



## شبیه سازی عددی جریان دو لایه ای خون پایا در رگ صلب

محمد نیکیان<sup>۱</sup>، حسن کوهگرد<sup>۲</sup>

۱- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تاکستان، قزوین، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تاکستان، قزوین، ایران

m.nikiyan@tiau.ac.ir

### چکیده :

عمده موارد مربوط به مرگ و میر در ایران، مربوط به بیماری‌های قلبی و عروقی است که از بین آنها مرگ مربوط به انسداد رگ‌های خون رسان به قلب یعنی عروق کرونر شایعتر است. رسوب تدریجی کلسترول و سایر چربیها و مواد در دیواره داخلی شریان‌های بدن، باعث ایجاد پلاک‌هایی در جدار این عروق می‌شود که منجر به تنگ، سفت و سخت شدن دیواره رگها خواهد شد. در این تحقیق سعی شده است به مدلسازی جریان خون در رگ‌های گرفته شده براساس ۲ لایه میانی و جانبی پرداخته شود. لایه میانی از نوع سیال غیر نیوتنی میکروپولار و لایه جانبی از نوع سیال غیرنیوتنی کارئو می‌باشد. ویسکوزیته سیال میکروپولار به صورت تابع UDF بیان شده است. به علت وجود یک رابطه پارامتری برای شعاع رگ گرفته شده از نرم افزار سالیدورک برای مدلسازی استفاده شده است. برای تحلیل این پروژه از نرم افزار حجم محدود فلونت استفاده شده است. برای سرعت در ورودی رگها از تابع بسل استفاده شده است که به صورت UDF به محیط نرم افزار فلونت فراخوانی شده است. نتایج در حالت ۰، ۱۰، ۲۰، ۴۰ و ۶۰ درصد گرفتگی مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که هر چه درصد گرفتگی بیشتر باشد درصد حالت بحرانی افزایش می‌یابد و در ۶۰ درصد گرفتگی بیشترین میزان فشار وارد در دیواره رگ و سرعت در ناحیه گرفتگی مشاهده می‌شود.

**کلید واژگان:** سیال میکروپولار، جریان دولایه‌ای، رگ گرفته شده، نرم افزار فلونت، تابع بسل

## *Numerical simulation of steady blood flow through an rigid artery*

*Mohammad Nikian<sup>1</sup>, Hasan Kuhgard<sup>2</sup>*

*1- Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Takestan Branch, Islamic Azad University, Takestan, Iran.*

*2- MSc Student, Department of Mechanical Engineering, Takestan Branch, Islamic Azad University, Takestan, Iran*

*†Corresponding Author Email: m.nikiyan@tiau.ac.ir*

### **Abstract:**

A major cases relating to death in Iran, related to cardiovascular diseases, among which death due to obstruction of the coronary arteries that supply blood to the heart is more common. Gradual deposition cholesterol and fats the inner wall of arteries of the body, causing plaques in the artery wall, leading to tight, hardening of the vessel wall. In this study, have tried to model blood flow in the veins to be paid on the two middle layer and lateral. middle layer of non-Newtonian fluid is Micropolar and lateral layer a non-Newtonian fluid is carreau. The project analysis software FLUENT finite volume is used. The veins of the Bessel function is used to speed entry. Results at 0, 10, 20, 40 and 60% stenosis were studied. The results show that the percentage of stenosis is higher percentage increases critical state. And in 60 percent of blockage maximum amount of pressure in the vessel wall and quickly Eclipse can be seen in the region.

