

Research Article



DOI: 10.22034/ijche.2022.314830.1150



DOR: 20.1001.1.17355400.1401.21.124.4.2



This journal is an open access journal licensed under an Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International license (CC BY-NC-ND 4.0).

Modelling and Simulation of Blood Flow in Human Vessels Using CFD Analysis

S. Gorji¹, M. R. Jafari Nasr^{2*}

- 1- M. Sc. in Chemical Engineering, Department of Chemical Engineering, Islamic Azad University of Science and Research branch, Iran, Tehran
- 2- Professor in Chemical Engineering, Department of Chemical Engineering, Islamic Azad University of Science and Research branch, Iran, Tehran

Email: drnasr50@yahoo.ca

Abstract

Bioheat transfer plays an important role in analyzing living systems due to its ability to diagnose and treat the disease. Recently, CFD has been increasingly used in biomedical researches of coronary artery disease because of its high hardware and software performance that makes it possible to identify and treat the risk factors for coronary artery disease progression. The purpose of this paper was to investigate blood flow and heat transfer in normal state and in several cases of plaque with a real geometric model of a vessel in an artery by using a commercial Software. Blood is considered as a non-Newtonian and non-compressible fluid and viscosity is modeled using Carreau equations. Unlike many previous studies, the inlet velocity is considered to be transient (pulsatile) and heat transfer has been investigated with the assumptions of constant blood inlet temperature and constant vessels wall temperature and the outlet wall heat transfer has been calculated. A real geometric model in different plaque progressions has been studied as well. Plaque progression in the artery, increases the wall pressure and shear stress, which is very dangerous in cases of severe blockage and may cause high risk of rupture. Increased plaque also reduces the blood heat transfer to the artery's walls. The results show that there is a change between 10-70% in the dynamic parameters after clogging, but there is no significant change in the outlet temperature.

Received: 13 November 2021

Accepted: 23 January 2022

Page Number: 57-70

Keywords:

Bioheat Transfer,
Computational Fluid
Dynamics,
Simulation, Blood Vessels,
Plaque

Please Cite this Article Using:

Gorji, S., Jafari Nasr, M. R., "Modelling and Simulation of Blood Flow in Human Vessels Using CFD Analysis", Iranian Chemical Engineering Journal, Vol. 21, No. 124, pp. 57-70, In Persian, (2023).



مدل سازی و شبیه سازی انتقال حرارت در جریان رگ های خونی انسان به کمک دینامیک سیالات محاسباتی

صبا گرجی^۱، محمدرضا جعفری نصر^{۲*}

۱- کارشناس ارشد مهندسی شیمی، گروه مهندسی شیمی، دانشکده نفت و مهندسی شیمی،

واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

۲- استاد تمام مهندسی شیمی، گروه مهندسی شیمی، دانشکده نفت و مهندسی شیمی،

واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

پیام نگار: drnasr50@yahoo.ca

چکیده

انتقال حرارت زیستی به دلیل قابلیت کاربرد در تشخیص و درمان بیماری، نقش مهمی در بررسی و تحلیل سیستم های زنده ایفا می کند. در سال های اخیر، دینامیک سیالات محاسباتی به دلیل عملکرد خوب سخت افزاری و نرم افزاری، به طور گسترده در پژوهش های زیست پزشکی بیماری عروق و پیشرفت گرفتگی شریان های خونی استفاده شده است که به این وسیله عوامل خطر برای پیشرفت بیماری، شناسایی و درمان می شود. هدف از این شبیه سازی بررسی جریان و انتقال حرارت خون در رگ در حالت عادی و در چندین حالت حضور پلاک با استفاده از یک مدل هندسی واقعی رگ به کمک نرم افزاری تجاری است. خون سیالی غیرنیوتنی و غیر تراکم پذیر در نظر گرفته شده و گران روی آن با معادلات کاریو مدل سازی شده است. بر خلاف بسیاری از پژوهش های مشابه پیشین، سرعت ورودی به صورت ناپایا (جریان پالسی) است و مطالعه انتقال حرارت به صورت همزمان بررسی شده، همچنین یک مدل هندسی واقعی در درصد های مختلف گرفتگی بررسی شده است. افزایش حجم پلاک باعث افزایش فشار و تنش برشی دیواره رگ می شود که در حالت های گرفتگی شدید بسیار پرخطر و همراه با افزایش احتمال پارگی رگ هاست. همچنین افزایش پلاک باعث کاهش انتقال حرارت از راه خون به دیواره رگ ها می شود. نتایج نشان می دهد که تغییری بین ۱۰ تا ۷۰ درصد در شاخص های دینامیکی پس از گرفتگی مشاهده می شود؛ اما تغییر محسوسی در دمای خروجی ها ایجاد نخواهد شد.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۸/۲۲

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۱/۰۳

شماره صفحات: ۵۷ تا ۷۰

کلیدواژه ها:

انتقال حرارت زیستی،

دینامیک سیالات محاسباتی،

شبیه سازی،

رگ های خونی،

پلاک

* تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده نفت و مهندسی شیمی

استناد به مقاله:

گرجی، ص.، جعفری نصر، م. ر.، "مدل سازی و شبیه سازی انتقال حرارت در جریان رگ های خونی انسان به کمک دینامیک سیالات محاسباتی"، نشریه مهندسی شیمی ایران، سال بیست و یکم، شماره ۱۲۴، صص. ۵۷-۷۰. (۱۴۰۱).

۱. مقدمه

انتقال حرارت نقشی اصلی در سیستم‌های زیستی ایفا می‌کند؛ کاربردهای انتقال حرارت زیستی در تشخیص‌های پزشکی مانند اندازه‌گیری دمای بدن، تصویربرداری حرارتی، تخمین میزان جریان خون، جراحی سرد، جراحی الکتریکی و گرمادرمانی از مهم‌ترین موارد حرارتی مطرح در بدن است [۱].

دینامیک سیالات محاسباتی^۱ به‌معنای علم پیش‌بینی رفتار سیال و پدیده‌های مرتبط با استفاده از حل عددی مجموعه معادلات ریاضی حاکم است. این معادلات شامل بقای جرم، بقای مومنتوم، بقای انرژی و غیره است [۲]. در سال‌های اخیر حضور رایانه به‌عنوان یک ابزار بسیار مؤثر و دقیق در پیشرفت علوم انکارناپذیر است. روش‌های محاسبات عددی تا اندازه‌ای محدودیت‌های پیش‌روی روش‌های تحلیلی را در حل معادلات برطرف می‌سازند. در بررسی سیستم‌های پیچیده، به کارگیری روش‌های دینامیک سیالات محاسباتی باعث کاهش یا حذف برخی از هزینه‌های آزمایشگاهی شده است. در برخی از موارد با عنایت به این‌که هنوز ابزار مناسبی برای اندازه‌گیری مشخصه‌های مورد نظر فراهم نشده، روش محاسباتی تنها روش برای بررسی خواهد بود [۳]. کنترل دما در محل‌های انجام وظیفه کارمندان در موقعیتی ثابت، می‌تواند کمک شایان توجهی به صرفه‌جویی در مصرف انرژی کند. با عنایت به توضیحات فوق، اهمیت شناخت و پیش‌بینی دقیق فرایند تبادل حرارتی بدن انسان و حتی اعضای بدن با محیط کاملاً روشن می‌شود. از سویی برای انجام پژوهش درباره‌ی آسایش و تنش‌های سرمایی و گرمایی مدلی جامع از نظم حرارتی انسان نیاز است [۴].

