



**ANALISIS NUMERIK PENYEMPITAN PEMBULUH DARAH
AKIBAT PENYAKIT *ARTERI PERIFER* MENGGUNAKAN
METODE VOLUME HINGGA**

SKRIPSI

Oleh

Dimas Agung Prasetyo

190210101081

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN, KEBUDAYAAN, RISET DAN
TEKNOLOGI**

UNIVERSITAS JEMBER

**FAKULTAS KEGURUAN DAN ILMU PENDIDIKAN
PROGRAM STUDI PENDIDIKAN MATEMATIKA**

JEMBER

2024



**ANALISIS NUMERIK PENYEMPITAN PEMBULUH DARAH
AKIBAT PENYAKIT *ARTERI PERIFER* MENGGUNAKAN
METODE VOLUME HINGGA**

Diajukan Guna Melengkapi Tugas Akhir Dan Memenuhi Salah Satu Syarat Untuk
Menyelesaikan Program Studi Sarjana (S1) Dan Mencapai Gelar Sarjana
Pendidikan

SKRIPSI

Oleh

Dimas Agung Prasetyo

190210101081

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN, KEBUDAYAAN, RISET DAN
TEKNOLOGI
UNIVERSITAS JEMBER
FAKULTAS KEGURUAN DAN ILMU PENDIDIKAN
PROGRAM STUDI PENDIDIKAN MATEMATIKA
JEMBER
2024**

HALAMAN PERSEMBAHAN

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan kasih sayang kepada hambanya. Sholawat serta salam semoga selalu tercurahkan kepada Nabi Muhammad SAW. Saya persembahkan sebuah kebahagiaan dengan rasa syukur dan rasa terima kasih yang mendalam kepada:

1. ibu tersayang Siti Nurkhasanah dan bapak tersayang Suwondo karena selalu mengusahakan yang terbaik, memanjatkan doa tanpa terputus, mengucurkan kasih sayang yang melimpah dan selalu mendukung penuh atas kegiatan positif yang saya lakukan;
2. kakak tersayang Eka Yunia Handayani yang bekerja keras dan memberikan dukungan untuk saya;
3. bapak Arif Fatahillah, S.Pd., M.Si. dan ibu Robiatul Adawiyah, S.Pd., M.Si., selaku dosen pembimbing skripsi yang dengan sabar memberikan ilmu, arahan dan bimbingan dalam menyelesaikan skripsi ini;
4. ibu Susi Setiawani, S.Si., M.Sc. dan ibu Dr.Arika Indah Kristiana S.Si., M.Pd., selaku dosen penguji skripsi yang dengan sabar memberikan ilmu dan saran selama menyelesaikan skripsi ini;
5. seluruh dosen Pendidikan Matematika Universitas Jember yang telah memberikan pengalaman, ilmu dan bimbingan selama proses belajar saya di Universitas Jember;
6. teman saya M. Chaizul Chaqqil M yang sangat berjasa dalam mengajari penggunaan *software* Ansys Fluent.
7. teman-teman kontrakan Rofiqi, Umar, Yasin, Abhi, Royhan, Zafar dan Mahbub yang memberikan pengalaman menyenangkan selama perkuliahan;
8. teman kos saya Gigih Kusuma Wicaksana yang menemani dan memberi dukungan dari awal perkuliahan hingga selesai;
9. teman-teman seperjuangan skripsi pemodelan CFD yang saling membantu berjuang bersama dalam menyelesaikan skripsi, dan seluruh teman-teman MSC Angkatan 2019 yang tidak bisa saya sebutkan satu persatu.

HALAMAN MOTO

“Tetaplah sholat sebesar apapun dosamu, perbaiki sholatmu maka Allah akan perbaiki hidupmu dan sesungguhnya sholat yang benar mencegah dari perbuatan keji dan munkar.”

-Ustadz Dr. Adi Hidayat, Lc., M.A.-

“Boleh jadi kontribusi kesuksesanmu hari ini hanya sebesar 30%, 70% nya diisi oleh tangisan ibumu memohon kepada Allah dan cucuran keringat ayahmu”

-Ustadz Dr. Adi Hidayat, Lc., M.A.-

“Lebih baik merasa diri berdosa daripada merasa diri banyak pahala. Karena kalau kita merasa banyak pahala, kita lupa dosa”

-Ustadz Prof. H. Abdul Somad Batubara, Lc., D.E.S.A., Ph.D.-

“Jangan melihat sesuatu yang membuat anda berpotensi tidak bersyukur”

-Gus Baha-

“Pegang eratlah prasangka baik kepada Allah, karena Allah tau masa depan, sementara kamu tidak”

-Penulis-

PERNYATAAN ORISINALITAS

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Dimas Agung Prasetyo

NIM : 190210101081

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa skripsi yang berjudul “Analisis Numerik Penyempitan Pembuluh Darah Akibat Penyakit *Arteri Perifer* Menggunakan Metode Volume Hingga” adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali jika dalam pengutipan substansi disebutkan sumbernya, dan belum diajukan pada instansi manapun, serta bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa adanya tekanan dan paksaan dari pihak manapun serta bersedia mendapat sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 08 Januari 2024

Yang menyatakan

Dimas Agung Prasetyo

NIM. 190210101081

HALAMAN PERSETUJUAN

Skripsi berjudul “*Analisis Numerik Penyempitan Pembuluh Darah Akibat Penyakit Arteri Perifer Menggunakan Metode Volume Hingga*” telah diuji oleh Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan Universitas Jember pada:

Hari : Rabu

Tanggal : 06 Desember 2023

Tempat : Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan Universitas Jember

Pembimbing

Tanda Tangan

1. Pembimbing Utama

Nama : Arif Fatahillah, S.Pd., M.Si.

NIP : 198205292009121003

(.....)

2. Pembimbing Anggota

Nama : Robiatul Adawiyah, S.Pd. M.Si.

NIP : 199207312019032015

(.....)

Penguji

1. Penguji Utama

Nama : Susi Setiawani, S.Si., M.Sc.

NIP : 197003071995122001

(.....)

2. Penguji Anggota

Nama : Dr.Arika Indah Kristiana S.Si., M.Pd.

NIP : 197605022006042001

(.....)

ABSTRACT

Atherosclerosis is the narrowing of blood vessels caused by the buildup of plaque on the walls of blood vessels. These plaques are formed from deposits of substances such as fat, calcium and cholesterol. The impact of plaque buildup in blood vessels is the disruption of the circulatory system, thus affecting the pressure and speed of blood flow. Long-term atherosclerosis can lead to peripheral arterial disease because blood flow in the limbs is disrupted. This study aims to analyze blood flow in narrowed arterial vessels that cause peripheral arterial disease. Computational Fluid Dynamics is used to find a solution to the problem by determining the effect of pressure and velocity on the narrowing of blood vessels. Simulations were conducted to determine the effect of pressure and velocity on stenosis. In this study, a mathematical model was created that was solved using the finite volume method with SIMPLE (Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations) discretization. The software used for the simulation process is Matlab to visualize the velocity and pressure graphs, while Fluent to visualize the blood flow. The simulation results show that if the stenosis is greater that the blood velocity is higher. Meanwhile if the stenosis is greater that the blood pressure is smaller. Iterations on the scaled residual graph show that the residual value is getting closer to zero so that the resulting iteration converges.

Keywords: *Peripheral Arterial Disease, Atherosclerosis, Finite Volume Method, SIMPLE*

RINGKASAN

Analisis Numerik Penyempitan Pembuluh Darah Akibat Penyakit Arteri Perifer Menggunakan Metode Volume Hingga; Dimas Agung Prasetyo, 190210101081; 2023; 36 halaman; Program Studi Pendidikan Matematika, Jurusan Pendidikan Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan, Universitas Jember.

Matematika merupakan ilmu yang menjadi dasar pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi, misalnya dalam bidang kedokteran. Ilmu kedokteran merupakan ilmu yang mengkaji penyakit dalam tubuh manusia meliputi pendiagnosisan, pencegahan maupun penyembuhannya. Ilmu kedokteran mempelajari banyak hal, salah satunya mempelajari tentang sistem kardiovaskuler. Sistem kardiovaskuler merupakan sistem yang bertugas untuk memompa darah dalam tubuh yang terdiri dari jantung sebagai pompa dan pembuluh darah (arteri, vena) sebagai jalur distribusi darah atau sistem kardiovaskuler lebih sering dikenal dengan sistem peredaran darah. Aliran darah dari jantung menuju keseluruh tubuh dibawa oleh pembuluh arteri. Dalam pendistribusian darah tersebut akan melewati salah satu bagian tubuh yaitu tungkai yang disebut pembuluh arteri perifer. Apabila terjadi gangguan maka akan menyebabkan penyakit. Penyakit yang dapat timbul dari gangguan tersebut adalah penyakit arteri perifer (PAP). Gangguan penyebab PAP dapat timbul karena aneurisma, inflamasi, displasia arteri, kelainan kongenital, trauma infeksi dan umumnya disebabkan oleh penyempitan yang disebabkan oleh aterosklerosis. Aterosklerosis adalah kondisi dari timbulnya penyumbatan aliran darah karena pembentukan plak di dalam pembuluh yang disebabkan oleh zat-zat diantaranya seperti lemak, kalsium dan kolesterol.

Berdasarkan latar belakang tersebut, dilakukan penelitian yang bertujuan untuk mengetahui model matematika pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer. Model matematika ini diselesaikan menggunakan metode volume hingga dengan diskritisasi SIMPLE. Pada penelitian ini dilakukan analisis pengaruh ukuran stenosis terhadap kecepatan dan tekanan aliran darah. Adapun

tahapan kegiatan penelitian ini meliputi: pertama, melakukan studi pustaka tentang penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer dan membuat model matematika berupa persamaan massa dan momentum. Kedua, melakukan simulasi dengan FLUENT untuk mengetahui pengaruh ketebalan stenosis terhadap tekanan dan kecepatan. Ketiga, melakukan diskritisasi SIMPLE model persamaan massa dan momentum diperoleh tekanan terkoreksi dan kecepatan terkoreksi. Keempat, melakukan simulasi dengan MATLAB untuk mengetahui kontur warna tekanan ketika menuju penyempitan. Kelima, menganalisis Scaled Residual untuk mengetahui kekonvergensi dan menentukan efektifitas metode volume hingga.

Hasil penelitian dapat diambil kesimpulan semakin tebal stenosis maka aliran kecepatan yang dihasilkan semakin cepat. Hasil simulasi grafik menunjukkan kecepatan tercepat diperoleh dari pembuluh darah yang memiliki stenosis paling tebal pada FLUENT dan MATLAB yaitu 60% dengan kecepatan 0,71 m/s dan 0,65386 m/s. Kecepatan terendah diperoleh dari pembuluh darah yang memiliki ketebalan stenosis terkecil yaitu 20% dengan kecepatan 0,38 m/s dan 0,510783604 m/s. Simulasi penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer dengan ketebalan stenosis 60% adalah penyempitan paling beresiko/rawan pecah pembuluh darah karena kecepatannya telah melebihi batas maksimal 0,6 m/s yaitu 0,71 m/s dan 0,65386 m/s. Semakin tebal stenosis maka tekanan aliran darahnya akan semakin kecil. Pada hasil grafik dan simulasi pengaruh ketebalan stenosis terhadap tekanan menunjukkan penurunan tekanan yang paling signifikan dialami oleh ketebalan stenosis 60% yaitu pada FLUENT 10.890 Pa dan MATLAB 11.950 Pa dan penurunan tekanan paling kecil dialami oleh ketebalan stenosis 20% yaitu pada FLUENT 11.100 Pa dan MATLAB 12.040 Pa. Metode volume hingga merupakan metode yang efektif untuk menganalisis kecepatan dan tekanan aliran pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer dengan nilai residual yang semakin mendekati nol.

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Allah SWT atas segala Rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul Analisis Numerik Penyempitan Pembuluh Darah Akibat Penyakit *Arteri Perifer* Menggunakan Metode Volume Hingga. Skripsi ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat untuk menyelesaikan Pendidikan strata satu (S1) pada Program Studi Pendidikan Matematika Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan Universitas Jember. Pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih atas bantuan dan bimbingan dalam penyusunan skripsi ini, terutama kepada yang terhormat:

1. Dekan Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan Universitas Jember;
2. Ketua Jurusan Pendidikan MIPA Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan Universitas Jember;
3. Koordinator Program Studi Pendidikan Matematika Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan Universitas Jember;
4. Ketua Laboratorium Matematika Program Studi Pendidikan Matematika Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan Universitas Jember;
5. Dosen pembimbing I dan Dosen Pembimbing II yang telah meluangkan waktu, pikiran, dan perhatian dalam penulisan skripsi ini;
6. Dosen Penguji I dan Dosen Penguji II yang telah membimbing dan memberikan ilmu;
7. Dosen Pembimbing Akademik yang telah membimbing dan memberikan arahan;
8. Semua pihak yang telah membantu menyelesaikan skripsi ini;

Penulis juga menerima segala kritik dan saran dari semua pihak demi kesempurnaan skripsi ini. Akhirnya penulis berharap, semoga skripsi ini dapat bermanfaat.

Jember, 06 Desember 2023

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN PERSEMBAHAN	ii
HALAMAN MOTO	iii
PERNYATAAN ORISINALITAS	iv
HALAMAN PERSETUJUAN	v
ABSTRACT	vi
RINGKASAN	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR NOTASI	xiv
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	4
1.6 Kebaharuan Penelitian	4
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Model dan Pemodelan Matematika	5
2.2 Penyakit Arteri Perifer	5
2.2.1 Persamaan Fisika pada Penyempitan Pembuluh Darah	7
2.2.2 Model Matematika	8
2.2.3 Parameter Perhitungan SIMPLE	8
2.3 Fluida	8
2.3.1 Jenis-jenis Aliran Fluida	9
2.4 CFD (<i>Computational Fluid Dynamics</i>)	9
2.5 Metode Volume Hingga	10

2.6	Teknik Diskritisasi <i>Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations</i> (SIMPLE)	10
2.7	<i>Residual Convergence</i>	14
2.8	Perangkat Lunak CFD	14
2.8.1	ANSYS.....	14
2.8.2	FLUENT	14
2.9	MATLAB	15
BAB 3. METODE PENELITIAN		16
3.1	Jenis Penelitian	16
3.2	Tempat Penelitian	16
3.3	Prosedur Penelitian	16
3.4	Metode Pengumpulan Data	17
3.5	Analisis Data	17
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN		20
4.1	Penyelesaian menggunakan SIMPLE	20
4.1.1	Nilai Numerik Persamaan Momentum	22
4.1.2	Nilai Numerik Persamaan Koreksi Tekanan.....	22
4.2	Efektifitas Metode Volume Hingga	24
4.2.1	Pemrograman	24
4.3	Analisis dan Pembahasan	25
4.3.1	Komputasi MATLAB	25
4.4	Visualisasi Simulasi FLUENT	27
4.5	Analisis Efektivitas Metode Volume Hingga	31
BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN		33
5.1	Kesimpulan	33
5.2	Saran	33
DAFTAR PUSTAKA		34
LAMPIRAN		37

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Proses Pemodelan Matematika (Sumber:Ndii, 2018)	5
Gambar 2.2 Penyempitan Pembuluh Darah Akibat Plak (sumber: Koepl dkk., 2018)	6
Gambar 2.3 Jenis Aliran Fluida: (a) laminar, (b) transisi dan (c) turbulen.....	9
Gambar 2.4 Tampilan awal ANSYS dan FLUENT.....	15
Gambar 3.1 Diagram Alir	19
Gambar 4.1 <i>Grid</i> Volume Kontrol Tekanan	20
Gambar 4.2 <i>Grid</i> Volume Kontrol Kecepatan	20
Gambar 4.3 Simulasi Kecepatan Aliran Darah (a) Grafik dari FLUENT; (b) Grafik dari MATLAB.....	26
Gambar 4.4 Simulasi tekanan aliran darah (a) Grafik dari FLUENT; (b) Grafik dari Matlab	26
Gambar 4.5 Kontur Warna Pengaruh Tekanan	27
Gambar 4.6 Desain Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%	28
Gambar 4.7 Kecepatan Aliran Pada Penyempitan Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%	28
Gambar 4.8 Kecepatan Aliran Pada Penyempitan Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%	29
Gambar 4.9 Simulasi Tekanan Aliran Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%	30
Gambar 4.10 <i>Residual Convergence</i>	31

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Parameter Variabel pada Metode SIMPLE.....	8
Tabel 2.2 Identifikasi Koefisien p'	12
Tabel 4.1 Tebakan Awal Bidang Tekanan.....	21
Tabel 4.2 Nilai eksak menggunakan persamaan Bernoulli.....	21
Tabel 4.3 Nilai Tebakan Kecepatan (u^*) dan parameter (d).....	22
Tabel 4.4 Koreksi Tekanan	23
Tabel 4.5 Tekanan dan Kecepatan Terkoreksi.....	23
Tabel 4.6 Tebakan Tekanan dan Kecepatan Iterasi-2	23
Tabel 4.7 Kecepatan Maksimum Pada Setiap Stenosis	31
Tabel 4.8 Tabel Residual Konvergensi	31

DAFTAR NOTASI

P	=	Medan tekanan
u	=	Kecepatan arah x
F_e, F_e^*	=	Laju aliran massa arah timur
F_w, F_w^*	=	Laju aliran massa arah barat
ρ	=	Tekanan
e	=	Arah permukaan sel (<i>face</i>) timur
w	=	Arah permukaan sel (<i>face</i>) barat
n	=	Arah permukaan sel (<i>face</i>) utara
s	=	Arah permukaan sel (<i>face</i>) selatan
S_u	=	Gradien tekanan
d	=	Parameter momentum-u
p^*	=	Tebakan tekanan
p'	=	Koreksi tekanan
u^*	=	Tebakan kecepatan
u'	=	Koreksi kecepatan
u_{new}	=	Tebakan kecepatan iterasi ke- i
p_{new}	=	Tebakan tekanan iterasi ke- i
u_{old}	=	Tebakan kecepatan iterasi ke- $i-1$
p_{old}	=	Tebakan tekanan iterasi ke- $i-1$
\dot{m}	=	<i>Mass flow</i>
η	=	Koefisien viskositas
D	=	Diameter
k	=	Konstanta
v	=	Kecepatan
Q	=	Debit

r	=	Jari-jari
μ	=	Kekentalan cairan
l	=	Panjang saluran
E_i	=	Modulus Young
$A_{0,i}$	=	Area alas saat istirahat
$h_{0,i}$	=	Ketebalan pembuluh
R	=	Rasio Poisson
$A_{i,J}$	=	Area awal sel dari volume kontrol-u
$b_{i,J}$	=	Sumber momentum

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Matematika merupakan ilmu yang menjadi dasar pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi, misalnya dalam bidang kedokteran. Ilmu kedokteran merupakan ilmu yang mengkaji penyakit dalam tubuh manusia meliputi pendiagnosian, pencegahan maupun penyembuhannya. Ilmu kedokteran mempelajari banyak hal, salah satunya mempelajari tentang sistem kardiovaskuler. Sistem kardiovaskuler merupakan sistem yang bertugas untuk memompa darah dalam tubuh yang terdiri dari jantung sebagai pompa dan pembuluh darah (arteri, vena) sebagai jalur distribusi darah atau sistem kardiovaskuler lebih sering dikenal dengan sistem peredaran darah (Pappano & Wier, 2018). Aliran darah dari jantung menuju keseluruhan tubuh dibawa oleh pembuluh arteri. Dalam pendistribusian darah tersebut akan melewati salah satu bagian tubuh yaitu tungkai. Pembuluh arteri yang terletak didaerah tungkai ini disebut arteri perifer. Apabila terjadi gangguan dalam pendistribusian darah didaerah tungkai maka akan menyebabkan penyakit. Salah satu penyakit yang timbul dari gangguan tersebut adalah penyakit arteri perifer (PAP).

