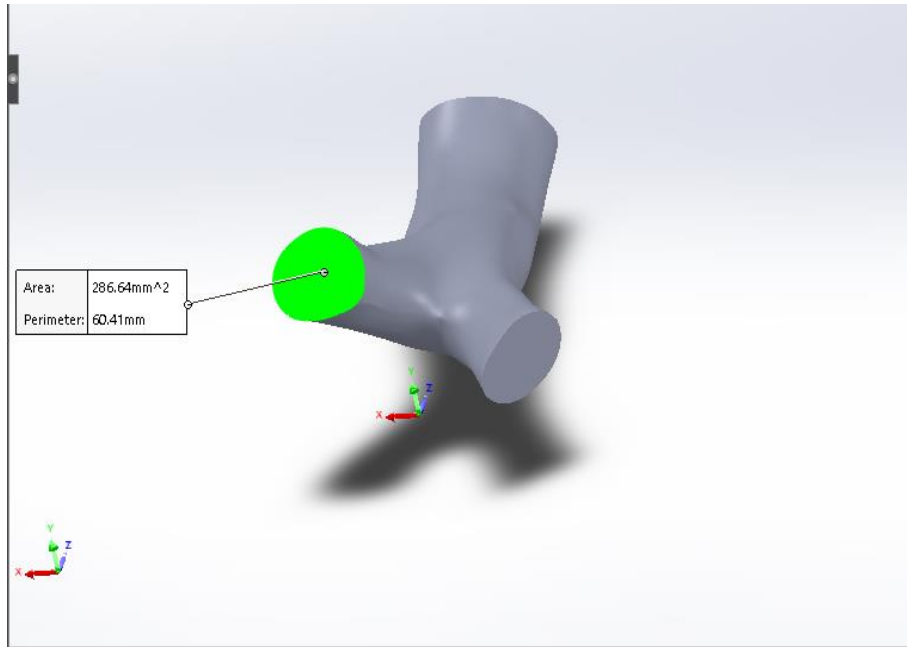
- Sherwood, L. (2009). *Fisiologi Manusia Dari Sel ke Sistem* (B. U. Pendit, Ed.; 6th ed.). EGC.
- Stergiou, Y. G., Kanaris, A. G., Mouza, A. A., & Paras, S. v. (2019). Fluid-Structure Interaction in Abdominal Aortic Aneurysms: Effect of Haematocrit. *Fluids*, 4(1). <https://doi.org/10.3390/fluids4010011>
- Supriyono, T. (2019). *Mekanika Fluida Dasar* (1st ed.). Universitas Pasundan Bandung.
- Susilo, A., Yunianto, M., & Varianti, V. I. (2012). Simulasi Gerak Harmonik Sederhana dan Osilasi Tere-dam pada Cassy-E 524000. In *Indonesian Journal of Applied Physics* (Vol. 2, Issue 2).
- Tuaika, F. (2008). *Dasar-dasar CFD Menggunakan Fluent*. Informatika.
- Wahyuni, S., & Amalia, L. (2022). Perkembangan dan Prinsip Kerja Computed Tomography (CT SCAN). In *Agustus* (Vol. 1, Issue 2).



## LAMPIRAN

### 1. Dimensi Desain Abdominal Aorta Normal





## 2. Dimensi *Abdominal Aortic Aneurysm*

