



## تحلیل عددی اندرکنش سیال خون در رگ با دیواره‌ی انعطاف پذیر

ناصر کردانی<sup>۱\*</sup>، حسن خدایاری<sup>۲</sup>، رسول محمدی ابوخیلی<sup>۳</sup>

۱- دانشیار؛ دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

۲- کارشناسی ارشد؛ دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نور، نور، ایران.

۳- کارشناسی ارشد؛ دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

### چکیده

سکته‌ی قلبی و مغزی دلیل اصلی مرگومیر در دنیا محسوب می‌شوند. اغلب دلیل این مسئله پدیده‌ی گرفتگی رگ‌ها می‌باشد. گرفتگی یک باریک‌شدگی غیرعادی و نابهنجار در رگ یا سایر ارگان‌ها با ساختارهای لوله‌ای شکل در بدن است. هدف از این تحقیق تحلیل جریان درون رگ با اثرات گرفتگی می‌باشد. در این مطالعه، جریان ناپایا بوده و همچنین جریان قبل از ورود کاملاً توسعه‌یافته می‌باشد. بعد از تحلیل چند مدل مختلف، مدل کارو برای شبیه‌سازی سیال غیرنیوتنی خون در نظر گرفته شده است. مدل رگ برای اعتبارسنجی داده‌های شبیه‌سازی از روی مقاله‌ی معتبر انتخاب شده است و نتایج نشان‌دهنده‌ی صحت تقریبی مدل غیرنیوتنی مورد استفاده است. در ادامه‌ی پژوهش، مدل گرفتگی رگ با اندازه‌های مختلف گرفتگی تحلیل شده است. در حالتی که خروجی رگ دارای تنگ‌شدگی باشد، این افزایش سرعت بیشتر شده و تا ۱۲ درصد افزایش سرعت در ناحیه‌ی دوراهی مشاهده می‌شود. هرچند نرم‌افزار توانایی شبیه‌سازی پارگی را ندارد، اما قدرت آستانه‌ی تحمل فشار بافت دیواره نشان‌دهنده‌ی این مطلب است که تا ۵۰ درصد قطر گرفتگی قابل تحمل است. مقادیر فشار در رگ با گرفتگی ۸۰ درصد قطر داخلی و خروجی تنگ‌شده، نشان‌دهنده‌ی ناهم‌گونی فشار و سرعت با شدت زیاد در داخل رگ است که موجب می‌شود در نواحی نزدیک گرفتگی، مقادیر تنش برشی زیاد شود و جریان، دیواره‌ی رگ را تحت فشار قرار دهد.

### کلمات کلیدی

سیال غیرنیوتنی، مدل کارو، تحلیل عددی، انسیس، سیال خون

## Numerical Analysis of Blood Interaction in a Vessel with a Flexible Wall

Naser Kordani<sup>1\*</sup>, Hasan Khodayari<sup>2</sup>, Rasool Mohammadi Abokheili<sup>3</sup>

1- Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering & Technology, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

2- MSc, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering & Technology, Nour Islamic Azad University, Nour, Iran

3- MSc/Student, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering & Technology, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

### Abstract

Heart attack and stroke are the leading causes of death in the world. Often the main reason for this phenomenon is the clogging of arteries. Eclipse is tiny abnormal and abnormal vessels or other tubular structures in the body organs. This project aims is analyzing the flow in the artery-clogging effects. In the present study, unsteady flow and flow developed before is completely eroded. After parsing several different models, the Careau model is considered for the simulation of non-Newtonian fluid in the blood. Vessel model for validation of simulation data is selected from the valid article and the results show the approximate accuracy of the non-Newtonian model is used. The following research vessels of different sizes Eclipse model is analyzed. When the output is narrowing, the vessels have been strongly accelerating, and up to 12%, faster dilemma can be seen. However, the software cannot simulate tears. However, the power of the threshold of bearing pressure on the wall tissue suggests that up to 50 percent of the eclipse diameter is tolerable. Pressure values in the vessels by flooded 80 percent of the inner diameter with Eclipse reflect the diversity of pressure and speed with high intensity within the veins that causes in areas near Eclipse values of shear stress to increase the flow considerably, vessel wall under pressure.

### Keywords:

Non-Newtonian Fluid, CAREUA Model, Numerical Analysis, ANSYS, Blood

## ۱- مقدمه

گرفتگی یا باریک‌شدگی شریان خون با پیامدهای همودینامیک مختلفی از افت فشار مواجه خواهد بود که منجر به توسعه گرفتگی می‌شود. افت فشار به سرعت جریان و هندسه گرفتگی بستگی دارد، اما خواص سیال، مانند چگالی و چسبندگی ظاهری نسبتاً ثابت هستند. شریان‌های با گرفتگی متعدد، معلول رشد پلاک در بیماری آترواسکلروسیس هستند که ممکن است تحت شرایط فیزیولوژی خاصی فروپاشی رخ دهد [۳].

باریک‌شدگی عروق اغلب با صدای غیرمعمول جریان خون همراه است که از آشفتگی جریان در مجرای باریک‌شده نتیجه می‌شود و از این طریق می‌توان محل بروز گرفتگی را تشخیص داد. این صداها با استفاده از گوشی طبی قابل‌شنوایی هستند، اما تشخیص بیماری با بعضی از فرم‌های تصویرنگاری طبی (به مجموعه‌ی روش‌ها و تکنیک‌هایی اطلاق می‌شود که به تصویرنگاری از بدن انسان برای اهداف کلینیکی می‌پردازد.) امکان‌پذیر است. در نواحی باریک‌شده، جریان خون به سرعت‌های بالایی می‌رسد و این سرعت‌های بالا می‌توانند فشار ترنس‌مورال<sup>۱</sup> پایین یا منفی ایجاد کنند که منجر به فروپاشی داخل جریان خواهد شد [۳].

فروپاشی دیواره‌ی داخلی رگ فرآیندی است که تحت آن، خم‌شدگی شریان در فشار و تنش معینی قرار دارند و در این شرایط، فروپاشی دیواره‌ی داخلی رگ اتفاق می‌افتد؛ نتیجه‌ی تراکم حاصل از این فروپاشی، سرعت‌بخشیدن به فرآیند خستگی و گسیختگی خواهد بود. اگر جدایی پلاک در کروزر و شریان‌های مغزی رخ دهد، مستقیماً منجر به سکته‌ی قلبی و مغزی می‌شود.

گرفتگی یک باریک‌شدگی غیرعادی و نابهنجار در رگ یا سایر ارگان‌ها با ساختارهای لوله‌ای شکل در بدن است. گاهی اوقات تنگی هم نامیده می‌شود [۱ و ۲]. گرفتگی از منظر مکانیک سیالات [۳]، بیانگر وجود مانعی در سر راه جریان خون داخل رگ است. شاخه‌های عروقی در قسمت‌هایی که دینامیک سیال غیرمعمولی دارند، به عنوان محل‌های مستعد ابتلا به بیماری آترواسکلروسیس<sup>۱</sup> شناخته می‌شوند. مطالعات مکانیک سیالات نشان می‌دهد که آترواسکلروسیس در محل دوشاخگی‌ها که هندسه‌ی پیچیده‌ای دارند (در مناطق با عدد رینولدز بالا و تنش برشی کمتر از تنش برشی متوسط دیواره)، رخ می‌دهد. به‌طور کلی الگوی جریان پیچیده با تنش برشی غیریک‌نواخت و انحنای دیوار ارتباط دارد. به‌علاوه اختلال موضعی و نواحی سیرکولاسیون نقش مهمی در شروع و توسعه‌ی آترواسکلروسیس دارند. تصور می‌شود که پیچیدگی دینامیک جریان خون در پایین دست گرفتگی موجب توسعه‌ی بیشتر گرفتگی شده یا سبب آسیب‌پذیری پلاک برای شکست و پدیده‌ی ترومبوسیس<sup>۲</sup> خواهد شد. تقریباً به‌صورت عمومی این قضیه پذیرفته شده است که رگ‌های خونی‌ای که دارای انحنا یا دوشاخگی هستند، به‌دلیل پیچیدگی جریان در این نواحی، مستعد ایجاد گرفتگی هستند [۴]. این پیچیدگی‌های جریان سبب می‌شود هندسه‌هایی که دارای گرفتگی هستند، به‌دلیل طبیعت پالسی‌بودن جریان خون، مستعد تنش برشی‌های بالا، جدایش، سیرکولاسیون و جریان آشفته در دوره‌های زمانی خاصی باشند.

۱- Atherosclerosis

۲- Thrombosis

۳- Transmural

خون چندین برابر آب ویسکوزیته دارد و این امر دشواری عبور خون از رگ‌های کوچک را افزایش می‌دهد. هرچه نسبت درصد سلول‌ها (هماتوکریت) بیشتر باشد، اصطکاک بیشتری بین لایه‌های مجاور خون به وجود می‌آید و این اصطکاک است که میزان ویسکوزیته را تعیین می‌کند.

فاکتور دیگری که بر روی ویسکوزیته‌ی خون تأثیر می‌گذارد، غلظت و نوع پروتئین‌های موجود در پلاسماست، اما این اثر آنقدر ناچیز است که در بیشتر مطالعات همودینامیک برای آن‌ها اهمیتی قائل نمی‌شوند [۷].

در ادامه به مختصری از تاریخچه‌ی مطالعات صورت گرفته پرداخته می‌شود.

علیشاهی و همکاران در سال ۲۰۱۰ به صورت عددی به بررسی جریان خون در رگ پرداختند. آن‌ها از نرم‌افزار انسیس برای مدل‌سازی استفاده کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که فشار محاسبه‌شده برای رگ انعطاف‌پذیر ۱۵ درصد کمتر از رگ سخت است، همچنین اثر دیواره‌ی انعطاف‌پذیر بر جریان خون در رگ قابل توجه می‌باشد [۸].

