

شبیه‌سازی عددی و مطالعه پارامتری شریان اتساع‌پذیر آنورت

سیدجعفر روزگار^۱

استادیار

نبی جهانداری^۲

کارشناسی ارشد

امیرحسین نیک‌سرشت^۳

دانشیار

در این تحقیق با در نظر گرفتن یک مدل واقعی به شبیه‌سازی عددی قوس آنورت با استفاده از نرم‌افزار ANSYS-CFX پرداخته شده است. جنبه‌های متفاوتی نظیر رفتار ضربانی جریان خون و برهمکنش سیال-جامد به صورت همزمان در شبیه‌سازی مدل‌های یک و سه لایه برای دیواره شریان، در نظر گرفته شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد استفاده از مدل سه لایه منجر به ایجاد پرش در تنش در مرز لایه‌ها شده و نسبت به مدل یک لایه، ماکزیمم تنش‌ها مقادیر بالاتری خواهند داشت. برای شبیه‌سازی رفتار واقعی شریان از مدل هایپر الاستیک استفاده شده که در مقایسه با مدل الاستیک، استفاده از مدل هایپر الاستیک منجر به ایجاد تنش‌های پایین‌تری در دیواره شریان شده است. تأثیر شعاع انحنای قوس آنورت بر نتایج به دست آمده بررسی شده که مشاهده گردید با در نظر گرفتن شعاع انحنای کوچکتر، مقدار تنش‌های ون‌مایز بزرگتری حاصل می‌گردد و ماکزیمم تنش در قسمت بالا رونده شریان آنورت اتفاق می‌افتد. با بررسی تأثیر پارامترهای مختلف بر روی توزیع تنش در جداره، نواحی آسیب‌پذیر مشخص گردیده و مدلی مناسب جهت استفاده در تحقیقات آینده معرفی شده است.

واژه‌های راهنما: شریان آنورت، همودینامیک جریان، هایپر الاستیک، برهمکنش سیال-جامد

۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی-عروقی علت اصلی مرگ و میر در جهان صنعتی می‌باشند و دائماً در حال افزایش هستند [۱]. به عنوان مثال، طبق آمار منتشر شده از سوی سازمان بهداشت جهانی در سال (۲۰۰۸)، حدود ۳۰ درصد مرگ و میرها در سراسر جهان ناشی از بیماری‌های قلبی-عروقی بوده است. پژوهشگران متعددی بر این عقیده‌اند که فاکتور مکانیکی همودینامیک جریان که شامل تنش برشی جداره می‌باشد، در ایجاد و توسعه بیماری‌های شریانی نظیر آترواسکلروسیس، آنوریسم و پارگی نقش مهمی ایفا می‌کند [۲، ۳، ۴]. شواهد بسیاری وجود دارد که نیروهای مکانیکی وارد شده از سوی سیال، تاثیر زیادی بر رشد و گسترش بیماری‌های قلبی-عروقی دارد. از این رو برهمکنش بین جریان سیال و دیواره‌ی شریان، به شدت در مراحل ابتدایی بروز

^۱ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک و هوافضا، گروه طراحی جامدات، دانشگاه صنعتی شیراز rouzegar@sutech.ac.ir

^۲ کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک و هوافضا، گروه طراحی جامدات، دانشگاه صنعتی شیراز jahandari@yahoo.com

^۳ دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک و هوافضا، گروه حرارت و سیالات، دانشگاه صنعتی شیراز nikseresht@sutech.ac.ir

بیماری، تأثیرگذار است. امروزه شبیه‌سازی عددی به طور وسیعی به منظور دستیابی به فهمی جامع‌تر و عمیق‌تر از رفتار جریان خون در عروق، مورد استفاده قرار می‌گیرد. با این روش می‌توان به مطالعه و بررسی عوامل مهم و تأثیرگذار همانند توزیع تنش در جداره‌ی شریان پرداخت و در نتیجه، شکل‌گیری و یا پیشرفت بیماری‌های مختلف شریانی را پیش‌بینی نمود. بزرگترین شریان موجود در بدن انسان، شریان آئورت می‌باشد، که خون ضربانی حاوی اکسیژن از بطن چپ قلب وارد آن می‌گردد و به قسمت‌های مختلف بدن جریان می‌یابد. تاکنون مطالعات متفاوتی بر روی شریان آئورت صورت گرفته است. اما با توجه به پیچیدگی موضوع مورد بررسی، همواره ساده‌سازی‌هایی در هنگام ایجاد مدل صورت گرفته است. واساوا و همکارانش در مطالعه انجام گرفته بر روی شریان آئورت به منظور بررسی اثر فشار خون بالا (۱۰۰ الی ۱۴۰ میلیمتر جیوه) و فشار خون پایین (۶۵ الی ۱۰۵ میلیمتر جیوه)، دیواره شریان را به صورت صلب در نظر گرفته‌اند [۵].

در بسیاری از مطالعات اخیر، هنگام مدل‌سازی شریان آئورت از مدل الاستیک و یک لایه برای بیان رفتار جداره شریان استفاده گردیده است [۶]. در شبیه‌سازی عددی انجام شده توسط والنسیا و همکارانش که بر روی شریان دارای گرفتگی صورت گرفته است، از مدلی دو لایه برای بررسی رفتار پیچیده‌ی شریان استفاده گردیده است [۷]. دهات در سال (۲۰۰۳) میلادی، به منظور بررسی تأثیر برهمکنش سیال و جامد^۱ بر روی حرکت دریچه آئورت، در مدل‌سازی سه‌بعدی دریچه، از مدل الاستیک استفاده نمود [۸]. رانگا و همکارانش در شبیه‌سازی دریچه آئورت از مدل هایپرالاستیک برای توصیف رفتار جداره استفاده نمودند [۹]. دیواره‌ی شریان آئورت، شامل سه لایه‌ی اصلی اینتیمای، میا و ادونتیشیا با رفتار مکانیکی و نسبت ضخامت متفاوت می‌باشد که این موضوع اغلب در مدل‌سازی‌ها نادیده گرفته شده و شریان به صورت یک لایه با مدول الاستیک معادل مدل شده است. همچنین به دلیل اینکه فاکتورهایی نظیر جنس و هندسه شریان و خواص خون در شکل‌گیری الگوها و همودینامیک جریان تأثیر بسیاری دارند، به‌کارگیری مدلی واقعی جهت تشخیص نواحی مستعد بروز بیماری‌های شریانی، ضروری به نظر می‌رسد. با توجه به بررسی‌های انجام شده تاکنون تأثیر جنس و هندسه شریان آئورت در توزیع تنش جداره به منظور تشخیص ناحیه بحرانی مورد بررسی قرار نگرفته است. در این تحقیق برای نخستین بار جنبه‌های متفاوتی نظیر رفتار ضربانی جریان خون و برهمکنش سیال-جامد به صورت همزمان در شبیه‌سازی مدل‌های یک و سه لایه برای دیواره قوس آئورت، در نظر گرفته شده و به بررسی و تعیین نواحی مستعد بروز عارضه پارگی در این شریان پرداخته می‌شود. نتایج به دست آمده برای مدل سه لایه دیواره شریان با نتایج مدل تک لایه معادل مقایسه شده است. با توجه به اینکه رفتار واقعی شریان آئورت، با رفتار ماده‌ی الاستیک اندکی تفاوت دارد از یک مدل هایپرالاستیک برای شبیه‌سازی رفتار شریان استفاده شده و نتایج با مدل الاستیک مقایسه شده است. همچنین تأثیر شعاع انحنای قوس آئورت بر تنش‌های ایجاد شده در دیواره مورد بررسی قرار گرفته است. به منظور شبیه‌سازی‌های مورد نظر از نرم‌افزار قدرتمند ANSYS-CFX استفاده شده است. ابتدا به منظور صحت سنجی حل عددی به‌کار گرفته شده، یک شریان الاستیک دارای گرفتگی ۴۵ درصدی متقارن محوری، مدل می‌شود و نتایج به دست آمده از تحلیل، با مقالات موجود [۱۰، ۱۱، ۱۲]، مقایسه می‌گردد. سپس به شبیه‌سازی هندسه اصلی (شریان آئورت) پرداخته می‌شود.

