



Received 26th May 2020
 Accepted 29th June 2020
 Published 20th December 2020

Open Access

DOI: 10.35472/jsat.v4i2.273

Analisis interaksi aliran darah dan pembuluh serta pengaruh kebebasan *mesh* pada simulasi hemodinamik berbasis metode elemen hingga

Narendra Kurnia Putra ^{*a}, Bonfilio Nainggolan ^b, Johanna Mulianny ^b, Suprijanto ^a

^a Kelompok Keahlian Instrumentasi dan Kontrol, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Bandung

^b Program Studi Teknik Fisika, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Bandung

* Corresponding E-mail: narendra@tf.itb.ac.id

Abstract: Cardiovascular diseases are the world's leading cause of death with significant death rates caused by abnormalities in vessels such as aneurysms and stenosis. These conditions can potentially cause blockage and thinning of vessels which may lead to heart attack, stroke, and bleedings. Recently, computational simulation methods are frequently used in blood flow analysis. These methods are frequently used in vascular fluid dynamics analysis which relate to the origin of a disease, efficacy prediction in installation of therapeutic instruments and complements the *in vitro* studies. This article presents an example of a simple vascular simulation to study the effect of blood flow with respect to vascular wall displacement. Furthermore, this research shows the importance of formal CFD pre-processing such as mesh independence testing which influences the simulation accuracy as well as vascular flow prediction and its effects on vascular wall displacement. In this research, it is concluded that the number of mesh elements affects the accuracy of vascular wall shear stress (WSS) calculations with average WSS difference of 0.8 Pa with no significant difference in wall displacement values. An average WSS of 1.95 Pa and a wall displacement of 5.7 μm are obtained from the blood flow simulation in this study.

Keywords: cardiovascular analysis, intravascular flow, computational fluid dynamics, numerical analysis, finite element method.

Abstrak: Penyakit kardiovaskular merupakan pembunuh pertama di dunia dengan angka kematian yang cukup tinggi akibat kelainan pada pembuluh darah seperti aneurisma dan stenosis. Kondisi kelainan ini berpotensi menyebabkan penyumbatan serta penipisan pembuluh yang sangat rawan untuk memicu terjadinya serangan jantung, *stroke*, dan pendarahan lainnya. Dewasa ini, metode simulasi komputasional marak digunakan dalam analisis aliran darah. Aplikasi metode ini biasa digunakan pada analisis dinamika fluida pembuluh berkaitan dengan asal muasal penyakit dan kelainan, prediksi pemasangan alat terapi dan pendamping pada studi eksperimen *in vitro*. Artikel ini menyajikan contoh simulasi pembuluh sederhana untuk mengetahui efek aliran darah terhadap pergeseran dinding pembuluh. Selain itu, penelitian ini menunjukkan pentingnya langkah baku pengecekan sistem CFD pra-pemrosesan seperti uji independensi *mesh* yang berpengaruh besar terhadap akurasi simulasi, serta prediksi aliran dalam pembuluh dan efeknya terhadap pergeseran dinding dalam pembuluh. Dari penelitian ini, disimpulkan bahwa jumlah elemen *mesh* mempengaruhi akurasi nilai perhitungan parameter *wall shear stress* (WSS) aliran darah dengan perbedaan nilai selisih rata-rata WSS sebesar 0.8 Pa sedangkan untuk pergeseran dinding pembuluh menghasilkan nilai yang tidak signifikan. Nilai rata-rata WSS 1.95 Pa dan pergeseran pembuluh sebesar 5,7 μm diperoleh dalam simulasi aliran darah pada pembuluh lurus pada studi ini.

Kata Kunci : analisis kardiovaskular, aliran dalam pembuluh, simulasi dinamika fluida, analisis numerik, metode elemen hingga.

Pendahuluan

Penyakit pada pembuluh darah merupakan salah satu penyebab angka kematian pada masyarakat modern yang disebabkan oleh berbagai macam hal seperti gaya hidup, pola makan, stress dan kebiasaan merokok [1].

