Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 53(9) (2021) 1145-1148
DOI: 10.22060/mej.2021.19414.7019

Numerical Simulation of Non-Newtonian Blood Flow in A Three-Dimensional Non-Planar Bifurcation with Stenosis

A. Ahmadpour*, Arman Khoshnevis

Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ABSTRACT: In the present study, numerical simulation of the steady blood flow through the carotid artery with a non-planar geometry model and considering mild (20%), moderate (50%), and severe (80%) occlusion was performed. In this research, the shear-thinning behavior of the blood fluid is incorporated by the Carreau–Yasuda model, and the viscoplasticity of blood was ignored. Furthermore, concentric and eccentric geometries were considered for stenosis. By comparing the non-Newtonian and Newtonian viscosity results, significant differences were found in the secondary flow lines. Shear-thinning behavior affects the secondary flow lines so that the vortices are either not formed or are smaller in size in the middle of the stenosis and subsequent sections. Moreover, axial velocity profiles in the non-planar branch decreased by increasing stenosis percentage, and in estimating the maximum wall shear stress, the Newtonian model had a significant error compared to the non-Newtonian one, and the estimated values by the Newtonian model were less than the non-Newtonian in most cases (up to 37% for an 80% stenosis). In addition, variation of velocity and shear rate caused by stenosis reveals the importance of the non-Newtonian model in calculating streamlines and velocity magnitudes. Plus, as the percentage of stenosis increased, the vessel's curvature effect, which causes the velocity field to deviate to the inner wall, decreased.

Review History:

Received: Dec. 24, 2020
Revised: Jul. 17, 2021
Accepted: Jul. 18, 2021
Available Online: Jul. 30, 2021

Keywords:

Non-Newtonian blood flow
Non-planar bifurcation
Atherosclerosis
Wall shear stress
Computational fluid dynamics

1- Introduction

Blood is a concentrated suspension of red blood cells in plasma occupying 45% of blood volume. These cells play a significant role in the rheological behavior of blood since they represent more than 99% of the blood cellular volume fraction. The elasticity of red blood cells and their biconcave shape leads to the formation of rouleaux (aggregated cells) and increases blood viscosity in low shear rate conditions. On the other hand, if the shear rate increases to a certain value, the rouleaux break up, and viscosity decreases [1]. The pulsatile nature of the blood flow and presence of stenosis provides the necessary condition for altering the viscosity value; thus, blood's non-Newtonian behavior has an undeniable effect on blood flow [2].

From an anatomical perspective, hemodynamics of blood have a major effect on the development of stenosis in the carotid bifurcation. In fact, geometry and non-planarity of the carotid bifurcation alongside the blood rheology governed local hemodynamics [3]. Gijesn et al. [4] conducted an experimental and numerical study on steady blood flow in the carotid artery. They found out that the axial velocity of the non-Newtonian fluid was flattened, had lower velocity gradients at the divider wall and higher velocity gradients at the non-divider wall compared to Newtonian fluid.

The effect of vessel non-planarity was studied by Lu et al. [5]. They proposed a hypothetical geometry for the carotid artery with one planar and one non-planar branch for the first time. Their Computational Fluid Dynamics (CFD) analysis showed that vessel non-planarity significantly affected the velocity profile and Wall Shear Stress (WSS). In addition, Chen and Lu [3] simulated blood flow with the Carreau-Yasuda model in the previous geometry. They showed that curvature of the non-planar branch skewed the velocity profile to the outer wall, creating relatively low WSS at the inner wall.

In the present study, steady blood flow with non-Newtonian behavior (Carreau-Yasuda model) will be simulated in Lu et al. [5] geometry. Also, the influence of eccentric and concentric stenosis on the velocity profiles and WSS will be investigated.

2- Problem Description

Fig. 1. shows a schematic of the stenotic carotid artery based on the hypothetical geometry introduced by Lu et al. [5]. The profile of the occlusion obeys the Gaussian distribution. Three different stenosis severities (mild: 20%, moderate 50%, and severe: 80%) [6] with two different types of occlusion (concentric and eccentric) are considered for numerical

*Corresponding author's email: aliahmadpour@aut.ac.ir

Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

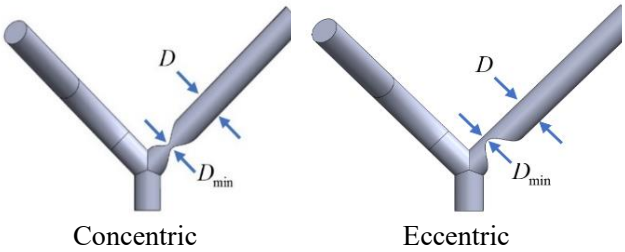


Fig. 1. The geometry concentric and eccentric stenosis

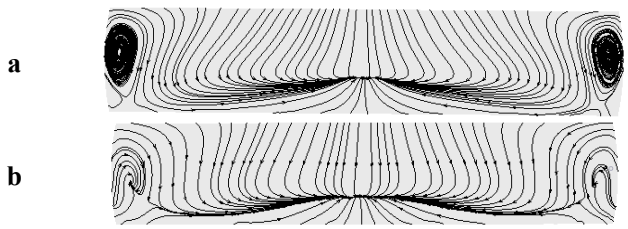


Fig. 2. Secondary streamlines in 80% AS concentric stenosis in the non-planar branch a) Newtonian, b) non-Newtonian

Table 1. Physical properties of blood (SI units)

Parameter	Value	Parameter	Value
ρ	1410	λ	0.110
μ	0.0029	n	0.392
μ_0	0.022	a	0.644
μ_∞	0.0022		

Table 2. The maximum value of WSS in non-planar stenosis with 80% AS (Pa)

Viscosity model	Eccentric	Concentric
Newtonian	2.37	1.89
non-Newtonian	3.18	2.6
Relative error	34.1%	37.6%

simulation. At the inlet, a fully developed velocity profile with $Re = 270$ is imposed. The walls are assumed rigid with no-slip conditions. At the outlet, zero gauge pressure and zero-gradient velocity are implemented.

Plus, 1. Area Stenosis (AS) is defined as below where D is normal diameter and $D_{\min}$ is the minimum diameter at the maximum stenosis [6].

$$AS = (1 - \frac{D_{\min}}{D}) \times 100 \tag{1}$$

3- Governing Equations and Physical Properties

The flow is assumed to be steady and laminar. The governing equations are mass conservation and three-dimensional incompressible Navier–Stokes equations that are given as [3]:

$$\nabla . V = 0 \tag{2}$$

$$\rho (V . \nabla V) = -\nabla P + \nabla . \boldsymbol{\tau} \tag{3}$$

where is the stress tensor and is defined as [3]:

$$\boldsymbol{\tau} = \mu \dot{\boldsymbol{\gamma}} \tag{4}$$

$$\dot{\boldsymbol{\gamma}} = [\nabla V + (\nabla V)^T] \tag{5}$$

In this study, the shear-thinning behavior of blood is accounted for by using the Carreau–Yasuda model for the viscosity as follows [3]:

$$\frac{\mu - \mu_\infty}{\mu_0 - \mu_\infty} = (1 + (\lambda \| \dot{\boldsymbol{\gamma}} \|)^a)^{\frac{n-1}{a}} ; \| \dot{\boldsymbol{\gamma}} \| = \sqrt{\frac{\dot{\boldsymbol{\gamma}}_{i,j} \dot{\boldsymbol{\gamma}}_{i,j}}{2}} \tag{6}$$

The physical properties of the Newtonian and non-Newtonian blood are listed in Table 1. [3].

4- Results and Discussion

Fig. 2. shows the secondary streamlines at the cross-section in the middle of concentric stenosis (80% AS) in the non-planar branch. As can be seen, recirculation areas in the non-Newtonian model decrease due to the shear-thinning behavior of blood. This behavior causes the apparent viscosity to decrease as the blood flow rate increases because of stenosis.

The maximum values of WSS in the stenotic non-planar branch are given in Table 2. Comparison of non-Newtonian and Newtonian results reveals a considerable underestimation made by the Newtonian model in predicting maximum WSS. Therefore, Fig.2 and Table 2. manifest the significance of non-Newtonian blood behavior in determining velocity field and WSS.

The axial velocity profile at the middle of non-planar stenosis in the plane of symmetry (perpendicular to the plane of the paper) is shown in Fig. 3. 80% AS stenosis has the highest maximum velocity compared to other severities. This phenomenon happened due to two main reasons. First, as we expected, velocity increases as the flow cross-section decrease, so mass conservation remains satisfied. Second, increase velocity causes an increased shear rate; thus, the apparent viscosity decreases. This reason acts more profoundly in 80% stenosis compared to other occlusion percentages. Additionally, in 80% AS stenosis, since the viscosity has its lowest value, the velocity profiles are flatter than other stenoses with an M-shaped profile. This result is aligned with the findings of Chen and Lu [3].

In the final step, maximum WSS in the apex and middle of stenosis in the non-planar branch is given in Table 3. As can be seen, an increase in the severity of stenosis changes the location of maximum WSS. In mild and moderate stenosis, the apex has the max WSS, but in severe stenosis, the middle of the stenosis has the max WSS.

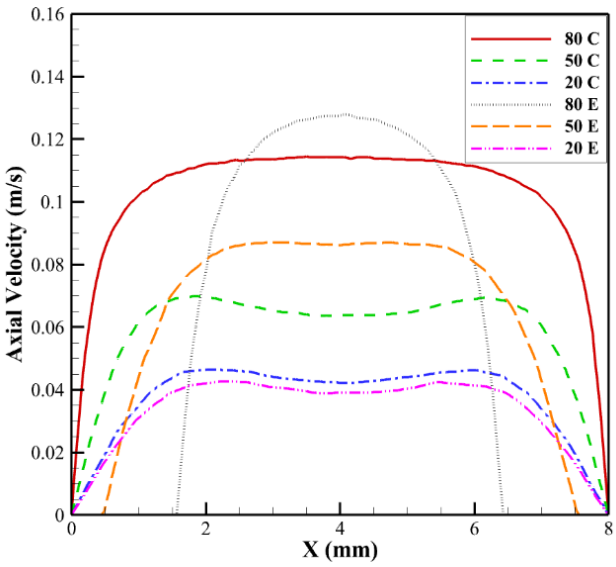


Fig. 3. Axial velocity profile at the middle of stenosis cross-section in the non-planar symmetry plane

5- Conclusions

Based on the results described above, three concluding remarks are briefly summarized in what follows. First, comparing secondary streamlines and maximum WSS obtained by the Newtonian and non-Newtonian models proves the substantial influence of shear-thinning behavior of blood flow. Second, in the non-Newtonian model, recirculation areas are smaller and the maximum WSS is estimated at least 34% more than the Newtonian model. Finally, as the stenosis severity increases, the shear-thinning behavior of blood becomes more dominant. This conclusion is shown by comparing the velocity profile in Fig. 3. that 80% AS stenosis has the maximum velocity. The maximum WSS location changes from the apex to the middle of the stenosis by increasing the occlusion percentage.

Table 3. Maximum WSS in the apex and middle of the stenosis in the non-planar branch (Pa)

	AS	Middle of stenosis	Apex
Eccentric	20%	0.7	4.21
	50%	1.16	2.02
	80%	3.18	2.03
Conccentric	20%	1.28	2
	50%	1.83	2.01
	80%	2.6	2.03

References

[1] F.J.H. Gijsen, Modeling of wall shear stress in large arteries., Technische Universiteit Eindhoven, 1998.

[2] F. Yilmaz, M.Y. Gundogdu, A critical review on blood flow in large arteries; relevance to blood rheology, viscosity models, and physiologic conditions, Korea-Australia Rheology Journal, 20(4) (2008) 197-211.

[3] J. Chen, X.-Y. Lu, Numerical investigation of the non-Newtonian blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch, Journal of biomechanics, 37(12) (2004) 1899-1911.

[4] F.J.H. Gijsen, F.N. van de Vosse, J.D. Janssen, The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model, Journal of biomechanics, 32(6) (1999) 601-608.

[5] Y. Lu, X. Lu, L. Zhuang, W. Wang, Breaking symmetry in non-planar bifurcations: distribution of flow and wall shear stress, Biorheology, 39(3, 4) (2002) 431-436.

[6] C. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial, Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis, New England Journal of Medicine, 325(7) (1991) 445-453.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

A. Ahmadpour, A. Khoshnevis, Numerical Simulation of Non-Newtonian Blood Flow in A Three-Dimensional Non-Planar Bifurcation with Stenosis, Amirkabir J. Mech Eng., 53(9) (2021) 1145-1148.

DOI: 10.22060/mej.2021.19414.7019

This page intentionally left blank

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۳، شماره ۹، سال ۱۴۰۰، صفحات ۴۸۶۵ تا ۴۸۸۶
DOI: 10.22060/mej.2021.19414.7019

شبیه‌سازی عددی جریان غیرنیوتنی خون در مدل سه‌بعدی دوشاخگی با یک شاخه غیرمسطح با گرفتگی موضعی

علی احمدپور*، آرمان خوشنویس

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

خلاصه: در پژوهش حاضر، شبیه‌سازی عددی عبور جریان دائمی خون در مدل دوشاخگی غیرصفحه‌ای با سه شدت گرفتگی ملایم (۲۰٪)، متوسط (۵۰٪) و شدید (۸۰٪) انجام‌شده است. در این تحقیق، اثر روان‌شدگی برشی خون با مدل کرئو-یاسودا شبیه‌سازی و از خواص ویسکوپلاستیک آن صرف نظر شده است. همچنین دو هندسه‌ی هم‌مرکز و خارج از مرکز برای گرفتگی در نظر گرفته‌شده است. نتایج بدست آمده از این مقاله نشان می‌دهد که لزجت غیرنیوتنی در مقایسه با لزجت نیوتنی، تفاوت‌های قابل توجهی در خطوط جریان ثانویه داشته و روان‌شدگی برشی به نحوی در خطوط جریان ثانویه تأثیر گذاشته بطوری که گردابه‌ها در مقطع میانی گرفتگی و پس از آن یا تشکیل نشده یا اندازه‌ی کوچک‌تری داشته‌اند. همچنین، سرعت محوری در شاخه‌ی غیرمسطح با افزایش درصد گرفتگی، کاهش یافته و در نهایت، حداکثر تنش برشی دیواره‌ای با لزجت نیوتنی در قیاس با لزجت غیرنیوتنی، خطای قابل توجهی داشته و مقادیر تخمین زده‌شده توسط آن در اکثر موارد کمتر از لزجت غیرنیوتنی بوده است. این اختلاف تا ۳۷٪ برای یک گرفتگی با شدت ۸۰٪ نیز می‌رسد. همچنین، تغییرات سرعت و نرخ برش ناشی از عبور گرفتگی، سبب می‌شود تا مدل‌سازی لزجت غیرنیوتنی نقش مهمی را در تعیین خطوط جریان و اندازه سرعت ایفا نماید. به علاوه، با افزایش درصد گرفتگی، اثر انحنای رگ که موجب انحراف میدان سرعت به دیواره بیرونی می‌شود کاهش می‌یابد.

