

PEMODELAN KECEPATAN ALIRAN DARAH PADA DOMAIN MENYERUPAI PEMBULUH DARAH DENGAN *FEATool MULTIPHYSICS*

Andika Thoibah, Defrianto*, Saktioto

Jurusan Fisika FMIPA Universitas Riau

*E-mail korespondensi: defrianto@lecturer.unri.ac.id

ABSTRACT

Currently, computer-based simulation methods are widely used in blood flow analysis. The application of this method has been widely used in modeling blood vessels. This article presents an example of a simple blood vessel modeling to determine the velocity of blood flow to the viscosity of blood in the blood vessels. The mathematical model of human blood flow through vascular ramifications was studied using finite element analysis (FEA), which is applied to the stable two-dimensional flow of viscous fluids through various shapes. Flow through a two-dimensional model of aortic vessels, capillaries and veins is simulated. The velocity distribution through the blood vessels is calculated. The validity of the calculation method is determined by comparing the numerical results with other results. The implementation of the Navier-Stokes equation in a vascular model using the finite element method shows that the velocity of blood flow depends on the viscosity. The higher the viscosity of the blood, the slower the rate of blood flow in the veins.

Keywords: Navier-Stokes, Finite Element Method, Veins, FEATool.

ABSTRAK

Saat ini, metode simulasi berbasis komputer banyak digunakan dalam analisis aliran darah. Penerapan metode ini telah banyak digunakan dalam pemodelan pembuluh darah. Artikel ini menyajikan contoh pemodelan pembuluh darah sederhana untuk mengetahui kecepatan aliran darah terhadap kekentalan darah pada pembuluh darah. Model matematika aliran darah manusia melalui percabangan pembuluh darah dipelajari menggunakan analisis elemen hingga (finite element analysis, FEA), yang diterapkan pada aliran stabil dua dimensi fluida kental melalui berbagai bentuk. Aliran melalui model dua dimensi dari pembuluh aorta, pembuluh kapiler dan pembuluh vena disimulasikan. Distribusi kecepatan melalui pembuluh darah dihitung. Validitas metode perhitungan ditentukan dengan membandingkan hasil numerik dengan hasil lainnya. Implementasi persamaan Navier-Stokes dalam model vaskular menggunakan metode elemen hingga menunjukkan bahwa kecepatan aliran darah bergantung pada viskositas. Semakin tinggi kekentalan darah, semakin lambat laju aliran darah di pembuluh darah.

Kata kunci: Navier Stokes, Metode Elemen Hingga, Pembuluh Darah, FEATool.

Diterima 15-09-2022 | Disetujui 21-02-2023 | Dipublikasi 31-03-2023

PENDAHULUAN

Di dalam tubuh manusia, darah mengalir keseluruh bagian (organ-organ) tubuh secara terus-menerus untuk menjamin suplai oksigen dan zat-zat nutrisi lainnya agar organ-organ tubuh tetap dapat berfungsi dengan baik. Aliran darah dalam arteri besar didorong oleh jantung, oleh karena itu alirannya berdenyut dan sistem

pembuluh darah sebagai alat pengalir atau pendistribusi [1-3]. Berbagai cara telah dikembangkan untuk analisis pembuluh darah tersebut, salah satunya dengan memodelkan sebuah domain yang menyerupai pembuluh darah dan menganalisisnya dengan metode elemen hingga (*finite element method*, FEM).

FEM adalah metode numerik untuk mendapatkan solusi persamaan differensial,

baik persamaan differensial biasa maupun persamaan differensial parsial [4]. Inti dari metode ini adalah membagi problem yang kompleks (domain) menjadi bagian-bagian kecil atau elemen (diskretisasi) sehingga didapat solusi yang lebih sederhana oleh fungsi interpolasi. Keseluruhan solusi elemen tersebut akan menjadi solusi dari problem [5]. Awalnya FEM digunakan untuk memecahkan persoalan di bidang mekanika benda padat, namun kini FEM merambah ke bidang lain seperti mekanika fluida, dan perpindahan panas elektromagnetik [6,7].