World health organization (WHO) melaporkan bahwa penyakit jantung dan pembuluh darah menjadi salah satu alasan utama dibalik kematian seseorang dengan angka kematian yang diproyeksikan mencapai 22,2 juta jiwa di tahun 2030 [1]. Terlebih, penyakit ini termasuk

pada jenis penyakit tak menular yang dapat hadir tanpa gejala pada fase awalnya dan muncul secara tiba-tiba saat kondisi telah buruk dalam rupa serangan jantung, pendarahan ataupun stroke. Dalam beberapa tahun terakhir, penyakit kardiovaskular tercatat sebagai tiga besar penyebab kematian serta menjadi beban tertinggi bagi sistem asuransi kesehatan nasional dari Badan Penyelenggara Jaminan Sosial (BPJS) di tanah air [2]. Dengan latar belakang tersebut, kebutuhan akan peningkatan kualitas perawatan serta upaya penguasaan ilmu saintifik tentang proses kejadian, prediksi kesuksesan terapi serta pengembangan alat terapi dalam bidang penyakit ini sangat mendesak untuk dikembangkan.

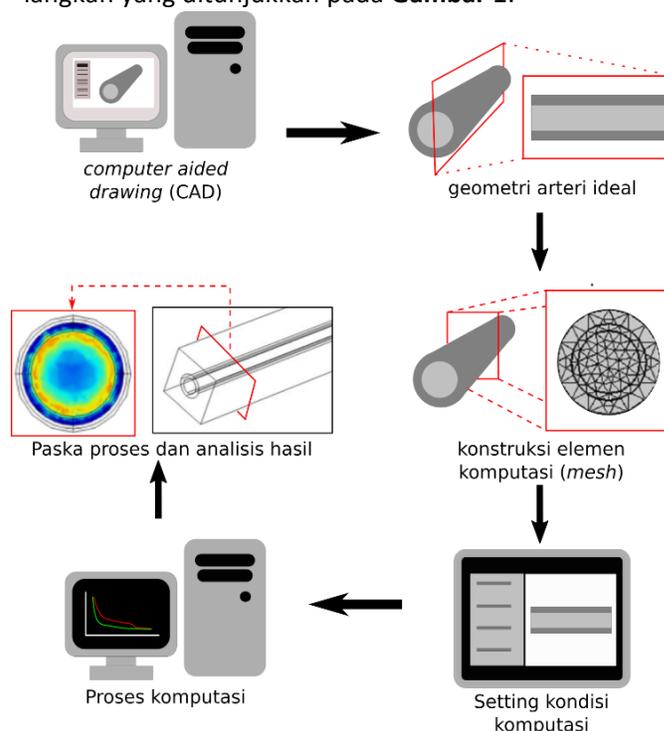
Modeling dan simulasi komputasional merupakan metode yang telah dikembangkan serta dimanfaatkan secara luas dalam bidang rekayasa. Berangkat dari kebutuhan pengembangan alat teknologi dalam bidang aeronautika, metode modeling dan simulasi fluida dinamik atau *computational fluid dynamics (CFD)* telah lama dimanfaatkan untuk merancang berbagai produk teknologi dalam bidang rekayasa [3]. Tak terkecuali dalam bidang teknologi kesehatan, metode CFD telah marak dipakai dalam berbagai analisis khususnya analisis aliran dalam pembuluh darah. Pemanfaatan simulasi komputasional ini dikarenakan oleh keterbatasan uji pengukuran secara *in vivo*. Berbagai aplikasi CFD telah digunakan untuk berbagai keperluan dari analisis aliran darah atau hemodinamika seperti studi prediksi dan pengembangan *stent*, *coil*, *baloon angioplasty* dan *flow diverter* [4]–[9].

Dari banyaknya aplikasi metode CFD yang telah diaplikasikan dalam simulasi hemodinamika, tidak semua studi menerapkan metode baku analisa rekayasa CFD secara menyeluruh. Perbedaan penerapan terdapat pada model aliran, kopling fisis seperti tidak adanya interaksi antara aliran dengan pembuluh padahal beberapa analisa klinis menunjukkan kemungkinan adanya efek pergeseran ini [10]. Selain itu, tidak adanya analisa kebebasan pada elemen diskrit atau *mesh dependency test* yang digunakan menimbulkan pertanyaan akan kualitas akurasi dari studi simulasi tersebut. Pentingnya uji *mesh dependency* ini didasari dari hipotesa hampiran nilai benar yang semakin baik seiring dengan semakin banyaknya elemen yang digunakan [11]. Tentunya kedua faktor tersebut menjadi bahan bahasan yang perlu diklarifikasi lebih lanjut dalam suatu studi hemodinamika komputasional.