^۱Fluid-Solid Interaction (FSI)

۲- معادلات حاکمه

برای مدل‌سازی جریان خون در شریان آئورت، می‌توان از معادله‌ی پیوستگی (رابطه (۱)) به علاوه‌ی معادلات ناویر استوکس (رابطه (۲)) استفاده نمود.

$$\nabla \cdot \vec{v}_f = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left[\frac{\partial \vec{v}_f}{\partial t} + \left((\vec{v}_f - \vec{v}_s) \cdot \nabla \right) \vec{v}_f \right] = -\nabla p + \nabla \cdot \vec{\tau} \quad (2)$$

که در معادلات بالا \vec{v}_f میدان سرعت سیال، \vec{v}_s میدان سرعت مرز دیواره شریان، ρ چگالی خون، p فشار سیال و $\vec{\tau}$ نمادی از تانسور تنش است. تانسور تنش برشی $\vec{\tau}$ نیز مطابق با رابطه‌ی (۳)، به تانسور تغییر شکل مرتبط می‌شود که در این رابطه، μ بیانگر لزجت سیال در حالت نیوتنی می‌باشد.

$$\vec{\tau} = \mu \left[\nabla \vec{v}_f + (\nabla \vec{v}_f)^{tr} \right] \quad (3)$$

معادلات حاکم بر دیواره‌ی شریان آئورت، به ترتیب معادلات پیوستگی الاستودینامیک و مومنتم مطابق روابط (۴) و (۵) می‌باشند:

$$\frac{\partial \rho_s}{\partial t} + \nabla \cdot \rho_s \vec{d}_s = 0 \quad (4)$$

$$\rho_s \vec{a}_s = \nabla \cdot \vec{\sigma}_s + \vec{f}_s \quad (5)$$

که در آن‌ها ρ_s چگالی جداره شریان، \vec{d}_s نماد بردار جابجایی جداره جامد شریان، \vec{a}_s شتاب جداره‌ی جامد، $\vec{\sigma}_s$ تانسور تنش کوشی جامد و \vec{f}_s نیروهای خارجی اعم از حجمی و سطحی هستند. همچنین، $\vec{a}_s = \ddot{\vec{d}}_s$ می‌باشد. لازم به ذکر است که در تحلیل‌های پیش رو به منظور شبیه‌سازی واقعی مسئله، شریان به صورت اتساع پذیر فرض شده و دیواره داخلی جامد و دیواره خارجی سیال به عنوان شرط مرزی برهمکنش سیال-جامد در نظر گرفته می‌شود (که به مفهوم برابری سرعت سیال و جامد $\vec{v}_s = \vec{v}_f$ و همچنین برابری تنش در سیال و جامد بر روی دیواره می‌باشد $\tau_s = \tau_f$). لذا با در نظر گرفتن تکنیک یک جهته به بررسی همزمان تغییرشکل جامد و سیال پرداخته می‌شود و تأثیرات متقابل هر کدام بر دیگری لحاظ می‌گردد.

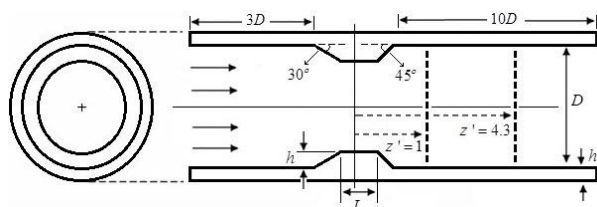
۳- صحنه گذاری : شریان دارای گرفتگی

به منظور صحنه‌گذاری روش حل، ابتدا به حل یک مسئله محک پرداخته شده است و نتایج به دست آمده با نتایج موجود مقایسه می‌گردد. بدین منظور یک شریان دارای گرفتگی مطابق شکل (۱) در نظر گرفته می‌شود. پارامترهای موجود در شکل (۱)، از مقاله چان و همکارانش [۱۰] استخراج شده است. قطر داخلی شریان (D)، ۵ میلی‌متر و ضخامت دیواره شریان (h_0)، ۰/۵ میلی‌متر در نظر گرفته می‌شود. ناحیه‌ی گرفتگی از سمت ورودی شریان دارای شیب ۳۰ درجه و در سمت خروجی آن دارای شیب ۴۵ درجه می‌باشد. فاصله‌ی طولی شریان، قبل و بعد از از ناحیه‌ی گرفتگی، به ترتیب ۳ برابر قطر داخلی (۱۵ میلی‌متر) و ۱۰ برابر قطر داخلی (۵۰ میلی‌متر) در نظر گرفته شده است. طول قسمت گرفتگی (L)، ۱/۵ میلی‌متر و ارتفاع آن (h)، ۰/۶۴۶ میلی‌متر می‌باشد. پارامتر Z' معرف نسبت فاصله محوری از مرکز مقطع گرفتگی به قطر داخلی شریان

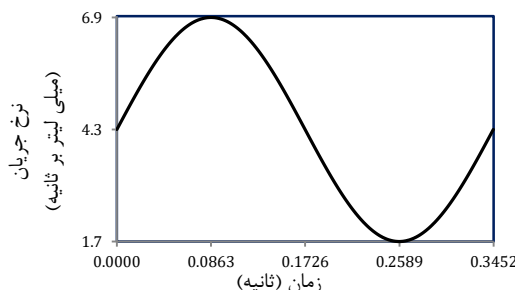
می‌باشد. خون به صورت سیالی نیوتنی و تراکم‌ناپذیر، با چگالی ۷۵۵ کیلوگرم بر متر مکعب و ویسکوزیته‌ی ۰/۰۱۴۳ پاسکال‌ثانیه و شریان دارای گرفتگی، به صورت تراکم‌ناپذیر، ایزوتروپ و الاستیک در نظر گرفته شده است. مدول الاستیسیته، ضریب پواسون و چگالی برای این شریان به ترتیب ۰/۵ مگاپاسکال، ۰/۴۹۹ و ۱۰۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب می‌باشد [۱۰]. در دهانه ورودی از یک جریان ضربانی سینوسی با دوره تناوب^۱ ۰/۳۴۵ (t_p) ثانیه مطابق با شکل (۲)، به عنوان شرط مرزی ورودی سیال و در قسمت خروجی آن، از فشار ثابت ۴۱۴۰ پاسکال به عنوان شرط مرزی خروجی سیال استفاده شده است. به منظور جلوگیری از حرکت شریان، هر دو انتهای شریان کاملاً مقید شده‌اند. تمام قسمت‌هایی از دیواره شریان که با خون در تماس هستند، به عنوان شرط مرزی برهمکنش سیال-جامد تعیین می‌گردند (که به مفهوم برابری سرعت سیال و جامد $\vec{v}_s = \vec{v}_f$ و همچنین برابری تنش در سیال و جامد بر روی دیواره می‌باشد $\tau_s = \tau_f$). [۱۰].