همکاری فیزیولوژیست‌ها، پزشکان و مهندسان در زمینه انتقال حرارت زیستی منجر به بهبود روش‌های پیش‌گیری، مراقبت و درمان سیستم‌های بیولوژیکی شده است. از جمله کاربردهای این پدیده می‌توان به مواردی مانند درمان‌های حرارتی یا سرمایی برای از بین بردن تومورها و بهبود حال بیماران پس از جراحی مغز و محافظت از انسان در برابر آسیب‌های محیطی اشاره کرد [۵].

بیماری‌های عروقی دلیل مرگ و میرهای گسترده‌اند که بیشتر آن‌ها باعث ایجاد شرایط دینامیکی پیچیده در بدن انسان می‌شوند [۶].

استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی برای مطالعه جریان خون در

بیماری عروق کرونر^۲ چالش برانگیز است؛ زیرا این عروق حین ضربان قلب بسیار انحنایافته و قابل تغییر شکل هستند. با این وجود در سال‌های اخیر بینش چشمگیری پیرامون مطالعات دینامیک سیالات محاسباتی در بیماری عروق کرونر، به دست آمده است که دو دلیل عمده دارد:

۱. توسعه شگردهای دینامیک سیالات محاسباتی.

۲. امکان ارائه توصیف کاملی از شرایط دینامیکی تحت شرایط دقیقاً کنترل‌شده [۷].

هدف از این مقاله بررسی شاخص‌های متغیر در رگ خونی در حالت گرفتگی به‌کمک دینامیک سیالات محاسباتی است که به این وسیله علائم خطر شناسایی و فرایند درمان پیش از بروز عواقب جدی آغاز می‌شود. بر خلاف بسیاری از پژوهش‌های مشابه پیشین، سرعت ورودی به‌صورت ناپایا (جریان پالسی) است و مطالعه انتقال حرارت به‌صورت همزمان، بررسی و هم‌چنین یک مدل هندسی واقعی در درصدهای مختلف گرفتگی بررسی شده است.

۲. مدل‌سازی

اثرات جریان خون بر انتقال حرارت در بافت زنده بیش از یک قرن است که بررسی شده است. از آن زمان، مدل‌سازی ریاضی تعامل حرارتی پیچیده بین عروق و بافت موضوع مورد علاقه پژوهشگران بوده است.

۲-۱ انواع مدل‌های انتقال حرارت زیستی

- مدل‌های پیوسته: در این مدل‌ها تأثیر جریان خون در منطقه مورد نظر به‌طور متوسط بیش از حجم کنترل است. نقص این مدل این است که در صورت حذف عروق خونی، دمای نقطه‌به‌نقطه خون در دسترس نیست.

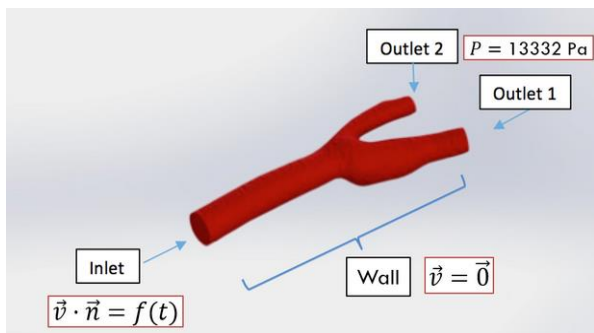
- مدل‌های عروقی: در این مدل‌ها عروق خونی به‌صورت لوله‌های مدفون در بافت نشان داده شده‌اند.

- مدل‌های شبکه‌ای: در این مدل‌ها سیستم عروقی بدن به‌عنوان شبکه‌ای چندگره‌ای فرض می‌شود و در آن کل شبکه به‌صورت دینامیکی به تغییرات حرارت پاسخ می‌دهد [۸].

از مدل‌های معروف انتقال حرارت زیستی می‌توان به دو مورد زیر اشاره کرد.

2. Coronary Artery

1. Computational Fluid Dynamics



شکل ۱. مدل سه‌بعدی انشعاب شریان کاروتید [۱۲].

Figure 1. Three dimensional model of a carotid artery [12].

با پیچیدگی‌هایی هم‌چون جریان ضربانی و سیال غیرنیوتنی مواجه هستیم؛ اما معادلات حاکم با سایر معادلات حاکم بر سیالات یکسان است. روابط (۳) و (۴) به ترتیب بیانگر معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس^۴ هستند که از اساسی‌ترین معادلات حاکم بر سیالند:

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho V) = 0 \quad (3)$$

$$\rho \left(\frac{dV}{dt} + V \cdot \nabla V \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 V + f \quad (4)$$

در معادلات بالا بیانگر تغییرات فشار در واحد زمان، ρ چگالی، V سرعت، μ ضریب گران‌روی و f نشان‌دهنده نیروهای خارجی دیگر (مثل نیروی جاذبه) است.

نکته قابل توجه در معادله ناویراستوکس ثابت‌نبودن ضریب گران‌روی (μ) است که تابعی از نرخ تنش برشی است و به دلیل خاصیت رقیق‌شونده برشی خون^۵ با افزایش نرخ برش، گران‌روی خون کم‌تر می‌شود. گران‌روی خون در این مطالعه با استفاده از مدل سیالات کاریو شبیه‌سازی خواهد شد که فرمول ریاضی آن به شرح زیر است [۱۲]:

$$\mu_{eff}(\dot{\gamma}) = \mu_{inf} + (\mu_0 - \mu_{inf}) \left(1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right)^{\frac{n-1}{2}} \quad (5)$$

در معادله بالا μ_{eff} گران‌روی مؤثر، $\dot{\gamma}$ نرخ برش تعمیم‌یافته، μ_{inf} گران‌روی در نرخ برش نهایی، μ_0 گران‌روی در نرخ برش صفر،

۱- مدل انتقال حرارت زیستی پنس^۱: پنس در این مدل پیشنهاد کرد که تأثیر جریان خون در بافت به‌عنوان منبع گرما، باید به معادله حرارت هدایتی اضافه شود. معادله زیر مدل زیستی پنس را نشان می‌دهد [۹]:

$$\nabla \cdot k \nabla T + \rho_b c_b \dot{w}_b (T_{a_0} - T) + q_m''' = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

در معادله بالا به ترتیب k بیانگر ضریب هدایت حرارتی بافت، ρ_b چگالی خون، c_b گرمای ویژه خون، \dot{w}_b نرخ جریان حجمی خون در هر واحد بافت، $T_{a_0} - T$ اختلاف دمای بدن و دمای بافت، q_m''' نرخ تولید انرژی زیستی در هر واحد بافت و ρc ضرب چگالی و گرمای ویژه بافت هستند.

