

STUDI ANALITIK DAN KOMPUTASI ALIRAN PEMBULUH DARAH PADA BAGIAN UJUNG DAN TENGAH CAROTID BIFURCATION

J. Hendrarsakti, dan Raymond

Fakultas Teknik Mesin dan Dirgantara, Institut Teknologi Bandung

Jl. Ganesha 10, Bandung 40132

email¹ : jooned2001@yahoo.com

Abstract

One of the most commonly discussed Cardiovascular diseases is a stroke uniform caused by the stagnation of blood flow to the brain due to the narrowing of blood vessels by fat (atheroclerosis). This study examines the effect of reducing the number of lumen areas and the location of the blockage to human blood velocity, pressure, and flow rate by using CFD (Computational Fluid Dynamics).

In the modeling stage, 13 kinds of luminal cross-sectional area were collaborated with 2 clogging locations and 1000 calculation was done. From the simulation, results obtained the value of pressure velocity and discharge. From the results show that the value of velocity reaches peak at 28-30% of lumen cross-sectional area and decreases at 30% cross section. The simulated debit values show that the larger the area of the lumen cross section, the higher the flowing blood flow and the opposite. While the analytic results show the value of speed is increasing and the decreasing pressure caused by the reduction of the luminal cross-sectional area, the value of the calculation of the analytic calculation shows the same values

Keywords: Stroke, Lumen, velocity, pressure, debit, blood streamline

PENDAHULUAN

Latar Belakang Permasalahan

Di Indonesia, penyakit kardiovaskular merupakan salah satu penyakit yang paling berbahaya. Penyakit gagal jantung dan stroke dapat terjadi dikarenakan oleh material-material lemak yang terperangkap dalam pembuluh darah seperti kolesterol yang menghambat aliran darah menuju hati dan otak. Kondisi ini dinamakan atherosklerosis. Ada beberapa penyebab atherosklerosis diantaranya adalah diet yang tidak sehat, merokok, dan olahraga yang tidak cukup.

Studi komputasi pada tugas akhir ini memfokuskan simulasi pada percabangan *carotid bifurcation* sebagai pemodelan karena pada bagian ini, terjadi penyumbatan yang diakibatkan oleh lemak. *Carotid bifurcation* merupakan pembuluh darah yang menyuplai darah ke kepala dan leher. Dua percabangan dari *common carotid artery*, yaitu *internal carotid artery* yang menyuplai darah ke motor otak, sedangkan *external carotid artery* menyuplai darah ke wajah dan leher.

Simulasi yang akan dijalankan pada model tersebut dengan variasi luas penampang lumen

dan lokasi penyumbatan akan menghasilkan nilai kecepatan, tekanan, dan debit yang dapat digunakan data untuk dibandingkan dengan hasil perhitungan analitik dan literatur. Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut melakukan studi analitik dan komputasi pada aliran pembuluh darah pada *carotid bifurcation* berdasarkan luas penampang lumen dan lokasi penyumbatan untuk mengetahui nilai kecepatan, tekanan, debit, dan turbulensi pada penyumbatan pembuluh darah.

TINJAUAN PUSTAKA

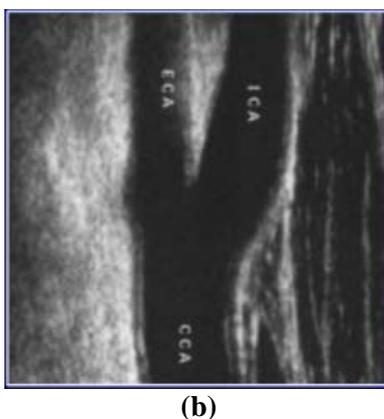
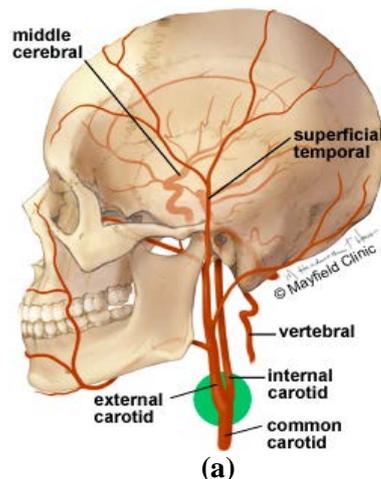
Struktur Pembuluh Darah

Pembuluh darah adalah bagian dari sistem sirkulasi darah yang menggerakkan nutrisi yang diperlukan ke seluruh tubuh. Ada beberapa jenis pembuluh darah disertai struktur dan fungsi.