طلوعی و همکاران در سال ۲۰۱۱ به بررسی جریان خون در رگ کاروتید پرداختند. آن‌ها برای شبیه‌سازی از نرم‌افزار انسیس استفاده کردند. شبیه‌سازی به صورت سه‌بعدی، خون به صورت سیال نیوتنی و غیرنیوتنی و رگ به دو صورت سخت و انعطاف‌پذیر در نظر گرفته شده بود. نتایج طلوعی و همکاران نشان می‌دهد که تنش برشی دیواره‌ی رگ تحت تأثیر مدل خون (نیوتنی یا غیرنیوتنی) است. همچنین تأثیر دیواره‌ی انعطاف‌پذیر بر تنش برشی دیواره غیرقابل چشم‌پوشی می‌باشد [۹].

فعالیت پلاک‌های خونی در مواردی، مانند رشد گرفتگی‌ها و به‌طور خاص، زمانی که ترومبوسیس رخ می‌دهد، مورد توجه بسیاری قرار می‌گیرند [۴]. وقتی پلاک‌ها به یکدیگر می‌چسبند، گرفتگی توسعه می‌یابد و زمانی که جریان به اندازه‌ی کافی تنگ و منقبض شد، آشفستگی ممکن است افزایش یابد و تنش برشی جریان و دیواره‌ها را بالا ببرد.

برای رگ‌های سالم، جریان خون معمولاً آرام ( $1000 < Re$ ) می‌باشد، اما در حضور گرفتگی، آشفستگی به اندازه‌ی کافی می‌تواند در طول سیکل قلبی تولید شود. مطالعات فراوانی وجود دارد که آشفستگی را در پایین دست گرفتگی در محیط طبیعی (بافت زنده) مشاهده کرده‌اند، به عنوان مثال، تحقیقات استین و همکارانش [۵] در سال ۱۹۷۶، آشفستگی را در جریان‌های کاروتید<sup>۱</sup> نشان می‌دهد. سایر مطالعات در محیط مصنوعی جریان‌ها را در حالت گذر به آشفته و مجدداً آرام شدن در جریان پالسی نشان می‌دهد؛ بنابراین پیش‌بینی جریان گذرا و آشفته در جریان‌های با رینولدز کم، وقتی که شبیه‌سازی در رگ‌های خونی همراه با گرفتگی انجام می‌شود، بسیار مهم است [۶].

خون مایعی متشکل از سلول‌ها و پلاسماست. بیش از ۹۹ درصد سلول‌ها را گلبول قرمز تشکیل می‌دهد. وزن مخصوص گلبول‌های قرمز حدود ۱٫۱ و دانسیته‌ی پلاسما ۱٫۰۳ می‌باشد. هرگاه پلاسما در یک ویسکومتر<sup>۲</sup> آزمایش شود، مانند یک سیال ویسکوز نیوتنی با ضریب ویسکوزیته‌ای حدود (cp) ۱/۲ رفتار می‌کند. ویسکوزیته‌ی خون با هماتوکریت<sup>۳</sup> (درصد حجم کلی خون اشغال شده به وسیله‌ی سلول‌ها) تغییر می‌کند [۶].

۱- Carotid

۲- Viscometer

۳- Hematocrit

عبدالخادر و همکاران در سال ۲۰۱۴ به شبیه‌سازی اندرکنش بین جریان خون رگ الاستیک کاروتید پرداختند. آن‌ها این شبیه‌سازی را به وسیله‌ی نرم‌افزار انسیس انجام دادند. این تحقیق به صورت سه‌بعدی انجام گرفت. در این تحقیق، تنش برشی، کانتورهای فشار و تغییر شکل دیواره‌ی رگ مورد بررسی قرار گرفت. نتایج آن‌ها نشان می‌دهد که با افزایش تغییرات ناگهانی جریان، سرعت و تنش برشی در ناحیه‌ی تنگ‌شدگی افزایش می‌یابد و همچنین بعد از تنگ‌شدگی، جدایی جریان باعث ایجاد جریان گردابی می‌شود [۱۳].

لیوون و همکاران در سال ۲۰۱۴ به صورت آزمایشگاهی به بررسی قطر رگ و سرعت گلبول‌های قرمز خون در رگ پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که انقباض رگ باعث تغییر زیاد در سرعت گلبول‌های قرمز خواهد شد [۱۴].

فیلهوپ و همکاران در سال ۲۰۱۵ به صورت آزمایشگاهی به بررسی اندرکنش بین سیال و جامد در یک رگ الاستیک با طول محدود پرداختند. آن‌ها به تجزیه و تحلیل تأثیر اندرکنش سیال و جامد بر ساختار کلی جریان و نوسان جریان آرام در اثر حرکت دیواره‌ی رگ به وسیله‌ی سرعت‌سنجی تصویری ذرات و اندازه‌گیری فشار پرداختند. دامنه‌ی تغییر شکل رگ بین ۰٫۵ تا ۰٫۶ درصد قطر رگ بود. نتایج نشان داد که تغییر شکل رگ باعث کاهش تنش برشی دیوار تا ۲۰ درصد در امتداد جریان می‌شود [۱۵].

دانگ و همکاران در سال ۲۰۱۳ به بررسی رابطه‌ی بین زاویه‌ی عروق کرونر و نیروی مکانیکی در محل دوشاخه‌شدن رگ پرداختند. آن‌ها این تحقیق را با استفاده از نرم‌افزار انسیس<sup>۱</sup> انجام دادند و زاویه‌ی عروق را بین ۷۵ تا ۱۲۰ درجه در نظر گرفتند. نتایج آن‌ها یک رابطه‌ی بین تنش محیطی و عروق کرونر چپ را نشان می‌دهد. همچنین آن‌ها دو فرض الاستیک و غیرالاستیک را برای رگ در نظر گرفتند [۱۰].

سئو در سال ۲۰۱۳ به بررسی جریان خون در رگ کاروتید انسان پرداخت و این بررسی را به وسیله‌ی نرم‌افزار انسیس انجام داد. او به بررسی تأثیر اندرکنش بین سیال و جامد بر ویژگی‌های جریان و تنش برشی دیوار پرداخت. سئو دو مدل جریان را بررسی کرد که در یکی اندرکنش بین جامد و سیال را در نظر گرفت و در دیگری در نظر نگرفت. نتایج نشان دادند که مقدار تنش برشی برای این دو مدل بین ۵ تا ۱۱ درصد تفاوت دارند [۱۱].

قناعت و همکاران در سال ۱۳۹۲ به بررسی عددی جریان دائم غیرنیوتنی خون در رگ همراه با بای‌پس<sup>۲</sup> در حضور میدان مغناطیسی پرداختند. آن‌ها خون را به صورت نیوتنی و غیرنیوتنی در نظر گرفتند. همچنین برای جریان غیرنیوتنی از مدل کراس<sup>۳</sup> و کارو<sup>۴</sup> استفاده کردند. آن‌ها از گرفتگی ۵۰ درصد و زاویه‌ی بای‌پس ۴۵ درجه استفاده کردند. نتایج نشان داد که بالاترین تنش برشی در ناحیه‌ی گرفتگی اتفاق می‌افتد و همچنین به وسیله‌ی میدان مغناطیسی می‌توان جریان خون را کنترل کرد [۱۲].

۱- Ansys

۲- Bypass

۳- Cross

۴- Carreau

با وجود اینکه تعداد کمی از مدل‌های تک‌فاز برای جریان گلبول‌های قرمز فرموله شده‌اند، اما مدل‌های دوفاز از نظر محاسباتی هزینه‌برتر از مدل‌های تک‌فاز می‌باشند [۱۹].

واسکوسلوز و همکاران در سال ۲۰۲۰ با شبیه‌سازی عددی جریان عبوری از یک استوانه که مشابه جریان خون در رگ می‌باشد، دریافتند که میانگین زمان محاسبه برای روش المان محدود ده برابر بیشتر از روش حجم محدود است. همچنین بررسی‌ها نشان داد، نتایج هر دو کد عددی تطابق خوبی را با نتایج تجربی دارد [۲۰].

ایتو و همکاران در سال ۲۰۲۱ با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی، تأثیر حضور استنت تغییردهنده‌ی جریان<sup>۵</sup> بر همودینامیک جریان خون را در هندسه‌ی اشکال مختلف سرخرگ و مکان‌های مختلف آنوریسم بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که علی‌رغم مورفولوژی عروقی، استنت تغییردهنده‌ی جریان به‌طور قابل‌توجهی پارامترهای جریان، مانند شدت جریان و جهت آن در داخل آنوریسم را تغییر می‌دهد [۲۱].

هدف از مقاله‌ی حاضر تحلیل جریان درون رگ با سیال غیرنیوتنی خون است. در مطالعه‌ی حاضر، جریان ناپایا بوده و قبل از ورود کاملاً توسعه‌یافته است. مدل کارو برای شبیه‌سازی سیال غیرنیوتنی خون در نظر گرفته شده است. همچنین مقادیر سرعت و فشار همانند واقعیت موجود و با ضربان داده شده است.

نعمتی و همکاران در سال ۲۰۱۷ در یک کانال دوبعدی اثر تجمع نانوذرات بر تغییر سرعت و انحراف جریان خون را بررسی کردند و عدد بی‌بعد نیروی مغناطیسی که نسبت نیروی مغناطیسی به نیروی لختی و عدد رانش مغناطیسی که نسبت سرعت نسبی ذرات به سرعت جریان خون بود را معرفی کردند. نتایج نشان می‌داد که افزایش این دو عدد رابطه‌ی مستقیم با افزایش تجمع نانوذرات در دیواره‌ی بالایی کانال و سرعت خون دارند [۱۶].

بوتی و همکاران در سال ۲۰۱۸ عملکرد دو حل‌کننده‌ی CFD، یکی مبتنی بر روش المان محدود<sup>۱</sup> و دیگری مبتنی بر روش حجم محدود<sup>۲</sup> برای مدل‌سازی همودینامیک خون یک بیمار خاص از آنوریسم<sup>۳</sup> داخل‌جمجمه‌ای را مقایسه کردند. آن‌ها دریافتند که در تحلیل‌های مرتبه‌ی بالا، مدل المان محدود دقت بهتری را در هر درجه‌ی آزادی ارائه می‌دهد، اما در هر ورودی غیرصفر ژاکوبین<sup>۴</sup> نسبت به مدل حجم محدود دقت کمتری دارد [۱۷].