برای انجام تحلیل، ابتدا یک حل پایا با مقدار اولیه سرعت میانگین ۰/۲۲ متر بر ثانیه انجام می‌شود و پس از دریافت نتایج حل پایا، این نتایج حل به عنوان شرط اولیه در حل گذرا اعمال می‌شود. در این تحلیل‌ها از تئوری همگرایی ریشه دوم میانگین مربعات^۲ با مقدار مانده ۰/۰۰۰۰۱ استفاده شده است. با ریز کردن شبکه‌بندی در نظر گرفته شده برای سیال و جامد و بررسی همگرایی جواب‌ها، استقلال نتایج از شبکه مورد تایید قرار گرفت. در شبکه‌بندی نهایی برای جداره‌ی شریان، ۴۰ المان در راستای محیطی، ۱۰ المان در راستای ضخامت و ۳۵۰ المان در راستای طول در نظر گرفته شد.

نوع شبکه‌بندی برای جداره‌ی شریان دارای گرفتگی، به صورت شبکه سازمان‌یافته و هگزاهدراال در نظر گرفته شد. برای شبکه‌بندی سیال نیز، ۴۰ عدد المان در راستای محیطی، ۳۵ المان در راستای شعاعی و ۳۵۰ المان در راستای طول در نظر گرفته شد. نوع المان‌های سیال نیز هگزاهدراال می‌باشد.



شکل ۱- هندسه‌ی شریان دارای گرفتگی [۱۰]



شکل ۲- جریان ضربانی سینوسی در ورودی شریان [۱۱]

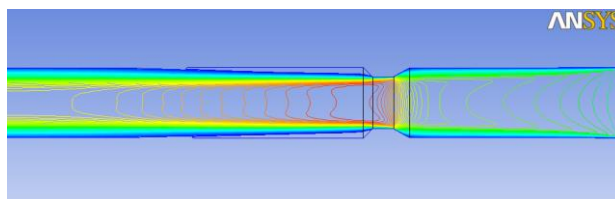
¹ Period

² RMS (Root Mean Square)

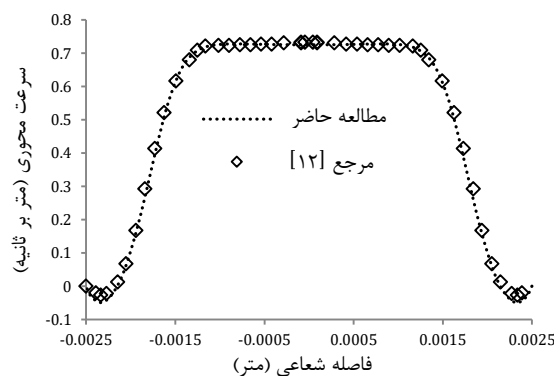
شکل (۳) پروفیل سرعت سیال را در مقاطع مختلف شریان نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود پس از عبور از مقطع گرفتگی، پروفیل سرعت سیال به تدریج به شکل جریان توسعه یافته داخلی، نزدیک می‌گردد و در خروجی شریان، جریان کاملاً توسعه یافته می‌باشد.

در شکل‌های (۴) و (۵) پروفیل سرعت محوری به ترتیب در زمان‌های بی‌بعد (t/t_p) ۰/۲۵ و ۰/۷۵ برای مقطعی که در فاصله‌ی طولی ۵ میلی‌متر از وسط گرفتگی قرار گرفته است ($z'=1$)، ترسیم شده است. همانطور که مشاهده می‌شود تطابق بسیار خوبی بین نتایج به دست آمده از تحلیل انجام شده و مرجع [۱۲] وجود دارد. در شکل‌های (۶) و (۷) پروفیل سرعت به ترتیب در زمان‌های بی‌بعد ۰/۲۵ و ۰/۷۵ برای مقطعی که به فاصله‌ی طولی ۲۱/۵ میلی‌متر از وسط گرفتگی قرار گرفته است ($z'=4.3$)، ترسیم شده است. همانگونه که مجدداً مشاهده می‌شود، پروفیل‌های سرعت به دست آمده از شبیه‌سازی انجام شده با نتایج ارائه شده توسط چان و همکارانش تطابق قابل قبولی را نشان می‌دهند.

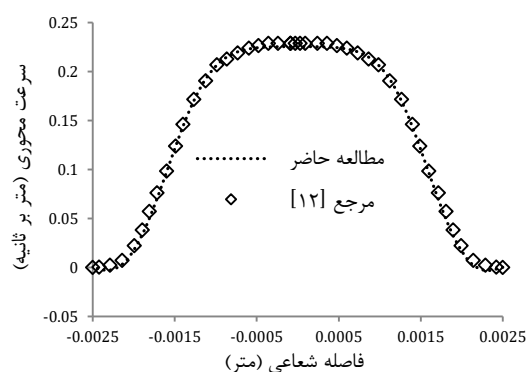
پس از اطمینان از روش حل و نحوه شبیه‌سازی، در ادامه به بررسی تأثیر جنس و هندسه شریان آئورت در توزیع تنش جداره به منظور تشخیص ناحیه بحرانی، پرداخته می‌شود. نتایج در دو بخش مختلف با در نظرگیری مدل شریان یک لایه و سه لایه ارائه می‌شود.



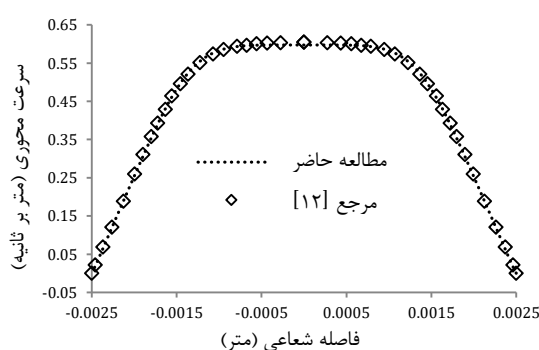
شکل ۳- خطوط مربوط به پروفیل سرعت درون شریان



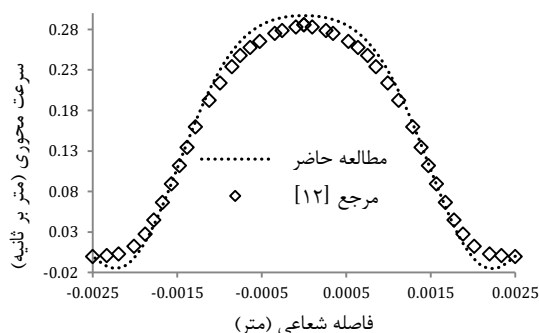
شکل ۴- پروفیل سرعت در زمان بی‌بعد $t/t_p = 0.25$ در مقطع $z'=1$



شکل ۵- پروفیل سرعت در زمان بی‌بعد $t/t_p = 0.75$ در مقطع $z'=1$



شکل ۶- پروفیل سرعت در زمان بی‌بعد $t/t_p = 0.25$ در مقطع $z'=4.3$



شکل ۷- پروفیل سرعت در زمان بی‌بعد $t/t_p = 0.75$ در مقطع $z'=4.3$

۴- شریان آئورت یک لایه

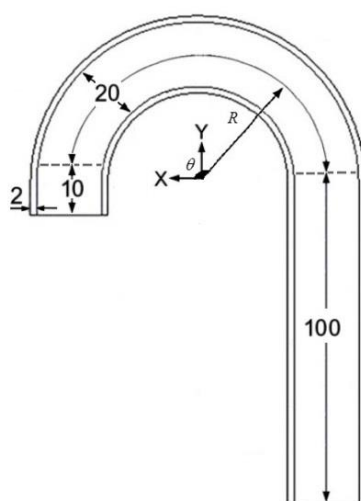
۴-۱- هندسه شریان

قطر میانگین برای شریان آئورت در حدود ۲۰ تا ۲۵ میلیمتر می‌باشد [۱۳]. در شبیه‌سازی حاضر، قطر داخلی شریان ۲۰ میلیمتر در نظر گرفته می‌شود و فرض بر این است که ضخامت در کل دیواره به صورت یکنواخت بوده و برابر با ۲ میلیمتر باشد. همانطور که در شکل (۸) دیده می‌شود طول قسمت بالا رونده و قسمت پایین رونده آئورت، به ترتیب ۱۰ و ۱۰۰ میلیمتر در نظر گرفته می‌شود. جهت بررسی تأثیر هندسه بر توزیع تنش جداره و تشخیص ناحیه بحرانی، مدل‌سازی برای ۳ حالت مختلف که در آن‌ها شعاع قوس (R)