۲- مدل واین باوم-جیجی^۲: این مدل معادله‌ای جدید از انتقال حرارت بافت‌های میکرو عروقی است که نشان از حالت غالب انتقال حرارت در بافت، تبادل حرارتی متقابل بین یک جفت شریان و ورید، دارد [۱۰].

$$\rho c \frac{\partial T_t}{\partial t} = k_{eff} \nabla^2 T_t + q_m''' \quad (2)$$

۳. شبیه‌سازی و حل مسئله

۳-۱ هندسه

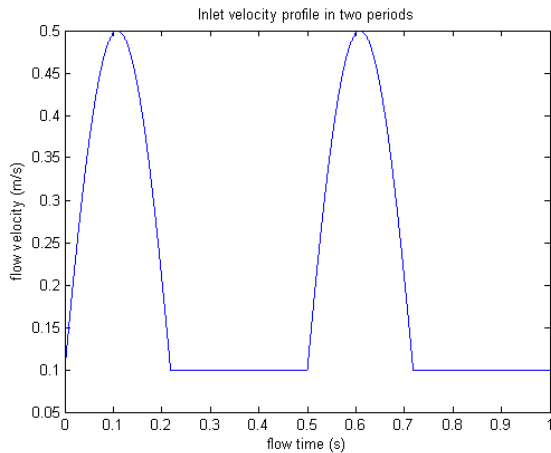
در این مطالعه بر آنیم تا با مدل‌سازی سیالی غیر نیوتنی (خون) در هندسه‌ای اقتباس‌شده از یک رگ آئورت واقعی که از سایت گرب کد^۳ استخراج شده است، رگ را در دو حالت بدون گرفتگی و در حضور پلاک (گرفتگی) بررسی کنیم.

۳-۲ معادلات حاکم

شناخت معادلات حاکم بر سیالات و انتخاب معادلات مناسب از مهم‌ترین مراحل شبیه‌سازی است که در آن مدل ریاضی شامل معادلات حاکم به‌همراه شرایط مرزی و اولیه ساخته می‌شود. سپس با حل معادلات حاکم بر جریان سیال شامل معادلات بقای جرم، مومنتوم و انرژی نتیجه حاصل می‌شود [۱۱]. اگرچه در این بررسی

1. Pennes Bioheat Transfer Model
2. Weinbaum-Jiji Bioheat Equation.
3. Grabcad

4. Navier-Stokes
5. Shear Thinning



شکل ۲. پروفایل سرعت ورودی خون در دو دوره زمانی [۱۴].

Figure 2. Blood velocity profiles in two periods [14].

خروجی:

فشار سیستولیک یک انسان سالم حدود ۱۲۰ میلی متر جیوه و فشار دیاستولیک یک انسان سالم حدود ۸۰ میلی متر جیوه است. بنابراین فشار متوسط دو فاز (۱۰۰ میلی متر جیوه، حدود ۱۳۳۳۲ پاسکال) به عنوان فشار خروجی ها در نظر گرفته می شود.

در جدول (۱) شرایط ترمودینامیکی و سیالاتی خون از قبیل چگالی، ظرفیت گرمایی، هدایت گرمایی و غیره ارائه شده است [۱۵].

جدول ۱. خواص سیالاتی و ترمودینامیکی خون [۱۵].

Table 1. Fluid and thermodynamic blood properties [15].

Density $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$	Heat capacity $\frac{\text{J}}{\text{K}}$	Thermal conductivity $\frac{\text{W}}{\text{m. K}}$
1060	3617	0.52

برای مدل کردن سیال در ورود به رگ از دو مشخصه سرعت و دما استفاده می شود. دمای سیال در ورود برابر ۳۸ درجه سانتی گراد یا ۳۱۱ درجه کلون در نظر گرفته می شود. برای شبیه سازی حالتی که بدن در شرایط سرد قرار می گیرد، دمای دیواره رگ برابر ۳۵ درجه سلسیوس یا ۳۰۸ درجه کلون تنظیم می شود.

λ ثابت زمانی و n شاخص توانی است که شیب نمودار تغییرات $\mu_{eff}(\gamma)$ را نشان می دهد.

۳-۳ شرایط مرزی

چنان که در شکل (۱) مشاهده شد خون از راه شریانی دو شاخه، از سمت ورودی جریان می یابد و از دو خروجی خارج می شود. قطر شریان در ورودی حدود ۶/۳ میلی متر است. قطر خروجی ۱ حدود ۴/۵ میلی متر و قطر خروجی ۲ حدود ۳/۰ میلی متر است [۱۳]. چون خون یک سیال غیر نیوتنی است، ضریب گرانروی آن ثابت نیست و تابعی از گرادیان سرعت است. از مدل کاریو برای شبیه سازی گرانروی خون استفاده می شود. چون جریان خون حالت ضربانی و چرخه ای دارد، پروفایل سرعت در ورودی تابعی از زمان است. فشار خروجی نیز ثابت فرض شده است (۱۰۰ میلی متر جیوه).

دیواره:

تعیین شرایط مرزی برای دیواره شریان ساده است و تنها باید مناطق دیوار شریان را در مدل تعیین کرد. شایان ذکر است که سرعت سیال روی دیواره برابر صفر است.

ورودی:

همان طور که پیش تر ذکر شد جریان خون حالت ضربانی و چرخه ای دارد؛ بنابراین سرعت در ورودی ثابت نیست و دارای یک پروفایل دوره ای متغیر با زمان است. هر دوره ترکیبی از دو فاز سیستولیک^۱ و دیاستولیک^۲ است.

در مرحله سیستولیک، سرعت ورودی در الگوی سینوسی تغییر می کند. موج سینوسی در مرحله سیستولیک دارای حداکثر سرعت ۰/۵ متر بر ثانیه و حداقل سرعت ۰/۱ متر بر ثانیه است. با فرض نرخ ضربان قلب ۱۲۰ در دقیقه، مدت زمان هر دوره ۰/۵ ثانیه است. این مدل برای جریان خون ضربانی به وسیله سینوت و همکاران پیشنهاد شده است [۱۴].

برای توضیح بهتر پروفایل شکل بالا، فرمول ریاضی نیز در زیر آورده شده است:

$$V_{inlet}(t) = \begin{cases} 0.5 \sin[4\pi(t + 0.0160236)] & : 0.5n < X \leq 0.5n + 0.218 \\ 0.1 & : 0.5n + 0.218 < n < 0.5(n + 1) \end{cases} \quad (6)$$

1. Systolic
2. Diastolic

۴-۲ نحوه مش‌بندی هندسه

در بحث حل عددی دقت مش یکی از مهم‌ترین عوامل مؤثر بر نتایج، عملیات مش‌بندی است؛ زیرا دقت حل بسیار به میزان دقت مش بستگی دارد. در این بررسی به منظور بهینه‌سازی عملیات مش‌بندی و توصیف بهتر جریان سیال در نقاط بحرانی از مدل ترکیبی^۱ مش‌بندی استفاده می‌شود؛ به این صورت که در نزدیک محل دوشاخه شدن رگ یک کره تعریف می‌شود که برای مش‌بندی در داخل این ناحیه شاخص نیم میلی‌متر و در خارج آن یک میلی‌متر در نظر گرفته می‌شود. شایان ذکر است که این کره به‌صورتی در نظر گرفته می‌شود که هنگام مدل‌سازی شامل ناحیه گرفتگی نیز شود. در نقاط بحرانی به دلیل متغیر بودن سرعت و تنش برشی سیال و مقادیر زیاد گرادیان‌ها، دقت حل پایین‌تر از سایر نقاط خواهد بود، از همین رو به منظور افزایش دقت حل اطراف دیواره‌های رگ از مش لایه مرزی استفاده می‌شود.