Sementara fungsi utama pembuluh darah adalah mengangkut darah ke seluruh tubuh, mereka juga digunakan untuk mengukur diagnostik tekanan darah dan denyut nadi. Pembuluh darah terdiri dari sebagian besar tubuh dengan orang dewasa yang memiliki panjang pembuluh sekitar 160934 m ketika disambung dari ujung ke ujung.

Carotid Bifurcation adalah salah satu percabangan aorta yang mengalirkan darah dari jantung ke kepala melalui leher. *Common carotid artery* (CCA) memiliki dua percabangan yang memiliki perbedaan fungsi dan karakteristik. *Internal carotid artery* (ICA) dan *external carotid artery* (ECA) memiliki beberapa perbedaan yang ditunjukkan pada Tabel 1. Posisi *carotid bifurcation* ditunjukkan oleh Gambar 1a, dan hasil *scan Magnetic Resonance Imaging carotid bifurcation* ditunjukkan oleh Gambar 1b. Tabel 1 Perbandingan ICA vs ECA (Guyton, 2006)

<i>Internal Carotid Artery</i>	<i>External Carotid Artery</i>
Relatif lebih besar	Relatif lebih kecil
Tidak ada percabangan	Ada percabangan
Lateral dan posterior	Medial dan anterior
Aliran menuju otak	Aliran menuju wajah
4,8 ± 0,7 mm	3,5 ± 0,6 mm



Gambar 1 (a) Posisi carotid bifurcation pada leher manusia

(sumber : <http://www.mayfieldclinic.com>) (b) MRI carotid bifurcation (sumber : Spencer, Doppler Ultrasound, 1979)

Atheroklerosis

Istilah aterosklerosis berasal dari bahasa Yunani terdiri dari dua kata yaitu athero yang berarti pasta atau bubur dan sklerosis yang berarti pengerasan. Jadi dapat disimpulkan aterosklerosis adalah suatu proses pengerasan pada pembuluh darah yang ditandai oleh penimbunan sejumlah substansi berupa endapan lemak, kolesterol, trombosit, sel makrofag, leukosit, kalsium dan produk sampah seluler lainnya yang terbentuk di dalam lapisan tunika intima hingga tunika media, yang disebut sebagai plak ateroma. Plak tersebut berwarna kuning karena mengandung lipid dan kolesterol Kumar (2010).

Atherosklerosis dimulai pada saat sel darah putih monosit mengalami perpindahan dari aliran darah ke dinding arteri dan kemudian mengalami perubahan menjadi sel – sel yang mengumpulkan lemak. Monosit yang terisikan dengan lemak tersebut lama – kelamaan akan terkumpul dan menyebabkan bercak penebalan pada lapisan bagian dalam dinding pembuluh darah (endotel).

Daerah yang mengalami penebalan ini disebut dengan ateroma atau plak aterosklerotik. Daerah ini terisi dengan bahan yang lembut menyerupai keju yang mengandung bahan lemak, terutama jenis kolesterol, sel otot polos dan sel jaringan ikat. Ateroma biasanya terbentuk pada daerah percabangan pembuluh darah, hal ini mungkin dikarenakan turbulensi pada daerah ini dapat menyebabkan cedera pada dinding pembuluh darah sehingga akan lebih mudah mengalami pembentukan ateroma.

