

بررسی عددی و آزمایشگاهی اثرات گرفتگی واقعی بر همودینامیک جریان خون

کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، دانشکده مهندسی مکانیک
استادیار، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، دانشکده مهندسی مکانیک
استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی واحد آیت الله آملی، دانشکده فنی و مهندسی

سینا پاشازانوس*
روزبه شفق
قدیر اسماعیلی

چکیده

در این مطالعه به بررسی آزمایشگاهی و عددی جریان نیوتونی خون در مجرای دارای گرفتگی با شرایط هندسی واقعی به دلیل بیماری گرفتگی شرایین پرداخته شده است. در شبیه‌سازی عددی مساله به دلیل پیچیدگی هندسه گرفتگی، معادلات ناویر-استوکس در مختصات عمومی منحنی‌الخط به کار برده شده و با روش حجم محدود در این مختصات حل شده‌اند. هدف از این مطالعه بررسی اثرات یک گرفتگی واقعی بر ویژگی‌های جریان خون مانند پروفیل‌های سرعت و فشار، بردارهای سرعت، تنش برشی دیواره‌ای متوسط و محلی در پایین دست گرفتگی می‌باشد. نتایج حاصله نشان می‌دهد به دلیل شکل خاص گرفتگی، افزایش عدد رینولدز موجب نوسانات شدید و همچنین افزایش ناگهانی تنش برشی در ناحیه‌ی گرفتگی شده که در رینولدزهای بالا صدمات جدی به دیواره‌ی رگ‌ها وارد کرده و حالت بیماری را پیچیده‌تر می‌کند.

واژه‌های کلیدی: آرترواسکلروز، مختصات عمومی منحنی‌الخط، گرفتگی، تنش برشی دیواره‌ای.

Numerical and Experimental Investigation of Hemodynamics of Blood Flow through Realistic Stenosis

S. Pashazanoos M.Sc. Student, Babol Noshirvani University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering
R. Shafaghat Assistant Professor, Babol Noshirvani University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering
G. Esmaili Assistant Professor, Islamic Azad University Ayatollah Amoli, Technical and Engineering Faculty

Abstract

The present study investigates the flow through the actual stenosed artery due to the Atherosclerosis, both numerically and experimentally. The governing differential equations of blood flow are solved by control-volume techniques in the generalized body-fitted coordinates because of the complex geometry. The aim of this study is isolate the effect of actual stenosed geometry on the flow characteristics such as, velocity and pressure profiles, velocity vectors and mean and local wall shear stress in the post-stenotic. It is shown that the oscillation and sudden increase of wall shear stress is found to relate to the increasing Reynolds number at the neck of stenosis, which is an important factor in progress of arterial disease.

Keywords: Atherosclerosis, General curvilinear coordinates, Stenosis, Wall shear stress.

۱- مقدمه

هندسه‌ی ناحیه‌ی گرفتگی با هندسه‌ی مدل‌سازی شده با روش عددی، نتایج دقیق و قابل اطمینان‌تری را در پی خواهد داشت؛ لذا در این مقاله در ابتدا به کمک روش آزمایشگاهی، یک مدل گرفتگی سه‌بعدی و کاملاً نامنظم بررسی شده و سپس اقدام به شبکه‌بندی دقیق هندسه‌ی گرفتگی بر اساس شرایط واقعی و حل عددی جریان با روش حجم کنترل در مختصات منحنی‌الخط شده است.

برای پی بردن به تأثیر گرفتگی بر جریان خون و تحلیل جریان در قسمت‌های تنگ شده‌ی عروق و همچنین محدوده‌ای که رگ دچار گرفتگی است، تحقیقات زیادی انجام شده که این تحقیقات شامل بررسی‌های آزمایشگاهی و کارهای تئوری (تحلیلی و عددی) می‌باشد.

