

مقایسه شریان‌های کاروتید طبیعی و مصنوعی در حالت‌های سالم و گرفته با در نظر گرفتن اثر خون بر دیواره الاستیک رگ

حامد باقری اسفه^{۱*}، سبحان شانه ساز^۲

۱- گروه مهندسی مکانیک، مرکز آموزش عالی شهرضا، دانشگاه اصفهان، ایران

۲- دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۸/۰۹/۱۹
بازنگری: ۱۳۹۸/۱۱/۲۴
پذیرش: ۱۳۹۹/۰۲/۱۴
ارائه آنلاین: ۱۳۹۹/۰۲/۲۴

کلمات کلیدی:

جریان خون
سیال غیرنیوتنی
شریان کاروتید
گرافت مصنوعی
دینامیک سیالات محاسباتی

خلاصه: گرافت رگ مصنوعی از جمله پرکاربردترین جراحی‌ها در بدن انسان است که طی آن قسمت باریک شده و دارای گرفتگی رگ با پروتز مصنوعی جایگزین می‌شود. رفتار مکانیکی این پروتز باید بسیار نزدیک به رفتار طبیعی رگ باشد تا عملکرد مناسبی داشته باشد. شریان کاروتید از شریان‌های اصلی در تامین خون مغز انسان است. در این مقاله اثر سیال خون بر دیواره رگ پروتز و رگ طبیعی در حالت‌های سالم و دارای گرفتگی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. جریان خون به عنوان یک سیال غیرنیوتنی در شریان کاروتید با استفاده از نرم افزار آنسیس سی‌اف‌ایکس شبیه سازی شده است. بر اساس نتایج بدست آمده، گرفتگی باعث افزایش سرعت، تنش برشی، تنش فون میزز، تغییر شکل و همچنین کاهش موضعی فشار در ناحیه گرفتگی می‌شود. بیشترین میزان تغییر شکل و تنش فون میزز در ناحیه نزدیک به انشعاب و در شاخه اصلی شریان کاروتید رخ می‌دهد. در ادامه مقاله از پلیمرهای داکرون و پلی‌اورتان به عنوان جایگزین شریان کاروتید طبیعی استفاده شده و میزان تنش فون میزز و مقدار تغییر شکل در این پلیمرها برای حالت‌های رگ سالم و گرفته محاسبه شده است. بر اساس نتایج بدست آمده استفاده از پلیمر داکرون به عنوان جایگزین شریان کاروتید طبیعی نسبت به پلیمر پلی‌اورتان مناسب‌تر است.

۱- مقدمه

با تطابق حداکثری با رگ‌های طبیعی می‌باشد. داشتن جایگزین‌های مطلوب برای این پیوند امری ضروری و اجتناب‌ناپذیر است. پژوهش در زمینه گرفتگی رگ از سال ۱۹۶۸ آغاز شد. یانگ [۴] آغازگر بررسی جریان خون در رگ گرفته شده بود. او جریان خون درون یک لوله استوانه‌ای شکل با گرفتگی متقارن و وابسته به زمان را بررسی نمود. یانگ معادلات ناویر استوکس را بر اساس مدل غیرنیوتنی کراس مدل‌سازی کرد و اثر رشد گرفتگی بر توزیع تنش برشی دیواره و فشار را مطالعه نمود. در سال ۱۹۷۰ لی و فانگ [۵] با هدف کمک به شناسایی بیماری تصلب شریان، جریان خون داخل یک استوانه با گرفتگی را به صورت عددی شبیه‌سازی نمودند. آن‌ها تحلیل خود را در بازه رینولدز صفر تا ۲۵ انجام دادند. بر اساس نتایج با در نظر گرفتن یک پروفیل سهموی در ناحیه گرفتگی با کاهش ۵۰ درصدی قطر استوانه، حداکثر تنش برشی در کمترین سطح مقطع ۸ برابر دور دست ناحیه گرفتگی است. همچنین در عدد رینولدز ۲۵، نسبت تنش برشی ماکزیمم در ناحیه گرفتگی به ناحیه دور دست

شریان کاروتید از شریان‌های اصلی در تامین خون مغز انسان است. بر اساس تحقیقات انجام شده خطر سکته مغزی ناشی از تنگی شاخه داخلی شریان کاروتید، با میزان گرفتگی ارتباط مستقیم دارد [۱]. حدود یک پنجم از سکته‌های مغزی ناشی از تنگی شریان کاروتید داخلی است. رسوب کلسترول، چربی، کلسیم و دیگر مواد در طول دیواره باعث ایجاد پلاک‌هایی در شریان کاروتید می‌شود که منجر به تنگ، سفت و سخت شدن دیواره رگ‌ها می‌گردد. این پدیده به تصلب شریان^۱ معروف است و با کاهش جریان خون به مغز، باعث سکته مغزی می‌شود [۲]. یکی از جراحی‌های پزشکی برای درمان این بیماری جایگزینی قسمت مسدود و یا باریک شده شریانها می‌باشد [۳]. پروتز رگ مصنوعی جایگزین قسمتی از رگ می‌شود که قادر به انجام وظایف خود نیست. امروزه پیوند رگ‌های مصنوعی در دنیا متداول است. مهندسی بافت در تلاش برای ایجاد رگ‌های مصنوعی

1 Arteriosclerosis

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: h.bagheri@shr.ui.ac.ir



گرفتگی برابر ۱۸/۲ است. در سال ۱۹۷۴ مورگان و یانگ [۶] جریان خون آرام درون رگ با گرفتگی متقارن را به کمک روش انتگرالی بررسی کردند و یک حل تقریبی برای آن ارائه نمودند. آن‌ها هندسه رگ را با یک لوله تقریب زده و سیال خون را نیوتنی در نظر گرفتند. نتایج تحلیلی آن‌ها برای افت فشار و مشخصات جدایش جریان با نتایج آزمایشگاهی توافق خوبی داشت. در سال ۲۰۰۲ لانگ و همکارانش [۷] اظهار داشتند که توافق خوبی بین مقادیر سرعت اندازه‌گیری شده به کمک تصویربرداری رزونانس مغناطیسی^۱ و نتایج بدست آمده از دینامیک سیالات محاسباتی^۲ برای جریان خون درون شریان کاروتید وجود دارد. بنابراین دینامیک سیالات محاسباتی می‌تواند نتایج قابل اطمینانی برای شبیه‌سازی جریان خون درون شریان کاروتید ارائه دهد. در سال ۲۰۱۶ سیبیس و همکارانش [۸] جریان خون در شریان کاروتید را از طریق دو روش تصویربرداری رزونانس مغناطیسی و دینامیک سیالات محاسباتی مورد بررسی قرار دادند. بر اساس نتایج آن‌ها تنش برشی دیواره تعیین شده از دو روش تصویربرداری رزونانس مغناطیسی و دینامیک سیالات محاسباتی بطور معکوس با ضخامت دیواره شریان کاروتید متناسب است. قراهی و همکارانش [۹] از ترکیب تحلیل دینامیک سیالات محاسباتی و تصویربرداری رزونانس مغناطیسی بمنظور تخمین جریان داخل شریان کاروتید استفاده کردند. از نمونه‌های تصویربرداری رزونانس مغناطیسی بمنظور ساخت مدل‌های محاسباتی سه‌بعدی و همچنین از اندازه‌گیری‌های تصویربرداری رزونانس مغناطیسی بمنظور تعیین شرایط مرزی مناسب در مرزهای ورودی و خروجی استفاده شد. تحلیل آن‌ها در ابتدا برای رگ سالم و سپس برای رگ گرفته انجام شد. آن‌ها دیواره رگ را صلب در نظر گرفته و اثر سیال خون بر دیواره الاستیک رگ را لحاظ نکردند. در سال ۲۰۱۸ مرادی و همکارانش [۱۰] جریان خون مغشوش، غیرنیوتنی و ضربانی را در شریان کاروتید الاستیک به کمک نرم افزار فلونت شبیه‌سازی کرده و نواحی مستعد تصلب شریان را پیش‌بینی نمودند. بر اساس بررسی آن‌ها نقش در نظر گرفتن دیواره رگ‌ها بصورت صلب یا الاستیک خیلی مهمتر از نیوتنی یا غیرنیوتنی در نظر گرفتن خون و یا حتی آرام یا مغشوش بودن جریان است. آن‌ها پیش‌بینی کردند که احتمال تشکیل پلاک‌های تصلب شریان در مناطقی مثل دیواره شریان کاروتید داخلی بیشتر است. بخاطر نرخ

1 Magnetic Resonance Imaging (MRI)

2 Computational Fluid Dynamics (CFD)

کم تنش برشی روی دیواره، سرعت جریان کاهش یافته و رسوب ذرات سنگین آنجا اتفاق می‌افتد.

با توسعه قدرت محاسباتی در دهه گذشته، محققان برهمکنش سازه بر سیال خون را در عروق سالم و گرفته مورد بررسی قرار داده‌اند [۱۱-۱۳]. تانگ و همکارانش [۱۴] داده‌های ام آر آی مربوط به پلاک‌های شریان کاروتید ۱۲ بیمار را بدست آوردند که ۵ پلاک پارگی اولیه داشتند. با در نظر گرفتن اثر سیال بر سازه، تنش دیواره پلاک و ماکزیمم تنش برشی جریان بدست آمد. بر اساس تحقیقات آن‌ها پلاک‌ها با پارگی قبلی تنش بحرانی بالاتری داشتند. همچنین تنگ و همکارانش [۱۵] نمونه تصویربرداری رزونانس مغناطیسی سه بعدی شریان کاروتید انسانی را با مدل کردن برهمکنش سیال و سازه بمنظور شناسایی تنش دیواره‌ای بحرانی پلاک، تنش برشی بحرانی جریان و بررسی ارتباط آن‌ها با از هم گسیختن پلاک بررسی کردند. بر اساس نتایج بدست آمده، تنش‌های بحرانی پلاک ارتباط نزدیکی با پارگی پلاک دارند و بهتر می‌توانند محل‌های پارگی پلاک را در مقایسه با تنش‌های برشی جریان بحرانی، شدت تنگی پلاک و تنش‌های ماکزیمم دیواره پلاک پیش‌بینی کنند.

در حوزه پیوند عروق، کارل [۱۶] در سال ۱۹۱۲ اولین نفری بود که استفاده از لوله‌هایی از جنس شیشه و فلز را تحت عنوان عروق مصنوعی در جراحی بایپس قلب در سگ توصیف کرد. در اوایل سال ۱۹۵۴ بلک مور و ورهیس [۱۷] اولین عروق مصنوعی را جهت جایگزینی شریان ارائه کردند. آنها با بررسی ۱۸ مورد جایگزینی توانستند نتایج رضایت بخشی را از نظر کیفیت عملکرد پروتز و تطبیق پذیری آن کسب کنند، اما نتوانستند از عفونت و خونریزی جلوگیری نمایند. علیرغم نارسایی بالایی که در پیوندهای شریانی پروتز وجود دارد، اما همچنان اینگونه جراحی پیوندها تقاضای بالایی دارد [۱۸]. بر اساس تحقیقات انجام شده تا به امروز ما با کمبود مطالعه بر روی عروق انسان مواجه هستیم و اکثر اطلاعات مکانیکی موجود برای عروق کرونری مربوط به حیوانات است. نتایجی که از مطالعه بر روی عروق حیوانات بدست می‌آید نمی‌تواند برای بدن انسان استفاده شود و فقط می‌تواند برای مقایسه بکار رود [۲۰-۲۲]. در پی شکست‌های ایجاد شده در پیوندهای شریانی، مطالعاتی بر روی برخی از حیوانات از جمله خوک [۲۳، ۲۴] و سگ [۲۵] انجام شد. بای و همکارانش [۲۶] مطالعاتی بر روی دسته‌ای از موش‌های آزمایشگاهی انجام دادند و یک

اثر سیال خون بر دیواره الاستیک رگ طبیعی و مصنوعی بررسی شده است. در این مقاله از پلیمرهای پلی اتیلن ترفتالات (داکرون) و پلی اورتان برای دیواره رگ مصنوعی استفاده شده است. این مواد به تایید سازمان غذا و داروی آمریکا جهت جایگزینی عروق رسیده است [۳۲، ۳۳].

