



TUGAS AKHIR – TM141585

**STUDI NUMERIK KARAKTERISTIK ALIRAN DIDALAM
PIPA *CIRCULAR* DENGAN PEMBESARAN PENAMPANG
(*SUDDEN ENLARGEMENT*) DIKUTI *ELBOW 90°*
DENGAN MEMVARIASIKAN RASIO D/d dan NILAI
REYNOLDS NUMBER**

FIRMAN ADITYA ABADI
NRP. 2115 105 051

Dosen Pembimbing:
Dr. Wawan Aries Widodo, ST., MT.

PROGRAM SARJANA
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018



FINAL PROJECT – TM141585

**NUMERICAL STUDY OF FLOW CHARACTERISTICS
THROUGH CIRCULAR PIPE WITH SUDDEN
ENLARGEMENT FOLLOWED ELBOW 90° BY VENDING
RATIO D / d and REYNOLDS NUMBER**

Firman Aditya Abadi
NRP. 2115 105 051

Advisory Lecturer
Dr. Wawan Aries Widodo, ST., MT.

BACHELOR PROGRAM
DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada

Program Studi S-1 Jurusan Teknik Mesin

Fakultas Teknologi Industri

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

Firman aditya abadi

NRP. 2115105051

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dr. Wawan Aries Widodo, ST, MT (Pembimbing)
NIP. 197104051997021001
2. Ir. Nur Ikhwan, M.Eng.Sc (Penguji I)
NIP. 196709151995121001
3. Dedy Zulhidayat Noor, ST, M.Eng (Penguji II)
PhD
NIP. 197512062005011002
4. Vivien Suphandani, ST, M.Eng, PhD (Penguji III)
NIP. 197804012002121001



SURABAYA

JANUARI, 2018

**STUDI NUMERIK KARAKTERISTIK ALIRAN
DIDALAM PIPA *CIRCULAR* DENGAN PEMBESARAN
PENAMPANG (*SUDDEN ENLARGEMENT*) DIKUTI
ELBOW 90° DENGAN MEMVARIASIKAN RASIO *D/d*
dan NILAI REYNOLDS NUMBER**

Nama Mahasiswa : Firman Aditya Abadi

NRP : 2115105051

Jurusan : Teknik Mesin FTI-ITS

Dosen Pembimbing : Dr. Wawan Aries Widodo, ST., MT.

Abstrak

Pipa berbentuk lurus dan melengkung (*curved*) dengan pembesaran penampang (*sudden enlargement*) biasa di gunakan pada bidang industri yaitu industri pengilangan minyak, semen, maupun industri pembangkit listrik. Selain itu juga bisa digunakan untuk memodelkan sistem jaringan transportasi darah yang dimulai dari jantung, karena transportasi darah dimulai dengan pelebaran luas penampang dari pembuluh darah arteri kecil ke pembuluh darah arteri besar (aorta) kemudian di transfer ke seluruh tubuh sampai kembali lagi ke jantung.

Di dalam studi aliran fluida pada pipa berbentuk lurus dan melengkung (*curved*) dengan pembesaran penampang (*sudden enlargement*) sama-sama mempunyai permasalahan, yaitu aliran sekunder (*secondary flow*), separasi, maupun *friction loss*. Separasi terjadi akibat ketidakmampuan aliran melawan tekanan balik (*adverse pressure gradient*). Sedangkan terbentuknya *secondary flow* terjadi akibat adanya perbedaan tekanan pada sisi *inner* dan *outer wall*, distribusi tekanan pada sisi *outer wall* lebih besar daripada sisi *inner wall*, hal ini memungkinkan partikel fluida bergerak dari *outer wall* menuju *inner wall*. Aliran sekunder

(*secondary flow*) juga memicu terbentuknya *vortex* yang dapat mengurangi energi aliran sebagai akibat dari *separation loss* dan terjadinya penyumbatan aliran (*blockage effect*) serta mengurangi *effective flow area* sebagai akibat adanya *secondary flow pada cross section area*. Dan *friction loss* adalah kerugian akibat adanya gesekan. Oleh karena itu, pada tugas akhir ini akan divisualisasikan fenomena-fenomena diatas terjadi pada pembuluh darah dengan menggunakan program CFD dengan variasi $D/d = 1,5, 2$ dan 3 dengan menetapkan nilai D konstan yaitu sebesar 20 mm serta nilai Re_d sebesar $100, 300, \text{ dan } 600$.

Dari hasil studi numerik yang dilakukan didapatkan hasil berupa data kuantitatif dan kualitatif. Data kuantitatif dapat berupa distribusi nilai kecepatan dan *reattachment length*. Data kualitatif dapat berupa penampilan profil dan vektor kecepatan, tekanan, tegangan geser (*shear stress*) pada setiap *cross section* yang diinginkan. Seiring bertambahnya nilai Reynolds number dan variasi D/d maka semakin besar pula nilai kecepatan, nilai tekanan, nilai tegangan geser pada dinding dan *reattachment length* yang terjadi. Nilai tekanan rata-rata pada *outlet* saluran juga menunjukkan semakin besar D/d dan Reynolds number maka nilai tekanan yang keluar semakin rendah. Pada dunia medis tekanan yang tinggi menyebabkan hipertensi dan tekanan yang rendah menyebabkan hipotensi. Tegangan geser yang besar sepanjang waktu memicu cepatnya penuaan pembuluh darah dan memperlambat aliran untuk keluar pembuluh darah. Untuk kecepatan aliran yang terlalu cepat menabrak dinding saluran juga akan menyebabkan pecahnya pembuluh darah dan hal yang paling fatal adalah kematian yang mendadak. *Reattachment* yang terlalu panjang juga menyebabkan terganggunya pola dan memperlambat aliran didalam saluran.

Kata kunci: Sistem transportasi darah, CFD, *secondary flow*, *friction loss*, *separasi*, *adverse pressure gradient*, *reattachment length*, tegangan geser

NUMERICAL STUDY OF FLOW CHARACTERISTICS THROUGH CIRCULAR PIPE WITH SUDDEN ENLARGEMENT FOLLOWED ELBOW 90° BY VARIED RATIO D/d and REYNOLDS NUMBER

Name of Student : Firman Aditya Abadi
NRP : 2115 105 051
Department : Mechanical Engineering FTI-ITS
Lecturer : Dr. Wawan Aries Widodo, ST., MT.

Abstract

The pipe is straight and curved with a sudden enlargement usually used in the industrial field of oil refinery, cement, and power plant industries. It can also be used to model a blood transfusion network that starts from the heart, because blood transport begins with widening the cross-sectional area from small arterial blood vessels into large arterial blood vessels (aorta) and then transferred throughout the body until it returns to the heart.

In the study of fluid flow, through straight and curved pipes with a sudden enlargement have the same problem, secondary flow, separation, and friction loss. Separation occurs due to the inability of flow against back pressure (adverse pressure gradient). While the secondary flow occurs due to the difference in pressure on the inner side and outer wall, the pressure distribution on the outer wall is larger than the inner wall side, this allows the fluid particles to move from the outer wall to the inner wall. Secondary flow also triggers the formation of vortex that can reduce the flow energy as a result of separation loss and the occurrence of blockage effect and reduce the effective flow area as a result of secondary flow in the cross section area. And friction loss is a loss due to friction. Therefore, in this final project will visualize the phenomena above occur in blood vessel by using the program of CFD with variation of $D/d = 1,5, 2$ and 3 by varied Reynolds number 100,300, and 600.

From the results of numerical studies to obtain results in the form of quantitative and qualitative data. Quantitative data can be a distribution of speed and reattachment length values. Qualitative data can be the appearance of profile and vector speed, pressure, shear stress (shear stress) in each cross section desired. As the Reynolds number and D/d variations increase, the greater the value of the velocity, the pressure value, the shear stress value on the wall and the reattachment length that occurs. The average pressure value on the channel outlet also shows the greater the D/d and Reynolds number the lower the pressure value. In the medical world high pressure causes hypertension and low pressure to cause hypotension. The large shear stress over time triggers the rapid aging of the blood vessels and slows the flow to the exit of the blood vessels. To speed flow too fast hit the wall of the channel will also cause the rupture of blood vessels and the most fatal thing is a sudden death. Reattachment that is too long also causes disruption of the pattern and slow down the flow in the channel.

Keywords: blood transport system, CFD, secondary flow, friction loss, separation, adverse pressure gradient, reattachment length, shear stress

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya haturkan kehadirat Allah SWT, hanya karena tuntunan-Nya penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Tugas akhir ini disusun untuk memenuhi persyaratan kelulusan pendidikan sarjana S-1 di Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Penyusunan tugas akhir ini dapat terlaksana dengan baik atas bantuan dan kerjasama dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada:

1. Orangtua penulis, khususnya Bapak.Abu Tholib dan Ibu Tati yang senantiasa mendoakan, mendorong, dan menyemangati penulis selama proses penyelesaian tugas akhir ini.
2. Yang tercinta Zamroh Hefi Diyanti dan Ruby Zafirah Putri yang selalu memberikan doa serta dukungan penulis selama proses penyelesaian tugas akhir
3. Saudara kandung penulis, Thommy Rahmawan, Nitha Rakhmawati, dan Fahrizal Rakhman yang selalu mendoakan penulis agar segera menyelesaikan masa studinya.
4. Dr. Wawan Aries Widodo, ST., MT. yang selalu memberikan bimbingan dan arahan dalam penulisan tugas akhir ini.
5. Ir. Nur Ikhwan ST., M.Eng, Vivien Supandhani, ST.,MEng, Ph.D, Deddy Zulhidayat Noor ,ST., MT,Ph.D, selaku dosen penguji yang telah memberikan saran dan kritik kepada penulis tentang tugas akhir ini.
6. Ir. Nur Ikhwan, ST, M.Eng. selaku kepala Laboratorium Mekanika Fluida dan Mesin Fluida yang telah membantu dalam proses penelitian.
7. Mas dani selaku karyawan Laboratorium CAE yang telah membantu dalam proses penelitian.
8. Segenap dosen dan karyawan Jurusan Teknik Mesin FTI ITS, atas ilmu yang telah diberikan kepada penulis selama ini.

9. Teman-teman lintas jalur 2015 semester 5 yang senantiasa memberi motivasi, menemani, dan memberikan dukungan bagi penulis selama masa perkuliahan.
10. Kepada teman-teman khususnya Saudara Gigih, Yudan, khoirul dan Franciska yang selalu memberikan bantuan ketika tahap penyelesaian tugas akhir.

Dengan segala keterbatasan kemampuan serta pengetahuan penulis, tidak menutup kemungkinan tugas akhir ini jauh dari sempurna. Oleh karena itu, penulis bersedia menerima kritik dan saran dari berbagai pihak untuk penyempurnaan lebih lanjut. Semoga hasil penulisan tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi semua pihak.

Surabaya, Januari 2018

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	
LEMBAR PENGESAHAN	
ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL	xi

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian	4
1.5 Manfaat Penelitian	4

BAB II DASAR TEORI

2.1 Sistem Tranportasi Darah	5
2.2 Klasifikasi Fluida	6
2.2.1 Aliran <i>Viscous</i> dan <i>Inviscid</i>	7
2.2.2 Aliran Laminar dan Turbulen	8
2.3 <i>Reynolds Number</i>	9
2.4 <i>Incompresible Flow</i>	10
2.5 Karakteristik Aliran di dalam Saluran	11
2.5.1 Aliran Berkembang Penuh (<i>Fully Develop Flow</i>) ...	11
2.5.2 Aliran Separasi	12
2.5.3 Aliran Sekunder.....	13
2.6 Persamaan <i>Euler</i> dalam Koordinat <i>Streamline</i>	13
2.7 Penelitian Terdahulu	15
2.7.1 Dutta dan Nandi	15
2.7.2 Khoirul	16
2.7.3 Shusser,dkk	17

BAB III METODOLOGI

3.1 Geometri Benda Uji	21
3.2 Metode Numerik	22
3.2.1 Tahap <i>Pre-processing</i>	22
3.2.2 Tahap <i>Post Processing</i>	24
3.3 Analisa <i>Grid Independency</i>	25
3.4 Pengambilan Data	27
3.5 Diagram Alir	28

BAB IV ANALISIS DAN PEMBAHASAN

4.1 Perhitungan Parameter Simulasi	29
4.2 Visualisasi Kontur dan Distribusi Kecepatan Pada Setiap Variasi	30
4.2.1 Perbandingan Kontur dan Distribusi Kecepatan Pada Iso-Surface $X = 0$	30
4.2.2 Perbandingan Kontur dan Distribusi Kecepatan Pada Iso-Surface $Z = 0$	36
4.3 Perbandingan Kontur Tekanan Dinamis Pada Setiap Variasi	40
4.4 Perbandingan Kontur <i>Shear Stress</i> (Tegangan Geser)	42
4.7 <i>Reattachment Length</i>	46

BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan	55
5.2 Saran	56

DAFTAR PUSTAKA	57
-----------------------------	----

LAMPIRAN**BIODATA PENULIS**

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Sistem pembuluh darah pada tubuh manusia ..	1
Gambar 2.1 Sistem pembuluh darah pada tubuh manusia	6
Gambar 2.3. Skema lapisan batas	7
Gambar 2.4. Aliran laminar.....	8
Gambar 2.5. Aliran transisi	8
Gambar 2.6. Aliran turbulen	9
Gambar 2.7. Macam-macam bentuk <i>ducting</i>	10
Gambar 2.8. Profil aliran <i>intrernal flow</i> pada pipa	11
Gambar 2.9. Separasi aliran pada <i>circular elbow</i>	12
Gambar 2.10. Separasi pada <i>step downstram</i>	13
Gambar 2.11. Gerakan partikel fluida di sepanjang <i>streamline</i>	14
Gambar 2.12. Geometri pipa melengkung dan pemodelan komputasinya	15
Gambar 2.13. <i>Velocity profile</i> pada sudut 0°, 30°, 60°, dan 90°	16
Gambar 2.14. Grafik panjang <i>reattachment</i>	17
Gambar 2.15. Geometri <i>curved pipe with sudden expansion</i>	18
Gambar 2.16. <i>Reattachment length</i> untuk setiap variasi	19
Gambar 2.17. Kontur kecepatan	20
Gambar 3.1. Geometri benda uji	22
Gambar 3.2. <i>Meshing</i> benda uji posisi isometri	23
Gambar 3.3. Kondisi batas benda uji	23
Gambar 3.4. Grafik <i>grid independency</i> ditinjau dari nilai kecepatan rata-rata pada outlet	27
Gambar 3.5. Posisi pengambilan data	27
Gambar 3.6. Diagram alir.....	28

Gambar 4.1. Kontur dan vektor kecepatan Re 300 dengan nilai rasio D/d 1,5, 2, dan 3	33
Gambar 4.2 Kontur <i>pathline</i> Re 300 dengan nilai rasio D/d 1,5, 2, dan 3	35
Gambar 4.3. Posisi pengambilan data	36
Gambar 4.4. Kontur dan vektor kecepatan iso-surface $Z = 0$ rasio D/d 1,5, 2, dan 3 Re 300 pada posisi 0° , $22,5^\circ$, 45° , $67,5^\circ$ dan 90°	37
Gambar 4.5. Profil kecepatan pada <i>Reynolds number</i> 300 pada titik 0° , 45° , dan 90°	40
Gambar 4.6. Kontur tekanan dinamis Re 300 rasio D/d 1,5, 2, dan 3	41
Gambar 4.7. Kontur tegangan geser pada dinding saluran pada Re 300 rasio D/d 1,5, 2 dan 3	44
Gambar 4.8. Korelasi tegangan geser dengan kecepatan...	45
Gambar 4.9. <i>Reattachment length</i> pada setiap variasi inner dan outer	48
Gambar 4.10 Reattachment point sisi dalam pada nilai Re 300 rasio D/d 1,5, 2, dan 3	50
Gambar 4.11. Reattachment point sisi luar pada nilai Re 300 rasio D/d 1,5, 2, dan 3	52

DAFTAR TABEL

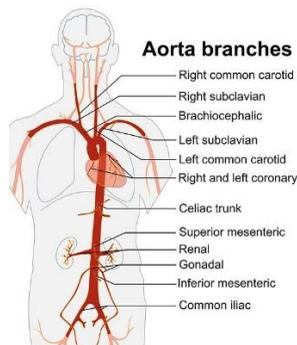
Tabel 2.2 Perbandingan jarak <i>reattachment lenght</i>	17
Tabel 3.1 <i>Grid independency</i> ditinjau dari kecepatan rata-rata outlet.....	26
Tabel 4.1 Data panjang <i>reattachment lenght</i> yang terjadi pada saluran	47

(Halaman sengaja dikosongkan)

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pipa berbentuk lurus dan melengkung (*curved*) dengan pembesaran penampang (*sudden enlargement*) biasa di gunakan pada bidang industri yaitu industri pengilangan minyak, semen, maupun industri pembangkit listrik. Selain itu juga bisa digunakan untuk memodelkan sistem jaringan tranportasi darah yang dimulai dari jantung, karena tranportasi darah dimulai dengan pelebaran luas penampang dari pembuluh darah arteri kecil ke pembuluh darah arteri besar (aorta) kemudian di transfer ke seluruh tubuh sampai kembali lagi ke jantung, seperti gambar di bawah ini :



Gambar 1.1 sistem peredaran darah manusia [1]

Di dalam studi aliran fluida pada pipa berbentuk lurus dan melengkung (*curved*) dengan pembesaran penampang (*sudden enlargement*) sama-sama mempunyai permasalahan, yaitu aliran sekunder (*secondary flow*), separasi, maupun *friction loss*. Separasi terjadi akibat ketidakmampuan aliran melawan tekanan balik (*adverse pressure gradient*). Sedangkan terbentuknya *secondary flow* terjadi akibat adanya perbedaan tekanan pada sisi *inner* dan *outer wall*, distribusi tekanan pada sisi *outer wall* lebih besar daripada sisi *inner wall*, hal ini memungkinkan partikel fluida

bergerak dari *outer wall* menuju *inner wall*. Aliran sekunder (*secondary flow*) juga memicu terbentuknya *vortex* yang dapat mengurangi energi aliran sebagai akibat dari *separation loss* dan terjadinya penyumbatan aliran (*blockage effect*) serta mengurangi *effective flow area* sebagai akibat adanya *secondary flow pada cross section area*. Dan *friction loss* adalah kerugian akibat adanya gesekan. Oleh karena itu, pada tugas akhir ini akan divisualisasikan fenomena-fenomena diatas terjadi pada jantung dengan menggunakan program CFD dengan variasi $D/d = 1,5, 2$ dan 3 dengan menetapkan nilai D konstan yaitu sebesar 20 mm serta nilai Re sebesar $100, 300, \text{ dan } 600$.