تحلیل عددی جریان ضربانی، لایه‌ای و متقارن محور در رگ‌های تغییر شکل‌پذیر توسط حجری و صادقی‌پور [۱] در سال ۱۹۹۳ انجام شده است. در مدل آن‌ها سیال خون، همگن، تراکم‌ناپذیر و نیوتونی فرض شده و شعاع رگ تابعی از فشار خون می‌باشد. در سال ۲۰۰۰ قالیچی و گیدوئن با المان محدود به بررسی جریان ضربانی خون در ناحیه‌ی شاهرگ، دو مدل با قطرهای مختلف و درجات مختلف گرفتگی، پرداختند. [۲].

موخودایا و لایک [۳] در سال ۲۰۰۸ به شبیه‌سازی عددی جریان نوسانی نیوتونی، در مجرای دارای گرفتگی متغیر پرداختند و هندسه‌ی مورد بررسی را با مدل ریاضی نشان دادند. مدل نوسانی جریان خون با نرم افزار FLUENT و به‌کارگیری مدل شبکه دینامیکی، توسط منصور و همکاران [۴] در سال ۲۰۰۸ انجام شده است. در مطالعه‌ی دیگر در سال ۲۰۰۸، شبیه‌سازی عددی جریان نوسانی نیوتنی و غیر نیوتونی خون در مجرای دارای گرفتگی متقارن محوری توسط گلپایگانی و همکاران [۵] صورت گرفته است. در سال ۲۰۱۰ توفیق و همکاران [۶] به مطالعه‌ی عددی بر روی جریان خون در مجرای دارای گرفتگی، شامل یک نیم دایره‌ی خارج از مرکز پرداختند. در پژوهشی دیگر در سال ۲۰۱۱ سوسا و همکاران [۷] به حل عددی جریان خون و مقایسه‌ی آن با کارهای تجربی و نرم افزار تجاری فلوئنت پرداختند. در سال ۲۰۱۴ پاشا زانوس و همکاران با استفاده از روش حجم کنترل در مختصات منحنی‌الخط تأثیر درجات مختلف گرفتگی ساده را بر ویژگی‌های جریان بررسی کردند. در مطالعه‌ی آن‌ها با استفاده از این روش پیچیدگی‌های موجود در تولید شبکه و حل جریان در مختصات دکارتی حذف شد [۸].

با توجه به مطالعات انجام شده، در تحلیل جریان در ناحیه‌ی گرفتگی، شکل و مقدار گرفتگی از عوامل بسیار تأثیرگذار در نتایج حاصل از مطالعه‌ی این نوع جریان‌ها می‌باشد [۲]. با توجه به پیچیدگی‌های موجود در بررسی و تحلیل جریان در ناحیه‌ی گرفتگی، اغلب اقدام به ساده‌سازی‌های هندسی در این ناحیه می‌شود؛ به شکلی که در بسیاری از موارد از هندسه‌های دوبعدی و یا از شکل‌های هندسی خاص و منظم استفاده می‌شود. دلیل استفاده از این دسته از شکل‌های هندسی نیز سادگی تولید شبکه برای انجام کارهای عددی می‌باشد. این در حالیست که تشابه دقیق

۲- مطالعه‌ی آزمایشگاهی

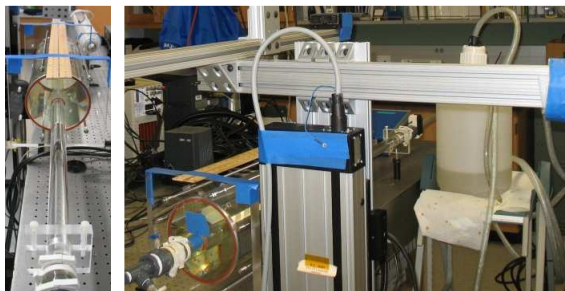
در این مطالعه برخلاف اکثر مطالعات انجام شده در این زمینه، یک گرفتگی شدید با شرایط هندسی کاملاً نامنظم و سه‌بعدی بررسی شده است.