PAP umumnya disebabkan oleh penyempitan arteri di tungkai yang disebabkan oleh aterosklerosis (Selvin & Erlinger, 2004). Aterosklerosis adalah kondisi dari timbulnya penyumbatan aliran darah karena pembentukan plak di dalam pembuluh yang disebabkan oleh zat-zat diantaranya seperti lemak, kalsium dan kolesterol. Zat-zat tersebut lama-lama akan menempel dalam dinding arteri sehingga membentuk plak yang menebal dan dapat mempengaruhi laju aliran darah. Dalam kebanyakan kasus pengidap PAP ini mengalami gejala ringan atau bahkan dalam kasus tertentu tidak timbul gejala. Gejala umumnya ialah kaki terasa nyeri saat berjalan (klaudikasio) yaitu rasa sakit di kaki atau lengan yang timbul saat melakukan aktivitas (Nani & Syafri, 2018). Adapun gejala ringan yang lain adalah kesemutan, kaki terasa dingin, perubahan warna kulit pada kaki dan lain sebagainya. Gejala ringan tersebut dapat hilang apabila pengidap PAP beristirahat.

Apabila PAP semakin parah, gejala tersebut juga akan muncul walaupun dalam keadaan istirahat. Jika semakin serius dan tidak segera ditangani dapat menyebabkan kematian jaringan atau bahkan amputasi. PAP merupakan penyakit ketiga terbanyak akibat aterosklerosis setelah jantung koroner dan stroke.

Penyakit arteri perifer ini telah menjangkit banyak jiwa diseluruh dunia yaitu sebanyak 202 juta manusia pada tahun 2010 dimana 69.7% berasal dari negara penghasilan rendah sampai sedang yang akan terus meningkat (Fowkes dkk., 2013). Sementara itu Asia Tenggara sendiri memiliki prevalensi 8.87% dari 100.00 populasi seluruh dunia pada tahun 2010 (Fowkes dkk., 2017). Kemudian prevalensi yang ada di Indonesia sebesar 9.7% dalam penelitian *American Society of Cardiology* pada tahun 2016 (Gerhard-Herman dkk., 2017). Identifikasi faktor utama penyebab PAP adalah merokok, diabetes, hipertensi dan hiperkolesterolemia. Permasalahan mengenai PAP ini dapat dihubungkan kedalam ilmu matematika yaitu pemodelan matematika.

Pemodelan matematika merupakan cabang dalam bidang matematika yang dapat mewakili dan menjelaskan permasalahan di kehidupan nyata kedalam ekspresi matematis (Fatahillah dkk., 2019). Hasil representasi itu disebut model matematika. Ada tiga metode dalam menyelesaikan model matematika yaitu metode beda hingga, volume hingga dan elemen hingga. Terdapat penelitian yang relevan diantaranya penelitian oleh Amirullah (2019) berjudul tentang arteri koroner akibat pemasangan *stent* yang memperoleh semakin kecil ukuran diameter *stent* maka kecepatan aliran darah yang masuk ke daerah *stent* akan semakin cepat dan semakin kental darah maka kecepatan aliran darah akan semakin kecil. Kemudian oleh Pradina (2020) tentang aliran darah pada pembuluh darah arteri dan vena akibat kelainan jantung *single ventricle* yang memperoleh semakin besar diameter pembengkakan maka kecepatan aliran darahnya akan semakin kecil.

Berdasarkan penjabaran diatas akan dilakukan penelitian tentang penyempitan pembuluh darah akibat PAP dengan menggunakan metode volume hingga karena bentuk dari pembuluh darah arteri yang tidak beraturan dan metode ini cocok digunakan karena proses diskritisasi akan menjadi lebih mudah untuk menemukan nilai yang dicari (Fatahillah dkk., 2020). Metode volume hingga juga

sangat baik penggunaannya untuk simulasi numerik karena nilai ketelitian yang sangat tinggi (Fatahillah dkk., 2015). Penelitian ini akan dikembangkan dengan *Computational Fluid Dynamic* (CFD) dalam bentuk 3 dimensi dengan bantuan ANSYS dan menggunakan MATLAB untuk analisis model matematikanya.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas maka didapatkan permasalahan sebagai berikut :

- 1.) Bagaimana pengaruh ketebalan plak di dinding arteri terhadap kecepatan aliran darah akibat penyakit arteri perifer?
- 2.) Bagaimana tekanan pada aliran darah akibat penyakit arteri perifer?
- 3.) Bagaimana efektifitas metode volume hingga dalam menganalisis masalah aliran darah akibat penyakit arteri perifer?

1.3 Batasan Masalah

Untuk menghindari meluasnya permasalahan yang akan diteliti, maka permasalahan dalam penelitian ini akan dibatasi sebagai berikut :

- 1.) Fokus penelitian yang dianalisis adalah PAP yang disebabkan oleh plak;
- 2.) Proses yang dianalisis aliran darah akibat PAP berdasarkan ketebalan plak;
- 3.) Batasan usia subjek dalam penelitian ini ialah manusia dengan rentang umur 43-77 tahun.
- 4.) Metode penyelesaian yang digunakan metode volume hingga dengan teknik diskritisasi *Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations* (SIMPLE);
- 5.) Analisis numerik menggunakan bantuan *software* MATLAB;
- 6.) Proses simulasi menggunakan bantuan *software* ANSYS.

1.4 Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah dan latar belakang yang telah dipaparkan maka tujuan dari penelitian ini sebagai berikut :

- 1.) Mengetahui pengaruh ketebalan plak di dinding arteri terhadap kecepatan aliran darah akibat PAP;

- 2.) Mengetahui pengaruh tekanan pada aliran darah akibat PAP;
- 3.) Mengetahui efektifitas metode volume hingga dalam menganalisis aliran darah akibat PAP.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan dari hasil penelitian ini adalah sebagai berikut:

- 1.) Menambah pengetahuan baru bagi peneliti dalam bidang pemodelan matematika dengan memberikan kontribusi terhadap berkembangnya pengetahuan baru dalam pemodelan matematika menggunakan metode volume hingga;
- 2.) Menjadi sumber bacaan bagi peneliti lain yang ingin melakukan penelitian dalam bidang pemodelan matematika;
- 3.) Menambah pengetahuan peneliti dalam bidang kesehatan;
- 4.) Sebagai acuan peneliti lain untuk melakukan penelitian sejenis atau lebih lanjut.

1.6 Kebaharuan Penelitian

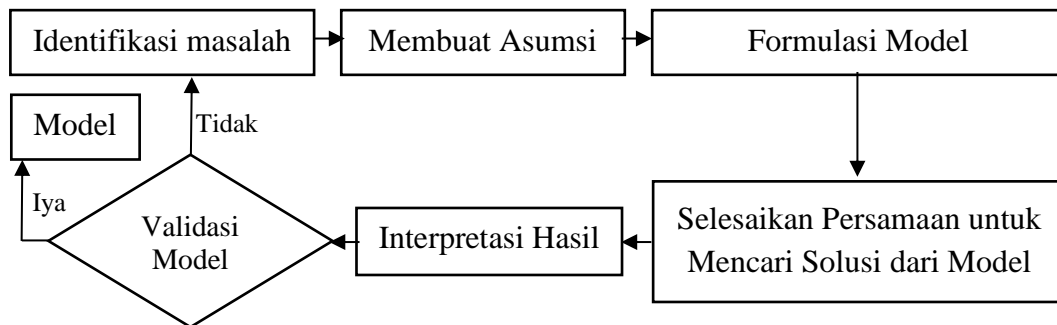
Adapun kebaruan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- 1.) Model matematika aliran darah pada penyempitan pembuluh darah menggunakan metode volume hingga dengan jenis penyakit yang diteliti yaitu penyakit arteri;
- 2.) Model matematika diselesaikan menggunakan diskritisasi SIMPLE dengan solusi numerik diselesaikan menggunakan MATLAB dan disimulasikan secara 3D menggunakan ANSYS.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Model dan Pemodelan Matematika

Model secara umum dapat diartikan sebagai usaha untuk menciptakan tiruan dari suatu fenomena atau peristiwa alam. Pada model matematika, tiruan yang dimaksud adalah dengan mendeskripsikan fenomena atau peristiwa alam kedalam suatu persamaan matematika (Fatahillah dkk., 2019). Proses dari pendeskripsian fenomena atau peristiwa alam kedalam suatu persamaan matematika disebut dengan pemodelan matematika. Proses pemodelan matematika dapat dinyatakan dalam alur diagram pada Gambar 2.1 berikut ini:



Gambar 2.1 Proses Pemodelan Matematika (Sumber:Ndii, 2018)

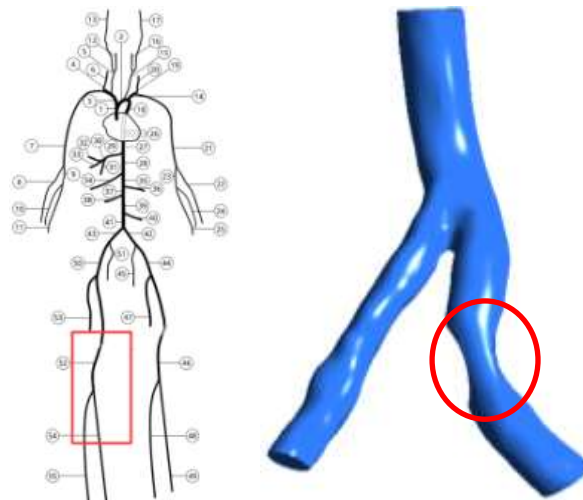
2.2 Penyakit Arteri Perifer

Penyakit arteri perifer (PAP) banyak ditemukan namun seringkali tidak terdiagnosa sehingga lepas dari penanganan. Hal ini merupakan masalah yang serius karena penderita PAP yang bergejala ataupun tidak akan menghadapi risiko kematian karena kejadian kardiovaskular. Penyebab PAP secara umum yang paling sering di dunia adalah aterosklerosis, dan sebagian kecil dapat disebabkan karena aneurisma, inflamasi, displasia arteri, kelainan kongenital, trauma dan infeksi (Purnomowati, 2016).

Aterosklerosis adalah kondisi dari timbulnya penyumbatan aliran darah karena pembentukan plak di dalam pembuluh yang disebabkan oleh zat-zat seperti lemak, kalsium dan kolesterol yang lama-lama akan menempel dalam dinding arteri sehingga membentuk plak yang menebal dan dapat mempengaruhi laju aliran darah

dari arteri jantung menuju ke tungkai. Kebanyakan kasus pengidap PAP mengalami gejala ringan atau bahkan tidak timbul gejala. Gejala umumnya ialah klaudikasio yaitu rasa sakit atau kram di kaki atau lengan yang timbul saat melakukan aktivitas (Nani & Syafri, 2018).

Penyakit arteri perifer dalam penelitian ini fokus pada penumpukan plak pada pembuluh arteri tibialis anterior kanan. Arteri tibialis anterior merupakan percabangan dari arteri poplitea (Qazi dkk., 2022). Letak dan bentuk pembuluh tersebut ditunjukkan pada Gambar 2.3 dan dibuat model gambarnya dengan ANSYS. Subjek yang diteliti ialah berdasarkan artikel milik Koeppl (2018) dan Crawford (2016) yaitu manusia yang memiliki rentang umur 43-77 tahun.



Gambar 2.2 Penyempitan Pembuluh Darah Akibat Plak (sumber: Koeppl dkk., 2018)

Darah di dalam arteri mengalir berbentuk laminar yang artinya kecepatan aliran darah dibagian tengah maupun yang dekat dengan permukaan dinding arteri dalam adalah sama besar. Aliran darah selalu berhubungan dengan viskositas.

Viskositas adalah gaya yang terbentuk akibat gesekan antara molekul dan partikel penyusun suatu fluida dalam pembuluh darah yang silinder. Menurut (Késmárky dkk., 2008) yang menjadi penentu utama dari viskositas darah yaitu hematokrit, agresi sel darah merah, dan viskositas plasma.

Rumus viskositas yaitu :

$$\eta = \frac{kPD}{v} \quad (2.1)$$

- η = Koefisien viskositas (Ns/m^2)
 k = Konstanta
 P = Tekanan (Pa)
 D = Diameter (m)
 v = Kecepatan (m/s^2)

2.2.1 Persamaan Fisika pada Penyempitan Pembuluh Darah

1. Hukum Poiseuille

Hukum Poiseuille dalam fisika menjelaskan tentang hubungan antara debit cairan Q yaitu volume cairan yang mengalir tiap detik, kekentalan cairan μ , panjang saluran l , radius saluran r dan beda tekanan ujung-ujung saluran P sebagai :

$$Q = \frac{P\pi r^4}{8\mu l} \quad (2.2)$$

Dimana :

- Q = Debit (liter/s)
 P = Tekanan (Pa)
 r = Jari-jari (m)
 μ = Kekentalan cairan ($N s/m^2$)
 l = Panjang saluran (m)

(Kusminarto, 2007).

2. Tekanan Aliran Darah

Menurut Koepl dkk. tahun 2018, persamaan tekanan aliran darah yang diperoleh dari persamaan Young-Laplace adalah :

$$p_i(z, t) = G_{0,i} \left(\sqrt{\frac{A_i}{A_{0,i}}} - 1 \right), G_{0,i} = \frac{\sqrt{\pi} \cdot h_{0,i} \cdot E_i}{(1 - R^2) \cdot \sqrt{A_{0,i}}} \quad (2.3)$$

- E_i = Modulus Young (N/m^2)
 $A_{0,i}$ = Area alas saat istirahat
 $h_{0,i}$ = Ketebalan pembuluh

$R =$ Rasio Poisson

2.2.2 Model Matematika

Model matematika penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer dibentuk dari hasil penurunan persamaan kontinuitas massa dan persamaan momentum yang didapat dari artikel (Koepl dkk., 2018).

1. Persamaan massa kecepatan aliran darah pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer.

$$\frac{\partial A_i}{\partial t} + \frac{\partial Q_i}{\partial z} = 0 \quad (2.4)$$

2. Persamaan momentum kecepatan aliran darah pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer.

$$\frac{\partial Q_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{Q_i}{A_i} \right) + \frac{A_i}{\rho} \frac{\partial p_i}{\partial z} = -K_r \frac{Q_i}{A_i} \quad (2.5)$$

2.2.3 Parameter Perhitungan SIMPLE

Parameter variabel yang digunakan dalam metode SIMPLE disajikan pada tabel 4.1 berikut:

Tabel 2.1 Parameter Variabel pada Metode SIMPLE

Simbol	Nilai	Keterangan
A_A	$1,386 \times 10^{-5} m^2$	Luas penampang <i>inlet boundary</i>
A_M	$0,554 \times 10^{-5} m^2$	Luas penampang daerah stenosis
A_Y	$1,386 \times 10^{-5} m^2$	Luas penampang <i>outlet boundary</i>
ρ	$1028 kg/m^3$	Massa jenis darah
p_0	11066 Pa	Tekanan awal
\dot{m}	0,02 kg/s	<i>Mass flow</i>
μ	0.0045 Pa.s	Viskositas darah
v	0,27 m/s	Kecepatan aliran darah normal
v_{max}	0,6 m/s	Kecepatan aliran darah maksimum

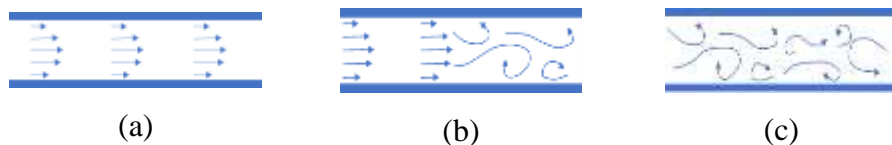
2.3 Fluida

Fluida adalah zat yang berdeformasi secara terus menerus selama dipengaruhi oleh suatu tegangan geser (Munson dkk., 2004). Sebuah tegangan (gaya per satuan luas) geser dapat tercipta ketika sebuah gaya tangensial bekerja pada sebuah

permukaan. Apabila benda-benda padat biasa seperti baja atau logam lainnya terkena oleh suatu tegangan geser, awalnya benda ini akan berdeformasi (biasanya sangat kecil), tetapi tidak akan terus menerus berdeformasi. Sedangkan cairan biasa seperti air, minyak dan udara memenuhi definisi dari fluida karena zat-zat tersebut akan mengalir apabila dikenai tegangan geser.