با مرور تاریخچه مشخص است تاکنون مطالعه‌ای در زمینه شبیه‌سازی جریان غیرنیوتنی خون در شریان کاروتید مصنوعی در حالت گرفته انجام نشده است. در این مقاله جریان خون در شریان کاروتید مصنوعی در حالت گرفته شبیه‌سازی شده و اثر سیال غیرنیوتنی خون بر دیواره الاستیک رگ مصنوعی بررسی شده است. این موارد، نوآوری‌های اصلی مقاله در مقایسه با مطالعات پیشین است.

۲- معادلات حاکم

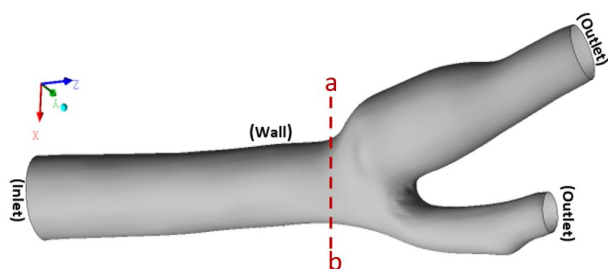
معادلات پیوستگی و مومنتوم حاکم بر محیط سیال بصورت زیر است:

$$\frac{\partial \rho_f}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho_f u_i) = 0 \quad (1)$$

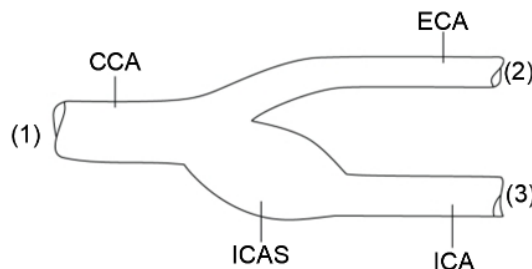
$$-\nabla P + \nabla \cdot \tau_f = \rho_f \left(\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} \right) \quad (2)$$

در این روابط ρ_f چگالی سیال، u_i مولفه‌های سرعت، P مقدار فشار، τ_f تانسور تنش سیال و \vec{V} بردار سرعت می‌باشد. زیرنویس f اشاره به محیط سیال دارد. سیال خون مخلوط چندفازی ناهمگنی از گلبول‌های سفید و قرمز و پلاکت‌ها در پلاسمای مایع است که چند ویژگی رئولوژیکی غیرنیوتنی مانند ویسکوالاستیک بودن و تنش تسلیم دارد [۳۴، ۳۵]. از آنجایی که تنش برشی خون با آهنگ تغییر شکل تناسب خطی ندارد و فاقد لزجت ثابت است، خون را در گروه سیالات غیرنیوتنی قرار می‌دهند [۳۶]. پلاسمای سیال نیوتنی است و بیشترین اثرات غیرنیوتنی خون به علت وجود گلبول‌های قرمز در خون می‌باشد [۳۴، ۳۵]. هیچ مدلی چه نیوتنی و چه غیرنیوتنی نمی‌تواند تمام ویژگی‌های پیچیده خون را پوشش دهد. بنابراین تاکنون از مدل‌های مختلفی برای شبیه‌سازی خون استفاده شده است. این مدل‌ها چه نیوتنی و چه غیرنیوتنی، تفاوت‌های زیادی

گرفت عروقی برای موش ایجاد کردند. آن‌ها با کالبد شکافی، مجرا را بصورت جداسازی هترولوژی به سپاهرگ و آئورت دوختند و بعد از گذشت ۲۱ روز همه موش‌ها زنده ماندند. این یک نمونه سودمند در ساخت بافت با ماده جدید در پیوند عروق می‌باشد. در سال ۲۰۱۷ دومانین و همکارانش [۲۷] مطالعه‌ای در زمینه مقایسه شریان ترمیم شده با مواد مصنوعی و بخیه مستقیم شریان کاروتید با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی انجام دادند. آن‌ها دو معیار شاخص برشی نوسانی و زمان اقامت نسبی را به منظور شناسایی نواحی مستعد ابتلا به تنگی مجدد در شریان کاروتید بررسی نمودند و ادعا کردند که این دو شاخص با تشکیل پلاک مرتبطند. آن‌ها مطالعات خود را بر روی ۱۲ بیمار که به دلیل تنگی شریان کاروتید بیشتر از ۷۰ درصد تحت عمل جراحی قرار گرفته بودند، انجام دادند. شرایط جریان با استفاده از شرایط مرزی خاص بیمار برگرفته از سونوگرافی داپلر و همچنین هندسه‌های گرفته شده از آنژیوگرافی رزونانس مغناطیسی مدلسازی شد. در سال ۲۰۱۸ گواردیناس و همکارانش [۲۸] از تست‌های غیر مخرب کمانش، تورفتگی و کشش در ابعاد میکرو برای تعیین مشخصات مکانیکی اتصالات مورد استفاده در ترمیم شریان کاروتید استفاده کردند. آن‌ها الیاف، پلیمر و بافت نرم را برای اتصالات در ترمیم شریان کاروتید بکار گرفتند. چن و همکارانش [۲۹] تاثیر استفاده از بای‌پس عروق کاروتید را به کمک پیوند مصنوعی برای درمان انسداد شریان کاروتید بررسی کردند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که پیوند مصنوعی کاروتید یک روش درمانی ایمن و مفید برای این دسته از بیماران خواهد بود و تاکید کردند که این تحقیقات برای دقیقتر بودن باید در جامعه آماری بزرگتری انجام شود. با وجود تلاش فراوان در راستای پیدا کردن مواد مناسب برای پروتزهای جایگزین برای بیماران قلبی و عروقی، کاربرد موادی چون فلز، شیشه و ابریشم با شکست مواجه شده است. برای یافتن مواد بی‌اثری که کمترین واکنش را با خون و بافت رگ داشته باشد دو شاخصه ماندگاری و ایجاد لخته‌های خون، مد نظر محققان بوده است [۳۰]. در سال ۲۰۱۹ باقری‌اسفه و شانه‌ساز [۳۱] اثرات مقادیر مختلف گرفتگی در شریان کاروتید طبیعی را به کمک دینامیک سیالات محاسباتی بررسی کردند. بر اساس نتایج حاصل، گرفتگی میزان لزجت خون را افزایش می‌دهد. در مقاله حاضر این بررسی کاملتر شده و اثرات گرفتگی در شریان کاروتید مصنوعی با جنس‌های مختلف مطالعه شده است. همچنین



شکل ۲. هندسه رگ سالم شریان کاروتید به همراه مرزهای مختلف
Fig. 2. Geometry of the healthy carotid artery with different boundaries



شکل ۱. قسمت‌های مختلف شریان کاروتید
Fig. 1. Different parts of the carotid artery

جدول ۱. مقدار ثابت‌های موجود در مدل کارو-یاسودا در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد [۳۸، ۳۷]

Table 1. Constants values of the Carreau-Yasuda model at 37°C [37, 38]

n	a	λ	μ_0	μ_∞
۰/۳۵۶	۲	۱۰/۹۷۵۹۶۹	۰/۰۵۶	۰/۰۰۳۴۵

است. شریان کاروتید مشترک^۲ به دو شاخه کاروتید خارجی^۳ و کاروتید داخلی^۴ تقسیم می‌شود. گرفتگی در قسمتی از رگ معروف به ناحیه برآمدگی سینوس کاروتید^۵ رخ می‌دهد. هندسه رگ سالم شریان کاروتید در شکل ۲ آمده است. برای تولید این هندسه، ابر نقاط حاصل از اسکن سه بعدی رگ سالم (موجود در [۳۹]) توسط نرم افزار کتیا به سطح و سپس به حجم تبدیل شد. مرزهای مختلف موجود در این هندسه (ورودی، خروجی و دیواره) در شکل ۲ نشان داده شده است. همچنین مقدار سطح مقطع بخش‌های مختلف هندسه کاروتید در جدول ۲ آمده است.

شبیه‌سازی جریان خون در نرم افزار انسیس سی‌اف‌ایکس بصورت پایا، آرام، همدمای ۳۷ درجه سانتیگراد با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر مترمکعب در فضای سه بعدی رگ کاروتید انجام گرفته است. از روش با دقت مرتبه بالا^۶ و گام زمانی اتوماتیک^۷ استفاده شده است. معیار همگرایی معادلات پیوستگی و مومنوم برابر ۶-۱۰ در نظر گرفته شده است. فشار خون در سیستمولیک برابر ۱۲۰ میلی متر جیوه

$$\mu = \mu_\infty + \frac{\mu_0 - \mu_\infty}{[1 + (\lambda\dot{\gamma})^a]^{1-n}} \quad (3)$$

دارند و می‌توانند نتایج کاملاً متفاوتی ارائه دهند. در این مقاله از مدل کارو-یاسودا^۱ برای بیان ارتباط بین لزجت و نرخ تغییر شکل در خون استفاده شده است. همچنین دیواره رگ بصورت الاستیک در نظر گرفته شده تا اثر سیال بر سازه تحلیل گردد. مدل کارو-یاسودا محدوده گسترده‌ای از سیالات نیوتنی و غیرنیوتنی را پوشش داده و می‌تواند بخوبی رفتار سیال خون را پیش‌بینی کند. در این مدل رابطه بین لزجت دینامیکی (μ) و نرخ تغییر شکل ($\dot{\gamma}$) بصورت زیر بیان می‌شود:

در این رابطه، پارامترهای μ_0 و μ_∞ مقادیر لزجت در تنش برشی صفر و بینهایت هستند. مقدار ثابت‌های μ_0 ، n ، a و μ_∞ در دمای بدن انسان (۳۷ درجه سانتیگراد) در جدول ۱ آمده است. معادله حاکم در محیط جامد (دیواره رگ) معادله بقاء مومنوم

$$\nabla \tau_s = \rho_s \ddot{d}_s \quad (4)$$

است که بصورت زیر نوشته می‌شود:

در این رابطه τ_s تانسور تنش، ρ_s چگالی و \ddot{d}_s شتاب محلی محیط جامد است. زیرنویس S اشاره به محیط جامد دارد. تکیه‌گاه‌های ثابت در مرزهای ورودی و خروجی در نظر گرفته شده و نیرو از سمت سیال خون بر دیواره داخلی رگ اعمال می‌گردد.