Pada penelitian terdahulu yang dilakukan **Dutta & Nandi (2015)** membahas tentang pengaruh Re dan rasio jari jari kelengkungan terhadap aliran turbulen *single phase* di pipa lengkung / *elbow*. Penelitian ini dilakukan dengan menggunakan *CFD* sebagai bahan analisa , data-data yang tersedia yaitu rasio kelengkungan $Rc/D = 1$ sampai 5 dengan $Re = 1 \times 10^5$ sampai 10×10^5 . Model turbulensi yang digunakan yaitu $k-\epsilon$ model dengan metode *SIMPLE*. Khoiril Budiyanto (2016) menggunakan studi numerik dengan pemodelan $k-\epsilon$ Realizable pada pipa backward facing step dengan diberi Inlet Disturbance Body (IDB) berupa cincin (bump) pada sisi upstream dengan variasi $S = 0,2$ d1 dan $0,4$ d1 terhadap *edge*. **Shusser dkk (2016)** menggunakan studi numerik dengan pemodelan *SIMPLEC*, membandingkan aliran yang berada pada saluran yang berbentuk *curved pipe* dan pipa lurus dengan pembesaran penampang tiba-tiba (*sudden enlargement*) disertai *elbow* 90° , dengan memvariasikan *Reynolds Number (Re)* 50 sampai dengan 600 dan variasi D/d $1,5, 2, 3$ dan 4 . Menggunakan nilai *Reynolds Number* kecil karena mengacu pada tipikal pembuluh darah. Karena terbatasnya informasi yang diberikan oleh shusser, dkk pada jurnal yang telah dibuat,. Peneliti ingin menambah informasi untuk melengkapi jurnal tersebut. dengan mengulang kembali / validasi dengan menambah informasi

data kuantitatif dan kualitatif. Data kuantitatif berupa reattachment length dan grafik profil kecepatan. Data kualitatif berupa kontur dan vektor kecepatan pada iso-surface $x = 0$, $z = 0$, kontur tekanan dinamis dan kontur tegangan geser.

1.2 Rumusan Masalah

Jantung merupakan organ yang paling penting bagi tubuh kita, yang berfungsi untuk mengalirkan darah yang bercampur dengan oksigen ke seluruh tubuh. Perbedaan luas penampang antara pembuluh darah arteri kecil (*arteri*) dan pembuluh darah arteri besar (*aorta*) mengakibatkan terjadinya perbedaan tekanan. Lebarnya bukaan penampang secara tiba-tiba menyebabkan terjadinya separasi. Kemudian akan terbentuk *vortex* dan *recirculation* yang akan mengganggu aliran utama sehingga mempengaruhi jarak *reattachment*. Apabila hal di atas terjadi berlebihan dapat mengganggu kinerja dari jantung itu sendiri. Oleh karena itu, pada tugas akhir ini dipilih untuk memodelkan sistem saluran transportasi darah pada pembuluh darah arteri kecil dan pembuluh darah arteri besar (*aorta*) menggunakan *ANSYS-CFX11 3D* dengan variasi $D/d = 1.5, 2, \text{ dan } 3$, serta nilai $Re = 100, 300$ dan 600 .

1.3 Batasan Masalah

Permasalahan pada penelitian ini dibatasi pada :

1. Fluida yang digunakan adalah darah yang memiliki sifat aliran *incompressible*, *viscous*, dan *steady state*. Dengan nilai densitas $= 1 \text{ kg/m}^3$ dan nilai viskositas 10^{-4} kg/ms
2. Temperatur fluida pada saluran pembuluh darah diasumsikan konstan, dengan temperatur normal $T = 37^\circ\text{C}$
3. Perpindahan panas yang terjadi akibat gesekan fluida dan dinding pembuluh darah diabaikan.
4. Kekasaran pada permukaan dinding diabaikan.
5. Dinding pembuluh darah dianggap sebagai *rigid body*.

1.4 Tujuan Penelitian

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui fenomena yang terjadi di dalam pembuluh darah jika memvariasikan pelebaran luas penampang (*sudden enlargement*) dan besar *reynolds number*. Adapun tujuan penelitian ini adalah sebagai berikut :

- a) Untuk mensimulasikan aliran fluida yang melalui saluran yang melewati pipa *circular* dengan pembesaran penampang (*sudden enlargement*) diikuti dengan *elbow* seperti yang ada di dalam sistem transportasi darah yang terjadi penyumbatan.
- b) Mengetahui profil, kontur dan vektor kecepatan, kontur tegangan geser, kontur tekanan dinamis, panjang *reattachment* sesudah melewati *sudden enlargement*, dan *elbow*.
- c) Untuk melihat fenomena *secondary flow* pada saluran.

1.5 Manfaat Penelitian

Adapun manfaat dari penelitian ini adalah:

- a) Memberikan gambaran secara kuantitatif dan kualitatif mengenai karakteristik aliran fluida yang melintas pembuluh darah pada arteri kecil ke arteri besar (aorta).
- b) Memberikan pengetahuan dalam penggunaan *software* CFD untuk menantisipasi permasalahan medis apabila terjadi penyempitan pembuluh darah arteri.

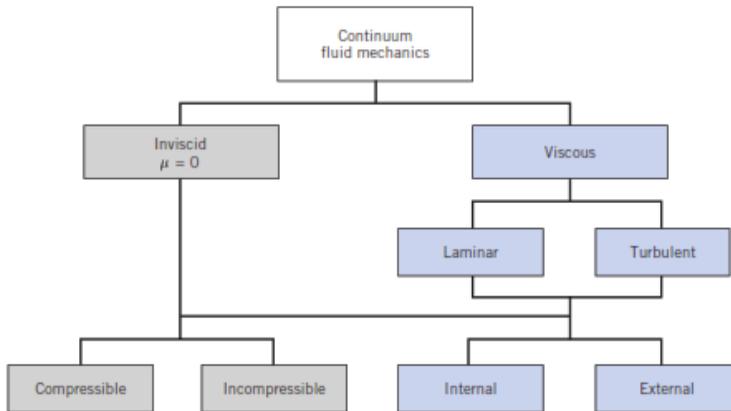
BAB II

DASAR TEORI

2.1 Sistem Transportasi Darah

Ada dua macam sistem peredaran darah di dalam tubuh kita, bila ventrikel kiri berkontraksi darah dipompa ke seluruh tubuh melalui aorta (nadi besar). Darah yang mengalir ini kaya akan oksigen dan nutrisi. Di jaringan tubuh nutrisi dan oksigen diambil oleh sel-sel tubuh. Kemudian sel melepaskan CO₂ dan sisa metabolisme yang kemudian diangkut oleh darah melalui pembuluh *vena cava superior* dan *vena cava inferior* kembali menuju atrium kanan. Pola peredaran ini disebut *peredaran darah besar*.

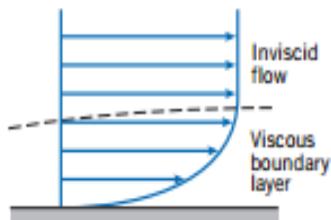
Dari atrium kanan darah dipompa masuk ke ventrikel kanan lalu mengalir meninggalkan jantung menuju ke paru-paru melalui *arteri pulmonalis*. Darah yang mengalir ini membawa banyak CO₂ yang hendak dibuang. Di paru-paru CO₂ dilepaskan dan oksigen diikat, lalu darah mengalir melalui *vena pulmonalis* kembali ke jantung masuk ke atrium kiri. Pola peredaran ini disebut peredaran darah kecil. Dari atrium kiri darah masuk ke ventrikel kiri, dan siklus yang sama terulang [1]. Dapat dilihat pada gambar dibawah ini:



Gambar 2.2 klasifikasi fluida berdasarkan jenis alirannya. [2]

2.2.1 Aliran *viscous* dan *inviscid*

Fluida *viscous* dan *inviscid* dipisahkan oleh sebuah batas yang disebut *boundary layer*. Aliran *viscous* merupakan aliran yang dipengaruhi oleh viskositas (kekentalan) fluidanya. Viskositas fluida mempengaruhi aliran udara karena fluida mengalir akan bergesekan dengan dinding, memberikan sumbangan terhadap adanya tegangan geser (*shear stress*) dan *gradient* kecepatan pada fluida tersebut ($\tau_{yx} \neq 0$).

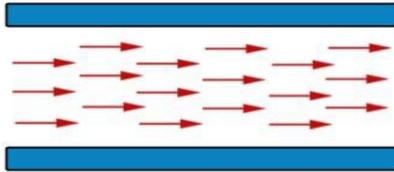


Gambar 2.3 Skema lapisan batas [2]

Sedangkan daerah *inviscid flow* tidak di pengaruhi oleh viskositas (kekentalan) fluidanya dan dalam kenyataannya fluida *inviscid* tidak ada.

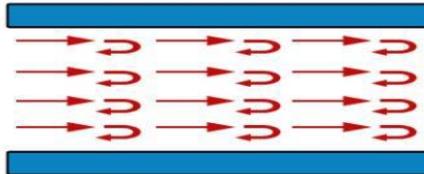
2.2.2 Aliran Laminar dan Turbulen

Aliran *viscous* dibedakan menjadi dua yaitu aliran laminar dan aliran turbulen. Aliran laminar adalah aliran dimana strukturaliran dibentuk oleh partikel-partikel fluida yang bergerak secara belapis-lapis, dimana setiap lapisan bergerak diatas lapisan lainnya. Aliran laminar ini mempunyai nilai bilangan *Reynold* kurang dari 2300 ($Re < 2300$).



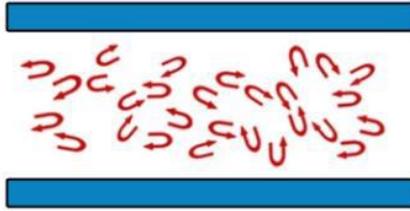
Gambar 2.4 Aliran Laminar [3]

Kemudian dengan nilai bilangan *Reynolds* antara 2300 sampai dengan 4000 ($2300 < Re < 4000$). Aliran dapat disebut dengan aliran transisi, aliran transisi adalah aliran yang bertransisi dari laminar ke turbulen. Aliran transisi bergantung pada viskositas fluida, kecepatan dan lain-lain.



Gambar 2.5 Aliran Transisi [3]

Aliran turbulen adalah aliran dimana pergerakan dari partikel-partikel fluida tidak menentu karena mengalami putaran antar partikel dan lapisan, yang mengakibatkan saling tukar momentum yang besar. Dimana nilai bilangan *Reynolds*nya lebih besar dari 4000 ($Re > 4000$)



Gambar 2.6 Aliran Turbulen [3]

2.3 Reynolds Number

Reynolds number adalah bilangan yang tidak berdimensi yang dapat mengklasifikasikan aliran itu laminar, turbulen atau transisi. Dalam aplikasinya, aliran transisi jarang digunakan. Secara perumusan dapat ditulis sebagai berikut:

$$Re = \frac{\rho \cdot U_{\infty} Dh}{\mu} \quad (2.1)$$

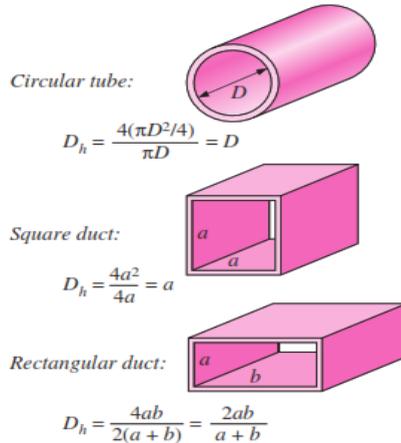
dimana: ρ : Densitas fluida ($\frac{kg}{m^3}$)

U_{∞} : Kecepatan aliran *free stream* fluida ($\frac{m}{s}$)

μ : Viskositas dinamis fluida ($\frac{kg}{m \cdot s}$)

D_h : Diameter hidrolis (m), dengan rumus sebagai berikut:

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



Gambar 2.7 Macam – macam bentuk *ducting*

(a) *Circular Tube* (b) *Square Duct* (c) *Rectangular Duct* [4]

Nilai *Reynolds number* pada tugas akhir ini, mengacu pada diameter *inlet* (d) yang nilainya mengikuti nilai perbandingan rasio atau D/d . Nilai *Reynolds number* juga mengacu pada tipikal pembuluh darah arteri besar (aorta) dengan nilai *Reynolds number* = 150 dan diameter = 20 mm. [6]

2.4 Incompressible Flow

Incompressible flow adalah aliran dimana variasi densitas diasumsikan konstan sehingga dapat diabaikan, aliran incompressible mempunyai nilai *Mach Number* (M) < 0.3. perumusan suatu bilangan *Mach Number* (M)

$$M = \frac{\bar{V}}{c} \quad (2.3)$$

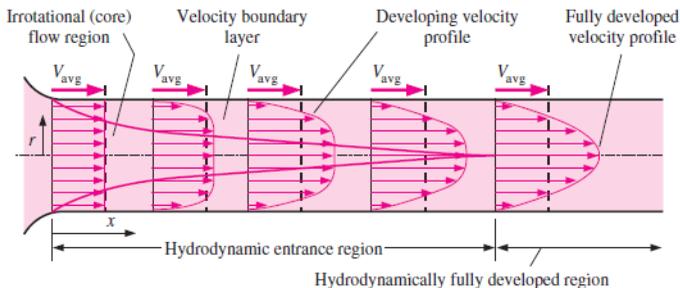
dimana : \bar{V} = kecepatan rata-rata suatu aliran ($\frac{m}{s}$)
 c = kecepatan rambat bunyi lokal ($\frac{m}{s}$)

2.5 Karakteristik Aliran di dalam Saluran

Karakteristik struktur aliran internal sangat bergantung pada kecepatan rata-rata aliran didalam pipa, densitas, viskositas, dan diameter pipa. Pada saluran sistem perpipaan, dan model pengujian lainnya. *Elbow* merupakan bagian yang menyebabkan terjadinya *pressure drop* yang cukup besar. Hal tersebut dikarenakan adanya perubahan arah aliran fluida yang dapat menyebabkan terjadinya separasi dan *secondary flow*.

2.5.1 Aliran Berkembang Penuh (*Fully Developed Flow*)

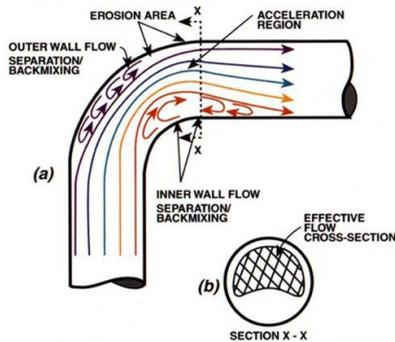
Merupakan suatu fenomena dimana aliran terjadi *boundary layer* maksimum atau profil kecepatan yang tetap, tidak mengalami perubahan. Profil ini dipengaruhi oleh viskositas yang berakibat pada terjadinya gaya geser terhadap permukaan dan profil kecepatan. Fenomena seperti ini akan terjadi jika aliran yang mengalir tidak mendapat gangguan, seperti: *fitting*, *Inlet Disturbed Body (IDB)* dan lain sebagainya. Setiap aliran baik laminar dan turbulen mempunyai besaran yang berbeda dimana aliran laminar lebih cepat untuk *fully developed flow* dibanding dengan aliran turbulen.



Gambar 2.8 Profil Aliran *Internal flow* pada pipa [4]

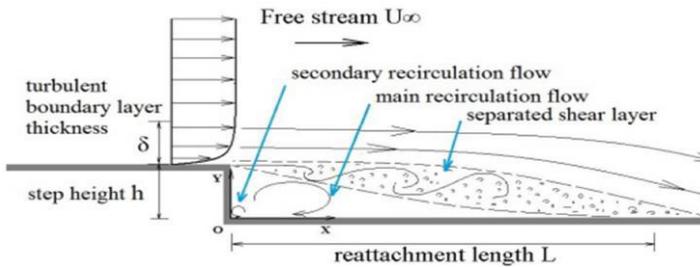
2.5.2 Aliran separasi

Aliran separasi adalah fenomena dimana fluida terpisah dari arah vektornya akibat ketidak mampuan fluida melawan tekanan balik. Hal tersebut disebabkan adanya hubungan antara aliran dengan dinding *elbow* sehingga terjadi *friction loss* yang dapat mengurangi momentum aliran. Momentum aliran yang semakin kecil akan menambah ketidak mampuan aliran melawan *adverse pressure gradient* sehingga juga akan mengurangi kecepatan aliran dan terbentuknya *vortex* di sekitar dinding *elbow*. Terbentuknya *vortex* membuat luas penampang aliran utama semakin kecil yang menyebabkan aliran mengalami percepatan dan terjadi *pressure drop*.