Arteri yang mengalami atherosklerosis lama – kelamaan akan kehilangan kelenturannya dan mengalami penyempitan karena ateroma terus tumbuh, kondisi ini disebut sebagai penyakit arteriosklerosis. Arteroma akan mengumpulkan endapan kalsium, hal ini akan menyebabkan arteroma menjadi rapuh dan bisa pecah, apabila darah masuk ke dalam ateroma yang pecah, maka ateroma yang pecah akan menumpahkan kandungan lemaknya dan kemudian memicu pembentukan trombus atau bekuan darah yang mengakibatkan ateroma menjadi semakin besar dan lebih mempersempit pembuluh darah. Bekuan darah tersebut akan menyumbat pembuluh darah sehingga ateroma akan terlepas kemudian mengalir bersama aliran darah dan akhirnya bisa menyebabkan terbentuknya emboli atau sumbatan pada daerah yang lain. tahap-tahap pembentukan lemak pada pembuluh darah.

Metode Finite Volume

Finite volume method (FVM) adalah metode untuk mewakili dan mengevaluasi persamaan diferensial

parsial dalam bentuk persamaan aljabar. Serupa dengan metode beda hingga atau metode elemen hingga, nilai dihitung di tempat diskrit pada geometri yang telah di-mesh. *Finite volume* mengacu pada volume kecil yang mengelilingi setiap titik simpul pada mesh. Dalam metode *finite volume method*, *integral volume* dalam persamaan diferensial parsial yang mengandung istilah divergensi dikonversi ke integral permukaan, dengan menggunakan teorema divergensi. Istilah ini kemudian dievaluasi sebagai fluks pada permukaan masing-masing volume yang terbatas. Karena fluks yang memasuki volume tertentu identik dengan volume yang berdekatan, metode ini konservatif. Keuntungan lain dari metode volume terbatas adalah mudah diformulasikan untuk struktur yang rumit.

Kondisi Batas

Kondisi batas adalah kondisi dimana kontrol-kontrol perhitungan didefinisikan sebagai definisi awal yang akan dilibatkan ke kontrol-kontrol perhitungan yang berdekatan dengannya melalui persamaan-persamaan yang terlibat. Kondisi batas pada simulasi ini adalah nilai tekanan awal dan tekanan akhir. Tekanan awal didapat dari literatur yang mengatakan bahwa tekanan jantung memompa darah keluar adalah 120 mmHg. Tekanan keluar didapat dari hasil perhitungan analitik menggunakan Hukum Bernoulli. Dari hasil perhitungan dengan masukan nilai perbedaan ketinggian antara ICA dan CCA sebesar 54.51 mm, densitas 1003 kg/m^3 , dan gravitasi 9.81 m/s^2 pada persamaan 2.5, didapat nilai tekanan keluaran sebesar 116 mmHg

Proses Pemodelan

Proses pemodelan menggunakan aplikasi. Geometri dari pembuluh darah yang akan disimulasikan dibuat sedemikian rupa sehingga memiliki bentuk yang serupa dengan pembuluh darah asli khususnya pada bagian *carotid bifurcation* yang terdiri dari *common carotid artery* yang terbagi menjadi *internal carotid artery* dan *external carotid artery*

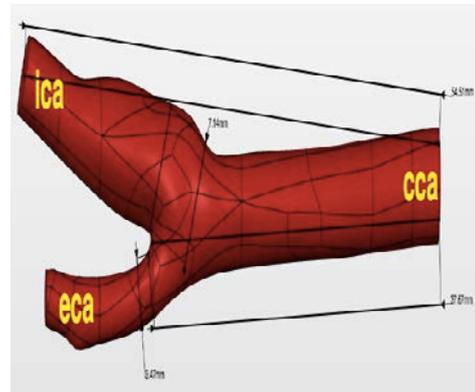
Geometri Carotid Bifurcation

Carotid bifurcation dibuat dalam model 3-D agar didapatkan hasil simulasi yang lebih akurat. Pada skripsi ini, akan ditampilkan 3 pandangan *carotid bifurcation* yaitu pandangan depan, kiri, dan kanan pada Gambar 2.