۳- روش حل

قسمت‌های مختلف شریان کاروتید در شکل ۱ نشان داده شده

- 2 Common carotid artery (CCA)
- 3 External carotid artery (ECA)
- 4 Internal carotid artery (ICA)
- 5 Internal carotid artery sinus (ICAS)
- 6 High Resolution
- 7 Auto Timescale

1 Carreau-Yasuda

جدول ۵. خواص مکانیکی مواد پروتز [۴۳، ۴۴]

Table 5. Mechanical properties of the prosthesis materials [43, 44]

ماده	ρ (kg/m ³) چگالی	E (kPa) مدول یانگ	ν ضریب پواسون
داکرون	۱۳۸۰	۱۹۰۰	۰/۴۱
پلی اورتان	۱۲۰۰	۲۵۰۰۰	۰/۴۹

برای بررسی اثر سیال بر سازه و تغییر شکل رگ پروتز، هندسه رگ با ضخامت ۰/۵mm در نظر گرفته شده است. خواص مکانیکی پروتزهای مصنوعی داکرون و پلی اورتان در جدول ۵ آمده است.

پلی اورتان ترکیبی از سه مونومر مختلف می باشد. بخش سخت که از دی ایزوسیانات مشتق شده است، زنجیره بسط دهنده و بخش نرم که معمولاً از پلی ال می باشد. اساساً بخش نرم عامل انعطاف پذیری است، درحالیکه بخش سخت در استحکام نقش دارد. انتخاب سه مونومر می تواند موادی با خواص مکانیکی متفاوت تولید کند و همین موضوع، پلی اورتان را به یک ماده زیستی جالب تبدیل کرده است. علاوه بر این خاصیت کشسانی بالا، خواص مکانیکی خوب و سازگاری قابل قبول، پلی اورتان را به ماده ای مناسب برای ساخت داربست های رگی تبدیل کرده است [۳۰]. پلیمر مصنوعی پلی اتیلن ترفتالات که بعنوان داکرون نیز شناخته می شود، عمدتاً از ترکیب اتیلن گلیکول با اسید ترفتالیک با کمک گرما و کاتالیزور بدست می آید. این پلیمر خواص مطلوبی از جمله انعطاف پذیری، مقاومت و استحکام مکانیکی بالا در برابر تجزیه بیولوژیکی دارد. همچنین سبک وزن بودن، غیر سمی بودن و سازگاری با بافت میزبان سبب شده تا این ماده در پزشکی کاربرد فراوانی داشته باشد و از آن در ساخت نخ بخیه و گرافت های مصنوعی رگ استفاده شود. همچنین یکی از مشخصه های مهم و مطلوب داکرون این است که در برابر فرآیند دیالیز مقاومت مطلوبی از خود نشان می دهد.

شبیه سازی در محیط سیال با استفاده از دینامیک سیالات

جدول ۲. سطح مقطع قسمت های مختلف شریان کاروتید

Table 2. Area of different sections of the carotid artery

مساحت (mm ²)	مقطع
۳۰/۹۷۹	ورودی شریان کاروتید مشترک
۷/۲۲۱۶	خروجی کاروتید خارجی
۱۴/۸۲۶	خروجی کاروتید داخلی

جدول ۳. خواص خون در دمای بدن انسان [۴۰]

Table 3. Properties of blood at human body temperature [40]

مقدار خاصیت	پارامتر
۳۵۱۳	C_p [J/kg.K]
۰/۰۰۳	K [W/m.K]
۱۰۵۰	ρ [kg/m ³]
رابطه ۳	μ [N.s/m ²]

و در دیاستولیک برابر ۸۰ میلی متر جیوه می باشد. در این مقاله فشار نسبی رگ در مرز خروجی با توجه به مقادیر ماکزیمم و مینیمم فشار خون برابر ۱۰۰ میلی متر جیوه در نظر گرفته شده است. سرعت در ورودی رگ متفاوت بوده و تابعی از زمان می باشد. سرعت ورودی بصورت سینوسی تغییر می کند، بطوریکه مقدار ماکزیمم آن در قله به ۰/۵ متر بر ثانیه می رسد و حداقل سرعت آن برابر ۰/۱ متر بر ثانیه در طول فاز سیستولیک است. در حالت دائم سرعت ورودی بصورت ثابت با مقدار میانگین سرعت های ماکزیمم و مینیمم برابر ۰/۳ متر بر ثانیه در نظر گرفته می شود. خواص خون در دمای بدن انسان، مطابق با جدول ۳ در نظر گرفته شده است.

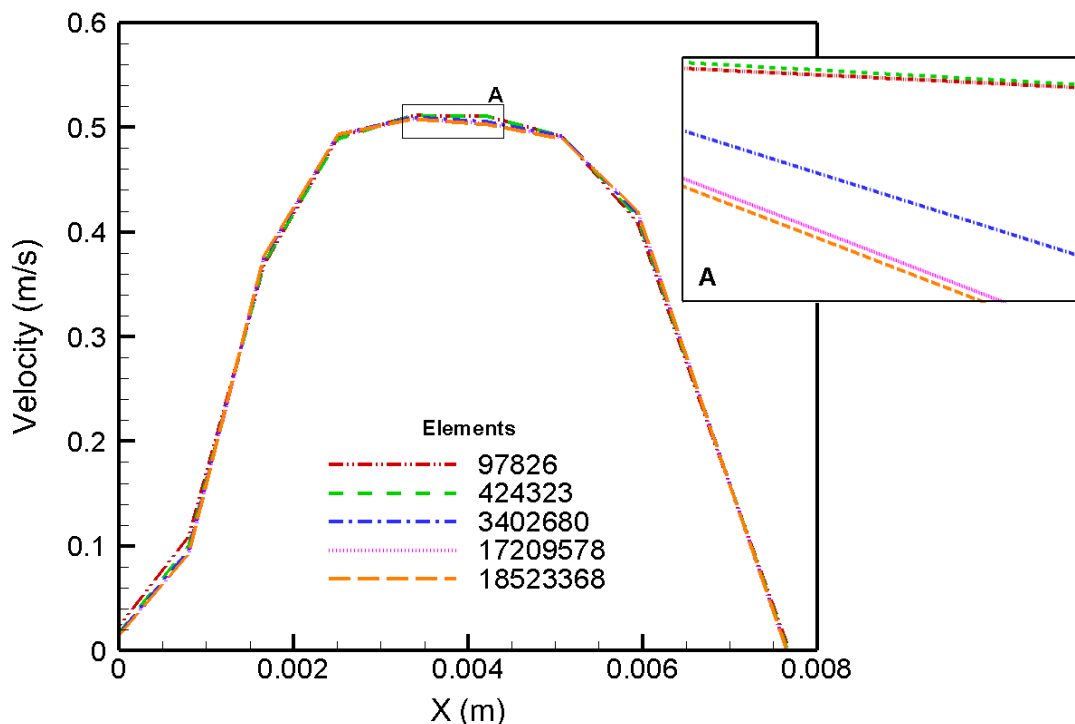
مشخصات و خواص مکانیکی رگ سالم کاروتید در جدول ۴ آمده

است.

جدول ۴: مشخصات و خواص مکانیکی شریان کاروتید [۴۱، ۴۲]

Table 4. Specifications and mechanical properties of the carotid artery [41, 42]

ضخامت (متر)	ρ (kg/m ³) چگالی	E (kPa) مدول یانگ	ν ضریب پواسون	استحکام نهایی (MPa)
۰/۰۰۰۵	۱۳۰۰	۹۱۰	۰/۴۹	۱/۹۹۶



شکل ۳. سرعت در امتداد خط ab برای پنج شبکه مختلف
Fig. 3. Velocity along line ab for five different grids

استقلال از شبکه انجام گرفته است. بدین منظور توزیع سرعت در راستای خطی در امتداد محور X و در شاخه اصلی در حوالی برآمدگی سینوسی (خط ab در شکل ۲)، برای پنج شبکه مختلف در شکل ۳ ترسیم شده است. جهت مش زدن و حل مسئله از کامپیوتر با پردازنده ۸ هسته‌ای با فرکانس ۲/۳ گیگاهرتز و ظرفیت حافظه اصلی ۸ گیگا بایت استفاده شده است. با توجه به شکل ۳ مقادیر سرعت با افزایش تعداد المان‌ها به هم نزدیکتر می‌شود. برای کاهش هزینه محاسباتی از شبکه ۴ با تعداد سلول ۱۷۲۰۹۵۷۸ استفاده می‌شود.

شکل ۴ شبکه در مقطعی از شاخه اصلی رگ کاروتید بدون گرفتگی با ۱۷۲۰۹۵۷۸ سلول را نشان می‌دهد.

۵- اعتبار سنجی

به منظور اعتبارسنجی روش حل عددی و مدل غیر نیوتنی در نظر گرفته شده برای سیال خون در این مقاله، از هندسه شریان کاروتید نشان داده شده در شکل ۵ استفاده می‌شود [۷]. چون برای هندسه اصلی مقاله (شکل ۲) نتایج آزمایشگاهی در دسترس نیست.

دبی حجمی ورودی به شریان کاروتید مشترک برابر ۱۰ میلی‌لیتر بر ثانیه و عدد رینولدز ورودی برابر ۳۳۰ می‌باشد [۷]. مقایسه توزیع

محاسباتی و در محیط جامد بر پایه اندرکنش سیال - جامد^۱ انجام شده و نتایج آن‌ها در نهایت کوپل می‌گردد. شرایط اندرکنش سیال - جامد از شرایط سینماتیک (سازگاری جابجایی) و دینامیک (تعادل کشش) بصورت زیر نتیجه می‌شود:

$$d_f = d_s \rightarrow V = \dot{d}_s \quad (5)$$

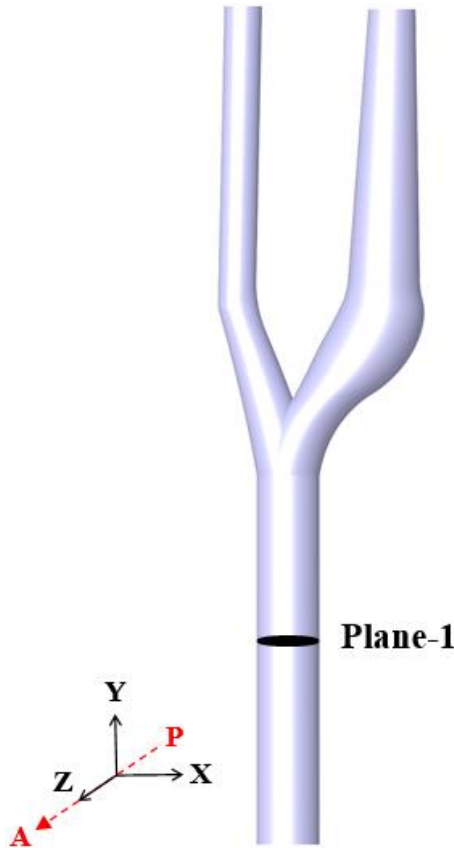
$$n \cdot \tau_f = n \cdot \tau_s \quad (6)$$

اندیس‌های f و s به ترتیب نشان دهنده حوزه سیالاتی^۲ و جامداتی^۳ می‌باشد. همچنین τ_s و τ_f به ترتیب تانسور تنش محیط سیال و جامد است. طبق رابطه (۵) جابجایی سیال و جامد و در نتیجه سرعت آن‌ها در نقطه تماس برابر است. همچنین بر اساس رابطه (۶) مقدار تنش عمودی سیال و جامد در نقطه تماس برابر است.