Gambar 2.9 Separasi aliran pada *circular elbow* [5]

Sama halnya dengan fenomena separasi aliran pada *elbow*. Pada pembesaran luas penampang secara mendadak membuat momentum aliran semakin lemah dan menimbulkan adanya tekanan balik. Saat membesarnya luas penampang, kecepatan aliran utama menurun dan fluida memasuki daerah bertekanan tinggi dimana *adverse pressure gradient* mulai terjadi. Kondisi inilah yang menyebabkan momentum fluida tidak bisa mengikuti permukaan yang melebar, sehingga terjadi separasi.



Gambar 2.10 Separasi pada step *downstream*. [6]

2.5.3 Aliran Sekunder

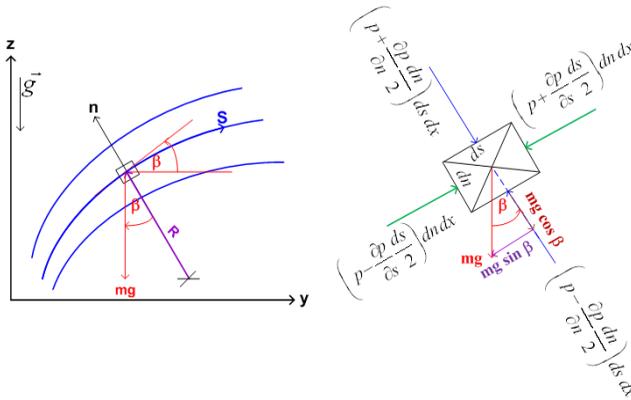
Setelah aliran terseparasi, maka akan terjadi aliran balik yang kemudian membentuk aliran sekunder berupa *vortex* pada daerah di sekitar *inner* dan *outer wall* baik di *elbow* maupun pembesaran luas penampang secara tiba-tiba. Aliran sekunder ini akan terus mengecil sampai titik *reattachment length* tercapai.

2.6 Persamaan Euler dalam Koordinat Streamline

Pada sebuah aliran tunak, aliran fluida di sepanjang *streamline* setiap partikel fluida yang berurutan melewati titik tertentu akan mengikuti lintasan yang sama. Dalam aliran tunak sebuah partikel fluida akan bergerak di sepanjang *streamline* dikarenakan untuk *steady flow*, *pathlines* dan *streamline* berlangsung dengan bersamaan. Dari persamaan Euler dibangun persamaan gerak yang dinyatakan dalam koordinat *streamline* untuk *inviscid flow*.

$$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt} = \rho \vec{g} - \nabla p \quad (2.4)$$

Untuk memperjelas, dapat dilihat aliran pada bidang *yz* seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.11. Persamaan gerak dituliskan dalam koordinat *s* (jarak disepanjang *streamline*) dan juga koordinat *n* (jarak normal terhadap *streamline*). Tekanan di pusat dari element adalah *p*.



Gambar 2.11 Gerakan partikel fluida di sepanjang *streamline* [2]

Untuk *steady flow* dan mengabaikan *body forces*, persamaan Euler di sepanjang *streamline* ke arah *s* dinyatakan sebagai berikut:

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial s} = -V \frac{\partial V}{\partial s} \quad (2.5)$$

persamaan (2.5) tersebut menunjukkan hubungan antara kecepatan dengan tekanan, yang mana apabila terjadi penurunan kecepatan maka terjadi peningkatan tekanan, begitu pula sebaliknya. Hal ini sangat sesuai dengan hukum kekekalan energi, yang menyatakan bahwa apabila suatu aliran ideal tanpa gesekan dijumlahkan antara komponen tekanan dan kecepatannya pada setiap titik, maka hasilnya adalah sama.

Untuk persamaan gerak ke arah *n* dapat dinyatakan sebagai berikut,

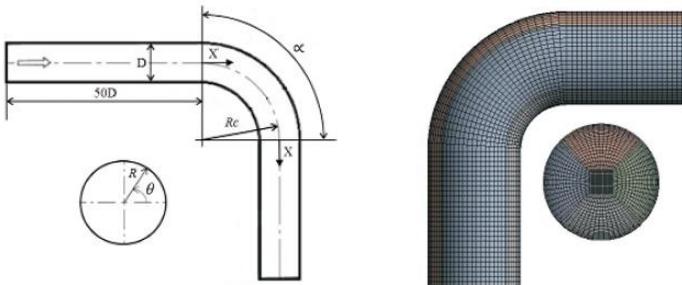
$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial n} = \frac{V^2}{R} \quad (2.6)$$

persamaan (2.6) menunjukkan bahwa terjadi peningkatan tekanan ke arah luar dari lengkungan *streamline*. Hal ini dapat terjadi dikarenakan gaya yang bekerja pada partikel hanyalah gaya dari tekanan, medan tekanan menyebabkan percepatan sentripetal. Pada

daerah *streamline* yang lurus atau radius kelengkungannya (R) tak terhingga maka tidak ada perbedaan antara tekanan normal terhadap *streamline* lurus.

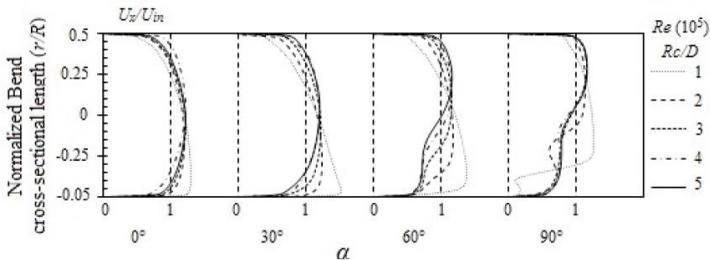
2.7 Penelitian Terdahulu

Dutta dan Nandi (2015) melakukan studi eksperimen dan numerik tentang pengaruh *Reynolds Number* dan *Curvature Ratio* pada aliran turbulen dalam pipa melengkung. Pada penelitian ini, aliran turbulen mengalir melalui saluran sirkular dengan pipa melengkung 90° (*elbow* 90°) menggunakan *curvature ratio* ($Rc/D = 1$ sampai 5) dengan memiliki diameter inner yang sama yaitu 0,01 m serta menggunakan panjang *inlet* $50D$ dan panjang *outlet* $20D$, dimana Rc adalah radius kelengkungan dan D adalah diameter pipa serta menggunakan bilangan Re dari 1×10^5 sampai 10×10^5 .



Gambar 2.12 Geometri pipa melengkung dan permodelan komputasinya [7]

Dari penelitian ini didapatkan bahwa untuk nilai Re yang semakin tinggi, maka pengaruh kelengkungan akan menurun. Kecenderungan separasi aliran akan meningkat untuk lengkung dengan *curvature ratio* yang rendah serta kemampuan melawan *unsteady* dan *complex flow* akan meningkat untuk lengkung dengan *curvature ratio* yang tinggi.



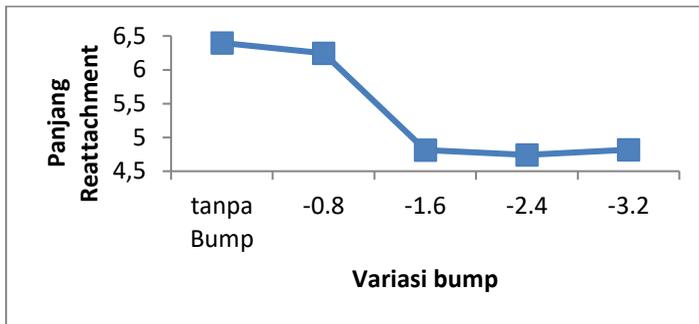
Gambar 2.13 Velocity profile pada sudut 0° , 30° , 60° , dan 90° dengan variasi curvature ratio ($R_c/D = 1 - 5$) [7]

Gambar 2.13 adalah velocity profile untuk variasi 5 jenis curvature ratio ($R_c/D = 1 - 5$) dengan menggunakan Reynolds Number ($Re = 1 \times 10^5$). Pada outlet elbow ($\alpha = 90^\circ$), terdapat aliran balik sebagai akibat dari adverse pressure pada outlet elbow dimana memiliki momentum aliran yang lebih rendah daripada momentum pada freestream, yang mana menurunkan kecepatan pada dekat dinding dan boundary layer thickness. Selain itu juga didapati bahwa percepatan yang lebih tinggi terjadi pada curvature ratio yang rendah.

Khoirul, (2017) mengenai studi numerik pengaruh penambahan cincin pada sisi upstream pipa circular dengan pembesaran penampang (sudden enlargement). Dari hasil yang didapatkan, dibandingkan bagaimana pengaruh yang ditimbulkan dari penambahan circular bump. Dengan menggunakan pemodelan $k-\epsilon$ Realizable dan variasi nilai reynolds yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebesar 1.1236×10^4 dengan variasi jarak bump $s = -0.8$ h, -1.6 h, -0.24 h, dan 0.32 h. Dari Perbandingan jarak reattachment

Tabel 2.1 perbandingan jarak *reattachment length* [6]

Variasi S/h	panjang <i>reattachment</i> (z/h)	Tanpa Bump	Reduksi (%)
-0.8	6.246	6.398	2.4
-1.6	4.815		24.7
-2.4	4.741		25.9
-3.2	4.816		24.7

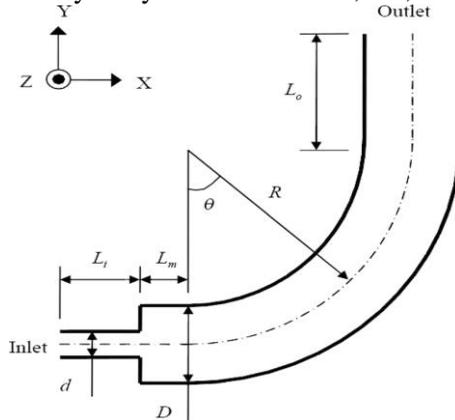
Gambar 2.14 Grafik panjang *reattachment* [6]

Hasil rekayasa pemodelan yang dilakukan dengan menggunakan $Re\ 1.12 \times 10^4$ memperlihatkan bahwa pada jarak *bump* $s = -0.8h$ terjadi pengurangan panjang *reattachment* sebesar 2.4 %. Pada jarak *bump* $s = -1.6h$, $-2.4h$, dan $-3.2h$ terjadi pengurangan panjang *reattachment* sebesar 24.7% , 25.9% , dan 24.7%.

Hasil yang paling efektif untuk mengurangi panjang *reattachment* pada simulasi yang dilakukan adalah pada jarak *bump* $s = -2.4h$ dimana persentase pengurangan jarak *reattachment* sebesar 25.9%.

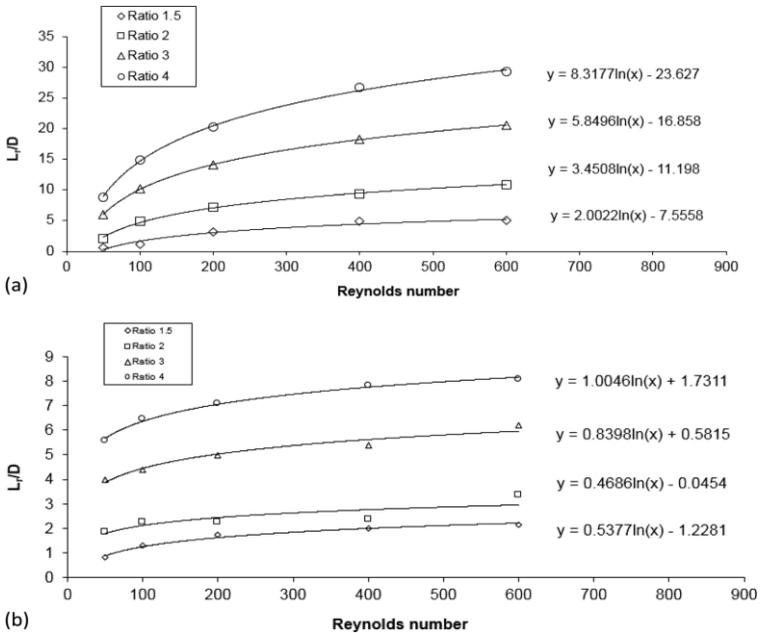
Shusser dkk, (2016) melakukan penelitian secara numerik mengenai aliran di dalam pipa *curved* dengan pembesaran penampang (*sudden expansion*). Shusser ingin mengetahui aliran laminar dengan fluida *incompressible* melewati *axisymmetric*

sudden expansion diikuti dengan lengkung (*curved*) menggunakan pemodelan SIMPLEC dengan bervariasikan *expansion ratio* antara 1.5,2,3,4 dan besarnya Reynolds number 50,100,200,400,600.



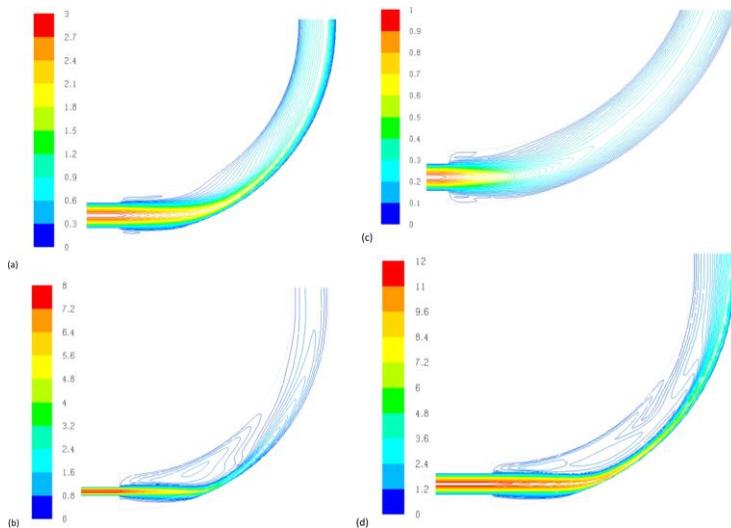
Gambar 2.15 Geometri *curved pipe with a sudden expansion* [8]

Dengan geometri $L_i = 10d$, D konstan = 20 mm, $L_m = \frac{1}{2} D = 10$ mm, L_o independen. Dari penelitian ini didapatkan perbandingan *reattachment length* antara sisi *inner* dan *outer wall* menghasilkan hasil yang berbeda.



Gambar 2.16 Reattachment length untuk setiap variasi rasio: (a) inner side and (b) outer side [8]

Terlihat bahwa bagian pada sisi melengkung dari pipa memiliki pengaruh yang kuat terhadap terjadinya *vortex*. *Vortex* pada bagian luar pendek dan lebih mirip seperti yang diamati pada pipa lurus, sedangkan *vortex* pada sisi dalam belokan memiliki struktur yang rumit dan panjang. Seperti pada gambar dibawah ini:



Gambar 2.17 kontur kecepatan (a). Ekspansi rasio 1.5, $Re = 200$; (b) ekspansi rasio 4, $Re = 200$; (c) ekspansi rasio 2, $Re = 50$ dan (d) ekspansi rasio 2 $Re = 600$ [8]

Perbedaan ukuran *vortex* pada sisi *inner* dan *outer wall* karena aliran pada sisi *outer* berkembang kemudian menyatu dengan *vortex* pada sisi *inner*, yang membuat *reattachment* pada sisi *inner* lebih panjang daripada sisi *outer*. Panjang *reattachment* sangat bergantung pada besar *Reynolds number* dan rasio ekspansi. Semakin besar *Reynolds number* dan rasio ekspansinya semakin panjang pula *reattachment*-nya.

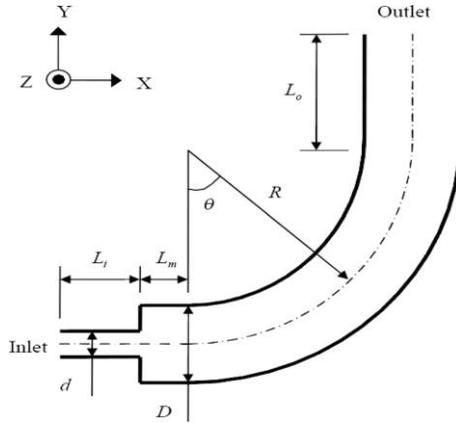
BAB III METODE PENELITIAN

Pada bab ini akan membahas mengenai metode penelitian yang akan digunakan, yaitu dengan metode penelitian numerik. Metode penelitian numerik menggunakan *software* simulasi CFD komersial untuk menganalisis karakteristik aliran, yang meliputi kecepatan dan distribusi tekanan dalam suatu pembesaran penampang secara tiba-tiba (*sudden expansion*) diikuti dengan belokan 90° .

3.1 Geometri Benda Uji

Pada penelitian ini menggunakan pipa dengan suatu pembesaran penampang secara tiba-tiba (*sudden expansion*) dengan bervariasi nilai *Reynolds number* (Re) dan variasi rasio *sudden expansion*. Spesifikasi benda uji dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

- Panjang sisi *upstream* (Li) : 10 d
- Panjang sisi *downstream* (Lo) : 5 D (100 mm)
- Panjang pipa lurus (Lm) : D/2 (10 mm)
- Diameter *inlet* (d) : tergantung besarnya rasio *sudden expansion*
- Diameter *outlet* (D) : 20 mm (konstan)
- Radius (R) : 5 D
- Variasi rasio (D/d) : 1.5, 2, dan 3
- Densitas (ρ) : $1 \frac{kg}{m^3}$ [8]
- Viskositas (μ) : $0.0001 \frac{kg}{m.s}$ [8]



Gambar 3.1 Geometri benda uji

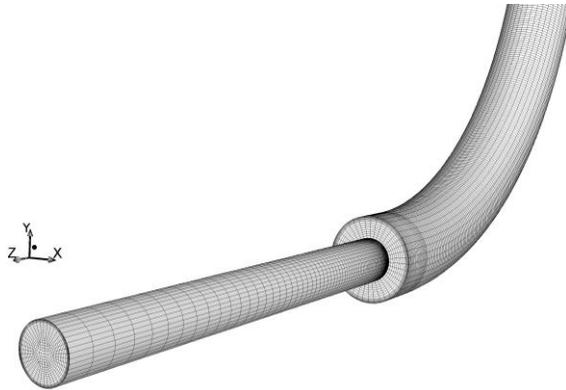
3.2 Metode Numerik

Penelitian ini menggunakan program CFD komersial untuk melakukan pendekatan numerik dan membuat model awal. Secara umum, urutan kerja pada penelitian ini dimulai.