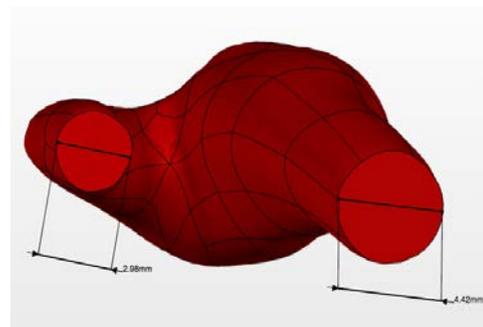
Bentuk geometri *carotid bifurcation* Gambar 2 dibuat berdasarkan buku *Diagnostic Ultrasound Head and Neck* karangan Anil T. Ahuja tahun 2014. Bentuk yang hampir serupa tersebut akan menjadikan hasil simulasi yang didapat akurat. Bentuk geometri *carotid bifurcation* pada perbedaan umur diasumsikan

memiliki bentuk yang sama karena tidak disertakan pada referensi.

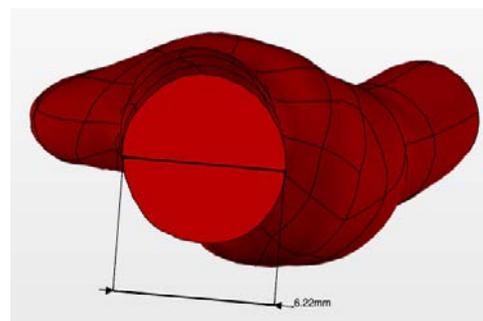
Nilai dimensi yang digunakan secara umum adalah diameter CCA sebesar 6,22 mm, diameter ICA sekitar 4,42 mm dan diameter ECA sekitar 2,98 mm. ketiga nilai diameter tersebut akan digunakan untuk menghitung nilai tekanan, kecepatan, dan debit pada 2 lokasi penyumbatan dan 2 lokasi pengukuran.



(a)



(b)



(c)

Gambar 2. Tampak depan (a), kiri (b), dan kanan (c) *carotid bifurcation* normal

Lokasi penyumbatan dan pengukuran pertama adalah pada mulut keluaran ICA yang memiliki jarak sebesar 54,51 mm dari ujung CCA dan lokasi penyumbatan dan pengukuran kedua adalah 37,67 mm dari ujung CCA. Pada lokasi penyumbatan dan pengukuran kedua, diameter masing-masing ICA dan ECA adalah sekitar 7,14 mm dan 3,47 mm

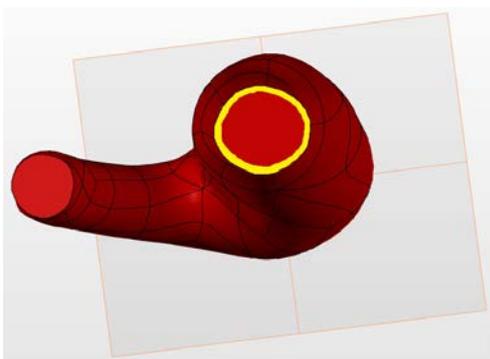
Penyumbatan pada Bagian Ujung ICA

Geometri *carotid bifurcation* di atas akan dibentuk sedemikian rupa sehingga memiliki luas penampang keluaran yang bervariasi. Variasi luas penampang tersebut pada bagian *internal carotid artery* karena pada bagian tersebut biasanya terdapat endapan lemak yang menghambat aliran darah.

Ada 13 variasi luas penampang pada simulasi yang akan dilakukan. Diameter bagian ujung dari ICA normal adalah sekitar 4,42 mm yang dinamai luas penampang 100%. Nilai diameter dengan variasi luas penampang ditampilkan pada Tabel 2. Gambar 3 menampilkan *carotid bifurcation* dengan penyempitan pada bagian keluaran yang mengakibatkan luas penampang lumen direduksi

Tabel 2 Variasi luas penampang dan diameter bagian ujung ICA

Luas Penampang (%)	Diameter (mm)
10%	1,42
20%	2,01
23%	2,16
25%	2,25
28%	2,38
30%	2,46
40%	2,85
50%	3,18
60%	3,49
70%	3,76
80%	4,02
90%	4,27
100%	4,42