Penelitian ini akan mencoba untuk mengetahui pengaruh aliran terhadap pergeseran pembuluh darah terkait dengan dugaan timbulnya tekanan dinamik yang berpotensi untuk merubah bentuk penampang aliran dalam pembuluh. Selain itu, studi ini dikerjakan dengan mengikuti struktur baku kerja konstruksi model serta proses set simulasi yang relevan untuk menjamin hasil prediksi dan simulasi yang akurat serta memenuhi kebutuhan. Geometri ideal pembuluh darah lurus yang mewakili struktur dimensi pembuluh karotid akan digunakan dalam studi ini. Bidang batas komputasi diatur guna merepresentasikan interaksi antara aliran dan dinding pembuluh. Tes konvergensi untuk elemen hitung *mesh* juga akan dilakukan untuk menunjukkan seberapa besar perbedaan prediksi nilai untuk parameter fisis *wall shear stress (WSS)* dan pergeseran dinding pembuluh akibat aliran darah. Analisis sederhana hasil simulasi aliran dalam pembuluh dengan efeknya pada pergeseran dinding pembuluh darah karotid akan diulas dalam penelitian ini.

Metode

Proses modeling dan simulasi pembuluh darah dengan studi CFD secara umum dilakukan dengan langkah-langkah yang ditunjukkan pada **Gambar 1**.



Gambar 1. Skema proses pemodelan dan komputasi pada simulasi pembuluh darah.

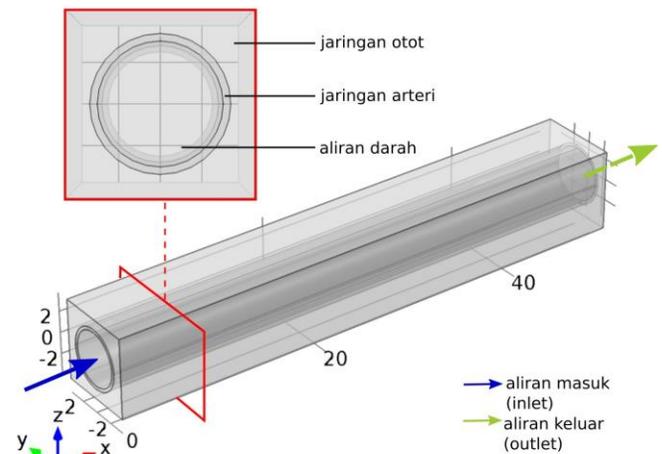
Proses diawali dengan konstruksi geometri pembuluh yang dapat dilakukan baik dengan data riil dari pasien atau *patient specific geometry* dari citra pindaian CT Scan tiga dimensi. Selain itu, geometri juga dapat dibuat dengan konstruksi geometri ideal yang dibuat dengan perangkat lunak *computer aided drawing (CAD)*. Setelah geometri berhasil dibuat, geometri akan digunakan dalam suatu program tertentu untuk selanjutnya dibagi kedalam beberapa elemen kecil untuk proses komputasi, *mesh*. Selain itu, pengaturan asumsi fisis, persamaan umum serta bidang batas juga ditentukan. Setelah semua pengaturan rampung, proses komputasi akan dilakukan pada perangkat komputer hingga proses perhitungan selesai. Setelah semua proses komputasi selesai, hasil perhitungan akan ditampilkan dalam bentuk gambar, grafik ataupun data tabel yang kemudian dianalisis sesuai dengan target yang ingin dicapai. Proses ini biasanya dilakukan pada menu pasca-pemrosesan (*post-processing*) atau bahkan perangkat lunak khusus untuk pengolahan pasca-pemrosesan.

Pada penelitian ini, analisis akan dilakukan dengan model geometri ideal dengan ukuran menyerupai pembuluh karotid yang dialiri oleh aliran darah. Proses komputasi dilakukan dengan perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2 yang dimiliki oleh Program Studi Teknik Fisika ITB.

Geometri pembuluh darah karotid & diskritisasi domain hitung.

Dalam penelitian ini, pembuluh darah karotid dimodelkan sebagai suatu geometri silinder ideal dengan diameter 5 mm dan ketebalan 0.3 mm [9], [12]. Menirukan proporsi pembuluh darah pada tubuh manusia, geometri pembuluh karotid ini disokong oleh jaringan balok sebagai representasi dari jaringan otot dengan ketebalan masing-masing sisi 7,5 mm. Konstruksi geometri pembuluh karotid pada penelitian ini terdiri atas tiga domain yang berbeda yaitu satu buah domain fluida darah dan dua domain solid untuk pembuluh darah dan jaringan otot. Konstruksi lengkap geometri ditunjukkan pada **Gambar 2**.