3.2.1 Tahap *Pre-processing*

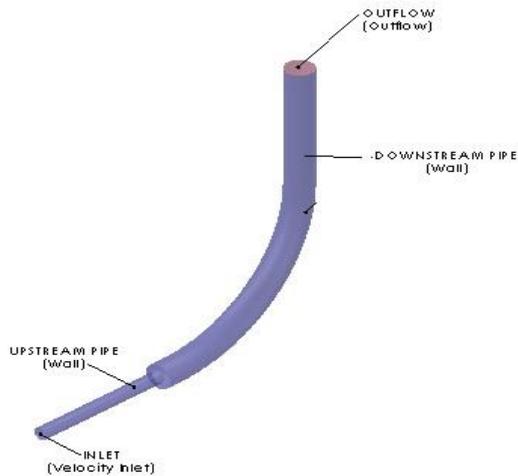
Model benda uji dibuat dengan mengacu pada geometri sesuai ukuran yang ditentukan. Penelitian ini bervariasi

- a) Membuat meshing dengan distribusi mesh yang lebih rapat pada bagian dinding pipa baik di *upstream* maupun di *downstream*.



Gambar 3.2 meshing benda uji posisi isometri

b) Mendefinisikan kondisi batas untuk menentukan batasan parameter-parameter yang digunakan pada penelitian ini. Kondisi batas pada *inlet* yaitu *velocity inlet*, kondisi batas pada *outlet* adalah *outflow*, sedangkan kondisi batas pada dinding yaitu berupa *wall*.



Gambar 3.3 kondisi batas benda uji

3.2.2 Tahap Post Processing

Untuk penyelesaian metode numerik digunakan bantuan software CFD komersial. langkah-langkah yang dilakukan dalam pemodelan sebagai berikut:

a) *Grid*

Pada langkah pertama ini, yang dilakukan adalah mengimport grid yang telah dibuat pada software gambit. Kemudian *grid checking* untuk melihat apakah grid pada meshing tersebut sudah bagus untuk dilakukan post-processing, setelah itu skala ditentukan dalam satuan milimeter (mm).

b) *Models*

Langkah ini merupakan pemodelan aliran (estimasi karakteristik aliran), penentuan model turbulen yang digunakan, penentuan besarnya konstanta yang digunakan, serta menentukan solver. Pemodelan yang digunakan adalah laminar. Karena nilai Re yang di variasikan 100, 300, dan 600, nilai Re yang < 2300 adalah aliran laminar.

c) *Material*

Dalam tahap ini dilakukan penentuan jenis material yang digunakan serta data-data propertis dari material tersebut. Pada pemodelan ini dipilih darah sebagai fluida kerja dengan densitas = 1 kg/m^3 dan viskositas = $0,0001 \text{ kg/m.s}$ tertentu sesuai dengan temperatur pengambilan data.

d) *Operating condition*

Operating condition menggunakan kondisi suhu tubuh normal, $T=37^\circ\text{C}$.

e) *Boundary condition*

Boundary condition merupakan penentuan parameter-parameter dan batasan yang telah dibuat pada tahap *pre-processing* dengan membuat *inlet*, *wall*, serta *outlet*. Pada

sisi *inlet* didefinisikan sebagai velocity inlet dalam satuan (m/s), dinding saluran didefinisikan sebagai *wall*, dan sisi *outlet* didefinisikan sebagai *outflow*.

f) *Solution*

Solution pada penelitian ini akan menggunakan metode SIMPLEC serta discretization second order untuk pressure, second-order upwind untuk momentum.

g) *Initialize*

Merupakan langkah perhitungan untuk mendapatkan hasil yang konvergen, langkah ini dapat dihitung dari sisi *inlet*, *outlet* atau daerah lainnya. Dalam kasus ini langkah awal dimulai dari sisi *inlet*.

h) Monitoring residual

Monitoring residual adalah tahap penyelesaian masalah, berupa proses iterasi hingga mencapai harga kriteria konvergensi yang diinginkan. Kriteria konvergensi untuk nilai continuity ditetapkan 10^{-6} , artinya proses iterasi dinyatakan konvergen setelah residualnya mencapai harga dibawah 10^{-6} .

i) Iterasi

Iterasi adalah langkah untuk melakukan perhitungan pada fluent diperlukan proses iterasi sampai menghasilkan solusi yang konvergen

j) *Grid independency*

Untuk mendapatkan ketepatan data pada langkah *post processing*, perlu dilakukan *grid independency test*. *Grid independency* menentukan tingkat serta struktur grid terbaik dan paling efisien agar hasil pemodelan mendekati data eksperimen.

3.3 Analisa *Grid independency*

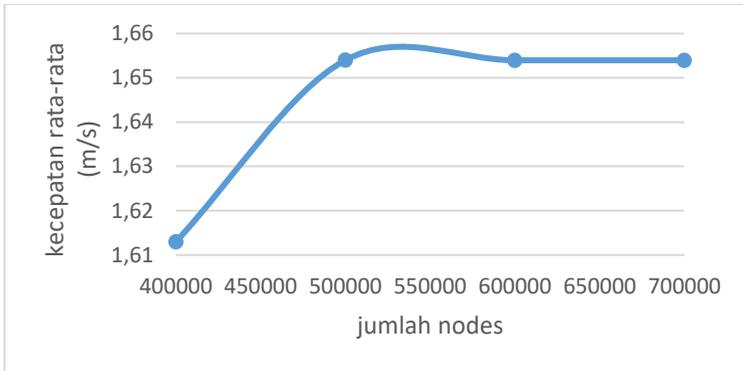
Dari beberapa hasil simulasi dengan menggunakan software CFD, telah dilakukan variasi pada model saluran pembuluh darah. Variasi mesh dilakukan pada bagian dinding, dibuat sebanyak 4 buah dengan kerapatan yang berbeda-beda.

Analisa grid independency menggunakan model laminar dengan menganalisa kecepatan rata-rata untuk setiap variasi mesh yang dibuat. Sebagai data acuan dibuat pada posisi outlet pada *downstream*.

Kecepatan lokal rata-rata ditinjau pada outlet saluran dengan variasi $D/d=2$, dan $Re=600$. Pada tabel 3.1 Disajikan data perbandingan tiap variasi mesh terhadap nilai kecepatan lokal pada posisi tersebut.

Tabel 3.1 *Grid independency* ditinjau dari kecepatan rata-rata pada *outlet*

meshing	jumlah nodes	kecepatan rata-rata (m/s)
1	400000	1.612986
2	500000	1.653989
3	600000	1.653965
4	700000	1.653965

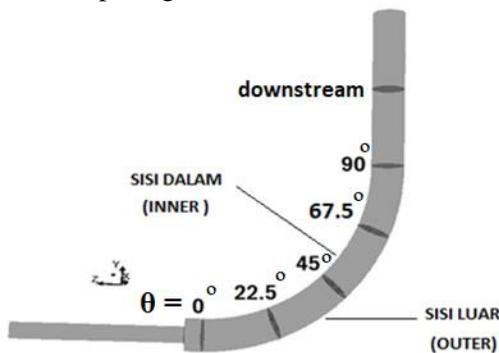


Gambar 3.4 grafik *grid independency* ditinjau dari nilai kecepatan rata-rata pada outlet

3.4 Pengambilan data

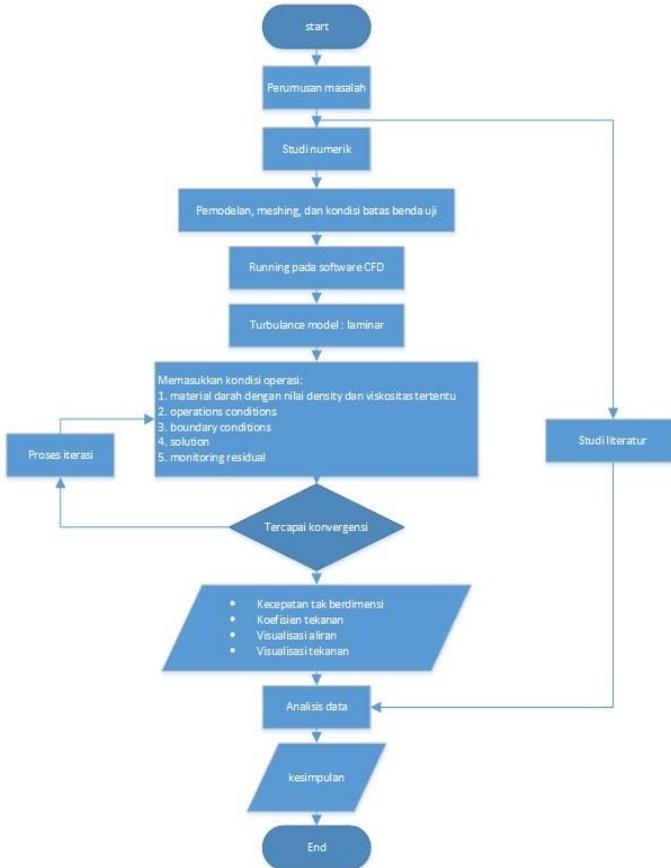
Setelah dilakukan proses iterasi sampai tercapainya konvergensi, kita dapat menampilkan data secara kuantitatif dan kualitatif. Data kuantitatif dapat berupa distribusi nilai kecepatan, tekanan, dan lain sebagainya.

Data kualitatif dapat berupa penampilan profil dan vektor kecepatan, tekanan pada setiap *cross section* yang diinginkan, serta penampilan kontur kecepatan maupun tekanan. Posisi pengambilan data dapat dilihat pada gambar 3.5



Gambar 3.5 Posisi pengambilan data

3.5 Diagram alir



Gambar 3.6 diagram alir

BAB IV ANALISA DAN PEMBAHASAN

Hasil studi numerik ditampilkan secara kuantitatif dan kualitatif. Data secara kuantitatif ditampilkan berupa grafik *reattachment length* pada sisi *inner* dan *outer*. Sedangkan data secara kualitatif ditampilkan berupa kontur kecepatan sepanjang aliran, kontur *shear stress* dan vektor kecepatan pada *cross section* yang telah ditentukan.

Pembahasan dilakukan pada variasi nilai $D/d = 1,5, 2$ dan 3 serta nilai *Reynolds number* 100, 300, dan 600. Hasil penelitian dibahas dalam beberapa sub bab. Pemvisualisasi ini dilakukan dengan bantuan perangkat lunak metode komputasi fluida komersial dengan menggunakan pemodelan laminar dan SIMPLEC sesuai dengan penelitian Shusser, dkk (2016).

4.1 Perhitungan Parameter Simulasi

Untuk memulai simulasi ini membutuhkan parameter-parameter yang akan digunakan untuk melakukan simulasi ini. Parameter-parameter yang digunakan antara lain viskositas, densitas, temperatur dan kecepatan.

- Perhitungan Kecepatan

Menghitung nilai kecepatan juga memerlukan nilai parameter-parameter sesuai dengan rumus di bawah ini:

$$Re = \frac{\rho \cdot U_{\infty} d}{\mu}$$

Merujuk pada **Shusser, dkk** (2016) nilai viskositas dan densitas yaitu 10^{-4} kg/m.s dan 1 kg/m³. Memakai nilai viskositas dan densitas diatas, karena ingin memastikan bahwa aliran didalam pembuluh darah adalah laminar dan *incompressible* dengan nilai

$Re < 2300$. Diameter didapat dari nilai rasio D/d yang telah ditetapkan yaitu 1.5, 2, dan 3.

Contoh perhitungan:

- **Perhitungan Diameter Inlet (d)**

Rasio $D/d = 2$

Nilai diameter downstream (D) = 20 mm = konstan

$$d = 20/2 = 10 \text{ mm}$$

- **Perhitungan kecepatan (V)**

$$V = \frac{Re \cdot \mu}{\rho \cdot d}$$

$$V = \frac{600 \cdot 10^{-4} \text{ kg/ms}}{1 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \cdot 0.01 \text{ m}}$$

$$V = 6 \text{ m/s}$$

Setelah mencari nilai kecepatan maka parameter-parameter diatas dimasukkan ke dalam software CFD untuk memulai melakukan simulasi.

4.2 Visualisasi Kontur dan Distribusi Kecepatan Pada Setiap Variasi

Pada sub bab ini akan dijelaskan berupa hasil data secara kualitatif berupa bentuk visualisasi aliran. Visualisasi aliran hasil simulasi numerik berupa kontur dan vektor kecepatan untuk menunjukkan adanya *vortex* atau *backflow* di dalam pembuluh darah. Pengambilan data yang dilakukan pada rasio D/d 1.5, 2 dan 3 pada *Reynolds Number* 100, 300 dan 600 dengan cara memotong searah sumbu $X = 0$ dan $Z = 0$. Sehingga dapat terlihat kontur dan vektor kecepatan tampak samping dan dari dalam saluran. Disini hanya akan ditampilkan untuk rasio D/d 1.5, 2 dan 3 Re 300.

Sedangkan, untuk variasi yang lainnya akan ditampilkan pada halaman lampiran.

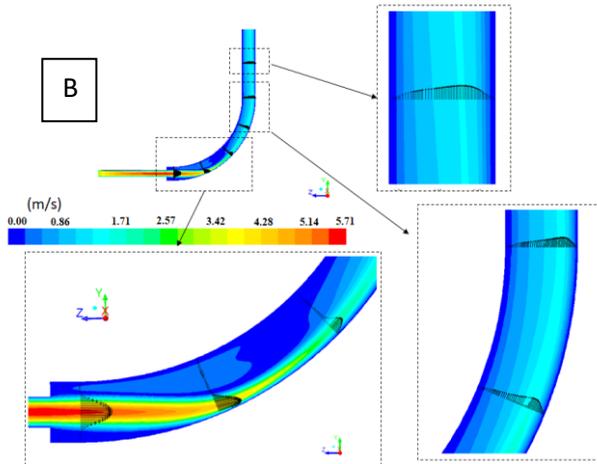
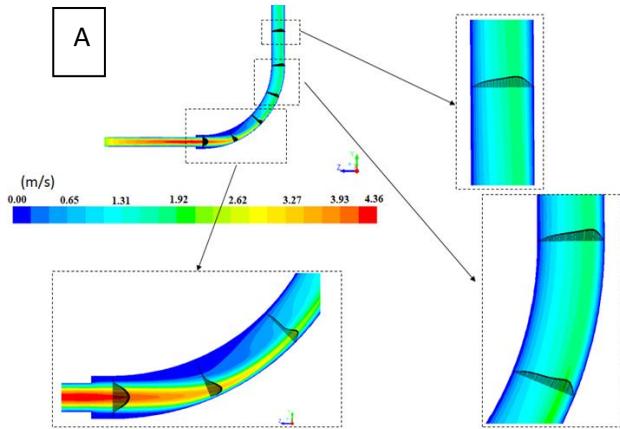
4.2.1 Perbandingan Kontur dan Distribusi Kecepatan Pada Iso-Surface $X=0$

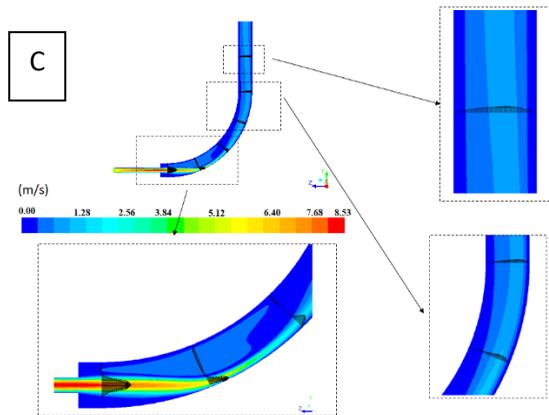
Profil kecepatan aliran yang melalui saluran ditampilkan dalam bentuk visualisasi sehingga dapat terlihat pola yang melalui saluran ini. Selain itu, kontur kecepatan untuk memperjelas daerah-daerah dalam saluran pembuluh darah yang memiliki nilai kecepatan tinggi. Kecepatan yang berlebihan didalam pembuluh darah dapat berdampak buruk seperti pecahnya pembuluh darah hingga kematian.

Dari hasil simulasi terlihat bahwa distribusi kecepatan didalam saluran akan mengalami percepatan setelah keluar dari *sudden enlargement*. Kecepatan maksimum berada pada sisi tengah sedangkan pada sisi yang berada didekat *inner* dan *outer wall sudden enlargement* dan lengkungan (*elbow*) akan terjadi penurunan kecepatan hingga bernilai 0 m/s.

Perbedaan kecepatan yang sangat signifikan ini kemudian timbul adanya *adverse pressure gradient* (tekanan balik). Momentum aliran akan semakin kecil kemudian terseparasi karena fluida tidak mampu melawan tekanan balik, kecepatan aliran akan berkurang dan terjadi terbentuknya vortex disekitar dinding *sudden enlargement* dan *elbow*.

Terbentuknya *vortex* membuat luas penampang aliran utama akan semakin kecil dan akan menyebabkan adanya percepatan dan *pressure drop*. *Vortex* akan terus mengecil sampai titik *reattachment length* telah tercapai.