۵-۲ دقت‌سنجی شبیه‌سازی

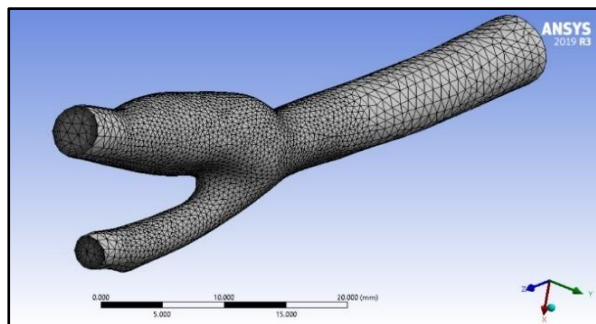
یکی از شاخص‌های مهم برای اطمینان دقت حل، بررسی دقت شبکه است. به این منظور شاخص‌های زیر چک می‌شوند:

• بقای جرم

با استفاده از خروجی نرم‌افزار، اختلاف نرخ جریان ورودی و خروجی بسیار ناچیز است (حدود $10^{-9} \times 10^{-9}$) از این رو معادلات بقای جرم برقرار است.

• افزایش تعداد المان‌های شبکه

تعداد المان‌ها در مدل مبنا ۹۲۴۰۰ است. با کاهش سایز مش‌بندی مدل جدیدی با تعداد المان ۱۴۲۷۰۰ (۵۰٪ درصد بیشتر) ایجاد می‌شود. نتایج مقایسه این دو مدل به‌صورت جدول (۲) است:



شکل ۳. نتیجه نهایی مش‌بندی.

Figure 3. Final Result of meshing.

بنابر نتایج باید گفت که افزایش تعداد المان‌ها باعث تغییر بسیار جزئی در شاخص‌های محاسباتی شبکه شده، از این رو دقت مدل مبنا با تعداد ۹۲۴۰۰ المان قابل قبول است.

• کاهش گام زمانی

برای بررسی گام زمانی، مدلی ثانویه با دقت گام زمانی ۰/۰۰۵ ثانیه (نصف مدل مبنا) طراحی شد و نتایج شبیه‌سازی به شرح زیر است:

جدول ۲. مقایسه دقت شبکه با افزایش تعداد المان.

Table 2. Accuracy comparison with increasing elements.

Model	Number of element	Time step (s)	Average pressure (Pa)	Average outlet Temperature (K)
Base	92400	0.01	13355.9	310.069
Secondary	142700	0.01	13357	310.079
Difference %	54%	0	0.008%	0.003%

جدول ۳. مقایسه دقت شبکه با کاهش گام زمانی

Table 3. Accuracy comparison with time step reduction.

Model	Number of element	Time step (s)	Average pressure (Pa)	Average outlet Temperature (K)
Base	92400	0.01	13355.9	310.069
Secondary	92400	0.005	13355.8	310.076
Difference %	0	-	0.0007%	0.005%

بیشترین گران روی در این محل رخ می دهد که نشان از کمترین تنش برشی در آن است. از این رو در ادامه این پژوهش که گرفتگی در رگ ایجاد خواهد شد، خروجی ۱ به عنوان محل مستعد برای گرفتگی مذکور در نظر گرفته می شود. هم چنین به دلیل طول بیشتر مجرای خروجی ۱ چنان که مشاهده می شود دمای سیال در این خروجی کم تر از خروجی دیگر است.

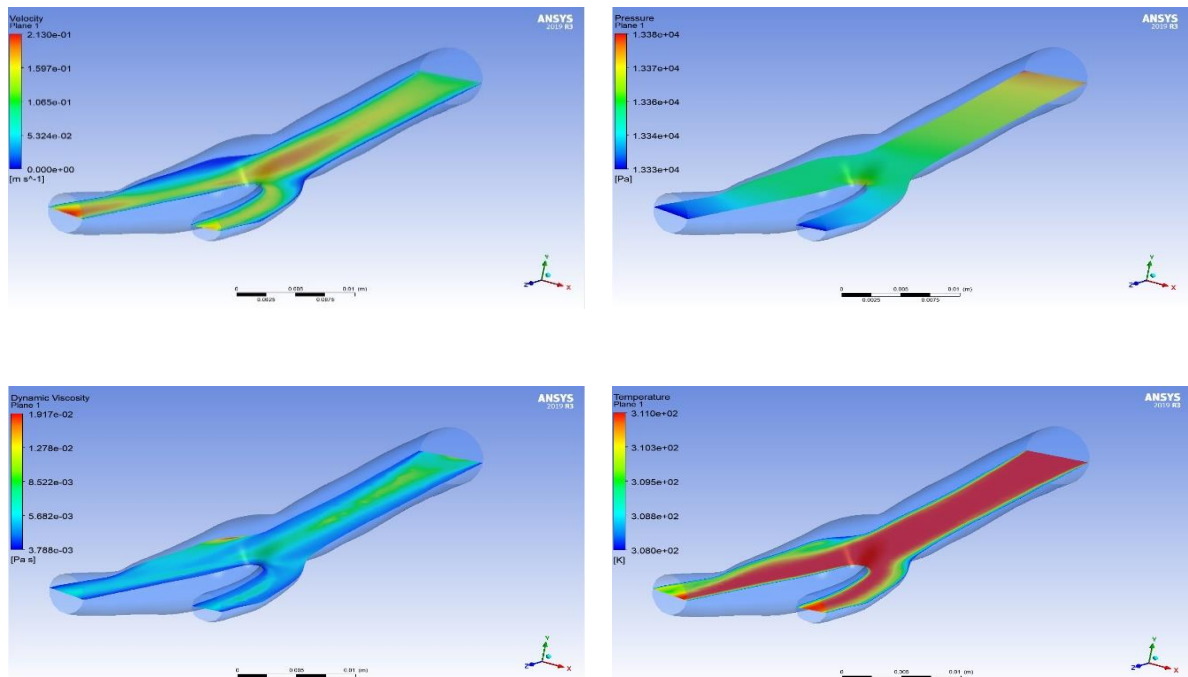
۳-۷ هندسه حالت های گرفتگی

به منظور بررسی تأثیر گرفتگی ۴ هندسه مختلف به شرح اشکال زیر برای ورودی نرم افزار طراحی شده است. لازم به ذکر است که مکان گرفتگی به صورتی انتخاب شده که دارای کمترین میزان پروفایل سرعت و بیشترین میزان گران روی است، از این رو مستعد رسوب و گرفتگی بیشتری نسبت به سایر نقاط است.