2.3.1 Jenis-jenis Aliran Fluida

- 1) Aliran Laminar, merupakan aliran fluida yang gerakan-gerakannya partikelnya sejajar dengan garis-garis arusnya.
- 2) Aliran Transisi merupakan aliran fluida yang partikelnya berada pada peralihan dari yang seragam menuju kondisi yang acak.
- 3) Aliran Turbulen merupakan aliran fluida yang tidak memiliki keteraturan lintasan. (Simanjuntak dkk., 2017).



Gambar 2.3 Jenis Aliran Fluida: (a) laminar, (b) transisi dan (c) turbulen

2.4 CFD (*Computational Fluid Dynamics*)

Aspek fisik dari setiap aliran fluida diatur oleh tiga prinsip dasar yaitu kekekalan massa, hukum kedua Newton dan kekekalan energi. Prinsip-prinsip fisika dasar tersebut dapat dinyatakan ke dalam bentuk persamaan matematika dasar yang bentuk paling umumnya berupa persamaan integral atau persamaan differensial parsial. CFD adalah seni mengganti turunan integral atau parsial ke dalam bentuk aljabar terdiskritisasi yang akan diselesaikan untuk mendapatkan angka nilai medan aliran pada titik diskrit dalam waktu atau ruang (Anderson, 1995). Hasil akhir dari CFD merupakan kumpulan angka. Solusi CFD umumnya membutuhkan manipulasi berulang yang mencapai ribuan bahkan jutaan yang secara manusiawi tidak bisa dilakukan tanpa bantuan komputer.

2.5 Metode Volume Hingga

Metode volume hingga adalah pendekatan numerik yang dapat digunakan untuk menyelesaikan banyak permasalahan, seperti halnya cairan mengalir. Metode volume hingga ini didasarkan pada bentuk integral dari hukum kekekalan (Fatahillah dkk., 2022). Cairan mengalir termasuk kedalam aliran fluida yang memiliki hukum kekekalan massa, kekekalan energi, hukum kekekalan momentum dan hukum fisika lainnya sesuai dengan permasalahan. Metode volume hingga memecahkan masalah model matematika dengan suatu titik-titik diskrit yang kontinu dan jarak antara titik-titik membentuk suatu *grid* atau *mesh* yang teratur. Persamaan yang terbentuk berupa nilai *node* perlu dilakukan pendiskritan. Dalam volume hingga terdapat beberapa teknik pendiskritan yang pemilihan tekniknya menyesuaikan permasalahan yang akan dicari penyelesaiannya. Dalam penelitian ini akan menggunakan teknik diskritisasi *Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations* (SIMPLE).

2.6 Teknik Diskritisasi *Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations* (SIMPLE)

Teknik Diskritisasi yang akan digunakan dalam penelitian ini adalah *Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations* (SIMPLE). Algoritma SIMPLE merupakan prosedur numerik yang penggunaannya banyak ditemui dalam Komputasi Dinamika Fluida (CFD) untuk menyelesaikan persamaan dasar yang mengatur mekanika fluida (Khawaja & Moatamedi, 2018). Dalam diskritisasi SIMPLE, pertama yang dilakukan ialah menyelesaikan persamaan diskritisasi momentum. Persamaan momentum u dan momentum v terdiskritisasi untuk kecepatan di lokasi (i, J) sebagai berikut:

$$a_{i,j}u_{i,j} = \sum a_{nb}u_{nb} - (p_{i,j} - p_{i-1,j})A_{i,j} + b_{i,j} \quad (2.6)$$

$$a_{i,j}v_{i,j} = \sum a_{nb}v_{nb} + (p_{i,j-1} - p_{i,j})A_{i,j} + b_{i,j} \quad (2.7)$$

Untuk memulai perhitung SIMPLE, medan tekanan p^* ditebak. Persamaan momentum (2.6) dan (2.7) diselesaikan dengan tebakan medan tekanan untuk menghasilkan komponen kecepatan u^* dan v^* sebagai berikut :

$$a_{i,j}u_{i,j}^* = \sum a_{nb}u_{nb}^* + (p_{i-1,j}^* - p_{i,j}^*)A_{i,j} + b_{i,j} \quad (2.8)$$

$$a_{i,j}v_{i,j}^* = \sum a_{nb}v_{nb}^* + (p_{i,j-1}^* - p_{i,j}^*)A_{i,j} + b_{i,j} \quad (2.9)$$

Selanjutnya definisikan p' sebagai perbedaan antara medan tekanan p yang benar dan medan tekanan yang ditebak p^* , sehingga :

$$p = p^* + p' \quad (2.10)$$

$$u = u^* + u' \quad (2.11)$$

$$v = v^* + v' \quad (2.12)$$

Substitusi medan tekanan p kedalam persamaan momentum dan menghasilkan medan kecepatan u dan v yang benar. Persamaan diskrit (2.8) dan (2.9) menghubungkan bidang kecepatan dengan bidang tekanan.

$$a_{i,j}u_{i,j}' = \sum a_{nb}u_{nb}' + (p_{i-1,j}' - p_{i,j}')A_{i,j} \quad (2.13)$$

$$a_{i,j}v_{i,j}' = \sum a_{nb}v_{nb}' + (p_{i,j-1}' - p_{i,j}')A_{i,j} \quad (2.14)$$

$\sum a_{nb}u_{nb}'$ dan $\sum a_{nb}v_{nb}'$ dapat dihilangkan untuk menyederhanakan persamaan (2.13) dan (2.14) diperoleh :

$$u_{i,j}' = u_{i,j}^* + d_{i,j}(p_{i-1,j}' - p_{i,j}') \quad (2.15)$$

$$v_{i,j}' = v_{i,j}^* + d_{i,j}(p_{i,j-1}' - p_{i,j}') \quad (2.16)$$

Serupa untuk $u_{i+1,j}$ dan $v_{i,j+1}$:

$$u_{i+1,j} = u_{i+1,j}^* + d_{i+1,j}(p_{i,j}' - p_{i+1,j}') \quad (2.17)$$

$$v_{i,j+1} = v_{i,j+1}^* + d_{i,j+1}(p_{i,j}' - p_{i,j+1}') \quad (2.18)$$

Dengan $d_{i+1,j} = \frac{A_{i+1,j}}{a_{i+1,j}}$ dan $d_{i,j+1} = \frac{A_{i,j+1}}{a_{i,j+1}}$

Substitusi persamaan kecepatan terkoreksi (2.15-2.18) ke persamaan kontinuitas diskrit (2.13-2.14) sehingga diperoleh persamaan:

$$a_{i,j}p_{i,j}' = a_{i+1,j}p_{i+1,j}' + a_{i-1,j}p_{i-1,j}' + a_{i,j+1}p_{i,j+1}' + a_{i,j-1}p_{i,j-1}' + b_{i,j}' \quad (2.19)$$

Identifikasi koefisien p' , bisa ditulis menjadi:

Tabel 2.2 Identifikasi Koefisien p'

$a_{I+1,J}$	$a_{I-1,J}$	$a_{I,J+1}$	$a_{I,J-1}$	$b'_{I,J}$
$(\rho dA)_{i+1,j}$	$(\rho dA)_{i,j}$	$(\rho dA)_{i,j+1}$	$(\rho dA)_{i,j}$	$(\rho u^* A)_{i,j} - (\rho u^* A)_{i+1,j} + (\rho v^* A)_{i,j} - (\rho v^* A)_{i,j+1}$

Persamaan (2.19) dinyatakan sebagai persamaan kontinuitas terdiskritisasi sebagai persamaan koreksi untuk tekanan p' . Algoritma SIMPLE memberikan metode perhitungan tekanan dan kecepatan, metode SIMPLE iteratif dan ketika skalar lain digabungkan dengan persamaan momentum, perhitungannya dilakukan secara berurutan. Berikut adalah urutan pengerjaan diskritisasi SIMPLE yaitu:

1. Mencari solusi eksak dengan rumus *mass flow* (2.20) dan persamaan bernoulli (2.21):

$$u = \frac{\dot{m}}{(\rho A)} \quad (2.20)$$

$$p_0 = p_N + \frac{1}{2} \rho u_N^2 = p_N + \frac{1}{2} \rho \frac{\dot{m}^2}{(\rho A_N)^2} \quad (2.21)$$

2. Diskritisasi persamaan momentum u

Bentuk diskrit dari persamaan momentum disajikan pada persamaan (2.22) adalah:

$$(\rho u A)_w u_w - (\rho u A)_e u_e = \frac{\Delta p}{\Delta x} \Delta V \quad (2.22)$$

Ruas kanan mewakili gradien tekanan yang terintegrasi volume kontrol ΔV dan $\Delta p = p_w - p_e$. Persamaan momentum diskrit untuk masalah satu dimensi ini dapat dinyatakan sebagai berikut:

$$a_p u_p^* = a_w u_w^* + a_e u_e^* \quad (2.23)$$

Dengan koefisien sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
a_w &= D_w + \max(F_w, 0) \\
a_e &= D_e + \max(0, -F_e) \\
a_p &= a_w + a_e + (F_w - F_e)
\end{aligned}$$

$D_w = D_e = 0$ dan F_e, F_w adalah laju aliran massa melalui arah barat dan timur volume kontrol u . S_u adalah gradien tekanan yang terintegrasi oleh volume kontrol.

Koefisien dari persamaan u diskrit diberikan oleh:

$$\begin{aligned}
F_w &= \rho A_w u_w \text{ dan } F_e = \rho A_e u_e \\
a_w &= F_w \\
a_e &= 0 \\
a_p &= a_w + a_e + (F_e - F_w) \\
S_u &= \Delta p \frac{1}{2} (A_w + A_e) = \Delta p A_p
\end{aligned} \tag{2.24}$$

Parameter d yang diperlukan dalam persamaan koreksi tekanan dihitung dari:

$$d = \frac{A_{av}}{a_p} = \frac{(A_w + A_e)}{2a_p} \tag{2.25}$$

3. Persamaan koreksi tekanan

Bentuk diskrit dari persamaan kontinuitas dalam satu dimensi adalah:

$$(\rho u A)_w - (\rho u A)_e = 0 \tag{2.26}$$

Sedangkan persamaan koreksi tekanannya adalah:

$$a_p p'_p = a_w p'_w + a_e p'_e + b' \tag{2.27}$$

Dengan:

$$\begin{aligned}
a_w &= (\rho d A)_w \text{ dan } a_e = (\rho d A)_e \\
b' &= F_w^* - F_e^*
\end{aligned} \tag{2.28}$$

Koreksi tekanan p' dalam metode SIMPLE digunakan untuk menghitung koreksi kecepatan u' , bidang tekanan dan bidang kecepatan yang dikoreksi menggunakan:

$$\begin{aligned}
p &= p^* + p' \\
u &= u^* + u'
\end{aligned} \tag{2.29}$$

Dengan $u' = d(p'_I - p'_{I+1})$ sehingga persamaan menjadi

$$u = u^* + d(p'_I - p'_{I+1}) \tag{2.30}$$

4. *Under relaxation*

$$\begin{aligned} u_{new} &= (1-0,8) \times u_{old} + 0,8 \times u_{calculated} \\ p_{new} &= (1-0,8) \times p_{old} + 0,8 \times p_{calculated} \end{aligned} \quad (2.31)$$

2.7 *Residual Convergence*

Residual merupakan nilai absolut yang dihasilkan dari selisih dari ruas kanan dan kiri persamaan momentum pada setiap *node*. Residu dalam CFD digunakan untuk menentukan konvergensi hasil numerik dari model persamaan. Residu global merupakan jumlah dari semua nilai residu setiap *node* yang digunakan sebagai indikator konvergensi dalam perhitungan aliran fluida. Nilai residual tidak pernah bernilai nol tetapi semakin rendah nilai residu maka solusi numerik semakin mendekati solusi aslinya. Uji konvergensi dalam CFD melibatkan spesifikasi toleransi untuk normalisasi residu global untuk massa, momentum, dan energi. Semakin kecil nilai toleransi maka semakin baik tingkat kekonvergenannya (Versteeg, 2007).

2.8 **Perangkat Lunak CFD**

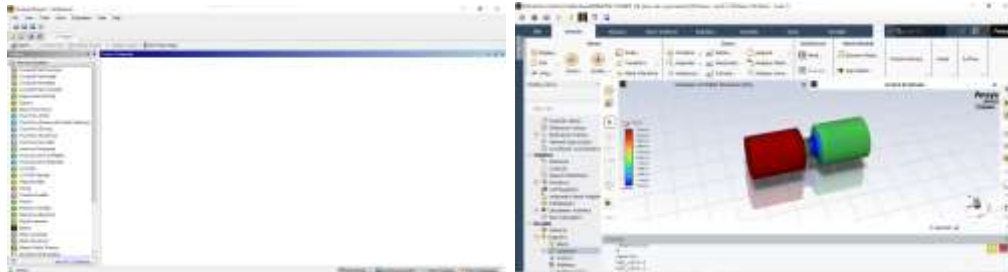
2.8.1 ANSYS

ANSYS merupakan *software* yang dikembangkan oleh perusahaan Ansys Inc yang kantor pusatnya berada di Canonsburg, Pennsylvania. ANSYS ini berisi paket pemodelan yang digunakan untuk memecahkan berbagai masalah mekanis secara numerik. Masalah tersebut meliputi masalah statis/dinamis, analisis struktur, perpindahan panas, fluida serta masalah akustik dan elektromagnetik (Nakasone dkk., 2006). Dalam penelitian ini akan memodelkan aliran darah yang termasuk dalam fluida sehingga paket pemodelan yang akan digunakan dalam ANSYS adalah FLUENT.

2.8.2 FLUENT

FLUENT merupakan salah satu jenis program CFD (*Computational Fluid Dynamics*) yang menggunakan metode volume hingga. FLUENT mempunyai fleksibilitas yang lengkap sehingga penyelesaian kasus aliran fluida dengan *mesh*

(*grid*) yang tidak terstruktur dengan cukup mudah. Jenis *mesh* yang bisa untuk FLUENT berupa tipe 2D *triangular-quadrilateral*, 3D *tetrahedral-hexahedral-pyramid-wedge* dan *mesh* campuran (Susanto & Pramana, 2012).



Gambar 2.4 Tampilan awal ANSYS dan FLUENT

2.9 MATLAB

Matrix Laboratory atau MATLAB adalah sebuah perangkat lunak (*software*) komputer yang dapat membantu untuk memecahkan berbagai masalah matematis. MATLAB banyak dimanfaatkan untuk menemukan solusi berbagai masalah numerik secara cepat, baik dari yang paling dasar hingga kompleks seperti mencari akar-akar polinomial, perhitungan matriks, interpolasi data dan metode numerik. Dapat membantu menemukan solusi numerik serta dapat memberikan visualisasi fungsi mulai dari yang sederhana hingga kompleks. Merupakan *software* bahasa pemrograman tingkat tinggi sehingga banyak digunakan pada : (1) matematika dan komputasi, (2) pengembangan dan algoritma, (3) pemrograman modeling, simulasi dan pembuatan prototipe, (4) analisa data, eksplorasi dan visualisasi, (5) analisis numerik dan statistik dan (6) pengembangan aplikasi teknik (Cahyono, 2016).

BAB 3. METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

Penelitian yang dilakukan termasuk kedalam jenis penelitian simulasi. Penelitian simulasi merupakan penelitian yang bertujuan untuk membuat replika atau visualisasi dari sebuah sistem yang nyata dalam kehidupan sehari-hari. Dalam penelitian ini dimodelkan aliran pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer karena *aterosklerosis* menggunakan metode volume hingga sehingga dapat memperoleh data atau hasil yang mendekati keadaan sesungguhnya.

3.2 Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan di laboratorium virtual matematika gedung III FKIP Universitas Jember untuk menyelesaikan perhitungan numerik dan *Computational Fluid Dynamics* yang dilengkapi *software* kebutuhan penelitian yaitu MATLAB dan ANSYS.

3.3 Prosedur Penelitian

Suatu penelitian yang baik memerlukan rancangan penelitian yang berisi tahapan-tahapan dalam penelitian. Tahapan penelitian tersebut digunakan sebagai acuan untuk menjalankan penelitian sehingga dapat memperoleh data - data yang akan dianalisis yang kemudian menghasilkan kesimpulan yang sesuai dengan tujuan penelitian. Adapun tahapan dalam penelitian ini sebagai berikut:

- 1) melakukan studi pustaka tentang materi-materi yang berhubungan dengan aliran darah pada pengidap penyakit arteri perifer, metode volume hingga dan CFD;
- 2) mengumpulkan data yang dibutuhkan dalam penelitian ini berupa data simulasi;
- 3) membuat model matematika aliran darah pengidap penyakit arteri perifer menggunakan metode volume hingga;

- 4) membuat bentuk geometri dan menentukan kondisi batas (*boundary condition*) pada aliran penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer;
- 5) simulasi menggunakan FLUENT;
- 6) menganalisis hasil simulasi FLUENT;
- 7) menyelesaikan model matematika aliran darah pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer menggunakan metode volume hingga dan diskritisasi SIMPLE;
- 8) membuat algoritma dan pemrograman MATLAB;
- 9) menganalisis algoritma dan keadaan aliran penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer;
- 10) melakukan validasi (untuk menentukan konvergensi);
- 11) memberikan kesimpulan dan hasil.