در سال ۲۰۱۹، حسن‌زاده و همکاران حرکت و تغییر شکل سلول‌های قرمز خون سالم و بیمار در یک رگ با و بدون تنگی برای جریان داخلی غیرقابل‌فشار و چسبناک را با استفاده از روش ترکیبی بولتزمن شبیه‌سازی کرده‌اند [۱۸].

چائو و همکاران در سال ۲۰۱۹، تحلیل عددی خون به عنوان یک سیال غیرنیوتنی را با استفاده از مدل‌سازی دوفازی انجام دادند. در این روش، گلبول‌های قرمز و پلاسما به عنوان فازهای جداگانه در نظر گرفته می‌شوند و معادلات جرم و تکانه برای هر فاز حل می‌شود تا هماتوکریت یا توزیع پلاسما به دست آید. آن‌ها نشان دادند

۱- Finite Element Method

۲- Finite Volume Method

۳- Aneurysm

۴- Jacobian

۵- Flow Diverter Stent

با پدیده‌ی جدایش و گرادیان‌های فشار معکوس لازم شد. برای مدت‌ها، مدل‌های آشفتگی از محاسبه‌ی این جریان‌ها ناتوان بودند. مدل K-ε قادر به ثبت دقیق رفتار لایه‌ی مرزی آشفتگی مجاور دیواره نیست [۲۲].

مدل k-ω دقت بیشتری نسبت به مدل K-ε در لایه‌های نزدیک دیواره دارد و در نتیجه برای جریان‌های با گرادیان فشار معکوس مناسب‌تر است، اما برای جریان‌های با فشار القایی در هنگام جدایش مناسب نیست، اگرچه کارایی بالایی در ناحیه‌ی نزدیک دیواره دارد. به علاوه، معادلات ω حساسیت بالایی در جریان‌های آزاد بیرون لایه‌ی مرزی دارند. این حساسیت در جریان‌های آزاد در مدل‌سازی آشفتگی از جایگزینی معادلات ω به جای معادلات ε استاندارد به طور گسترده جلوگیری می‌کند. این موضوع زمینه‌ساز توسعه‌ی مدل SST k-ω شده است [۲۲].

این مدل در سال ۱۹۹۴ در مدل لزجت ادی<sup>۱</sup> شامل دو نوآوری ارائه شد [۲۲]:

- ۱- ترکیبی از مدل k-ω (در لایه‌ی داخلی لایه‌ی مرزی) و مدل k-ε (در ناحیه‌ی دورتر و بیرون لایه‌ی مرزی)
- ۲- مطرح شدن تنش برشی محدود در ناحیه‌ی گرادیان فشار معکوس

### ۲-۳-۱- معادلات مدل آشفتگی SST k-ω

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_i} \left( \Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + G_k Y_k + S_k \quad (4)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \omega) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \omega u_i) = \frac{\partial}{\partial x_i} \left( \Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) + G_\omega - Y_\omega + D_\omega + S_\omega \quad (5)$$

در این معادلات، Gk بیانگر تولید انرژی جنبشی به دلیل تغییرات گرادیان‌های سرعت و Gω بیانگر تولید ω است.

## ۲- معادلات حاکم

در این بخش، به بررسی معادلات حاکم بر جریان و انواع شرایط مرزی حاکم پرداخته می‌شود. معادلات حاکم بر مسئله به دو بخش تقسیم می‌شوند. بخش اول معادلات مربوط به سیال است که شامل معادلات بقا، مومنتوم و آشفتگی می‌شود. بخش دیگر معادلات حاکم بر دیواره‌ی جامد است که در اندرکنش با سیال می‌باشد.

برای شبیه‌سازی، نرم‌افزار انسیس انتخاب شده است. معادلات حل شده در نرم‌افزار شامل معادلات بقای جرم و مومنتوم هستند.

### ۲-۱- معادله‌ی بقای جرم

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{V}) = 0 \quad (1)$$

### ۲-۲- معادله‌ی بقای مومنتوم

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{V}) + \nabla \cdot (\rho \vec{V} \vec{V}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\bar{\tau}) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (2)$$

در این معادله، p فشار استاتیکی، تانسور تنش که در معادله‌ی ۳ تعریف شده است،  $\rho \vec{g}$  نیروهای گرانشی و  $\vec{F}$  نیروهای خارجی است که در این مسئله صفر است. تانسور تنش عبارت است از:

$$\bar{\tau} = \mu [(\nabla \vec{V} + \nabla \vec{V}^T) - \frac{2}{3} \nabla \vec{V} I] \quad (3)$$

که در آن μ لزجت مولکولی و I تانسور همانی است.

### ۲-۳- مدل آشفتگی SST k-ω

نقطه‌ی شروع توسعه‌ی مدل آشفتگی انتقال تنش برشی زمانی بود که نیاز به محاسبات دقیق جریان‌های همراه

رینولدز بالا، مقادیر  $\alpha^*$  و  $\alpha_\infty^*$  برابر با یک است. توابع ترکیبی  $F_1$  و  $F_2$  در زیر آمده‌اند:

$$F_1 = \tanh \Phi_1^4 \quad (14)$$

$$\Phi_1 = \min[\max(\frac{\sqrt{k}}{0.09\omega y}, \frac{500\mu}{\rho y^2 \omega}), \frac{4\rho k}{\sigma_{\omega,2} D_{\omega}^+ y^2}] \quad (15)$$

$$D_{\omega}^+ = \max[2\rho \frac{1}{\sigma_{\omega,2}} \frac{1}{\omega} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \frac{\partial k}{\partial x_j}, 10^{-20}] \quad (16)$$

$$F_2 = \tanh \Phi_2^2 \quad (17)$$

$$\Phi_2 = \max[2 \frac{\sqrt{k}}{0.09\omega y}, \frac{500\mu}{\rho y^2 \omega}] \quad (18)$$

$y$  فاصله تا سطح بعدی و  $D_{\omega}^+$  بخش مثبت معادله‌ی تقاطع انتشار است [۲۳].

### ۲-۴- فاز جامد

مختصات جامد توسط یک دستگاه مختصات لاگرانژی بیان شده که در آن، ذرات توسط دستگاه مختصات متحرک دنبال می‌شوند. در حالت کلی، معادله‌ی مومنتم الاستودینامیک جامد را می‌توان به شکل رابطه‌ی زیر بیان کرد:

$$\nabla \cdot \tau_s + f_s^B = \rho_s d_s \quad (19)$$

که  $sp$  چگالی دیواره‌ی شریان،  $s\tau$  تانسور تنش جامد،  $fsB$  نیروهای حجمی بر واحد حجم و  $ds$  شتاب محلی جامد است. تاکنون تلاش‌های فراوانی برای مشخص کردن رفتار ماده‌ی دیواره انجام پذیرفته است. مطالعات بسیاری از رفتار دیواره بر اساس الاستیسیته‌ی خطی گزارش شده که این مطالعات شامل مدل‌سازی با یک سفتی یکسان یا با سفتی‌های متفاوت بوده است. همچنین آزمایش‌ها رفتار ماده‌ی دیواره را به دو صورت الاستیک ایزوتروپیک

$\Gamma_{\omega}$  و  $\Gamma_k$  به ترتیب نماینده‌ی انتشار مؤثر  $k$  و  $\omega$  هستند.  $\omega$  و  $Y_k$  نیز اتلافات  $k$  و  $\omega$  به دلیل وجود آشفتگی هستند.

### ۲-۳-۲- مدل‌سازی ضرایب پخش مؤثر

ضرایب پخش مؤثر در مدل  $K-\omega$  به صورت زیر هستند [۲۳]:

$$\Gamma_k = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \quad (6)$$

$$\Gamma_{\omega} = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_{\omega}} \quad (7)$$

که  $\sigma_k$  و  $\sigma_{\omega}$  اعداد پرانتل آشفتگی برای  $k$  و  $\omega$  هستند. لزجت آشفتگی،  $\mu_t$  به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$\mu_t = \frac{\rho k}{\omega} \frac{1}{\max[\frac{1}{\alpha^*}, \frac{\Omega F_2}{\alpha_1 \omega}]} \quad (8)$$

$$\Omega = \sqrt{2\Omega_{ij}\Omega_{ij}} \quad (9)$$

$$\sigma_k = \frac{1}{\frac{F_1}{\sigma_{k,1}} + \frac{(1-F_1)}{\sigma_{k,2}}} \quad (10)$$

$$\sigma_{\omega} = \frac{1}{\frac{F_1}{\sigma_{\omega,1}} + \frac{(1-F_1)}{\sigma_{\omega,2}}} \quad (11)$$

$\Omega_{ij}$  نرخ متوسط تانسور چرخش و ضریب  $\alpha^*$  میراکننده‌ی لزجت آشفتگی و موجب اصلاح آن در اعداد رینولدز پایین می‌شود.

$$\alpha^* = (\frac{\alpha_0^* + \frac{Re_t}{R_k}}{1 + \frac{Re_t}{R_k}}), Re_t = \frac{\rho k}{\mu \omega} \quad (12)$$

$$R_k = 6, \alpha_0^* = \frac{\beta_i}{3}, \beta_i = 0.072 \quad (13)$$

این نکته قابل ذکر است که در مدل  $K-\omega$  مخصوص اعداد

بازشدن دریچه‌ی الاستیک در اثر نیروی ستون سیال پشت آن استفاده می‌شود که در مقایسه با نتایج تجربی، توانایی این روش در حل مسائل سیال و سازه را به اثبات رساند [۲۴].

روش جستجوگر نسبت به حل تحلیلی برای بیشینه‌ی سرعت در خط مرکزی جریان در لحظات مختلف نشان می‌دهد که جواب‌های به دست آمده‌ی این روش منطبق بر جواب‌های تحلیلی است. نتایج این روش به نتایج حاصل از نرم‌افزار فلونت نزدیک‌تر است [۲۵].