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۳۹۹/۱۰/۰۴
بازنگری: ۱۴۰۰/۰۴/۲۶
پذیرش: ۱۴۰۰/۰۴/۲۷
ارائه آنلاین: ۱۴۰۰/۰۵/۰۸

کلمات کلیدی:
جریان سیال غیرنیوتنی
دوشاخگی غیرمسطح
گرفتگی موضعی عروق
تنش برشی دیواره
دینامیک سیالات محاسباتی

۱- مقدمه

خون سوسپانسیونی غلیظ از گلبول‌های قرمز در پلاسما است و این گلبول‌ها تقریباً ۴۵٪ از حجم خون را اشغال می‌کند. خون در دماهای معمول از خود رفتار غیرنیوتنی به صورت روان‌شدگی برشی بروز می‌دهد. دلیل پدید آمدن این رفتار رئولوژیک به طور عمده از ترکیب‌بندی خون نشأت می‌گیرد. بخش پلاسمای خون به طور غالب شامل آب (با غلظت وزنی ۹۰٪ تا ۹۲٪) و سه نوع پروتئین (آلبومین، گلبولین و فیبرینوجن، جمعاً با غلظت وزنی ۷٪) است و به تنهایی رفتار نیوتنی با لزجتی برابر ۱/۲mPa.s از خود نشان می‌دهد [۱].

از طرف دیگر، گلبول‌های قرمز به دلیل کسر حجمی سلولی بالایی که دارند (بیش از ۹۹٪) نقش کلیدی را در تعیین رفتار لزجت خون ایفا می‌کند. این گلبول‌ها غشایی الاستیک دارند که محلول هموگلوبین با لزجت نیوتنی برابر ۶mPa.s را محصور کرده است و همین، باعث امکان تغییر شکل این سلول‌ها می‌شود. پتانسیل بروز تغییر شکل به همراه ساختار مقعرالطرفین این گلبول‌ها سبب می‌شود تا در نرخ برش کم، به‌هم چسبیدگی میان گلبول‌های قرمز رخ دهد و لزجت ظاهری خون به طور قابل توجهی افزایش یابد. در طرف مقابل، اگر گلبول‌های به‌هم چسبیده تحت نرخ برش زیاد قرار گیرند، از هم جدا می‌شوند و لزجت ظاهری خون شدیداً کاهش می‌یابد. ماهیت ضربانی جریان خون در رگ‌ها (در فاز انبساط قلب) به همراه امکان پدیدار شدن گرفتگی‌های موضعی در مسیر جریان خون (که منجر به کاهش سرعت جریان خون می‌شود) شرایطی را فراهم می‌کند که خون دائماً تحت اثر نرخ برش کم و زیاد قرار گیرد و از همین رو خاصیت روان‌شدگی برشی خون نقش غیر قابل انکاری را در تخمین تنش برشی وارد بر دیواره عروق و میدان سرعت خون ایفا می‌کند [۲].

در بدن انسان، سرخرگ کاروتید وظیفه خون‌رسانی به نواحی سر و گردن را بر عهده دارد. این شریان در مسیر خود و در نزدیکی ارتفاع مهره چهارم گردنی از طریق یک دوشاخگی به دو بخش شریان کاروتید داخلی و خارجی تقسیم می‌شود. با توجه به اهمیت مطالعه جریان خون در شریان کاروتید و دوشاخگی مربوط به آن، تاکنون پژوهش‌های عددی و آزمایشگاهی فراوانی

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: ali.ahmadpour@aut.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

بر روی عبور خون از این شریان صورت گرفته است. در یک پژوهش کلاسیک، کو و جیدنز [۳] یک مدل دقیق از دوشاخگی کاروتید را با استفاده از شیشه ایجاد کرده و جریان ضربان‌دار سیال با بیشینه عدد رینولدز ۱۲۰۰ را با استفاده از حباب‌های گازی در این دوشاخگی آشکارسازی نمودند. الگوی بدست آمده از جداشدگی جریان، نواحی با نرخ برش کمتر و زمان ماندگاری بالاتر المان‌های سیال را مشخص می‌سازد که مستعد شکل‌گیری و رشد گرفتگی‌های موضعی است.

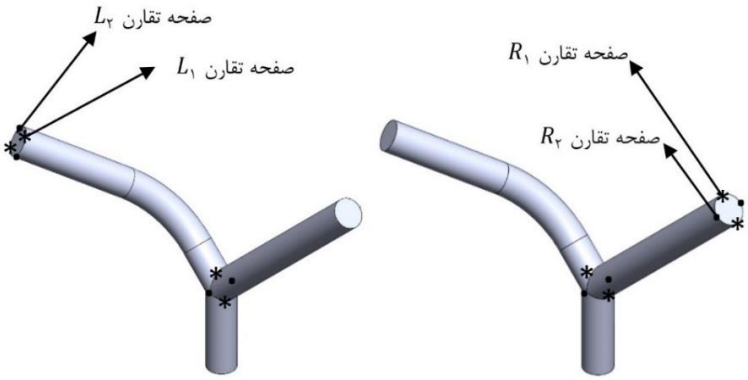
جیجسن و همکاران [۴] در یک پژوهش تجربی و عددی جریان پایا و سه‌بعدی را در یک دوشاخگی کاروتید مورد بررسی قرار دادند. یک مدل از دوشاخگی در آزمایشگاه مورد مطالعه قرارگرفته و نمایه سرعت توسط اندازه‌گیری لیزری آشکارسازی شده است. در مطالعه عددی نیز روش المان محدود بر روی یک هندسه مورد استفاده قرار گرفته است. هدف از مطالعه فوق، بررسی اثر رفتار غیرنیوتنی خون بر جریان پایای عبوری از شریان کاروتید است. به این منظور یک سیال نیوتنی و یک سیال غیرنیوتنی با خواص مشابه خون برای آزمایش مورد استفاده قرار گرفت. در شبیه‌سازی عددی رفتار غیرنیوتنی به کمک تابع لزجت کرو-یاسودا تخمین زده شد. نتایج عددی و آزمایشگاهی نشان‌دهنده تطابق مناسب برای هر دو سیال نیوتنی و غیرنیوتنی بود. همچنین نشان داده شد که رفتار غیرنیوتنی تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر نمایه سرعت، الگوی جریان و تنش برشی بر روی دیواره‌های دوشاخگی دارد. رفتار نیوتنی سبب تخت‌تر شدن نمایه سرعت و منجر به حذف جریان‌های برگشتی در نزدیکی رأس دوشاخگی شد. در پژوهشی مشابه، جیجسن و همکاران [۵] اثر رفتار غیرنیوتنی خون را بر روی جریان ناپایای آن در یک لوله دایروی با انحنای ۹۰ درجه به صورت عددی و آزمایشگاهی مطالعه کردند. بار دیگر نشان داده شد که رفتار غیرنیوتنی خون اثر قابل توجهی بر نمایه سرعت سیال درون مجرا دارد.

اثر حضور خروج از صفحه در یکی از شاخه‌های ثانویه یک دوشاخگی سه‌بعدی توسط لو و همکاران [۶] مورد مطالعه قرار گرفت. در این مطالعه، رفتار جریانی خون با مدل نیوتنی تقریب زده شد و جریان در حالت پایا مدل شد. نتایج حاصل از حل دینامیک سیالات محاسباتی در این تحقیق نشان داد که خروج از صفحه و غیرمسطح بودن شریان‌ها تأثیر غیر قابل انکاری در توزیع سرعت و تنش برشی بر روی دیواره‌ها دارد. این انحنا سبب تقویت جریان‌های ثانویه درون شریان می‌شود. در مسیر مطالعه اثر خروج از صفحه بر روی جریان سیالات زیستی، چن و لو [۷] با در نظر گرفتن یک دوشاخگی غیرمسطح، در شرایط پایا و با بهره‌گیری از مدل غیرنیوتنی کرو-یاسودا برای خون نشان دادند که انحنای رگ سبب انحراف جریان به دیواره داخلی و کاهش اندازه تنش برشی بر دیواره خارجی می‌شود.

در پژوهشی دیگر چن و لو [۸]، اثر ناپایا بودن جریان سیال را در یک دوشاخگی غیرمسطح بررسی کردند. برای مطالعه رفتار سیال زیستی از مدل غیرنیوتنی کرو-یاسودا استفاده شد. نتایج پژوهش نشان داد که اثر حضور خروج از صفحه در هندسه شریان تأثیر عمیق‌تری در توزیع و الگوی جریان در فاز انقباضی قلب دارد. مقدار شاخص نوسان تنش برشی در نزدیکی دوشاخگی بیشتر از سایر نقاط گزارش‌شده است که استعداد این ناحیه در پدید آمدن گرفتگی را نشان می‌دهد. ارجمندی تاش و همکاران [۹] از هندسه مشابه پژوهش چن و لو [۷] استفاده کرده و اثر تغییر زاویه بین دوشاخه خروجی شریان کاروتید در تنش برشی دیواره را بررسی کردند. با وجود مؤثر بودن زاویه بین دوشاخه خروجی در تنش برشی دیواره، نمی‌توان به این نتیجه رسید که به طور قطع با افزایش زاویه بین دوشاخه خروجی، گرفتگی در ابتدای دوشاخگی تشکیل می‌شود.

لورنزینی و کاسالنا [۱۰] یک مدل عددی برای مطالعه جریان ضربانی خون درون یک رگ استوانه‌ای صلب در حضور یک گرفتگی خارج از مرکز ارائه کردند. برای مدل‌سازی هندسه گرفتگی از شمایل ذوزنقه، مثلث و نیمه بیضی استفاده شد و تغییرات لزجت خون با مدل کاسون تقریب زده شد. نتایج بدست آمده حاکی از آن است که جریان پایین‌دست گرفتگی تابعی قوی از ارتفاع و شکل آن است. همچنین ناحیه گردش مجدد بعد از گرفتگی، تابع شیب آن و سرعت بیشینه جریان تابع شکل و ارتفاع گرفتگی است. عباسیان و همکاران [۱۱] در یک مطالعه جامع، اثر مدل‌سازی رفتار رئولوژیکی خون را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها از مدل نیوتنی به همراه ۱۵ مدل غیرنیوتنی برای خون در هندسه واقعی رگ کرونری با درصد گرفتگی‌های مختلف بهره بردند و نشان دادند که فارغ از میزان گرفتگی رگ، نتایج مدل کرو، کاسون بهبودیافته و کوئمدا برای میدان سرعت با اندازه‌گیری‌های بالینی تطابق بسیار خوبی دارد. در یک پژوهش متأخر، هوانگ و همکاران [۱۲] جریان ضربانی غیرنیوتنی را در یک مدل دوشاخگی به صورت عددی مورد بررسی قرار دادند. هدف از این تحقیق مطالعه اثر شکل موج ورودی بر روی همودینامیک جریان خون (شامل الگوی جریان، بیشینه تنش برشی و ...) در یک چرخه ضربان قلب است. نتایج حاصل نشان داد که شکل موج ورودی تأثیر ناچیزی در امکان تشکیل گرفتگی موضعی در شریان دارد.

در پژوهش حاضر، جریان پایای خون در گذر از یک مدل دوشاخگی که دارای یک شاخه غیر مسطح است مورد بررسی عددی قرار می‌گیرد.



شکل ۱. نمای ایزومتریک هندسه دوشاخگی به پیشنهاد چن و لو [۷] و صفحات تقارن دو شاخه خروجی آن

Fig. 1. An isometric view of bifurcation geometry proposed by Chen and Lu [7] and two symmetry planes of its daughter branches

برای شبیه‌سازی رفتار غیرنیوتنی خون از مدل کرو-یاسودا بهره برده شده است. رژیم جریان آرام در نظر گرفته شده و اثر حضور گرفتگی‌های با شدت مختلف بر روی الگوی جریان، میدان سرعت و تنش برشی به دقت مطالعه شده است. هدف اصلی تحقیق حاضر آن است که برآورد کمی و دقیقی را از اهمیت مدل‌سازی لزجت غیرنیوتنی خون بر روی جریان پایای آن با حضور هم‌زمان دو اثر خروج از صفحه و گرفتگی ارائه دهد. مطابق با دانش نویسندگان این مقاله، این اثر با اهمیت تاکنون به دقت مورد بررسی و تحقیق قرار نگرفته است.