Langkah - langkah penelitian disajikan dalam bentuk diagram alir (*flowchart*) pada Gambar 3.1.

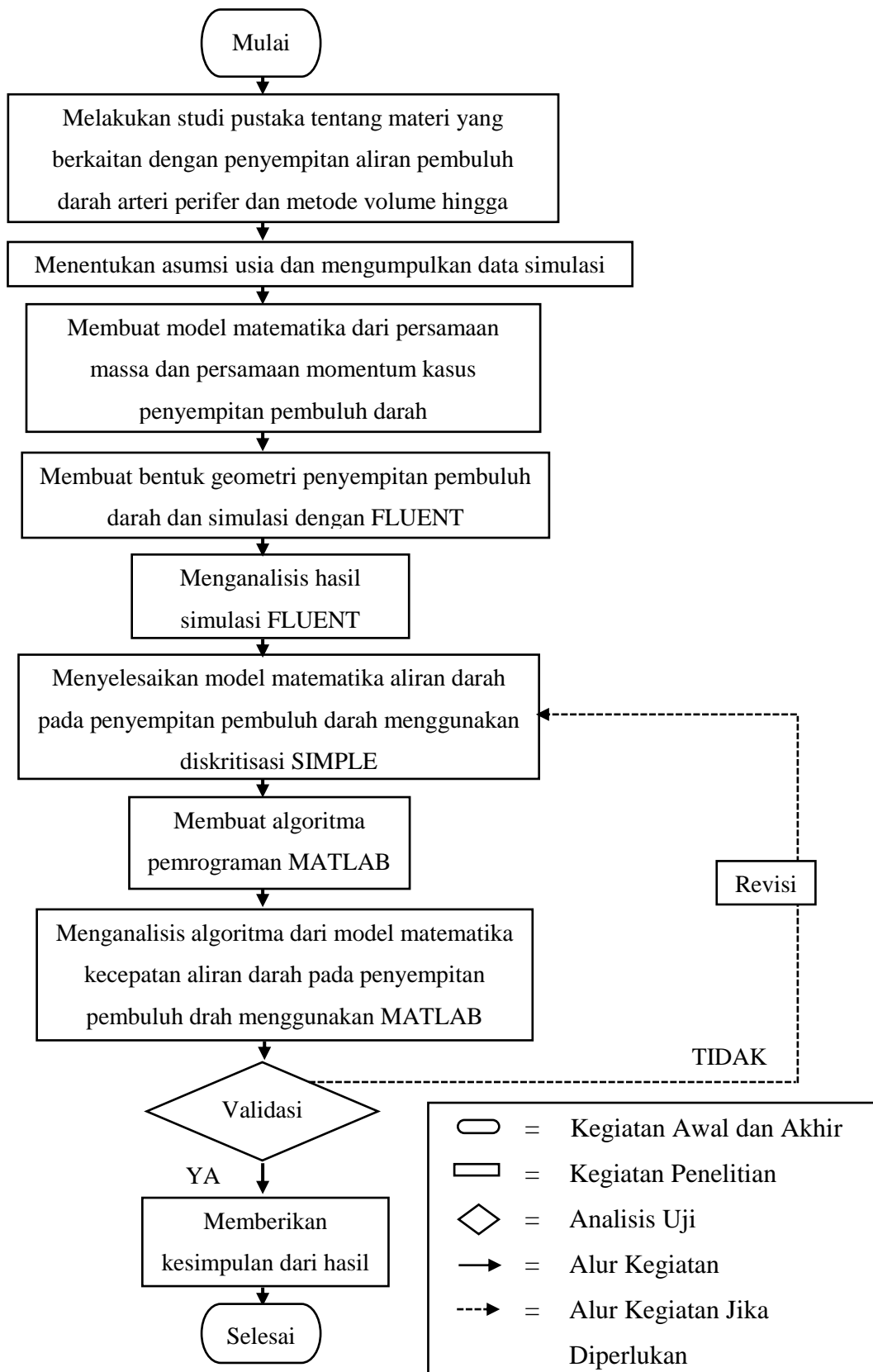
3.4 Metode Pengumpulan Data

Pengumpulan data dalam penelitian ini menggunakan metode dokumentasi. Metode dokumentasi merupakan metode pengumpulan data yang berupa hal-hal atau variabel yang terdiri dari catatan, transkrip, buku, surat kabar, majalah, prasasti, agenda dan lain sebagainya (Arikunto, 2010). Data-data kebutuhan penelitian akan diperoleh dari berbagai sumber seperti buku, jurnal ilmiah serta dari catatan dan internet.

3.5 Analisis Data

Data merupakan kebutuhan dalam melakukan penelitian. Analisis data merupakan langkah yang dibutuhkan untuk mengolah data sehingga kita dapat mencapai suatu kesimpulan yang sesuai dan akurat. Data dalam penelitian ini menggunakan data sekunder yaitu data yang diperoleh secara tidak langsung atau diperoleh dari jurnal, buku ilmiah dan catatan internet dengan teknik pengumpulan data dokumentasi. Dalam penelitian ini data yang digunakan adalah data simulasi.

Langkah pertama menganalisis ialah menentukan tebakan tekanan dengan cara mensimulasikan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer pada FLUENT. Selanjutnya tebakan tekanan beserta parameter yang telah didapat dimasukkan kedalam proses pendiskritisasian dengan teknik SIMPLE yang akan menghasilkan nilai koreksi tekanan dan kecepatan. Kemudian hasil dari pendiskritisasian dengan teknik SIMPLE berupa tekanan dan kecepatan yang terkoreksi. Tekanan dan kecepatan yang diperoleh dari teknik SIMPLE tersebut dibuat kedalam bentuk diagram garis yang kemudian dibandingkan dan dianalisis dengan tekanan dan kecepatan yang diperoleh dari simulasi pada FLUENT. Selanjutnya menggunakan program MATLAB untuk mendapatkan kontur pengaruh tekanan. Terakhir menganalisis grafik dan iterasi *residual scaled* pada simulasi FLUENT untuk mengetahui kekonvergenan. Semakin kecil nilai residu yang dihasilkan maka tingkat kekonvergesian semakin baik atau dikatakan solusi numerik semakin akurat. Iterasi dalam simulasi FLUENT akan berhenti secara otomatis jika sudah mencapai konvergen.



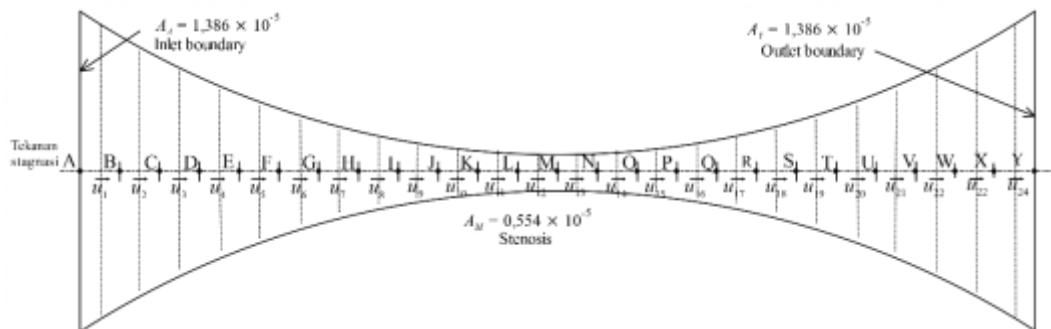
Gambar 3.1 Diagram Alir

BAB 4.HASIL DAN PEMBAHASAN

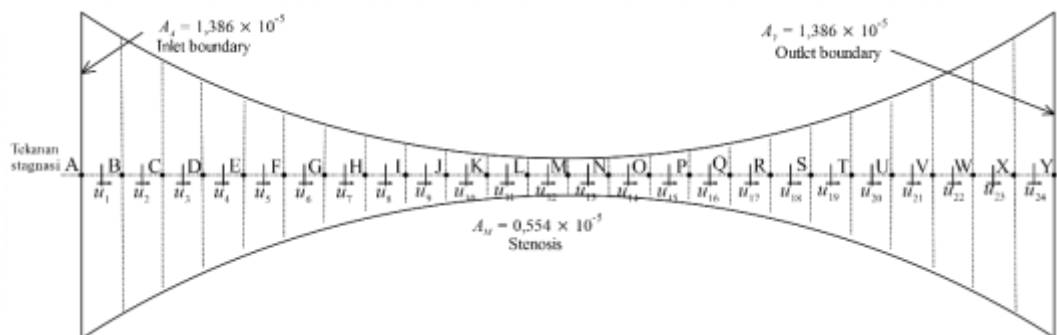
4.1 Penyelesaian menggunakan SIMPLE

Model matematika kecepatan aliran darah pada penyempitan pembuluh darah penyebab penyakit arteri perifer dibentuk dari persamaan massa dan persamaan momentum yang dalam penelitian ini diselesaikan menggunakan diskritisasi SIMPLE (*Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations*).

Langkah awal penyelesaian menggunakan sistem grid dari stenosis yang ditunjukkan pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 dengan 25 *node* tekanan dan 24 *node* kecepatan. *Node* tekanan ditandai dengan simpul $I = A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K, L, M, N, O, P, R, S, T, U, V, W, X$ dan Y . *Node* kecepatan ditandai dengan simpul $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23$ dan 24.



Gambar 4.1 Grid Volume Kontrol Tekanan



Gambar 4.2 Grid Volume Kontrol Kecepatan

Penyelesaian metode SIMPLE mengambil data dari artikel milik Koeppel (2018) dan Crawford (2016). Nilai dari parameter pada Tabel 2.1 disubstitusikan dalam persamaan metode SIMPLE. Untuk memperoleh solusi eksak kecepatan dan tekanan dihitung dari persamaan (2.20) dan persamaan (2.21).

Solusi eksak kecepatan dan tekanan disajikan pada Tabel 4.2. Kemudian diperlukan nilai tebakan awal setiap *node* tekanan untuk menentukan nilai tekanan terkoreksi. Tebakan awal diperoleh dari asumsi yang disajikan pada Tabel 4.1

Tabel 4.1 Tebakan Awal Bidang Tekanan

<i>I</i>	$p_I^*(Pa)$	<i>I</i>	$p_I^*(Pa)$	<i>I</i>	$p_I^*(Pa)$	<i>I</i>	$p_I^*(Pa)$	<i>I</i>	$p_I^*(Pa)$
A	12180	F	11801	K	11422	P	11498	U	11877
B	12104	G	11725	L	11346	Q	11573	V	11953
C	12028	H	11649	M	11270	R	11649	W	12028
D	11953	I	11573	N	11346	S	11725	X	12104
E	11877	J	11498	O	11422	T	11801	Y	12180

Tabel 4.2 Nilai eksak menggunakan persamaan Bernoulli

Volume kontrol tekanan			Volume Kontrol Kecepatan		
<i>I</i>	$A_I(m^2)$	$P_I(Pa)$	<i>i</i>	$A_i(m^2)$	$u_i(m/s)$
A	0,00001386	12034	1	0,00001351	0,54587664
B	0,00001317	12019	2	0,00001282	0,57538349
C	0,00001247	12000	3	0,00001213	0,60826255
D	0,00001178	11978	4	0,00001143	0,64512694
E	0,00001109	11953	5	0,00001074	0,68674804
F	0,00001040	11921	6	0,00001005	0,73410997
G	0,00000970	11883	7	0,00000936	0,78848848
H	0,00000901	11835	8	0,00000866	0,85156756
I	0,00000832	11776	9	0,00000797	0,92561692
J	0,00000762	11699	10	0,00000728	1,01377091
K	0,00000693	11598	11	0,00000658	1,12048364
L	0,00000624	11461	12	0,00000589	1,25230524
M	0,00000554	11270	13	0,00000520	1,37169207
N	0,00000624	11448	14	0,00000589	1,21031653
O	0,00000693	11576	15	0,00000658	1,08291479
P	0,00000762	11670	16	0,00000728	0,97978005
Q	0,00000832	11742	17	0,00000797	0,89458178
R	0,00000901	11798	18	0,00000866	0,82301524
S	0,00000970	11842	19	0,00000936	0,76205115
T	0,00001040	11878	20	0,00001005	0,70949590
U	0,00001109	11908	21	0,00001074	0,66372197
V	0,00001178	11932	22	0,00001143	0,62349639

Volume kontrol tekanan			Volume Kontrol Kecepatan		
I	$A_I(m^2)$	$P_I(Pa)$	i	$A_i(m^2)$	$u_i(m/s)$
W	0,00001247	11952	23	0,00001213	0,58786803
X	0,00001317	11969	24	0,00001282	0,55609138
Y	0,00001386	11984			

4.1.1 Nilai Numerik Persamaan Momentum

Nilai numerik persamaan momentum ditentukan dengan cara mensubstitusikan nilai koefisien yang ditentukan dengan persamaan (2.24), disubstitusikan ke dalam persamaan momentum (4.23). Penyelesaian dengan persamaan (2.23) diperoleh persamaan diskritisasi momentum untuk setiap *node*. Persamaan diskritisasi momentum diselesaikan dengan substitusi maju mulai dari *node* 1, untuk memperoleh tebakan kecepatan.

Tabel 4.3 Nilai Tebakan Kecepatan (u^*) dan parameter (d)

i	$u_i^*(m/s)$	d_i	i	$u_i^*(m/s)$	d_i
1	4,69199170	0,00021309	13	4,25818280	0,00007080
2	4,70656609	0,00019709	14	4,30879264	0,00008131
3	4,72026245	0,00018642	15	4,34791094	0,00009185
4	4,73306285	0,00017574	16	4,37828477	0,00010241
5	4,74494323	0,00016507	17	4,40179248	0,00011298
6	4,75587059	0,00015440	18	4,41976231	0,00012357
7	4,76579881	0,00014372	19	4,43316027	0,00013416
8	4,77466174	0,00013304	20	4,44270583	0,00014477
9	4,78236188	0,00012235	21	4,44894591	0,00015538
10	4,78875062	0,00011167	22	4,45230372	0,00016600
11	4,79359241	0,00010097	23	4,45311191	0,00017662
12	4,79649572	0,00009027	24	4,73146320	0,00020472

4.1.2 Nilai Numerik Persamaan Koreksi Tekanan

Nilai numerik dari persamaan koreksi tekanan diperoleh dengan mensubstitusikan nilai parameter yang diketahui kedalam persamaan (2.27) dan persamaan (2.28). Tekanan *node* A dan Y diasumsikan bernilai nol, $p'_A, p'_Y = 0$. Persamaan koreksi tekanan diselesaikan dengan metode *Gauss-Seidel* untuk menentukan nilai koreksi tekanan pada *node* B sampai dengan X. Solusi yang dihasilkan sebagai berikut:

Tabel 4.4 Koreksi Tekanan

I	$p_I'(Pa)$	I	$p_I'(Pa)$	I	$p_I'(Pa)$	I	$p_I'(Pa)$
A	0	H	41808,84461	O	-43572,81564	V	-28487,66923
B	7780,229538	I	42120,20105	P	-52436,57492	W	-19570,52936
C	15433,88926	J	39157,79183	Q	-55289,0906	X	-10223,53069
D	22618,79008	K	31581,12408	R	-54071,91301	Y	0
E	29146,9104	L	17375,65876	S	-50052,80845		
F	34767,63653	M	6598,781528	T	-44085,27108		
G	39142,72077	N	-25610,21388	U	-36758,48148		

Nilai koreksi tekanan pada Tabel 4.4 dijumlahkan dengan nilai tebakan awal bidang tekanan pada Tabel 4.1 untuk memperoleh nilai tekanan terkoreksi dengan menggunakan persamaan (2.29) yang hasilnya ditunjukkan pada tabel berikut:

Tabel 4.5 Tekanan dan Kecepatan Terkoreksi

Tekanan Terkoreksi						Kecepatan Terkoreksi					
I	$p_I(Pa)$	$error$	I	$p_I(Pa)$	$error$	i	$u_i(m/s)$	$error$	i	$u_i(m/s)$	$error$
A	12135	1%	N	11975	5%	1	0,30341	-44%	14	0,57693	-52%
B	12130	1%	O	12000	4%	2	0,31981	-44%	15	0,51620	-52%
C	12124	1%	P	12031	3%	3	0,33809	-44%	16	0,46704	-52%
D	12118	1%	Q	12055	3%	4	0,35858	-44%	17	0,42643	-52%
E	12110	1%	R	12074	2%	5	0,38171	-44%	18	0,39231	-52%
F	12100	2%	S	12088	2%	6	0,40804	-44%	19	0,36325	-52%
G	12088	2%	T	12100	2%	7	0,43826	-44%	20	0,33820	-52%
H	12074	2%	U	12110	2%	8	0,47332	-44%	21	0,31638	-52%
I	12055	2%	V	12118	2%	9	0,51448	-44%	22	0,29721	-52%
J	12031	3%	W	12124	1%	10	0,56348	-44%	23	0,28022	-52%
K	12000	3%	X	12130	1%	11	0,59693	-47%	24	0,26508	-52%
L	11975	4%	Y	12135	1%	12	0,62279	-50%			
M	11960	6%				13	0,65386	-52%			

Proses iterasi algoritma SIMPLE membutuhkan *under-relaxation*. Iterasi berikutnya dikatakan faktor *under-relaxation* untuk tekanan dan kecepatan adalah 0,8. Perhitungan *under-relaxation* digunakan sebagai tebakan kecepatan dan tekanan baru untuk iterasi selanjutnya. *Under-relaxation* dapat ditentukan dengan persamaan (2.31). Perhitungan tekanan dan kecepatan iterasi selanjutnya disajikan pada tabel berikut:

Tabel 4.6 Tebakan Tekanan dan Kecepatan Iterasi-2

I	$p_I'(Pa)$	I	$p_I'(Pa)$	i	$u_i^*(m/s)$	i	$u_i^*(m/s)$
A	12144	N	11891	1	1,16113	14	1,42084

<i>I</i>	$p_i'(Pa)$	<i>I</i>	$p_i'(Pa)$	<i>i</i>	$u_i^*(m/s)$	<i>i</i>	$u_i^*(m/s)$
B	12125	O	11929	2	1,17113	15	1,37472
C	12105	P	11962	3	1,18113	16	1,32330
D	12085	Q	11990	4	1,19716	17	1,28254
E	12063	R	12016	5	1,21452	18	1,24929
F	12040	S	12035	6	1,23348	19	1,22150
G	12016	T	12050	7	1,25436	20	1,19780
H	11989	U	12065	8	1,27760	21	1,17723
I	11959	V	12077	9	1,30377	22	1,15910
J	11925	W	12088	10	1,33359	23	1,14289
K	11884	X	12094	11	1,36806	24	1,12823
L	11860	Y	12100	12	1,40853		
M	11843			13	1,45695		

4.2 Efektifitas Metode Volume Hingga

Tahapan yang dilakukan untuk mengetahui efektivitas metode volume hingga dalam penelitian ini yaitu membentuk program simulasi kecepatan, tekanan dan residual aliran pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer menggunakan *software* MATLAB dan FLUENT yang diselesaikan dengan metode volume hingga.