Gambar 4.1 Kontur dan vektor kecepatan Re 300 dengan nilai rasio D/d a). 1,5 , b). 2, c). 3

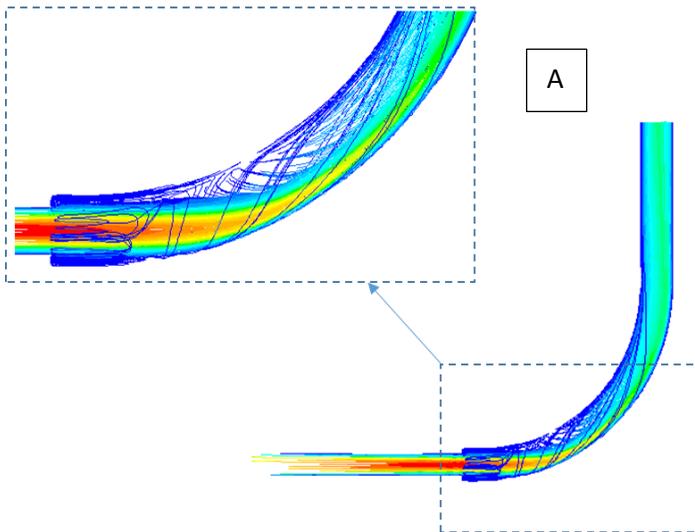
Seperti terlihat pada gambar 4.1, terlihat bahwa pada ketiga sampel memiliki kontur kecepatan yang hampir sama. Kecepatan maksimum dengan kontur kecepatan berwarna merah terlihat pada bagian tengah saluran. Setelah keluar sudden enlargement kecepatan akan menurun, terlihat pada sisi *inner* dan *outer wall sudden enlargement* memiliki kontur kecepatan berwarna biru, kontur kecepatan berwarna biru menginformasikan bahwa area tersebut terjadi separasi. Setelah terseparasi maka akan terbentuk *vortex*, Pulihnya separasi ditandai dengan telah positifnya seluruh nilai profil kecepatan. Titik awal positifnya nilai profil kecepatan sering disebut dengan *reattachment point*. *Reattachment point* yang terjadi pada setiap variasi nilai *Reynolds number* berbeda-beda satu dengan lain.

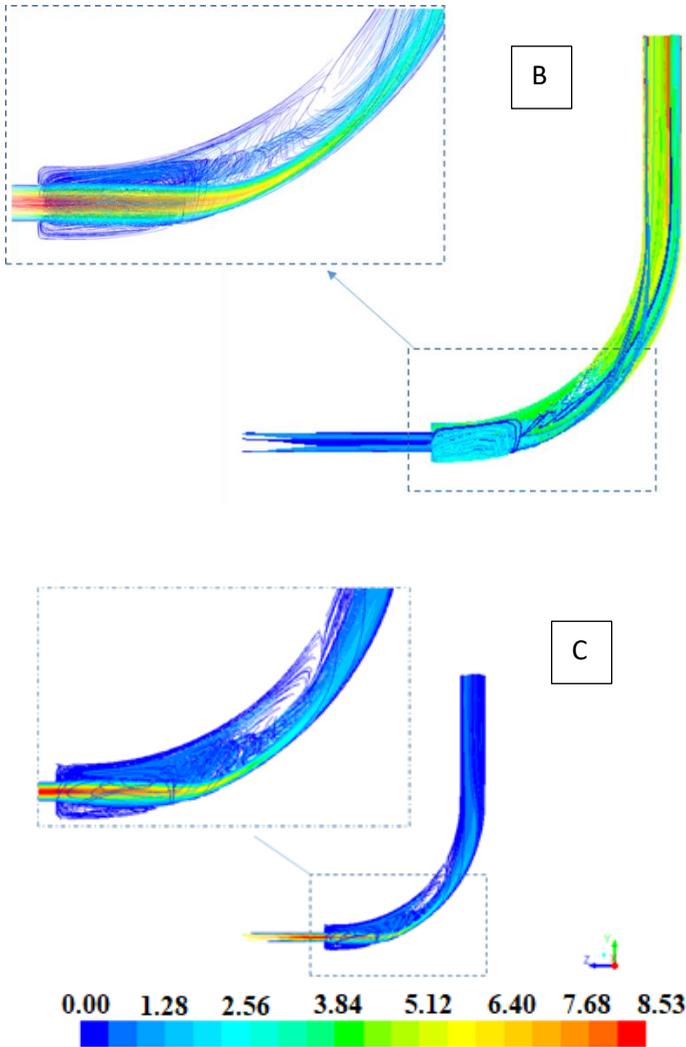
Dari hasil simulasi, diketahui bahwa nilai kecepatan maksimum pada nilai rasio D/d 1.5 $v = 4.36$ m/s, rasio D/d 2 $v = 5.71$ m/s sedangkan pada rasio D/d 3 $v = 8,53$ m/s. Nilai kecepatan dipengaruhi oleh semakin besarnya rasio D/d sudden enlargement, karena nilai d akan menjadi lebih kecil. Nilai diameter *inlet* (d)

berbanding terbalik dengan nilai kecepatan. Semakin besar diameter *inlet* maka nilai kecepatan akan semakin kecil. Sesuai dengan persamaan:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu}$$

Tetapi pada outlet saluran semakin besar rasio D/d maka semakin besar penurunan kecepatan yang terjadi. Kecepatan rata-rata yang terjadi pada *outlet* rasio D/d 1.5 $v=1,133$ m/s 0,88 m/s, rasio 3 = 0,837 m/s. Untuk melihat dengan lebih jelas bagaimana terbentuknya *vortex* pada setiap variasi rasio dan nilai *Reynolds Number* (Re) maka akan ditunjukkan dengan ditampilkannya kontur pathline, sebagai berikut:



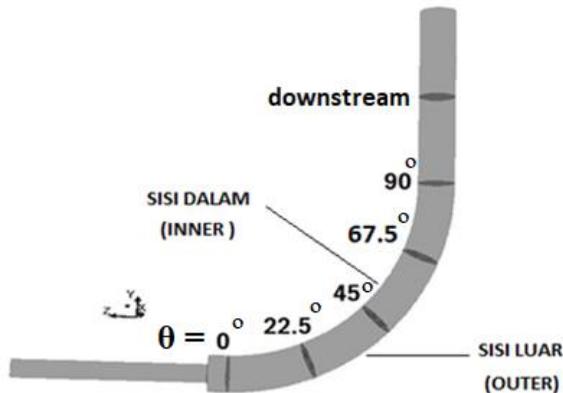


Gambar 4.2 Kontur pathline Reynolds number 300 dengan nilai rasio D/d a). 1.5 , b). 2 , c). 3

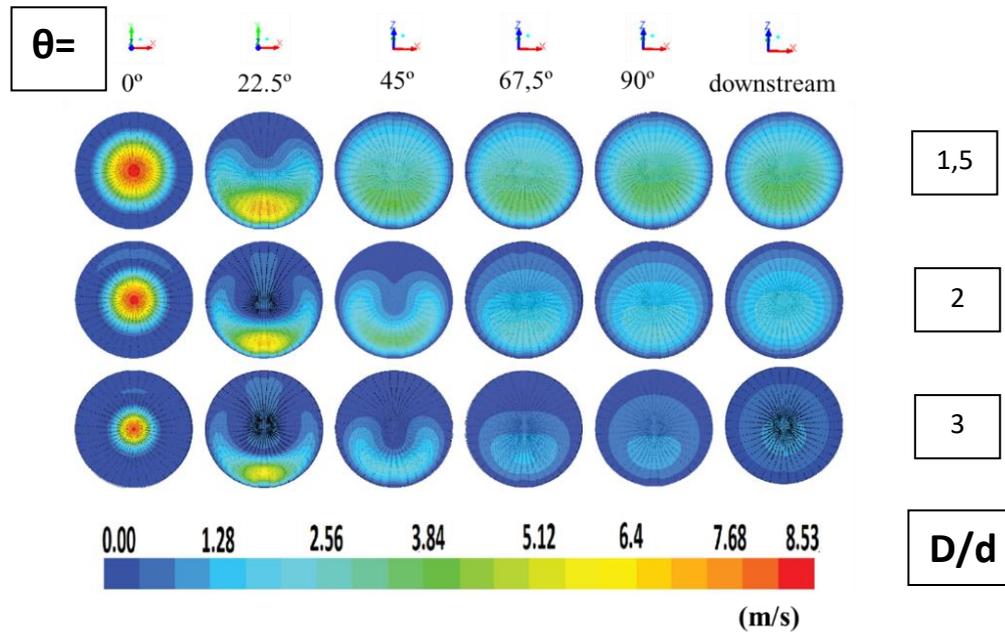
Pada gambar 4.2 terlihat bahwa dengan nilai *Reynolds number* (Re) yang sama yaitu 300, pada rasio D/d 1.5 *vortex* yang terjadi sangat pendek dan cepat kembali ke kecepatan positifnya searah dengan arah *outlet*-nya. Sedangkan untuk rasio D/d 2 dan 3 mempunyai bentuk *vortex* yang lebih panjang. *Vortex* yang terjadi pada sisi inner dan outer akan berbeda panjangnya. Hal ini akan dibuktikan dengan nilai panjang *reattachment* yang diambil.

4.2.2 Perbandingan Kontur dan Distribusi Kecepatan Pada Iso-Surface $Z = 0$

Pada sub bab ini ingin memperlihatkan pola kecepatan dan fenomena *vortex* yang terjadi dari sudut pandang $Z = 0$ yaitu didalam saluran pembuluh darah. Pengambilan data pada titik 0° , 22.5° , 45° , 67.5° , 90° dan pada sisi downstream rasio D/d 15, 2 dan 3 serta nilai *Reynolds number* 300.



Gambar 4.3 posisi pengambilan data

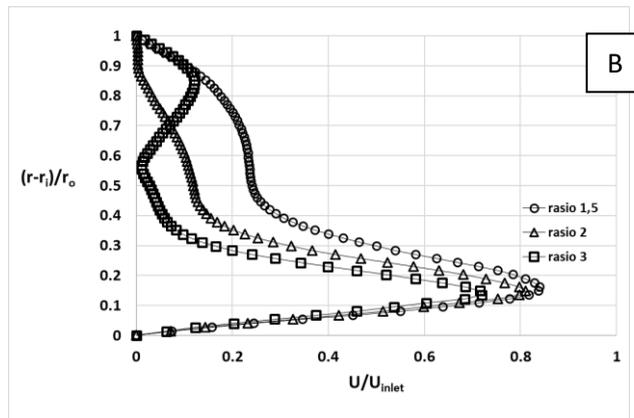
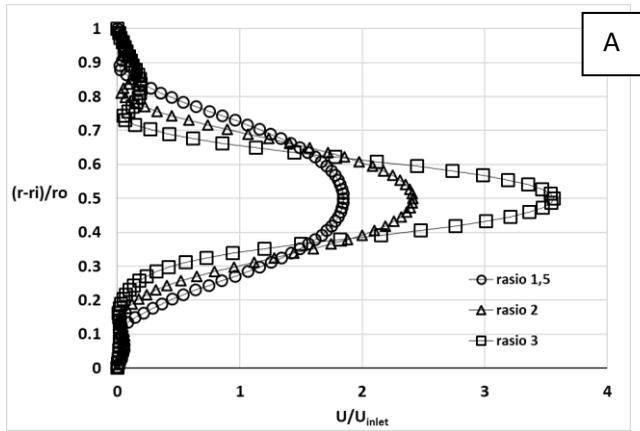


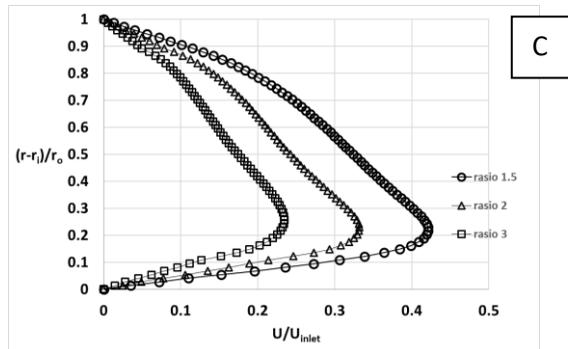
Gambar 4.4 kontur dan vektor kecepatan iso-surface $Z = 0$ rasio D/d 1,5, 2, dan 3
 Re 300 pada posisi 0° , 22.5° , 45° , 67.5° , dan 90°

Dapat dilihat dari gambar 4.4, pada titik 0° kontur dan vektor kecepatan memiliki visualisasi yang hampir sama yaitu memiliki kontur kecepatan berwarna merah yang menandakan adanya kecepatan maksimum yang membedakan adalah luas penampang kecepatan aliran. Pada titik 22.5° aliran lebih banyak berwarna biru karena aliran lebih banyak terseparasi dan terlihat jelas bagaimana *vortex* terjadi pada titik ini, sedangkan kecepatan maksimum (aliran utama) berada lebih dekat dengan *outer wall* dan akan menabrak *outer wall elbow*.

Terlihat pada titik 45° , kecepatan akan menurun setelah aliran utama menabrak dinding *elbow*. Aliran utama masih berada didekat *outer wall* pada *inner wall* masih ada *vortex* yang terjadi pada *elbow*. Sedangkan pada titik $67,5^\circ$ pada rasio 1.5 dan 2 terlihat aliran sudah mulai merata tetapi kecepatan pada sisi *outer* lebih tinggi sedikit dibanding kecepatan pada sisi *innernya* sedangkan pada rasio 3 kecepatan masih lebih besar. Pada titik 90° atau pada outlet elbow, pada ketiga rasio sudah sama-sama mempunyai kecepatan yang hampir merata tetapi pada sisi *outer* masih lebih besar. Dan pada titik *downstream* terlihat sudah lebih merata dibanding titik 90° .

Penjelasan diatas juga digambarkan pada gambar 4.5 berbentuk grafik profil kecepatan yang di dapat dengan cara membuat line $x = 0$ pada posisi 0° , 45° dan 90° .



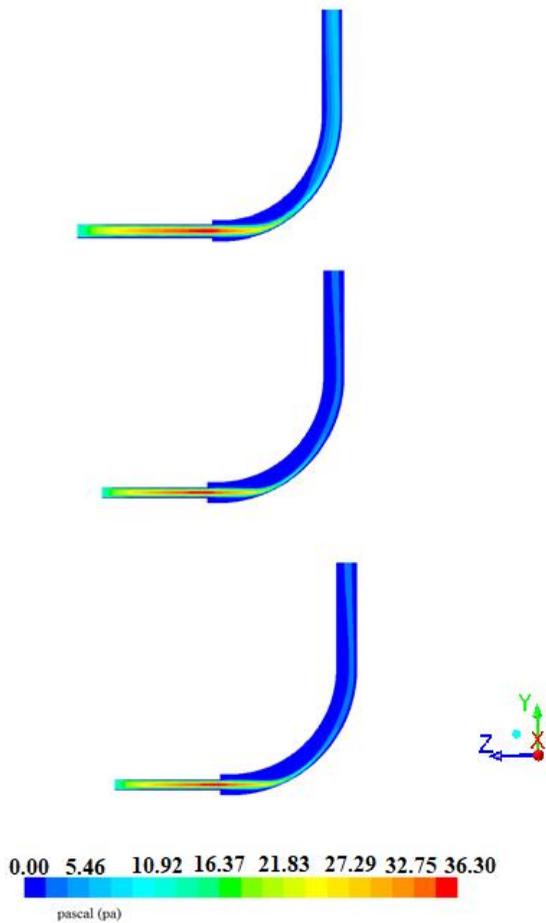


Gambar 4.5 Profil kecepatan pada Reynolds number 300 pada titik a). 0° b). 45° c). 90° .

4.3 Perbandingan Kontur Tekanan Dinamis Pada Setiap Variasi

Tekanan dalam pembuluh darah harus sangat untuk dikontrol. Pengontrolan terhadap nilai tekanan darah pada batas-batas normal perlu untuk menunjang terpeliharanya stabilitas dalam tubuh. Oleh karena itu, dalam pembahasan ini akan memvisualisasikan kontur tekanan dinamis yang terjadi pada rasio D/d 1.5, 2 dan 3 serta nilai *Reynolds number* 100, 300 dan 600. Tetapi untuk

Pada pembahasan ini hanya akan ditampilkan gambar pada rasio D/d 1.5, 2, dan 3 serta nilai *Reynolds number* (Re) 300.



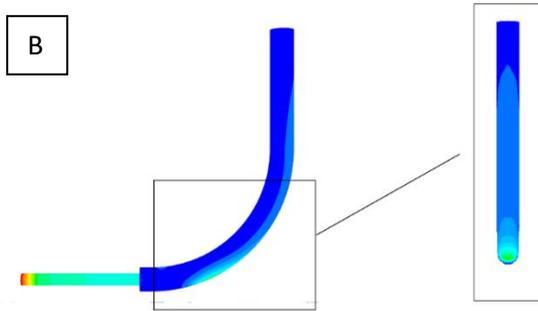
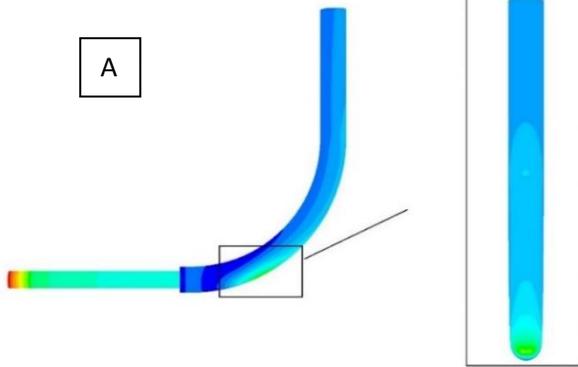
Gambar 4.6 kontur tekanan dinamis Re 300 rasio D/d a). 1.5, b). 2 dan c). 3.