۲- مدل‌سازی ریاضی

۲- ۱- هندسه مسئله

در مطالعه حاضر، هندسه به صورت یک مدل دوشاخگی سه‌بعدی و متشکل از یک شاخه ورودی و دو شاخه خروجی (مشابه هندسه در نظر گرفته شده توسط چن و لو [۷]) با قطر D برابر با ۸ میلی‌متر (مشابه قطر مفروض در پژوهش هوانگ و همکاران [۱۲]) در نظر گرفته شده است. مطابق شکل ۱، جریان از تک شاخه ورودی به طول $۴D$ و به صورت پایا وارد مجرا شده و از دو شاخه خروجی در بالا خارج می‌شود. دو شاخه خروجی ابتدا به صورت صفحه‌ای با زاویه نسبی ۹۰ درجه به طول $۱/۵D$ امتداد پیدا می‌کند. سپس یکی از شاخه‌ها در همان صفحه به طول کلی $۸D$ می‌رسد؛ اما شاخه دیگر با شعاع $۴D$ کمانی به اندازه ۴۵ درجه را طی کرده از صفحه مذکور منحرف می‌شود و در نهایت به طول $۴D$ دیگر در خارج از صفحه ادامه پیدا می‌کند. در شکل ۱، صفحات تقارن اول و دوم شاخه سمت راست (R_1 و R_2) و شاخه سمت چپ (L_1 و L_2) مشخص شده است.

در پژوهش حاضر گرفتگی‌های موضعی هم‌مرکز و خارج از مرکز درون دو شاخه ثانویه در نظر گرفته شده است. این دو دسته از گرفتگی، شایع‌ترین شکل کاهش قطر رگ کاروتید است که تقریباً در تمامی پژوهش‌های این حوزه مورد بررسی قرار می‌گیرد. به عنوان نمونه می‌توان به پژوهش‌های [۱۵-۱۳] اشاره کرد. شدت گرفتگی به کمک معیار کمی زیر در معادله (۱) تعیین‌شده است [۱۶ و ۱۷]:

$$AS = (1 - \frac{D_{\min}}{D}) \times 100 \qquad (۱)$$

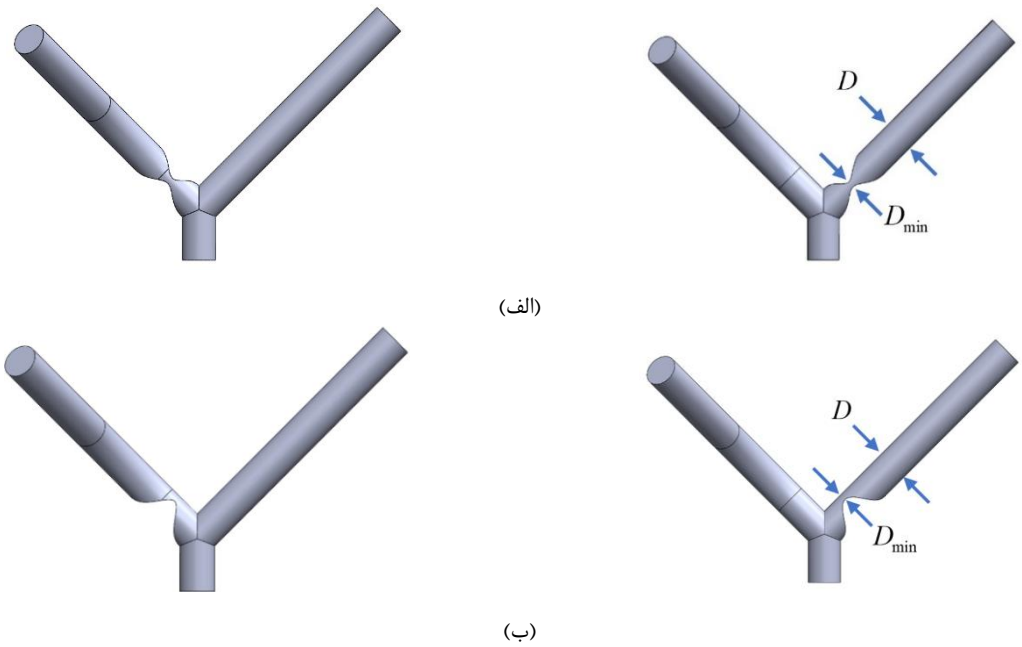
که در رابطه فوق $D_{\min}$ قطر کمینه شریان در محل گرفتگی و D قطر شریان سالم است که در شکل ۲ به عنوان نمونه مشخص شده است. به صورت کلی، گرفتگی موضعی عروق به سه دسته تقسیم می‌شود [۱۸]:

الف) خفیف ($AS < ۳۰٪$)

ب) ملایم ($۳۰٪ \le AS < ۷۰٪$)

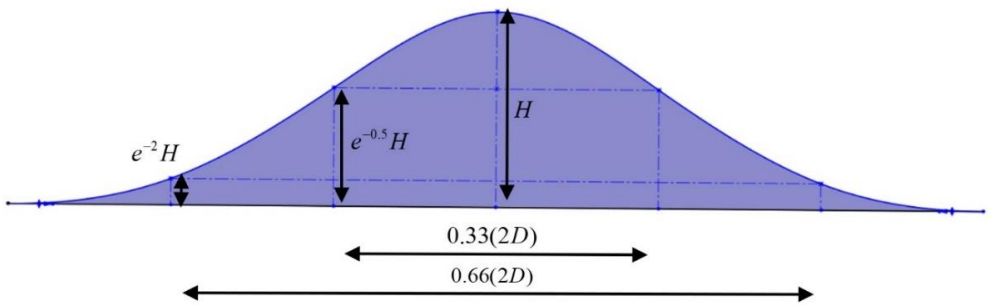
ج) شدید ($۷۰٪ \ge AS$)

به منظور مطالعه تمامی انواع گرفتگی، در این پژوهش سه شدت گرفتگی شامل ۲۰٪، ۵۰٪ و ۸۰٪ مدل‌سازی شده است. طول گرفتگی در تمامی حالات برابر $۲D$ است و نحوه کاهش قطر رگ از توزیع نرمال تبعیت می‌کند که مطابق اشکال گرفتگی گزارش شده در مطالعات [۱۴ و



شکل ۲. هندسه پژوهش حاضر با گرفتگی ٪۸۰ در هر دو شاخه به صورت الف) هم‌مرکز و ب) خارج از مرکز

Fig. 2. Geometry of the present study with 80% AS in both branches: a) Concentric and b) Eccentric



شکل ۳. نمایه گرفتگی ٪۸۰ خارج از مرکز

Fig. 3. Profile of eccentric stenosis with 80% AS

۲۱-۱۹] است. در شکل ۲ و شکل ۳ به ترتیب شماتیکی از هندسه با گرفتگی هم‌مرکز و خارج از مرکز ٪۸۰ و جزئیات نمایه گرفتگی ٪۸۰ خارج از مرکز آورده شده است.

۲- ۲- معادلات حاکم

به منظور دستیابی به میدان سرعت خون در گذر از دوشاخگی غیرصفحه‌ای، لازم است تا معادلات بقای جرم و تکانه به صورت هم‌زمان حل شود. شکل عمومی این معادلات با فرض جریان پایا و تراکم ناپذیر به ترتیب در معادلات (۲) و (۳) آورده شده است که در آن V بردار سرعت سیال، P فشار، ∇ عملگر گرادیان و $\boldsymbol{\tau}$ تانسور تنش خارجی است [۲۲].

$$\nabla . V = 0 \qquad (۲)$$

$$\rho(V.\nabla V) = -\nabla P + \nabla.\boldsymbol{\tau} \quad (۳)$$

در مطالعه حاضر رفتار رئولوژیکی خون به دو صورت نیوتنی و غیرنیوتنی مدل شده است` از این رو برای محاسبه تانسور تنش خارجی، معادلات (۴) و (۵) بکار گرفته می‌شود. برای مدل‌سازی لزجت غیرنیوتنی خون در پژوهش حاضر، از معادله (۶) که معادله بنیادین سیال کرو-یاسودا [۷] است، استفاده می‌شود. در این روابط $\dot{\boldsymbol{\gamma}}$ تانسور نرخ برش، μ لزجت ظاهری، μ_0 لزجت در نرخ برش صفر، μ_∞ لزجت در نرخ برشی بی‌نهایت، n نمایه توانی، λ ثابت زمانی مدل کرو-یاسودا (که ناحیه گذار بین دو ناحیه با نرخ تنش برشی صفر و لزجت توانی را توصیف می‌کند) و a پارامتری بی‌بعد است که انطباق پذیری مدل با داده‌های تجربی را افزایش می‌دهد.

$$\boldsymbol{\tau} = \mu\dot{\boldsymbol{\gamma}} \quad (۴)$$

$$\dot{\boldsymbol{\gamma}} = [\nabla V + (\nabla V)^T] \quad (۵)$$

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)\times(1+(\lambda\,\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\|)^a)^{\frac{n-1}{a}};\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\| = \sqrt{\frac{\dot{\gamma}_{i,j}\dot{\gamma}_{i,j}}{2}} \quad (۶)$$

لزجت نیوتنی خون و ثوابت مدل کرو-یاسودا برای لزجت غیرنیوتنی خون در جدول ۱ ارائه شده است. در مطالعه حاضر، تنها عدد بی‌بعد حاکم، عدد رینولدز است. برای سیال غیرنیوتنی کرو-یاسودا، عدد بی‌بعد رینولدز مؤثر (Re_{eff}) به صورت رابطه (۷) قابل تعریف است:

$$\mathrm{Re}_{eff} = \frac{\rho U_\infty D}{\mu_{eff}} \quad (۷)$$

در رابطه فوق μ_{eff} لزجت مؤثر، $\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\|_{eff}$ اندازه نرخ برش مؤثر و U_∞ مقیاس سرعت در شریان (سرعت متوسط در مجرای ورودی) است. تعریف μ_{eff} و $\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\|_{eff}$ به ترتیب در معادلات (۸) و (۹) آورده شده است.

$$\mu_{eff} = \mu(\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\|_{eff}) = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)\times(1+(\frac{\lambda U_\infty}{D})^a)^{\frac{n-1}{a}} \quad (۸)$$

جدول ۱. چگالی و لزجت خون به ازای مدل نیوتنی و غیرنیوتنی کرو-یاسودا [۷]

Table 1. Density and viscosity of blood in Newtonian and non-Newtonian (Carreau-Yasuda) model

نوع رفتار	پارامتر	مقدار	واحد
نیوتنی و غیرنیوتنی	ρ	۱۴۱۰	$\frac{kg}{m^3}$
نیوتنی	μ	۰/۰۰۲۹	Pa.s
غیرنیوتنیکرو-یاسودا	μ_0	۰/۰۲۲	Pa.s
	μ_∞	۰/۰۰۲۲	Pa.s
	λ	۰/۱۱۰	s
	n	۰/۳۹۲	-
	a	۰/۶۴۴	-

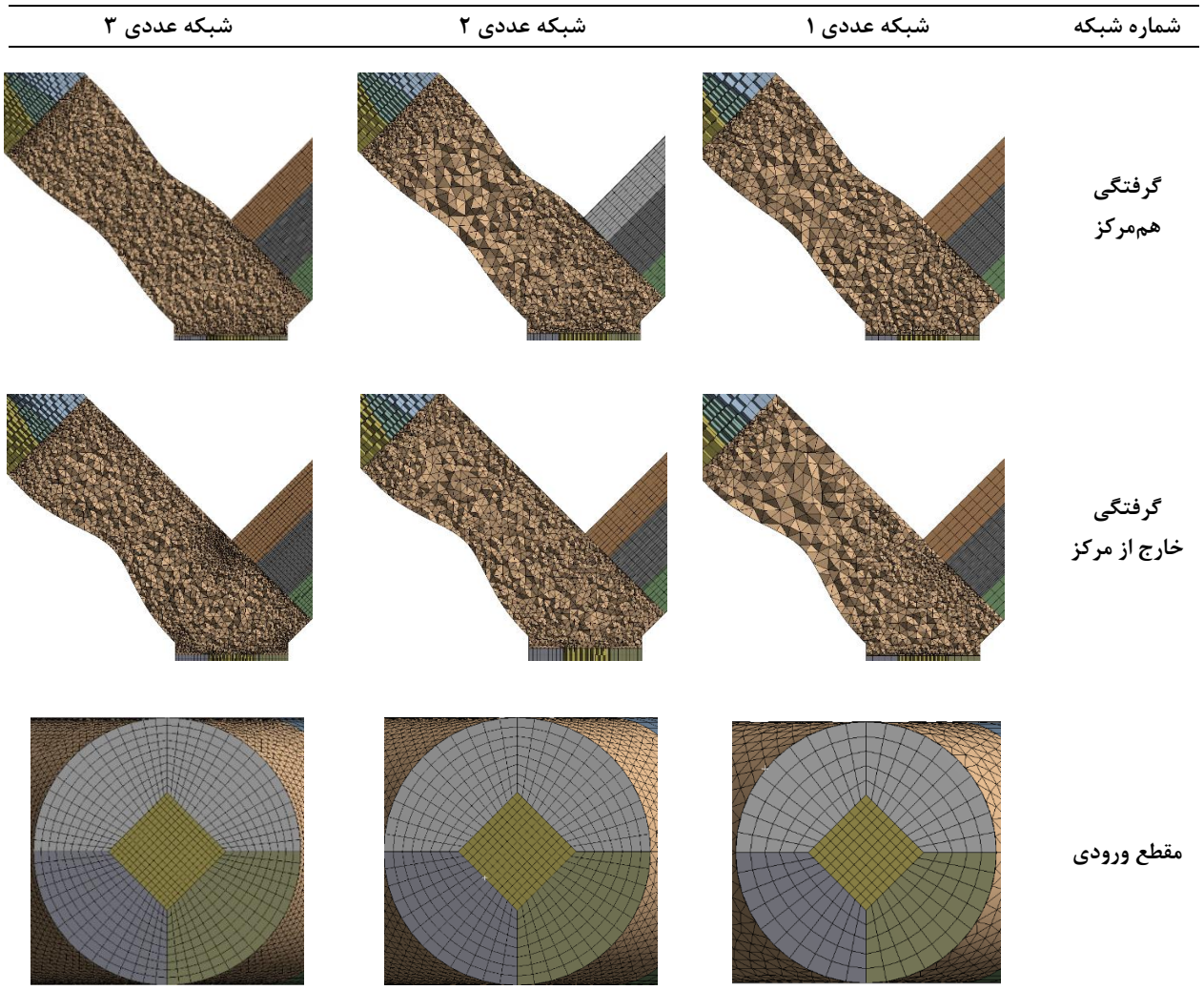
$$\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\|_{eff} = \frac{U_\infty}{D} \quad (۹)$$

۲-۳- شرایط مرزی

در این پژوهش، خون مشابه مطالعه چن و لو [۷] با نمایه توسعه‌یافته و عدد رینولدز ورودی برابر با ۲۷۰ (یا سرعت متوسط ۰/۰۶۹۴ متر بر ثانیه) وارد شاخه ورودی می‌شود. برای شرط مرزی‌های خروجی مطابق مطالعه فوق از شرط مرزی فشار نسبی برابر صفر در خروجی دو شاخه استفاده می‌شود و با توجه به تراکم ناپذیر بودن خون در این مسئله، مقدار فشار کاری بر نتایج اثرگذار نیست. همچنین گرادیان‌های سرعت محوری جریانی در خروجی هر دو شاخه برابر صفر در نظر گرفته شده است. شرط مرزی دیواره به صورت عدم لغزش در نظر گرفته شده است.