Persamaan Navier-Stokes adalah bentuk differensial dari hukum kedua Newton tentang pergerakan dari suatu fluida. Persamaan ini menyatakan bahwa perubahan dalam momentum partikel-partikel fluida hanya bergantung pada gaya viskos internal dan gaya viskos tekanan eksternal yang bekerja pada fluida [8]. Persamaan Navier-Stokes mengalir dari aliran fluida yang tidak dapat dimampatkan dan dapat dijelaskan oleh:

$$\begin{cases} \rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) - \nabla \cdot (\mu (\nabla \mathbf{u} + \nabla \mathbf{u}^T)) + \nabla p = \mathbf{F} \\ \nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \end{cases} \quad (1)$$

dimana harus diselesaikan untuk medan kecepatan yang tidak diketahui \mathbf{u} dan tekanan p . Dalam persamaan ini ρ mewakili densitas fluida, μ viskositas dinamis, dan \mathbf{F} mewakili gaya tubuh yang bekerja pada fluida [9].

Pemodelan menggunakan *software* FEATool Multiphysics MCR2022a yang dapat menggambarkan pola aliran fluida dengan bentuk domain yang berbeda-beda. Persamaan matematis yang digunakan adalah Persamaan Navier-Stokes 2-dimensi. Keunggulan dari *software* FEATool Multiphysics MCR2022a adalah dapat memodelkan domain dengan FEM dan menampilkan solusinya dalam bentuk mesh lebih cepat dan akurat.

METODE PENELITIAN

FEATool Multiphysics merupakan sebuah *software* analisis elemen hingga (*finite element*

analysis, FEA) lintas *platform*, pemecah dan simulasi multifisika. FEATool multiphysics juga merupakan sebuah *software* simulasi yang bertujuan untuk memodelkan desain, perangkat, dan proses disemua bidang teknik, manufaktur, dan penelitian ilmiah. FEATool multiphysics menyediakan berbagai macam *physics interface* dan dimensi dari 1D sampai 3D.

FEATool multiphysics ini dapat digunakan secara efektif untuk membuat simulasi aliran fluida dengan bentuk domain yang berbeda-beda berdasarkan FEM. Persamaan matematis yang digunakan adalah Persamaan Navier Stokes 2- dimensi. Prosedur yang dilakukan dalam penelitian adalah memecahkan persoalan matematis analitis menjadi komputasi atau numerik dengan menggunakan FEM. Tahap pertama mendesain model fisis yaitu menentukan bentuk, ukuran serta kondisi batas pada domain.

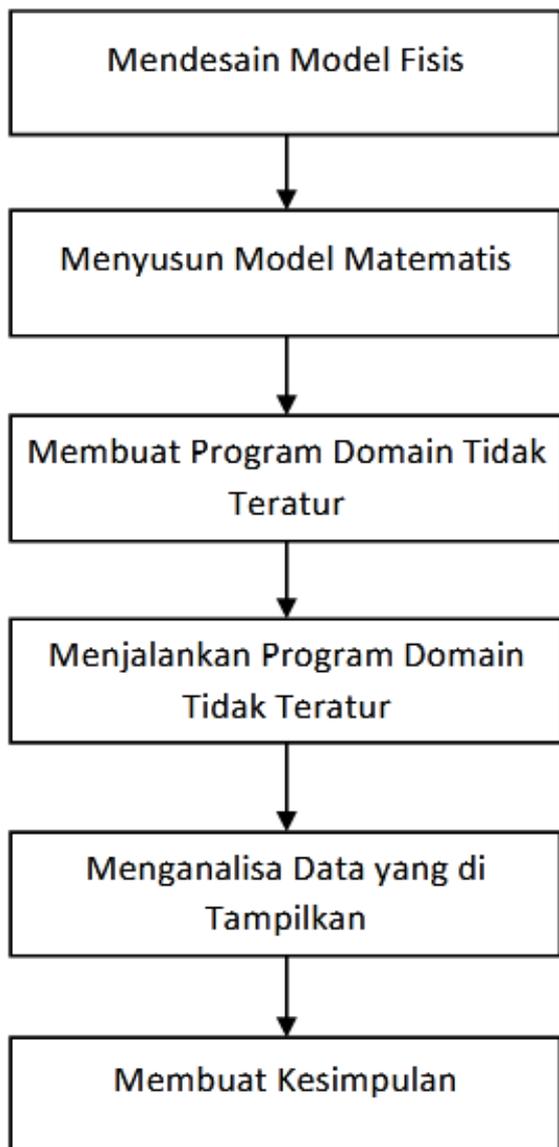
Domain yang dibuat dalam penelitian ini adalah domain tidak teratur berbentuk pembuluh darah. Untuk penelitian ini material yang digunakan berdasarkan data pada laporan penelitian "*Fluid Structure Interaction in a Network of Blood Vessels*" [10] dan model aliran darah dalam pembuluh darah 2D.