Geometri ini didiskritisasi untuk membentuk elemen domain hitung dengan jumlah yang meningkat dari rentang 36000 hingga 1,6 juta elemen *mesh*. Pengujian pengaruh elemen *mesh* terhadap parameter fisis yang akan dianalisis dilakukan untuk menunjukkan konvergensi hasil simulasi telah dilakukan.



Gambar 2. Geometri sistem pembuluh yang dibangun pada simulasi ini.

Pengaturan bidang batas serta asumsi fisis yang diterapkan.

Sebagai representasi jaringan dalam tubuh, domain hitung diatur dengan beberapa bidang batas. Untuk domain fluida darah, densitas dan viskositas darah ditetapkan memiliki 1060 kg/m³ dan 0.0035 Pas. Darah dimodelkan sebagai fluida Newtonian inkompresibel. Asumsi aliran Newtonian didasari oleh efek Fahraeus-Lindqvist yang menyatakan bahwa efek non-linear pada viskositas darah hanya terjadi saat pembuluh darah berdiameter lebih kecil dari 0.5 mm [13]. Untuk domain pembuluh darah, nilai densitas diatur sebesar 960 kg/m³ dan sifat elastisitas modulus Young 0,9 GPa dengan rasio Poisson 0,45. Sedangkan untuk domain jaringan otot kerapatan bahan diatur sebesar 1200 kg/m³ dengan elastisitas Young 1,16 MPa dan rasio Poisson 0,45 [9], [12].

Bidang batas (ilustrasi pada **Gambar 2**) yang diterapkan pada studi ini meliputi, aliran masuk inlet aliran darah bersifat tunak berpola parabolik dengan kecepatan rata-rata 0,33 m/s yang berasosiasi dengan bilangan Reynolds (Re) 499. Dalam pemodelan fluida, parameter non-dimensional seperti Re merupakan salah satu parameter yang menunjukkan kesamaan antara dua sistem studi pada skala yang berbeda. Nilai Re pada kisaran ini merupakan nilai Re pada data-data aliran pada pembuluh darah ukuran sedang [14], [15]. Kondisi bidang batas dinding pembuluh diatur sebagai *no-slip* dan outlet aliran normal dengan tekanan 0 Pa. Sepanjang permukaan bidang kontak darah dan dinding dalam pembuluh, diatur kondisi antar-muka tekanan

dari tegangan geser aliran dinamik serta tekanan statis dari rata-rata tekanan darah manusia normal sebesar 100 mmHg. Sisi luar balok jaringan otot diatur dengan bidang batas tetap untuk menghindari pergeseran atau rotasi geometri.

Proses komputasi dan pasca-proses.

Proses komputasi dilakukan dengan perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2 yang dimiliki oleh Program Studi Teknik Fisika ITB untuk seluruh langkah pengerjaan pada studi ini. Modul aliran laminar dengan pemecahan persamaan dasar Navier-Stokes dipilih untuk perhitungan solusi dari problem aliran. Untuk perhitungan fenomena mekanika solid, modul struktur mekanik digunakan dengan pendekatan Cauchy strain. Proses perhitungan dilakukan dengan perangkat keras yang digunakan dalam proses komputasi adalah PC set Intel(R) Core(TM) i7 3,30 GHz, 64 GB RAM.milik Laboratorium Instrumentasi Medik, Teknik Fisika ITB

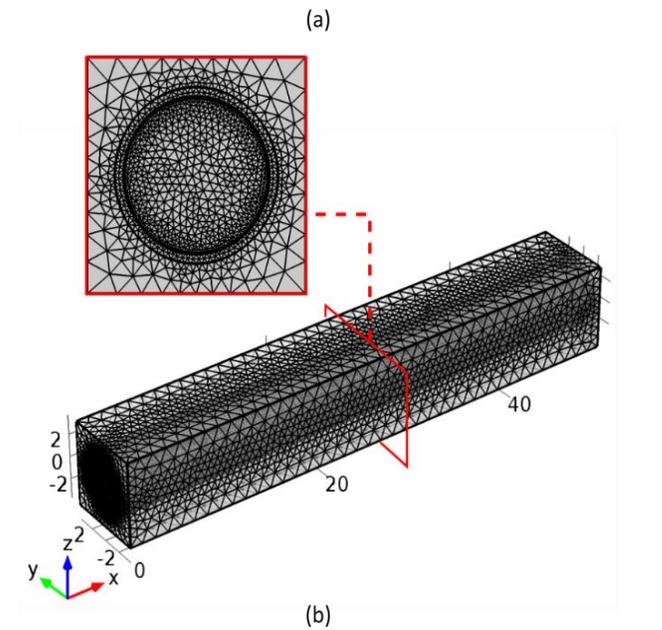
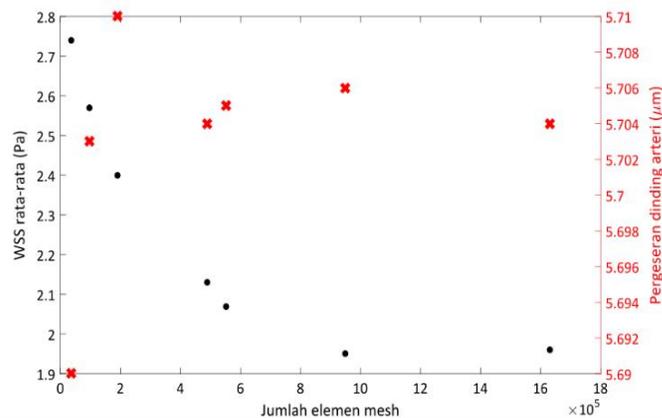
Hasil dan Diskusi