۳- روش عددی

در مطالعه حاضر، شبیه‌سازی عددی سه‌بعدی جریان خون در یک دوشاخگی و برای لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی کرو-یاسودا انجام شده است. دامنه حل به جز در نزدیکی رأس دوشاخگی و آن قسمت از شاخه خروجی که شامل گرفتگی است، به صورت سازمان‌یافته و با استفاده از شبکه به اصطلاح اُ شکل گسسته‌سازی شده است. همچنین شبکه‌بندی سازمان نیافته انطباق بهتری با به‌هم‌ریختگی جریان (ناشی از وجود دوشاخگی و گرفتگی) دارد. از این رو در این ناحیه، از شبکه سازمان نیافته به اندازه کافی ریز استفاده شده



شکل ۴. شبکه‌بندی عددی برای گرفتگی با شدت ٪۲۰

Fig. 4. Numerical mesh for 20% AS

است (به شکل ۴ رجوع شود). اثر اندازه شبکه در حل عددی به صورت کامل مطالعه شده و در هر شدت گرفتگی شبکه مناسبی انتخاب‌شده است که بتوان نتایج و حل‌های عددی مستقل از اندازه شبکه به دست آورد. به عنوان یک نمونه، در اینجا نتایج مطالعه استقلال از شبکه برای گرفتگی ٪۲۰ هم‌مرکز در شاخه غیرمسطح برای سیال غیرنیوتنی ارائه شده است.

با توجه به اینکه در گرفتگی ٪۲۰، بیشترین حجم برای عبور جریان و در نتیجه شبکه‌بندی وجود دارد، در صورتی که نتایج این درصد از گرفتگی به استقلال از شبکه دست یابد، می‌توان با اطمینان گفت که نتایج سایر گرفتگی‌ها با همان تعداد سلول، مستقل از شبکه است. پارامتر مورد استفاده برای استقلال از شبکه نمایه سرعت در دو صفحه تقارن شاخه غیرمسطح در سه مقطع ابتدایی، میانی و انتهایی گرفتگی است. به این منظور سه شبکه عددی با تعداد المان‌های مختلف مطابق جدول ۲ تولید شده است. مقایسه حل عددی بدست آمده بر روی این سه شبکه عددی در شکل ۵ و جدول ۳ انجام شده است. از آنجایی که نمایه‌های سرعت در میانه گرفتگی و در صفحه تقارن دوم در انتهای گرفتگی هموارتر است و همچنین، تمرکز بخش قابل توجهی از این پژوهش بر محاسبه اندازه تنش برشی بیشینه (کمیتی ثانویه و

جدول ۲. سه شبکه عددی برای مطالعه اندازه شبکه

Table 2. Three numerical grids for mesh size study

نوع گرفتگی	تعداد المان شبکه ۱	تعداد المان شبکه ۲	تعداد المان شبکه ۳
هم‌مرکز	۱۰۷۸۰۳	۲۱۷۸۷۲	۵۵۲۷۴۰
خارج از مرکز	۱۱۵۲۱۶	۲۴۵۰۸۵	۵۵۰۵۰۱

جدول ۳. اثر اندازه شبکه بر اندازه بیشینه تنش برشی در رأس دوشاخگی و میانه گرفتگی

Table 3. The effect of grid size on maximum WSS in apex and middle of stenosis

نوع گرفتگی	گرفتگی هم‌مرکز		گرفتگی خارج از مرکز	
محل تنش برشی بشینه	رأس دوشاخگی	میانه گرفتگی	رأس دوشاخگی	میانه گرفتگی
شبکه عددی ۱	۲/۰۳۸	۱/۲۶۸	۴/۲۴۸	۰/۶۸۸
شبکه عددی ۲	۲/۰۲۷	۱/۲۸۱	۴/۲۳۰	۰/۹۶۱
شبکه عددی ۳	۲/۰۰۳	۱/۲۸۳	۴/۲۱۴	۰/۷۰۱

از جنس مشتق) است و در شبیه‌سازی دینامیک سیالات محاسباتی، محاسبه این نوع از کمیت‌ها با خطای بیشتری در قیاس با کمیت‌های اصلی مانند سرعت همراه است، به طور محتاطانه‌ای شبکه ۳ برای ادامه شبیه‌سازی‌ها انتخاب شده است تا نتایجی ارائه شود که مستقل از شبکه است.

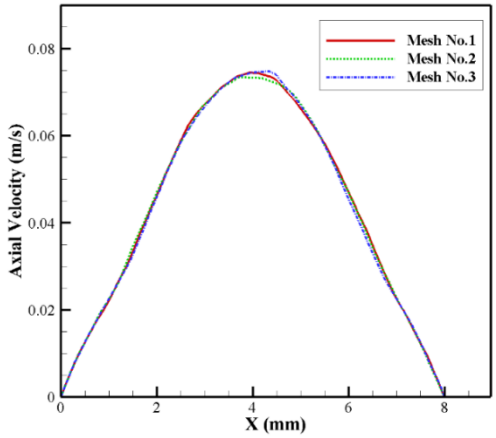
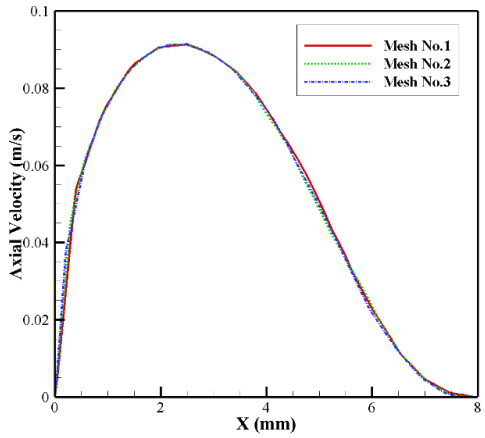
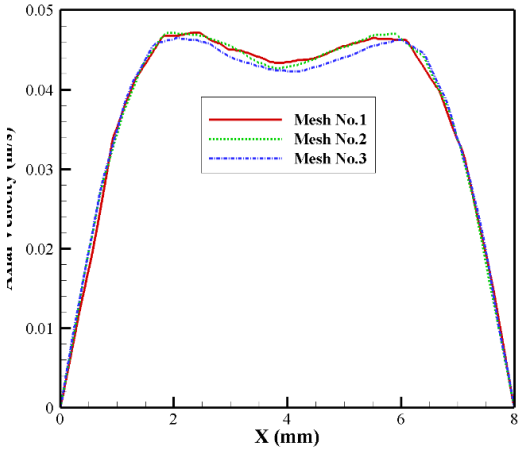
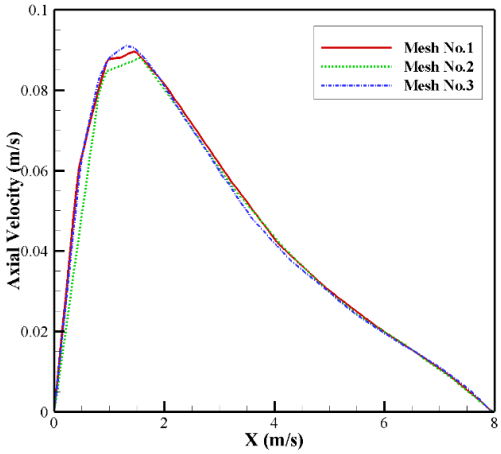
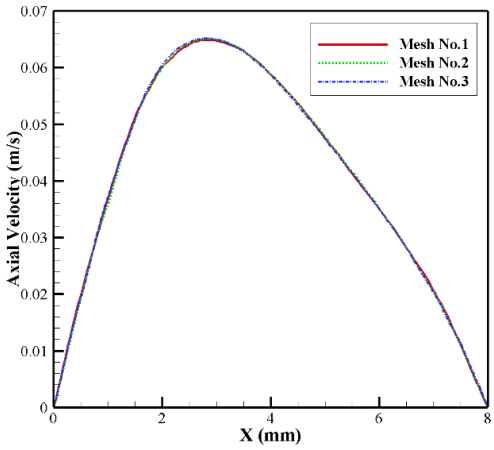
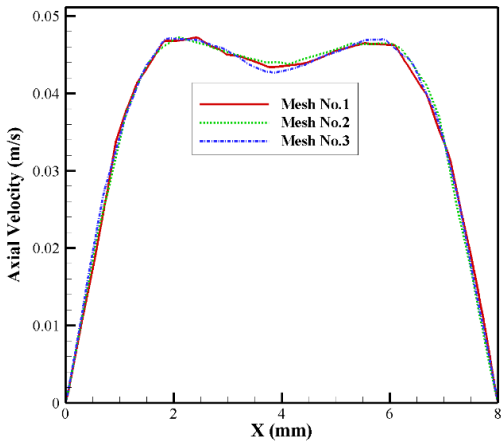
معادلات حاکم (۲) تا (۶) به صورت عددی، با روش حجم محدود و حل‌گر کوپل در نسخه اول نرم‌افزار تجاری انسیس فلوئنت ۲۰۲۰ حل‌شده است. گسسته‌سازی فشار مرتبه دوم و مومنتوم مرتبه دوم بالادست جریان است. معیار همگرایی برای تمامی معادلات دستیابی به مانده برابر 10^{-6} تنظیم شده است. تمامی محاسبات بر سیستم کامپیوتری با ۳۲ گیگابایت رم و بکار گیری ۶ هسته از ۸ هسته موجود محاسباتی به صورت موازی انجام شده است.

٤- ارائه نتایج و بحث و بررسی

۴- ۱- صحت سنجی

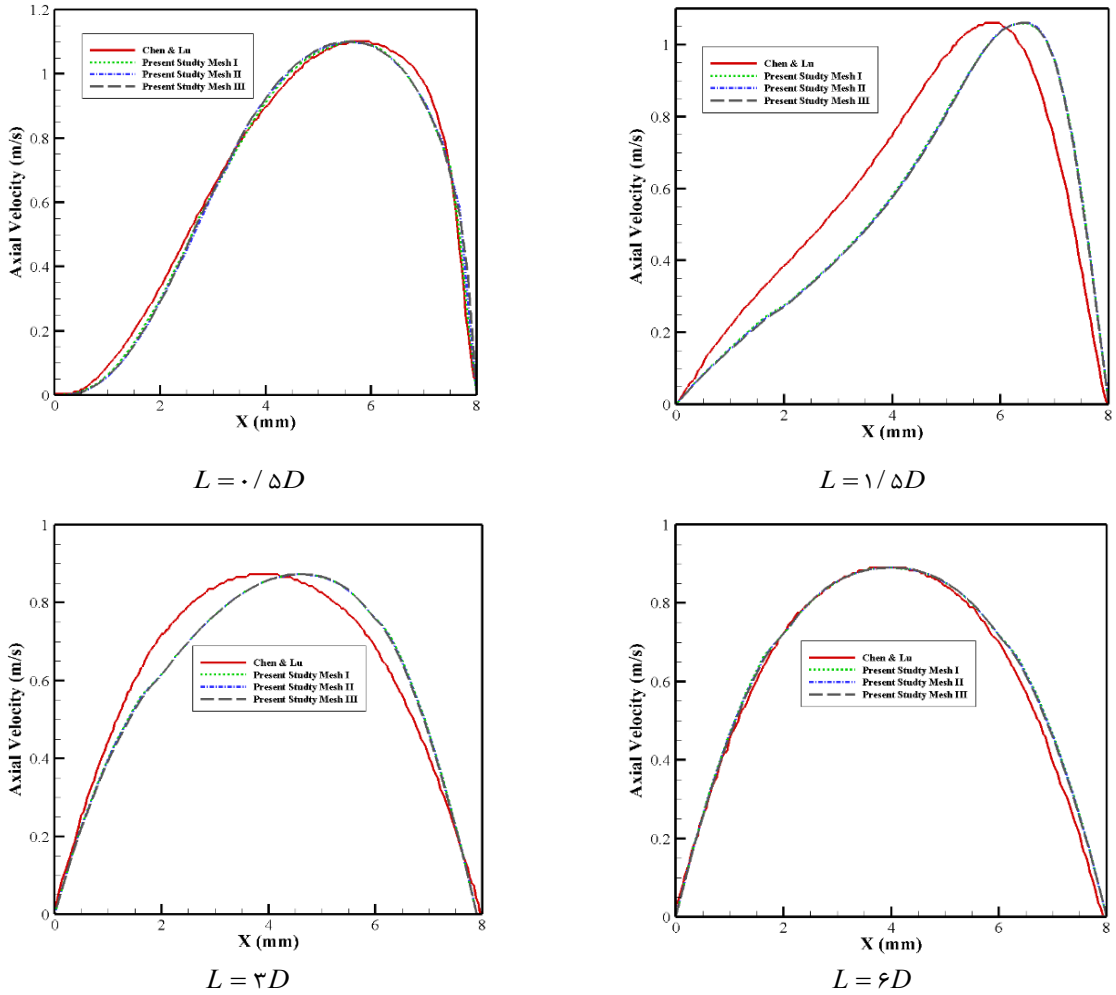
به عنوان اولین گام در مسیر ارائه نتایج تحقیق حاضر، در این بخش به صحت سنجی رویه عددی ارائه شده در این پژوهش خواهیم پرداخت. در صحت‌سنجی اول، از نتایج پژوهش چن و لو [۷] بر روی جریان سیال غیرنیوتنی در یک دوشاخگی غیرمسطح استفاده شده است. نمایه سرعت محوری در شاخه غیرمسطح و در صفحه تقارن اول در شکل ۶ بین دو حل عددی در چهار مقطع مختلف در طول این شاخه مقایسه شده است. فاصله مقاطع از نقطه تقاطع محور تقارن دو شاخه و در راستای آن‌ها اندازه گیری می‌شود که با پارامتر L نشان داده شده است. بررسی نتایج نشان دهنده انطباق قابل قبول میان شبیه‌سازی حال حاضر و کار چن و لو [۷] است. اختلاف نتایج در دو مقطع $L = ۱/۵D$ و $L = ۳D$ از این موضوع نشأت می‌گیرد که شبکه‌بندی حل عددی این صحت‌سنجی به نسبت کار اصلی ریزتر است. همچنین نتایج شبیه‌سازی لزجت نیوتنی نیز به طور مشابه از انطباق خوبی بهره می‌برد و این نشان‌دهنده دقت مناسب روش عددی حاضر در مطالعه جریان سیالات غیرنیوتنی در هندسه‌های سه بعدی شریانی است.