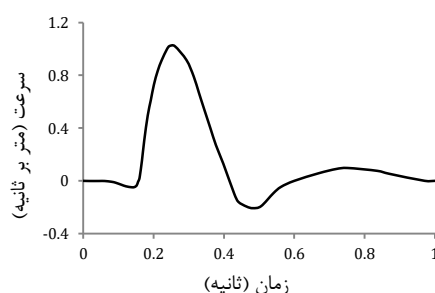
دارای مقادیر ۳۰، ۳۵ و ۴۰ میلی‌متر می‌باشد، انجام می‌گیرد. در این مدل‌سازی از اثر شاخه‌های جانبی متصل به قوس آئورت صرف نظر شده است.

۲-۴- خواص خون و شریان

خون اساساً تعلیق گلبول‌های قرمز در پلاسما می‌باشد و در سرعت‌های پایین دارای خواص ویسکوزیته غیرعادی می‌باشد. اما طبق بررسی محققان به دلیل اینکه در حالت غیرنیوتنی تفاوت کمی در مشخصه‌های اساسی جریان وجود دارد، فرض رفتار نیوتنی برای جریان خون در شریان‌های بزرگ نظیر آئورت پذیرفته شده است [۵، ۱۳، ۱۴، ۱۵، ۱۶]. بنابراین در هنگام توصیف خواص خون، این سیال به صورت نیوتنی با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب [۱۷، ۱۸، ۱۹] و ویسکوزیته‌ی 0.035 پاسکال ثانیه [۱۷]، تراکم-ناپذیر و به حالت جریان آرام در نظر گرفته شده است [۱، ۱۳، ۱۷، ۲۰]. برای مدل‌های مختلف، آئورت یک لایه به صورت ماده تراکم‌ناپذیر، ایزوتروپ و الاستیک در نظر گرفته شده است. مدول الاستیسیته، ضریب پواسون و چگالی برای این حالت‌ها به ترتیب $1/0.8$ مگاپاسکال، 0.49 و 1000 کیلوگرم بر متر مکعب می‌باشد [۲۱].



شکل ۸- هندسه آئورت (ابعاد به میلی‌متر)



شکل ۹- منحنی سرعت ورودی شریان آئورت [۲۱]

۴-۳- شبکه بندی و شرایط مرزی

به منظور بررسی استقلال نتایج از شبکه‌بندی، با ریز کردن جواب‌ها همگرایی تنش ون‌مایز مورد بررسی قرار می‌گیرد. ریز کردن اندازه المان‌ها تا جایی ادامه می‌یابد که اختلاف جواب‌های مربوط به شبکه‌بندی قبلی و فعلی تقریباً صفر شود. در شبکه‌بندی نهایی سیال تعداد ۶۴ المان در راستای طول، ۱۲۵ المان در راستای محیط و جمعاً ۵۳۶۹۲۱ المان همگراهدرال مورد استفاده قرار می‌گیرد. در شبکه‌بندی نهایی دیواره شریان نیز ۷ المان در راستای ضخامت ۲۵ المان در راستای محیط و ۶۴ المان در راستای طول در نظر گرفته شد. برای انجام تحلیل گذرا، در دهانه‌ی ورودی شریان آئورت، از یک منحنی سرعت متغیر با زمان که بیانگر سرعت فیزیولوژیکی در بدن است و متعلق به ورودی شریان آئورت می‌باشد، استفاده می‌گردد (شکل (۹)). نحوه‌ی اعمال سرعت ورودی بدین‌گونه است که نقاط منحنی سرعت به کمک نرم‌افزار گت دیتا^۱ از روی داده‌های موجود در مقاله [۲۱] اقتباس می‌گردد و اطلاعات در یک فایل خارجی ذخیره سازی می‌گردد. سپس فایل مورد نظر به صورت یک فایل ورودی، توسط نرم‌افزار انسیس فراخوانی می‌گردد. در قسمت دهانه‌ی خروجی شریان، از شرط مرزی جریان کاملاً توسعه یافته^۲ ($\frac{\partial u}{\partial y} = 0$ و $\frac{\partial v}{\partial y} = 0$) با فشار ثابتی به مقدار ۱۰۰ میلی‌متر جیوه که در محدوده مجاز فشار موجود در بدن انسان زنده می‌باشد، استفاده می‌شود.

شرط مرزی تکیه‌گاهی در ابتدا و انتهای دیواره‌ی آئورت به گونه‌ای در نظر گرفته شده است که از حرکت در تمامی جهات جلوگیری شود [۲۰]. در شرایط واقعی فیزیولوژیکی در درون بدن، دیواره خارجی شریان با بافت‌های گوناگونی در تماس است. برخی از محققان اثر این بافت‌ها را در مطالعات خود به صورت اعمال یک فشار ثابت، که جایگزین اثر بافت‌ها می‌شود، در نظر گرفته‌اند [۶، ۲۲، ۲۳] و برخی دیگر از اثر بافت‌های اطراف شریان چشم‌پوشی کرده‌اند و در واقع دیواره خارجی شریان را به صورت سطحی عاری از تنش فرض نموده‌اند [۲۴]. در این تحلیل نیز اثر بافت‌های اطراف شریان در نظر گرفته نشده است.

در این مدل‌سازی همانند سایر مسائل برهمکنشی سیال-جامد، دیواره داخلی جامد و دیواره خارجی سیال به عنوان شرط مرزی برهمکنش سیال-جامد در نظر گرفته می‌شود (که به مفهوم برابری سرعت سیال و جامد $\vec{v}_s = \vec{v}_f$ و همچنین برابری تنش در سیال و جامد بر روی دیواره می‌باشد $\tau_s = \tau_f$). در شریان‌های بزرگ، این فرض که خون در نزدیکی دیواره با همان سرعت دیواره حرکت می‌کند، فرض معقولی می‌باشد [۵]. از این‌رو شرط مرزی عدم لغزش نیز بر روی تمام دیواره‌ها اعمال می‌گردد.

۴-۴- نتایج

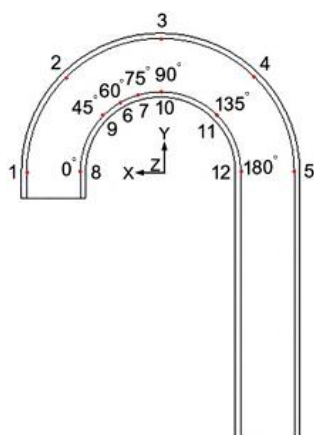
به منظور بررسی و تعیین نقاط بحرانی مستعد پارگی، مطابق شکل (۱۰) دوازده نقطه‌ی مختلف از شریان آئورت که در زوایای متفاوتی نسبت به دهانه ورودی شریان قرار گرفته‌اند مورد بررسی قرار می‌گیرد. یکی از معیارهای متداول بررسی پارگی، تنش ون‌مایز ایجاد شده در شریان می‌باشد [۲۱]. در شکل (۱۱) تغییرات تنش ون‌مایز بر حسب زمان برای نقاط مختلف شریان ترسیم شده است. همانطور که مشاهده می‌شود مقادیر تنش ون‌مایز ماکزیمم برای تمام نقاط، در زمان ۰/۱۸ ثانیه رخ داده است و این مقادیر تنش برای نقاط ۶