۴- آزمون استقلال از شبکه

به منظور انتخاب شبکه مناسب برای هندسه رگ کاروتید، آزمون

- | | |
|---|-------------------------------|
| 1 | Fluid Solid Interaction (FSI) |
| 2 | Fluid Domain |
| 3 | Solid Domain |

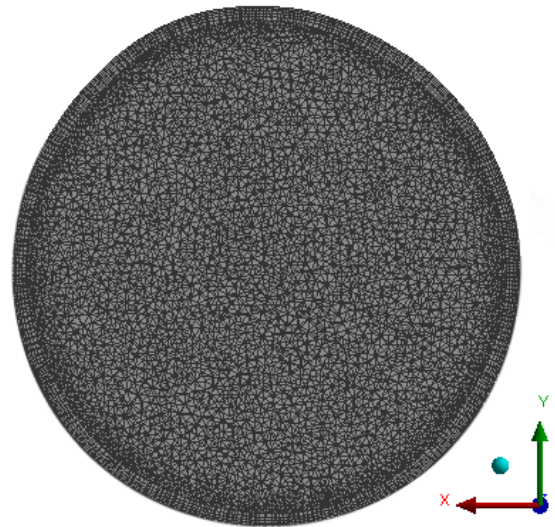


شکل ۵. هندسه شریان کاروتید استفاده شده برای اعتبار سنجی [۷]
Fig. 5. Geometry of the carotid artery used for validation [7]

یاسودا پیروی می‌کند، در دو هندسه سه بعدی شریان کاروتید سالم و دارای گرفتگی و برای سه جنس مختلف شبیه‌سازی شده است. جنس‌های مورد مطالعه شریان کاروتید طبیعی، داکرون و پلی‌اورتان می‌باشد. همچنین اثر سیال بر دیواره رگ در شرایط پایا مورد بررسی قرار گرفته است. شکل ۷ کانتور سرعت در مقاطع مختلف رگ سالم و رگ دارای گرفتگی را نشان می‌دهد.

شکل ۸ مقدار میانگین پارامترهای مختلف (قطر، سرعت، نرخ کرنش برشی و تنش برشی دیواره) در مقاطع مختلف شاخه اصلی شریان کاروتید مشترک در شریان کاروتید سالم را نشان می‌دهد. همچنین مقدار این پارامترها در مقاطع مختلف شاخه کاروتید داخلی مربوط به شریان کاروتید سالم و گرفته در شکل ۹ ترسیم شده است. گرفتگی در صفحه ۳ رخ داده است. بیشترین میزان کاهش قطر در محل گرفتگی بوده و برابر ۴۴ درصد می‌باشد.

مطابق با شکل‌های ۷، ۸ و ۹ سرعت از صفر در دیواره‌ها شروع شده و به مقدار ماکزیمم خود در خروجی بزرگتر رگ سالم (صفحه ۸) با مقدار ماکزیمم ۰/۶۵ m/s می‌رسد. مقدار سرعت میانگین در این



شکل ۴. شبکه در مقطعی از شاخه اصلی رگ سالم کاروتید
Fig. 4. Grid at cross section of common carotid artery

سرعت در امتداد محور PA در مقطع صفحه ۱ شریان کاروتید بین نتایج حاصل از شبیه‌سازی نرم افزاری حاضر و داده‌های تجربی و عددی ارائه شده توسط لانگ و همکارانش [۷] در شکل ۶ انجام شده است. در این شکل R شعاع شاخه شریان کاروتید مشترک برابر ۳/۸۱ میلی‌متر و r فاصله تا محور مرکزی شاخه شریان کاروتید مشترک می‌باشد. نتایج تجربی با استفاده از عکسبرداری رزونانس مغناطیسی توسط لانگ و همکارانش [۷] در سال ۲۰۰۲ ارائه شده است. با توجه به شکل ۶، نتایج شبیه‌سازی عددی حاضر به داده‌های آزمایشگاهی نزدیک است.

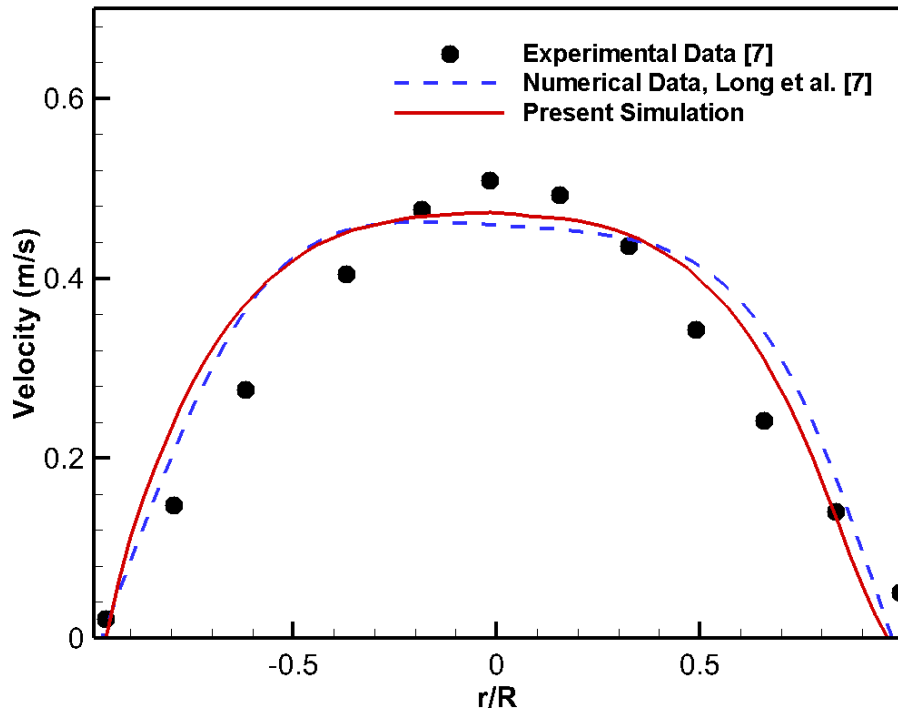
میزان خطای شبیه‌سازی عددی حاضر با استفاده از رابطه زیر برآورد می‌شود:

$$Error = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (V_{i,Experimental} - V_{i,Numerical})^2}{n}} \times 100 \quad (7)$$

در این رابطه V مقدار سرعت و n تعداد نقاط در امتداد محور PA است که مقدار سرعت در آن‌ها بصورت تجربی اندازه‌گیری شده است. میزان خطای شبیه‌سازی عددی حاضر با استفاده از رابطه (۷) برابر ۴ درصد بدست می‌آید. در نتیجه حل عددی و مدل غیرنیوتنی استفاده شده در این مقاله از دقت مناسبی برخوردارند.