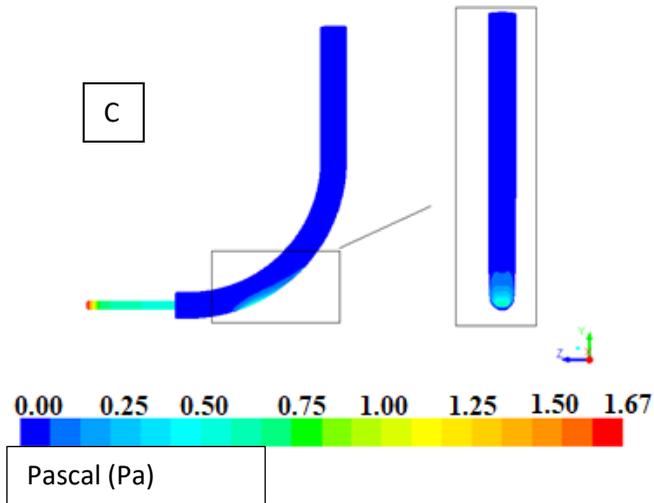
Pada ketiga sempel diatas, memiliki kontur tekanan dinamis yang sama. Pada sisi upstream saluran tinggi (berwarna merah), kemudian menurun secara tiba-tiba pada daerah ketika memasuki daerah sudden enlargement. Penurunan tekanan diakibatkan adanya backflow yang terjadi pada dinding inner dan outer sudden enlargement. Tetapi yang membedakan adalah nilai tekanan setelah keluar sudden enlargement mempunyai nilai yang lebih besar hingga menabrak dinding elbow. Setelah menabrak dinding tekanan akan kembali menurun. Dari pengambilan data pada outlet saluran dengan fitur pada CFD komersial yaitu facet average dihasilkan tekanan rata-rata yang keluar dari saluran yaitu pada rasio 1.5 sebesar -0,501 Pascal, rasio 2 sebesar 0,447 Pascal, dan pada rasio 3 sebesar 1,095 Pascal.

Perbandingan antara ketiga sempel, terlihat bahwa semakin besar nilai rasio D/d maka akan berpengaruh terhadap besarnya tekanan dinamis yang terjadi pada saluran. Semakin besar nilai rasio semakin besar pula nilai tekanan yang akan menabrak dinding saluran. Tekanan yang tinggi (hipertensi) ketika menabrak dinding saluran dapat mengakibatkan pecahnya pembuluh darah dan akibat yang sangat fatal adalah kematian. Dan juga mempunyai tekanan yang rendah (hipotensi) pada tubuh juga tidak diperbolehkan. Penurunan tekanan juga bisa diakibatkan oleh pelebaran pembuluh darah, cuaca yang panas, dsb.

4.4 Perbandingan Kontur Shear Stress (Tegangan Geser)

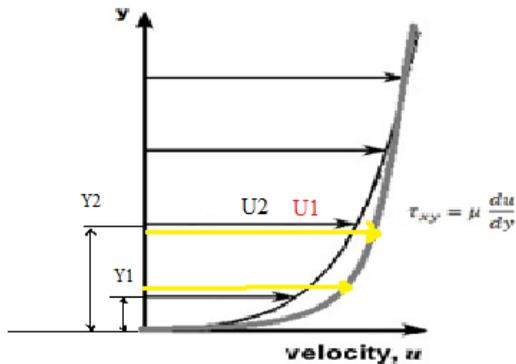
Pengambilan data distribusi tegangan geser juga dilakukan pada rasio D/d 1.5, 2 dan 3, serta nilai Reynolds Number 100, 300 ,dan 600. Dilihat dari sudut pandang atau iso surface $X = 0$. Data ini merupakan data kualitatif untuk melihat kontur tegangan geser yang terjadi pada dinding saluran. Data yang ditampilkan pada pembahasan ini hanya pada rasio D/d 1.5, 2 dan 3 dengan nilai Reynolds number konstan yaitu 300, sedangkan tampilan yang lainnya akan ditampilkan pada lembar lampiran.





Gambar 4.7 kontur tegangan geser pada dinding saluran pada nilai Reynolds number 300 rasio D/d a). 1,5 , b). 2 c). 3

Terlihat pada gambar 4.7 diatas semakin besar nilai rasio D/d yang terjadi maka semakin besar pula nilai tegangan gesernya. Hal ini berbanding lurus dengan kecepatan yang terjadi, kecepatan semakin besar maka tegangan geser semakin besar. Tetapi untuk luasan yang terkena tegangan geser pada rasio D/d 3 lebih berbentuk titik tidak seluas seperti pada rasio D/d 1.5 dan 2, karena kecepatan pada D/d 3 setelah menabrak dinding akan lebih cepat turun.



$$\begin{aligned}
 \tau_{xy1} &> \tau_{xy2} \\
 &= \mu \frac{du_1}{dy} > \mu \frac{du_2}{dy} \\
 &= \frac{U_1 - U_{min}}{y_2 - y_1} > \frac{U_2 - U_{min}}{y_2 - y_1} \\
 &= U_1 > U_2
 \end{aligned}$$

Gambar 4.8 Korelasi tegangan geser dengan kecepatan

Dalam dunia medis, kontur tegangan geser yang terjadi dalam pembuluh darah berguna untuk melihat seberapa besar gesekan yang terjadi pada dinding pembuluh darah. Tegangan geser mengakibatkan turunnya kecepatan fluida, sehingga fluida tidak dapat tersalurkan ke seluruh tubuh dengan baik.

Tegangan geser berhubungan langsung dengan sel endotel. Sel endotel merupakan sel yang berada dalam lapisan pembuluh darah terdalam tunika intima. Sel endotel bersentuhan langsung dengan darah yang mengalir. Sel endotel sendiri berfungsi untuk

mengatur aliran darah yang di pompa oleh jantung ke seluruh tubuh ataupun sebaliknya.

Gaya gesek pulsatif (shear stress) pada permukaan sel-sel endotel yang selalu berlangsung sepanjang waktu menyebabkan ion Ca^{2+} aktif. Gaya gesek pulsatif juga menyebabkan dinding pembuluh darah akan mengalami kekakuan (penuaan). Kekakuan atau penuaan dinding pembuluh darah dikarenakan siklus tekanan yang terus menerus dan putaran yang berulang-ulang pada dinding elastis arteri, sehingga menekan jaringan elastis menjadi kolagen.

Jaringan kolagen yang tertimbun akan mengalami glikasi enzimatis dan oksidasi menghasilkan *glycation end product*, yang membuat dinding arteri akan menjadi kaku. Dalam teori penuaan pembuluh darah yaitu teori stress oksidatif. Sel endotel pembuluh darah mempunyai peranan penting dalam merespon setiap invasi molekul antigen, sehingga dapat dikatakan sel endotel yang menjaga keseimbangan tubuh. Invasi molekul yang mengenai endotel ini disebut stress oksidasi, dimana stress ini dapat menimbulkan kerusakan sel endotel. Selain membuat penuaan dini pada pembuluh darah, tegangan geser yang terlalu besar akan membuat ketika penyakit jantung menyerang maka seseorang akan merasa kesakitan seperti tersayat.

4.5 Reattachment Length

Pada sub bab ini akan menampilkan data secara kuantitatif berupa nilai reattachment length pada setiap variasi nilai $D/d = 1.5, 2$ dan 3 , serta variasi nilai Reynolds number $100, 300$ dan 600 pada sisi inner dan outer.

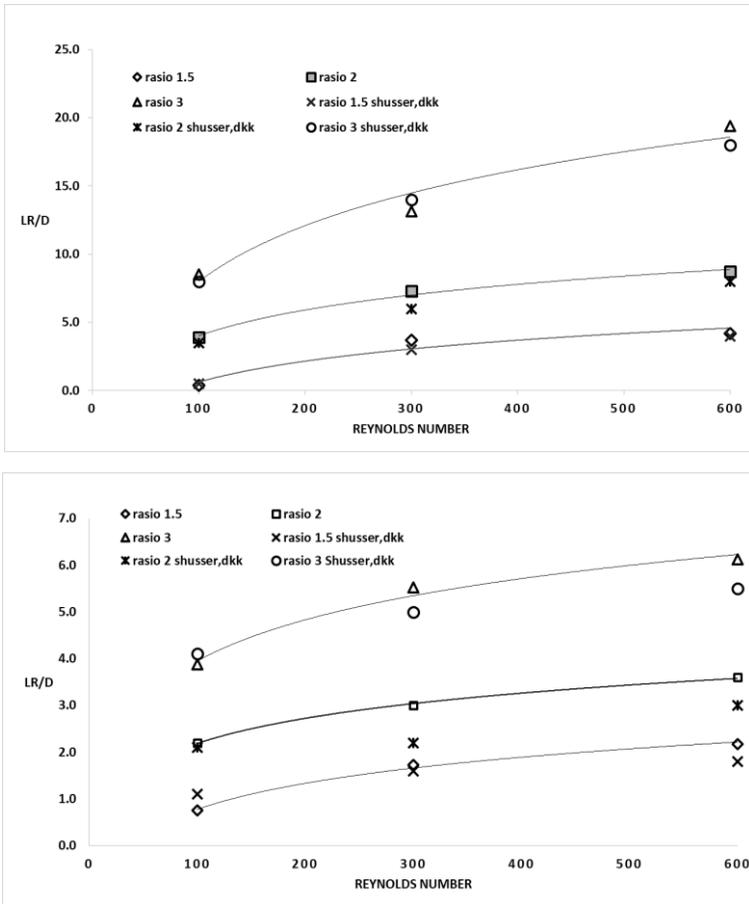
Data reattachment length digunakan untuk melihat seberapa panjang vortex yang terjadi setelah keluar sudden enlargement. Data reattachment didapat dengan cara manual yaitu membuat vektor kecepatan sebagai acuan. Pengambilan data dilakukan setelah nilai kecepatan bernilai positif terkecil setelah bernilai negatif karena terjadinya vortex. Setelah ditemukan

parameter diatas, kita bisa menggunakan fitur point pada CFD komersial dan didapat hasil koordinat terjadinya reattachment yang terjadi pada saluran

Tabel 4.2 data panjang reattachment length yang terjadi pada saluran

Rasio D/d	posisi	panjang reattachmnet length (Lr/d)		
		100	300	600
1.5	inner	0,4	3,7	4,2
	outer	0,8	1,7	2,2
2	inner	4	7	9
	outer	2	3	4
3	inner	9	13	19
	outer	4	6	6

d (mm)	13.33
	10
	6.7



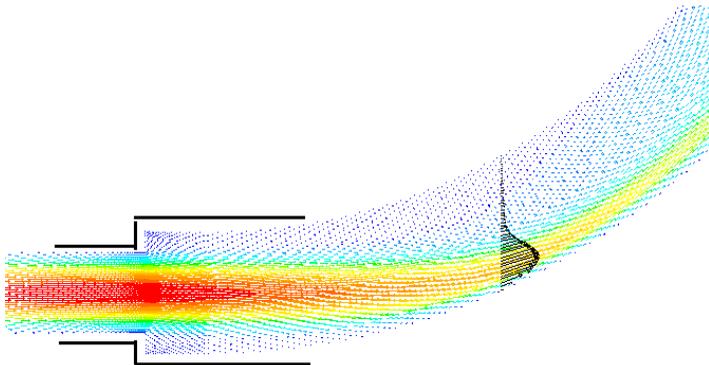
Gambar 4.9 Reattachment length pada setiap variasi a). dalam
b). luar

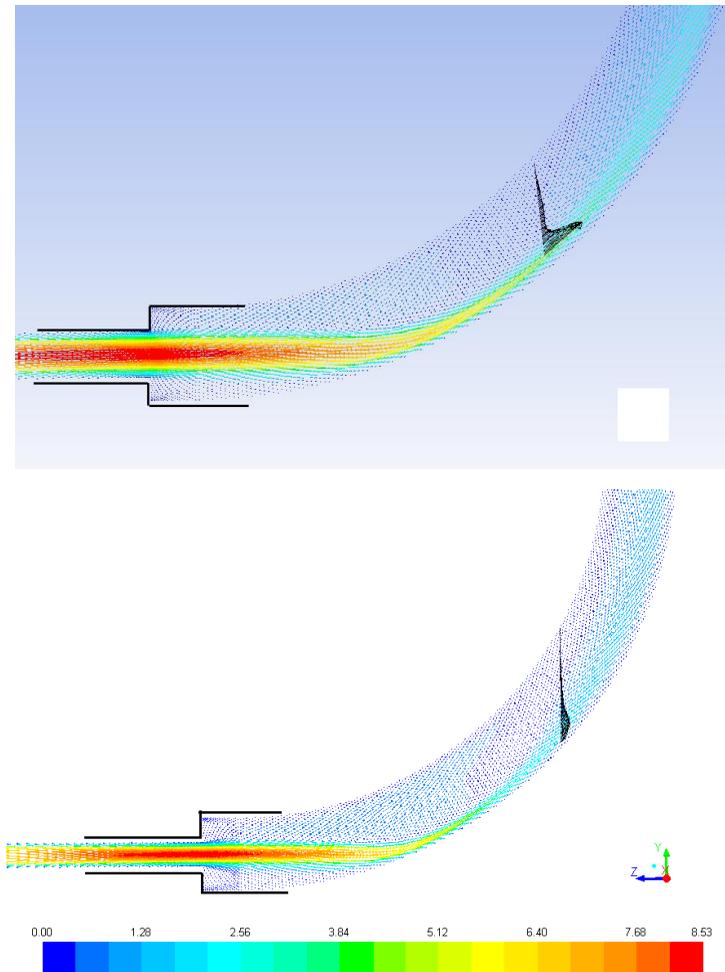
Terlihat pada grafik diatas, bahwa panjang sisi dalam dan luar wall sudden enlargement memiliki reattachment length yang berbeda pada setiap variasi yang dilakukan. Panjang reattachment pada sisi inner dan outer minimum terjadi pada rasio D/d 1.5

dengan nilai Reynolds number 100. Sedangkan panjang reattachment maksimal terjadi pada rasio D/d 3 dengan nilai Reynolds number 600.

Perbedaan panjang reattachment terjadi dikarenakan pada sisi outer kecepatan maksimum pada saluran akan lebih dekat terhadap sisi outer menabrak dinding elbow. Setelah menabrak dinding, gaya sentrifugal akan berpindah dari sisi outer ke sisi inner wall. Gaya sentrifugal dari sisi outer akan bergabung dengan gaya sentrifugal pada sisi inner dan membuat lebih panjang reattachment lenghtnya. Untuk memperjelas bagaimana fenomena vortex yang terjadi dan seberapa panjang reattachment pada saluran, maka dari itu ditampilkan vektor kecepatan.

Reattachment sisi dalam



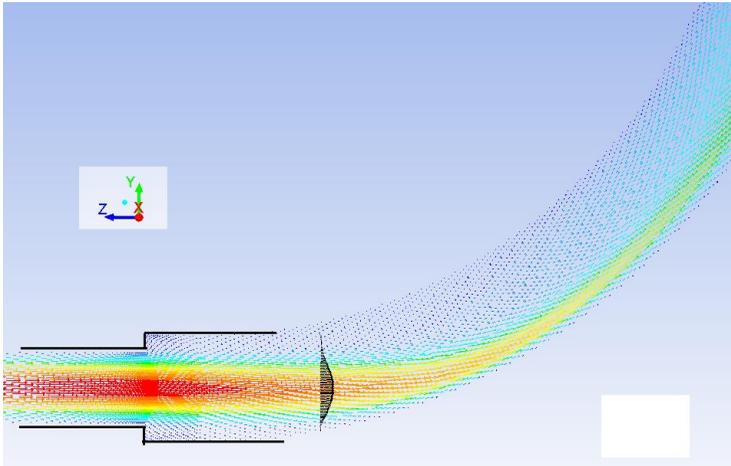


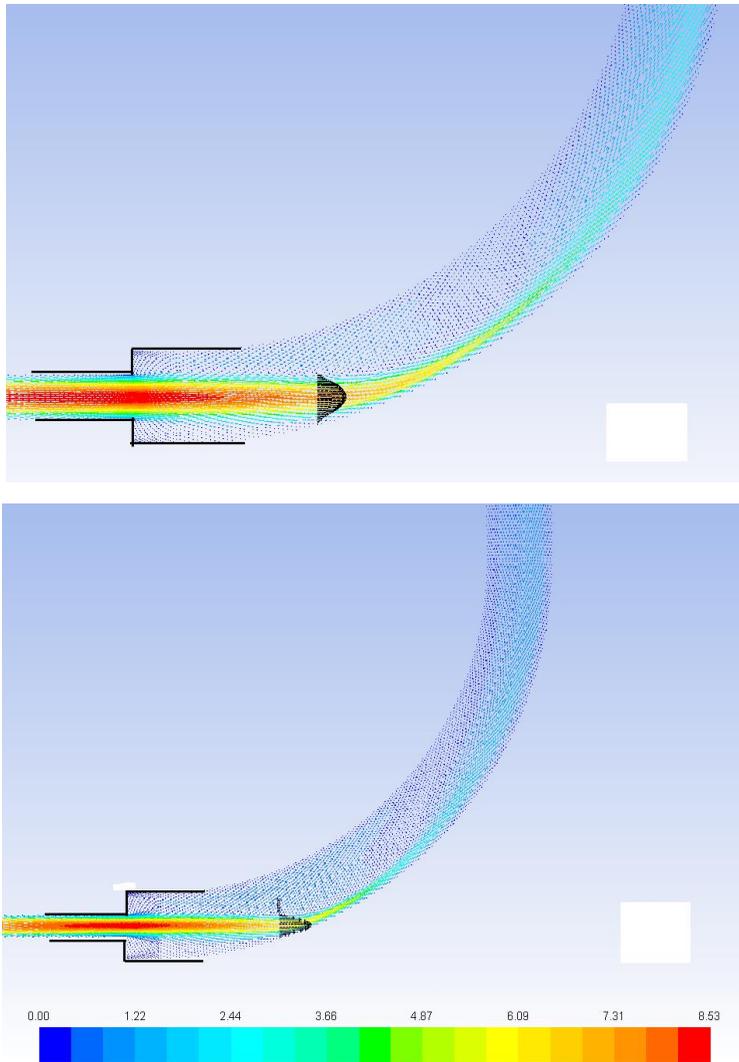
Gambar 4.11 reattachment point sisi dalam pada nilai Reynolds number 300, rasio D/d a). 1.5, 2 dan c). 3

Jika dilihat pada gambar 4.10 memperlihatkan panjang reattachment yang berbeda. Pada setiap variasi rasio D/d , semakin besar rasio D/d mempengaruhi kecepatan aliran dan semakin

panjangnya reattachment yang terjadi. Pada sisi inner D/d 1.5 panjang reattachment (L_r/d) yang terjadi sebesar 3,7, sisi inner D/d 2 panjang reattachment yang terjadi sebesar 7, dan pada sisi inner D/d 3 panjang reattachment yang terjadi sebesar 13. Reattachment length merupakan bilangan tidak berdimensi.