۱-۲- تجهیزات آزمایشگاهی

برای استخراج نتایج تجربی از یک سیستم مدار بسته‌ی جریان سیال استفاده شده است. شکل ۱ تجهیزات آزمایشگاهی را از نماهای مختلف نشان می‌دهد و همچنین طرح کلی این دستگاه در شکل ۲ مشاهده می‌شود. مدل نامتقارن گرفتگی با تغییر شکل یک لوله‌ی پلاستیکی با قطر ۲۵/۴ میلی‌متر ایجاد شده است. به‌منظور تشکیل جریان لایه‌ای و توسعه یافته در ورودی، بالا دست گرفتگی به اندازه‌ی ۱ متر گسترش یافته است. در این مطالعه بر اساس شرایط واقعی جریان، از رینولدزهای ورودی ۱۳۰، ۱۶۰، ۱۹۰ و ۵۴۰ استفاده شده است. قابل توجه است، قطر سرخرگ پایین رونده و شریان‌های بطنی بترتیب از ۲۱ تا ۲۹ میلی‌متر متغیر می‌باشد که در این مطالعه از مدل سرخرگی با قطر ۲۵ میلی‌متر استفاده شده است [۹].

۲-۲- مدل محاسباتی

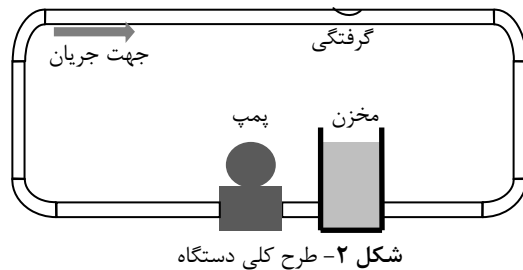
به‌منظور شبیه‌سازی عددی، هندسه‌ی واقعی مدل دارای گرفتگی با کمک سامانه‌ی سیتی‌اسکن (دارای ۶۴ اسلایس) استخراج شده است که ضخامت هر اسلایس ۰/۶۲۵ میلی‌متر، با پیکسل‌هایی با ابعاد ۰/۲۲۵ × ۰/۲۲۵ میلی‌متر می‌باشد.



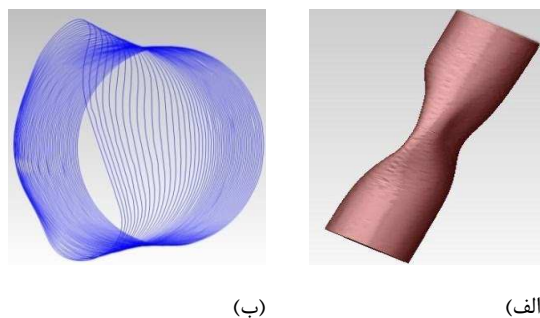
شکل ۱- نمایی از تجهیزات آزمایشگاهی

معیار هم‌گرایی برای مؤلفه‌های سرعت، 10^{-4} و فشار، 10^{-7} در نظر گرفته شده است و ضریب مادون‌رهایی نیز برای مؤلفه‌های سرعت، 0.6 و فشار، 0.3 می‌باشد.

در این پژوهش در ورودی کانال، شرط مرزی سرعت ورودی با پروفیلی کاملاً توسعه یافته بکار گرفته شده است. همچنین فاصله‌ی خروجی از انتهای گرفتگی 413 mm و طول گرفتگی 42 mm می‌باشد. بنابراین ناحیه‌ی خروجی تقریباً 10 برابر طول گرفتگی بوده تا گرفتگی تأثیری در خروجی نداشته باشد و بتوان از شرط جریان توسعه یافته در خروجی استفاده کرد. به علاوه، در دیواره‌ها از شرط مرزی عدم لغزش استفاده شده است. همچنین در این مطالعه با توجه به قطر مجرا در ورودی (تقریباً 25 mm) از یک سیال نیوتونی و تراکم‌ناپذیر استفاده شده است [۸].



مختصات نقاط مرزی مقاطع نیز با توجه به نتایج سیتی‌اسکن و به کمک نرم افزار MATLAB بدست آمده است. شکل ۳، ناحیه‌ی گرفتگی که در آزمون تجربی مورد استفاده قرار گرفته است را به خوبی نشان می‌دهد.