ضربان به صورت پالسی انتخاب شده است و چون نرم‌افزار فلونت قادر به تعریف این نوع ضربان نیست، کدهای تعریف شده توسط کاربر برای سیستم به صورت جداگانه تعریف می‌شود. هندسه‌ی رگ که شامل یک دوراهی با قطر خروجی ۲ برابر قطر ورودی می‌باشد، ترسیم شده و در ناحیه‌ی قبل از دوراهی گرفتگی با درصد‌های مختلف مورد آزمایش و مقایسه قرار می‌گیرد. برای ایجاد تنش بیشتر در رگ و پیچیده‌تر کردن مسئله، قطر یکی از خروجی‌ها به نصف کاهش پیدا کرده و نتایج حاصل با یکدیگر مقایسه می‌شود. این پیچیدگی ما را قادر می‌سازد تا مسائل مشابه را حل و اطلاعات خروجی را آنالیز کنیم. مدل‌های مختلف برای تعریف سیال خون در نرم‌افزار موجود است. مدل‌های انتخاب شده شامل سه مدل کارو، پاورلاو غیرنیوتونی<sup>۱</sup> و پاورلاو نیوتونی<sup>۲</sup> هستند و مدل کارو در مقایسه با حل تحلیلی کم‌ترین خطا را دارد.

تحلیل عددی با استفاده از یک کد تجاری انسیس که نرم‌افزاری جهت تحلیل می‌باشد، انجام گرفته است. برای شبیه‌سازی، ابتدا مدل مورد نظر در نرم‌افزار کتیا<sup>۳</sup> ترسیم و سپس در نرم‌افزار گمبیت<sup>۴</sup> شبکه‌بندی می‌شود. در

غیرخطی (هایپرالاستیک) و غیرایزوتروپیک گزارش داده‌اند. در مطالعه‌ی حاضر می‌توان از دو مدل ایزوتروپیک و غیرایزوتروپیک برای مدل‌سازی رفتار ماده‌ی دیواره استفاده کرد. مدل ماده‌ی مونی - ریولین که یک پاسخ ایزوتروپیک غیرخطی و هایپرالاستیک را برای توابع چگالی انرژی کرنشی ارائه می‌دهد، برای دیواره در معادله‌ی زیر ارائه شده است:

$$\psi_1 = \alpha(I_1 - 3) + \gamma(I_1 - 3)^2 \quad (20)$$

که در آن  $\Psi$  چگالی انرژی کرنشی،  $I_1$  اولین متغیر از سمت چپ تانسور کوچی - گرینو مقادیر  $\alpha$  و  $\gamma$  بر مبنای اطلاعات تجربی انتخاب شده‌اند.

### ۳- تحلیل و بررسی نتایج

مدل‌های زیادی برای شبیه‌سازی سیال خون غیرنیوتونی در رگ ارائه شده‌اند، ولی هیچ‌یک نتوانسته‌اند تا رفتار الاستیک دیواره‌ی رگ در اثر فشار پالسی خون را همانند نمونه‌ی واقعی تحلیل نمایند تا میزان انحراف به حداقل برسد؛ این مسئله یکی از دلایل عدم موفقیت محققان نسبت به سایر مدل‌ها شده است. شبیه‌سازی کامپیوتری قادر به حل پیچیده‌ترین مسائل علوم مهندسی می‌باشد؛ از این رو در این گونه مسائل، از تمامی الگوریتم‌های مورد نیاز، طبق نمونه‌ی واقعی رگ شبیه‌سازی صورت می‌گیرد.

روش هیدرودینامیکی ذرات همواره به عنوان یک روش لاگرانژی بدون مش برای شبیه‌سازی اثر متقابل سیال و سازه توسعه یافته است. این الگوریتم با شبیه‌سازی دوبعدی جریان خون در یچه‌ی نوینی را در برابر کاربرد روش SPH می‌گشاید. از این روش برای شبیه‌سازی

۱- Non-newtonian power law

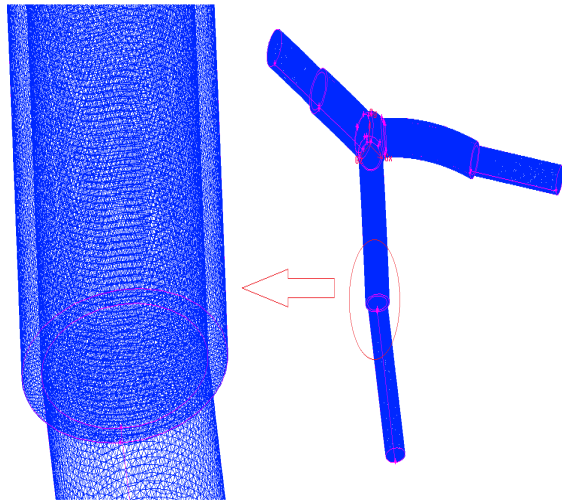
۲- Newtonian power law

۳- Catia

۴- Gambit



شکل ۲، نمایی از شبکه‌ی تولیدشده قابل مشاهده است.



شکل ۲: نمایی از شبکه‌ی تولیدشده

### ۳-۳- شرایط مرزی حل عددی

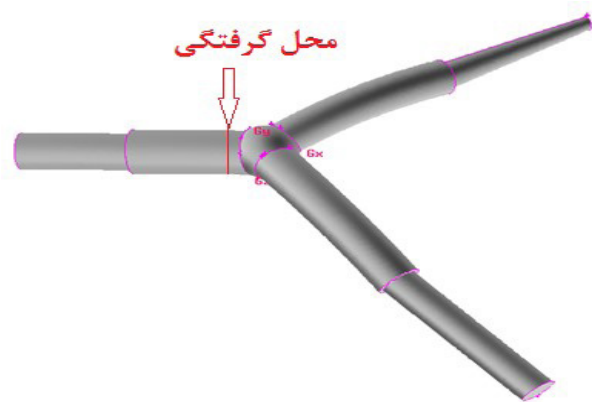
برای تحلیل عددی در نرم‌افزار فلوئنت، نیاز به دادن شرایط مرزی است. شرط مرزی بدنه بدون لغزش فرض شده است. برای مدل‌سازی جریان ورودی، از مقادیر دبی جرمی داده‌شده در مرجع استفاده شده است. برای دو خروجی رگ نیز از شرط مرزی فشار خروجی استفاده شده است. از آنجاکه حل به صورت ناپایاست، برای دادن شرایط مرزی ورودی و خروجی از کد کاربر<sup>۱</sup> استفاده شده است. در شکل ۳، نمایی از هندسه‌ی مورد نظر به همراه شرایط مرزی و در شکل ۴، مقادیر داده‌شده توسط مرجع قابل مشاهده است [۱۰].

مرحله‌ی بعد این شبکه به نرم‌افزار انسیس وارد شده و پس از دادن مقادیر شرایط مرزی و تعیین روش حل تحلیل می‌شود. شبیه‌سازی با استفاده از نرم‌افزارهای شبیه‌ساز مراحل خاصی دارد که می‌بایست یک‌به‌یک اجرا شود تا در نهایت نتایج مورد نظر حاصل شود. این مراحل به ترتیب عبارتند از:

- ۱- تولید هندسه‌ی مورد نظر
- ۲- شبکه‌بندی
- ۳- اعمال شرایط مرزی یا اولیه
- ۴- حل با استفاده از روش‌های عددی موجود

### ۳-۱- تولید هندسه

هندسه‌ی مورد نظر در نرم‌افزار طراحی ترسیم شده است. شکل ۱ هندسه‌ی ترسیم‌شده را نشان می‌دهد.



شکل ۱: هندسه‌ی رگ و محل گرفتگی

### ۳-۲- شبکه‌ی محاسباتی

برای ایجاد شبکه، از نرم‌افزار گمبیت استفاده شده است. این نرم‌افزار توانایی ایجاد شبکه‌ی بی‌سازمان و سازمان‌یافته را دارد. تعداد شبکه‌ی تولیدشده ۵۲۴۰۰۰ المان است. برای تعیین درست تعداد المان، استقلال از شبکه مورد بررسی قرار گرفته و هم‌گرایی برقرار شد. در

۱- User-defined function

این شبکه ممکن است به دلیل کیفیت پایین به حل‌های عددی با دقت ناکافی منجر شود. نرم‌افزار گمبیت امکاناتی را برای چنین ارزیابی‌هایی در خود فراهم آورده است. ابزارهایی که در این نرم‌افزار قرار گرفته‌اند، به گونه‌ای هستند که ارزیابی‌های مربوط به صحت و همچنین کیفیت شبکه را همزمان با یکدیگر انجام می‌دهند.

بعد از ایجاد شبکه بر روی سطح ممکن است در هنگام ایجاد شبکه‌بندی حجمی، با عبارت المان‌های معکوس<sup>۱</sup> روبرو شویم. این نوع شبکه دچار مشکل است و هنگام بررسی شبکه در فلوئنت، شبکه رد می‌شود. سلول معکوس به معنای هم‌پوشانی چند سلول باهم است که برای رفع این مشکل باید تعداد و محل سلول‌ها تغییر کنند.

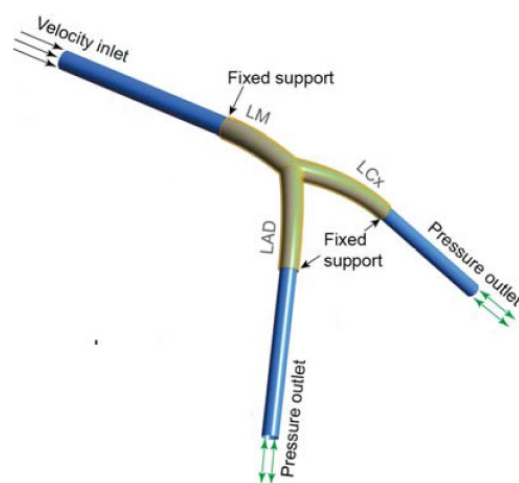
### ۳-۵- تعریف ماده

برای تعریف ماده‌ی مورد نظر، از آنجا که خون سیال غیرنیوتنی است، خواص مورد نظر به شرح زیر به نرم‌افزار داده شده است. چگالی ۱۰۶۰ و لزجت از مدل مورد نظر انتخاب شده است.