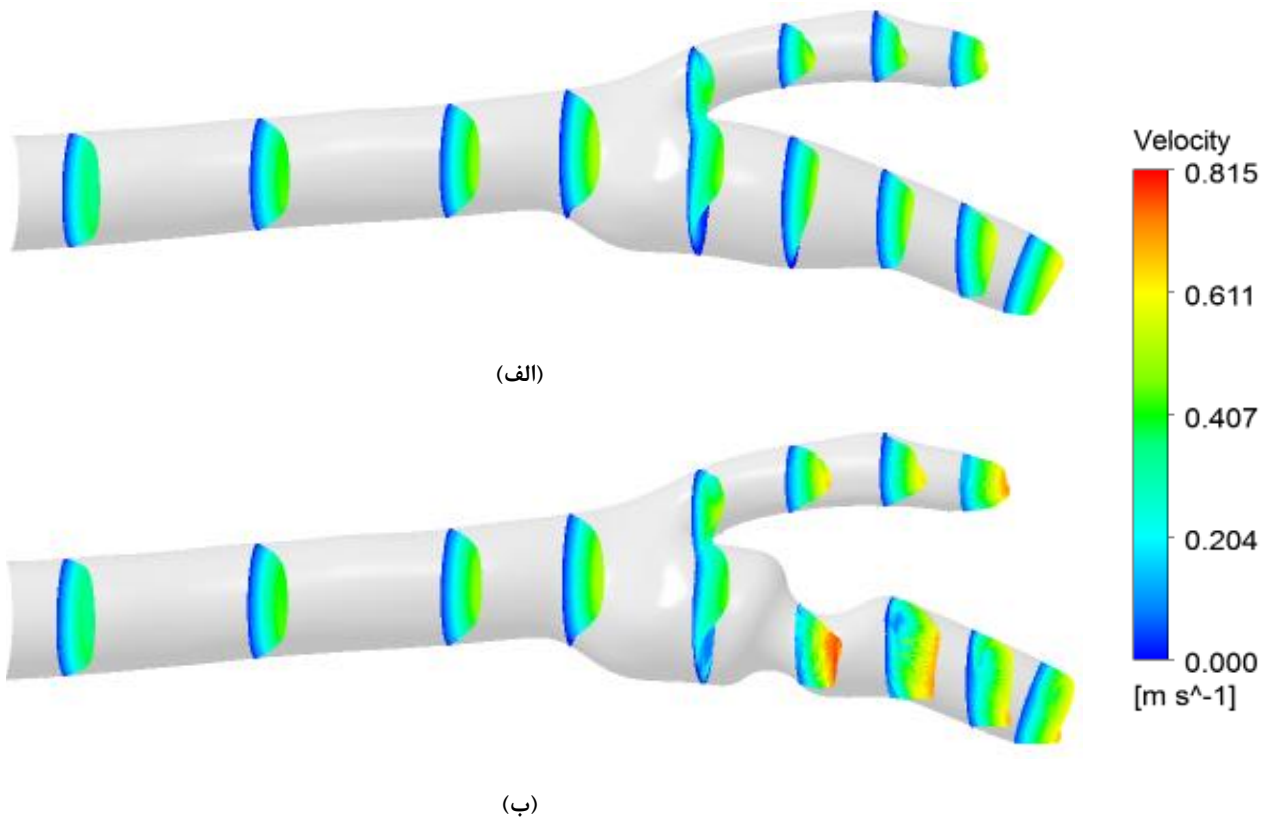
۶- ارائه و تفسیر نتایج

در این مقاله خون به عنوان ماده‌ای غیرنیوتنی که از رابطه کارو-



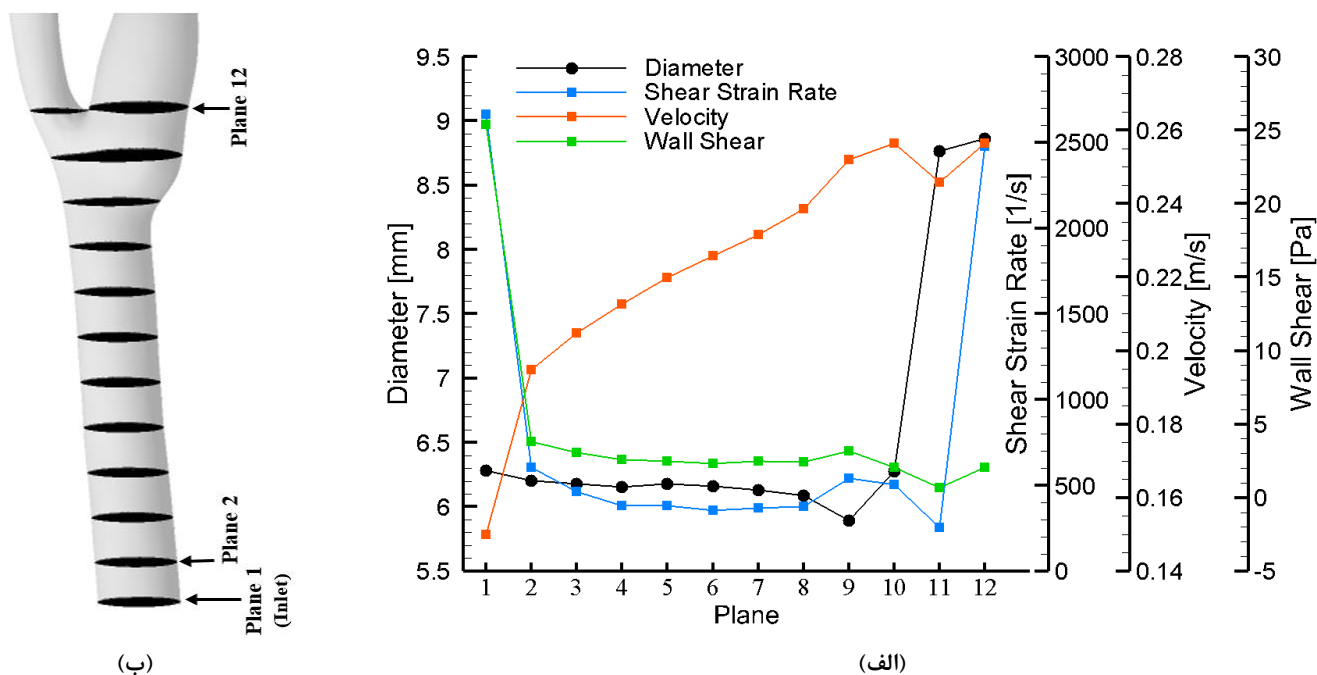
شکل ۶. مقایسه توزیع سرعت در امتداد محور PA در صفحه ۱ شریان کاروتید بین نتایج حاصل از شبیه سازی نرم افزاری حاضر و داده های تجربی و عددی لانگ و همکاران [۷]

Fig. 6. Velocity distribution along the axis PA at plane-1 of the carotid artery; Comparison of the present simulation with experimental and numerical data of Long et al. [7]



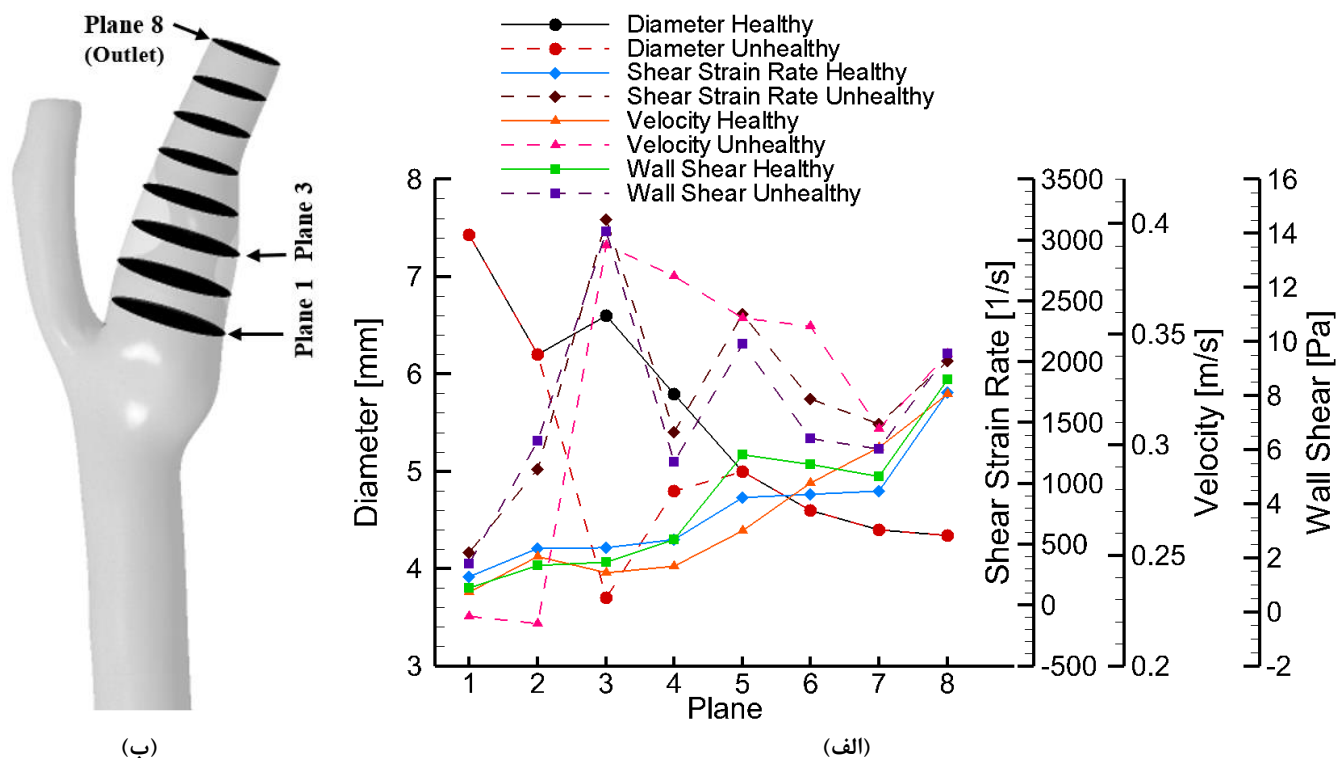
شکل ۷. کانتور سرعت در مقاطع مختلف (الف) رگ سالم (ب) رگ دارای گرفتگی

Fig. 7. Velocity contours at different planes of (a) healthy carotid artery (b) occluded carotid artery



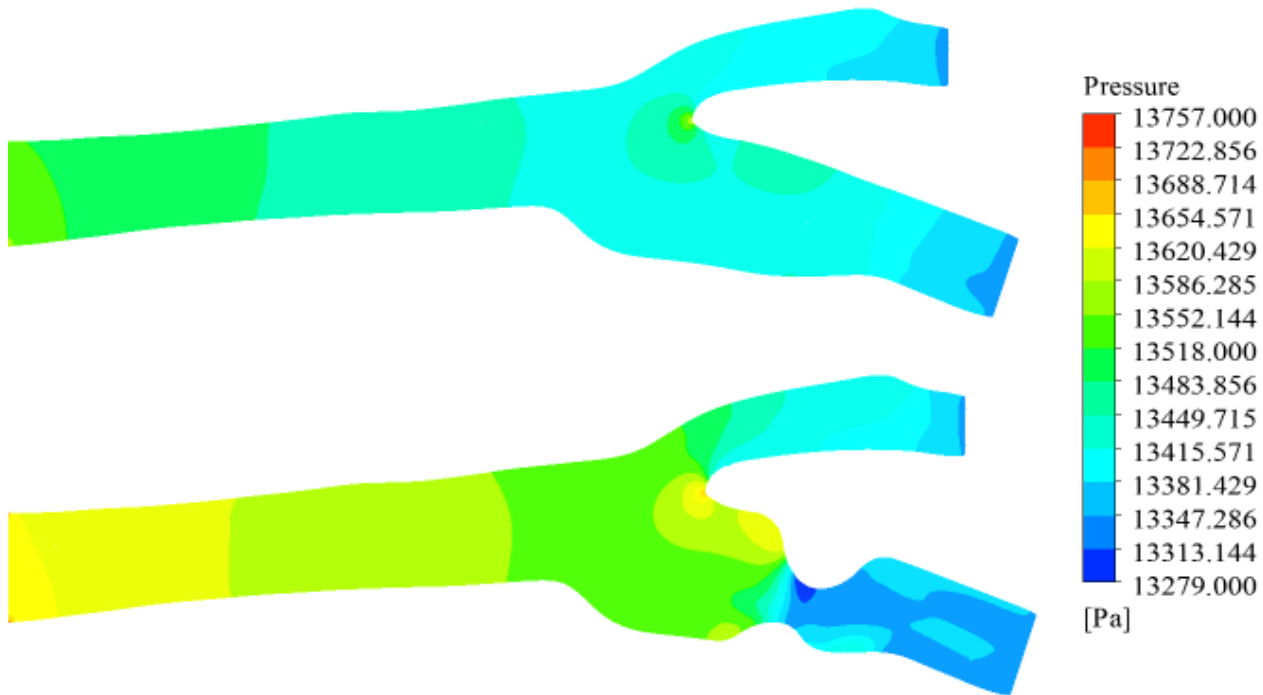
شکل ۸. (الف) مقدار میانگین سرعت، نرخ کرنش برشی و تنش برشی دیواره در مقاطع مختلف شاخه اصلی شریان کاروتید مشترک در شریان کاروتید سالم، (ب) مقاطع مختلف شاخه شریان کاروتید مشترک

Fig. 8. (a) Average Values of velocity, shear strain rate and wall shear stress at different sections of CCA for healthy carotid artery, (b) Different sections of CCA



شکل ۹. (الف) مقدار میانگین سرعت، نرخ کرنش برشی و تنش برشی دیواره در مقاطع مختلف شاخه کاروتید داخلی در شریان کاروتید سالم و گرفته، (ب) مقاطع مختلف شاخه کاروتید داخلی

Fig. 9. (a) Average values of velocity, shear strain rate and wall shear stress at different sections of ICA for healthy and occluded carotid arteries, (b) Different sections of ICA