Simulasi ini berfokus pada analisa dampak aliran pada pembuluh darah yang meliputi aspek mekanika fluida dan interaksinya dengan dinding pembuluh. Dua parameter fisis akan dianalisis lebih lanjut pada artikel ini, yaitu *Wall shear stress* (WSS) yang selalu digunakan sebagai parameter aliran yang diyakini dapat berpengaruh besar terhadap sel endotel pada permukaan pembuluh. Selain itu, faktor pergeseran dinding pembuluh (*displacement*) juga diperhitungkan untuk mengetahui seberapa besar efek dinamika aliran terhadap perubahan geometri dalam pembuluh. Dari Simulasi ini, diperoleh beberapa hasil sebagai berikut.

Analisis jumlah elemen mesh dengan akurasi parameter hasil simulasi

Jumlah elemen *mesh* merupakan faktor penting yang menentukan akurasi hasil simulasi. Berdasarkan teori, semakin banyak jumlah elemen *mesh* yang digunakan maka prediksi hasil simulasi akan semakin mendekati nilai benarnya [11]. Oleh karena itu, pengujian dampak independensi *mesh* terhadap dua parameter fisis yang digunakan pada penelitian ini: WSS rata-rata dan rata-rata pergeseran dinding pembuluh.

Pada pengujian dampak independensi *mesh* ini, jumlah total elemen yang digunakan pada simulasi ditingkatkan secara bertahap dari 35.514 hingga 1.630.102 elemen. Dari hasil pengujian ini, hasil pengaruh penambahan *mesh* terhadap kedua parameter ditunjukkan pada



Gambar 3. (a) Hasil pengujian independensi *mesh* untuk parameter WSS rata-rata dan pergeseran dinding arteri. (b) Konstruksi elemen *mesh* yang dibangun pada penelitian ini.

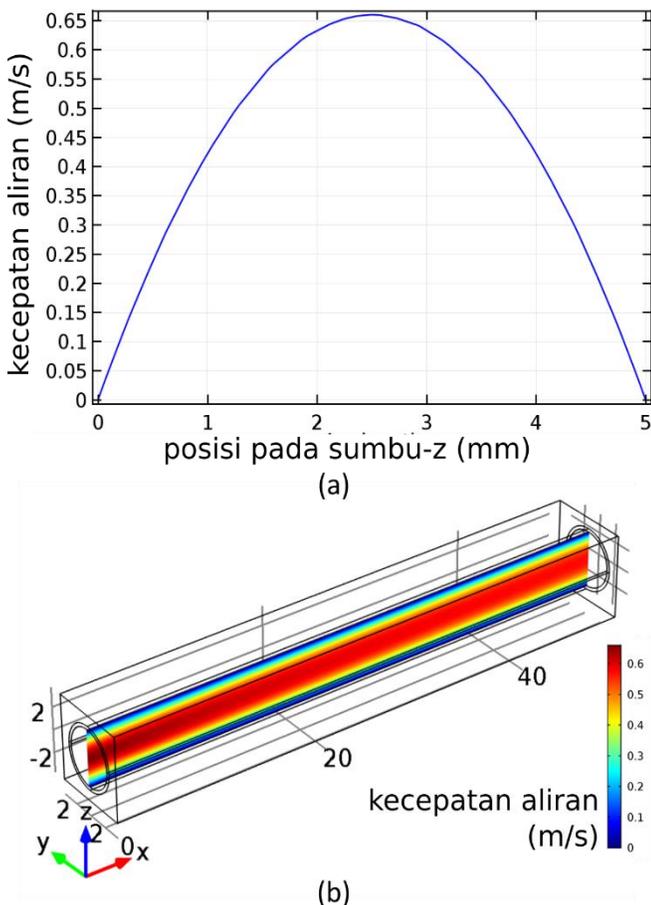
Gambar 3a dan hasil konstruksi mesh tertinggi ditunjukkan pada Gambar 3b.