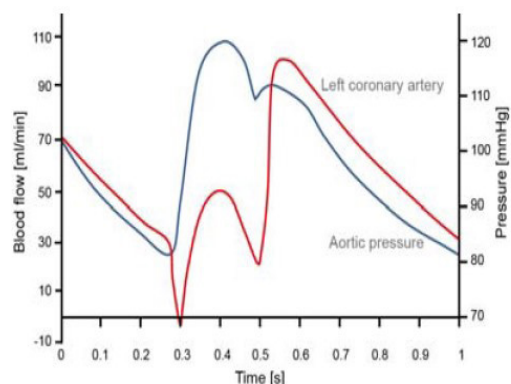
### ۳-۶- انحراف

انحراف اولین معیار برای بررسی کیفیت شبکه است. انحراف میزان ایده‌آل بودن شبکه (متساوی‌الاضلاع یا متساوی‌الزاویه) بر روی سلول یا صفحه را مشخص می‌کند. المان‌های با انحراف بالای ۰/۹ برای حل مناسب نیستند.

صفحات و سلول‌های با انحراف بالا برای حل قابل قبول نیستند، زیرا در روند حل، تمامی سلول‌ها متساوی‌الاضلاع فرض می‌شوند. در دو بعد، بیشترین میزان انحراف باید



شکل ۳: نمای هندسه‌ی ترسیم‌شده به همراه شرایط مرزی



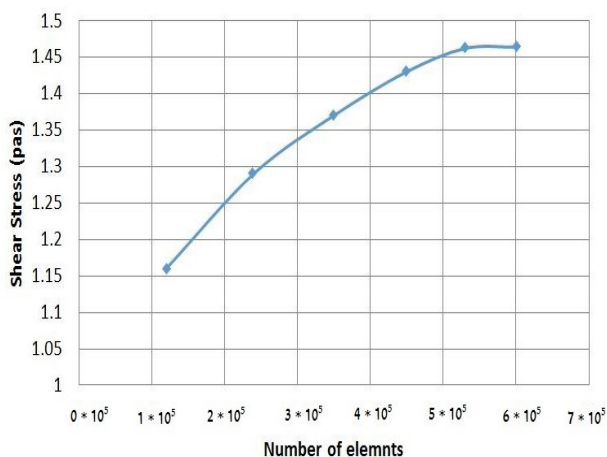
شکل ۴: مقادیر ورودی و خروجی جریان خون بر حسب زمان

در ادامه، پس از فراخوانی هندسه در محیط انسیس، کدهای کاربر نوشته‌شده اضافه می‌شوند.

### ۳-۴- ارزیابی کیفیت شبکه

پس از شبکه‌بندی میدان حل می‌توان از این شبکه‌ی ایجادشده برای تحلیل‌های عددی استفاده کرد. در مورد شبکه لازم است دو مورد «صحت» و «کیفیت» مطالعه شود. صحت به معنای این است که در شبکه، حفره و یا هم‌پوشانی وجود نداشته باشد. کیفیت به معنای این است که شکل سلول‌ها و اندازه‌ی نسبی آن‌ها مناسب باشد.

۱- Inverted element



شکل ۵: نمودار تنش برشی بر حسب تعداد المان

### ۳-۸- رفتار نزدیک دیواره

یکی از ویژگی‌های اصلی مدل‌های آشفتگی دقت و تطابق با واقعیت در لایه‌های نزدیک دیواره می‌باشد. به همین دلیل، نتایج حل به‌طور حساسی به دقت شبکه در نزدیک دیواره بستگی دارند. برای همین منظور، پارامتری به نام  $y^+$  برای سنجش اندازه‌ی لایه‌های نزدیک به دیواره تعریف گردیده است. قانون لگاریتمی که برای معادلات لایه مرزی و جریان‌های توسعه‌یافته معتبر است، حد بالا و پایینی را برای فاصله‌ی قابل قبول بین مرکز سلول‌ها و دیواره برای سلول‌های مجاور دیواره تعریف می‌کند. این فاصله معمولاً نسبت به واحد دیوار تعریف می‌گردد:

$$y^+ \approx (\rho \mu - t y) \mu \quad (21)$$

برای توابع دیواره‌ی استاندارد یا نامتوازن، هر سلول که در نزدیک دیواره است، بر طبق قانون لگاریتمی باید در محدوده‌ی  $30 < y^+ < 300$  باشد.  $y^+$  نزدیک به حد پایین حدود (۳۰) برای حل بهتر می‌باشد. برای محاسبه‌ی دقیق‌تر لزجت زیر لایه‌ها،  $y^+ \approx 1$  بسیار مناسب می‌باشد و مقادیر  $y^+ < 5$  نیز قابل قبول است.

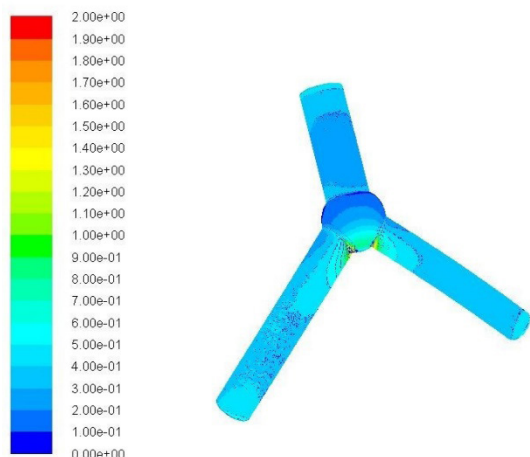
زیر ۰/۵ و میانگین انحراف سلول‌ها ۰/۱ باشد.

در سه بعد، اما به دلیل پیچیدگی هندسه در سه بعد، تعدادی المان ضعیف و متوسط نیز وجود خواهد داشت، اما المان بد نباید وجود داشته باشد. بیشترین انحراف باید زیر ۰/۹ و میانگین انحراف سلول‌ها زیر ۰/۴ باشد.

نسبت صفحه<sup>۱</sup> برای یک صفحه یا سلول، نسبت بلندترین خط به کوتاه‌ترین خط است. تعریف نسبت صفحه برای هر نوع المان متفاوت است. برای صفحه یا سلول متساوی‌الاضلاع نسبت صفحه ۱ است. برای صفحه یا سلول نامنظم بسته به میزان کشیدگی، نسبت صفحه بالاتر از ۱ است. برای صفحات با شبکه‌ی مثلثی و چهارضلعی و شبکه‌های هرمی با اضلاع انحراف، نسبت صفحه نیز بهتر می‌شود. برای سلول‌های منشوری (مستطیلی در دوبعدی)، چک کردن نسبت صفحه مهم است و مناسب بودن انحراف دلیل خوب بودن نسبت صفحه نیست. برای سلول‌های منشوری و همچنین سلول‌های هرمی با صفحات مستطیلی، مقادیر نسبت صفحه باید زیر ۸ باشند. بدترین نسبت صفحه برای کانال مورد نظر ۲/۰۲ می‌باشد که میزان مناسبی است.

### ۳-۷- استقلال از شبکه

برای اینکه حل مساله مستقل از تعداد المان‌های شبکه باشد، تاثیر این پارامتر مورد تحقیق قرار گرفته است. بدین ترتیب که پارامتر تنش برشی در مقطعی در نزدیک دیواره، در شبکه‌هایی با تعداد المان مختلف مورد بررسی قرار گرفته است. همانطور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود تعداد المان بیشتر از پانصد هزار در داخل هندسه، استقلال شبکه را نشان می‌دهد.



شکل ۶: مقادیر تنش برشی روی دیواره‌ی داخلی

در جدول ۱، مقادیر تنش برشی برای شبیه‌سازی انجام شده و مقاله‌ی مورد اعتبارسنجی آورده شده است. همان‌طور که قابل مشاهده است، بازه‌ی خطاها از حدود ۷ تا ۱۳ درصد و میانگین خطاها حدود ۱۰ درصد می‌باشد که این مقدار خطا قابل قبول است.

جدول ۱: مقادیر تنش برشی روی دیواره‌ی داخلی برای اعتبارسنجی

X/C (Time (s	Shear Stress(pas) [۱۰].Ref	Shear Stress(pas) CFD	(%)Error
۰	۰,۱۲	۰,۱۱۲	٪۷
۰,۲	۰,۱۸	۰,۱۶۱	٪۱۱
۰,۴	۰,۲۶	۰,۲۸۷	٪۱۰
۰,۶	۰,۳۸	۰,۳۵۱	٪۸
۰,۸	۰,۲۴	۰,۲۱۲	٪۱۲
۱	۰,۱۳	۰,۱۴۷	٪۱۳

در شکل ۷ نیز نمودار این مقادیر برای مقایسه‌ی بهتر آورده شده است.

### ۳-۹- اندرکنش سازه و سیال

برای تحلیل اندرکنش سازه‌ی سیال، از روش شبکه‌ی دینامیکی<sup>۱</sup> در نرم‌افزار انسیس استفاده می‌شود. در این روش، با استفاده از روش دیفیوژن یا نفوذ، اثر سیال بر روی دیواره و تغییرات آن به دست می‌آید. مقادیر ورودی داده شده در روش شبکه‌ی دینامیکی نشان داده شده است.

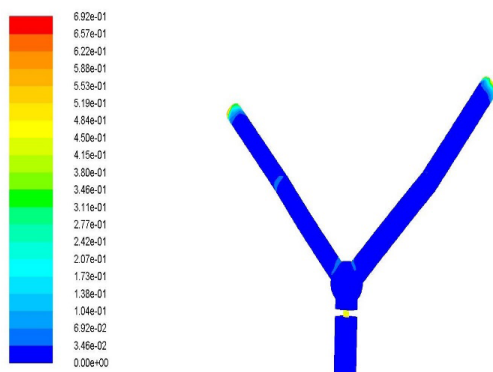
### ۳-۱۰- مدل شبکه‌ی دینامیکی

نرم‌افزار فلونتت توانایی حل مدل جریان‌های شامل سلول‌های متحرک را داراست. بسته به نوع پیچیدگی حرکت و فیزیک، جریان یکی از مدل‌های حرکت شبکه برای مدل‌سازی می‌تواند مناسب باشد. یکی از رایج‌ترین مدل‌ها در فلونتت برای شبیه‌سازی جریان‌ها که دارای شبکه‌ی متحرک و متغیر هستند، مدل شبکه‌ی دینامیکی است.