¹ Get Data Graph Digitizer

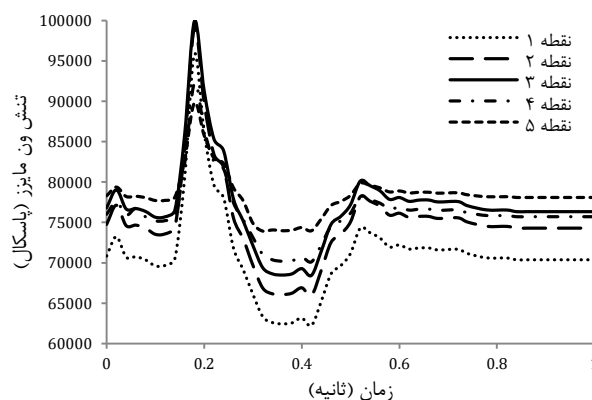
² Fully Developed (or Opening)

الی ۱۲ که بر روی سطح داخلی در قوس کوچکتر قرار گرفته‌اند، بیشتر است. از بین این نقاط، بیشترین مقدار تنش مربوط به نقاط ۶ و ۷ که به ترتیب در زاویه‌ی ۶۰ و ۷۵ درجه قرار دارند، می‌باشد. در واقع این نقاط به دلیل اینکه دارای تنش‌های بالاتری هستند، می‌توانند نواحی مستعد برای بیماری‌های پارگی و آنوریزم باشند. به منظور بررسی تعیین دقیق‌تر محل بروز پارگی، تغییرات تنش ون‌مایز در راستای ضخامت دیواره در حوالی نقطه ۷ مورد بررسی قرار می‌گیرد.

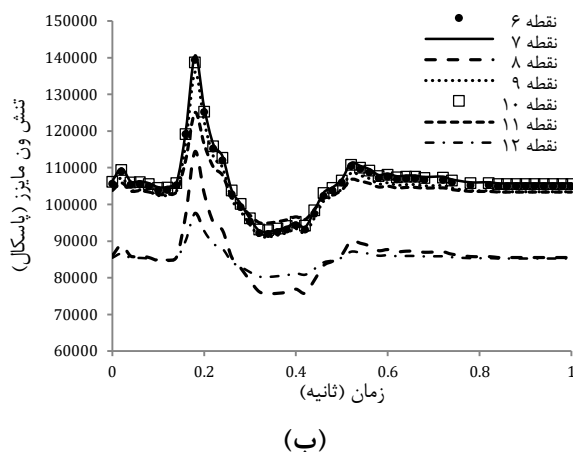
بدین منظور، در این نقطه مسیری از سمت اینتیمای به سمت ادونتیشیا در نظر گرفته می‌شود و تنش ون‌مایز در طول این مسیر و در زمان ۰/۱۸ ثانیه، در شکل (۱۲) ترسیم می‌گردد. همانطور که مشاهده می‌شود مقدار تنش ون‌مایز ماکزیمم (در زمان ۰/۱۸ ثانیه) در سمت داخل جداره که در تماس با خون می‌باشد، بیشترین مقدار را دارد و این مقدار با حرکت از سمت اینتیمای به سمت ادونتیشیا، کاهش می‌یابد. با توجه به نحوه‌ی تغییرات تنش در درون جداره، می‌توان این‌گونه نتیجه گرفت که به دلیل اینکه لایه‌ی اینتیمای نسبت به سایر لایه‌ها تحت مقادیر تنشی بالاتری قرار دارد، استعداد بیشتری به منظور بروز پارگی خواهد داشت و به عبارت دیگر آغاز ناحیه‌ی پارگی از سمت داخلی جداره‌ی شریان خواهد بود.



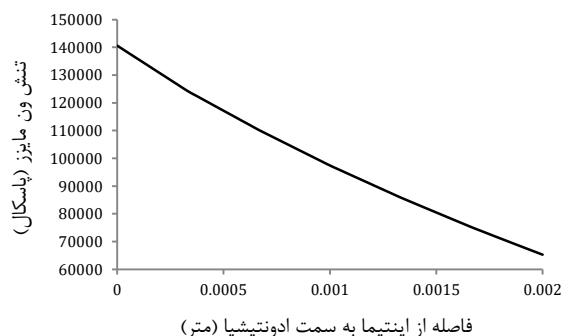
شکل ۱۰- محل قرارگیری نقاط در زوایای مختلف



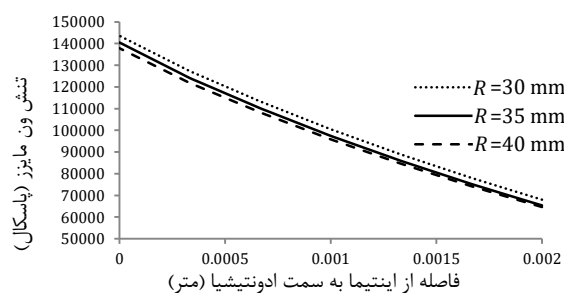
(الف)



شکل ۱۱- تغییرات تنش ون مایز بر حسب زمان برای نقاط ۱ الی ۱۲ (ب)



شکل ۱۲- تغییرات تنش ون مایز در نقطه ۷ در زمان ۰/۱۸ ثانیه از سمت اینتیما به ادونتیشیا



شکل ۱۳- تغییرات تنش ون مایز از سمت اینتیما به ادونتیشیا

جهت بررسی تأثیر هندسه بر توزیع تنش جداره‌ی شریان، با در نظر گرفتن سه مقدار متفاوت ۳۰، ۳۵ و ۴۰ میلیمتر برای شعاع قوس آئورت (R) به شبیه‌سازی مسئله پرداخته شده است. در شکل (۱۳) تغییرات ون مایز در دیواره شریان برای هر سه مدل با شعاع قوس متفاوت و در نقطه ۷، ارائه شده است.

مشاهده می‌گردد که برای هر سه حالت، با حرکت از سمت اینتیمیا به سمت ادونتیشیا، مقدار تنش ون‌مایز کاهش می‌یابد. همچنین با افزایش شعاع انحنای قوس آئورت، مقدار تنش اعمال شده بر قسمت داخلی دیواره‌ی شریان (لایه اینتیمیا) کاهش می‌یابد و در واقع برای شرایط فیزیولوژیکی یکسان، در افرادی که قوس آئورت انحنای کمتری دارد، در صورت مهیا بودن زمینه و شرایط لازم، احتمال بروز پارگی بیشتر خواهد بود.

در این بخش به بررسی تأثیر مدل الاستیک و یا هایپرالاستیک برای جنس دیواره شریان بر روی نتایج پرداخته می‌شود. به منظور شبیه‌سازی واقعی‌تر مسئله، از مدل هایپرالاستیک مونی-ریولین^۱ دو پارامتری برای شریان استفاده می‌شود که تابع چگالی انرژی کرنشی (W) برای این ماده مطابق با رابطه (۶) می‌باشد.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{1}{d}(I_3 - 1)^2 \quad (۶)$$