**Keywords:** micropolar fluid, Taken vessels, two-layered Blood, Fluent software., Bessel function

## ۱- مقدمه

هر ساله نزدیک به ۳۲ میلیون مورد سکته قلبی و مغزی در دنیا رخ می‌دهد که باعث مرگ بیش از ۱۷ میلیون نفر می‌شود. ۶۰ درصد از موارد مرگ در سال ۲۰۰۰ در جهان به علت بیماری‌های غیرواگیر رخ داده و برآورد می‌شود تا سال ۲۰۲۰ میلادی به ۷۳ درصد برسد. سهم بیماری‌های قلبی عروقی از این میزان بیش از ۴۸ درصد است. به طوری که بیش از ۲۰ میلیون مورد از ۶۴ میلیون مرگ در سال ۲۰۱۵ مربوط به بیماری‌های قلبی عروقی خواهد بود و در صورتی که اقدامات مؤثر انجام نشود، انتظار می‌رود موارد مرگ ناشی از بیماری‌های مزمن از ۲۰۰۵ تا ۲۰۱۵ حدود ۱۷ درصد افزایش یابد و از ۳۵ میلیون مرگ به ۴۱ میلیون مرگ برسد. [۱]

رسوب تدریجی کلسترول (یکی از انواع چربی‌های خون) و سایر چربی‌ها و مواد در دیواره داخلی سرخرگ (شریان) های بدن، باعث ایجاد پلاک‌هایی در جدار این عروق می‌شود که منجر به تنگ، سفت و سخت شدن دیواره رگها خواهد شد. به این حالت، تصلب شرایین یا آترواسکلروز گفته می‌شود. با گذشت زمان، افزایش رسوب چربی می‌تواند تنگی و باریک شدن شریانها را به دنبال داشته باشد و مانع خون رسانی کافی به بافتها شود. در صورتی که چنین اتفاقی در عروق کرونر قلب رخ دهد، می‌تواند خون رسانی به عضله قلب را کم و یا حتی قطع کند. به این حالت که در آن خون کافی به عضله قلب نمی‌رسد ایسکمی قلب می‌گویند. زنده ماندن پس از بروز سکته قلبی بستگی به میزان از بین رفتن عضله قلب و نیز تشخیص سریع و دریافت به موقع مراقبت‌های درمانی دارد. [۲]

فشار استاتیک در عروق ما دو نوع است:

۱- فشار ناشی از وزن آب: برای فهم این موضوع یک منبع آب را در نظر بگیرید. فشار هیدرواستاتیک در سطح آب صفر است اما هر چه پایین‌تر باییم به دلیل وزن آب فشار هیدرو استاتیک بیشتر می‌شود. در بدن ما فشار هیدرواستاتیک در سطح قلب صفر است و در پاها بیشترین فشار را داریم. بسته به قد و قواره فرد ممکن است تا ۹۵ - ۹۰ میلی‌متر جیوه برسد. [۳]

۲- فشار در دیواره رگها: وقتی که خون وارد رگها می‌شود دیواره عروق تحت فشار قرار می‌گیرد که همان فشار لترال است. هنگامیکه فشار خون بیمار را اندازه می‌گیریم در واقع فشار لترال را اندازه می‌گیریم. مریض را می‌خوابانیم تا فشار هیدرواستاتیک حذف شود و فشار لترال مشخص گردد. در این تحقیق نوع فشار اندازه گیری شده فشار لترال می‌باشد. [۳]

مقدار دبی، اختلاف فشار ورودی و خروجی را نشان می‌دهد. هر چه این اختلاف بزرگتر باشد بدین معنا است که فشار ورودی شما نیز بیشتر است. دقت کنیم که هرگز فشار خروجی ما بیشتر از فشار ورودی نمی‌تواند باشد. البته یک استثنا در قلب وجود دارد که لحظه‌ای فشار خروجی بیشتر شده و جریان خون برگشته و برخورد آن با

دریچه‌ها می‌باشد که ایجاد صدا می‌کند. بنابراین فشار ورودی همواره بزرگتر از فشار خروجی است. [۴]

در این مکانیسم باید دبی ثابت بماند. مثلاً در هنگام عصبانیت فشار خون بالا می‌رود و دبی متناسب با اختلاف فشار است پس بالا می‌رود در حالی که نیازی به افزایش جریان نیست پس با وجود بالا بودن فشار، دبی ثابت نگه داشته می‌شود.