Dari grafik pengujian independensi *mesh* ini ditunjukkan bahwa untuk parameter WSS rata-rata telah mencapai konvergensi pada pengujian dengan jumlah 949.310 elemen. Dengan nilai yang diperoleh berada pada 1,95 Pa, sedangkan dengan elemen pengujian terbanyak (1.630.102 elemen), nilai yang diperoleh adalah 1,96 Pa. Jika dibandingkan dengan nilai yang dihasilkan pada jumlah elemen terkecil prediksi WSS rata-rata yang dihasilkan adalah 2,74 Pa. Dari hasil studi ini, terlihat selisih nilai prediksi yang mencapai 0,8 Pa. Nilai error relatif dari uji kebebasan *mesh* yang diperoleh dari studi

adalah 0.5% pada jumlah elemen terbanyak. Perlu ditekankan, bahwa nilai error relatif pada proses iterasi komputasional untuk menghampiri nilai benar ini berbeda dengan konteks nilai error yang biasanya dilakukan dalam pengukuran fisis.

Sedangkan untuk parameter pergeseran dinding arteri, data yang diperoleh memiliki variansi yang kecil dengan magnituda pada kisaran 5,69 hingga 5,71 μm pada seluruh jumlah total elemen uji. Dari hasil tes ini dapat disimpulkan bahwa konfigurasi dengan jumlah 949.310 elemen telah memenuhi standar akurasi prediksi simulasi untuk kedua parameter.

Dari hasil uji ini, terlihat bahwa pemilihan jumlah *mesh* sangatlah krusial dalam mempengaruhi akurasi hasil simulasi khususnya pada parameter WSS rata-rata. Akan tetapi, masih banyak studi yang bekerja tanpa menyertakan hasil uji *mesh* ini. Hal ini mungkin



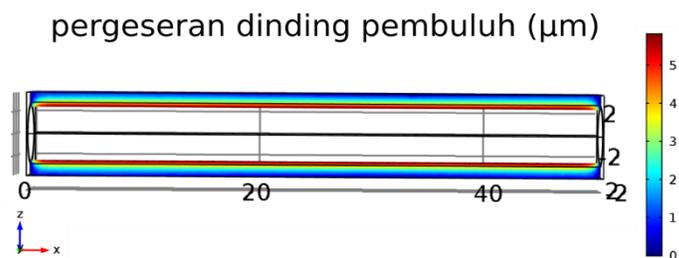
Gambar 4. (a) Pola parabolik pada aliran inlet (b) Grafik kontur kecepatan aliran pada bidang xz.

disebabkan oleh biaya komputasi yang cukup berat dalam penyelesaian perhitungan simulasi dengan model yang kompleks. Namun, dari penelitian ini terbukti bahwa pengujian independensi *mesh* ini sebisa mungkin dilakukan guna menjaga akurasi yang dapat berpengaruh pada proses analisis lanjut dari studi komputasional yang dilakukan.

Prediksi parameter aliran.

Hasil simulasi pada aliran inlet menunjukkan pola parabolik (Gambar 4a) dengan kecepatan maksimum pada kisaran 0.65 m/s. Untuk prediksi aliran dalam pembuluh, hasil simulasi menunjukkan pola serupa dengan kondisi aliran dalam pipa tertutup yang ditunjukkan pada Gambar 4b. Dari pola aliran tersebut terlihat bahwa pola aliran pada bidang xz cenderung seragam dengan pola parabolik. Kondisi ini menunjukkan kondisi aliran tunak yang diperoleh dari pengaturan bidang batas inlet berupa aliran inlet laminar. Nilai WSS rata-rata yang diperoleh pada simulasi ini adalah 1,95 Pa. Nilai ini menunjukkan rentang WSS normal pada pembuluh darah sehat. Diketahui dari kajian-kajian sebelumnya bahwa sel endotel pembuluh akan cenderung mengalami kerusakan akibat atherogenesis jika terpapar WSS dibawah 0,5 Pa dan cedera pada paparan diatas 2,5 Pa [16], [17].