Gambar 3 Ilustrasi lumen 80% pada penyumbatan ujung ICA

METODOLOGI PENELITIAN

Proses Perhitungan Analitik

Hasil analitik yang didapat adalah tekanan, kecepatan, dan debit dengan menggunakan Persamaan

kontinuitas dan Bernoulli. Asumsi dalam perhitungan adalah

- Gravitasi sebesar $9,81 \text{ m/s}^2$
- Kecepatan darah memasuki CCA adalah $0,7 \text{ m/s}$
- Dianggap kecepatan ICA dan ECA pada kondisi awal adalah sama
- Tidak ada koefisien gesek dalam dinding permukaan dalam *carotid bifurcation*

Proses Simulasi

Bagian terpenting dalam simulasi adalah pemasukan nilai batas untuk *inlet* dan *outlet*. Nilai tekanan *inlet* telah didapatkan dari studi literatur sebesar 120 mmHg . Tekanan keluar didapat dari hasil perhitungan analitik menggunakan Hukum Bernoulli. Dari hasil perhitungan dengan masukan nilai perbedaan ketinggian antara ICA dan CCA sebesar $54,51 \text{ mm}$, densitas 1003 kg/m^3 , dan gravitasi $9,81 \text{ m/s}^2$, didapat nilai tekanan keluaran sebesar 116 mmHg . Tabel 3 menunjukkan nilai input dan kondisi batas dari setiap simulasi.

Tabel 3 Nilai *input* pada proses simulasi

Gravitasi	$9,81 \text{ m/s}^2$
Pressure Input	120 mmHg
Pressure Output	116 mmHg
Densitas Fluida	1003 kg/m^3
Viskositas Fluida	$0,004 \text{ Ns/m}^2$
Densitas Pembuluh darah	400 kg/m^3
Iterasi	1000

Proses Pengolahan Data Awal

Proses pengolahan data menggunakan Microsoft Excel 2013. Masing-masing perhitungan dan pengukuran dilakukan pada Penyumbatan ujung (kasus 1) dan tengah (kasus 2) ICA perhitungan/pengukuran ujung ICA

ANALISIS DAN PEMBAHASAN DATA

Hasil Perhitungan Analitik

Kasus 1

Hasil perhitungan analitik merupakan hasil yang didapat dari perhitungan menggunakan persamaan Bernoulli untuk mendapatkan nilai tekanan, kecepatan, dan debit yang kemudian disusun dalam Tabel 4

Nilai debit pada kasus 1 didapatkan nilai yang konstan dikarenakan menurut Persamaan Kontinuitas, debit pada suatu luas permukaan yang tidak berubah adalah konstan. Akibat dari nilai debit yang konstan, didapatkan nilai kecepatan yang cenderung naik yang diikuti dengan pengurangan diameter lumen. Nilai tekanan pada Tabel 4 dapat dilihat adalah cenderung menurun dikarenakan pada perhitungan, nilai tekanan adalah fungsi dari suatu konstanta yang dikurangi dengan nilai kuadrat dari kecepatan. Nilai tekanan pada

luas penampang lumen 10% adalah minus dikarenakan nilai kecepatan sangat tinggi yaitu sekitar 923 cm/s yang berarti tidak mungkin adanya. Nilai yang dilabel kuning berarti nilai puncak dari setiap nilai

Tabel 4 Data hasil perhitungan analitik kasus 1

Luas Lumen	Diameter (mm)	Tekanan	Kecepatan	Debit
		mmHg	cm/s	
0%	0	-	-	-
10%	1,42	-202,34	922,53	880,11
20%	2,01	37,70	461,38	880,11
23%	2,16	57,23	401,20	880,11
25%	2,25	66,53	369,11	880,11
28%	2,38	76,92	329,56	880,11
30%	2,46	82,19	307,59	880,11
40%	2,85	97,76	230,69	880,11
50%	3,18	104,96	184,55	880,11
60%	3,49	108,88	153,80	880,11
70%	3,76	111,24	131,82	880,11
80%	4,02	112,77	115,35	880,11
90%	4,27	113,82	102,53	880,11
100%	4,42	114,57	92,28	880,11

Kasus 2

Hasil perhitungan analitik pada kasus 2 ditabulasikan pada Tabel 5.