## ۲- مروری بر تحقیقات

حقیقی و همکاران در سال ۱۳۹۳ به ارائه یک مدل دو لایه‌ای از جریان خون غیر دائم و پالسی در طول سرخرگ گرفته شده با استفاده از روش عددی پرداختند. مدل حاضر شامل لایه مرکزی سوسپانسیون گلبول‌های قرمز و لایه جانبی پلازما است. سیال میکرو پلار معرف لایه مرکزی و سیال نیوتنی معرف لایه جانبی است. سرخرگ مفروض به صورت الاستیک و هندسه مفروض وابسته به زمان فرض می‌شود، ولی جریان خون در طول سرخرگ الاستیک و غیر الاستیک با همدیگر مقایسه می‌شوند. معادلات ناویر-استوکس حاکم بر جریان خون با در نظر گرفتن گرادیان فشار ورودی با استفاده از روش تفاضل محدود حل شده‌اند. مشخصه‌های دینامیکی جریان خون از قبیل پروفیل سرعت، دبی حجمی و مقاومت در برابر جریان به دست آورده شده است و در مورد تأثیر خاصیت ارتجاعی دیواره و شدت گرفتگی بر روی آنها بحث شده است. نتایج حاصل از شبیه سازی حاضر توافق خوبی با نتایج تحلیلی موجود دارد. [۵]

اسدی چلک و همکاران در سال ۱۳۹۵ یک مدل ریاضی برای جریان خون پالسی و ناپایا در طول رگ گرفته شده مخروطی با گرفتگی متوالی را ارائه داده‌اند، جریان خون به صورت غیرخطی، تراکم ناپذیر و کاملاً گسترش یافته فرض شده است. برای مدل‌سازی خون، در ساختار معادلات از مدل غیر نیوتنی سیسکو استفاده شده است. به منظور شبیه سازی هر چه بیشتر شرایط واقعی، رگ مفروض به صورت الاستیک و هندسه مفروض وابسته به زمان فرض می‌شود. در این تحقیق مشخصه‌های دینامیکی جریان خون از جمله دبی حجمی و مقاومت در برابر جریان از روی پروفیل سرعت حاصل شده است و در مورد تأثیر میزان و زاویه گرفتگی بر روی آنها بحث شده است. دبی حجمی کمترین مقدار و مقاومت بیشترین مقدار را در گرفتگی‌های منبسط شونده دارند. [۶]

فراشخولوت و همکاران در سال ۲۰۱۳ در تحقیقی حرکت تعدادی لخته خونی با خواص مکانیکی مختلف در داخل شبکه عروق مغزی را مورد بررسی قرار دادند. در این پژوهش از آناتومی عروق مغزی بدست آمده از تصویر برداری پزشکی شریان‌های یک شخص بیمار استفاده شده و معادلات حاکم بر حرکت لخته و همودینامیک جریان خون در عروق مغزی توسط الگوریتم محاسباتی تعامل سیال-جامد مورد بررسی قرار گرفته است. دستاوردهای این تحقیق نشان می‌دهند که پارامترهای مکانیکی نقش اصلی در نحوه حرکت

در سیال میکروپولار که به نوعی سیال غیرنیوتنی می‌باشد ویسکوزیته از رابطه ۱ محاسبه می‌شود. [۱۰]

$$\mu(r) = \mu_0 \left[ 1 + \beta_1 h_m \left( 1 - \frac{r}{R_0} \right)^{m^2} \right] \quad (1)$$

در رابطه (۱)،  $\mu(r)$  ویسکوزیته خون سیال میکروپولار است.  $\mu_0$  ویسکوزیته دیواره که دارای مقدار ثابتی برابر  $0.056 \text{ kg/ms}$  می‌باشد.  $h_m$  مربوط به بیشترین مقدار هماتروئیک یک فرد است که به صورت درصد بیان می‌شود. هرگاه هماتوکریت شخص ۴۰ باشد منظور آن است که ۴۰ درصد حجم خون را گویچه‌ها و باقی مانده آن را پلاسما تشکیل می‌دهد. هماتوکریت مردان طبیعی بطور متوسط ۴۲ و هماتوکریت زنان طبیعی متوسط ۳۸ است. [۱۱] در این تحقیق مقدار آن برابر  $0.42$  در نظر گرفته شده است.  $R_0$  شعاع نرمال لوله است که در این تحقیق برابر  $0.95$  میلی‌متر است.  $r$  شعاع در هر مکان که از خط مرکزی لوله محاسبه می‌شود. مقدار  $m^2$  از رابطه ۲ محاسبه می‌شود که  $\gamma$  چگالی خون می‌باشد که برابر  $1060$  کیلوگرم بر متر مکعب می‌باشد.