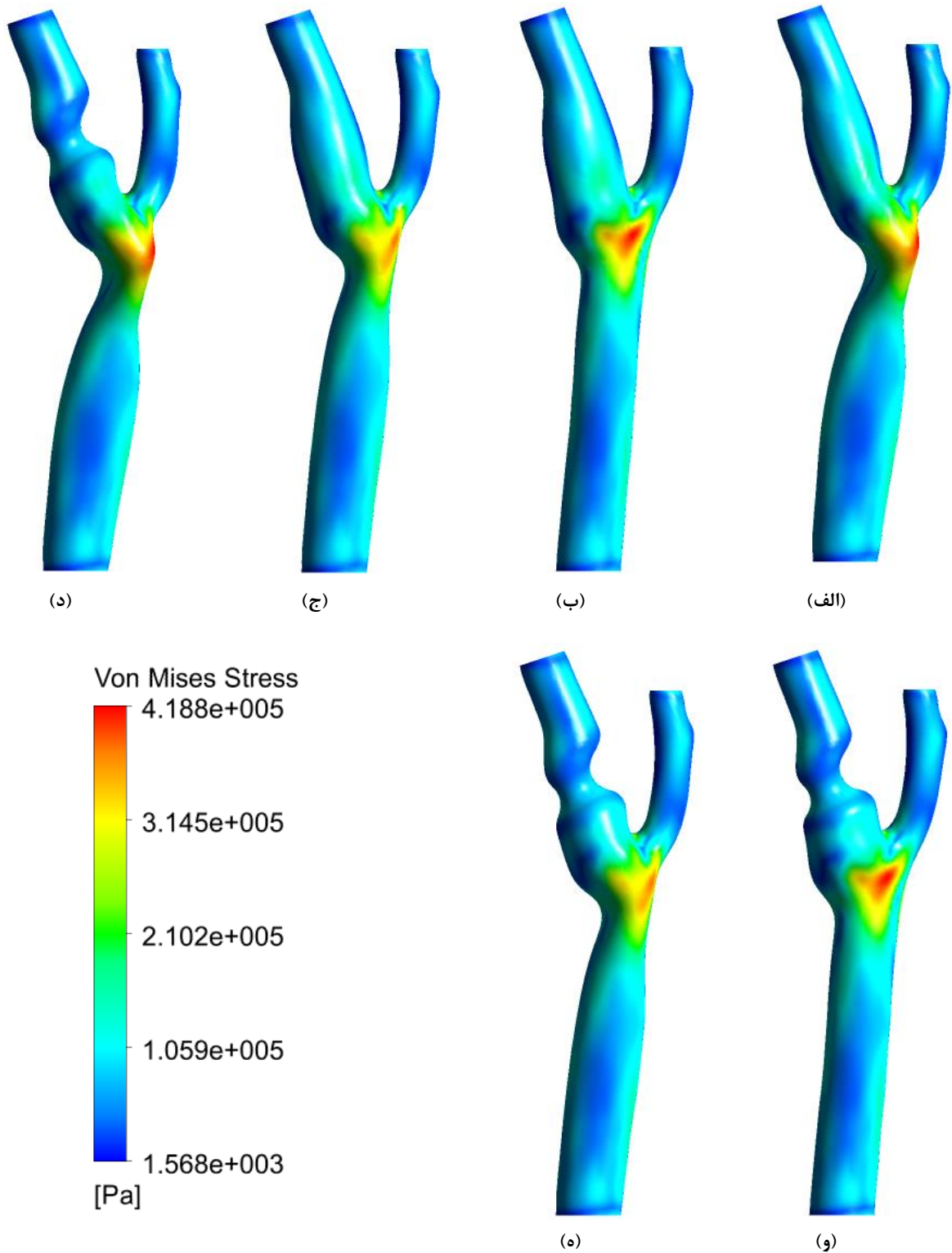
شکل ۱۰. کانتور فشار استاتیک در رگ سالم (شکل بالا) و رگ گرفته (شکل پایین)

Fig. 10. Comparison of pressure contours for healthy carotid artery (top figure) and occluded carotid artery (bottom figure)

دیواره ورودی شاخه اصلی شریان کاروتید مشترک با مقدار میانگین $2664/77$ S/۱ و پس آن در محل انشعاب با مقدار میانگین $3168/97/1$ S/۱ کرنش برشی در محل گرفتگی با مقدار میانگین $2476/79$ اتفاق افتاده است. بنابراین گرفتگی میزان نرخ کرنش برشی رگ را افزایش می‌دهد. همچنین با توجه به شکل ۹، میزان نرخ کرنش برشی در طول شاخه کاروتید داخلی بتدریج افزایش می‌یابد، در صورتیکه برای رگ گرفته این روند تغییر کرده و بیشترین میزان نرخ کرنش برشی در محل گرفتگی (صفحه ۳) رخ می‌دهد. شکل ۱۰ کانتور فشار استاتیک در رگ سالم و گرفته را نشان می‌دهد.

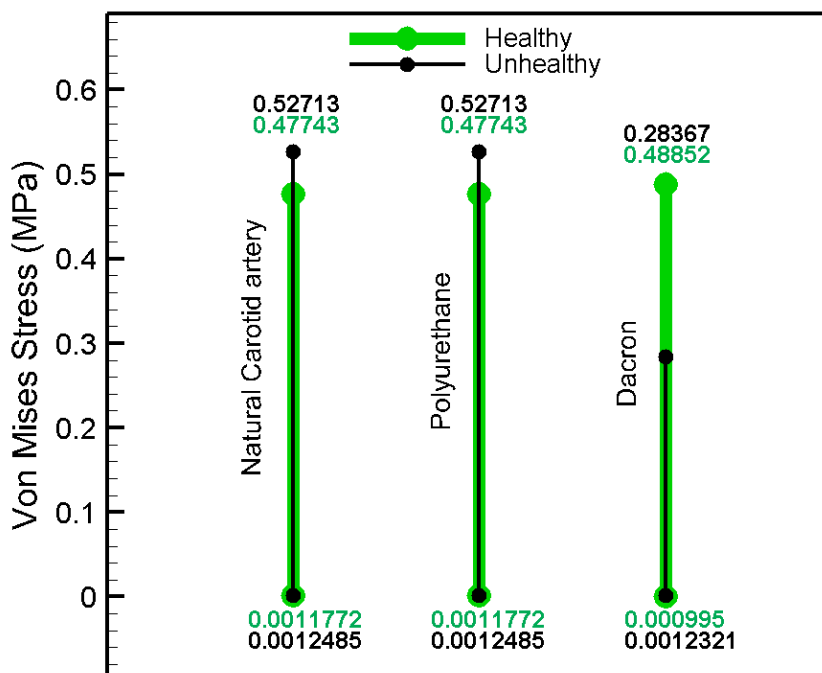
با توجه به این شکل بیشترین فشار در محل انشعاب دو خروجی اتفاق می‌افتد که به علت هندسه نوک انشعاب است. بیشترین مقدار فشار در رگ سالم و رگ گرفته، به ترتیب برابر $13/67$ kPa و $13/76$ می‌باشد. در واقع گرفتگی سبب افزایش حداکثر مقدار فشار وارده به دیواره رگ شده است. همچنین با توجه به شکل ۱۰، گرفتگی سبب افزایش فشار وارد شده بر دیواره رگ در شاخه شریان کاروتید مشترک و ناحیه قبل از گرفتگی در شاخه کاروتید داخلی می‌شود. شکل ۱۱ میزان تنش فون میزز برای رگ طبیعی و رگ‌های پروتز از جنس پلی‌اورتان و داکرون در دو حالت سالم و گرفته را نشان

صفحه خروجی برای رگ سالم برابر $0/32$ m/s است. اما برای رگ دارای گرفتگی در صفحه خروجی (صفحه ۸) اندازه سرعت افزایش یافته و مقدار سرعت میانگین به $0/34$ m/s و مقدار سرعت ماکزیمم به $0/68$ m/s می‌رسد. در رگ دارای گرفتگی، بیشترین مقدار سرعت در ناحیه گرفتگی با مقدار ماکزیمم $0/78$ m/s اتفاق می‌افتد که در وضعیت مشابه رگ سالم دارای ماکزیمم سرعت $0/48$ m/s در ناحیه مذکور است. همچنین دو ناحیه قبل و بعد از گرفتگی در رگ گرفته شده، سرعت بیشتری نسبت به رگ سالم دارند. همانطور که در شکل ۹ مشخص است، برای رگ سالم میزان تنش برشی دیواره در طول شاخه کاروتید داخلی بتدریج افزایش می‌یابد، در صورتیکه برای رگ گرفته این روند تغییر کرده و بیشترین میزان تنش برشی در محل گرفتگی (صفحه ۳) اتفاق می‌افتد. با توجه به شکل ۹ گرفتگی، مقدار تنش برشی دیواره رگ در محل دارای گرفتگی را افزایش می‌دهد، بطوریکه مقدار متوسط تنش برشی دیواره در صفحه ۳ برای رگ سالم برابر $2/5$ Pa و برای رگ گرفته برابر $13/5$ Pa می‌باشد. همچنین ماکزیمم تنش برشی دیواره در ناحیه گرفتگی برای رگ سالم و گرفته به ترتیب برابر $3/60$ Pa و $27/17$ Pa است. در نتیجه گرفتگی باعث تاخیر در جدایش جریان خون از رگ شده و بازگشت خون به قلب را با مشکل مواجه می‌کند. در رگ سالم بیشترین نرخ کرنش برشی در



شکل ۱۱. کانتور تنش فون میزز برای (الف) رگ سالم در حالت طبیعی (ب) رگ پروتز سالم از جنس پلی اورتان (ج) رگ پروتز سالم از جنس داکرون (د) رگ گرفته در حالت طبیعی (و) رگ پروتز گرفته از جنس پلی اورتان (ه) رگ پروتز گرفته از جنس داکرون

Fig. 11. Contours of Von Mises stress for (a) healthy carotid artery in natural state, (b) synthetic carotid artery made of polyurethane, (c) synthetic carotid artery made of Dacron, (d) occluded carotid artery in natural state, (e) occluded synthetic carotid artery made of polyurethane (f) occluded synthetic carotid artery made of Dacron



شکل ۱۲. محدوده تنش فون میزز برای شریان کاروتید از جنس طبیعی و پلیمرهای پلی اورتان و داکرون در دو حالت سالم و دارای گرفتگی
Fig. 12. Range of Von Mises stress for natural carotid artery and carotid artery made of Dacron and polyurethane polymers at healthy and occluded states

فون میزز بین دو حالت سالم و گرفته شده برابر ۱۰/۴ درصد برای جنس طبیعی و پلی اورتان و ۴۱/۹۳ درصد برای داکرون می باشد. مقدار ماکزیمم تنش فون میزز برای شریان طبیعی در حالت های سالم و گرفته در شکل ۱۲ از استحکام نهایی شریان کاروتید در جدول ۴ (۱/۹۹۶ MPa) خیلی کمتر است. در نتیجه شریان کاروتید در ناحیه الاستیک باقی می ماند. در جدول ۶ مقدار میانگین تنش فون میزز برای رگ های از جنس مختلف در دو حالت سالم و گرفته ارائه شده است.