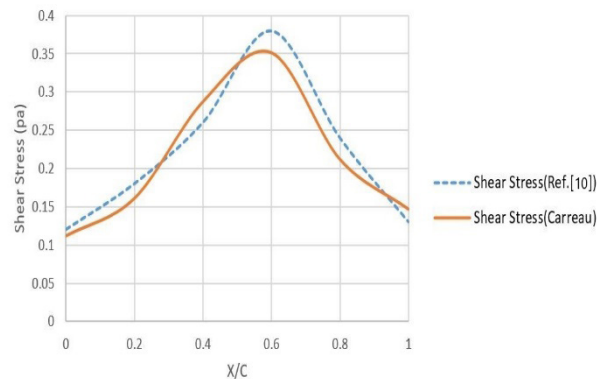
برای استفاده از مدل شبکه‌ی دینامیکی نیاز به شروع با یک حجم شبکه و توصیف هر ناحیه‌ی متحرک در مدل را داریم. فلونتت قادر به توصیف حرکت تحت پروفیل مرزی بر اساس توابع توصیف شده توسط کاربر است. به‌روز کردن حجم شبکه به‌صورت خودکار توسط نرم‌افزار در هر بازه‌ی زمانی بر اساس موقعیت جدید مرزها انجام می‌شود.

### ۳-۱۱- اعتبارسنجی

برای بررسی صحت نتایج حاصل، به مقایسه‌ی تحلیل حاضر با مقاله مرجع مورد بررسی پرداخته‌ایم [۱۰]. شکل ۶، مقادیر توزیع تنش برشی بر روی دیواره‌ی داخلی را نشان می‌دهد.



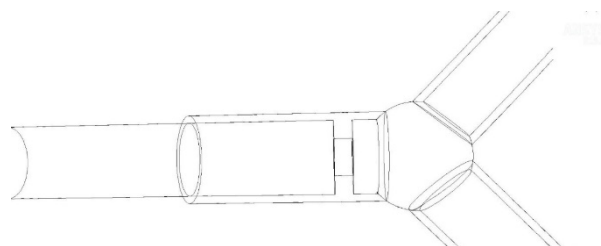
شکل ۹: مقادیر تنش برشی روی دیواره‌ی هندسه‌ی رگ با گرفتگی ۸۰ درصد



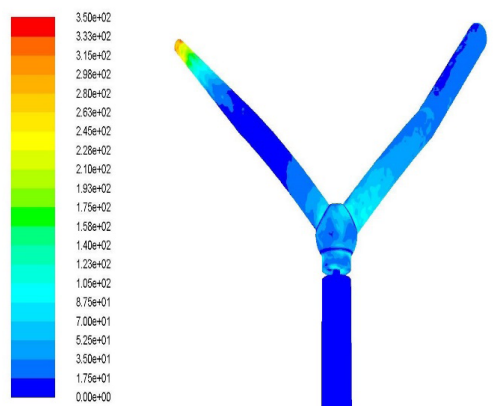
شکل ۷: نمودار تنش برشی روی دیواره‌ی داخلی برای اعتبارسنجی

### ۳-۱۲- شبیه‌سازی گرفتگی رگ

در شکل ۸، هندسه‌ی تولیدشده برای حالت گرفتگی نصف قطر رگ آورده شده است. در این شبیه‌سازی، شکل گرفتگی به صورت دایره‌ای فرض شده است.



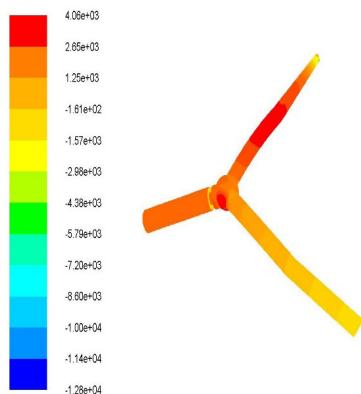
شکل ۸: هندسه‌ی رگ با گرفتگی ۵۰ درصد قطر رگ



شکل ۱۰: مقادیر تنش برشی روی دیواره‌ی هندسه‌ی رگ با تنگ‌شدگی خروجی

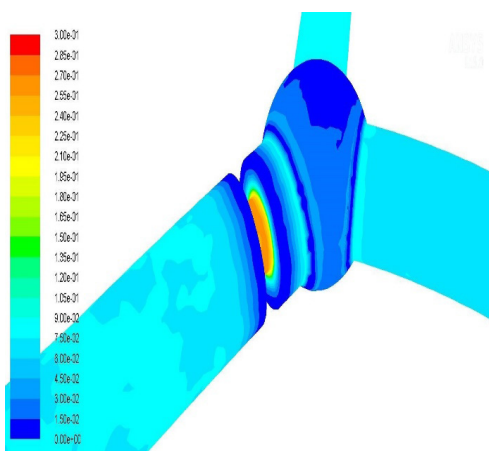
در شکل ۱۱، مقادیر تنش برشی روی دیواره‌ی هندسه با گرفتگی ۸۰ درصد با انتهای ۵۰ درصد آورده شده است. مشاهده می‌شود که تنش برشی در ناحیه‌ی نزدیک انشعاب و همچنین نزدیک گرفتگی از بالاترین میزان برخوردار است؛ علت آن هم در افزایش فشار در این نواحی می‌باشد. با تنگ‌تر شدن گرفتگی به دلیل تغییر قطر ناگهانی، سرعت در مجرای تنگ‌شده به شدت افزایش می‌یابد که این افزایش سرعت فشار بیشتری به دیواره وارد می‌کند و با تنگ‌تر شدن خروجی، این فشار افزایش می‌یابد. تنش در این نقاط به دلیل افزایش فشار زیاد می‌شود. تمرکز بیشترین تنش در بعد از گرفتگی و در ناحیه‌ی دوراهی است.

نتایج تحلیل به صورت مقادیر تنش برشی نزدیک دیواره‌ی رگ آورده شده است. در شکل‌های ۹ و ۱۰، مقادیر تنش برشی داخل رگ حاصل از تحلیل با مدل کارو مشاهده می‌شود. متوسط مقادیر نزدیک دیواره‌ی رگ، حدود نیم پاسکال می‌باشد. مشاهده می‌شود که در حالت گرفتگی، بیشترین تنش برشی در ناحیه‌ی پشت گرفتگی است. خروجی جریان نیز دارای مقادیر تنش برشی می‌باشد و این تنش با تنگ‌شدن مجرای خروجی افزایش می‌یابد.



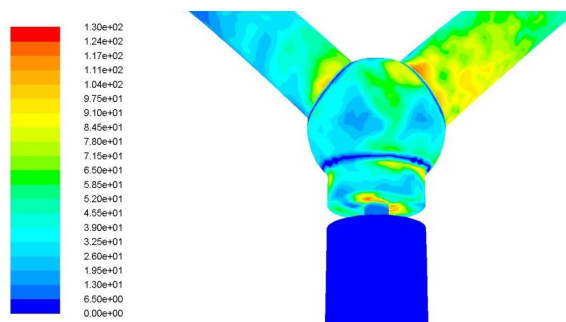
شکل ۱۳: مقادیر فشار داخل رگ برای هندسه با گرفتگی نصف قطر رگ و نصف خروجی اولیه

در شکل ۱۴، مقادیر تنش برشی در ناحیه‌ی نزدیک گرفتگی آورده شده است. مقادیر تنش برشی در نزدیکی گرفتگی رگ با گرفتگی ۵۰ درصد قطر رگ برحسب پاسکال است. این مقادیر نشان‌دهنده‌ی این است که فشار گرفتگی بر روی ناحیه‌ی اطراف آن تأثیر می‌گذارد و متمرکز می‌شود. تنش با توجه به میزان گرفتگی تغییر می‌کند و این تنش هنگام تنگ‌تر شدن مجرا به بیشترین حد خود می‌رسد.



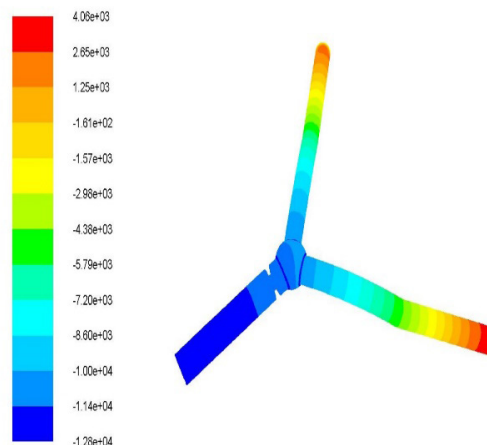
شکل ۱۴: مقادیر تنش برشی در نزدیکی گرفتگی رگ با گرفتگی نصف قطر رگ برحسب پاسکال

با وجود گرفتگی، ناهم‌گونی فشار و سرعت به شدت داخل رگ افزایش می‌یابد که موجب می‌شود در نواحی نزدیک گرفتگی مقادیر تنش برشی بیشتر شود و جریان دیواره‌ی رگ را تحت فشار قرار دهد. با وجود گرفتگی، مقادیر فشار در پشت گرفتگی به گونه‌ای متمرکز است تا راه



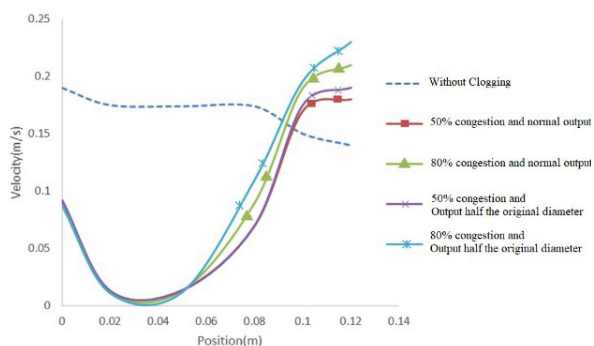
شکل ۱۱: مقادیر تنش برشی روی دیواره‌ی هندسه‌ی رگ با گرفتگی ۸۰ درصد با انتهای ۵۰ درصد

در شکل ۱۲، مقادیر فشار رگ نشان داده شده است. توزیع فشار بر اساس معادله‌ی ورودی داده شده برای رگ، همان‌گونه که مشاهده می‌شود، در خروجی بیشتر و در ورودی کمتر است. با وجود گرفتگی، ناهم‌گونی فشار و سرعت داخل رگ دیده می‌شود که باعث می‌گردد در نواحی نزدیک گرفتگی مقادیر تنش برشی بیشتر شود.