که $C_{10}=551600 \text{ Pa}$ و $C_{01}=137900 \text{ Pa}$ ثوابت تعیین شده به صورت تجربی هستند و I_1 ، I_2 و I_3 ثوابت نامتغیر اول، دوم و سوم تانسور تغییر شکل کوشی گرین چپ‌گرد و d پارامتر تراکم‌ناپذیری ماده می‌باشند [۹]. برای مواد هایپرالاستیک مونی-ریولین، مدول بالک (K) به صورت دو برابر معکوس پارامتر تراکم‌ناپذیری و مدول برشی اولیه (G_0) به صورت دو برابر مجموع ثوابت C_{10} و C_{01} مطابق روابط (۷) و (۸) تعریف می‌شوند [۲۵]:

$$K = \frac{2}{d} \quad (۷)$$

$$G_0 = 2(C_{10} + C_{01}) \quad (۸)$$

برای اینکه بتوان نتایج مربوط به شریان هایپر الاستیک را با شریان الاستیک مقایسه نمود بایستی یک مدول الاستیک که معادل با رفتار شریان هایپرالاستیک اول باشد، بدست آورد. برای بدست آوردن مدول الاستیک معادل، با استفاده از رابطه‌ی (۸) و با معلوم بودن ضرایب C_{10} و C_{01} مقدار G_0 طبق رابطه (۹) به دست می‌آید [۲۵].

$$G_0 = 2(C_{10} + C_{01}) = 1379000 \text{ Pa} \quad (۹)$$

با در نظر گرفتن ضریب پواسون 0.49 و با کمک رابطه‌ی (۱۰) که بین مدول یانگ، مدول برشی و ضریب پواسون برقرار است می‌توان مدول الاستیک معادل را به دست آورد [۲۵]:

$$E = 2(1 + \nu)G_0 = 4.11 \text{ MPa} \quad (۱۰)$$

بدین ترتیب دو شریان آئورت با مشخصات هندسی یکسان و شعاع قوس R ۳۵ میلی‌متر، با مدل‌های مادی هایپرالاستیک و الاستیک در نظر گرفته می‌شود. شکل (۱۴) تغییرات تنش ون‌مایز بر حسب زمان برای نقطه ۷ با در نظر گرفتن هر دو شریان الاستیک و هایپرالاستیک را نمایش می‌دهد. مشاهده می‌شود که در هر دو فرض برای شریان، نحوه‌ی تغییرات تنش بر حسب زمان یکسان است؛ اما فرض شریان با دیواره الاستیک منجر به تنش‌های بالاتری می‌شود.

^۱ Mooney-Rivlin

۵- شریان آئورت سه لایه

۵-۱- هندسه شریان سه لایه

در این مدل، قطر داخلی شریان ۲۰ میلی‌متر و ضخامت کل جداره ۲ میلی‌متر در نظر گرفته می‌شود. نسبت ضخامت برای لایه‌های اینتیمای، مدیا و ادونتیشیا به ترتیب به نسبت ۱، ۶ و ۳ در نظر گرفته می‌شود [۱۷]. فرض بر این است که ضخامت در کل دیواره برای تک تک لایه‌ها یکنواخت باشد. جهت بررسی تأثیر هندسه بر توزیع تنش جداره و تشخیص ناحیه بحرانی، مدل‌سازی برای سه شعاع قوس آئورت (R)، ۳۰، ۳۵ و ۴۰ میلی‌متر انجام می‌شود.

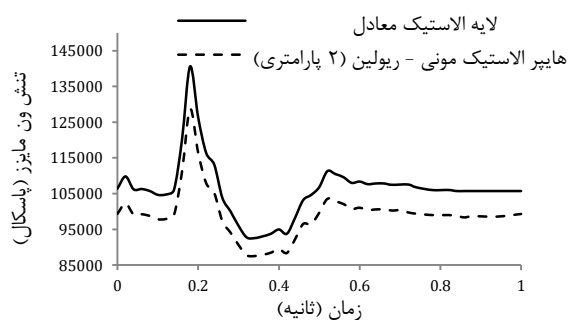
۵-۲- خواص خون و شریان

با توجه به اینکه شریان واقعی از سه لایه اصلی با مدول الاستیسیته‌ی متفاوت تشکیل یافته است، بایستی برای مدل‌سازی، ابتدا شریان یک لایه‌ی الاستیک با مدول الاستیسیته‌ی ۱/۰۸ مگاپاسکال به شریانی سه لایه تبدیل شود. برای یافتن مدول الاستیسیته‌ی معادل برای هر لایه، فرض می‌شود که مدول الاستیسیته‌ی لایه مدیا ۳ برابر مدول الاستیسیته‌ی دو لایه‌ی دیگر است [۱۷]. همچنین گائو و همکارانش روابط بین حجم و مدول الاستیسیته لایه‌ها را به صورت رابطه (۱۱) ارائه نموده‌اند [۱۷]:

$$E_m = 3E_i = 3E_a$$

$$EV = E_m V_m + E_i V_i + E_a V_a \quad (11)$$

که V_i ، V_m و V_a به ترتیب حجم‌های مربوط به لایه‌های اینتیمای، مدیا و ادونتیشیا و E_i ، E_m و E_a مدول الاستیسیته لایه‌های اینتیمای، مدیا و ادونتیشیا می‌باشند. با استفاده از هندسه شریان و همچنین روابط (۱۱)، مدول الاستیسیته لایه‌های اینتیمای، مدیا و ادونتیشیا به ترتیب برابر ۰/۴۹۵۸، ۱/۴۸۷۵ و ۰/۴۹۵۸ مگاپاسکال به دست می‌آید. هریک از لایه‌ها به صورت ماده تراکم‌ناپذیر، ایزوتروپ و الاستیک می‌باشند که ضریب پواسون و چگالی برای این لایه‌ها، به ترتیب ۰/۴۹ و ۱۰۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب در نظر گرفته شده است [۲۱]. همانند حالت مدل شریان یک لایه، در این قسمت نیز برای توصیف خواص خون، این سیال به صورت نیوتنی با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب [۱۷، ۱۸، ۱۹] و ویسکوزیته‌ی ۰/۰۰۳۵ پاسکال‌ثانیه [۱۷] و تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته می‌شود [۱، ۱۳، ۱۷، ۲۰].



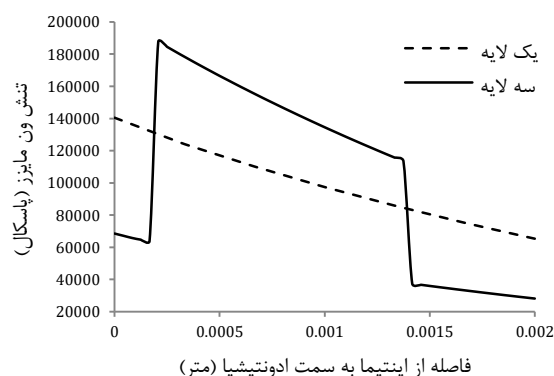
شکل ۱۴- تغییرات تنش ون‌مایز بر حسب زمان برای شریان با جنس متفاوت

۵-۳- شبکه بندی و شرایط مرزی

شبکه بندی سیال مشابه شریان یک لایه می باشد. دیواره شریان در راستای محیطی و طولی (برای هر سه لایه) به ترتیب به ۲۳ و ۶۴ قسمت مساوی و دیواره ی هر یک لایه های اینتیمای، مدیا و ادونتیشیا در راستای شعاعی به ترتیب ۲، ۱۲ و ۶ قسمت مساوی تقسیم می شود. در شریان سه لایه، شرایط مرزی استفاده شده برای سیال و جامد همانند شریان یک لایه می باشد که به تفصیل به شرح آن پرداخته شد.