4.2.1 Pemrograman

Tahap pemrograman terdiri dari tahap pemodelan dan tahap formulasi numerik. Pemrograman dari model matematika dijabarkan dari metode volume hingga. Diskritisasi dengan metode SIMPLE diselesaikan untuk mengetahui pengaruh kecepatan dan tekanan aliran darah terhadap penyempitan pembuluh darah berupa solusi numerik, plot grafik, dan residual dari proses iterasi. Adapun rincian tahapan pemrogramannya sebagai berikut:

A. Tahap pemodelan

Model matematika yang dibentuk berdasarkan metode volume hingga dengan diskritisasi SIMPLE digunakan untuk mengetahui pengaruh kecepatan dan tekanan aliran darah berdasarkan besarnya stenosis atau diameter penyempitan yang terjadi pada pembuluh arteri tibialis anterior kanan. Data didapat dari artikel milik Koepl (2018). Terdapat tiga stenosis yang akan disimulasikan untuk mengetahui pengaruh tekanan dan

kecepatan terhadap stenosis yaitu 20%, 40% dan 60% , kecepatan awal 0,27 m/s, viskositas darah 0,0045 Pa.s, massa jenis darah (ρ) 1028 kg/m³.

B. Formulasi Numerik

Tahap formulasi numerik dalam penelitian ini merupakan konversi metode volume hingga dengan metode diskritisasi SIMPLE. Bentuk solusi numerik dalam pemrograman MATLAB untuk menentukan kontur tekanan pada aliran penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer. Formulasi Numerik untuk mengetahui perubahan kontur tekanan dapat dilihat pada Lampiran D.

Model matematika analisis kecepatan dan tekanan pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer yang telah dibentuk menggunakan metode volume hingga diselesaikan dengan metode numerik. Hasil dari metode numerik berupa iterasi. Efektifitas metode volume hingga dalam menyelesaikan model matematika dapat diketahui dengan menentukan kekonvergenan iterasi yang dihasilkan. Penentuan konvergensi dalam penelitian menggunakan analisis grafik residual yang diperoleh dari simulasi aliran menggunakan FLUENT. Residu yang dihasilkan dalam solusi iterasi numerik tidak pernah bernilai nol absolut dan semakin kecil nilai residu yang dihasilkan maka tingkat kekonvergensi semakin baik atau dikatakan solusi numerik semakin akurat.

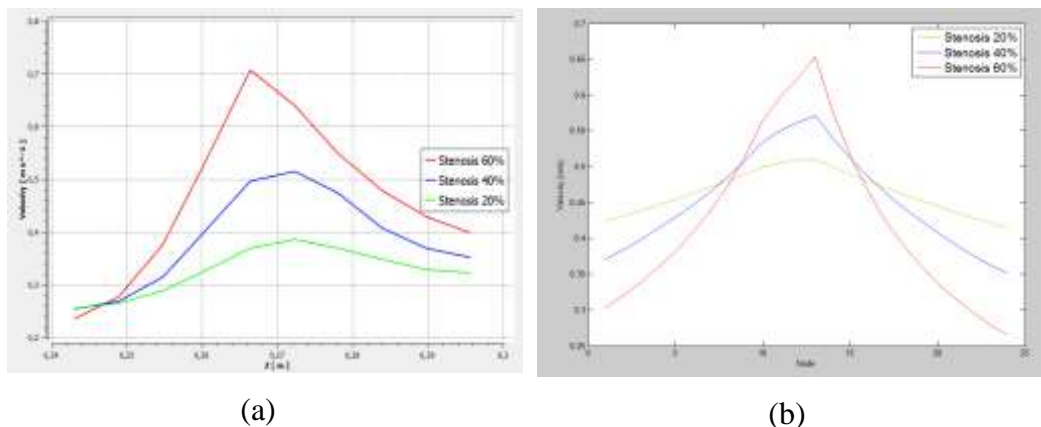
4.3 Analisis dan Pembahasan

Permasalahan kecepatan dan tekanan aliran pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer diselesaikan menggunakan MATLAB dan FLUENT. Efektivitas metode volume hingga diselesaikan menggunakan diskritisasi SIMPLE yang kemudian dilakukan perhitungan dengan MATLAB untuk memperoleh grafik dan kontur dari pengaruh kecepatan dan tekanan terhadap penyempitan. Proses simulasi FLUENT terdapat nilai iterasi dan *Residual* yang digunakan untuk menentukan kekonvergenan.

4.3.1 Komputasi MATLAB

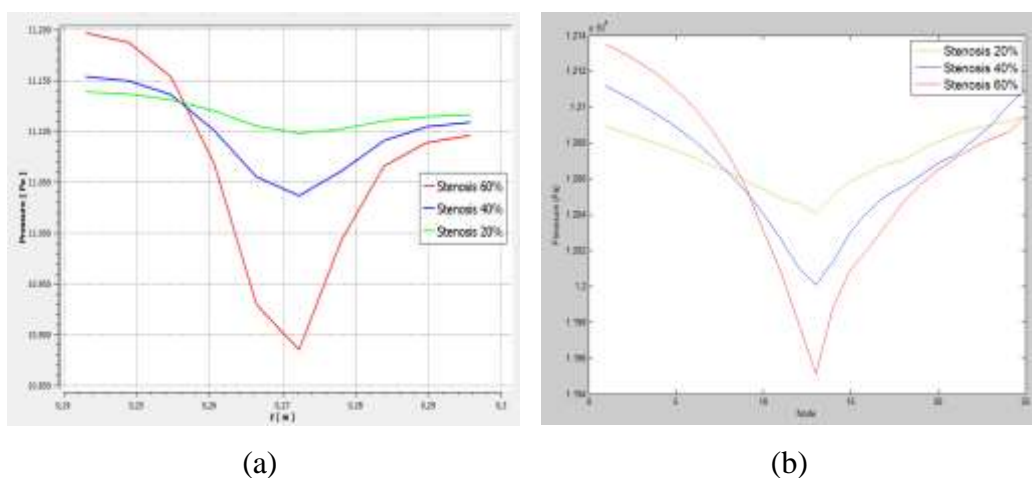
Komputasi MATLAB ini memperoleh hasil berupa grafik dan kontur warna dari permasalahan penelitian. Terdapat 3 stenosis atau besar penyempitan yang

diteliti yaitu 20%, 40% dan 60% dari pembuluh darah normal untuk mengetahui bagaimana pengaruhnya terhadap kecepatan pada pembuluh darah. Grafik yang dihasilkan ditunjukkan pada Gambar 4.3.



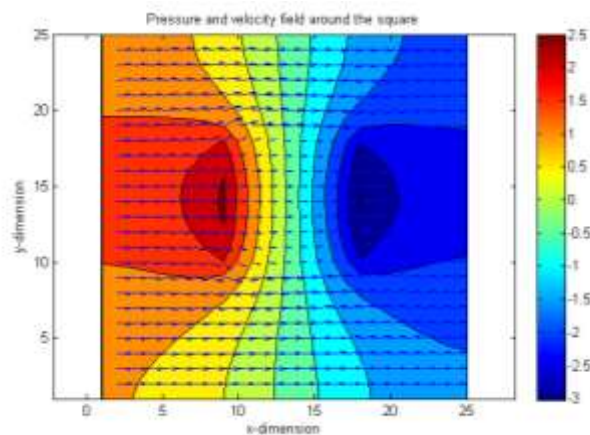
Gambar 4.3 Simulasi Kecepatan Aliran Darah (a) Grafik dari FLUENT; (b) Grafik dari MATLAB

Gambar 4.3 merupakan hasil visualisasi simulasi kecepatan aliran darah. Terlihat dalam gambar berupa grafik kecepatan dengan garis berwarna hijau, biru dan merah. Warna hijau untuk kecepatan yang dipengaruhi stenosis 20%, biru 40% dan merah 60%. Grafik tersebut menunjukkan masing-masing stenosis memiliki kecepatan tertingginya yaitu pada FLUENT $0,38 \text{ m/s}$, $0,52 \text{ m/s}$, $0,71 \text{ m/s}$ dan pada MATLAB $0,510783604 \text{ m/s}$, $0,571029278 \text{ m/s}$, $0,65386 \text{ m/s}$. Menurut data grafik tersebut stenosis 60% memiliki kecepatan aliran darah tertinggi dan disimpulkan bahwa semakin besar stenosis pada pembuluh darah maka aliran kecepatan darahnya akan semakin besar atau tinggi.



Gambar 4.4 Simulasi tekanan aliran darah (a) Grafik dari FLUENT; (b) Grafik dari Matlab

Gambar 4.4 adalah visualisasi simulasi tekanan aliran darah. Gambar tersebut menunjukkan grafik tekanan dengan garis hijau, biru dan merah. Warna hijau untuk kecepatan yang dipengaruhi oleh stenosis 20%, biru 40% dan merah 60%. Dari grafik tersebut menunjukkan bahwa tekanan aliran darah pada setiap stenosis mengalami penurunan. Penurunan tekanan paling signifikan dialami oleh stenosis 60%.

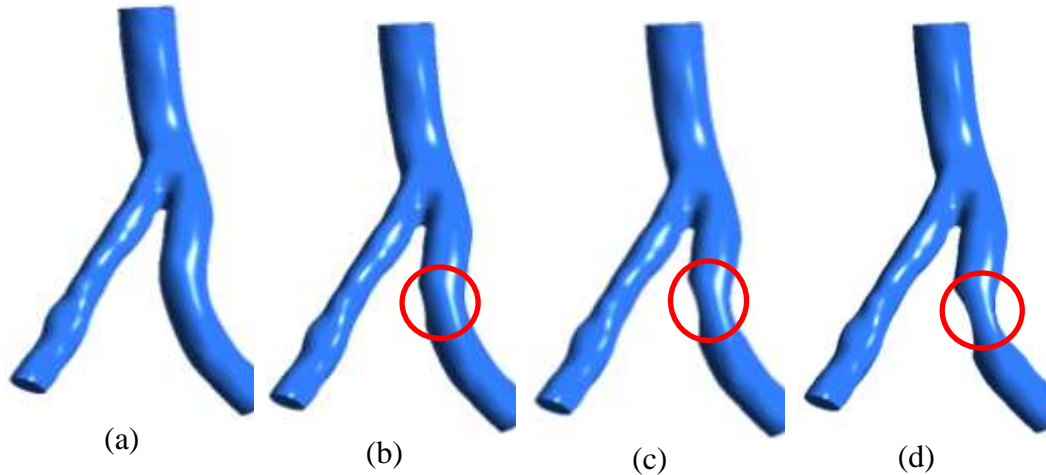


Gambar 4.5 Kontur Warna Pengaruh Tekanan

Selanjutnya Gambar 4.5 menunjukkan kontur warna tekanan pembuluh darah dari *inlet boundary* menuju stenosis. Dari gambar tersebut menunjukkan perubahan warna dari merah hingga berubah menjadi biru. Perubahan warna darah merah ke biru ini menunjukkan tekanan aliran darah mengalami penurunan saat menuju ke daerah yang mengalami penyempitan sehingga disimpulkan bahwa tekanan aliran darah akan semakin kecil saat menuju daerah penyempitan.

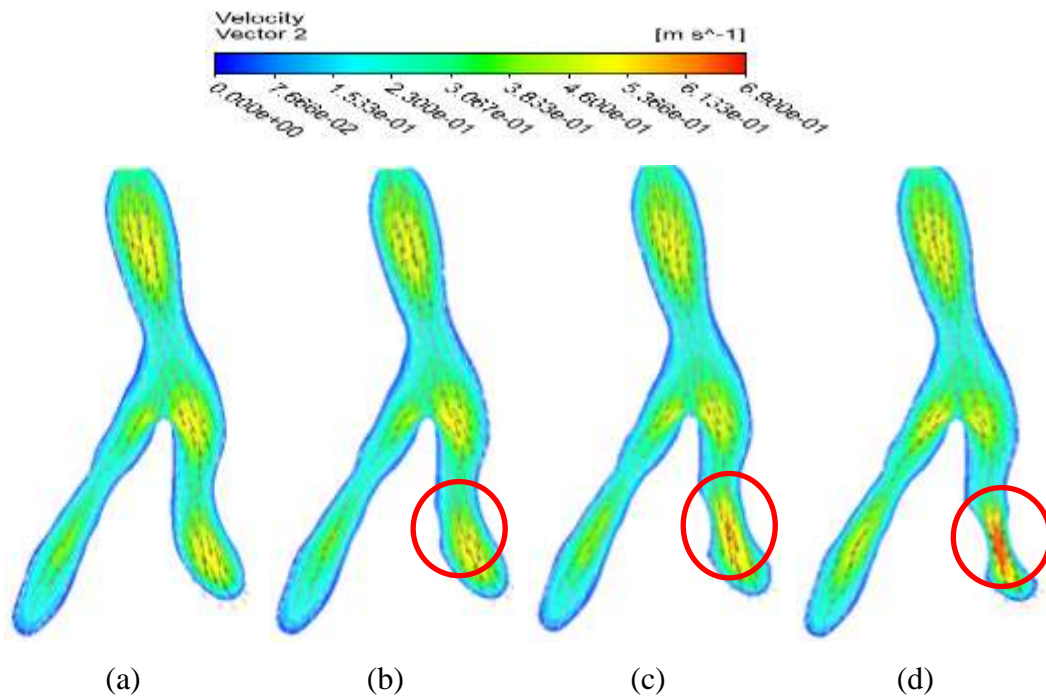
4.4 Visualisasi Simulasi FLUENT

Aliran pada penyempitan pembuluh darah penyebab penyakit arteri perifer disimulasikan dan disajikan dalam bentuk gambar. Dibuat 4 desain pembuluh darah yaitu pembuluh darah normal dan mengalami stenosis atau penyempitan berbeda sebesar 20%, 40% dan 60% yang ditunjukkan pada Gambar 4.6. Besar stenosis ini menandakan adanya penumpukan plak yang mempengaruhi ukuran diameter pembuluh darah.



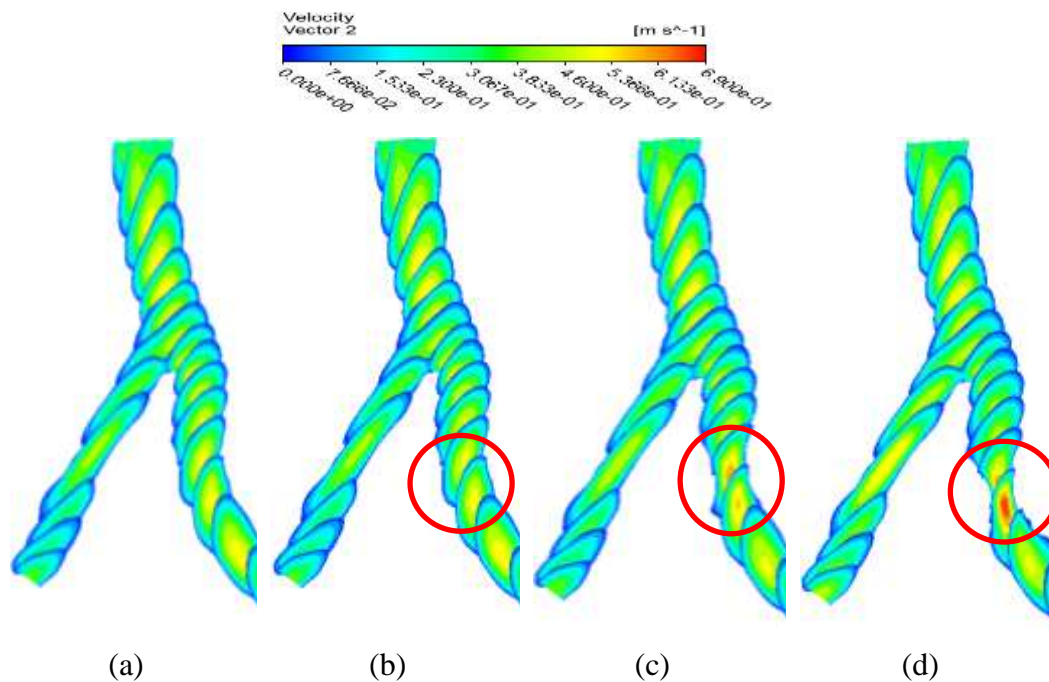
Gambar 4.6 Desain Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%

Disajikan kontur warna dari kecepatan aliran darah pada Gambar 4.7 dan Gambar 4.8 di bawah. Setiap warna akan mewakili bagaimana kecepatan aliran dalam pembuluh darah yang normal dan mengalami stenosis sebesar 20%, 40% dan 60%. Kecepatan awal yang digunakan adalah $0,27 \text{ m/s}$ dan gradasi warna kecepatan dimulai dari warna biru yang mewakili kecepatan terendah sampai warna merah untuk mewakili kecepatan tertinggi.