Tabel 5 Data hasil perhitungan analitik kasus 2

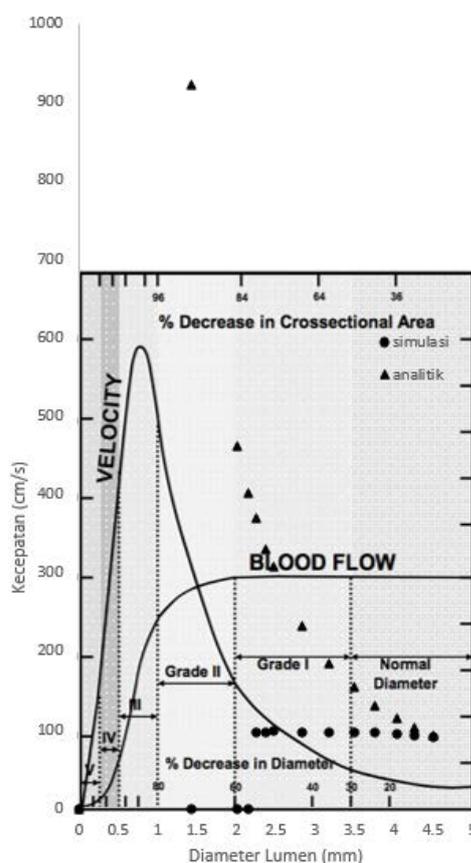
Luas Lumen	Diameter (mm)	Tekanan	Kecepatan	Debit
		mmHg	cm/s	
0%	0,00	-	-	-
10%	2,27	114,31	95,85	880,14
20%	3,21	114,31	95,85	880,14
23%	3,45	114,31	95,85	880,14
25%	3,60	114,31	95,85	880,14
28%	3,80	114,31	95,85	880,14
30%	3,94	114,31	95,85	880,14
40%	4,55	114,31	95,85	880,14
50%	5,08	114,31	95,85	880,14
60%	5,57	114,31	95,85	880,14
70%	6,02	114,31	95,85	880,14
80%	6,43	114,31	95,85	880,14
90%	6,82	114,31	95,85	880,14
100%	7.14	114,31	95,85	880,14

Pada kasus 2, nilai tekanan, kecepatan, dan debit pada perhitungan analitik adalah sama dikarenakan penyumbatan pada bagian tengah ICA sedangkan

perhitungan dilakukan pada bagian ujung ICA yang menyebabkan tidak ada pengaruh sama sekali kepada nilai tekanan, kecepatan, maupun debit pada titik bagian ujung ICA. Hal ini sesuai dengan Persamaan Kontinuitas yang menyatakan nilai debit pada suatu titik adalah konstan yang diikuti dengan nilai kecepatan konstan apabila tidak terdapat perubahan luas penampang. Akibat dari nilai kecepatan yang konstan, maka nilai tekanan pada kasus 2 adalah konstan