Tabel 1. Material properti darah.

Properti	Massa Jenis	Viskositas Dinamik
Variabel	ρ (rho)	μ (mu)
Nilai	1060	4×10^{-3}
Satuan	Kg/m ³	Pa.s

Penelitian ini terdiri dari 7 tahapan seperti yang ditampilkan pada Gambar 1. Mendesain model fisis ini dilakukan sebelum membuat program yaitu menggambar sketsa mentah dari domain yang akan dibuat. Adapun parameter yang ditetapkan adalah berupa bentuk dan ukuran domain. Model domain tidak teratur dibuat menyerupai pembuluh darah yang bercabang. Domain berawal dari arteri di bagian kanan melewati pembuluh kapiler dan menuju vena di bagian kiri dan lebarnya adalah 4–1 mm. Saluran memiliki 3 buah percabangan awal dan 2 percabangan setelahnya yang saling terhubung. Gambar 2 adalah domain tidak

teratur. Domain ini dibuat searah sumbu x dan y positif. Sumbu x positif dimulai dari 0 mm sampai 80 mm dan sementara pada sumbu y adalah -14 mm hingga 30 mm. Domain ini terdiri dari saluran lurus dan beberapa percabangan.



Gambar 1. Diagram alir penelitian.

Menyusun model matematis dilakukan setelah mendesain model fisis seperti pada Gambar 2. Tahap ini menentukan persamaan matematika serta kondisi batas yang akan digunakan seperti pada Tabel 2.

Domain yang digunakan pada penelitian ini adalah berbentuk pembuluh darah bercabang, sehingga persamaan Navier-Stokes adalah:

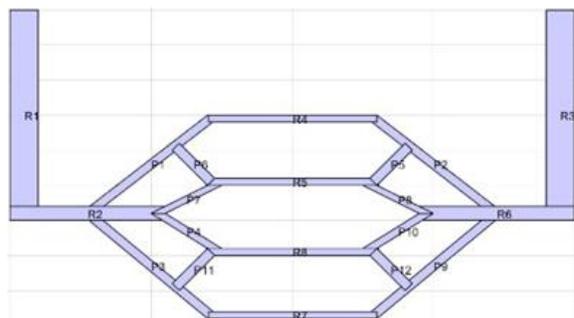
$$\rho(u' + (u \cdot \nabla)u) = -\nabla p + \nabla \cdot (\mu(\nabla u + \nabla u^T)) + F, \nabla \cdot u = 0 \quad (2)$$

Aliran fluida akan masuk melalui sisi sebelah kanan atau arteri keluar dari titik pusat koordinat (inlet) menuju sisi sebelah kanan atau (outlet). Sementara sisi lain diasumsikan sebagai batas dinding atau kondisi batas tanpa selip. Sehingga kondisi batas dapat ditulis sebagai berikut:

$$\text{Syarat batas 1: } u = u_0 \quad (3)$$

$$\text{Syarat batas 2: } p = p_0 \quad (4)$$

$$\text{Syarat batas 3: } u = 0 \quad (5)$$



Gambar 2. Tampilan domain tidak teratur.

Tabel 2. Nilai dari variabel kondisi batas.

Properti	Deskripsi	Nilai
u	Dinding pembuluh	0 Pa.s
p_0	Tekanan awal	120 mmHg
u_0	Viskositas awal	4×10^{-3} Pa.s
v_0	Kecepatan awal	$1 \text{ m}^2/\text{s}$

Membuat program domain tidak teratur pada penelitian ini akan dibuat dengan menggunakan *software* FEATool Multiphysics MCR2022a. *Software* tersebut memungkinkan menyelesaikan persamaan Navier-Stokes dengan FEM hanya dengan memasukkan koefisien persamaan dan kondisi batas. Menjalankan program domain tidak teratur pada *Software* FEATool Multiphysics