در اعتبارسنجی دوم از نتایج جیجسن و همکاران [۴] استفاده شده است

مقطع	صفحه تقارن L_2	صفحه تقارن L_1
ابتدای گرفتگی		
میانه گرفتگی		
انتهای گرفتگی		

شکل ۵. اثر اندازه شبکه بر نمایه سرعت محوری در دو صفحه تقارن با گرفتگی هم‌مرکز ۲۰٪ در شاخه چپ با لزجت غیرنیوتنی

Fig. 5. The effect of grid size on axial velocity profile in both symmetry planes of the left branch with 20% AS and non-Newtonian viscosity



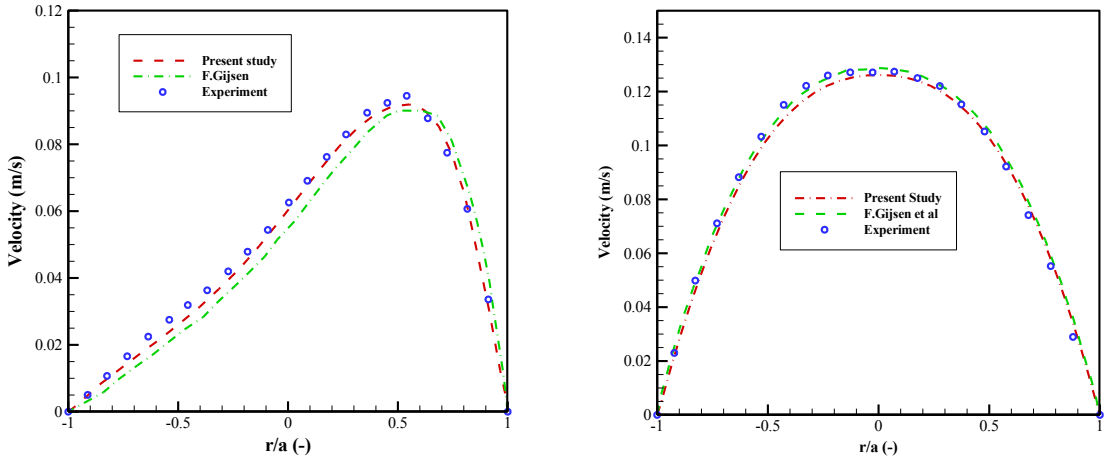
شکل ۶. صحت سنجی نمایه سرعت محوری در مقایسه با نتایج عددی چن و لو [۷]

Fig. 6. Validation of axial velocity profile by numerical results of Chen and Lu [7]

که به بررسی نمایه‌های سرعت در یک دوشاخگی غیرمتقارن به صورت عددی و آزمایشگاهی با استفاده از سیال نیوتنی و غیرنیوتنی (مدل کارو-یاسودا) پرداخته‌اند. در مطالعه فوق از یک هندسه دوشاخگی کاروتید استفاده شده و جریان پایا و غیرنیوتنی خون به صورت عددی و آزمایشگاهی مطالعه شده است. جهت اعتبارسنجی رویه عددی حاضر، مسئله‌ای کاملاً مشابه شبیه‌سازی گردید و نمایه‌های سرعت بدست آمده در شاخه اصلی و شاخه داخلی در شکل ۷ با نتایج پیشتر منتشر شده مقایسه شد. مطابق شکل ۷، تطابق بسیار مناسبی بین داده‌های عددی مطالعه حاضر و نتایج آزمایشگاهی جیجسن و همکاران [۴] وجود دارد که این نشان دهنده دقت مناسب و قابل اعتماد رویه عددی به کار رفته در مطالعه حاضر است.

۴-۲- اثر رفتار غیرنیوتنی خون در الگوی جریان پایا در گذر از یک گرفتگی موضعی

در این بخش قصد داریم تا اثر رفتار غیرنیوتنی خون را در الگوی جریان پایا در گذر از یک گرفتگی موضعی به تفصیل مورد بررسی قرار دهیم. محل وقوع گرفتگی در هر دو شاخه مسطح و غیر مسطح در نظر گرفته شده است



شریان کاروتید داخلی

شریان کاروتید بیرونی

شکل ۷. صحت سنجی نمایه سرعت محوری در مقایسه با نتایج عددی و تجربی جیجسن و همکاران [۴]

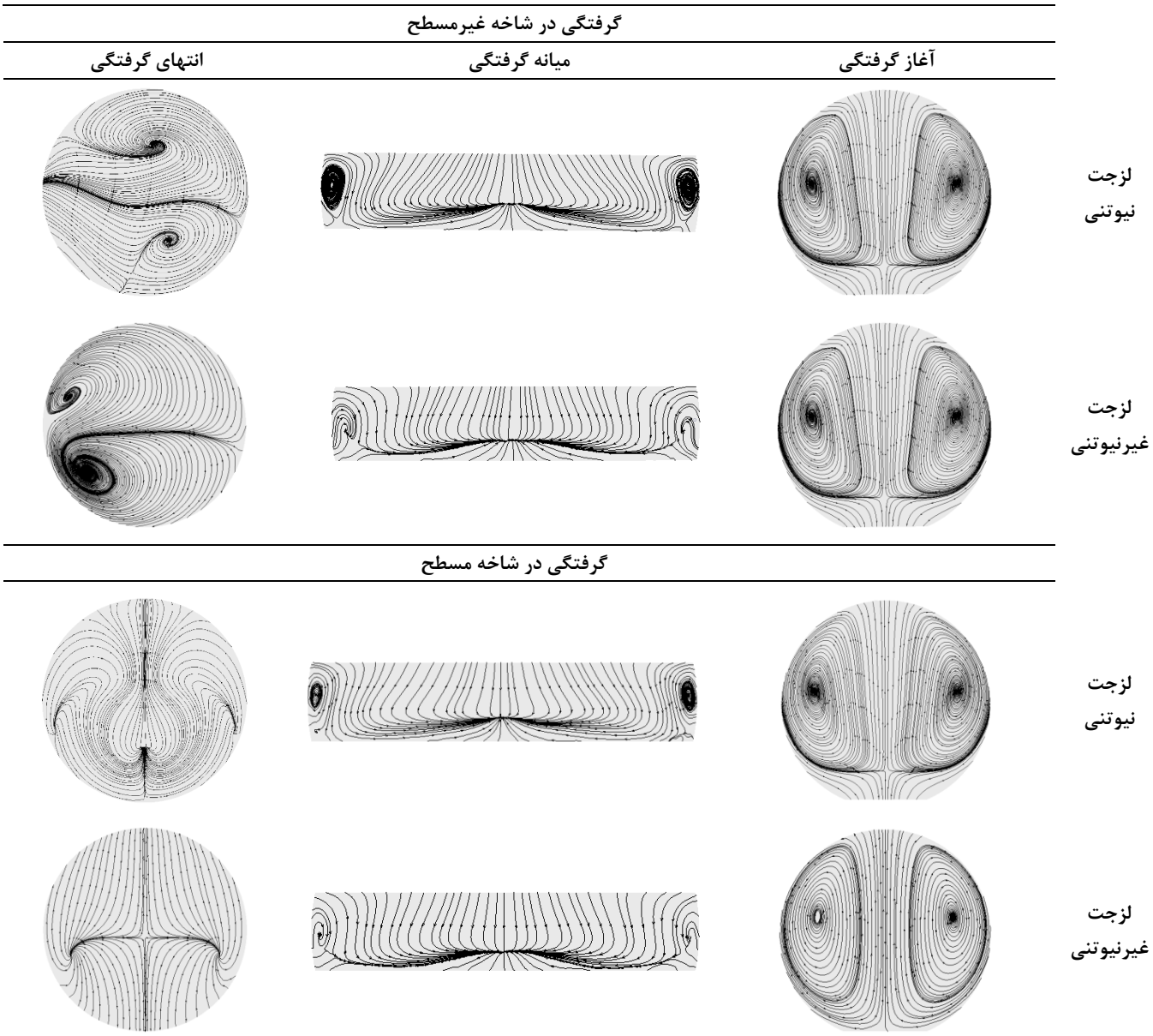
Fig. 7. Validation of axial velocity profile by numerical and experimental results of Gijsen et al. [4]

تا بتوان اثر انحنای مجرا در الگوی جریان در گذر از گرفتگی موضعی را نیز بررسی کرد. به این منظور در اشکال ۸ و ۹ خطوط جریان ثانویه در سه مقطع ابتدایی، میانی و انتهایی یک گرفتگی هم‌مرکز و خارج از مرکز با شدت ٪۸۰ به نمایش درآمده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود در مقطع ورودی هر دو نوع گرفتگی، دو گردابه متقارن با جهت دوران مخالف (گردابه‌های دین) قابل تشخیص است. نکته قابل ذکر آن است که در مدل لزجت نیوتنی محور گردابه‌ها اندکی به سمت دیواره‌های مجرا متمایل است؛ اما هنگامی که رفتار خون با مدل لزجت غیرنیوتنی کرو-یاسودا تقریب زده شود، گردابه‌های تشکیل‌شده کاملاً عمودی هستند.

در مقطع میانه گرفتگی هم‌مرکز، رفتار غیرنیوتنی خون که به صورت رفتار روان‌شدگی برشی است و با افزایش نرخ برش به کاهش لزجت ظاهری سیال می‌انجامد، سبب شده تا نواحی بازچرخش جریان خون تضعیف شود. این امر می‌تواند تأثیر قابل توجهی در همودینامیک جریان خون در عبور از گرفتگی داشته باشد و اهمیت مدل‌سازی رفتار غیرنیوتنی خون را آشکار می‌سازد. برای گرفتگی خارج از مرکز نواحی بازچرخش قابل توجهی برای هر دو مدل لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی به وجود نیامده است. در مقطع انتهایی گرفتگی موضعی هم‌مرکز در شاخه غیرمسطح، دو گردابه افقی قابل تشخیص است و رفتار غیرنیوتنی سبب می‌شود تا مرکز این گردابه‌ها به سمت دیواره مجرا حرکت کند. در گرفتگی هم‌مرکز در شاخه مسطح، به دلیل عدم وجود انحنای خارج از صفحه، خطوط جریان ثانویه حالت متقارن خود را حفظ کردند و نواحی بازچرخش قابل توجهی برای جریان سیال گزارش نشده است. در گذر از گرفتگی غیر هم‌مرکز در شاخه غیرمسطح تنها یک گردابه کوچک تشکیل می‌شود و بار دیگر رفتار غیرنیوتنی در جهت تضعیف این ساختار جریانی عمل می‌کند.

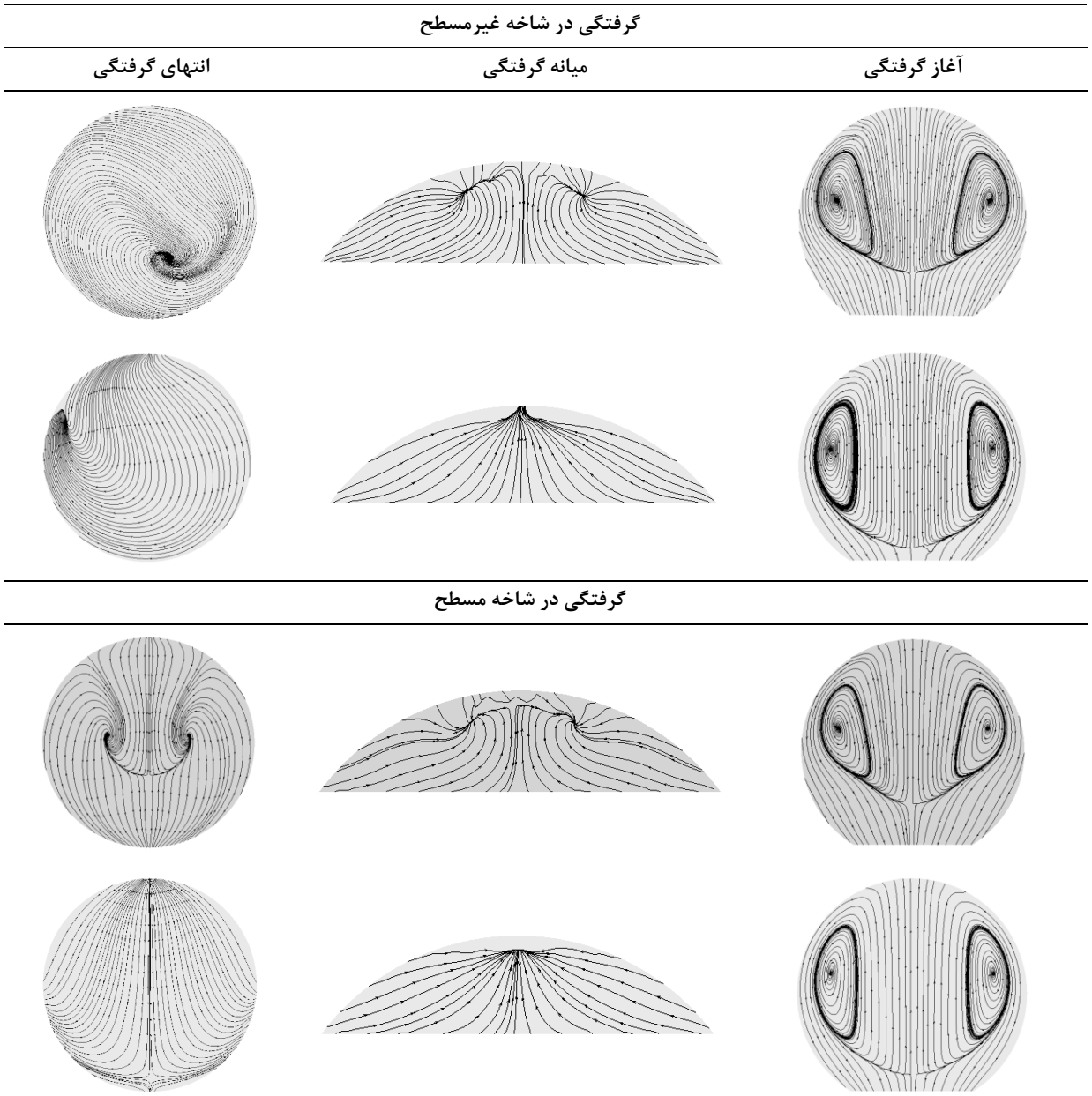
۴- ۳- اثر رفتار غیرنیوتنی خون در تنش برشی وارده بر دیواره شریان