Gambar 4.7 Kecepatan Aliran Pada Penyempitan Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%

Pada Gambar 4.7 menunjukkan bagaimana pergerakan aliran darah oleh vektor berwarna hitam dan bagaimana kecepatan aliran darah saat memasuki daerah penyempitan yang ditunjukkan oleh kontur warna.

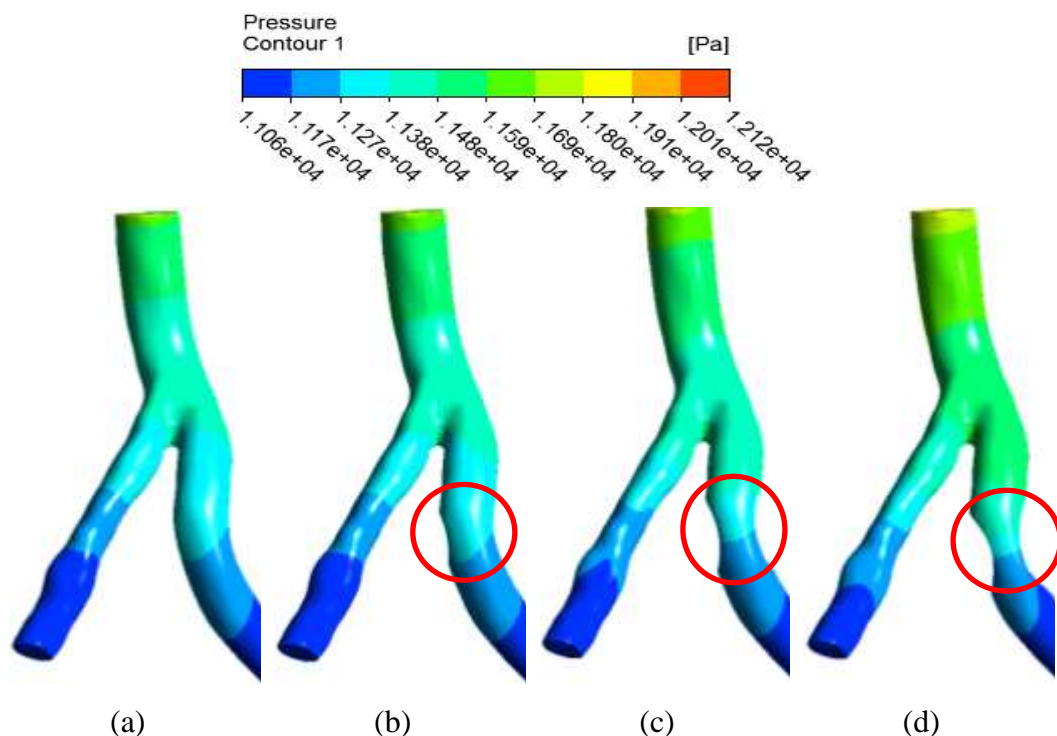


Gambar 4.8 Kecepatan Aliran Pada Penyempitan Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%

Berdasarkan hasil simulasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.7 dan Gambar 4.8, terlihat adanya perubahan kontur warna darah saat memasuki daerah penyempitan. Gambar 4.8 (a) terlihat tidak ada perubahan kontur warna pada titik yang mengalami stenosis mengindikasikan kecepatan tidak berubah. Gambar 4.8 (b) masih tidak ada perubahan warna saat melewati stenosis. Gambar 4.8 (c) terdapat perubahan warna yaitu munculnya warna oranye saat memasuki daerah penyempitan yang mengindikasikan adanya peningkatan kecepatan. Gambar 4.8 (d) terdapat perubahan warna yang signifikan yaitu munculnya oranye dan merah yang mengindikasikan kecepatan mengalami peningkatan yang signifikan pada stenosis 60%.

Simulasi selanjutnya yaitu untuk mengetahui pengaruh tekanan aliran darah yang ditunjukkan pada Gambar 4.9 di bawah. Sama seperti simulasi kecepatan aliran darah, terdapat 4 pembuluh darah dengan stenosis 0% atau normal, stenosis 20%, stenosis 40% dan stenosis 60% pada simulasi pengaruh tekanan aliran darah

yang menggunakan kontur warna untuk menunjukkan perubahannya dimulai dari warna biru yang mewakili tekanan paling kecil hingga warna merah untuk mewakili tekanan paling besar. Berdasarkan hasil simulasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.9 menunjukkan bahwa tekanan aliran darah mengalami penurunan saat menuju daerah yang mengalami penyempitan. Pada Gambar 4.9 (a) mengalami penurunan saat melewati daerah penyempitan yaitu 11.380 Pa menjadi 11.270 Pa. Gambar 4.9 (b) tidak terlalu berbeda dengan Gambar 4.9 (a) yang juga mengalami penurunan tekanan. Gambar 4.9 (c) mengalami penurunan dari 11.380 Pa menjadi 11.170 Pa. Gambar 4.9 (d) mengalami penurunan tekanan dari 11.480 Pa menjadi 11.170 Pa. Penurunan tekanan terbesar dialami pembuluh darah dengan stenosis 60% yaitu pada Gambar 4.9 (d) ditandai adanya perubahan warna dari hijau hingga muncul ungu. Berdasarkan hasil simulasi pada Gambar 4.9 dapat disimpulkan bahwa semakin besar stenosis atau diameter penyempitan maka tekanan pada aliran darah semakin kecil.



Gambar 4.9 Simulasi Tekanan Aliran Pembuluh Darah (a) Normal; (b) Stenosis 20%; (c) Stenosis 40%; (d) Stenosis 60%

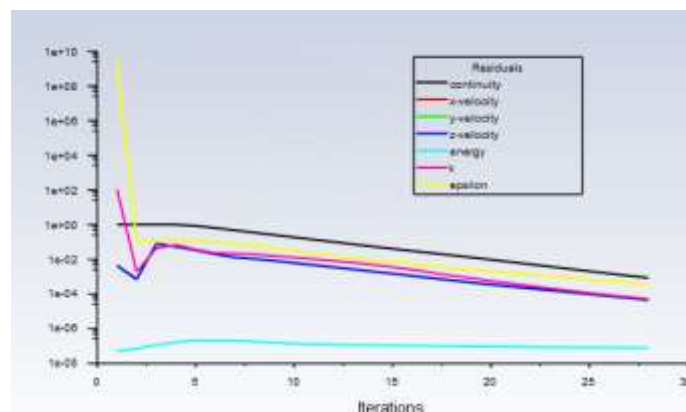
Selanjutnya ditunjukkan kecepatan maksimum pada setiap stenosis pada Tabel 4.7.

Tabel 4.7 Kecepatan Maksimum Pada Setiap Stenosis

Stenosis	Kecepatan Maksimum pada FLUENT (m/s)	Kecepatan Maksimum pada MATLAB (m/s)
20%	0,38	0,510783604
40%	0,52	0,571029278
60%	0,71	0,65386

Hasil simulasi menunjukkan bahwa semakin besar stenosis pada pembuluh darah maka kecepatan aliran darahnya akan semakin besar. Kecepatan tertinggi normal yaitu $0,6 m/s$ sehingga dari ketiga stenosis yang berpotensi mengalami penyakit arteri perifer paling parah yaitu pembuluh darah yang mengalami stenosis 60% dengan indikasi pembuluh darah akan pecah.

4.5 Analisis Efektivitas Metode Volume Hingga



Gambar 4.10 Residual Convergence

Tabel 4.8 Tabel Residual Konvergensi

Besar Stenosis	Jumlah Iterasi	Waktu Iterasi
0%	37	0:31:34
20%	28	0:15:18
40%	29	0:09:28
60%	28	0:16:46

Tabel 4.8 merupakan hasil konvergensi yang didapat dari analisis grafik *scaled residual* dan hasil iterasi pada FLUENT dari simulasi model pembuluh darah yang mengalami stenosis sebesar 20%, 40% dan 60%. Iterasi pada FLUENT diatur 150 dan iterasi akan berhenti sendiri apabila sudah konvergen. Jika iterasi 150 belum

mencapai konvergen maka jumlah iterasi diatur ulang menjadi 200 iterasi dan seterusnya. Hasilnya dapat dilihat pada grafik *scaled residual* Gambar 4.10 disimpulkan simulasi penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer memiliki iterasi yang konvergen ditandai dengan nilainya semakin mendekati nol.

BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan yang dapat diambil dari penelitian ini adalah

1. Hasil simulasi grafik menunjukkan kecepatan tercepat diperoleh dari pembuluh darah yang memiliki stenosis paling tebal pada FLUENT dan MATLAB yaitu 60% dengan kecepatan 0,71 m/s dan 0,65386 m/s. Kecepatan terendah diperoleh dari pembuluh darah yang memiliki ketebalan stenosis terkecil yaitu 20% dengan kecepatan 0,38 m/s dan 0,510783604 m/s. Simulasi penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer dengan ketebalan stenosis 60% adalah penyempitan paling beresiko/rawan pecah pembuluh darah karena kecepatannya telah melebihi batas maksimal 0,6 m/s yaitu 0,71 m/s dan 0,65386 m/s.
2. Semakin tebal stenosis maka tekanan aliran darahnya akan semakin kecil. Pada hasil grafik dan simulasi pengaruh ketebalan stenosis terhadap tekanan menunjukkan penurunan tekanan yang paling signifikan dialami oleh ketebalan stenosis 60% yaitu pada FLUENT 10.890 Pa dan MATLAB 11.950 Pa dan penurunan tekanan paling kecil dialami oleh ketebalan stenosis 20% yaitu pada FLUENT 11.100 Pa dan MATLAB 12.040 Pa.
3. Metode volume hingga merupakan metode yang efektif untuk menganalisis kecepatan dan tekanan aliran pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer dengan nilai residual yang semakin mendekati nol.

5.2 Saran

Berdasarkan hasil penelitian analisis kecepatan dan tekanan pada penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer, model matematika penyempitan pembuluh darah akibat penyakit arteri perifer dengan diskritisasi SIMPLE perlu dikembangkan lebih lanjut dengan memperhatikan faktor-faktor lain yang berpengaruh dan penyelesaian diskritisasi dapat dikembangkan dengan metode lain.

DAFTAR PUSTAKA

- Anderson, J. D. (1995). *Computational Fluid Dynamics The Basics with Applications*. McGraw-Hill.
- Arikunto, S. (2010). *Prosedur Penelitian Suatu Pendekatan Praktik*. Rineka Cipta.
- Cahyono, B. (2016). Penggunaan Software Matrix Laboratory (Matlab) Dalam Pembelajaran Aljabar Linier. *Phenomenon : Jurnal Pendidikan MIPA*, 3(1), 45–62. <https://doi.org/10.21580/phen.2013.3.1.174>
- Crawford, J. D., Robbins, N. G., Harry, L. A., Wilson, D. G., McLafferty, R. B., Mitchell, E. L., Landry, G. J., & Moneta, G. L. (2016). Characterization of tibial velocities by duplex ultrasound in severe peripheral arterial disease and controls. *Journal of Vascular Surgery*, 63(3), 646–651. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2015.08.112>
- Fatahillah, A., Anggraini, A. L., & Setiawani, S. (2022). Numerical analysis of blood flow in abdominal aortic aneurysm using finite volume method. *Desimal: Jurnal Matematika*, 5(2), 131–142. <https://doi.org/10.24042/djm.v5i2.9928>
- Fatahillah, A., Masyhudi, M. A., & Setiawan, T. B. (2020). Numerical analysis of air pollutant dispersion in steam power plant area using the finite volume method. *Journal of Physics: Conference Series*, 1490(1), 012002. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1490/1/012002>
- Fatahillah, A., Setiawani, S., & Fatihah, N. N. (2015). Pemodelan Dan Simulasi Numerik Sebaran Air Panas Spray Pond Menggunakan Metode Volume Hingga. *Saintifika*, 17, 20–28.
- Fatahillah, A., Setiawani, S., Mandala, A. S., Suharto, S., Murtikusuma, R. P., Safrida, L. N., Hussen, S., & Adawiyah, R. (2019). Numerical analysis of blood flow in intracranial artery stenosis affected by ischemic stroke using Finite Element method. *Journal of Physics: Conference Series*, 1218(1), 012005. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1218/1/012005>
- Fowkes, F. G. R., Aboyans, V., Fowkes, F. J. I., McDermott, M. M., Sampson, U. K. A., & Criqui, M. H. (2017). Peripheral artery disease: epidemiology and global perspectives. *Nature Reviews Cardiology*, 14(3), 156–170. <https://doi.org/10.1038/nrcardio.2016.179>

- Fowkes, F. G. R., Rudan, D., Rudan, I., Aboyans, V., Denenberg, J. O., McDermott, M. M., Norman, P. E., Sampson, U. K., Williams, L. J., Mensah, G. A., & Criqui, M. H. (2013). Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: a systematic review and analysis. *The Lancet*, *382*(9901), 1329–1340. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(13\)61249-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(13)61249-0)
- Gerhard-Herman, M. D., Gornik, H. L., Barrett, C., Barshes, N. R., Corriere, M. A., Drachman, D. E., Fleisher, L. A., Fowkes, F. G. R., Hamburg, N. M., Kinlay, S., Lookstein, R., Misra, S., Mureebe, L., Olin, J. W., Patel, R. A. G., Regensteiner, J. G., Schanzer, A., Shishehbor, M. H., Stewart, K. J., ... Walsh, M. E. (2017). 2016 AHA/ACC Guideline on the Management of Patients With Lower Extremity Peripheral Artery Disease: Executive Summary: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *Circulation*, *135*(12). <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000470>
- Késmárky, G., Kenyeres, P., Rábai, M., & Tóth, K. (2008). Plasma viscosity: A forgotten variable. *Clinical Hemorheology and Microcirculation*, *39*(1–4), 243–246. <https://doi.org/10.3233/CH-2008-1088>
- Khawaja, H., & Moatamedi, M. (2018). Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations (SIMPLE) – solution in MATLAB®. *The International Journal of Multiphysics*, *12*(4). <https://doi.org/10.21152/1750-9548.12.4.313>
- Koepl, T., Santin, G., Haasdonk, B., & Helmig, R. (2018). Numerical modelling of a peripheral arterial stenosis using dimensionally reduced models and kernel methods. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, *34*(8), e3095. <https://doi.org/10.1002/cnm.3095>
- Kusminarto. (2007). *Fisika: Penerapannya Dalam Bidang Medis*. Universitas Gadjah Mada.
- Luknanto, D. (2003). *Model Matematika*. Universitas Gajah Mada.
- Munson, B. R., Young, D. F., & Okiishi, T. H. (2004). *Mekanika Fluida* (4 ed., Vol. 1). Erlangga.
- Nakasone, Y., Yoshimoto, S., & Stolarski, T. A. (2006). Chapter 2 - Overview of ANSYS Structure and Visual Capabilities. Dalam Y. Nakasone, S. Yoshimoto, & T. A. Stolarski (Ed.), *Engineering Analysis with ANSYS Software* (hlm. 37–

- 50). Butterworth-Heinemann. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-075066875-0/50032-6>
- Nani, N., & Syafri, M. (2018). Diagnosis dan Tatalaksana Klaudikasio Intermiten. *Jurnal Kesehatan Andalas*, 7, 126. <https://doi.org/10.25077/jka.v7i0.840>
- Ndii, M. Z. (2018). *Pemodelan Matematika Dinamika Populasi Dan Penyebaran Penyakit : Teori, Aplikasi, Dan Numerik*. Deepublish.
- Pappano, A. J., & Wier, W. G. (2018). *Cardiovascular Physiology* (11 ed.). Elsevier Health Sciences.
- Purnomowati, A. (2016). *Penyakit Arteri Perifer* (1 ed.). Departemen Kardiologi dan Kedokteran Vaskular Fakultas Kedokteran UNPAD.
- Qazi, E., Wilting, J., Patel, N. R., Alenezi, A. O., Kennedy, S. A., Tan, K. T., Jaber, A., & Mafeld, S. (2022). Arteries of the Lower Limb—Embryology, Variations, and Clinical Significance. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 73(1), 259–270. <https://doi.org/10.1177/08465371211003860>
- Selvin, E., & Erlinger, T. P. (2004). Prevalence of and Risk Factors for Peripheral Arterial Disease in the United States. *Circulation*, 110(6), 738–743. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000137913.26087.F0>
- Simanjuntak, H. F. P., Manik, P., & Santosa, A. W. B. (2017). Analisa Pengaruh Panjang, Letak dan Geometri Lunas Bilga Terhadap Arah dan Kecepatan Aliran (Wake) Pada Kapal Ikan Tradisional (Studi Kasus Kapal Tipe Kragan). *Jurnal Teknik Perkapalan*, 5.
- Susanto, T. N. H., & Pramana, S. (2012). *Analisis Termohidrolis Tempat Penyimpanan Bahan Bakar Di Bulk Shielding Menggunakan Cfd Fluent*.
- Versteeg, Henk K. (2007). *An introduction to computational fluid dynamics : the finite volume method* (2 ed.). Harlow, Essex, England ; Longman Scientific & Technical : New York : Wiley, 2007. <https://search.library.wisc.edu/catalog/999827882602121>