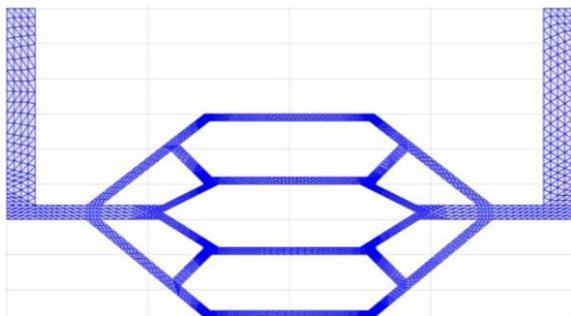
MCR2022a akan menjalankan program secara otomatis dan menampilkan pemodelan dari program. Menganalisa data yang di tampilkan untuk menarik kesimpulan dari penelitian. Pola aliran darah yang dihasilkan pada potensial kecepatan dan kecepatan fluida serta penyebabnya.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Untuk menganalisa aliran fluida domain tidak teratur terdiri dari 3 tahapan yaitu menampilkan domain, menampilkan jaringan atau *mesh* dan menampilkan pemodelan.

Gambar 2 adalah domain tidak teratur. Domain ini dibuat searah sumbu x dan y positif. Sumbu x positif dimulai dari 0 mm sampai 80 mm dan sementara pada sumbu y adalah -14 mm hingga 30 mm. Domain ini terdiri dari saluran lurus dan beberapa percabangan.

Tahap selanjutnya adalah pembentukan *mesh* atau jaringan. Tahap ini dilakukan untuk mendapatkan interpolasi dari masing-masing titik domain. Ukuran dari *mesh* yang akan digunakan adalah 0,237179. Tampilan dari jaringan atau *mesh* ditunjukkan pada Gambar 3.

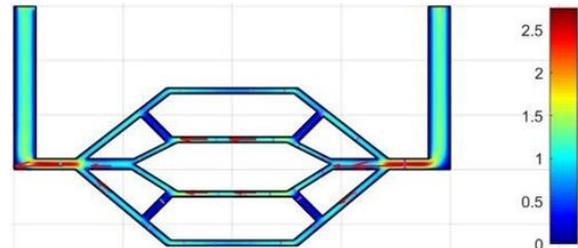


Gambar 3. Tampilan *mesh* pada domain tidak teratur.

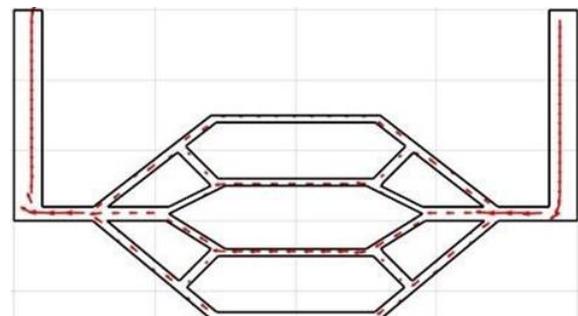
Tampilan pemodelan ditunjukkan pada Gambar 4. Sumbu-x dan sumbu-y merepresentasikan koordinat dalam mm sementara sumbu-z dan gradasi warna pada domain adalah solusi yang didapatkan.

Nilai potensial yang ditunjukkan pada Gambar 4 berubah searah sumbu-x positif kanan dimulai dari 0.142009 m²/s dan berubah semakin besar hingga nilai potensial 2.63728

m²/s. Tahap selanjutnya adalah mencari nilai gradien potensial seperti pada Gambar 5 sehingga kecepatan pada titik-titik tertentu dapat dimodelkan.



Gambar 4. Tampilan pemodelan potensial dari domain tidak teratur.



Gambar 5. Tampilan distribusi kecepatan.

Di dalam tubuh manusia kekentalan cairan darah dapat bervariasi karena makanan dan banyaknya cairan atau minuman yang dikonsumsi. Ukuran kekentalan dapat diketahui dari nilai koefisien viskositas, semakin tinggi kekentalan maka semakin besar angka koefisien viskositasnya. Oleh karena itu perlu melakukan simulasi dengan memvariasikan koefisien viskositas.

Variasi Koefisien viskositas darah yaitu 1×10^{-3} Pa.s, 1.5×10^{-3} Pa.s, dan 2.00×10^{-3} Pa.s disimulasikan pada model. Tabel 3 merupakan hasil kecepatan aliran darah pada penampang lintang arteri. Di pembuluh kapiler, dan penampang lintang. Di tengah arteri kecepatannya maksimal, namun semakin kental fluida darah (semakin tinggi viskositasnya) maka kecepatan bagian tengah arteri akan semakin menurun. Untuk viskositas 1×10^{-3} Pa.s, kecepatan maksimal darah yaitu 2.63728 m²/s dari kecepatan darah keluar jantung, adapun untuk viskositas 1.5×10^{-3}

Pa.s dan viskositas 2.00×10^{-3} Pa.s kecepatan maksimalnya berturut-turut adalah 2.62505

m^2/s dan 2.62063 m^2/s dari kecepatan darah keluar jantung.