با بررسی نتایج دو روش افزایش تعداد المان های شبکه و کاهش گام زمانی، نتیجه گرفته می شود که مش بندی هندسه مورد نظر مستقل از تعداد المان و گام زمانی بوده و مدل مینا از دقت کافی برخوردار است [۱۶].

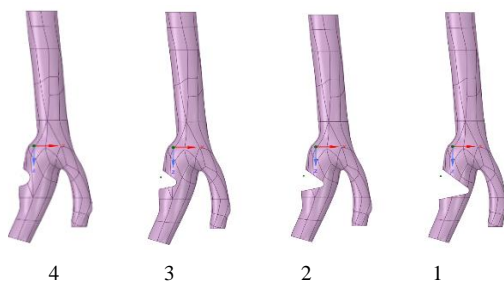
۳-۶ نتایج مربوط به هندسه رگ در حالت بدون گرفتگی

مطابق با کانتورهای بالا با کاهش سطح مقطع در خروجی ها سرعت افزایش یافته و به دلیل بیشتر بودن سطح مقطع خروجی ۱ از خروجی ۲ سیال تمایل بیشتری به عبور از آن دارد و سرعت در خروجی ۱ به صورت بیشینه است. تغییرات فشار از ورودی تا خروجی ها به صورت تقریباً یک نواختی روند کاهشی دارد. در نقاطی که تنش برشی در آن کم تر است (میانۀ مجاری) گران روی سیال بیشتر است. در ابتدای مجرای خروجی ۱ است که در آن به دلیل افزایش سطح مقطع، سرعت سیال افت قابل توجهی کرده و



شکل ۴. کانتورهای تغییرات سرعت، فشار، گران روی و دما (بدون گرفتگی رگ).

Figure 4. Velocity, pressure, viscosity and temperature changes (without plaque).

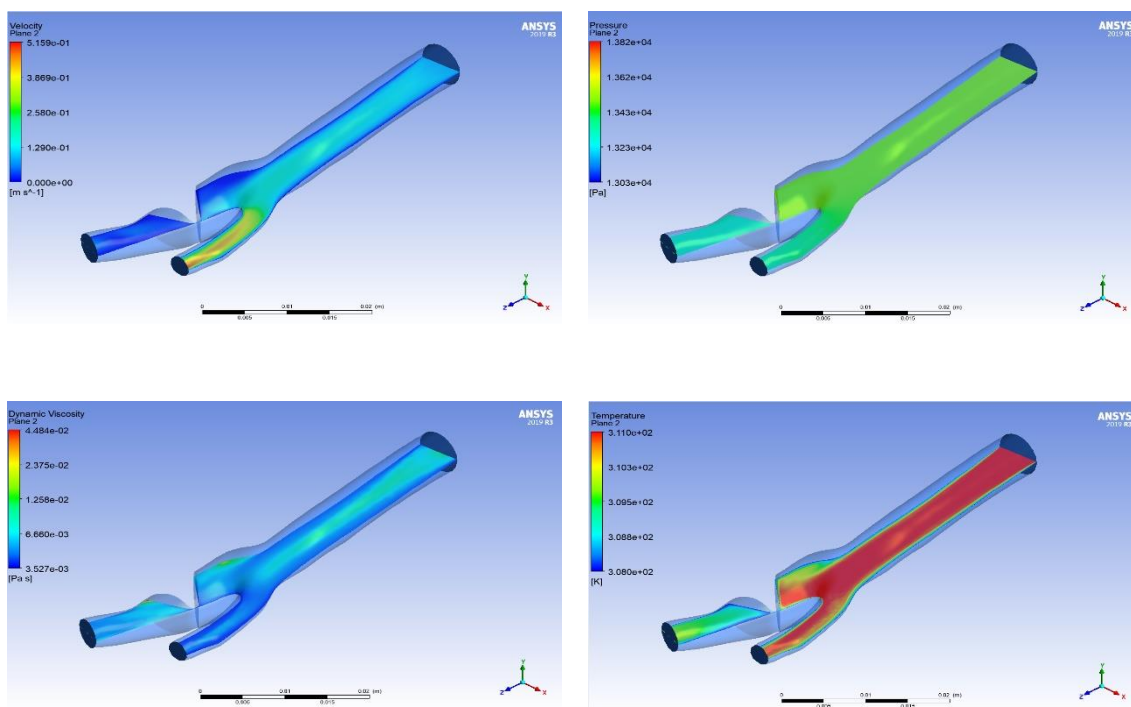


شکل ۵. حالت‌های گرفتگی ۱ تا ۴.

Figure 5. Plaques scenarios (1-4).

جریان افزایش می‌یابد. به دلیل کاهش پروفایل سرعت در اطراف گرفتگی، سیال تمایل به سکون بیشتر گران‌روی در این نواحی نسبت به حالت مبنا افزایش پیدا می‌کند و دمای سیال در این نواحی نسبت به حالت مبنا کاهش پیدا می‌کند.

به دلیل محسوس بودن تغییرات در حالت ۴ کانتورهای تغییرات سرعت، فشار، گران‌روی و دما در این حالت برای مقایسه کیفی ارائه می‌شوند. چنان که انتظار داریم پروفایل سرعت در اطراف گرفتگی نسبت به حالت مبنا کاهش می‌یابد. فشار، به دلیل کاهش سطح مقطع عبوری



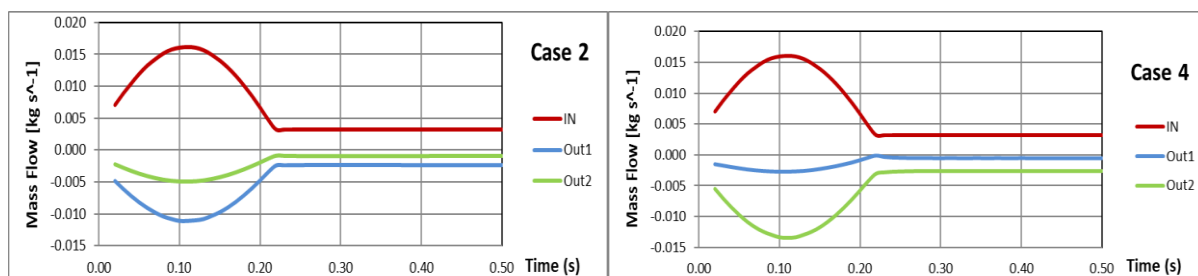
شکل ۶. کانتورهای تغییرات سرعت، فشار، گران‌روی و دما (حالت ۴ گرفتگی رگ).

Figure 6. Velocity, pressure, viscosity and temperature changes (plaque scenario no. 4).