در این بخش قصد داریم تا اثر رفتار غیرنیوتنی خون را در مقدار تنش برشی وارده بر دیواره مجرا مورد بررسی قرار دهیم. به این منظور در شکل ۱۰ کانتورهای اندازه تنش برشی در نزدیکی محل گرفتگی در هر دو شاخه مسطح و غیرمسطح به نمایش درآمده است. مقایسه پیش‌بینی‌های ارائه شده در این شکل توسط دو مدل لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی برای تنش برشی نشان می‌دهد که هر دو مدل از نظر کیفی میدان تنش برشی مشابهی را پیش‌بینی می‌کنند. مطابق انتظار، در تمامی موارد مورد مطالعه، بیشینه تنش برشی دیواره در مقطع میانی گرفتگی و در محلی با کمترین سطح مقطع در دسترس برای عبور جریان و یا در محل رأس دوشاخگی رخ می‌دهد؛ اما نکته مهم آن است که از نظر کمی مقدار تنش برشی بیشینه دیواره که توسط دو مدل لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی پیش‌بینی می‌شود، با هم تفاوت قابل ملاحظه‌ای دارد. در جدول ۴ مقادیر بیشینه تنش برشی به دقت ارائه



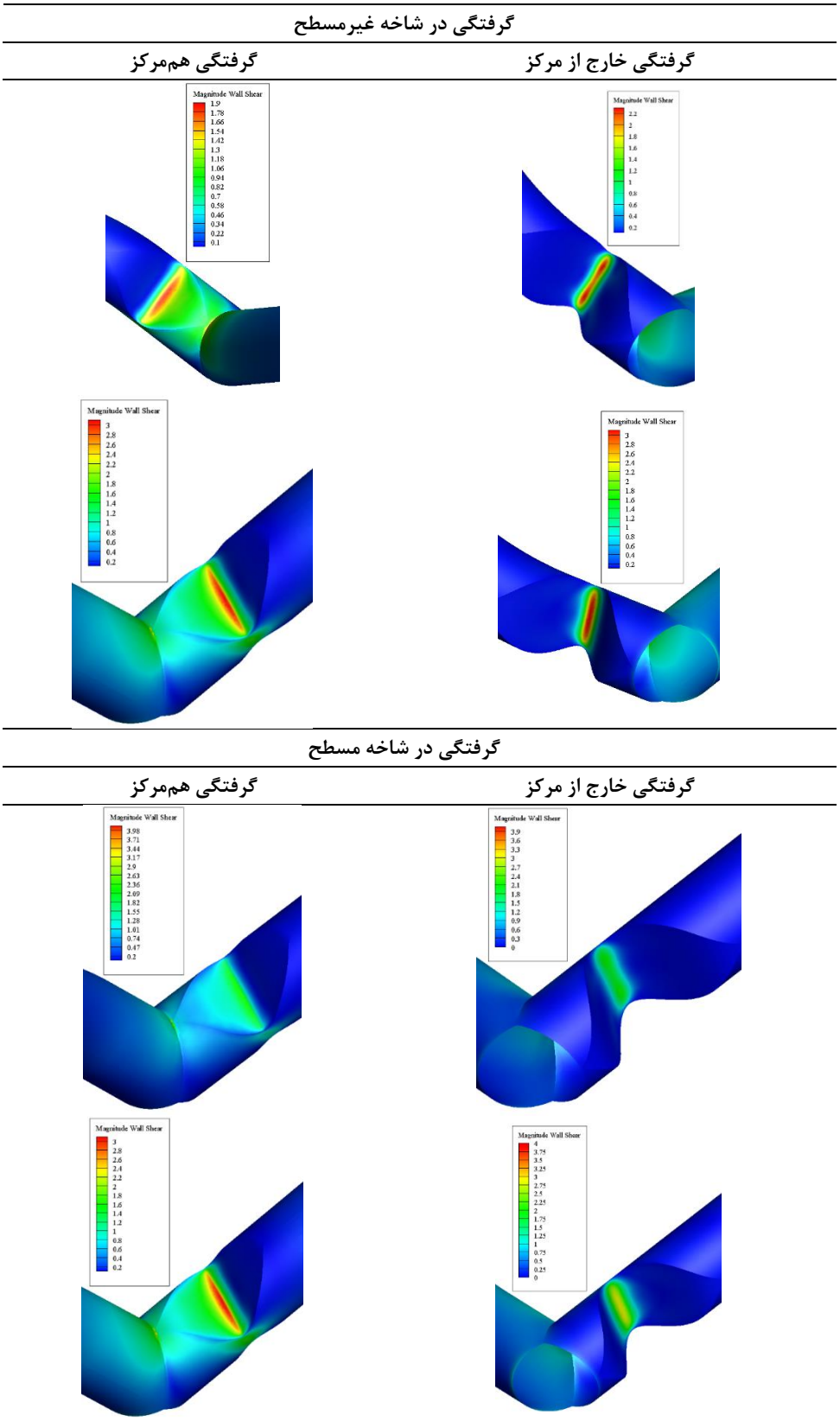
شکل ۸. خطوط جریان ثانویه در سه مقطع از گرفتگی هم مرکز با شدت ۸۰ ٪

Fig. 8. Validation of axial velocity profile by numerical and experimental results of Gijsen et al. [4]



شکل۹. خطوط جریان ثانویه در سه مقطع از گرفتگی غیر هم‌مرکز با شدت ٪۸۰

Fig. 9. Secondary streamlines at three cross-sections of eccentric stenosis with 80% AS



شکل ۱۰. مقایسه کانتور اندازه تنش برشی در گرفتگی ٪۸۰ به ازای لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی

Fig. 10. Comparison between Newtonian and non-Newtonian WSS contours

جدول ۴. مقایسه تنش برشی بیشینه با لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی بر حسب Pa در گرفتگی ٪۸۰

Table 4. Comparison of maximum WSS with Newtonian and non-Newtonian model in 80% AS (Pa)

محل وقوع گرفتگی	شاخه غیرمسطح		شاخه مسطح	
نوع گرفتگی	گرفتگی هم‌مرکز	گرفتگی خاج از مرکز	گرفتگی هم‌مرکز	گرفتگی خاج از مرکز
لزجت نیوتنی	۱/۸۹	۲/۳۷	۲/۳۱	۲/۱۷
لزجت غیرنیوتنی	۲/۶	۳/۱۸	۳/۱۱	۲/۸۸
انحراف دو مدل	۳۷/۶	۳۴/۱	۳۴/۶	۳۲/۷

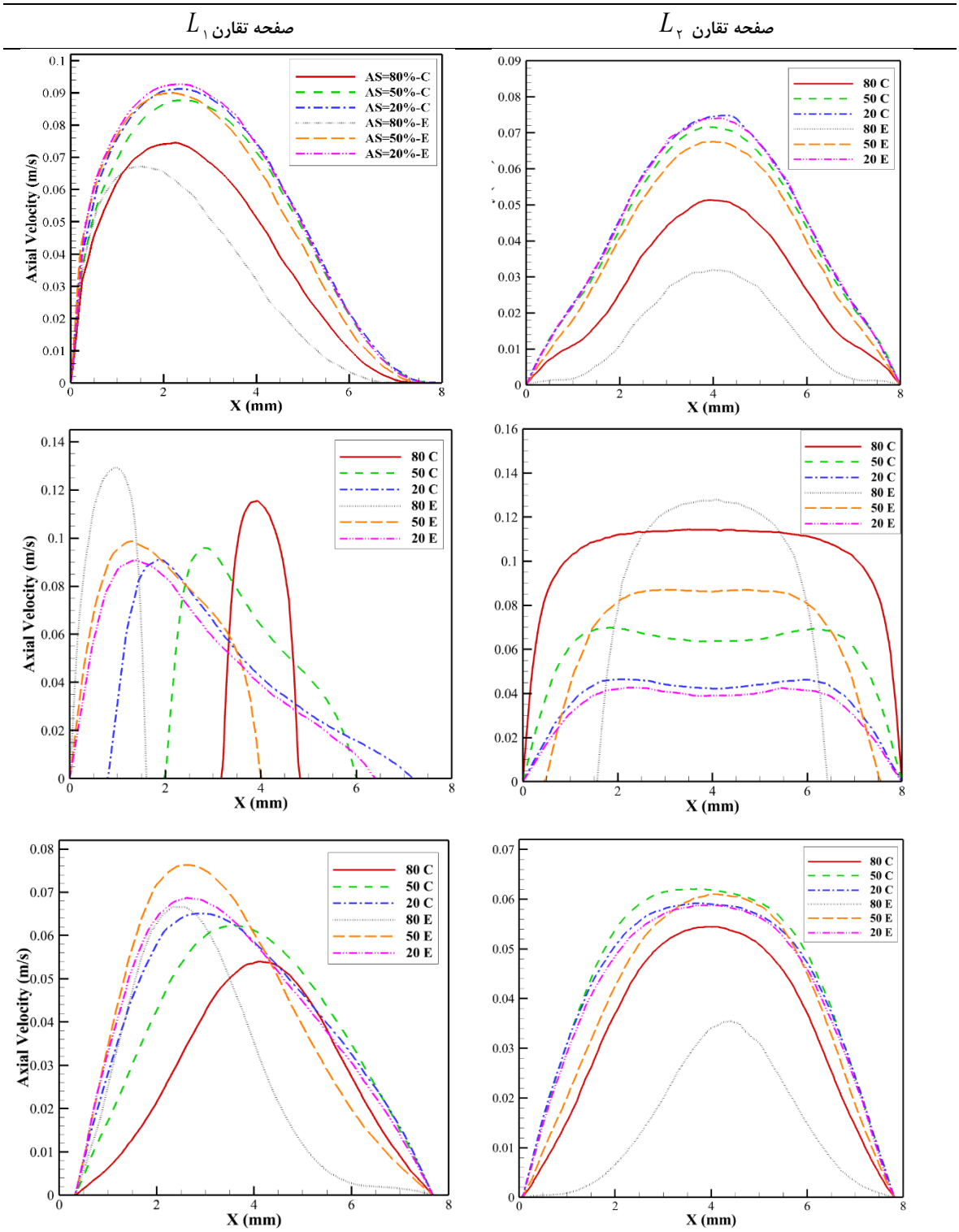
شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود استفاده از مدل غیرنیوتنی سبب می‌شود تا تنش برشی بیشینه وارد بر دیواره دوشاخگی در میانه یک گرفتگی با شدت ٪۸۰ بین ۳۲ تا ۳۷ درصد بیشتر از مدل نیوتنی تخمین زده شود. این تفاوت قابل توجه این نکته را روشن می‌سازد که برای شبیه‌سازی مناسب جریان خون در یک دوشاخگی در حضور گرفتگی موضعی استفاده از مدل لزجت غیرنیوتنی الزامی است. همچنین تفاوت پیش‌بینی‌های دو مدل لزجت نیوتنی و غیرنیوتنی در شاخه غیرمسطح بیشتر از شاخه مسطح است که این امر با توجه به ماهیت پیچیده جریان‌های ثانویه در یک شاخه غیر مسطح قابل توجیه است.

۴- ۴- اثر شدت گرفتگی در همودینامیک جریان خون

در آخرین بخش از ارائه نتایج، نمایه سرعت در سه مقطع شاخه غیرمسطح در دو صفحه تقارن (L_1 و L_2) در شکل ۱۱ نمایش داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، در ابتدای گرفتگی و در صفحه تقارن اول جریان به سمت دیواره بیرونی شاخه غیرمسطح منحرف شده است و جدایش جریان در دیواره داخلی رخ نداده است. این امر منطبق با یافته چن و لو [۷] است که دلیل عدم وقوع جدایش را به رفتار روان‌شدگی برشی خون نسبت داده‌اند. همچنین، افزایش شدت گرفتگی به کاهش سرعت در این مقطع منجر شده است. در صفحه تقارن دوم در مقطع ابتدایی، نمایه سرعت کاملاً متقارن است و با افزایش درصد گرفتگی، اختلاف رفتار جریان در گذر از این مقطع در گرفتگی‌های هم‌مرکز و خارج از مرکز افزایش می‌یابد و این اختلاف در گرفتگی ٪۸۰ نمایان‌تر است. همان‌گونه که دیده می‌شود، برای گرفتگی هم‌مرکز نمایه سرعت دارای مقادیر بیشتری در تمامی سطح مقطع جریان است اما روند تغییرات سرعت در هر دو نوع گرفتگی در ابتدای وقوع آن کاملاً مشابه است.