با توجه به این جدول مقدار میانگین تنش فون میزز برای شریان

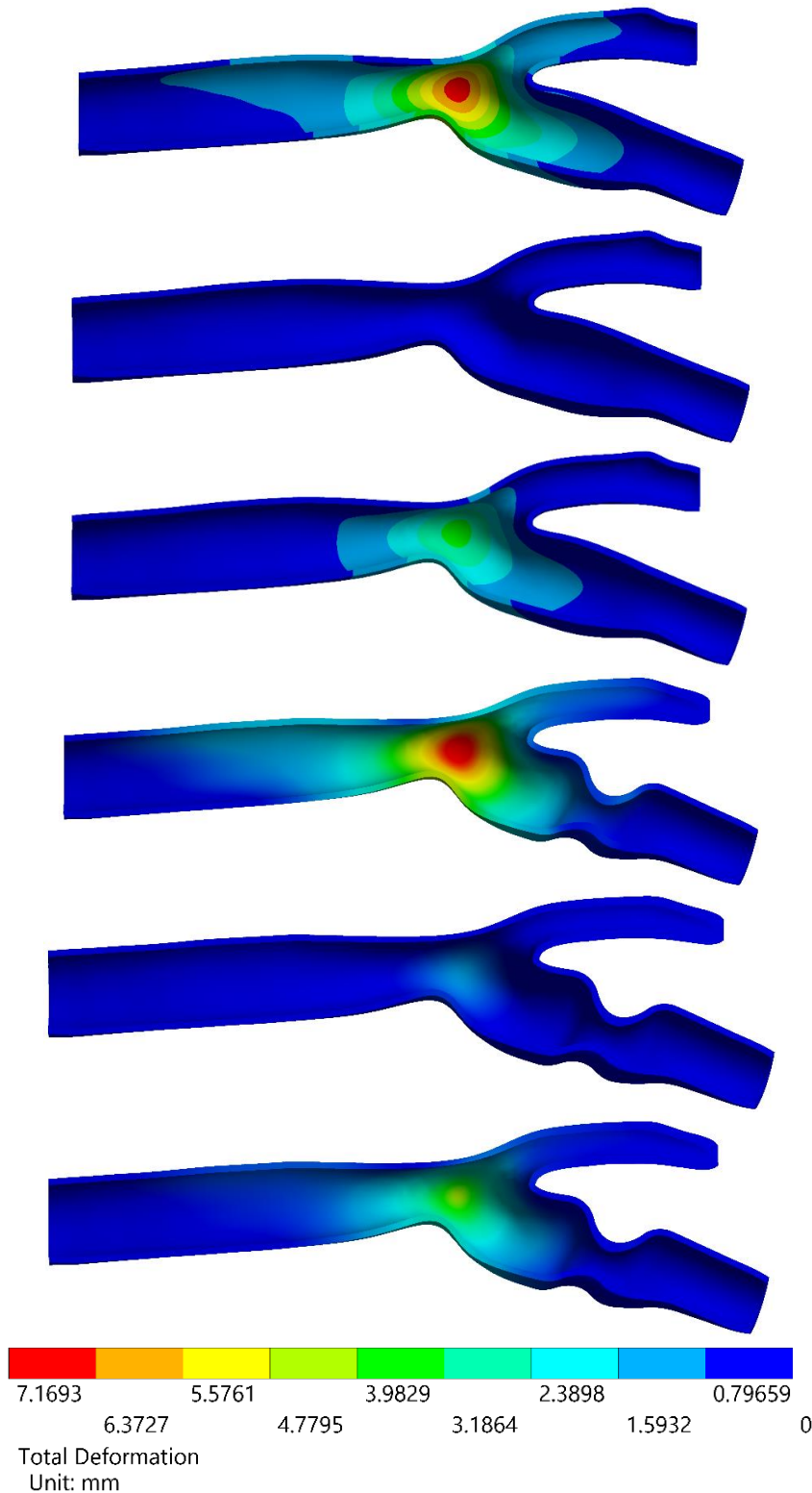
جدول ۶. مقدار میانگین تنش فون میزز برای رگ سالم و گرفته در جنس های مختلف

Table 6. Average values of von Mises stress for healthy and occluded carotid arteries and different materials

مقدار میانگین تنش فون میزز (MPa)		جنس
رگ سالم	رگ گرفته	
۰/۲۳۹	۰/۲۶۴	شریان کاروتید طبیعی
۰/۲۳۹	۰/۲۶۴	پلی اورتان
۰/۲۴۵	۰/۱۴۲	داکرون

می دهد. با توجه به شکل ۱۱ بیشترین میزان تنش فون میزز در قسمت انتهایی شاخه شریان کاروتید مشترک و نزدیک به محل انشعاب اتفاق می افتد. همچنین میزان تنش فون میزز وارد شده بر دیواره رگ های سالم و گرفته، در پلی اورتان در مقایسه با داکرون به رگ طبیعی نزدیکتر است. محدوده تنش فون میزز برای شریان کاروتید از جنس طبیعی و پلیمرهای پلی اورتان و داکرون در دو حالت سالم و دارای گرفتگی در شکل ۱۲ نشان داده شده است.

با توجه به شکل های ۱۱ و ۱۲، در حالت رگ سالم ماکزیمم و مینیمم تنش فون میزز برای جنس طبیعی و پلیمر پلی اورتان برابر است. همچنین مقدار ماکزیمم تنش فون میزز برای جنس طبیعی و پلیمر پلی اورتان از مقدار ماکزیمم پلیمر داکرون کمتر و مقدار تنش مینیمم آن ها از مقدار مینیمم در داکرون بیشتر است. همچنین گرفتگی باعث افزایش مقادیر ماکزیمم و مینیمم تنش فون میزز، برای جنس طبیعی و پلیمر پلی اورتان شده اما مقدار ماکزیمم تنش در پلیمر داکرون کاهش و مقدار مینیمم آن افزایش پیدا کرده است. مقادیر مینیمم تنش فون میزز برای جنس طبیعی و پلی اورتان در دو حالت سالم و گرفته شده، ۶ درصد اختلاف دارند که این مقدار برای داکرون به ۲۳/۸ می رسد. همچنین اختلاف مقادیر ماکزیمم تنش



شکل ۱۳. کانتور تغییر شکل برای (الف) رگ سالم در حالت طبیعی (ب) رگ پروتز سالم از جنس پلی‌اورتان (ج) رگ پروتز سالم از جنس داکرون (د) رگ گرفته در حالت طبیعی (و) رگ پروتز گرفته از جنس پلی‌اورتان (ه) رگ پروتز گرفته از جنس داکرون

Fig 13. Contours of deformation for (a) healthy carotid artery in natural state, (b) synthetic carotid artery made of polyurethane, (c) synthetic carotid artery made of Dacron, (d) occluded carotid artery in natural state, (e) occluded synthetic carotid artery made of polyurethane (f) occluded synthetic carotid artery made of Dacron

۷- نتیجه گیری

در این مقاله جریان خون به عنوان یک سیال غیرنیوتنی در هندسه شریان کاروتید شبیه سازی شد و اثر گرفتگی بر رگ با جنس طبیعی و دو رگ از جنس پلیمرهای داکرون و پلی اورتان با در نظر گرفتن اثر سیال بر سازه بررسی و مقایسه گردید. بر اساس نتایج بدست آمده، گرفتگی باعث افزایش سرعت، تنش برشی، تنش فون میزز و تغییر شکل در هندسه شریان کاروتید و همچنین منجر به کاهش موضعی فشار در محل گرفتگی در ناحیه سینوس کاروتید می شود. در بازگشت خون به قلب وقفه ایجاد شده و خطر سکتة مغزی افزایش پیدا می کند. بیشترین میزان تغییر شکل و تنش فون میزز در ناحیه نزدیک به انشعاب و در شاخه اصلی رخ می دهد. همواره در انتخاب جایگزین مناسب برای رگ طبیعی فاکتورها و عوامل بسیاری باید در نظر گرفته شود. سازگاری با بدن، داشتن استحکام کافی و قابلیت ارتجاعی مناسب مهمترین مشخصات جایگزین مناسب برای شریان کاروتید طبیعی است. در این مقاله پلیمرهای داکرون و پلی اورتان به منظور جایگزینی برای شریان کاروتید طبیعی بررسی و تحلیل شدند. از نظر ساختاری هر دو پلیمر داکرون و پلی اورتان سازگار و غیر سمی هستند و مورد تایید سازمان غذا و داروی آمریکا می باشند. داکرون چگالی و مدول یانگ نزدیکتری به رگ طبیعی دارد. در نتیجه میزان تغییر شکل و خاصیت کشسانی آن به رگ طبیعی نزدیکتر بوده و نسبت به پلی اورتان بیشتر است. بنابراین برای جایگزینی شریان کاروتید طبیعی، پلیمر داکرون نسبت به پلی اورتان مناسب تر می باشد.

فهرست علائم

علائم انگلیسی

CP	ظرفیت گرمایی ویژه،	J/kg.K
d	جابجایی،	m
\dot{d}	شتاب،	m/s ²
E	مدول الاستیسیته،	Pa
K	ضریب رسانایی گرمایی،	W/m.K
P	فشار،	Pa
t	زمان،	s
V	سرعت،	m/s

کاروتید طبیعی و شریان پلی اورتان برابر است (هم برای رگ سالم و هم رگ گرفته). گرفتگی باعث افزایش میزان تنش فون میزز به اندازه ۱۰ درصد در این رگ ها شده است. مقدار میانگین تنش فون میزز برای رگ سالم از جنس داکرون ۲/۵ درصد از رگ های طبیعی و پلی اورتان بیشتر است. همچنین برای رگ گرفته از جنس داکرون، مقدار میانگین تنش فون میزز ۴۶ درصد از رگ های طبیعی و پلی اورتان کمتر است. شکل ۱۳ کانتور تغییر شکل برای شریان کاروتید طبیعی و رگ های پروتز از جنس پلی اورتان و داکرون را در دو حالت سالم و گرفته نشان می دهد.

همچنین در جدول ۷ مقدار میانگین تغییر شکل برای دو هندسه سالم و گرفته شده در جنس های مختلف آمده است. با توجه به شکل ۱۳ در شریان کاروتید طبیعی و مصنوعی حداکثر مقدار تغییر شکل در شاخه اصلی نزدیک به انشعاب اتفاق می افتد.

با توجه به شکل ۱۳ و جدول ۷ بیشترین میزان تغییر شکل در هر دو حالت سالم و گرفته برای جنس طبیعی و پس از آن برای داکرون و پلی اورتان وجود دارد. همچنین گرفتگی باعث افزایش میزان تغییر شکل می شود، بطوریکه گرفتگی سبب افزایش حدود ۵ درصدی تغییر شکل برای جنس های مختلف در مقایسه با رگ سالم شده است. چون مدول یانگ پلی اورتان نسبت به داکرون خیلی بیشتر است، میزان تغییر شکل پلی اورتان بخاطر تنش وارد شده نسبت به داکرون به مراتب کمتر می باشد. داکرون مدول یانگ و تغییر شکل نزدیکتری به رگ طبیعی دارد. در واقع انعطاف پذیری داکرون در برابر تنش های وارد شده به رگ طبیعی نزدیکتر است. در نتیجه برای جایگزینی شریان کاروتید طبیعی، پلیمر داکرون نسبت به پلی اورتان مناسب تر می باشد.

جدول ۷. مقدار میانگین تغییر شکل برای جنس های مختلف شریان کاروتید در دو حالت سالم و گرفته

Table 7. Average values of deformation for healthy and occluded carotid arteries and different materials

جنس	میانگین تغییر شکل (mm)	
	رگ سالم	رگ گرفته
شریان کاروتید طبیعی	۳/۴۰۴	۳/۵۸۵
پلی اورتان	۰/۱۲۴	۰/۱۳۰
داکرون	۱/۷۲۷	۱/۸۱۳

CFD predicted and MRI measured velocity fields in a carotid bifurcation phantom, *Biorheology*, 39(3, 4) (2002) 467-474.