۳-۸ نمودارهای تفصیلی

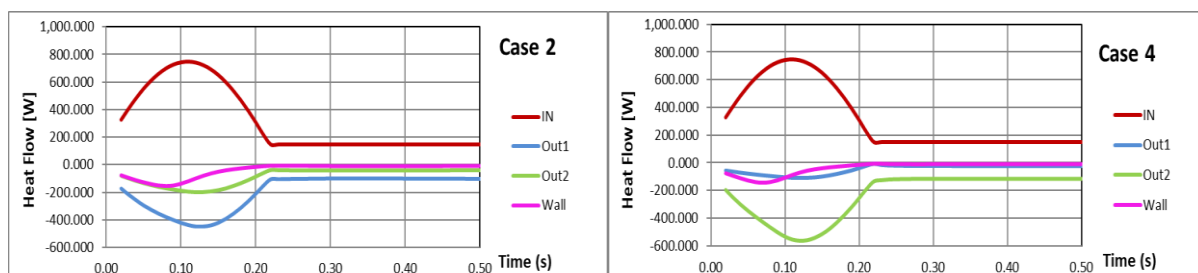
به‌منظور بررسی دقیق‌تر تأثیر گرفتگی بر شاخص‌های ترمودینامیکی، نمودارهای استخراج‌شده برای شاخص‌های دبی جرمی، شار گرمایی، دما و سرعت در حالت گرفتگی ۲ و ۴ با یکدیگر مقایسه و تفسیر آن‌ها بیان خواهد شد. همچنین اشکال (۱۱) تا (۱۳) تغییرات فشار و تنش برشی دیواره و شار گرمایی عبوری به دیواره را نشان می‌دهند. در شکل (۷) مشاهده می‌شود که با افزایش گرفتگی میزان دبی عبوری از خروجی ۱ کاهش و به تناسب آن دبی عبوری از

خروجی ۲ افزایش می‌یابد، که دلیل آن کاهش سطح مقطع مؤثر برای عبور سیال و افزایش مقاومت جریانی به‌تبع آن در مجرای خروجی ۱ است. در شکل (۸) با افزایش گرفتگی، شار گرمایی عبوری از خروجی ۱ کاهش و به تناسب آن شار گرمایی عبوری از خروجی ۲ افزایش می‌یابد، که دلیل عمده آن تغییرات دبی است. شکل (۹) نشان می‌دهد که با افزایش گرفتگی، به‌دلیل کاهش بیشتر شار گرمایی عبوری از خروجی ۱، اختلاف دمای خروجی ۱ و ۲ بیشتر شده و در گرفتگی حالت ۴ به اوج خود می‌رسد.



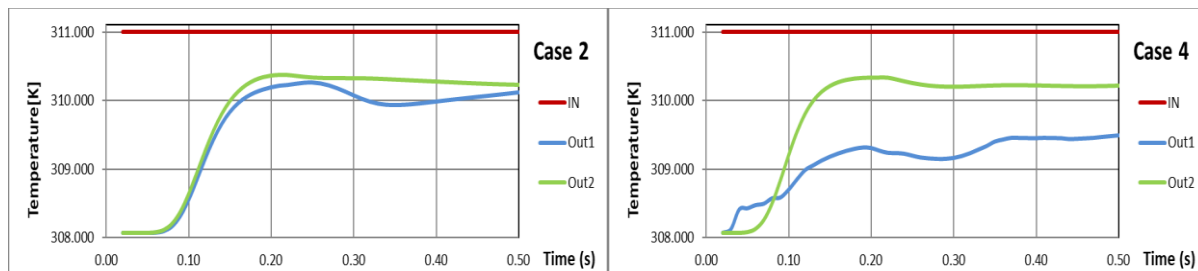
شکل ۷. دبی جرمی در یک دوره زمانی (حالت ۲ و ۴).

Figure 7. Mass flow in one-time step (scenario 2 & 4).



شکل ۸. شار گرمایی در یک دوره زمانی (حالت ۲ و ۴).

Figure 8. Heat flow in one-time step (scenario 2 & 4).

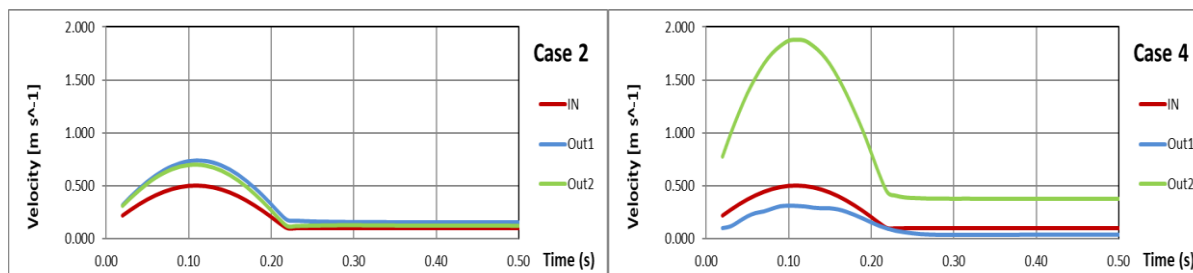


شکل ۹. دما در یک دوره زمانی (حالت ۲ و ۴).

Figure 9. Temperature in one-time step (scenario 2 & 4).

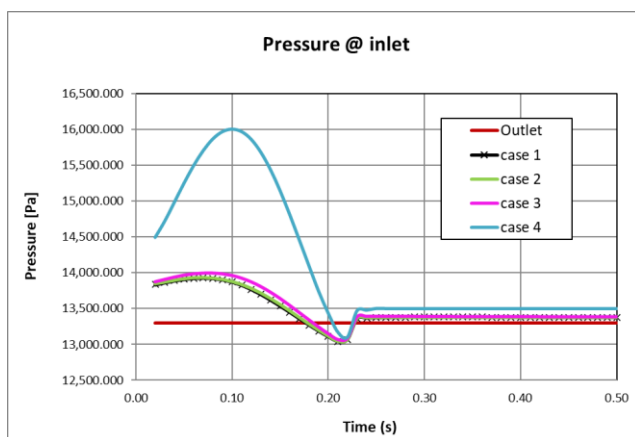
زیست‌شناختی خطرناک و حتی ممکن است سبب پارگی رگ‌ها و آسیب جدی به اعضای حیاتی شود. در شکل (۱۲) مشاهده می‌شود که به دلیل ثابت‌بودن دبی ورودی، با افزایش گرفتگی میزان سطح مقطع مؤثر عبور جریان کاهش می‌یابد که این خود منجر به افزایش متوسط سرعت عبوری و به تناسب آن افزایش تنش برشی در دیواره می‌شود.

چنان‌که در شکل (۱۰) مشخص است به دلیل کاهش دبی عبوری از خروجی ۱، سرعت متوسط آن نیز کاهش و به تناسب افزایش دبی عبوری از خروجی ۲ سرعت متوسط آن نیز افزایش می‌یابد. شکل (۱۱) بیانگر این است که با افزایش گرفتگی، فشار ورودی نیز بیشتر می‌شود و در گرفتگی حالت شماره ۴ که تقریباً خروجی ۱ مسدود می‌شود، افزایش فشار چشمگیری هست، که از لحاظ



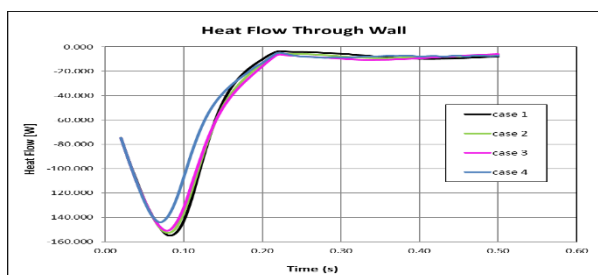
شکل ۱۰. سرعت در یک دوره زمانی (حالت ۲ و ۴)

Figure 10 Velocity in one-time step (scenario 2 & 4)



شکل ۱۱. فشار ورودی در یک دوره زمانی (تمامی حالت‌های گرفتگی).