Hasil Simulasi untuk Analisis Kecepatan

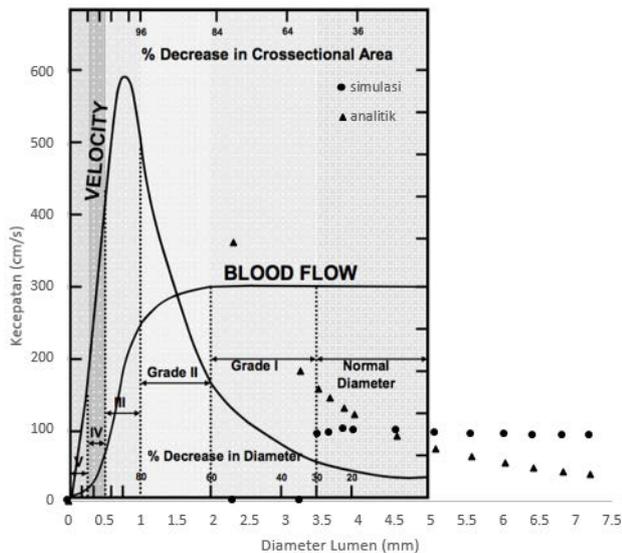
Gambar 4 menunjukkan perubahan nilai kecepatan antara hasil perhitungan analitik, simulasi, dan literatur pada kasus 1. Data literatur diambil dari penelitian Spencer tahun 1979. Kurva perhitungan analitik memiliki bentuk yang hampir serupa dengan literatur tetapi memiliki perbedaan pada nilai x-axis dan y-axis dimana nilai puncak kecepatan perhitungan analitik lebih besar dari nilai literatur. Hasil simulasi bila dibandingkan dengan hasil perhitungan analitik dan literatur terlihat relatif konstan untuk pengurangan diameter lumen yang sama.



Gambar 4 Perubahan nilai kecepatan kasus 1

Gambar 5 menunjukkan perubahan nilai kecepatan antara hasil perhitungan analitik, simulasi, dan literatur pada kasus 2. Pada Gambar 5 dapat dilihat bahwa nilai kecepatan perhitungan analitik adalah

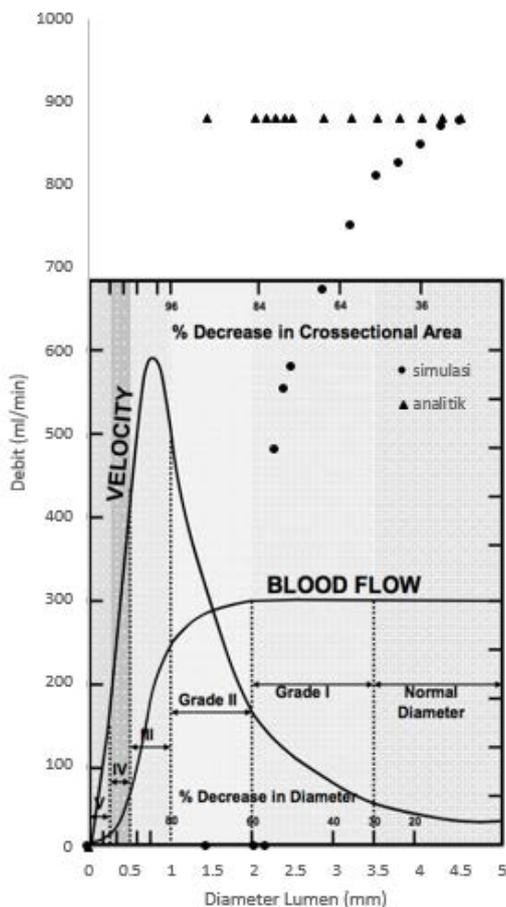
konstan sesuai dengan Tabel 4.7. Nilai kecepatan hasil simulasi adalah relatif konstan bila dibandingkan dengan literatur.



Gambar 5 Perubahan nilai kecepatan kasus 2

Hasil Simulasi untuk Analisis Debit

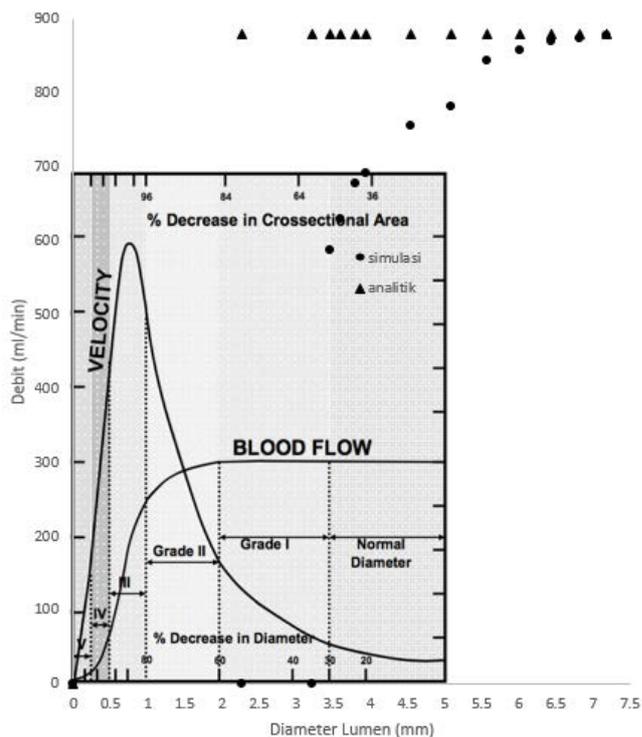
Gambar 6 menunjukkan perubahan nilai debit antara hasil perhitungan analitik, simulasi, dan literatur pada kasus 1.