LAMPIRAN

Lampiran A. Matriks Penelitian

Lampiran B. Model Matematika

Lampiran C. Diskritisasi SIMPLE (*Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations*)

Lampiran D. Program MATLAB

Lampiran E. Iterasi Residual Scaled

Lampiran F. Grafik Residual Scaled

Untuk lampirannya dapat dilihat dengan memindai barcode berikut:



LAMPIRAN

LAMPIRAN A. MATRIKS PENELITIAN

Judul	Permasalahan	Variabel	Indikator	Sumber Data	Metode Penelitian
ANALISIS NUMERIK PENYEMPITAN PEMBULUH DARAH AKIBAT PENYAKIT ARTERI PERIFER MENGUNAKAN METODE VOLUME HINGGA	<ol style="list-style-type: none"> 1. Bagaimana pengaruh ketebalan plak di dinding arteri terhadap kecepatan aliran darah akibat penyakit arteri perifer? 2. Bagaimana tekanan pada aliran darah akibat penyakit arteri perifer? 3. Bagaimana efektifitas metode volume hingga dalam menganalisis masalah aliran darah akibat penyakit arteri perifer? 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ketebalan plak 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mengetahui pengaruh ketebalan plak di dinding arteri terhadap kecepatan aliran darah akibat arteri perifer 2. Mengetahui Bagaimana tekanan pada aliran darah akibat penyakit arteri perifer 3. Mengetahui efektifitas metode volume hingga dalam menganalisis aliran darah akibat arteri perifer 	<p>Koepl et al. 2018.</p> <p><i>Numerical modelling of a peripheral arterial stenosis using dimensionally reduced models and machine learning techniques</i></p>	Simulasi

LAMPIRAN B. MODEL MATEMATIKA

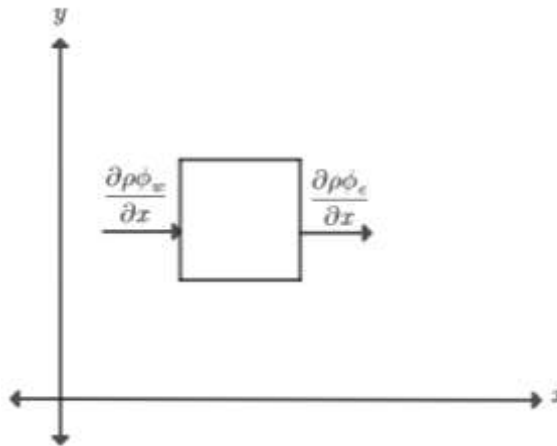
a) Pembuktian Persamaan Massa

Berdasarkan persamaan umum scalar transport dan konversi massa dan bagan kendali, maka:

$$\frac{\partial \rho \phi_0}{\partial t} + [\text{pure rate}] = 0 \quad \text{L.1}$$

Objek yang diamati dalam penelitian ini yaitu darah dimana pergerakan aliran darah pada penyempitan pembuluh darah merupakan objek yang tidak terlihat, maka $\text{pure rate} = \text{output} - \text{input}$.

$$\frac{\partial \rho \phi_0}{\partial t} + [\text{output} - \text{input}] = 0 \quad \text{L.2}$$



Fluks massa terjadi di dua sisi, yaitu dua fluks masuk dan dua fluks keluar.

Fluks massa yang masuk (*input*)

$$\frac{\partial \rho \phi_w}{\partial x} \quad \text{L.3}$$

Fluks massa yang keluar (*output*)

$$\frac{\partial \rho \phi_e}{\partial x} \quad \text{L.4}$$

Selanjutnya persamaan disubstitusikan, sehingga diperoleh persamaan sebagai berikut:

$$\frac{\partial \rho \phi_0}{\partial t} + \frac{\partial \rho \phi_e}{\partial x} - \frac{\partial \rho \phi_w}{\partial x} = 0 \quad \text{L.5}$$

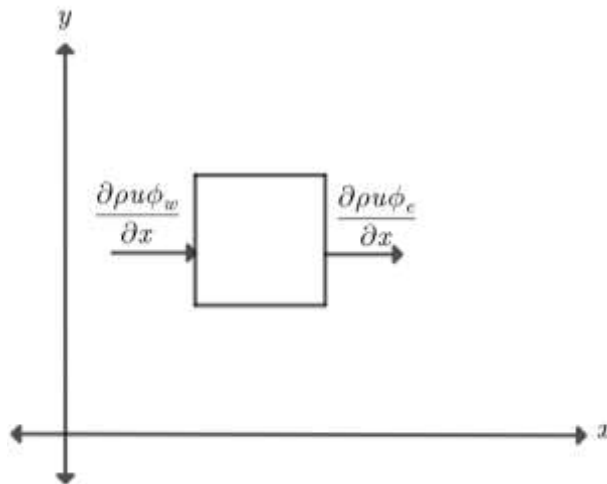
b) Pembuktian Persamaan Momentum

Berdasarkan persamaan umum skalar transport dan konversi momentum dan bagan kendali, maka:

$$\frac{\partial \rho \phi_0}{\partial t} + [\text{pure rate}] = \sum F \quad \text{L.6}$$

Objek yang diamati dalam penelitian ini yaitu darah dimana pergerakan aliran darah pada penyempitan pembuluh darah merupakan objek yang tidak terlihat, maka $\text{pure rate} = \text{output} - \text{input}$.

$$\frac{\partial \rho \phi_0}{\partial t} + [\text{output} - \text{input}] = \sum F \quad \text{L.7}$$



Fluks momentum terjadi di empat sisi, yaitu dua fluks masuk dan dua fluks keluar.

Fluks massa yang masuk (*input*)

$$\frac{\partial \rho u \phi_w}{\partial x} \quad \text{L.8}$$

Fluks massa yang keluar (*output*)

$$\frac{\partial \rho u \phi_e}{\partial x} \quad \text{L.9}$$

Selanjutnya, persamaan disubstitusikan, sehingga diperoleh persamaan sebagai berikut:

$$\frac{\partial \rho \phi_0}{\partial t} + \frac{\partial \rho u \phi_e}{\partial x} - \frac{\partial \rho u \phi_w}{\partial x} = \sum F \quad \text{L.10}$$

Dengan gaya yang bekerja adalah gaya tekanan (P) dan kekentalan (μ) maka persamaan menjadi:

$$\sum F = -\nabla P + \nabla \tau \quad \text{L.11}$$

dimana,

$$\nabla P = -\frac{\partial P}{\partial x} \quad \text{L.12}$$

$$\nabla \tau = \mu \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad \text{L.13}$$

$$P = \frac{8q\mu l}{\pi r^4} \quad \text{L.14}$$

Jika disubstitusikan maka diperoleh hasil persamaan sebagai berikut:

$$\frac{\partial \rho \phi_0}{\partial t} + \frac{\partial \rho u \phi_e}{\partial x} - \frac{\partial \rho u \phi_w}{\partial x} = -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad \text{L.15}$$

LAMPIRAN C. DISKRITISASI SIMPLE (*Semi Implicit Method for Pressure Linked Equations*)

A. Persamaan Momentum Diskrit

Perhitungan koefisien persamaan momentum sebagai berikut:

Nilai koefisien persamaan momentum							
Node	F_w	F_e	a_w	a_E	a_p	S_u	d
1	0,065000	0,065045	0	0	0,063418	0,297556	0,000213
2	0,065045	0,065050	0,065045	0	0,065050	0,000972	0,000197
3	0,065050	0,065056	0,065050	0	0,065056	0,000920	0,000186
4	0,065056	0,065064	0,065056	0	0,065064	0,000867	0,000176
5	0,065064	0,065072	0,065064	0	0,065072	0,000815	0,000165
6	0,065072	0,065083	0,065072	0	0,065083	0,000762	0,000154
7	0,065083	0,065096	0,065083	0	0,065096	0,000709	0,000144
8	0,065096	0,065113	0,065096	0	0,065113	0,000657	0,000133
9	0,065113	0,065135	0,065113	0	0,065135	0,000604	0,000122
10	0,065135	0,065163	0,065135	0	0,065163	0,000552	0,000112
11	0,065163	0,065201	0,065163	0	0,065201	0,000499	0,000101
12	0,065201	0,065255	0,065201	0	0,065255	0,000447	0,000090
13	0,065255	0,073412	0,065255	0	0,073412	-0,000394	0,000071
14	0,073412	0,072446	0,073412	0	0,072446	-0,000447	0,000081
15	0,072446	0,071679	0,072446	0	0,071679	-0,000499	0,000092
16	0,071679	0,071056	0,071679	0	0,071056	-0,000552	0,000102
17	0,071056	0,070539	0,071056	0	0,070539	-0,000604	0,000113
18	0,070539	0,070104	0,070539	0	0,070104	-0,000657	0,000124
19	0,070104	0,069732	0,070104	0	0,069732	-0,000709	0,000134

Nilai koefisien persamaan momentum							
<i>Node</i>	F_w	F_e	a_w	a_E	a_p	S_u	d
20	0,069732	0,069410	0,069732	0	0,069410	-0,000762	0,000145
21	0,069410	0,069130	0,069410	0	0,069130	-0,000815	0,000155
22	0,069130	0,068883	0,069130	0	0,068883	-0,000867	0,000166
23	0,068883	0,068664	0,068883	0	0,068664	-0,000920	0,000177
24	0,066757	0,065000	0,066757	0	0,062624	-0,000972	0,000205

Nilai perhitungan koefisien persamaan momentum disubstitusikan ke dalam persamaan umum momentum, didapat persamaan sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
0,06341784u_1 &= 0,29755596 \\
0,06505019u_2 &= 0,06504505u_1 + 0,00097222 \\
0,06505628u_3 &= 0,06505019u_2 + 0,00091967 \\
0,06506354u_4 &= 0,06505628u_3 + 0,00086712 \\
0,06507230u_5 &= 0,06506354u_4 + 0,00081456 \\
0,06508301u_6 &= 0,06507230u_5 + 0,00076201 \\
0,06509630u_7 &= 0,06508301u_6 + 0,00070946 \\
0,06511304u_8 &= 0,06509630u_7 + 0,00065691 \\
0,06513458u_9 &= 0,06511304u_8 + 0,00060435 \\
0,06516291u_{10} &= 0,06513458u_9 + 0,00055180 \\
0,06520124u_{11} &= 0,06516291u_{10} + 0,00049925 \\
0,06525490u_{12} &= 0,06520124u_{11} + 0,00044670 \\
0,07341176u_{13} &= 0,06525490u_{12} - 0,00039414 \\
0,07244582u_{14} &= 0,07341176u_{13} - 0,00044670 \\
0,07167920u_{15} &= 0,07244582u_{14} - 0,00049925 \\
0,07105590u_{16} &= 0,07167920u_{15} - 0,00055180 \\
0,07053913u_{17} &= 0,07105590u_{16} - 0,00060435 \\
0,07010370u_{18} &= 0,07053913u_{17} - 0,00065691 \\
0,06973180u_{19} &= 0,07010370u_{18} - 0,00070946 \\
0,06941046u_{20} &= 0,06973180u_{19} - 0,00076201 \\
0,06913001u_{21} &= 0,06941046u_{20} - 0,00081456 \\
0,06888312u_{22} &= 0,06913001u_{21} - 0,00086712 \\
0,06866409u_{23} &= 0,06888312u_{22} - 0,00091967 \\
0,06262399u_{24} &= 0,06675676u_{23} - 0,00097222
\end{aligned}$$

Persamaan diskritisasi momentum diselesaikan dengan substitusi maju mulai dari *node* 1, diperoleh Tabel 4.3.

B. Persamaan koreksi tekanan

Perhitungan koefisien persamaan koreksi tekanan sebagai berikut:

Nilai koefisien persamaan koreksi tekanan						
<i>node</i>	a_w	a_E	F_w^*	F_e^*	a_p	b'
B	0,00000296	0,00000260	0,06518058	0,06203007	0,00000556	0,00315051
C	0,00000260	0,00000232	0,06203007	0,05884784	0,00000492	0,00318222
D	0,00000232	0,00000207	0,05884784	0,05563557	0,00000439	0,00321227
E	0,00000207	0,00000182	0,05563557	0,05239491	0,00000389	0,00324067
F	0,00000182	0,00000159	0,05239491	0,04912747	0,00000342	0,00326744
G	0,00000159	0,00000138	0,04912747	0,04583485	0,00000298	0,00329262
H	0,00000138	0,00000118	0,04583485	0,04251860	0,00000257	0,00331625
I	0,00000118	0,00000100	0,04251860	0,03918020	0,00000219	0,00333840
J	0,00000100	0,00000084	0,03918020	0,03582101	0,00000184	0,00335918
K	0,00000084	0,00000068	0,03582101	0,03244226	0,00000152	0,00337876
L	0,00000068	0,00000055	0,03244226	0,02904486	0,00000123	0,00339739
M	0,00000055	0,00000038	0,02904486	0,02275160	0,00000092	0,00629326
N	0,00000038	0,00000049	0,02275160	0,02609161	0,00000087	-0,00334001
O	0,00000049	0,00000062	0,02609161	0,02942596	0,00000111	-0,00333435
P	0,00000062	0,00000077	0,02942596	0,03275063	0,00000139	-0,00332467
Q	0,00000077	0,00000093	0,03275063	0,03606233	0,00000169	-0,00331170
R	0,00000093	0,00000110	0,03606233	0,03935820	0,00000203	-0,00329588
S	0,00000110	0,00000129	0,03935820	0,04263571	0,00000239	-0,00327751
T	0,00000129	0,00000150	0,04263571	0,04589252	0,00000279	-0,00325681
U	0,00000150	0,00000172	0,04589252	0,04912643	0,00000321	-0,00323391
V	0,00000172	0,00000195	0,04912643	0,05233534	0,00000367	-0,00320892
W	0,00000195	0,00000220	0,05233534	0,05551726	0,00000415	-0,00318191
X	0,00000220	0,00000270	0,05551726	0,06235820	0,00000490	-0,00684094

Nilai perhitungan koefisien persamaan koreksi tekanan disubstitusikan ke dalam persamaan umum koreksi tekanan, didapat persamaan sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 0,00000556 p'_B &= 0,00000260 p'_C + 0,00315051 \\
 0,00000492 p'_C &= 0,00000260 p'_B + 0,00000232 p'_D + 0,00318222 \\
 0,00000439 p'_D &= 0,00000232 p'_C + 0,00000207 p'_E + 0,00321227 \\
 0,00000389 p'_E &= 0,00000207 p'_D + 0,00000182 p'_F + 0,00324067 \\
 0,00000342 p'_F &= 0,00000182 p'_E + 0,00000159 p'_G + 0,00326744 \\
 0,00000298 p'_G &= 0,00000159 p'_F + 0,00000138 p'_H + 0,00329262 \\
 0,00000257 p'_H &= 0,00000138 p'_G + 0,00000118 p'_I + 0,00331625 \\
 0,00000219 p'_I &= 0,00000118 p'_H + 0,00000100 p'_J + 0,00333840 \\
 0,00000184 p'_J &= 0,00000100 p'_I + 0,00000084 p'_K + 0,00335918 \\
 0,00000152 p'_K &= 0,00000084 p'_J + 0,00000068 p'_L + 0,00337876 \\
 0,00000123 p'_L &= 0,00000068 p'_K + 0,00000055 p'_M + 0,00339739 \\
 0,00000092 p'_M &= 0,00000055 p'_L + 0,00000038 p'_N + 0,00629326 \\
 0,00000087 p'_N &= 0,00000038 p'_M + 0,00000049 p'_O - 0,00334001
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
0,00000111p'_o &= 0,00000049p'_N + 0,00000062p'_P - 0,00333435 \\
0,00000139p'_P &= 0,00000062p'_o + 0,00000077p'_Q - 0,00332467 \\
0,00000169p'_Q &= 0,00000077p'_P + 0,00000093p'_R - 0,00331170 \\
0,00000203p'_R &= 0,00000093p'_Q + 0,00000110p'_S - 0,00329588 \\
0,00000239p'_S &= 0,00000110p'_R + 0,00000129p'_T - 0,00327751 \\
0,00000279p'_T &= 0,00000129p'_S + 0,00000150p'_U - 0,00325681 \\
0,00000321p'_U &= 0,00000150p'_T + 0,00000172p'_V - 0,00323391 \\
0,00000367p'_V &= 0,00000172p'_U + 0,00000195p'_W - 0,00320892 \\
0,00000415p'_W &= 0,00000195p'_V + 0,00000220p'_X - 0,00318191 \\
0,00000490p'_X &= 0,00000220p'_W - 0,00684094
\end{aligned}$$

Persamaan koreksi tekanan kemudian diselesaikan dengan metode *Gauss-seidel* Untuk menentukan nilai koreksi tekanan pada node B sampai dengan X. Solusi yang dihasilkan terdapat pada Tabel 4.4.