Figure 11. Inlet Pressure in one-time step (All scenarios).



شکل ۱۲. تنش برشی دیواره در یک دوره زمانی (تمامی حالت‌های گرفتگی).

Figure 12. Wall shear in one-time step (All scenarios).

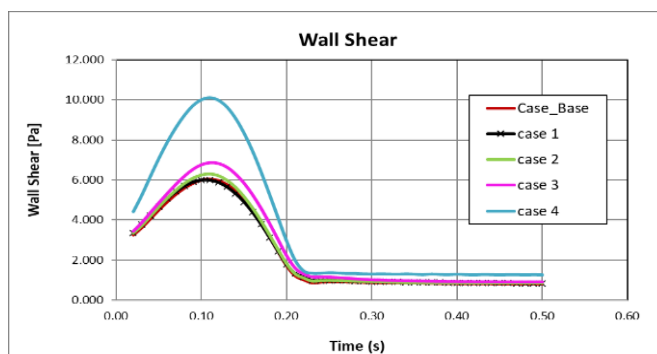
کدام از این مقالات مدل شبیه سازی شده دقیقاً با مدل در نظر گرفته شده در پژوهش حاضر شباهت ندارد و هندسه دقیق رگ مورد بررسی در دسترس نیست، بنابراین نتایج نه به صورت کمی بلکه به صورت کیفی مقایسه و ارزیابی خواهند شد. یکی از مقالاتی که بسیار نزدیک به پژوهش حاضر است مقاله شبیه سازی انتقال حرارت اثر شریان کاروتئید در بافت گردن است [۱۷]. در مرجع دیگری شبیه سازی دینامیک سیالات محاسباتی اثر پلاک در انسداد شریان آئورت می تواند ملاحظه شود [۱۸].

اولین شاخص حائز اهمیت، سرعت جریان در حالت گرفتگی است. در ادامه نتایج سرعت جریان از دو مقاله و نتیجه به دست آمده از این پژوهش مقایسه خواهند شد.

در شکل (۱۳) چنان که پیداست شار گرمایی ورودی به دیواره های رگ با افزایش گرفتگی کاهش می یابد. دلیل این امر این است که گرفتگی یک ناحیه از جریان با سرعت کم تر در اطراف خود ایجاد کرده که باعث کم تر شدن اختلاف دمای دیواره و سیال مجاور آن می شود. از این رو شار گرمایی با افزایش گرفتگی، کاهش می یابد. هم چنین افزایش گرفتگی سطح مؤثری از دیواره را که سیال می تواند با آن تبادل حرارتی انجام دهد کاهش می دهد.

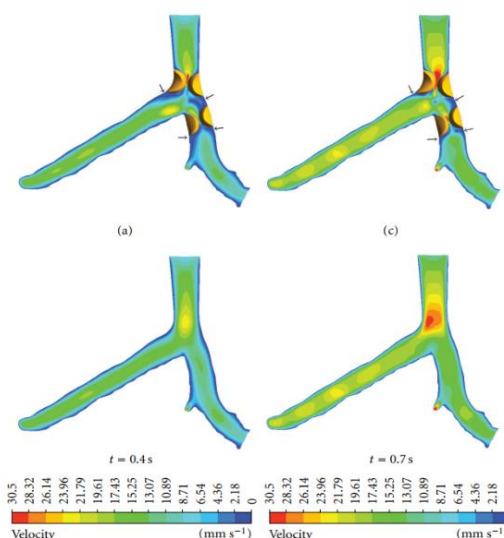
۴. صحت سنجی

در این بخش سعی بر این است که با مقایسه نتایج چندی از این مقالات، نتایج این پژوهش صحت گذاری شود. از آنجایی که در هر



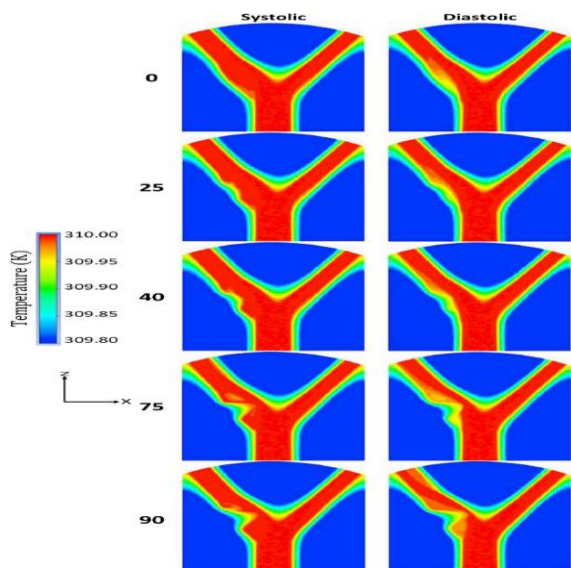
شکل ۱۳. گرمایی عبوری به دیواره در یک دوره زمانی (تمامی حالات گرفتگی).

Figure 13. Heat flow through wall in one-time step (All scenarios).



شکل ۱۴. کانتور سرعت مقاله [۱۸].

Figure 14. Velocity Contour [18].



شکل ۱۵. کانتور دمای مقاله [۱۷].

15. Temperature contour [17]. Figure

تا چه حدی بر دمای توده (بالک) سیال تأثیر خواهد گذاشت. در شرایطی که بدن در دمای کمتری از دمای مطلوب قرار می‌گیرد، بافت اطراف رگ شروع به سرد شدن می‌کند و در نتیجه دمای دیواره رگ افت می‌کند. این افت دما برای بدن خطرناک است و در صورت افزایش شدید، بدن دچار شوک حرارتی خواهد شد؛ بنابراین بررسی دمای جریان بسیار حائز اهمیت است.

در جدول (۴) پیداست که سرعت در خروجی ۱ در حالت ۴ نسبت به مدل مینا حدود ۴۹ درصد کاهش و در خروجی ۲ حدود ۷۵ درصد افزایش خواهد داشت. دبی جرمی در خروجی ۱ در حالت ۴ نسبت به مدل مینا حدود ۷۶ درصد کاهش و در خروجی ۲ حدود ۷۶ درصد افزایش خواهد داشت. فشار ورودی در حالت ۴ نسبت به مدل مینا ۱۵ درصد افزایش و تنش برشی حدود ۶۷ درصد افزایش خواهد داشت. شار گرمایی دیواره در حالت ۴ نسبت به مدل مینا حدود ۱۰ درصد کاهش را نشان می‌دهد و اختلاف دمای خروجی‌ها تقریباً ناچیز است.

به‌منظور توسعه این پژوهش تأمل در حوزه‌های زیر نیز قابل پیشنهاد است:

۱. در نظر گرفتن رگ به‌عنوان جسم قابل انعطاف بر اثر فشار داخلی: در طول شبیه‌سازی می‌توان با محاسبه فشار داخلی رگ، اندازه قطر داخلی رگ را به‌صورت شاخصی از فشار در گام‌های زمانی مختلف تغییر داد.