Tabel 3. Nilai dari variabel kondisi batas.

Viskositas (Pa.s)	$1,0 \times 10^{-3}$	$1,5 \times 10^{-3}$	$2,0 \times 10^{-3}$	(x,y)
Kecepatan (m^2/s)	0,142009	0,141952	0,141920	(79,28)
	2,637280	2,625050	2,620630	(70,01)
	1,199030	1,19969	1,200090	(60,08)
	0,864084	0,863587	0,863419	(40,15)
	1,014790	1,013170	1,012490	(16,05)
	2,615550	2,602590	2,597700	(10,01)
	1,222600	1,229110	1,232830	(01,28)

KESIMPULAN

Pemodelan pembuluh darah yang dibuat menggunakan *software* FEATool Multiphysics MCR2022a untuk implementasi model pola aliran darah dengan FEM memperoleh hasil yang mendekati realistis. Hasil implementasi yang dilakukan terhadap pengujian pada 3 bentuk pembuluh darah, yaitu pembuluh darah arteri, pembuluh darah kapiler dan pembuluh darah vena, menunjukkan perbedaan yang cukup signifikan. Kecepatan aliran darah pada pembuluh darah sangat berbeda-beda berdasarkan viskositasnya. Berdasarkan hasil pemodelan pembuluh darah dengan viskositas $1,0 \times 10^{-3}$ Pa.s, $1,5 \times 10^{-3}$ Pa.s, dan $2,0 \times 10^{-3}$ Pa.s kecepatan maksimalnya berturut-turut adalah 2,63728 m^2/s , 2,62505 m^2/s , dan 2,62063 m^2/s dari kecepatan keluar dari jantung. Viskositas darah yang tinggi justru akan semakin memperlambat laju aliran darah.

REFERENSI

1. Sa'adah, S. (2018). Sistem peredaran darah manusia. *UIN Sunan Gunung Djati. Bandung*.
2. Meylanda, M. (2021). *Hubungan umur, aktifitas fisik, status merokok, kepatuhan minum obat dan kontrol tekanan darah dengan status hipertensi*. Doctoral Dissertation, Universitas Siliwangi.
3. Rani, D. M., Pranata, L., Anggraini, N. L., Siringoringo, L., Aji, Y. G. T., Rahmi, U., ... & Purba, D. H. (2022). *Anatomi*

fisiologi tubuh manusia. Yayasan Kita Menulis.

4. Asih, T. S. N., Waluya, B., & Supriyono, S. (2018). Perbandingan finite difference method dan finite element method dalam mencari solusi persamaan diferensial parsial. *PRISMA, Prosiding Seminar Nasional Matematika*, **1**, 885–888).
5. Kosasih, P. B. (2012). Teori dan aplikasi metode elemen hingga. *Yogyakarta: Andi Publisher*.
6. Welty, J. R., Wicks, C. E., Wilson, R. E., & Rorrer, G. (2004). Dasar-dasar fenomena transport. *Edisi keempat terjemahan. Penerbit Erlangga. Jakarta*.
7. Setia, B. R. (2022). *Simulasi kerusakan tubrukan pada kapal VLCC (very large crude carrier) terhadap kekuatan membujur= simulation of VLCC (very large crude carrier) collision damage against to the longitudinal strength*. Doctoral dissertation, Universitas Hasanuddin.
8. Tiwow, V. A., & Malago, J. D. (2015). Penerapan persamaan Navier-Stokes untuk kasus aliran fluida laminer pada pipa tidak horizontal. *Jurnal Sains, Matematika, dan Pembelajarannya (SAINSMAT)*, **4**(1), 51–56.
9. Defrianto, D., Saktioto, T., Hikma, N., Soerbakti, Y., Irawan, D., Okfalisa, O., ... & Hanto, D. (2022). External perspective

of lung airflow model through diaphragm breathing sensor using fiber optic elastic belt. *Indian Journal of Pure & Applied Physics (IJPAP)*, **60**(7), 561–566.

10. Multiphysics, C. O. M. S. O. L. (2014). Fluid structure interaction in a network of blood vessels. *Structural mechanics module model library manual*, **1**.



Artikel ini menggunakan lisensi
[Creative Commons Attribution
4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)