Reattachment sisi luar





Gambar 4.12 reattachment point sisi luar pada nilai Reynolds number 300, rasio D/d a). 1.5, 2 dan c). 3

Seperti reattachment length pada sisi inner, sisi outer memiliki panjang reattachment yang berbeda. Pada setiap variasi rasio D/d 1.5, 2, maupun 3, sisi outer rasio D/d 1.5 memiliki panjang reattachment sebesar 1,7. Pada sisi outer rasio D/d 2 memiliki panjang reattachment 3 sedangkan pada sisi outer rasio D/d 3 panjang reattachment yang terjadi sebesar 6.

Pengecilan diameter pembuluh darah yang dimodelkan dengan semakin besar nilai rasio D/d . Pada hasil simulasi ini didapatkan semakin besar rasio D/d maka semakin panjang pula reattachment yang terjadi. Dalam dunia medis khususnya pembuluh darah, memiliki reattachment yang panjang akan membuat kerja jantung lebih keras dikarenakan darah terus menerus bersirkulasi karena adanya vortex yang terjadi dan memperlambat laju aliran darah untuk menyebar ke seluruh tubuh. Pengecilan/penyumbatan pembuluh darah dapat dilakukan berbagai cara penanganan yaitu dengan pemasangan ring jantung (stent) atau dengan cara by pass pembuluh darah.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan analisa yang telah dilakukan mengenai karakteristik aliran didalam pipa *circular* dengan pembesaran penampang (*sudden enlargement*) diikuti *elbow* 90° dengan variasi rasio D/d 1,5, 2 dan 3 serta nilai *Reynolds number* 100, 300 dan 600 yang diasumsikan sebagai arteri dan arteri besar (aorta), maka didapatkan kesimpulan :

1. Pada kontur dan profil kecepatan variasi D/d dan *Reynolds number* yang dilakukan pada simulasi ini yang menggambarkan pembesaran atau penyumbatan pembuluh darah didapatkan kesimpulan semakin menyempitnya saluran pembuluh darah maka kecepatan semakin besar dan *vortex* yang terjadi semakin panjang
2. Pada tekanan dinamis D/d dan *Reynolds number* (Re) yang divariasikan menggambarkan, semakin besar nilai D/d dan *Reynolds number* yang divariasikan maka nilai tekanan dinamis semakin besar dan terjadi *pressure drop* yang besar. Pada tubuh kita tekanan harus terkontrol dengan baik, tekanan yang terlalu tinggi akan menyebabkan hipertensi sedangkan tekanan yang rendah akan menyebabkan hipotensi.
3. Untuk tegangan geser pada dinding (*wall shear stress*) D/d dan *Reynolds number* yang divariasikan semakin besar perbandingan rasio D/d dan nilai *Reynolds number*. Nilai tegangan geser yang

dihasilkan juga semakin besar ketika menabrak dinding *elbow*. Pada bidang medis khususnya pembuluh darah, tegangan geser berpengaruh memicu cepatnya proses penuaan pembuluh darah

4. *Reattachment length* yang terjadi jika memvariasikan D/d dan *Reynolds number*, memiliki *reattachment length* yang berbeda pada setiap variasi yang dilakukan. Panjang *reattachment* pada sisi *inner* dan *outer* terkecil terjadi pada rasio D/d 1.5 dengan nilai *Reynolds number* 100. Sedangkan panjang *reattachment* terbesar terjadi pada rasio D/d 3 dengan nilai *Reynolds number* 600.

5.2 Saran

1. Melakukan simulasi mengenai pipa circular dengan pembesaran penampang (*sudden enlargement*) diikuti *elbow* 90° dengan membuat meshing menjadi lebih rapat dan nilai *skewness* lebih kecil.
2. Melakukan simulasi kembali menggunakan properties yang sesuai dengan nilai viskositas dan densitas darah agar data yang didapatkan lebih akurat. Sehingga, penelitian dapat dipertimbangkan atau digunakan dalam ilmu biomedis. Karena apabila melakukan uji eksperimen maka akan membutuhkan biaya yang sangat besar dibandingkan dengan melakukan simulasi dengan menggunakan CFD.

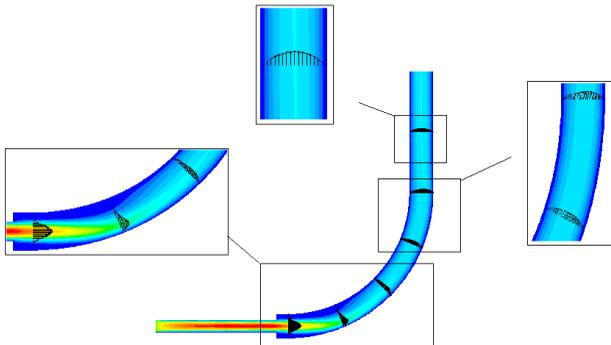
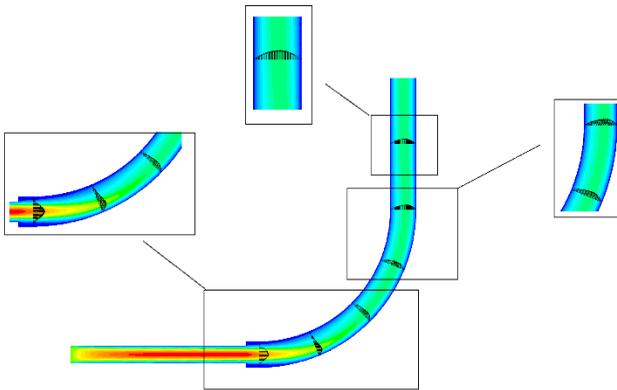
DAFTAR PUSTAKA

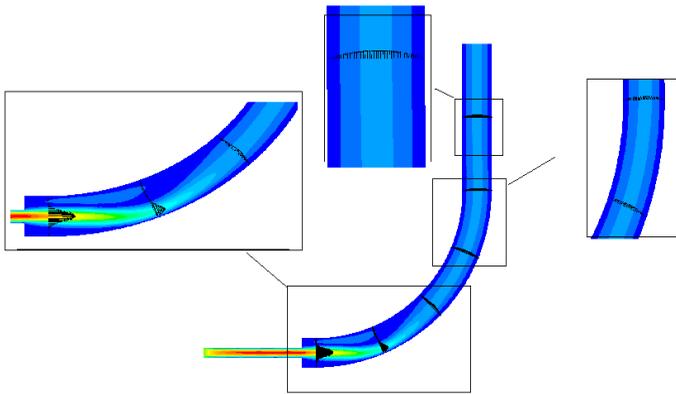
- [1] <http://biologimediacentre.com/sistem-transportasi-6-alat-peredaran-darah-manusia/>
- [2] Fox, R.W., Mc Donald, A.T. dan Pritchard, P.J. 2011. **Introduction to Fluid Mechanics, 8th Edition**. New York : John Wiley & Sons Inc.
- [3] R. Munson., F. Young., Donald and H. Okiishi, Theodore. 2002. **Fundamentals of Fluid Mechanic**, 4th edition. New York: John Wiley & Sons Inc.
- [4] A.Cengel, Yunus & M.Cimbala, John.2006. **Fluid Mechanics Fundamental and Aplication**. New York : The McGraw-Hill Companies, Inc.
- [5] D.S.Miller, Donald.1990. **Internal Flows System, 2nd edition**. BHRA (Information Services).
- [6] Budiyanto, Khoirul, 2017. **Studi Numerik Pengaruh Penambahan Cincin pada Sisi Upstream Pipa Circular dengan Pembesaran Penampang (*Sudden Enlargement*)**. JURNAL TEKNIK ITS (2017) Tugas Akhir : Teknik Mesin ITS-Surabaya.
- [7] Dutta, Prasun & Nandi, Nityananda. 2015. **Effect of Reynolds Number and Curvature Ratio on Single Phase Turbulent Flow in Pipe Bends**. *Mechanics and Mechanical Engineering Vol. 19, No. 1 (2015) 5–16* Lodz University of Technology.

- [8] Shusser, Michael, Ramus Artyom and Gendelman, Oleg.2016. ***Flow in a Curved Pipe With a Sudden Expansion***. *Journal of Fluids Engineering* Vol. 138 / 021203-1 (2016).

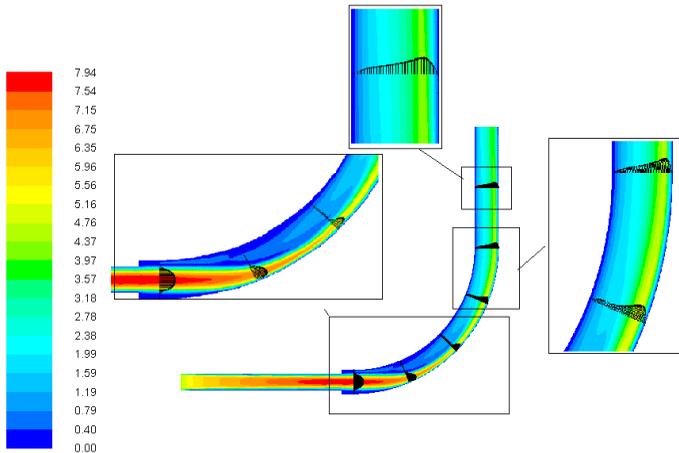
LAMPIRAN

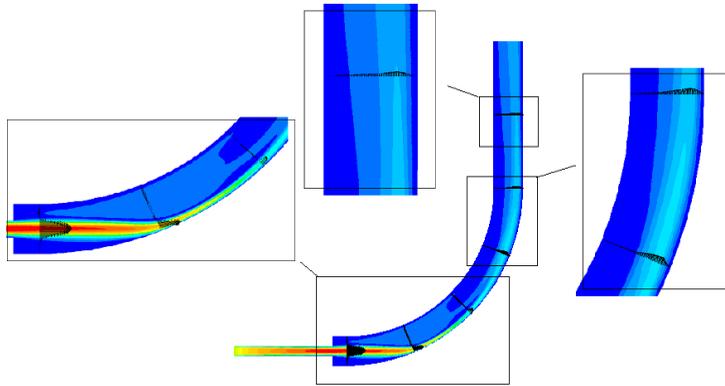
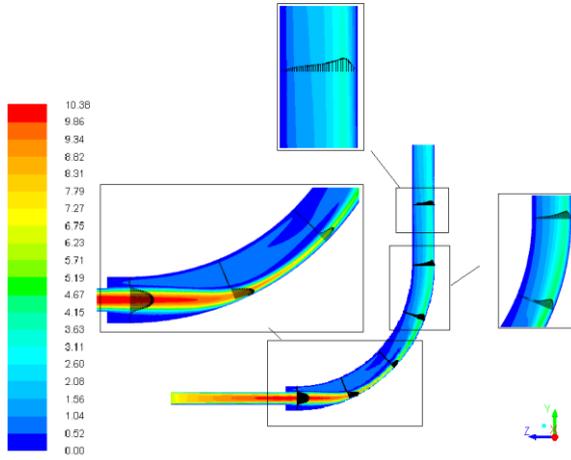
- Vektor dan kontur kecepatan $Re\ 100\ D/d\ 1,5, 2,$
dan 3



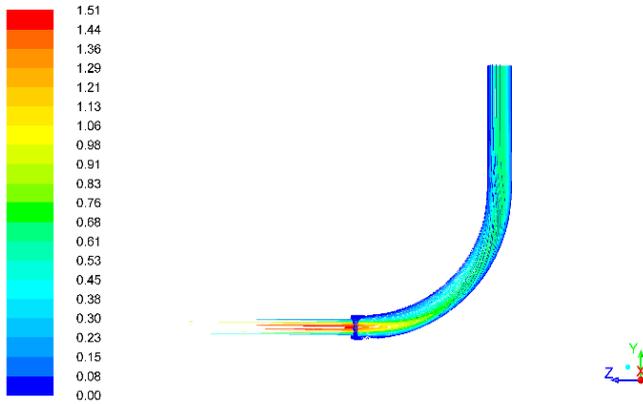


- **Vektor dan kontur kecepatan Re 600 D/d 1,5, 2, dan 3**



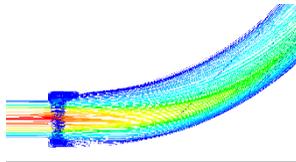


- Kontur pathline re 100 D/d 1,5, 2,dan 3



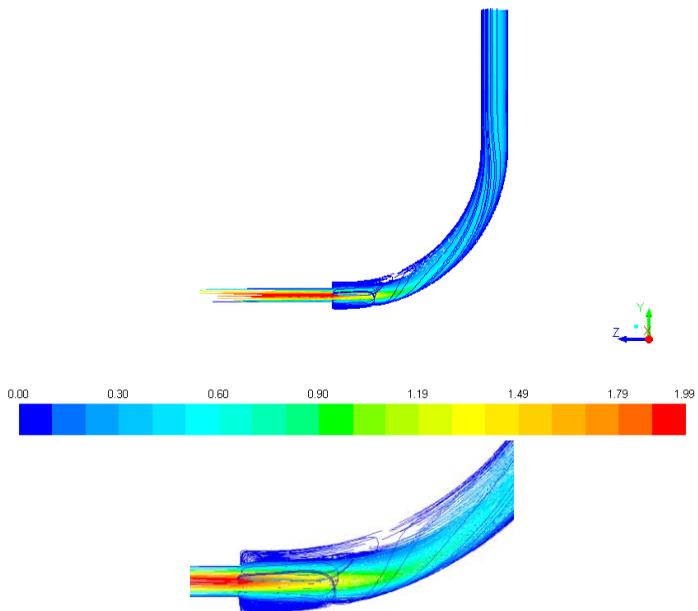
Pathlines Colored by Velocity Magnitude (m/s)

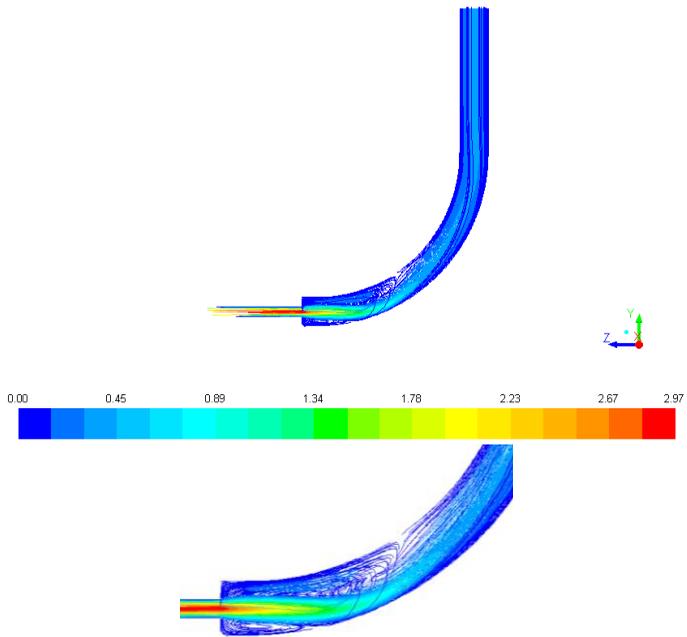
Jan 09, 2018
ANSYS Fluent Release 16.2 (3d, dp, pbns, lam)



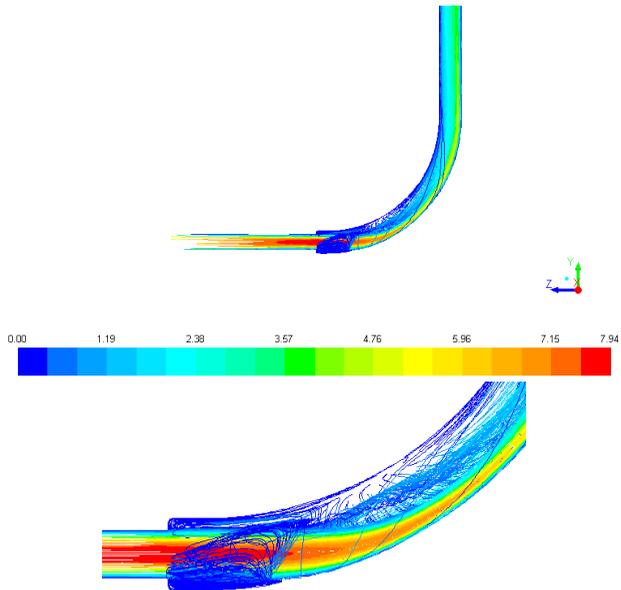
agnitude (m/s)