شکل ۳- ناحیه‌ی گرفتگی (الف) اتصال مقاطع واقعی (ب) مدل سیمی

۳-۱- تولید شبکه

با توجه به شکل ۳ که مدل سیمی قسمتی از ناحیه‌ی تنگ‌شدگی را نشان می‌دهد، مشاهده می‌شود که مقاطع مختلف در ناحیه‌ی گرفتگی از نظم خاصی پیروی نمی‌کنند؛ لذا برای تولید شبکه‌ای سه‌بعدی و سازمان یافته به منظور حل عددی باید تک‌تک این مقاطع با توجه به معیارهای کنترل کیفیت شبکه در کنار یکدیگر قرار گیرند. لذا، با توجه به محدودیت مرزها از اطراف برای مقاطع مختلف، از معادلات بیضوی دوبعدی [۱۰] برای تولید شبکه استفاده شده است. همچنین روش جبری تی اف آی [۱۱] برای تعیین پخش نقاط به عنوان حدس اولیه‌ای برای حل معادلات بیضوی به کار برده شده است. به منظور تولید شبکه‌ی دو بعدی به روش بیضوی از معادلات پواسون استفاده شده است [۱۰].

شبکه‌ی سه‌بعدی تشکیل شده از شبکه‌های دوبعدی در شکل ۴ (الف) نشان داده شده است. همچنین در قسمت (ب) تعدادی از شبکه‌های بیضوی دوبعدی تولید شده در مقطعی در ناحیه‌ی گرفتگی مشاهده می‌شود.

۴- استقلال از شبکه و اعتبار سنجی

برای حصول اطمینان از استقلال نتایج به دست آمده از تعداد حجم کنترل‌های موجود در شبکه محاسباتی، شبکه‌های مختلف آزمایش شده‌اند. اثر افزایش تعداد شبکه بر پروفیل سرعت بی‌بعد محوری بر حسب ارتفاع بی‌بعد کانال در ناحیه‌ی گرفتگی در شکل ۵ نشان داده شده است. شبکه‌های N_2 و N_3 کاملاً بر هم منطبق می‌باشند. بنابراین شبکه‌ی N_2 برای انجام محاسبات عددی انتخاب می‌شود.

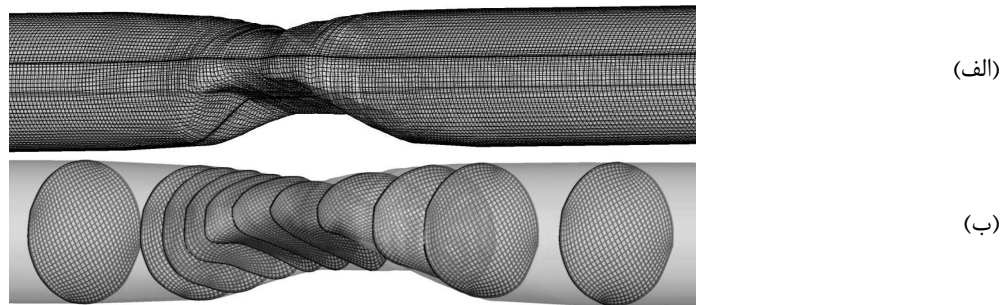
۲-۳- اندازه‌گیری فشار

به منظور اندازه‌گیری فشار دو حسگر به طور متوالی در مکان‌های مشخص در پایین دست و بالادست گرفتگی قرار داده شده‌اند. قطر انتهای حسگر در حدود 1 میلی‌متر می‌باشد.

۳- شبیه‌سازی عددی در مختصات عمومی منحنی‌الخط

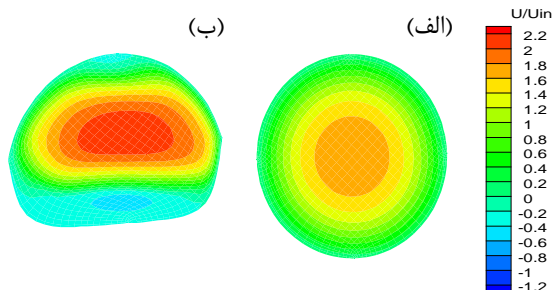
با توجه به مطالب بیان شده در بخش‌های قبل، برای توصیف حرکت سیال از فرمول‌بندی ناویر-استوکس در مختصات عمومی منحنی‌الخط استفاده شده است [۸]. با به کارگیری محورهای مختصات عمومی، نواحی دارای انحنا در مختصات فیزیکی به مستطیل تبدیل می‌گردند و مشکلاتی نظیر نامتعامل بودن شبکه برطرف خواهد شد.