- [8] M. Cibis, W.V. Potters, M. Selwaness, F.J. Gijssen, O.H. Franco, A.M.A. Lorza, M. de Bruijne, A. Hofman, A. van der Lugt, A.J. Nederveen, Relation between wall shear stress and carotid artery wall thickening MRI versus CFD, *Journal of biomechanics*, 49(5) (2016) 735-741.
- [9] H. Gharahi, B.A. Zambrano, D.C. Zhu, J.K. DeMarco, S. Baek, Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging, *International journal of advances in engineering sciences and applied mathematics*, 8(1) (2016) 46-60.
- [10] J. Moradicheghamahi, J. Sadeghiseraji, M. Jahangiri, Numerical solution of the Pulsatile, non-Newtonian and turbulent blood flow in a patient specific elastic carotid artery, *International Journal of Mechanical Sciences*, 150 (2018) 393-403.
- [11] S.H. Lee, S. Kang, N. Hur, S.K. Jeong, A fluid-structure interaction analysis on hemodynamics in carotid artery based on patient-specific clinical data, *Journal of mechanical science and technology*, 26(12) (2012) 3821-3831.
- [12] A.A. Nejad, Z. Talebi, D. Cheraghali, A. Shahbani-Zahiri, M. Norouzi, Pulsatile flow of non-Newtonian blood fluid inside stenosed arteries: Investigating the effects of viscoelastic and elastic walls, arteriosclerosis, and polycythemia diseases, *Computer methods and programs in biomedicine*, 154 (2018) 109-122.
- [13] S.A. Khader, A. Ayachit, R. Pai, K. Ahmed, V. Rao, S.G. Kamath, Haemodynamics study in subject specific carotid bifurcation using FSI, *International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering*, 8(11) (2014) 1885-1890.
- [14] D. Tang, Z. Teng, G. Canton, C. Yang, M. Ferguson, X. Huang, J. Zheng, P.K. Woodard, C. Yuan, Sites of rupture in human atherosclerotic carotid plaques are associated with high structural stresses: an in

علائم یونانی

ρ	چگالی، kg/m^3
μ_i	لزجت دینامیکی، N.s/m^2
μ_0	لزجت دینامیکی در تنش صفر، N.s/m^2
μ_∞	لزجت دینامیکی در تنش بینهایت، N.s/m^2
τ	تانسور تنش، Pa
$\dot{\gamma}$	نرخ تغییر شکل، s^{-1}
ν	ضریب پواسون

زیرنویس

f	سیال
S	جامد

مراجع

- [1] J. Freischlag, N.A.S.C.E.T. Collaborators, Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis, *New England Journal of Medicine*, 325(7) (1991) 445-453.
- [2] I. HajiGholami, B. FiroozAbadi, M.S. Saedi, Numerical simulation of mass transfer in the circulatory system, in: 22th Annual International Conference on Mechanical Engineering, ISME, Shahid Chamran University of Ahvaz, Ahvaz, Iran, 2014, (in Persian).
- [3] D.D. Swartz, S.T. Andreadis, Animal models for vascular tissue-engineering, *Current opinion in biotechnology*, 24(5) (2013) 916-925.
- [4] D. Young, Effect of a time-dependent stenosis on flow through a tube, *Journal of Engineering for Industry*, 90(2) (1968) 248-254.
- [5] J.S. Lee, Y.C. Fung, Flow in locally constricted tubes at low Reynolds numbers, *Journal of Applied Mechanics*, 37(1) (1970) 9-16.
- [6] B.E. Morgan, D.F. Young, An intergral method for the analysis of flow in arterial stenoses, *Bulletin of Mathematical Biology*, 36(1) (1974) 39-53.
- [7] Q. Long, X.Y. Xu, U. Köhler, M.B. Robertson, I. Marshall, P. Hoskins, Quantitative comparison of

- Miller, A. Reaves, J. Armstrong, A. Narayana, P. Roy-Chaudhury, Aggressive venous neointimal hyperplasia in a pig model of arteriovenous graft stenosis, *Kidney international*, 62(6) (2002) 2272-2280.
- [25] S. Galego, F. Miranda Jr, J.P. Ortiz, K. De Lima Bessa, R.V. De Carvalho Fürst, E.Y. Fujii, O. Ramacciotti, Blood flow study of arteriovenous grafts with homologous and autologous veins in canine femoral vessels, *The journal of vascular access*, 7(1) (2006) 15-23.
- [26] H. Bai, A. Dardik, Y. Xing, Decellularized carotid artery functions as an arteriovenous graft, *Journal of Surgical Research*, 234 (2019) 33-39.
- [27] M. Domanin, A. Buora, F. Scardulla, B. Guerciotti, L. Forzenigo, P. Biondetti, C. Vergara, Computational fluid-dynamic analysis after carotid endarterectomy: patch graft versus direct suture closure, *Annals of vascular surgery*, 44 (2017) 325-335.
- [28] I.D. Gavardinas, A. Athanasoulas, K. Spanos, A.D. Giannoukas, A.E. Giannakopoulos, Novel methods for the mechanical characterization of patches used in carotid artery repair, *Materials Science and Engineering: C*, 93(1) (2018) 640-648.
- [29] C. Chen, Z. Ye, L. Luo, Y. Guo, Y. Chang, X. Ning, H. Wang, Carotid–Carotid Artery Crossover Bypass with a Synthetic Vascular Graft for Symptomatic Type 1A Common Carotid Artery Occlusion, *World neurosurgery*, 111 (2017) 286-293.
- [30] L. Xue, H.P. Greisler, Biomaterials in the development and future of vascular grafts, *Journal of vascular surgery*, 37(2) (2003) 472-480.
- [31] H. Bagheri-Esfah, S. Shanehsaz, Study of carotid artery stenosis using CFD, in: 27th Annual International Conference on Mechanical Engineering ISME, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran, 2019, (in Persian).
- [32] F. Ajalloueiian, M.L. Lim, G. Lemon, J.C. Haag, Y. Gustafsson, S. Sjöqvist, A. Beltrán-Rodríguez, C. Del Gaudio, S. Baiguera, A. Bianco, P. Jungebluth, P. Macchiarini, Biomechanical and biocompatibility characteristics of electrospun polymeric tracheal vivo MRI-based 3D fluid-structure interaction study, *Stroke*, 40(10) (2009) 3258-3263.
- [15] Z. Teng, G. Canton, C. Yuan, M. Ferguson, C. Yang, X. Huang, J. Zheng, P.K. Woodard, D. Tang, 3D critical plaque wall stress is a better predictor of carotid plaque rupture sites than flow shear stress: an in vivo MRI-based 3D FSI study, *Journal of biomechanical engineering*, 132(3) (2010) 1-9.
- [16] A. Carrel, Results of the permanent intubation of the thoracic aorta, *Surgery, Gynecology & Obstetrics*, 15 (1912) 245-248.
- [17] A.H. Blakemore, A.B. Voorhees Jr, The use of tubes constructed from vinyon “N” cloth in bridging arterial defects-experimental and clinical, *Annals of surgery*, 140(3) (1954) 325-333.
- [18] A. Moufarrej, J. Tordoir, B. Mees, Graft modification strategies to improve patency of prosthetic arteriovenous grafts for hemodialysis, *The journal of vascular access*, 17(1) (2016) 85-90.
- [19] J.A. Akoh, Prosthetic arteriovenous grafts for hemodialysis, *The journal of vascular access*, 10(3) (2009) 137-147.
- [20] A. García, E. Peña, A. Laborda, F. Lostalé, M. De Gregorio, M. Doblaré, M. Martínez, Experimental study and constitutive modelling of the passive mechanical properties of the porcine carotid artery and its relation to histological analysis: Implications in animal cardiovascular device trials, *Medical engineering & physics*, 33(6) (2011) 665-676.
- [21] M. Lillie, R. Shadwick, J. Gosline, Mechanical anisotropy of inflated elastic tissue from the pig aorta, *Journal of biomechanics*, 43(11) (2010) 2070-2078.
- [22] A. Versluis, A.J. Bank, W.H. Douglas, Fatigue and plaque rupture in myocardial infarction, *Journal of biomechanics*, 39(2) (2006) 339-347.
- [23] J. Rotmans, E. Velema, H. Verhagen, J. Blankensteijn, J. Kastelein, D. De Kleijn, M. Yo, G. Pasterkamp, E. Strokes, Rapid, arteriovenous graft failure due to intimal hyperplasia: a porcine, bilateral, carotid arteriovenous graft model, *Journal of Surgical Research*, 113(1) (2003) 161-171.
- [24] B.S. Kelly, S.C. Heffelfinger, J.F. Whiting, M.A.

- 1003-1013.
- [39] <https://grabcad.com>.
- [40] A.M. Robertson, A. Sequeira, R.G. Owens, Rheological models for blood, in: Cardiovascular mathematics, Springer, 2009, pp. 211-241.
- [41] M. Jahangiri, M. Saghafian, M.R. Sadeghi, Effect of six non-Newtonian viscosity models on hemodynamic parameters of pulsatile blood flow in stenosed artery, Journal of Computational and Applied Research in Mechanical Engineering, 7(2) (2018) 199-207.
- [42] M. Jahangiri, A. Haghani, R. Ghaderi, S.M. Hosseini Harat, Effect of non-Newtonian models on blood flow in artery with different consecutive stenosis, International Journal of Advanced Design & Manufacturing Technology, 11(1) (2018) 89-96.
- [43] K. Chandran, D. Gao, G. Han, H. Baraniewski, J. Corson, Finite-element analysis of arterial anastomoses with vein, Dacron and PTFE grafts, Medical and Biological Engineering and Computing, 30(4) (1992) 413-418.
- [44] S.S. Chaurasia, R. Champakalakshmi, A. Li, R. Poh, X.W. Tan, R. Lakshminarayanan, C.T. Lim, D.T. Tan, J.S. Mehta, Effect of fibrin glue on the biomechanical properties of human Descemet's membrane, PloS one, 7(5) (2012) e37456.
- scaffolds, Biomaterials, 35(20) (2014) 5307-5315.
- [33] S. Drilling, J. Gaumer, J. Lannutti, Fabrication of burst pressure competent vascular grafts via electrospinning: effects of microstructure, Journal of Biomedical Materials Research Part A, 88(4) (2009) 923-934.
- [34] K. Kanokjaruvijit, T. Donprai, N. Phanthura, P. Noidet, J. Siripokharattana, Wall shear stress and velocity distributions in different types of stenotic bifurcations, Journal of Mechanical Science and Technology, 31(5) (2017) 2339-2349.
- [35] M. Kim, T. Min, O. Kwon, H. Kim, T. Seto, Y. Kim, J.A. Kim, T. Kim, Numerical study on proximal ischemia, Journal of Mechanical Science and Technology, 29(12) (2015) 5523-5529.
- [36] R.W. Fox, A.T. McDonald, P.J. Pritchard, Introduction to Fluid Mechanics, Wiley, 2003.
- [37] M. Jahangiri, M. Saghafian, M. Sadeghi, Effects of non-Newtonian behavior of blood on wall shear stress in an elastic vessel with simple and consecutive stenosis, Biomedical and Pharmacology Journal, 8(1) (2015) 123-131.
- [38] M. Jahangiri, M. Saghafian, M.R. Sadeghi, Numerical simulation of non-Newtonian models effect on hemodynamic factors of pulsatile blood flow in elastic stenosed artery, Journal of Mechanical Science and Technology, 31(2) (2017)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

H. Bagheri-Esfeh, S. Shanehsaz, Comparison of Natural and Synthetic Carotid Arteries in the Normal and Occluded Cases Considering the Effect of Blood on Elastic Wall of Artery, Amirkabir J. Mech. Eng., 53(5) (2021) 2821-2838.

DOI: [10.22060/mej.2020.17508.6605](https://doi.org/10.22060/mej.2020.17508.6605)