۵-۴- نتایج

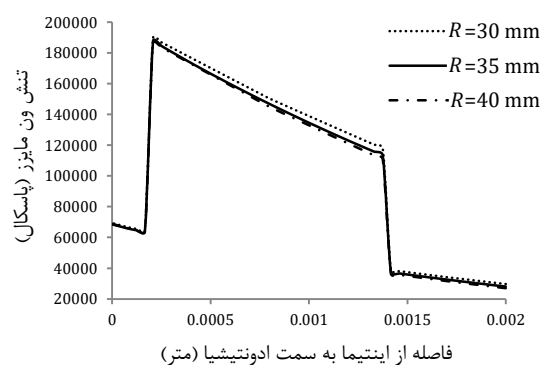
با توجه به اینکه در مدل سه لایه، مدول الاستیسیته هر یک از لایه ها متفاوت می باشد، انتظار می رود که تغییرات تنش در جداره نسبت به حالت شریان یک لایه، رفتار متفاوتی را نشان دهد. از این رو به منظور مقایسه رفتار تنشی در جداره، تغییرات تنش ون مایرز با حرکت از سمت اینتیمای به سمت ادونتیشیا در جداره شریان، برای زمان $0/18$ ثانیه و در مکانی از شریان که در زاویه ی 75 درجه از دهانه ورودی شریان قرار دارد، برای هر دو مدل یک و سه لایه با شعاع قوس 35 میلی متر در شکل (۱۵) نمایش داده شده است. همانطور که مشاهده می گردد در فرض شریان سه لایه، به دلیل وجود اختلاف در مدول الاستیسیته لایه ها، تنش ها در مرز بین لایه ها دچار پرش شده است. در مدل شریان سه لایه، با حرکت از سمت اینتیمای به سمت ادونتیشیا، تغییرات تنش در هر یک از لایه ها به صورت کاهشی می باشد. سطح تنش در لایه های اینتیمای و ادونتیشیای شریان سه لایه پایین تر از شریان یک لایه می باشد این در صورتی است که سطح تنش در لایه مدیای شریان سه لایه بالاتر از شریان یک لایه می باشد. اما آنچه که مهم است این است که شریان سه لایه که مدل دقیق تری نسبت به شریان یک لایه می باشد منجر به تنش های بالاتری در دیواره شریان گردیده است. با توجه به نحوه ی تغییرات تنش در درون جداره، می توان این گونه نتیجه گرفت که، به دلیل اینکه لایه ی مدیا نسبت به سایر لایه ها تحت مقادیر تنشی بالاتری قرار دارد، استعداد بیشتری برای بروز پارگی خواهد داشت و در صورت بروز این اتفاق، آغاز ناحیه ی پارگی از سمت داخلی لایه ی مدیا که در تماس با لایه ی اینتیمای می باشد، خواهد بود.



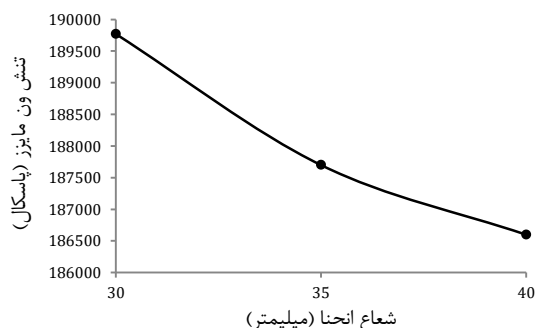
شکل ۱۵- تغییرات تنش ون مایرز در درون جداره برای مدل یک و سه لایه

جهت بررسی تأثیر هندسه بر توزیع تنش جداره‌ی شریان، مدل‌سازی با تغییر شعاع قوس آئورت (R) به سه مقدار متفاوت ۳۰، ۳۵ و ۴۰ میلی‌متر، نیز انجام شده است. در شکل (۱۶) تغییرات تنش ون‌مایز در دیواره شریان برای هر سه مدل با شعاع قوس متفاوت و در مکانی از شریان که در زاویه‌ی ۷۵ درجه از دهانه ورودی شریان قرار دارد (نقطه ۷ در شکل (۱۰)) ارائه شده است. مشاهده می‌شود برای هر سه مدل با شعاع قوس متفاوت، تنش ون‌مایز در سمت داخلی لایه‌ی مدیا بیشترین مقادیر را دارا می‌باشد و با حرکت از سمت اینتیمای به سمت ادونتیشیا، تنش در هر یک از لایه‌ها به صورت کاهشی تغییر می‌نماید.

در شکل (۱۷) مقدار ماکزیمم تنش ون‌مایز بر حسب شعاع قوس آئورت ترسیم شده است. همانطور که دیده می‌شود با افزایش شعاع انحنای قوس آئورت، مقدار ماکزیمم تنش در حال کاهش می‌باشد که نشان می‌دهد در شرایط فیزیولوژیکی یکسان، در افرادی که قوس آئورت دارای انحنای کمتری می‌باشد، در صورت مهیا بودن زمینه و شرایط لازم، استعداد بیشتری برای بروز پارگی خواهند داشت و به دلیل اینکه لایه‌ی مدیا نسبت به سایر لایه‌ها تحت مقادیر تنشی بالاتری قرار دارد، در صورت بروز این اتفاق، آغاز ناحیه‌ی پارگی در لایه‌ی مدیا و از سمت داخلی این لایه (که در تماس با لایه‌ی اینتیمای می‌باشد) خواهد بود.



شکل ۱۶- تغییرات تنش ون‌مایز در جداره برای مدل‌های سه لایه با شعاع قوس متفاوت



شکل ۱۷- تغییرات تنش ون‌مایز بر حسب شعاع قوس متفاوت

۶- نتیجه گیری

با توجه به تحلیل‌هایی که بر روی مدل‌های مختلف با شعاع انحنای جنس و تعداد لایه متفاوت انجام گرفته است، نتایج زیر قابل استنتاج می‌باشد:

در شریان آئورت الاستیک یک لایه، مقادیر تنش ون‌مایز ماکزیمم در زمان ۰/۱۸ ثانیه و برای نقاطی که بر روی سطح داخلی شریان و در قوس کوچکتر قرار گرفته‌اند، اتفاق افتاده است و در واقع این نقاط به دلیل اینکه دارای تنش‌های بالاتری هستند، می‌توانند مستعد برای بیماری‌های پارگی و آنوریسم باشند. مقدار تنش ون‌مایز ماکزیمم در سمت داخل جداره که در تماس با خون می‌باشد، بیشترین مقدار را دارد و این مقدار با حرکت از سمت اینتیما به سمت ادونتیشیا، کاهش می‌یابد و در واقع از آنجا که لایه‌ی اینتیما نسبت به سایر لایه‌ها تحت مقادیر تنشی بالاتری قرار دارد، استعداد بیشتری به منظور بروز پارگی خواهد داشت و در صورت بروز این اتفاق، آغاز ناحیه‌ی پارگی از سمت درونی جداره‌ی شریان خواهد بود.

همچنین تأثیر شعاع انحنای قوس آئورت بر تنش‌های ایجاد شده در دیواره شریان مورد بررسی قرار گرفت و مشاهده شد با افزایش شعاع انحنای قوس آئورت، مقدار تنش ایجاد شده بر قسمت داخلی دیواره‌ی شریان (لایه اینتیما) کاهش می‌یابد و در واقع برای شرایط فیزیولوژیکی یکسان، در افرادی که قوس آئورت انحنای کمتری دارد، در صورت مهیا بودن زمینه و شرایط لازم، احتمال بروز پارگی بیشتر خواهد بود. از نظر کیفی نحوه‌ی تغییرات مقادیر تنش بر حسب زمان، برای ماده الاستیک و هایپرالاستیک، یکسان است. اما از نظر کمی، فرض شریان با دیواره الاستیک منجر به بروز تنش‌های بیشتری می‌گردد.

با در نظر گرفتن شریان سه لایه، تنش ون‌مایز در قسمت بالا رونده‌ی قوس آئورت و در سمت داخلی لایه‌ی مدیا که در تماس با لایه‌ی اینتیما می‌باشد، بیشترین مقدار را دارد و سمت خارجی لایه‌ی ادونتیشیا، کمترین مقدار تنش را دارد. از این رو در صورت بروز پارگی و آنوریسم در شریان سه لایه، شروع آسیب از این محدوده-ی مکانی خواهد داد. برای مدل‌های سه لایه با شعاع انحنای متفاوت، مقادیر تنش ون‌مایز ماکزیمم در زمان ۰/۱۸ ثانیه رخ داده و مقدار ماکزیمم تنش در شریان‌های با انحنای قوس آئورت کوچکتر بیشتر می‌باشد.