Selain itu, perbandingan dengan hasil perhitungan WSS secara analitik, nilai WSS diperoleh pada kisaran 1,84 Pa sehingga prediksi nilai dari simulasi memiliki nilai kesalahan yang cukup kecil yaitu 5.5% terhadap nilai solusi analitik. Konteks nilai error ini tidaklah sama dengan nilai error relatif pada proses iteratif pada bagian uji kebebasan *mesh* diatas. Hasil ini menunjukkan akurasi yang cukup tinggi, terlebih jika mempertimbangkan faktor pengaruh aliran pada sel endotel pembuluh yang biasanya menimbulkan perubahan sifat jika WSS berubah pada kisaran selisih nilai 1 Pa.



Gambar 5. Grafik kontur pergeseran dinding pembuluh.

Pergeseran dinding pembuluh

Menimbang sifat mekanik dari pembuluh darah yang bersifat elastis, analisis hubungan antara sejauh mana tekanan statik dan dinamik yang dihasilkan oleh aliran darah pada dinding dapat mempengaruhi geometri dinding pembuluh. Dari hasil simulasi pada penelitian ini, terlihat pergeseran sebesar 5 μm pada dinding pembuluh di sepanjang permukaan kontak darah dan dinding. Pola pergeseran ini ditampilkan dalam grafik kontur penampang irisan bidang xz pada **Gambar 5**.

Analisis antar-muka aliran darah dan dinding pembuluh pada pembuluh darah ini telah mengundang banyak diskusi pada bidang simulasi vaskular. Beberapa penelitian sebelumnya menyimpulkan bahwa faktor ini tidak signifikan untuk diikutsertakan [18]. Jika melihat dari hasil simulasi pada penelitian ini, nilai perpindahan sebesar 5 μm (0.1% dari diameter pembuluh) dapat dinilai sangat kecil untuk berpengaruh pada pola aliran. Akan tetapi hal ini tentunya tidak bisa diterapkan pada seluruh bagian pembuluh, mengingat efek kecepatan aliran yang berbeda. Untuk beberapa pembuluh darah besar seperti Aorta ataupun Arteri-arteri lainnya yang terletak dekat dengan jantung. Selain itu, kondisi arteri yang tidak normal seperti adanya stenosis dan aneurisma memungkinkan terbentuknya perubahan aliran yang dapat berujung pada pergeseran dinding yang lebih besar. Efek dari pemasangan alat terapi intravaskular juga dapat menghasilkan pergeseran dinding pembuluh yang lebih besar akibat ekspansi alat terapi [10], [19].

Kesimpulan

Pada studi fisis aliran dan pergeseran dinding pembuluh, diperoleh kesimpulan bahwa pada aliran dalam pembuluh dengan geometri lurus, pola aliran cenderung parabolik dengan sifat serupa dengan aliran tertutup dalam pipa silinder. Dari analisis aliran ini diperoleh nilai WSS rata-rata berada pada kisaran 1.95 Pa. Faktor interaksi aliran darah dan dinding pembuluh menunjukkan pergeseran sebesar 5 μm yang dianggap tidak signifikan dalam mempengaruhi perubahan geometri pembuluh. Selain itu, studi ini menunjukkan bahwa proses uji independensi *mesh* merupakan faktor penting dalam menjaga akurasi hasil simulasi. Diperlukan pemilihan jumlah *mesh* yang optimal dapat menyeimbangkan faktor biaya komputasi dan akurasi hasil simulasi yang diperoleh.

Pada kasus ini, uji analisis interaksi fluida-solid nampaknya tidak begitu dibutuhkan. Akan tetapi konfirmasi dan studi lebih lanjut bagi simulasi pada kasus pembuluh darah lainnya termasuk pada kasus dengan kelainan seperti stenosis dan aneurisma perlu untuk dilakukan pada studi selanjutnya. Disamping itu, sebuah studi eksploratif terhadap faktor-faktor bidang batas optimal pada lokasi pembuluh darah tertentu dibutuhkan untuk mengetahui pengaturan simulasi yang optimal.

Dalam konteks validasi dan perbandingan terhadap proses eksperimen, uji ketepatan asumsi dan evaluasi perbandingan aliran secara *in vitro* juga baik untuk dilakukan guna mengkonfirmasi akurasi dari hasil simulasi. Walaupun hingga saat ini pengamatan nilai WSS sangat sulit untuk dilakukan secara eksperimental, namun diharapkan beberapa penghampiran nilai parameter fisis yang diperoleh pada uji eksperimen dapat mengkonfirmasi hasil simulasi yang dilakukan.