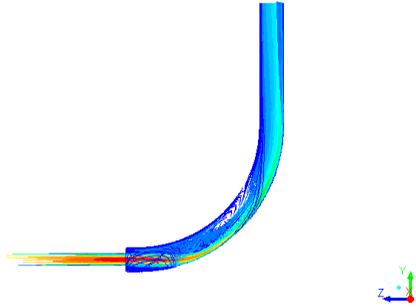
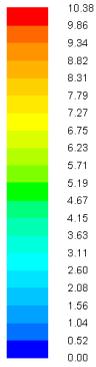
ANSYS Fluent Release 1





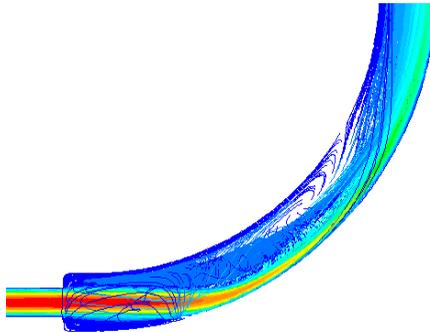
- **Kontur pathline re 600 D/d 1,5, 2, dan 3**

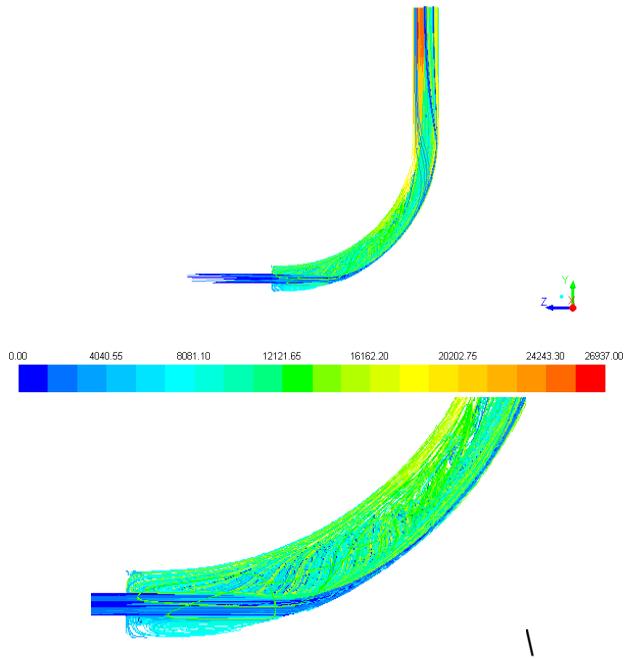




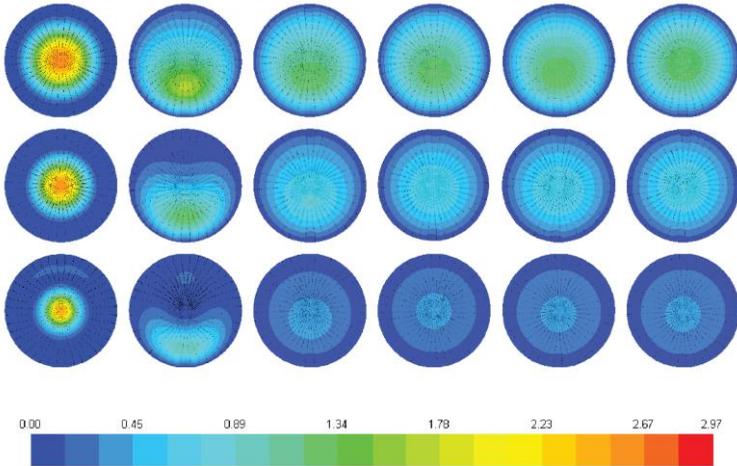
Pathlines Colored by Velocity Magnitude (m/s)

Jan 11, 2018
ANSYS Fluent Release 16.2 (3d, dp, pbns, lam)

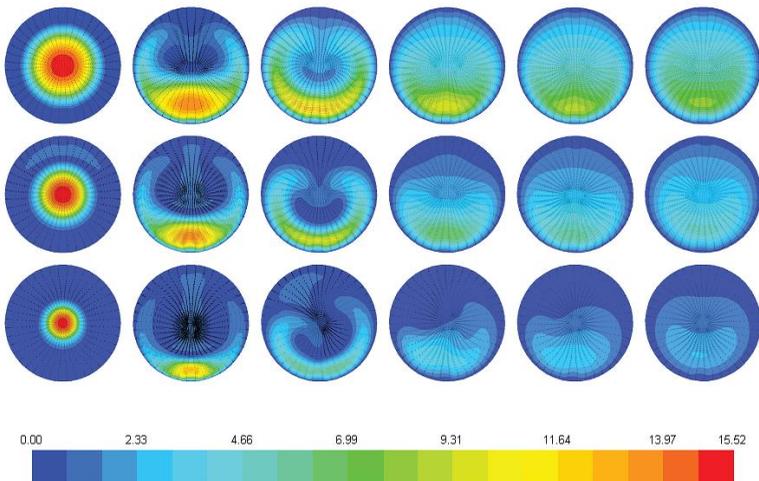




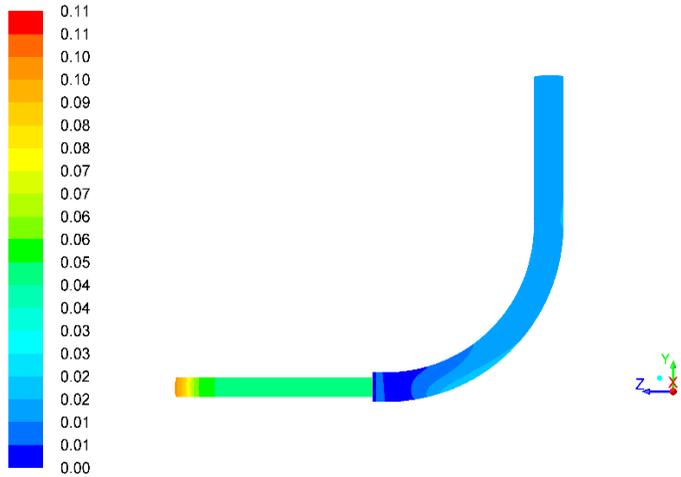
- Kontur dan vektor kecepatan iso surface $Z=0$ re 100

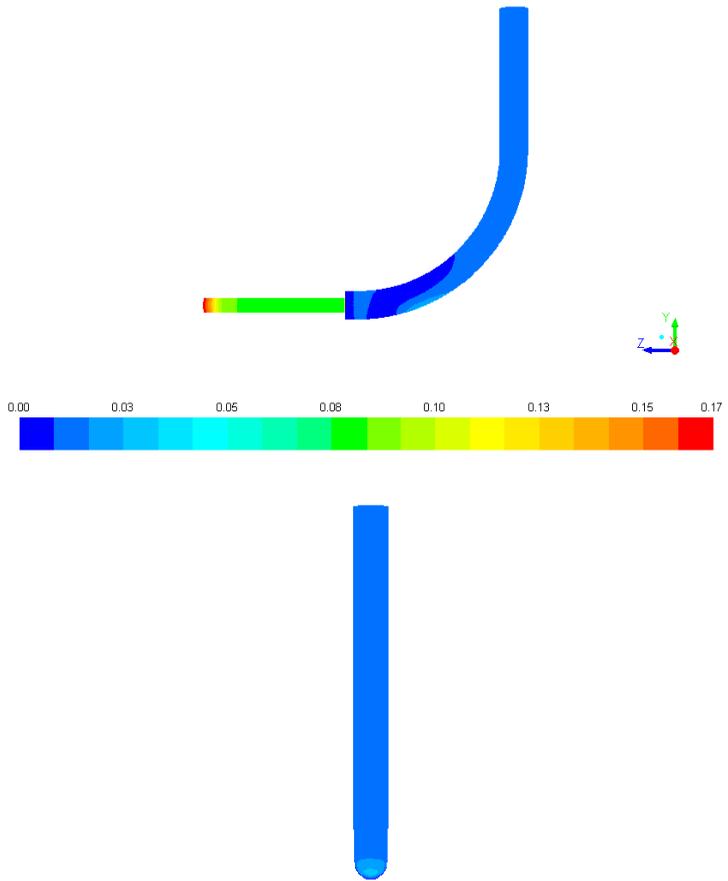


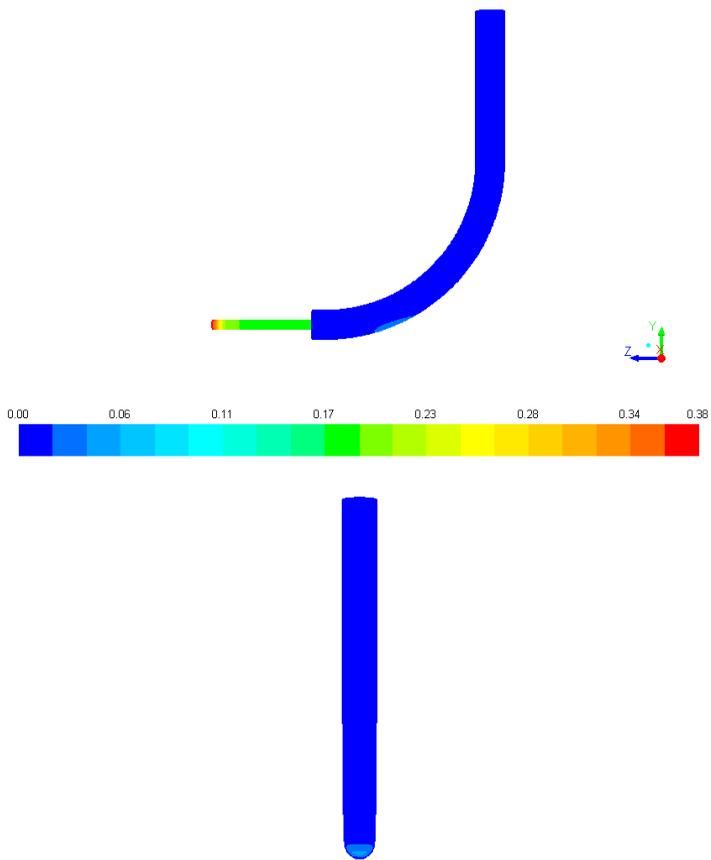
- Kontur dan vektor kecepatan iso surface $Z=0$ re 600



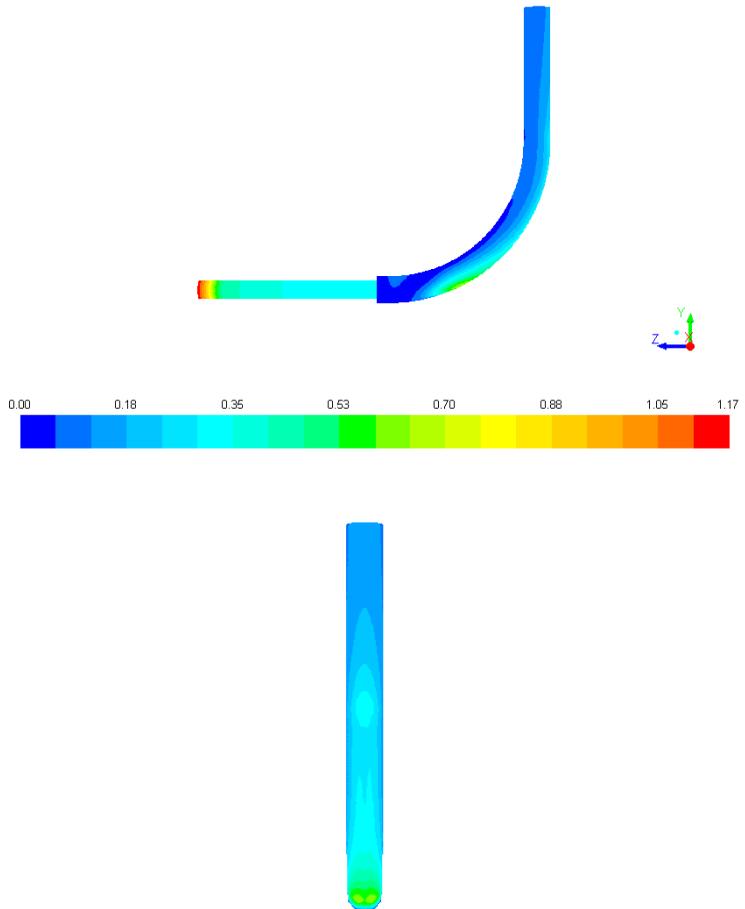
Kontur tegangan geser re 100 rasio 1,5, 2 dan 3

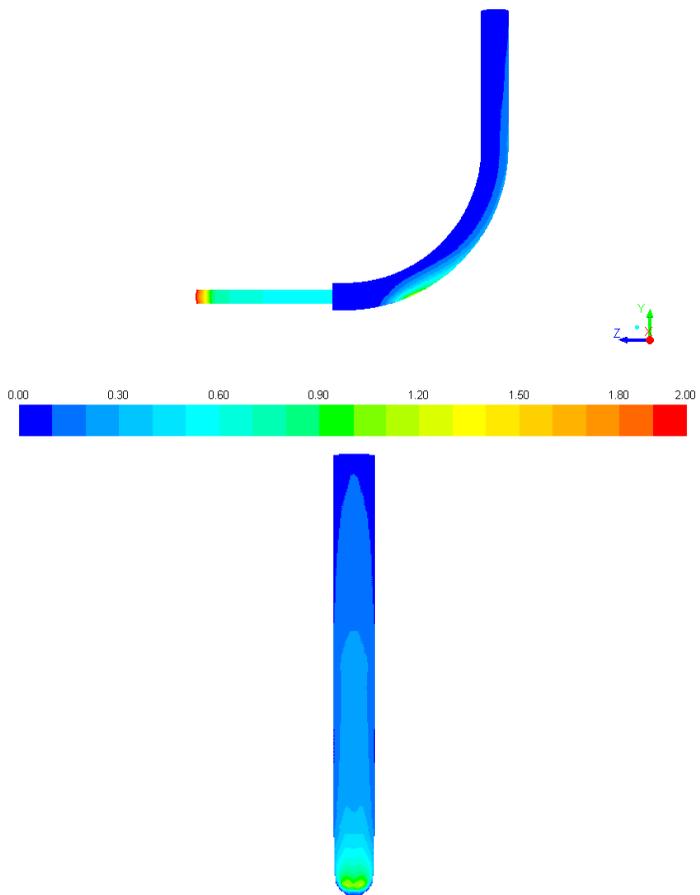


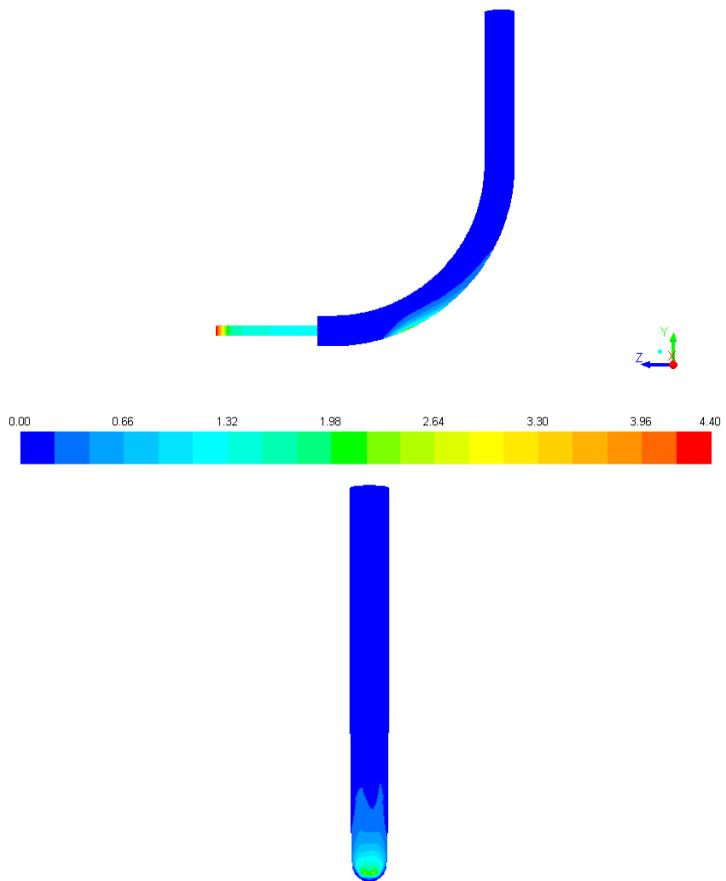




Kontur tegangan geser re 600 rasio 1,5, 2 dan 3







BIODATA PENULIS



Penulis merupakan anak keempat dari empat bersaudara yang dilahirkan pada tanggal 12 September 1993 di Surabaya, Provinsi Jawa Timur. Pendidikan formal yang pernah ditempuh meliputi

SD MUHAMMADIYAH	4
SURABAYA, SMPN	19
SURABAYA, SMAN	16
SURABAYA.	

Setelah itu penulis meneruskan pendidikan tingkat perguruan tinggi di Program Studi D3 Teknik Mesin dan mengambil -

bidang studi Konversi energi di Institut Teknologi Sepuluh Nopember pada tahun 2011. Bagi pembaca yang ingin lebih mengenal penulis dan ingin berdiskusi lebih luas lagi dapat menghubungi email : firman.aditya@rocketmail.com atau no. telp : 082233007565.