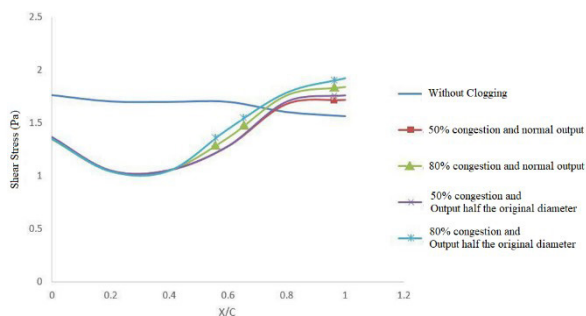


شکل ۱۲: مقادیر فشار رگ برای هندسه با گرفتگی نصف قطر رگ

در شکل ۱۳ مشاهده می‌شود هنگامی که خروجی رگ تنگ‌تر می‌گردد، مقادیر توزیع فشار نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرد و در میانه‌ی لوله‌ی خروجی، فشار به بیشترین حد می‌رسد که در مقایسه با حالت خروجی عادی، این تغییر فشار در میانه‌ی رگ قابل توجه است. تنگ‌تر شدن مجرا عامل اصلی فشار در این ناحیه از شکل می‌باشد.



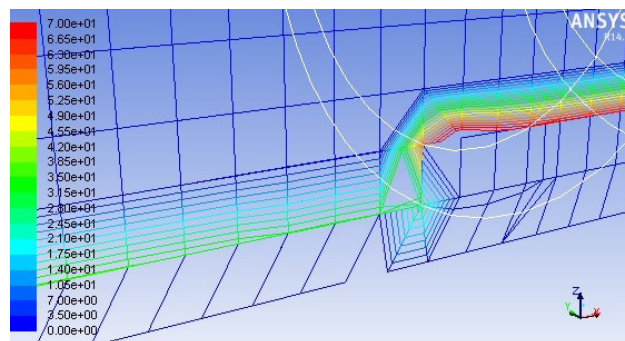
شکل ۱۶: مقادیر سرعت قبل از دوراهی جریان برای حالت‌های مختلف همان‌طور که از مقادیر فشار مشاهده می‌شود، تأثیر فشار در درون تمام بافت دیواره‌ی رگ نیز مشهود است. مقادیر تنش برشی شبکه‌ی دیواره بر اثر این فشار در شکل ۱۷ آورده شده است. در این حالت، بافت دیواره تحمل این مقدار فشار را نخواهد داشت و در آستانه‌ی پارگی قرار خواهد گرفت. همان‌طور که از مقادیر تغییر شکل مشاهده می‌شود، تأثیر فشار در درون بافت دیواره‌ی رگ نیز مشهود است؛ با افزایش میزان تنگ‌شدگی فشار زیاد می‌شود.



شکل ۱۷: مقادیر تنش برشی قبل از دوراهی جریان روی دیواره برای حالت‌های مختلف

در شکل ۱۸، مقادیر تغییر شکل در داخل رگ برای حالت‌های مختلف تحلیل آورده شده است. همان‌طور که در تحلیل‌های قبل آورده شده است، با نزدیک‌شدن به ناحیه‌ی قبل از گرفتگی، به دلیل افزایش فشار، جریان با افت شدید سرعت مواجه می‌شود که در ناحیه‌ی گرفتگی

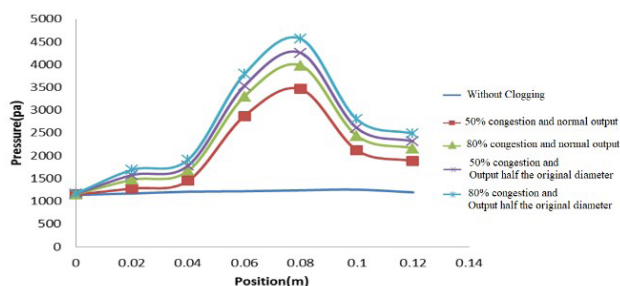
گرفتگی باز شود. همین مسئله باعث تغییر شکل شبکه‌ی اطراف مانع می‌شود. تغییر شکل شبکه‌ی دیواره بر اثر این فشار در شکل ۱۵ آورده شده است. در این حالت، بافت دیواره تحمل این مقدار فشار را نخواهد داشت و مقادیر سرعت و فشار نشان‌دهنده‌ی عدم ایستایی رگ است.



شکل ۱۵: تغییر شبکه در دیواره‌ی هندسه‌ی رگ با گرفتگی ۲۰ درصد قطر رگ

در شکل ۱۶، مقادیر سرعت در داخل رگ برای حالت‌های مختلف تحلیل آورده شده است. با نزدیک‌شدن به ناحیه‌ی قبل از گرفتگی، به دلیل افزایش فشار، جریان با افت شدید سرعت مواجه می‌شود که در ناحیه‌ی گرفتگی جریان همچون جریان داخل نازل عمل می‌کند و سرعت بیشتری در جریان ناحیه‌ی گرفتگی مشاهده می‌شود. این افزایش سرعت تا ناحیه‌ی دوراهی ادامه می‌یابد که موجب افزایش مقادیر اصطکاک و تنش برشی می‌شود. در حالتی که خروجی رگ دارای تنگ‌شدگی باشد، افزایش سرعت بیشتر شده و تا ۱۲ درصد سرعت بیشتری در ناحیه‌ی دوراهی مشاهده می‌شود. با افزایش سرعت، میزان فشار و تنش برشی افزایش می‌یابد و رگ توانایی تحمل این فشار را ندارد و در آستانه‌ی پارگی قرار می‌گیرد.

مختلف تحلیل آورده شده است. با نزدیک شدن به ناحیه‌ی قبل از گرفتگی، به دلیل افزایش فشار، جریان با افزایش فشار مواجه می‌شود که در ناحیه‌ی گرفتگی جریان همچون جریان داخل نازل عمل می‌کند و فشار بیشتری در جریان ناحیه‌ی گرفتگی مشاهده می‌شود. این افزایش فشار تا ناحیه‌ی دوراهی ادامه می‌یابد که موجب افزایش مقادیر اصطکاک و تنش برشی می‌شود. در حالتی که خروجی رگ دارای تنگ‌شدگی باشد، این افزایش فشار بیشتر شده و تا ۱۴ درصد فشار بیشتری در ناحیه‌ی دوراهی مشاهده می‌شود. همان‌طور که از مقادیر فشار مشاهده می‌شود، تأثیر فشار در درون تمام بافت دیواره‌ی رگ نیز مشهود است. گرفتگی موجب افزایش شدید فشار داخل رگ در محل قبل از گرفتگی می‌شود.



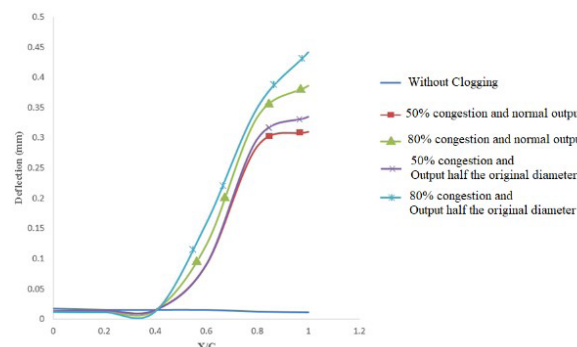
شکل ۱۹: مقادیر تغییرات فشار در مرکز رگ

#### ۴- نتیجه‌گیری

رابطه‌ی تنش - کرنش در خون از یک رابطه‌ی واحد پیروی نمی‌کند. این تحلیل به ابعاد رگ در مقایسه با ابعاد ذرات (گلبول‌های خون، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها) موجود در پلاسما‌ی خون بستگی دارد. فرض نیوتنی بودن جریان خون برای جریان‌های با کرنش برشی بالا مورد قبول است که این امر برای جریان در طول رگ‌هایی با قطر داخلی بزرگ صادق است.

به منظور دستیابی به اهداف تحقیق، ابتدا به مروری

جریان همچون جریان داخل نازل عمل می‌کند و سرعت بیشتری در جریان ناحیه‌ی گرفتگی مشاهده می‌شود. این افزایش سرعت تا ناحیه‌ی دوراهی ادامه می‌یابد که باعث افزایش مقادیر اصطکاک و تنش برشی می‌شود. در حالت گرفتگی ۸۰ درصد و خروجی تنگ‌شده به اندازه‌ی نصف قطر، بیشترین مقدار تغییر شکل رگ مشاهده می‌شود.



شکل ۱۸: تغییر شکل در دیواره‌ی هندسه‌ی رگ برای گرفتگی‌های رگ با ابعاد مختلف نسبت به قطر رگ

بر اثر جریان داخل رگ و تغییرات نوسانی سرعت و فشار، دیواره‌ی رگ تحت تغییر شکل قرار می‌گیرد. سیال مورد نظر که خون می‌باشد، یک سیال غیرنیوتنی است که رفتار سیال تحت مدل‌های مذکور در بخش قبل تحلیل شده است. دیواره‌ی رگ نیز به صورت الاستیک فرض شده است. اثر فشار سیال بر دیواره، موجب تغییر شکل دیواره‌ی رگ می‌شود. در شبیه‌سازی، اندرکنش دو فاز جامد و سیال مورد نظر است که این اندرکنش به وسیله‌ی شبکه‌ی تولیدشده برای هر دو ناحیه‌ی جامد و سیال و استفاده از مدل شبکه‌ی متحرک انجام شده است. نرم‌افزار توانایی شبیه‌سازی پارگی رگ بر اثر افزایش فشار داخلی را ندارد، اما از بیشینه‌ی تنش برشی که از حد تحمل رگ در ناحیه‌ی مثل آئورت بیشتر است، می‌توان پارگی رگ را در گرفتگی ایجادشده نتیجه گرفت.