در این مطالعه معادلات جریان، به روش حجم کنترل گسسته شده و با الگوریتم SIMPLE حل می‌شوند. در گسسته‌سازی معادلات از تقریب اختلاف مرکزی برای جملات نفوذ و برای جملات جابجایی، تقریب هیبرید به کار گرفته شده و در تقریب جمله فشار نیز در معادله ممنوم از تقریب اختلاف مرکزی استفاده شده است.



شکل ۴- تولید شبکه (الف) شبکه‌ی سه‌بعدی (ب) شبکه بیضوی دو بعدی در تعدادی از مقاطع در ناحیه‌ی گرفتگی

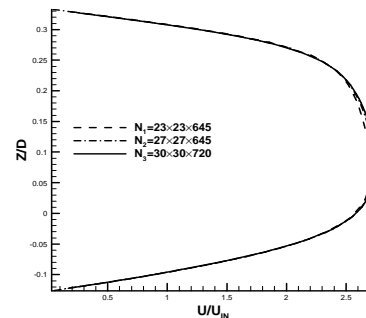
شبکه و حل جریان در هندسه‌ی مورد نظر می‌باشد. با مقایسه‌ی کانتور مؤلفه‌ی محوری سرعت در قبل و بعد از گرفتگی (شکل ۶) شاهد بر هم خوردن تقارن عرضی جریان می‌باشیم که جریان خون این رفتار نامنظم را تا فواصل زیادی از گرفتگی حفظ کرده و توسعه‌یافته نمی‌شود. وقوع این پدیده‌های فیزیولوژیکی باعث پیشرفت انواع بیماری‌های عروقی ناشی از آترواسکلروز شده و صدمات جدی به دیواره‌ی رگ‌ها می‌زند [۵].



شکل ۶- کانتور مؤلفه‌ی محوری سرعت (الف) مقطعی در بالا دست گرفتگی (ب) در پایین دست گرفتگی

شکل ۷ نمودار تنش برشی متوسط (محیطی) دیواره‌ای بر حسب فاصله از ورودی در اعداد رینولدز مختلف را نشان می‌دهد. با افزایش عدد رینولدز گرادیان سرعت در اطراف دیواره افزایش پیدا کرده و باعث افزایش تنش برشی می‌شود. به دلیل توسعه یافته بودن سرعت در ورودی و خروجی، گرادیان سرعت نزدیک دیواره در این مناطق ثابت بوده و مقدار تنش برشی تقریباً ثابت می‌باشد. همچنین با افزایش ناگهانی گرادیان سرعت در ناحیه‌ی گرفتگی، افزایش ناگهانی تنش برشی در این ناحیه مشاهده شده است که این مقدار با افزایش عدد رینولدز افزایش می‌یابد.

شکل ۸ تغییرات تنش برشی دیواره‌ای محلی را در دیواره‌ی بالایی و پایینی مدل گرفتگی نشان می‌دهد. به دلیل وجود پروفیل کاملاً نامتقارن در مدل بررسی شده، در پایین دست گرفتگی، بدلیل وجود گرادیان فشار معکوس، شاهد تغییر علامت تنش برشی در تمامی رینولدزها می‌باشیم.



شکل ۵- مقایسه‌ی پروفیل سرعت در ناحیه‌ی گرفتگی در شبکه‌های مختلف

برای درستی‌آزمایی نتایج، افت فشار در طول مدل گرفتگی، حاصل از نتایج آزمایشگاهی، با نتایج حل عددی در رینولدزهای مختلف مقایسه شده است (جدول ۱). به دلیل کوچک بودن قطر مجرا، تغییرات فشار در مقاطع عرضی تقریباً ثابت می‌باشد و با توجه به اینکه در مدل آزمایشگاهی دستگاه فشار سنج در دیواره‌ی مدل کار گذاشته شده است، لذا فشار اندازه‌گیری شده برابر با فشار میانگین در هر مقطع نیز می‌باشد. با توجه به جدول ۱ مشاهده می‌شود نتایج عددی این مطالعه مطابقت قابل قبولی با نتایج آزمایشگاهی دارد.