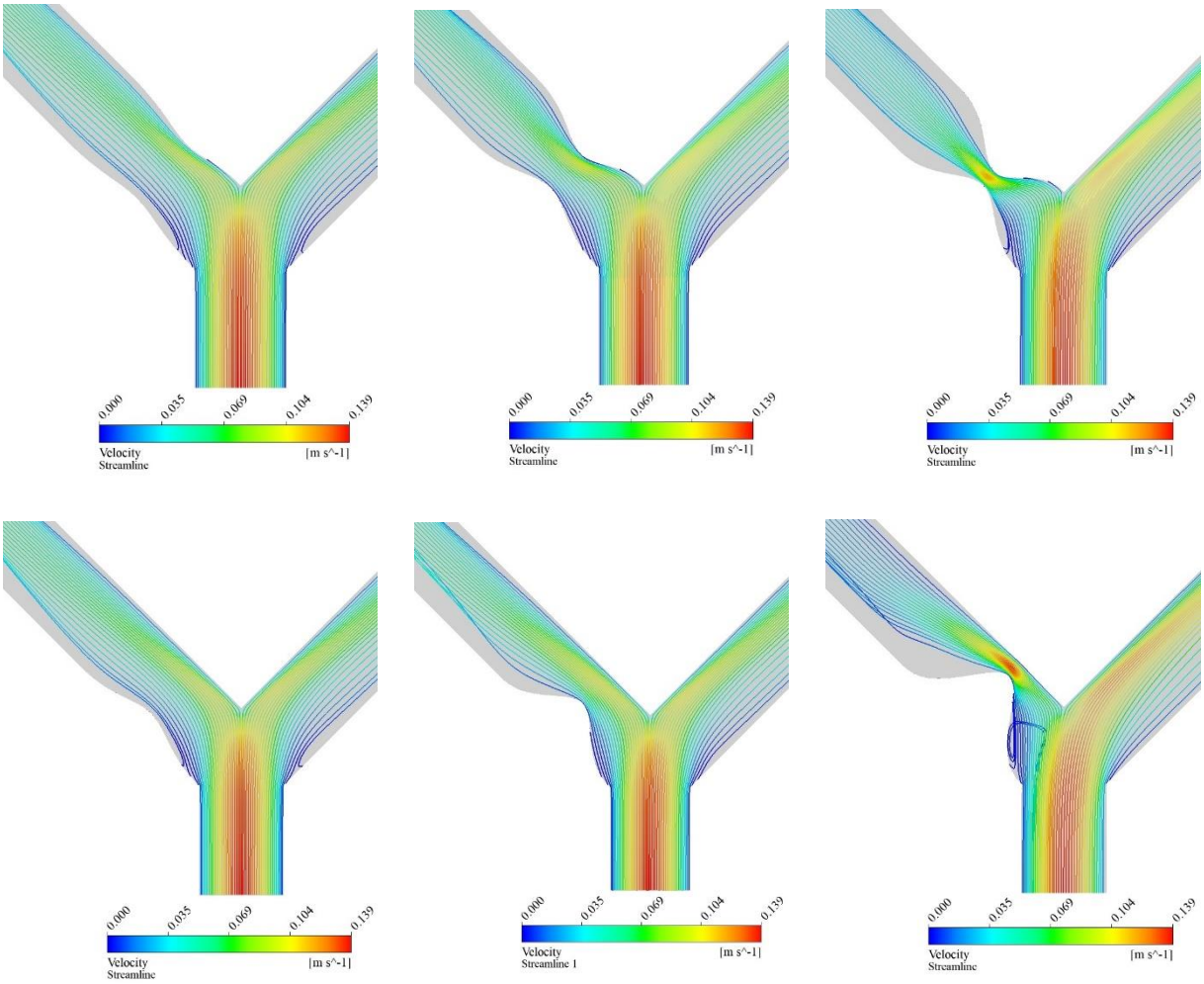
در مقطع میانی گرفتگی، در صفحه تقارن اول، نمایه‌های سرعت در گرفتگی خارج از مرکز و هم‌مرکز به ترتیب از سمت خارجی دیواره رگ و قسمت میانی مقطع شروع می‌شوند. در هر دو صفحه تقارن، مقدار بیشینه سرعت برای گرفتگی‌های ٪۲۰ و ٪۵۰ تقریباً مشابه به هم است ولی در گرفتگی ٪۸۰ مقدار بیشینه سرعت به میزان قابل توجهی بیشتر است. دلیل افزایش سرعت در این مقطع به دو عامل کاهش سطح مقطع و افزایش نرخ برش ارتباط دارد. مطابق انتظار، با کاهش سطح مقطع سرعت افزایش می‌یابد تا پیوستگی جرم بر قرار باشد. افزایش سرعت منجر به افزایش نرخ برش و در نتیجه کاهش لزجت ظاهری (ناشی از رفتار غیرنیوتنی خون) و اصطکاک می‌شود. مجموع تأثیر این دو عامل، با افزایش درصد گرفتگی افزایش می‌یابد. همچنین، هندسه هم‌مرکز در قیاس با هندسه خارج از مرکز در مقطع میانی مقاومت بیشتری در برابر عبور جریان ایجاد می‌کند. این مقاومت نیز با افزایش گرفتگی افزایش می‌یابد به طوری که، مقدار بیشینه سرعت در گرفتگی ٪۸۰ خارج از مرکز بیشتر از مقدار مشابه در گرفتگی هم‌مرکز است. در صفحه تقارن دوم، نمایه سرعت تخت در این مقطع به دلیل رفتار روان‌شدگی برشی مدل غیرنیوتنی است که با افزایش نرخ برش سیال از خود لزجت ظاهری کمتری را به نمایش می‌گذارد. در گرفتگی‌ها با درصد کم تمایل نمایه سرعت به تشکیل شکلی M مانند است اما با افزایش درصد گرفتگی در مقطع میانی نمایه‌های سرعت C شکل گزارش‌شده‌اند.

در مقطع انتهایی گرفتگی، به دلیل وجود انحا در رگ، نمایه‌های سرعت



شکل ۱۱. مقایسه نمایه سرعت محوری در شاخه غیرمسطح در دو صفحه تقارن آن به ازای گرفتگی ٪۲۰، ٪۵۰ و ٪۸۰ و لزجت غیرنیوتنی (نماد "C" بیانگر گرفتگی هم‌مرکز و نماد "E" بیانگر گرفتگی غیر هم‌مرکز است.)

Fig. 11. Comparison of non-Newtonian axial velocity profile in both symmetry planes of the non-planar branch with 20%, 50%, and 80% of occlusion ("C" and "E" stands for Concentric and Eccentric, respectively)

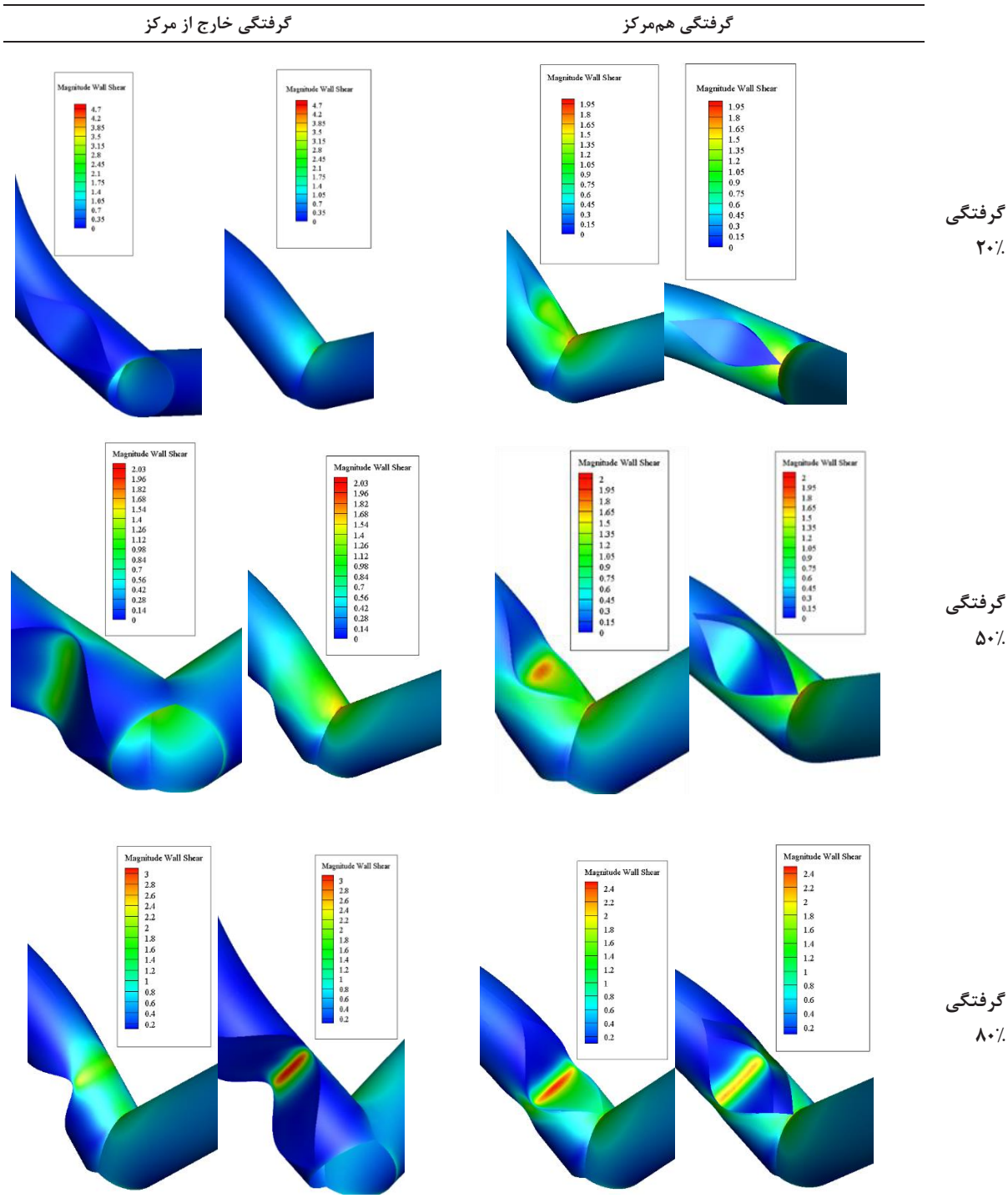


شکل۱۲. مقایسه خطوط جریان در صفحه تقارن اول در گرفتگی هم‌مرکز و غیر هم‌مرکز با شدت ٪۲۰، ٪۵۰ و ٪۸۰ و لزجت غیرنیوتنی

Fig. 12. Comparison of non-Newtonian streamlines in the first symmetry plane of concentric and eccentric stenosis with 20%, 50%, and 80% of occlusion

به سمت دیواره بیرونی کشیده شده است و این موضوع با افزایش درصد گرفتگی کمتر به چشم می‌خورد به طوری که در گرفتگی ٪۸۰ هم‌مرکز، نمایه سرعت همچنان به صورت متقارن است. تخت بودن نمایه سرعت نیز نشان‌دهنده اثر لزجت غیرنیوتنی بر میدان سرعت است. مشاهده می‌شود با دور شدن از گرفتگی، هرچه درصد گرفتگی کمتر باشد، اثر هم‌مرکز بودن و یا نبودن گرفتگی در نمایه سرعت کمتر می‌شود. همچنین، مقدار بیشینه سرعت در گرفتگی‌های خارج از مرکز به گرفتگی با شدت ٪۵۰ تعلق گرفته است که دلیل آن را می‌توان به این موضوع نسبت داد که با توجه به شکل ۱۲، میانه میدان سرعت در مقطع میانی گرفتگی ٪۵۰ به نسبت گرفتگی ٪۲۰ دچار شتاب بیشتری شده است و این موضوع سبب افزایش نرخ برش و کاهش لزجت ظاهری می‌شود. کاهش لزجت در مقطع میانی سبب کاهش اصطکاک در این بخش می‌شود و همین موضوع در ادامه موجب می‌شود تا بیشینه سرعت در مقطع انتهایی گرفتگی ٪۵۰ بیشتر از ٪۲۰ باشد. از طرفی دیگر، با جود اینکه شتاب گیری جریان در میانه گرفتگی ٪۸۰ خارج از مرکز بیشتر از دو گرفتگی دیگر است، اما پس از آن سطح مقطع با نرخ زیادی به اندازه قبلی خود می‌رسد و باعث کاهش سرعت و نرخ برش می‌شود که افزایش لزجت ظاهری را به همراه دارد. کاهش سرعت ناشی از افزایش شدید سطح مقطع و افزایش لزجت ظاهری باعث می‌شود که سرعت جریان در گرفتگی ٪۸۰ خارج از مرکز در مقطع انتهایی، در قیاس با دو گرفتگی دیگر کمتر باشد.