در شکل ۱۹، مقادیر فشار در داخل رگ برای حالت‌های



افزایش فشار، جریان با افت شدید سرعت مواجه می‌شود که در ناحیه‌ی گرفتگی جریان همچون جریان داخل نازل عمل کرده و سرعت بیشتری در جریان ناحیه‌ی گرفتگی مشاهده می‌شود. این افزایش سرعت تا ناحیه‌ی دوراهی ادامه می‌یابد که موجب افزایش مقادیر اصطکاک و تنش برشی می‌گردد. در حالتی که خروجی رگ دارای تنگ‌شدگی باشد، افزایش سرعت بیشتر شده و تا ۱۲ درصد سرعت بیشتری در ناحیه‌ی دوراهی مشاهده می‌گردد. در این حالت، بافت دیواره تحمل این مقدار فشار را نخواهد داشت و در آستانه‌ی پارگی قرار خواهد گرفت.

## ۵- فهرست علائم

علائم انگلیسی

+Dw	بخش مثبت معادله‌ی تقاطع انتشار
ds	شتاب محلی جامد
F	نیروی خارجی
fsB	نیروهای حجمی بر واحد حجم
g	شتاب جاذبه
Gk	تولید انرژی جنبشی ناشی از گرادیان سرعت
G $\omega$	تولید $\omega$
I	تانسور همانی
I1	اولین متغیر سمت چپ تانسور کوچی - گرینو
P	فشار استاتیکی
Yk	اتلاف k به دلیل وجود آشفتگی

بر کارهای انجام‌شده بر روی جریان خون در رگ‌ها پرداخته شده است. در قسمت اول، به فعالیت‌های عددی انجام‌شده در این زمینه پرداخته شده که در این قسمت، تمرکز اصلی بر روی تحقیقات انجام‌شده با استفاده از نرم‌افزار انسیس می‌باشد. در قسمت دوم، به فعالیت‌های آزمایشگاهی انجام‌گرفته‌شده بر روی جریان خون پرداخته شده و سپس معادلات حاکم تشریح شده است. در ادامه، مدل رگ برای اعتبارسنجی داده‌های شبیه‌سازی از روی مقالات معتبر انتخاب شده و نتایج نشان‌دهنده‌ی صحت تقریبی مدل غیرنیوتنی مورد استفاده است. در ادامه‌ی پژوهش، مدل گرفتگی رگ با اندازه‌های مختلف گرفتگی تحلیل شده است. در این مقاله، فرض گرفتگی به صورت دایره‌ای است. تغییر شکل شبکه‌ی دیواره بر اثر فشار، نشان داده که بافت دیواره تحمل فشار در گرفتگی‌های شدید را نخواهد داشت و در آستانه‌ی پارگی قرار خواهد گرفت. همچنین تأثیر فشار در درون بافت دیواره‌ی رگ مشهود است. برای مقادیر کم گرفتگی، رگ‌های بزرگ تحمل فشار را خواهند داشت. هرچند نرم‌افزار توانایی شبیه‌سازی پارگی را ندارد، اما قدرت آستانه‌ی تحمل فشار بافت دیواره نشان‌دهنده‌ی این مطلب است که تا ۵۰ درصد قطر گرفتگی قابل تحمل است. مقادیر فشار در رگ با گرفتگی ۸۰ درصد قطر داخلی و خروجی تنگ‌شده نشان‌دهنده‌ی ناهم‌گونی فشار و سرعت با شدت زیاد در داخل رگ است که موجب می‌گردد در نواحی نزدیک گرفتگی مقادیر تنش برشی به میزان قابل توجهی زیاد شود و جریان، دیواره‌ی رگ را تحت فشار قرار دهد. تغییر شکل شبکه‌ی دیواره بر اثر این فشار نشان داده که در این حالت بافت دیواره تحمل این مقدار فشار را نخواهد داشت و در آستانه‌ی پارگی قرار خواهد گرفت. مقادیر سرعت در داخل رگ برای حالت‌های مختلف تحلیل آورده شده است. با نزدیک شدن به ناحیه‌ی قبل از گرفتگی، به دلیل

Med Assoc 241 : 2035-2038.

[3] Shikawa T, Guimaraes LFR, Oshima S, Yamane R (1998) Effect of non-newtonian property of blood on flow through a stenosed tube. Fluid Dyn Res 22:251-264.

[4] Nichols WW, O'Rourke MF (1998) McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles. 4th edn. Oxford University Press, London.

[5] Rutten MCM (1998) Fluid-solid interaction in large arteries. PhD thesis, Technische Universiteit Eindhoven.

[6] Biswas D, Laskar RB (2011) Steady flow of blood through a stenosed artery: a non-newtonian fluid mode. Phys Sci Technol 7:144-153.

[7] Chaichana T, Sun Z, Jewkes J (2013) Computation of hemodynamics in the left coronary artery with variable angulations. J. Biomech 44:1869-1878.

[8] Alishahi M, Alishahi MM, Emdad H (2011) Numerical simulation of blood flow in a flexible stenosed abdominal real aorta. Sci Iran 18(6):1297-1305.

[9] Toloui M, Firoozabadi B, Saidi MS (2012) A numerical study of the effects of blood rheology and vessel deformability on the hemodynamics of carotid bifurcation. Sci Iran 19(1):119-126.

[10] Jingliang D, Zhonghua S, Kiao I, Jiyuan Tu (2013) Fluid-structure interaction analysis of representative left coronary artery models with different angulations. Computing in Cardiology 40:5-8.

[11] Seo T (2013) Hemodynamic characteristics in the human carotid artery model induced by blood-arterial wall interactions. Int J Biol Biomed Eng 7(5):215-220.

[12] Ghenaat A, Ramiyar A, Ranjbar AA, Domiri

اتلاف  $\Omega$  به دلیل وجود آشفستگی  $Y\omega$

فاصله‌ی بدون بعد تا دیواره  $y$

علائم یونانی

تانسور تنش  $\tau$

لزجت مولکولی  $\mu$

انتشار مؤثر  $K$   $\Gamma k$

انتشار مؤثر  $\Omega$   $\Gamma\omega$

عدد پرانتل آشفستگی برای  $K$   $\sigma k$

عدد پرانتل آشفستگی برای  $\Omega$   $\sigma\omega$

لزجت آشفستگی  $\mu t$

نرخ متوسط تانسور چرخش  $\Omega_{ij}$

ضریب میراکننده‌ی لزجت آشفستگی  $*\alpha$

چگالی دیواره‌ی شریان  $\rho s$

تانسور تنش جامد  $\tau s$

چگالی انرژی کرنشی  $\psi 1$

## ۶-مراجع

[1] Nathan DM (2015) Long term complications of diabetes mellitus. N Engl J Med 328:1676-1685.

[2] Kennel WB, McGee DL (1979) Diabetes and cardiovascular disease: the framingham study. J. Am

- (2019) Numerical simulation of red blood cell motion and deformation using improved lattice Boltzmann-immersed boundary method. *Iranian J. Sci. Tech. Transactions of Mech. Eng* 43:57-73.
- [19] Qiao Y, Zeng Y, Ding Y, Fan J, Luo K, Zhu T (2019) Numerical simulation of two-phase non-newtonian blood flow with fluid-structure interaction in aortic dissection. *Comput Methodes Biomech Biomed Engin* 22(6):620-630.
- [20] Vasconcellos GLF, de Oliveira A, Queiroz MD, Júnior JL, Maia CB (2020) Flow past a circular cylinder: a comparison between commercial finite volume and finite element codes. *Adv Sci Eng Med* 12:815–824.
- [21] Ito Y, Cho I, Sakai Y, Iwano K (2021) CFD study on the efficacy of flow diverter stent placement for cerebral aneurysms. *J Appl Fluid Mech* 14(5):1547-1558.
- [22] Collyer AA (1993) *Techniques in rheological measurements*. 1st edn. Springer, Sheffield.
- [23] Macosko CW (1996) *Rheology: Principles Measurements and Applications*. 1st edn. VCH Munich,.
- [24] Hoseinieh farahani M (2008) *Numerical Analysis of Unsteady Blood Flow in Arteries with Flexible wall Using SPH Method*. PhD thesis, University of Guilan, (In Persian).
- [25] Yousefi ghaleroudkhani M (2012) *Numerical Analysis of Unsteady Blood Flow in Arteries with Flexible wall Using FPM Method*. PhD thesis, University of Guilan, (In Persian).
- Ganji D, Momeni M (2013) Numerical simulation of non-Newtonian blood flow in a vein with a bypass in the presence of a magnetic field. 15th Fluid Dynamics Conference, Bandar Abbas, (In Persian).
- [13] Abdul Khader SM, Ayachit A, Raghuvir Pai B, Ahmed KA, Rao VR K, Ganesh Kamath S (2014) FSI simulation of increased severity in patient specific common carotid artery stenosis. 3rd International Conference on Mechanical, Electronics and Mechatronics Engineering 14:19-20.
- [14] Van Leeuwen-van Zaanea F, De Bruijn HS, Van der Ploeg-van den Heuvela A, Sterenborga HJMC, Robinson DJ (2014) The effect of fluence rate on the acute response of vessel diameter and red blood cell velocity during topical 5-aminolevulinic acid photodynamic therapy. *Photodiagn Photodyn Ther* 11:71–81.
- [15] Pielhop K, Klaas M, Schröder W (2015) Experimental analysis of the fluid-structure interaction in finite-length straight elastic vessels. *Eur J Mech B Fluids* 50:71–88.
- [16] Nemati S, Ghassemi M, Shahidian A (2017) Numerical investigation of non-uniform magnetic field effects on the blood velocity and magnetic nanoparticles concentration inside the vessel. *Journal of Mechanical Science and Technology* 31(4):1657-1663.
- [17] Botti L, Paliwal N, Counti P, Antiga L, Meng H (2018) Modeling hemodynamics in intracranial aneurysms: comparing accuracy of CFD solvers based on finite element and finite volume schemes. *Int J Numer Methods Biomed Eng* 34.
- [18] Hassanzadeh A, Pourmahmoud N, Dadvand A