جدول ۱- محاسبه‌ی درصد خطا بین نتایج عددی و آزمایشگاهی برای افت فشار کلی

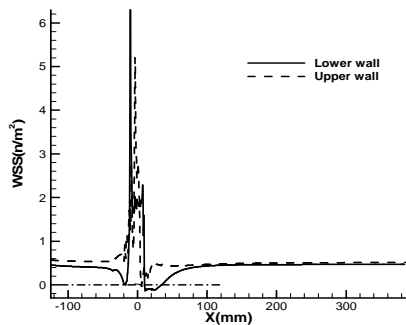
عدد رینولدز	افت فشار (Pa) آزمایشگاهی	افت فشار (Pa) عددی	درصد خطا
۱۳۰	۵۲	۴۷٫۷	٪۸٫۲۶
۱۶۰	۶۴٫۷۷	۵۹٫۳۱	٪۸٫۴۲
۱۹۰	۷۹٫۹۲	۷۲٫۷۴	٪۸٫۹
۵۴۰	۳۸۳٫۶۵	۴۰۰	٪۴٫۰۸

۵- نتایج

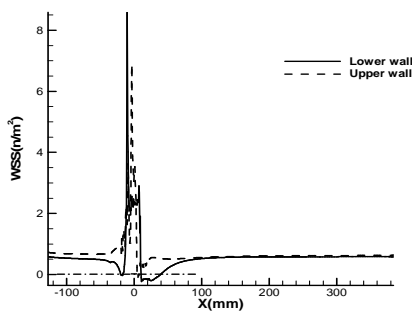
به منظور حل عددی جریان خون در یک مجرای دارای گرفتگی واقعی با پروفیلی پیچیده، کدی متشکل از روابط بیان شده به زبان فرترن ۹۰ نوشته شده است که دارای قابلیت تولید

شده‌اند. با توجه به نتایج شبیه‌سازی عددی مشاهده می‌شود، عبور از گرفتگی با عث برهم زدن تقارن جریان و تشکیل نواحی چرخشی در پایین دست گرفتگی شده که در رینولدزهای بالا بسیار حائز اهمیت می‌باشند.

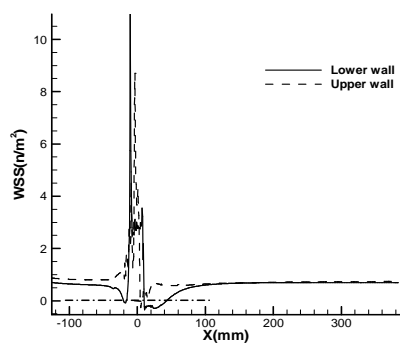
(الف)



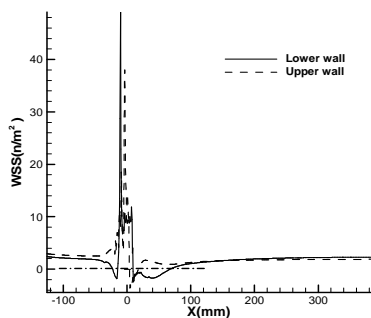
(ب)



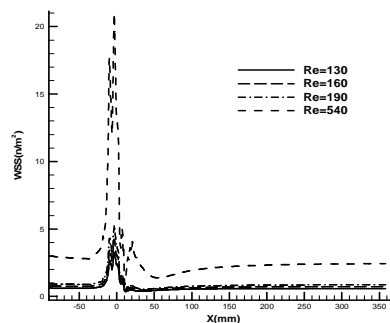
(ج)



(د)