Konflik Kepentingan

Penulis menyatakan tidak ada konflik kepentingan dalam penulisan artikel ini.

Penghargaan

Penelitian ini didukung oleh program Riset Peningkatan Kapasitas (RPK) ITB tahun 2020.

Daftar Pustaka

- [1] WHO, "Global status report on noncommunicable diseases 2014," 2014.
- [2] Fajrian, "8 Daftar Penyakit Terbesar yang 'Gerogoti' BPJS Kesehatan," *CNN Indonesia*, 2018.
- [3] B. Blocken, "50 years of Computational Wind Engineering: Past, present and future," *J. Wind Eng. Ind. Aerodyn.*, vol. 129, pp. 69–102, 2014.
- [4] Y. Li *et al.*, "Simulation of hemodynamics in artery with aneurysm and stenosis with different geometric configuration," *J. Biomech. Sci. Eng.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–11, 2014.
- [5] G. Janiga, L. Daróczy, P. Berg, D. Thévenin, M. Skalej, and O. Beuing, "An automatic CFD-based flow diverter optimization principle for patient-specific intracranial aneurysms," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 14, pp. 3846–3852, 2015.
- [6] H. Zakaria, A. M. Robertson, and C. W. Kerber, "A Parametric Model for Studies of Flow in Arterial Bifurcations," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 36, no. 9, pp. 1515–1530, Sep. 2008.
- [7] T. Kinoshita *et al.*, "Effect of a notch at the distal end of a microcatheter on vein deformation in segmental adrenal venous sampling: a preliminary study using computational fluid dynamics," *Med. Biol. Eng.*

- Comput.*, vol. 57, pp. 1425–1436, 2019.
- [8] N. K. Putra, P. S. Palar, H. Anzai, K. Shimoyama, and M. Ohta, "In Search for a Better Stent : Surrogate based Multi - Objective Optimization of Stent Design under Influence of Vessel Wall Deformation," in *EMBC*, 2017.
- [9] N. K. Putra, P. S. Palar, H. Anzai, K. Shimoyama, and M. Ohta, "Multiobjective design optimization of stent geometry with wall deformation for triangular and rectangular struts," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 57, pp. 15–26, 2019.
- [10] J. W. Freeman, P. B. Snowhill, and J. L. Nosher, "A link between stent radial forces and vascular wall remodeling: the discovery of an optimal stent radial force for minimal vessel restenosis.," *Connect. Tissue Res.*, vol. 51, no. 4, pp. 314–26, 2010.
- [11] J. Tu, G. H. Yeoh, and C. Liu, *Computational fluid dynamics: a practical approach*, First. USA: Elsevier Inc., 2008.
- [12] Y. C. Fung, "Blood Flow in Arteries," in *Biomechanics: Circulation*, Second., New York: Springer-Verlag, 1996, pp. 108–205.
- [13] N. Westerhof, N. Stergiopoulos, and M. I. M. Noble, "Viscosity," in *Snapshots of Hemodynamics: An Aid for Clinical Research and Graduate Education*, Second edi., New York: Springer, 2010, pp. 3–8.
- [14] K. Srinivas, T. Nakayama, M. Ohta, S. Obayashi, and T. Yamaguchi, "Studies on Design Optimization of Coronary Stents," *J. Med. Device.*, vol. 2, pp. 011004-1–7, 2008.
- [15] N. Westerhof, N. Stergiopoulos, and M. I. M. Noble, *Snapshots of Hemodynamics*, Second. New York: Springer, 2010.
- [16] J. Mejia, B. Ruzzeh, R. Mongrain, R. Leask, and O. F. Bertrand, "Evaluation of the effect of stent strut profile on shear stress distribution using statistical moments.," *Biomed. Eng. Online*, vol. 8, p. 8, 2009.
- [17] S. Beier et al., "Hemodynamics in Idealized Stented Coronary Arteries: Important Stent Design Considerations," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 2, pp. 315–329, 2015.
- [18] C. Chiastra, F. Migliavacca, M. Á. Martínez, and M. Malvè, "On the necessity of modelling fluid-structure interaction for stented coronary arteries," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 34, pp. 217–230, 2014.
- [19] F. Otsuka, M. Nakano, E. Ladich, F. D. Kolodgie, and R. Virmani, "Pathologic Etiologies of Late and Very Late Stent Thrombosis following First-Generation Drug-Eluting Stent Placement," *Thrombosis*, vol. 2012, pp. 1–16, 2012.