Penyelesaian metode SIMPLE digunakan untuk menyelesaikan diskritisasi dengan stenosis. Berikut hasil nilai tekanan dan kecepatan terkoreksinya :

a. Nilai tekanan dan kecepatan terkoreksi stenosis 20%

Tekanan Terkoreksi						Kecepatan Terkoreksi					
<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>
A	12089	4%	N	12045	7%	1	0,423961	-61%	14	0,500252	-61%
B	12086	4%	O	12049	6%	2	0,431208	-61%	15	0,490146	-61%
C	12083	5%	P	12054	6%	3	0,438707	-61%	16	0,48044	-61%
D	12079	5%	Q	12059	6%	4	0,446472	-61%	17	0,471111	-61%
E	12076	5%	R	12064	6%	5	0,454516	-61%	18	0,462138	-61%
F	12072	5%	S	12068	5%	6	0,462856	-61%	19	0,453499	-61%
G	12068	5%	T	12072	5%	7	0,471508	-61%	20	0,445178	-61%
H	12064	6%	U	12076	5%	8	0,480489	-61%	21	0,437157	-61%
I	12059	6%	V	12079	5%	9	0,489819	-61%	22	0,42942	-61%
J	12054	6%	W	12083	5%	10	0,499518	-61%	23	0,421952	-61%
K	12049	6%	X	12086	5%	11	0,505252	-61%	24	0,414739	-61%
L	12045	7%	Y	12089	4%	12	0,509609	-61%			
M	12040	7%				13	0,510784	-61%			

b. Nilai tekanan dan kecepatan terkoreksi stenosis 40%

Tekanan Terkoreksi						Kecepatan Terkoreksi					
<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>
A	12112	2%	N	12018	6%	1	0,371055	-54%	14	0,540163	-57%
B	12107	2%	O	12026	5%	2	0,384074	-54%	15	0,512462	-57%
C	12101	3%	P	12040	5%	3	0,39804	-54%	16	0,487464	-57%
D	12096	3%	Q	12053	4%	4	0,413061	-54%	17	0,464791	-57%
E	12089	3%	R	12064	4%	5	0,429259	-54%	18	0,444134	-57%

Tekanan Terkoreksi						Kecepatan Terkoreksi					
<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>
F	12081	3%	S	12073	4%	6	0,44678	-54%	19	0,425235	-57%
G	12073	3%	T	12081	3%	7	0,465792	-54%	20	0,407878	-57%
H	12064	4%	U	12089	3%	8	0,486494	-54%	21	0,391883	-57%
I	12053	4%	V	12096	3%	9	0,509121	-54%	22	0,377095	-57%
J	12040	5%	W	12101	3%	10	0,533957	-54%	23	0,363382	-57%
K	12026	5%	X	12107	3%	11	0,550163	-55%	24	0,350632	-57%
L	12018	6%	Y	12112	3%	12	0,561339	-57%			
M	12005	7%				13	0,571029	-57%			

c. Nilai tekanan dan kecepatan terkoreksi stenosis 60%

Tekanan Terkoreksi						Kecepatan Terkoreksi					
<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>I</i>	$p_I(Pa)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>	<i>i</i>	$u_i(m/s)$	<i>error</i>
A	12135	1%	N	11975	5%	1	0,30341	-44%	14	0,57693	-52%
B	12130	1%	O	12000	4%	2	0,31981	-44%	15	0,51620	-52%
C	12124	1%	P	12031	3%	3	0,33809	-44%	16	0,46704	-52%
D	12118	1%	Q	12055	3%	4	0,35858	-44%	17	0,42643	-52%
E	12110	1%	R	12074	2%	5	0,38171	-44%	18	0,39231	-52%
F	12100	2%	S	12088	2%	6	0,40804	-44%	19	0,36325	-52%
G	12088	2%	T	12100	2%	7	0,43826	-44%	20	0,33820	-52%
H	12074	2%	U	12110	2%	8	0,47332	-44%	21	0,31638	-52%
I	12055	2%	V	12118	2%	9	0,51448	-44%	22	0,29721	-52%
J	12031	3%	W	12124	1%	10	0,56348	-44%	23	0,28022	-52%
K	12000	3%	X	12130	1%	11	0,59693	-47%	24	0,26508	-52%
L	11975	4%	Y	12135	1%	12	0,62279	-50%			
M	11960	6%				13	0,65386	-52%			

LAMPIRAN D. FORMAT PROGRAM

```

clear
close all
%space variables (ENTER)
Nx=25; %number of columns
Ny=25; %number of rows
%discretization variables (ENTER)
dx = 1; % x-grid size
dy = 1; % y-grid size
%fluid density & viscosity (ENTER)
density = 1028;
viscosity = 0.0045;
ratio = density/viscosity; %ratio of density and dynamic viscosity
%size and dimension of pressure and velocity (AUTO)
p = zeros(Ny,Nx); %pressure
u = zeros(Ny+1,Nx+1); %x-velocity
v = zeros(Ny+1,Nx+1); %y-velocity
residual = zeros(Ny*Nx,1); %residuals from continuity
dp = zeros(Ny*Nx,1); %changes in pressures
%initial conditions (ENTER)
u = zeros(Ny+1,Nx+1)+1;

```

```

%constant value of 0.1 (initializes velocity field)
%temporary variables (AUTO)
u1=u;
v1=v;
dp1=zeros(Ny,Nx);
residual1=zeros(Ny,Nx);
%apply boundary conditions
u1(Ny/2-Ny/5+2:Ny/2+Ny/5,Nx/2-Nx/5+2:Nx/2+Nx/5) = 0.0;
v1(Ny/2-Ny/5+2:Ny/2+Ny/5,Nx/2-Nx/5+2:Nx/2+Nx/5) = 0.0;
%timestep value, relaxation factor, number of iterations(ENTER)
dt=1;
relaxation_factor=1;
total_iterations=1;
residual_max = zeros(total_iterations,1);
%check CFL criteria (CHECK!)
CFL_x = max(max(u))*dt/dx;
CFL_y = max(max(u))*dt/dy;
%calculate sparse matrix (AUTO)
J_a = 2*(1/dx^2+1/dy^2);
J_b = -1/dy^2;
J_c = -1/dx^2;
J=spalloc(Nx*Ny,Nx*Ny,(Nx-2)*(Ny-2)*4+Nx*Ny);
for i=1:Nx*Ny-1
    J(i,i+1)=J_b;
end
for i=2:Nx*Ny
    J(i,i-1)=J_b;
end
for i=1:Nx*Ny-Nx
    J(i,i+Nx)=J_c;
end
for i=1:Nx*Ny-Nx
    J(i+Nx,i)=J_c;
end
for i=1:Ny-1
    J(i*Nx+1,i*Nx)=0;
    J(i*Nx,i*Nx+1)=0;
end
for i=1:Nx*Ny
    J(i,i)=-sum(J(i,:));
end
%spy(J) %for checking sparse matrix
for j=1:Ny
    for i=1:Nx
        residual1(j,i)=-((u1(j,i+1)-u1(j,i))/dx+(v1(j+1,i)-
        (v1(j,i))/dy)/dt); %calculate residuals from continuity
    end
end
for j=1:Ny
    for i=1:Nx
        residual(Nx*(j-1)+i,1)=residual1(j,i);
    end
end
dp=J\residual;
%changes in pressure field

```

```

for j=1:Ny
for i=1:Nx
dp1(j,i)=dp(Nx*(j-1)+i,1);
%converting changes in pressure field from a vector to a matrix
end
end
for j=2:Ny
for i=2:Nx
u1(j,i)=u1(j,i)+relaxation_factor*(dp1(j,i-1)-dp1(j,i))*dt/dx; %u
velocity correction
end
end
for j=2:Ny
for i=2:Nx+1
v1(j,i)=v1(j,i)+relaxation_factor*(dp1(j-1,i-1)-dp1(j,i-1))*dt/dy;
%v velocity correction
end
end
p = p + relaxation_factor*dp1;
%pressure field correction
u = u1;
v = v1;
%
figure()
contourf(p) %plot pressure field
hold on
UU = u(2:Ny-1,3:Nx); %select u velocity field (adjust for
staggered grid)
VV = v(2:Ny-1,3:Nx); %select v velocity field (adjust for
staggered grid)
[X,Y]=meshgrid(2:1:Nx-1,2:1:Ny-1); %vector plot
q=quiver(X,Y,UU,VV,1);
q.Color = 'black';
axis equal;
%draw a square
v_ = [Nx/2-Nx/5+1 Ny/2-Ny/5+1.5; Nx/2-Nx/5+1 Ny/2+Ny/5+0.5;
Nx/2+Nx/5 Ny/2-Ny/5+1.5; Nx/2+Nx/5 Ny/2+Ny/5+0.5];
f_ = [ ];
p_=patch('Faces',f_,'Vertices',v_,'FaceColor','red');
p_.EdgeColor='none';
p_.FaceColor='white';
xlabel('x-dimension')
ylabel('y-dimension')
title('Pressure and velocity field around the square')
colorbar

```

LAMPIRAN E. ITERASI *RESIDUAL SCALED*

Normal

Iterasi	kontinuitas	x-velocity	y-velocity	z-velocity	time
1	1.000000	0.003043	0.003011	0.003380	0:29:48
2	1.000000	0.000520	0.000485	0.000595	0:31:34
3	1.000000	0.022224	0.021902	0.022930	0:30:29

Iterasi	kontinuitas	x-velocity	y-velocity	z-velocity	time
4	1.000000	0.008295	0.008020	0.009653	0:28:36
5	1.000000	0.008632	0.008365	0.009693	0:26:35
6	1.003900	0.010880	0.010631	0.012793	0:23:03
7	0.877000	0.008934	0.008456	0.011114	0:19:44
8	0.740510	0.004549	0.005117	0.005437	0:17:06
9	0.630230	0.003367	0.003881	0.004095	0:15:00
10	0.540890	0.002633	0.003044	0.003246	0:13:19
11	0.445510	0.002174	0.002459	0.002724	0:11:58
12	0.348540	0.002015	0.002230	0.002504	0:10:53
13	0.267340	0.001682	0.001847	0.002040	0:10:28
14	0.206450	0.001539	0.001756	0.001856	0:09:40
15	0.158880	0.001400	0.001665	0.001682	0:09:02
16	0.123080	0.001326	0.001634	0.001598	0:08:58
17	0.096050	0.001256	0.001590	0.001525	0:08:27
18	0.075377	0.001196	0.001540	0.001474	0:08:01
19	0.059323	0.001141	0.001481	0.001433	0:07:41
20	0.046613	0.001075	0.001390	0.001373	0:07:24
21	0.036498	0.000980	0.001260	0.001271	0:07:36
22	0.028514	0.000858	0.001101	0.001125	0:07:18
23	2.23E-02	7.28E-04	9.30E-04	9.65E-04	0:07:04
24	1.74E-02	6.10E-04	7.76E-04	8.14E-04	0:06:52
25	1.35E-02	5.07E-04	6.46E-04	6.82E-04	0:06:42
26	1.06E-02	4.20E-04	5.39E-04	5.71E-04	0:06:34
27	8.47E-03	3.62E-04	4.67E-04	4.94E-04	0:06:51
28	6.69E-03	3.00E-04	3.84E-04	4.12E-04	0:06:39
29	5.47E-03	2.59E-04	3.34E-04	3.56E-04	0:06:29
30	4.51E-03	2.26E-04	2.89E-04	3.08E-04	0:06:45
31	3.76E-03	1.99E-04	2.54E-04	2.71E-04	0:06:33
32	3.07E-03	1.63E-04	2.07E-04	2.21E-04	0:06:22
33	2.49E-03	1.35E-04	1.69E-04	1.84E-04	0:06:13
34	1.99E-03	1.11E-04	1.36E-04	1.50E-04	0:06:06
35	1.59E-03	8.80E-05	1.06E-04	1.17E-04	0:06:22
36	1.25E-03	6.92E-05	8.32E-05	9.23E-05	0:06:11
37	9.88E-04	5.30E-05	6.44E-05	7.02E-05	0:06:02

Stenosis 20%

Iterasi	kontinuitas	x-velocity	y-velocity	z-velocity	time
1	1.000000	0.003824	0.003785	0.004166	0:12:25
2	1.000000	0.000589	0.000559	0.000642	0:15:18
3	1.000000	0.071565	0.070006	0.072817	0:14:07
4	0.984780	0.044311	0.043415	0.044681	0:13:39
5	0.811000	0.025496	0.024969	0.025958	0:11:49
6	0.610870	0.015603	0.015370	0.016008	0:09:52

Iterasi	kontinuitas	x-velocity	y-velocity	z-velocity	time
7	0.450310	0.010664	0.010612	0.011048	0:08:47
8	0.334660	0.008708	0.008704	0.009057	0:07:56
9	0.246460	0.006498	0.006508	0.006787	0:07:14
10	0.180440	0.004746	0.004760	0.004958	0:06:41
11	0.131350	0.003484	0.003491	0.003634	0:05:46
12	0.095493	0.002599	0.002605	0.002697	0:05:30
13	0.069717	0.001948	0.001949	0.002009	0:04:50
14	0.051241	0.001459	0.001459	0.001500	0:04:44
15	0.037945	0.001091	0.001093	0.001119	0:04:40
16	0.028291	0.000815	0.000817	0.000837	0:04:36
17	0.021153	0.000604	0.000604	0.000618	0:04:06
18	0.015769	0.000450	0.000449	0.000457	0:04:08
19	0.011688	0.000338	0.000337	0.000341	0:04:09
20	0.008628	0.000257	0.000256	0.000259	0:03:44
21	0.006349	0.000198	0.000196	0.000200	0:03:49
22	0.004654	0.000154	0.000151	0.000155	0:03:53
23	0.003411	0.000120	0.000117	0.000121	0:03:30
24	0.002506	0.000094	0.000091	0.000095	0:03:37
25	0.001848	0.000074	0.000070	0.000074	0:03:18
26	0.001368	0.000058	0.000054	0.000057	0:03:26
27	0.001019	0.000045	0.000042	0.000044	0:03:33
28	0.000764	0.000035	0.000032	0.000034	0:03:13

Stenosis 40%

Iterasi	kontinuitas	x-velocity	y-velocity	z-velocity	time
1	1.000000	0.004037	0.004040	0.004363	0:08:15
2	1.000000	0.000661	0.000675	0.000721	0:09:28
3	1.000000	0.068996	0.068889	0.071834	0:09:07
4	0.989130	0.046255	0.046008	0.047502	0:08:30
5	0.825450	0.027785	0.027782	0.028725	0:08:19
6	0.634940	0.019445	0.019647	0.020067	0:08:09
7	0.478920	0.013913	0.014125	0.014408	0:07:41
8	0.359310	0.010191	0.010325	0.010513	0:07:19
9	0.268020	0.007393	0.007475	0.007624	0:07:18
10	0.199820	0.005589	0.005665	0.005796	0:06:23
11	0.148820	0.004140	0.004203	0.004287	0:05:20
12	0.110960	0.003066	0.003118	0.003162	0:04:49
13	0.082887	0.002292	0.002333	0.002368	0:04:06
14	0.062047	0.001721	0.001752	0.001782	0:03:49
15	0.046613	0.001294	0.001315	0.001340	0:03:35
16	0.035146	0.000971	0.000983	0.001007	0:03:23
17	0.026594	0.000733	0.000740	0.000760	0:02:57
18	0.020066	0.000547	0.000549	0.000568	0:02:53

Iterasi	kontinuitas	x-velocity	y-velocity	z-velocity	time
19	0.015068	0.000415	0.000413	0.000430	0:02:49
20	0.011243	0.000318	0.000314	0.000328	0:02:30
21	0.008334	0.000246	0.000241	0.000253	0:02:30
22	0.006152	0.000193	0.000186	0.000197	0:02:14
23	0.004527	0.000151	0.000145	0.000153	0:02:17
24	0.003334	0.000119	0.000113	0.000120	0:02:18
25	0.002460	0.000094	0.000088	0.000094	0:02:04
26	0.001823	0.000073	0.000068	0.000073	0:02:08
27	0.001360	0.000058	0.000053	0.000057	0:01:55
28	0.001022	0.000045	0.000041	0.000044	0:02:00
29	0.000773	0.000035	0.000032	0.000034	0:02:03

Stenosis 60%

Iterasi	kontinuitas	x-velocity	y-velocity	z-velocity	time
1	1.000000	0.004110	0.004155	0.004478	0:14:54
2	1.000000	0.000686	0.000705	0.000721	0:16:46
3	1.000000	0.078201	0.077793	0.079165	0:15:17
4	1.000000	0.053034	0.052532	0.053653	0:14:35
5	0.852180	0.032628	0.032372	0.033271	0:13:02
6	0.643740	0.019197	0.019110	0.019695	0:11:19
7	0.471080	0.012573	0.012570	0.013007	0:09:28
8	0.346730	0.010257	0.010277	0.010621	0:08:28
9	0.255350	0.008009	0.008062	0.008313	0:07:40
10	0.187810	0.006049	0.006111	0.006279	0:07:01
11	0.137890	0.004555	0.004616	0.004736	0:06:02
12	0.101210	0.003438	0.003489	0.003579	0:05:43
13	0.074505	0.002590	0.002634	0.002691	0:05:27
14	0.055075	0.001946	0.001978	0.002012	0:05:14
15	0.040946	0.001458	0.001482	0.001506	0:04:37
16	0.030612	0.001085	0.001109	0.001124	0:04:33
17	0.023007	0.000810	0.000830	0.000842	0:04:30
18	0.017289	0.000601	0.000616	0.000627	0:04:27
19	0.012915	0.000449	0.000461	0.000470	0:03:58
20	0.009590	0.000341	0.000350	0.000360	0:04:01
21	0.007089	0.000262	0.000267	0.000277	0:03:37
22	0.005217	0.000203	0.000206	0.000213	0:03:44
23	0.003828	0.000158	0.000159	0.000165	0:03:23
24	0.002808	0.000123	0.000123	0.000128	0:03:32
25	0.002067	0.000097	0.000095	0.000099	0:03:38
26	0.001530	0.000076	0.000074	0.000076	0:03:18
27	0.001140	0.000059	0.000057	0.000059	0:03:26
28	0.000855	0.000046	0.000044	0.000045	0:03:32

LAMPIRAN F. GRAFIK *RESIDUAL SCALED*