شکل ۸- مقایسه‌ی تنش برشی دیواره‌ای محلی در دیواره‌ی بالایی و پایینی در اعداد رینولدز (الف) ۱۳۰، (ب) ۱۶۰، (ج) ۱۹۰، (د) ۵۴۰



شکل ۷- تغییرات تنش برشی متوسط دیواره‌ای

با افزایش عدد رینولدز از ۱۳۰ تا ۱۹۰، تغییر علامت تنش برشی در دیواره‌ی بالایی واقع در پایین دست گرفتگی نیز مشاهده می‌شود. همچنین در رینولدز ۵۴۰ برای اولین بار در بالا دست گرفتگی و در دیواره‌ی پایینی علامت تنش برشی تغییر کرده که حاکی از تشکیل ناحیه‌ی چرخشی در این منطقه می‌باشد. در مجاری عروقی نرمال مقدار مطلق تنش برشی روی جداره‌ی دیواره بین ۰ تا 3 N/m^2 متغیر است (با توجه به مقادیر تنش برشی متوسط در ورودی و خروجی که تأثیر گرفتگی ناچیز است (شکل ۷)). همان‌طور که در شکل ۸ مشاهده می‌شود، نوسانات شدید تنش برشی (2 N/m^2 تا 50 N/m^2) در رینولدزهای بالا یک پدیده‌ی غیر فیزیولوژیکی بوده، می‌تواند باعث پیشرفت ضخامت داخلی رگ (شیوع بیماری) گردد.

شکل ۹ بردارهای سرعت محوری را در سه مقطع مختلف اطراف گرفتگی نشان می‌دهد. به‌علت تشکیل گرادیان فشار معکوس درست بعد از گرفتگی شاهد تشکیل بردارهای سرعت در جهت مخالف جریان در دیواره‌ی پایینی بوده، اندازه‌ی این بردارها با افزایش عدد رینولدز، افزایش می‌یابد که در شکل (د) این پدیده کاملاً مشهود است.

همچنین در ناحیه‌ی گرفتگی به دلیل کاهش ناگهانی سطح مقطع سرعت جریان افزایش می‌یابد که اثرات این افزایش سرعت ناگهانی، در ناحیه‌ی گلوبی در نمودار تنش برشی مشاهده می‌شود.

۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله جریان نیوتونی خون در یک مجرای دارای گرفتگی سه بعدی و نامتقارن با روش‌های آزمایشگاهی و عددی مورد مطالعه قرار گرفته است. با کد عددی نوشته شده در فرتن ۹۰ با روش حجم محدود، شبیه‌سازی جریان خون در شریان دارای گرفتگی در مختصات منحنی‌الخط انجام شده است. همچنین به منظور اعتبار سنجی نتایج حل عددی، افت فشار در دو مطالعه‌ی عددی و آزمایشگاهی با یکدیگر مقایسه

[3] Mukhopadhyay, S. and Layek, G, "Numerical Modeling of a Stenosed Artery Using Mathematical Model of Variable Shape", Applications and Applied Mathematics, 3(2): pp. 308-328, 2008.

[4] Mansour, R., "Modeling of pulsatile blood flow in an axisymmetric tube with a moving indentation", The Arabian Journal for Science and Engineering, 33(2): pp. 529-550, 2008.

[5] Golpayeghani, A.T., S. Najarian, and M. Movahedi, "Numerical simulation of pulsatile flow with newtonian and non-newtonian behavior in arterial stenosis", Iranian Cardiovascular Research Journal, 1(3) :pp. 167-174, 2008.

[6] Tofigh, H., "A Numerical Study on the Physiological Pulsatile Flow through an Eccentric Arterial Stenosis", 17th Australian Fluid Mechanics Conference, New Zealand, 2010.