در شکل ۱۲، خطوط جریان متناظر با صفحه تقارن اول ترسیم شده است. اثر دوشاخگی در مقطع ابتدایی هر دو نوع گرفتگی به صورت مشابه



شکل ۱۳. مقایسه کانتور اندازه تنش برشی در گرفتگی‌های ۲۰٪، ۵۰٪ و ۸۰٪ به صورت هم‌مرکز و غیر هم‌مرکز در شاخه غیرمسطح با لزجت غیرنیوتنی

Fig. 13. Comparison of non-Newtonian WSS contours in concentric and eccentric stenosis with 20%, 50%, and 80% of occlusion in the non-planar branch

جدول ۵. تنش برشی بیشینه بر حسب Pa در رأس دوشاخگی و میانه گرفتگی هم‌مرکز و خارج از مرکز با لزجت غیرنیوتنی

Table 5. Maximum non-Newtonian WSS in apex and middle of concentric and eccentric stenosis (Pa)

شاخه و نوع گرفتگی	درصد گرفتگی	رأس دوشاخگی	میانه گرفتگی
شاخه غیرمسطح گرفتگی خارج از مرکز	۲۰	۴/۲۱	۰/۷
	۵۰	۲/۰۲	۱/۱۶
	۸۰	۲/۰۳	۳/۱۸
شاخه غیرمسطح گرفتگی هم‌مرکز	۲۰	۲	۱/۲۸
	۵۰	۲/۰۱	۱/۸۳
	۸۰	۲/۰۳	۲/۶
شاخه مسطح گرفتگی خارج از مرکز	۲۰	۵/۴۹	۰/۸۳
	۵۰	۴/۷	۱/۲۷
	۸۰	۳/۸۳	۲/۸۸
شاخه مسطح گرفتگی هم‌مرکز	۲۰	۶/۰۱	۱/۳۶
	۵۰	۴/۶۷	۲/۳۰
	۸۰	۳/۰۷	۳/۱۱

عمل کرده است و منجر به انحراف خطوط جریان در شاخه غیرمسطح به سمت دیواره خارجی شده است. در مقطع میانی گرفتگی‌های خارج از مرکز، عدم تقارن در میدان سرعت در قیاس با گرفتگی‌های هم‌مرکز بیشتر تقویت می‌شود و میدان جریان بیشتر به سمت دیواره خارجی مایل می‌شود. در مقطع پس از گرفتگی، آثار خروج از صفحه رگ و نیروهای گریز از مرکز منجر به تداوم عدم تقارن در خطوط جریان می‌شود که در گرفتگی با شدت ٪۲۰ و ٪۵۰ اثرات خروج از صفحه رگ مشهودتر است.

برای بررسی اثر درصد، نوع و محل وقوع گرفتگی در اندازه تنش برشی دیواره، کانتورهای اندازه تنش برشی در شکل ۱۳ و اندازه تنش برشی بیشینه در گرفتگی‌های مختلف در جدول ۵ آورده شده است. با توجه به شکل ۱۴ و در گرفتگی هم‌مرکز دیواره بالایی دارای تنش برشی بزرگ‌تری در قیاس با دیواره پایینی است و برای گرفتگی خارج از مرکز عکس این اتفاق رخ‌داده است. در گرفتگی هم‌مرکز، هندسه گرفتگی به نحوی عمل می‌کند که برآمدگی دیواره پایینی جریان را به سمت دیواره بالایی هدایت می‌کند و دیواره بالایی نیز دارای برآمدگی به سمت داخل مقطع جریان است. این شرایط، مقاومت مقطع در برابر جریان را افزایش می‌دهد و موجب افزایش گرادیان سرعت در دیواره بالایی در قیاس با دیواره پایینی می‌شود. افزایش گرادیان نیز به طور مستقیم با اندازه تنش برشی دیواره رابطه دارد. در مقابل، در گرفتگی خارج از مرکز به دلیل عدم وجود برآمدگی در دیواره بالایی، تنش برشی بیشینه در دیواره پایینی رخ داده است.

با توجه به مقادیر جدول ۵، در شاخه غیرمسطح، با افزایش درصد گرفتگی، اندازه تنش برشی در میانه گرفتگی افزایش می‌یابد و در نهایت بیشترین اندازه تنش برشی کل دامنه را به خود اختصاص می‌دهد. در حالی که اندازه تنش برشی در رأس دوشاخگی با افزایش درصد گرفتگی تقریباً مقدار ثابت خود را حفظ می‌کند. هم‌مرکز بودن و یا نبودن گرفتگی به نحوی بر نتایج تنش برشی بیشینه تأثیر می‌گذارد که در شدیدترین حالت گرفتگی، تنش برشی بیشینه در گرفتگی خارج از مرکز ٪۲۲ بیشتر از گرفتگی هم‌مرکز است. بیشتر بودن اندازه تنش برشی نسبی در رأس گرفتگی خارج مرکز با شدت ٪۲۰ در شاخه غیرمسطح را می‌توان به کم بودن درصد گرفتگی و هم‌مرکز نبودن آن ربط داد.

در شاخه مسطح، بر خلاف گرفتگی‌های شاخه غیرمسطح، با این وجود که افزایش درصد گرفتگی سبب کاهش اندازه تنش برشی در رأس دوشاخگی می‌شود، اما همچنان تنش برشی بیشینه کل دوشاخگی در رأس آن رخ می‌دهد. این مقدار بیشینه در گرفتگی خارج از مرکز حداقل ٪۲۰ بیشتر از گرفتگی هم‌مرکز است که نشان‌دهنده تأثیر نوع شکل گرفتگی در بیشینه مقدار تنش برشی است. همچنین اندازه تنش برشی در رأس دوشاخگی و هنگامی که گرفتگی در شاخه مسطح رخ داده است، حداقل ٪۴۵ بیشتر از مقدار مشابه آن هنگامی است که گرفتگی در شاخه غیرمسطح قرار دارد.

۵- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

در این پژوهش به کمک دینامیک سیالات محاسباتی، اثر توأمان وجود گرفتگی و انحنای رگ بر همودینامیک جریان پایا و غیرنیوتنی خون بررسی‌شده است. در این تحقیق مشخص شد که خواص غیرنیوتنی خون به شدت بر الگوی خطوط جریان ثانویه مؤثر است. در مقطع میانی گرفتگی، مشاهده شد که روان‌شدگی برشی خون سبب تضعیف نواحی بازچرخش سیال می‌شود که نشانگر اهمیت مدل‌سازی رفتار غیرنیوتنی خون است. مطابق انتظار، اثر روان‌شدگی برشی در میدان سرعت نیز تأثیرگذار بود؛ به طوری که در مقطع انتهایی گرفتگی خارج از مرکز، اندازه بیشینه سرعت به گرفتگی با شدت ٪۵۰ تعلق گرفت. همچنین در مقطع انتهایی گرفتگی، با وجود حضور نیروهای گریز از مرکز، گرفتگی با شدت ٪۸۰ از انحراف میدان سرعت جلوگیری کرده است. خواص غیرنیوتنی در تخمین اندازه بیشینه تنش برشی نیز مؤثر بود و مدل نیوتنی، این مقادیر را با انحراف بیشینه ٪۳۷ در قیاس با مدل غیرنیوتنی پیش‌بینی کرد. در مورد اثر شدت گرفتگی نیز می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش درصد گرفتگی (به میزان ٪۸۰) در شاخه غیرمسطح، رأس دوشاخگی دیگر محل وقوع بیشینه تنش برشی نخواهد بود؛ اما در شاخه مسطح همواره رأس دوشاخگی بیشینه تنش برشی را دارد و مقادیر تنش برشی بیشینه در این حالت حداقل ٪۴۵ از مقادیر مشابه در شاخه غیرمسطح بیشتر است. شمایل گرفتگی نیز بر تنش برشی بیشینه مؤثر است به طوری که در شاخه غیرمسطح، تنش برشی بیشینه در گرفتگی خارج از مرکز ٪۲۲ بیشتر از مقدار مشابه در گرفتگی هم‌مرکز است. همچنین، بیرون زدگی دیواره بالایی در شاخه غیرمسطح در میانه گرفتگی، موجب افزایش مقاومت مجرا در برابر جریان و افزایش گرادیان سرعت می‌شود و در نتیجه، تنش برشی در دیواره بالایی بیشتر از دیواره پایینی می‌شود.

٦- فهرست علائم

علائم انگلیسی

AS	درصد گرفتگی
a	پارامتر بی‌بعد در مدل کرو-یاسودا
D	قطر شاخه‌های رگ کاروتید، mm
$D_{\min}$	قطر در مقطع با بیشترین درصد از گرفتگی، mm
$L_{۱,۲}$	صفحات تقارن شاخه غیرمسطح
n	نمایه توانی سیال در مدل کرو-یاسودا
P	بردار فشار، Pa
$R_{۱,۲}$	صفحات تقارن شاخه مسطح
Re	عدد رینولدز
Re_{eff}	عدد رینولدز مؤثر
U_∞	مقیاس سرعت در شریان، $\frac{\mathrm{m}}{\mathrm{s}}$
V	بردار سرعت $\frac{\mathrm{m}}{\mathrm{s}}$

علایم یونانی

$\dot{\boldsymbol{\gamma}}$	تانسور نرخ برش، $\frac{۱}{\mathrm{s}}$
$\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\|$	اندازه نرخ برش، $\frac{۱}{\mathrm{s}}$
$\|\dot{\boldsymbol{\gamma}}\|_{eff}$	اندازه نرخ برش مؤثر، $\frac{۱}{\mathrm{s}}$
λ	ثابت زمانی مدل کرو-یاسودا، s
μ	لزجت دینامیکی، Pa.s
μ_{eff}	لزجت دینامیکی مؤثر، Pa.s
μ_0	لزجت در نرخ برش صفر، Pa.s
μ_∞	لزجت در نرخ برش بی‌نهایت، Pa.s
ρ	چگالی، $\frac{\mathrm{kg}}{\mathrm{m}^۳}$
$\boldsymbol{\tau}$	تانسور تنش خارجی، Pa
τ	تنش برشی، Pa
∇	عملگر گرادیان

منابع

[1] F.J.H. Gijsen, Modeling of wall shear stress in large arteries., Technische Universiteit Eindhoven, 1998.

[2] F. Yilmaz, M.Y. Gundogdu, A critical review on blood flow in large arteries; relevance to blood rheology, viscosity models, and physiologic conditions, Korea-Australia Rheology Journal, 20(4) (2008) 197-211.

[3] D.N. Ku, D.P. Giddens, Pulsatile flow in a model carotid bifurcation, Arteriosclerosis: An Official Journal of the American Heart Association, Inc., 3(1) (1983) 31-39.

[4] F.J.H. Gijsen, F.N. van de Vosse, J.D. Janssen, The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model, Journal of biomechanics, 32(6) (1999) 601-608.

[5] F.J.H. Gijsen, E. Allanic, F.N. Van de Vosse, J.D. Janssen, The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: unsteady flow in a 90 curved tube, Journal of biomechanics, 32(7) (1999) 705-713.

[6] Y. Lu, X. Lu, L. Zhuang, W. Wang, Breaking symmetry in non-planar bifurcations: distribution of flow and wall shear stress, Biorheology, 39(3, 4) (2002) 431-436.

[7] J. Chen, X.-Y. Lu, Numerical investigation of the non-Newtonian blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch, Journal of biomechanics, 37(12) (2004) 1899-1911.

[8] J. Chen, X.-Y. Lu, Numerical investigation of the non-Newtonian pulsatile blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch, Journal of biomechanics, 39(5) (2006) 818-832.

[9] O. Arjmandi-Tash, S.E. Razavi, R. Zanbouri, Possibility of atherosclerosis in an arterial bifurcation model, BioImpacts: BI, 1(4) (2011) 225.

[10] G. Lorenzini, E. Casalena, CFD analysis of pulsatile blood flow in an atherosclerotic human artery with eccentric plaques, Journal of Biomechanics, 41(9) (2008) 1862-1870.

[11] M. Abbasian, M. Shams, Z. Valizadeh, A. Moshfegh, A. Javadzadegan, S. Cheng, Effects of different non-Newtonian models on unsteady blood flow hemodynamics in patient-specific arterial models with in-vivo validation, Computer methods and programs in biomedicine, 186 (2020) 105185.

[12] Q. Huang, J. Sun, C. Xu, Effects of waveform shape of pulsatile blood flow on hemodynamics in an artery bifurcation model, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, (2020) 0954406220911397.

[13] R. Drescher, K.D. Mathias, H.J. Jaeger, G. Bockisch, E. Demirel, M.H. Gissler, E. Hauth, Clinical results of carotid artery stenting with a nitinol self-expanding stent (SMART stent), European radiology, 12(10) (2002) 2451-2456.

[14] S. Kefayati, D.W. Holdsworth, T.L. Poepping, Turbulence intensity measurements using particle image velocimetry in diseased carotid artery models: Effect of stenosis severity, plaque eccentricity, and ulceration, Journal of biomechanics, 47(1) (2014) 253-263.

[15] T.L. Poepping, R.N. Rankin, D.W. Holdsworth, Flow patterns in carotid bifurcation models using pulsed Doppler ultrasound: effect of concentric vs. eccentric stenosis on turbulence and recirculation, Ultrasound in medicine & biology, 36(7) (2010) 1125-1134.

[16] A.J. Fox, How to measure carotid stenosis, Radiology, 186(2) (1993) 316-318.

[17] R.F. Smith, B.K. Rutt, A.J. Fox, R.N. Rankin, Geometric characterization of stenosed human carotid arteries, Academic radiology, 3(11) (1996) 898-911.

[18] C. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial, Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis, New England Journal of Medicine, 325(7) (1991) 445-453.

[19] J.R. Cebral, P.J. Yim, R. Löhner, O. Soto, P.L. Choyke, Blood flow modeling in carotid arteries with computational fluid dynamics and MR imaging, Academic radiology, 9(11) (2002) 1286-1299.

[20] J. Dong, K. Inthavong, J. Tu, Image-based computational hemodynamics evaluation of atherosclerotic carotid bifurcation models, Computers in Biology and Medicine, 43(10) (2013) 1353-1362.

[21] T.L. Poepping, N. Nikolov, N. Rankin, M. Lee, D.W. Holdsworth, An in vitro system for Doppler ultrasound flow studies in the stenosed carotid artery bifurcation, Ultrasound in medicine & biology, 28(4) (2002) 495-506.

[22] A. Ahmadpour, S.P. Mousavi, Forced convective heat transfer of Carreau fluids in crossflows over multiple cylinders in tandem and staggered arrangements, Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 42(6) (2020).

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

A. Ahmadpour, A. Khoshnevis, Numerical Simulation of Non-Newtonian Blood Flow in A Three-Dimensional Non-Planar Bifurcation with Stenosis, Amirkabir J. Mech Eng., 53(9) (2021) 4865-4886.

DOI: 10.22060/mej.2021.19414.7019

این صفحه عمداً خالی است