بررسی نتایج گرافیکی شاخص‌های دما و دینامیکی خون در رگ‌های دارای گرفتگی سایر مقالات، در شکل‌های (۱۴) و (۱۵) حاکی از تطابق و همخوانی قابل قبول با نتایج پژوهش حاضر است.

۵. نتیجه‌گیری و پیشنهادها

میزان گرفتگی در تعیین سرعت و دبی جریان خون بسیار مؤثر است. طبیعی است که میزان گرفتگی بیشتر به کاهش دبی جریان خون عبوری از رگ منتهی خواهد شد. همان‌طور که در نمودارها پیداست گرفتگی از دو جهت باعث زیان می‌شود:

۱. افزایش فشار پمپاژ که در حالت‌های بحرانی به پارگی رگ‌ها (به‌ویژه مویرگ‌ها و ارگان‌های حیاتی) می‌انجامد.

۲. کاهش دبی عبوری از راه رگ به بافت‌ها که می‌تواند آن‌ها را با خطر کمبود اکسیژن مواجه کند.

باید توجه داشت که تأثیرگذاری درمان تا حد قابل توجهی در نقاطی از رگ‌ها که احتمال گرفتگی در آن‌ها بالاست و کاندید دریافت داروها برای رفع انسداد هستند، به‌دلیل عبور درصد کمتری از جریان خون تحت تأثیر است.

در این پژوهش رفتار سیال از لحاظ ترمودینامیکی نیز بررسی و شاخص دمای خون و انتقال حرارت آن با دیواره رگ نیز بررسی شد؛ بدین معنی که اگر بافت در دمایی کمتر از دمای سیال قرار گیرد نحوه رفتار ترمودینامیک سیستم چگونه خواهد بود و این افت دما

دریافت دارو هستند.

۴. استفاده از مدل های دقیق تر برای مدل کردن سیر رسوب و تشکیل گرفتگی در دیواره رگ.

۲. استفاده از مدل های دیگر گرانروی

۳. تزریق دارو در ورودی رگ و بررسی اثر گرفتگی بر میزان تعامل آن و تأثیر آن در نواحی گرفتگی که کاندید اصلی

جدول ۴. مقایسه شاخصیک نتایج شبیه سازی.

Table 4. Parametric comparison of simulation results.

Parameter	Base Model (without Plaque)	Scenario4 (Plaque)	Changes (%)
(m/s) Velocity O ₁	0.7486	0.38	-49.2%
(m/s) Velocity O ₂	0.6829	1.88	175.3 %
(kg/s) Mass flow O ₁	0.0113	0.00275	-75.7%
(kg/s) Mass flow O ₂	0.00485	0.0134	176.3%
(Pa) Inlet pressure	13915	16005.5	15%
(Pa) Wall shear	6	10	66.7%
(w) Wall heat flow	-1885	-1700	-9.8%
(k) Temperature O ₁	310.07	309.49	-0.2%
(k) Temperature O ₂	310.24	310.217	0

مراجع

- Jafari Nasr, M. R., Hasanzadegan, M., "Modeling bioheat transfer in human brain's tissue using wolf equation", Third national conference and first international conference of Applied research in chemical sciences and chemical engineering, Third national conference and first international conference of Applied research in biology, Tehran, Malek Ashtar University, In persian, (2016)
- Yang, J., Shunjiang, N., Wenguo, W., "Modelling heat transfer and physiological responses of unclothed human body in hot environment by coupling CFD simulation with thermal model", International Journal of Thermal Sciences. Vol. 120, pp. 437-445, (2017).
- Ferreira, M. S., Yanagihara, J. I., "A transient three-dimensional heat transfer model of the human body", International Communications in heat and mass transfer. Vol. 36, pp. 718-724, (2009).
- Ahmad Rasdan, I., Norfadzilah, J., Makhtar, N. K., Md Zein, R., Abdul Rahman, I., Che Hassan, N., Mohamed, D., "Experimental investigations and computational thermal simulation on human thermal comfort during performing office tasks." In Journal of Physics: Conference Series, Vol. 1793, p.12076, IOP Publishing, (2021).
- Liang, Z., Kutz, M., "Heat transfer applications in biological systems", Biomedical engineering & design handbook1, pp. 2-33, (2009).
- Violeta, C., Pinho, D., Lima, R., Teixeira, J. C., Teixeira, S., "Blood flow modeling in coronary arteries: A review", Fluids 6, Vol 2, p. 53, (2021).
- Zhonghua, S., Xu, L., "Computational fluid dynamics in coronary artery disease", Computerized medical imaging and graphics 38, Vol. 8, pp. 651-663, (2014).
- Raaymakers, B. W., Crezee, J., Lagendijk, J. J. W., "Modelling individual temperature profiles from an isolated perfused bovine tongue." Physics in Medicine & Biology 45, Vol. 3, p. 765, (2000).
- Pennes, H., "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm." Journal of applied physiology 1, Vol. 2, pp. 93-122, (1948).
- Lemons, D. E., Chien, S., Crawshaw, L. I., Weinbaum, S., Jiji, L. M., "Significance of vessel size and type in vascular heat transfer." American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology 253, Vol. 1, pp. R128-R135, (1987).
- Blazek, J., Computational fluid dynamics: principles and applications. Butterworth-Heinemann, Third Edition, Butterworth-Heinemann, Oxford, United Kingdom, p. 126, (2015).

- [12] Salari, A., Sharifi, A., Niazmand, H., "Aging effects on atherosclerosis susceptible sites in Vertebrobasilar System: studying oscillatory shear index and averaged wall shear stress criteria", *Modares Mechanical Engineering* 16, Vol. 4 pp. 315-323, (2016).
- [13] Cutnell, J., Kenneth, J., *Physics*, Fourth Edition, John Wiley & Sons Inc. Publication, Houston, TX, U. S. A., p. 308, (1998).
- [14] Sinnott, Cleary, M., Prakash, P., "An investigation of pulsatile blood flow in a bifurcating artery using a grid-free method", *Fifth International Conference on CFD in the Process Industries CSIRO*, Melbourne, Australia, p. 24, (2006).
- [15] Zhang, X., "An integrated computational model of bioheat transfer in human cardiovascular system and thermoregulation", PhD diss., Chiba University, (2017).
- [16] Jafari Nasr, M. R., Gorji, S., "Bio-Heat Transfer Modeling and Simulation for Human Body Using CFD Analysis", M. Sc. Dissertation, Islamic Azad university of science and research, (2021).
- [17] Saxena, A., Ng, E. Y. K., Mathur, M., Manchanda, C., Amit Jajal, N., "Effect of carotid artery stenosis on neck skin tissue heat transfer", *International Journal of Thermal Sciences* 145, pp. 106010, (2019).
- [18] Chaichana, T., Zhonghua, S., Jewkes, J., "Computational fluid dynamics analysis of the effect of plaques in the left coronary artery", *Computational and mathematical methods in medicine*, p. 17, (2012).