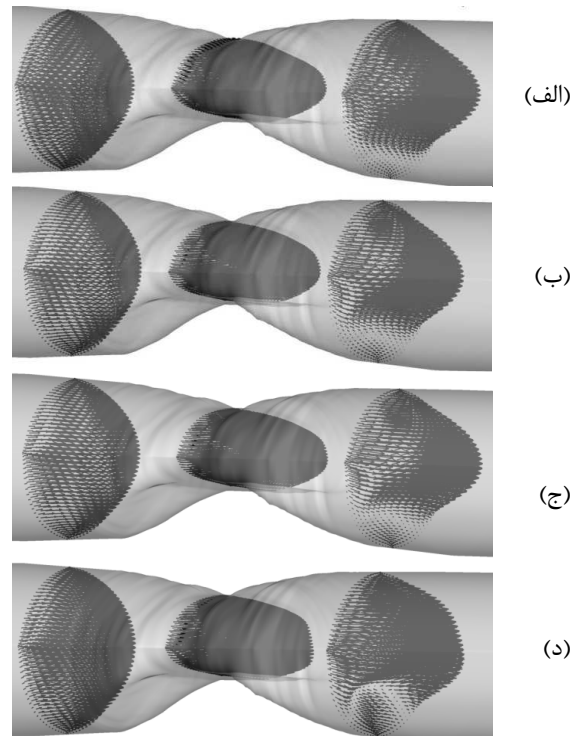
[7] Sousa, L., et al., "Computational Techniques and Validation of Blood Flow Simulation. WEAS Transactions on biology and biomedicine", ISI/SCI Web of Science and Web of Knowledge, 4(8): pp. 145-155, 2011.

[8] Pasha Zanous, S., Shafaghat, R., and Esmaili, Q., "A Finite-Volume Method in General Curvilinear Coordinates for Simulation of Blood Flow past a Stenosed Artery", Int J of Advanced Design and Manufacturing Technology, 7(3):pp. 27-36, 2014.

[9] Kahraman, H., Ozaydin, M., Varol, E., Aslan, S., Dogan, A., Altinbas, A., Demir, M., Gedikli, O., Acar, G., Ergene, O., "The diameters of the aorta and its major branches in patients with isolated coronary artery ectasia", Texas Heart Institute Journal 33(4): pp. 463, 2006,

[10] Hoffmann, K.A. and S.T. Chiang, "Computational fluid dynamics for engineers", Vol. 2. 1993: Engineering Education System Wichita, Kansas, USA.

[11] Farrashkhalvat, M. and J. Miles, "Basic Structured Grid Generation: With an introduction to unstructured grid generation", 2003: Butterworth-Heinemann.



شکل ۹- نمایش بردارهای سرعت در مقاطع مختلف در اعداد رینولدز (الف) ۱۳۰ (ب) ۱۶۰ (ج) ۱۹۰ (د) ۵۴۰

در این مطالعه افزایش ناگهانی تنش برشی در گلوبی بوده که در رینولدز ۵۴۰ از محدوده‌ی مجاز گذر کرده و صدمات جدی به دیواره رگ وارد می‌سازد. همچنین یکی دیگر از دست آوردهای این پژوهش مشاهده‌ی نوسانات شدید تنش برشی دیواره‌ای به دلیل وجود مقطعی کاملاً نامنظم در ناحیه‌ی گرفتگی می‌باشد که در گرفتگی‌های ساده دیده نمی‌شود. لذا، می‌توان نتیجه گرفت استفاده از فرض‌هایی برای ساده‌سازی هندسه‌ی گرفتگی که در اکثر مطالعات انجام شده در این زمینه در نظر گرفته می‌شود بدلیل اختلاف هندسی زیاد با گرفتگی‌های واقعی، فرض مناسبی نمی‌باشد زیرا بر اساس بررسی‌های به عمل آمده هندسه‌ی محل گرفتگی تأثیر بسیار زیادی بر تنش برشی ایجاد شده خواهد داشت.

مراجع

[1] Hejri, B., and Sadeghi P. M S., "Numerical investigation of pulsatile blood flow in deformable arteries, 2th Fluid Dynamics Conference", Isfahan University of Technology, Iran, pp. 15-17, 1372,

[2] Ghalichi, F. and G. Robert, "Numerical simulation of pulsatile blood flow in Stenosed Cervical artery due to Atherosclerosis", 9th Biomedical Engineering Conference, University of Science and Technology, Iran, pp. 10-12, 1378.