Gambar 6 Perubahan nilai debit kasus 1

Nilai debit pada hasil perhitungan analitik adalah konstan untuk diameter lumen di atas 1,42 mm. Hal ini sesuai dengan Persamaan Kontinuitas, sedangkan nilai debit hasil simulasi memiliki bentuk yang relatif serupa dengan literatur dan memiliki perbedaan pada x-axis dan y-axis. Nilai debit pada luas lumen 100% untuk hasil perhitungan analitik dan hasil simulasi adalah relatif sama dan berbeda jauh dengan hasil literatur

Gambar 7 menunjukkan perubahan nilai debit antara hasil perhitungan analitik, simulasi, dan literatur pada kasus 2.



Nilai debit pada hasil perhitungan analitik adalah konstan untuk diameter lumen di atas 2,27 mm. Hal ini sesuai dengan Persamaan Kontinuitas, sedangkan nilai debit hasil simulasi memiliki bentuk yang relatif serupa dengan literatur dan memiliki perbedaan pada x-axis dan y-axis. Nilai debit pada luas lumen 100% untuk hasil perhitungan analitik dan hasil simulasi adalah relatif sama dan berbeda jauh dengan hasil literatur.

SIMPULAN

Simulasi aliran pembuluh darah pada *carotid bifurcation* yang dilakukan adalah pada 2 lokasi penyumbatan yaitu penyumbatan di ujung ICA (55 mm dari ujung CCA) dan bagian tengah ICA (40 mm dari ujung CCA) . Hasil menunjukkan bahwa secara kualitatif, hasil yang diperoleh, mengikuti hasil data literatur yang diperoleh dengan menggunakan Doppler. Untuk simulasi selanjutnya, dilakukan lebih banyak

variasi luas penampang pada titik menuju dan menjauh puncak dan mencari luas penampang minimal. Hal-hal lain yang dapat diperhatikan adalah nilai elastisitas dan permeabilitas dan kekasaran permukaan dari pembuluh darah itu sendiri. Pada simulasi tidak disediakan parameter elastisitas dan permeabilitas sehingga tidak dapat dimasukkan ke dalam proses simulasi. Kedua parameter tersebut digantikan dengan massa jenis pembuluh darah sekitar 400 kg/m³. Nilai kekasaran permukaan dinding pembuluh darah tidak dicantumkan pada simulasi dan menggunakan usulan dari aplikasi simulasi yaitu sebesar 0,5

DAFTAR PUSTAKA

- V. Kumar, A.K.Abbas, J.C.Aster, Robbins Basic Pathology, 9th Edition, James A. Perkins, Philadelphia, 2013.
- A.C. Guyton, J.E. Hall, Textbook of Medical Physiology, 11th Edition, Elsevier, Philadelphia, 2006.
- Anil T. Ahuja, Diagnostic Ultrasound Head and Neck, 1st Edition, Amirsys, Canada 2014.
- M.P Spencer, dan J.M Reid, Quantitation of Carotid Stenosis with Continuous-Wave (C-W) Doppler Ultrasound, *Stroke*, 10:326-330, 1979
- _____, PE Carotid Stenosis, Mayfield Brain & Spine (www.mayfieldclinic.com, diakses Mei 2017)