مراجع

- [1] Khanafer, K., and Berguer, R., "Fluid-structure Interaction Analysis of Turbulent Pulsatile Flow within a Layered Aortic Wall as Related to Aortic Dissection", *Journal of Biomechanics*, Vol. 42, No. 16, pp. 2642-2648, (2009).
- [2] Shaik, E., "Numerical Simulations of Blood Flow in Arteries using Fluid-structure Interactions", PhD Thesis, Department of Aerospace Engineering, Wichita State University, United States, (2007).
- [3] Li, M., Beech-Brandt, J., John, L., Hoskins, P., and Easson, W., "Numerical Analysis of Pulsatile Blood Flow and Vessel Wall Mechanics in Different Degrees of Stenoses", *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 16, pp. 3715-3724, (2007).

- [4] Toloui, M., Firoozabadi, B., and Saidi, M., "A Numerical Study of the Effects of Blood Rheology and Vessel Deformability on the Hemodynamics of Carotid Bifurcation", *Scientia Iranica*, Vol. 19, No. 1, pp. 119-126, (2012).
- [5] Vasava, P., Jalali, P., Dabagh, M., and Kolari, P. J., "Finite Element Modelling of Pulsatile Blood Flow in Idealized Model of Human Aortic Arch: Study of Hypotension and Hypertension", *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Vol. 2012, No. 1, pp. 1-14, (2012).
- [6] Crosetto, P., Reymond, P., Deparis, S., Kontaxakis, D., Stergiopoulos, N., and Quarteroni, A., "Fluid-structure Interaction Simulation of Aortic Blood Flow", *Computers & Fluids*, Vol. 43, No. 1, pp. 46-57, (2011).
- [7] Valencia, A., and Baeza, F., "Numerical Simulation of Fluid-structure Interaction in Stenotic Arteries Considering Two Layer Nonlinear Anisotropic Structural Model", *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Vol. 36, No. 2, pp. 137-142, (2009).
- [8] De Hart, J., Peters, G., Schreurs, P., and Baaijens, F., "A Three-dimensional Computational Analysis of Fluid-structure Interaction in the Aortic Valve", *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, No. 1, pp. 103-112, (2003).
- [9] Ranga, A., Mongrain, R., Biadilah, Y., and Cartier, R., "A Compliant Dynamic FEA Model of the Aortic Valve, in Proceedings of International Federation for the Promotion of Mechanism and Machine Science", *The 12th World Congress in Mechanism and Machine Science*, Besançon, France, (2007).
- [10] Chan, W., Ding, Y., and Tu, J., "Modeling of Non-Newtonian Blood Flow Through a Stenosed Artery Incorporating Fluid-structure Interaction", *Australian and New Zealand Industrial and Applied Mathematics Journal*, Vol. 47, pp. C507-C523, (2007).
- [11] Lee, K., and Xu, X., "Modelling of Flow and Wall Behaviour in a Mildly Stenosed Tube", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 24, No. 9, pp. 575-586, (2002).
- [12] Chan, W.Y., and Eng, B., "Simulation of Arterial Stenosis Incorporating Fluid-structural Interaction and Non-Newtonian Blood Flow", *M.Sc. Thesis, School of Aerospace, Mechanical and Manufacturing Engineering, RMIT University, Australia*, (2006).
- [13] Gao, F., Watanabe, M., and Matsuzawa, T., "Stress Analysis in a Layered Aortic Arch Model under Pulsatile Blood Flow", *BioMedical Engineering Online Journal*, Vol. 5, No. 25, pp. 1-11, (2006).
- [14] Zhao, S., Xu, X., Hughes, A., Thom, S., Stanton, A., Ariff, B., and Long, Q., "Blood Flow and Vessel Mechanics in a Physiologically Realistic Model of a Human Carotid Arterial Bifurcation", *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 8, pp. 975-984, (2000).
- [15] Yahya, M., "Three Dimensional Finite-element Modeling of Blood Flow in Elastic Vessels: Effects of Arterial Geometry and Elasticity on Aneurysm Growth and Rupture", *M.Sc. Thesis, Biomedical Physics, Ryerson University, Toronto, Canada*, (2010).

- [16] Chakravarty, S., Mandal, P., and Mandal, A., "Mathematical Model of Pulsatile Blood Flow in A Distensible Aortic Bifurcation Subject to Body Acceleration", *International Journal of Engineering Science*, Vol. 38, No. 2, pp. 215-238, (2000).
- [17] Gao, F., Guo, Z., Sakamoto, M., and Matsuzawa, T., "Fluid-structure Interaction within a Layered Aortic Arch Model", *Journal of Biological Physics*, Vol. 32, No. 5, pp. 435-454, (2006).
- [18] Alishahi, M., and Emdad, H., "Numerical Simulation of Blood Flow in a Flexible Stenosed Abdominal Real Aorta", *Scientia Iranica*, Vol. 18, No. 6, pp. 1297-1305, (2011).
- [19] Khanafer, K.M., Bull, J.L., and Berguer, R., "Fluid-structure Interaction of Turbulent Pulsatile Flow within a Flexible Wall Axisymmetric Aortic Aneurysm Model", *European Journal of Mechanics-B/Fluids*, Vol. 28, No. 1, pp. 88-102, (2009).
- [20] Wang, X., and Li, X., "Fluid-structure Interaction Based Study on the Physiological Factors Affecting the Behaviors of Stented and Non-Stented Thoracic Aortic Aneurysms", *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 12, pp. 2177-2184, (2011).
- [21] Wang, X., and Li, X., "Biomechanical Behaviors of Curved Artery with Flexible Wall: A Numerical Study using Fluid-structure Interaction Method", *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 41, No. 11, pp. 1014-1021, (2011).
- [22] Chung, S., and Vafai, K., "Effect of the Fluid-structure Interactions on Low-density Lipoprotein Transport within a Multi-layered Arterial Wall", *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 2, pp. 371-381, (2012).
- [23] Khamdaengyodtai, P., Vafai, K., Sakulchangsattajatai, P., and Terdtoon, P., "Effects of Pressure on Arterial Failure", *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 15, pp. 2577-2588, (2012).
- [24] Konala, B.C., Das, A., and Banerjee, R.K., "Influence of Arterial Wall-Stenosis Compliance on the Coronary Diagnostic Parameters", *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 5, pp. 842-847, (2011).
- [25] Jakel, R., "Analysis of Hyperelastic Material with Mechanics-theory and Application Examples", in 2nd SAXSIM, Technische Universität Chemnitz, Germany, April (2010).

Abstract

In this study, considering a real model, numerical simulation of Aorta arch is performed using ANSYS-CFX software. Different aspects such as pulsatile behavior of blood flow and fluid-solid interaction are considered simultaneously in simulation of one and three-layer model for Aorta wall. The results show that the three-layer model leads to stress jumps in boundary of layers the stresses have higher values than one-layer model. For sake of more realistic condition, a hyperelastic model is used for Aorta wall behavior which in comparison to elastic model, the hyperelastic model results to lower stresses. The effect of Aorta arch curvature on the results is examined and it is observed that the von Mises stresses are bigger in Aorta arches with smaller curvature and the maximum value of stresses occurs in ascending part. After investigation of effects of various parameters on wall stresses, the areas with more possible risk of rupture are determined and a proper model for future researches is introduced.