$$m^2 = \frac{R_0^2 \mu_0}{\gamma} \quad (2)$$

مقدار  $\beta_1$  از رابطه (۳) محاسبه می‌شود، که در این رابطه  $m_1=2$ ،  $\delta_S$  ماکزیمم ارتفاع گرفتگی مجرا و  $L_0$  بیشترین طول گرفتگی مجرا می‌باشد.

$$\beta_1 = \frac{\delta_S m_1^{m_1/(m_1-1)}}{R_0 L_0^{m_1} m_1 - 1} \quad (3)$$

سیال به کار رفته برای مدلسازی لایه جانبی از نوع خون با چگالی  $1060 \text{ Kg/m}^3$  و ویسکوزیته متغیر با توجه به ماهیت غیر نیوتنی آن می‌باشد. مقدار ویسکوزیته خون برای سیال غیر نیوتنی خون کارنو براساس رابطه ۴ می‌باشد (ناهدی، ۱۳۹۲).

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left( 1 + A_{ij}^2 \right)^B \quad (4)$$

رابطه بیان شده مربوط به مدل غیر نیوتنی کارنو می‌باشد که  $\gamma_{ij}$  تانسور آهنگ کرنش برشی،  $\mu_0 = 0.056 \text{ kg/ms}$ ،  $\mu_\infty = 0.00345 \text{ kg/ms}$  مقادیر لزجت حدی پایین و بالا بوده و  $A=3/313$  و  $B=-0/3568$  نیز دو پارامتر ثابت انقباض منحنی هستند. [۱۰] در این تحقیق نتایج برای گرفتگی رگ در حالت ۱۰ درصد، ۲۰ درصد، ۴۰ درصد و ۶۰ درصد بررسی شده و مقایسه‌ای صورت می‌گیرد. رگ گرفته شده به صورت لوله استوانه‌ای با سطح مقطع مدور در نظر گرفته می‌شود که جریان خون گذرنده از آن به صورت دو لایه متقارن محوری می‌باشد که لایه مرکزی آن سیال میکروپولار غیر نیوتنی و لایه جانبی آن نیز سیال غیر نیوتنی می‌باشد. سیستم مختصات استوانه‌ای  $(r, \theta, z)$  به ترتیب بیانگر شعاع، زاویه و مختصات طولی نقطه طول رگ است. شکل ۱ هندسه رگ گرفته شده را به صورت ۲ لایه نشان می‌دهد. هندسه رگ گرفته شده به صورت رابطه ۵ می‌باشد.

لخته‌های خونی را بر عهده دارند و تحلیل آنها می‌تواند شناخت ما از مکانیزم بیماری‌های ناشی از این پدیده را افزایش داده و برنامه ریزی برای روشهای درمانی آنها را تسهیل نماید. [۷] جهانگیری و همکاران در سال ۱۳۹۳ در پژوهشی به بررسی عددی تاثیر تعداد و فاصله گرفتگی‌های رگ کرونر در جریان پالسی و غیر نیوتنی پرداختند. در این تحقیق تاثیر تعداد و فاصله گرفتگی‌های رگ کرونر در جریان پالسی به کمک نرم افزار آدینا انجام شده است و جریان خون را آرام، غیرنیوتنی و دیواره رگ را صلب فرض نموده‌اند. گرفتگی‌های مورد بررسی براساس ۳۰٪، ۵۰٪ و ۷۰٪ سطح مقطع رگ بدون گرفتگی می‌باشند و نتایج گرفتگی ساده با گرفتگی مضاعف با فواصل مختلف مقایسه گردیده است. برای مدلسازی خاصیت غیرنیوتنی بودن خون از مدل کارنو استفاده شده است. نتایج نشان داد که با افزایش درصد گرفتگی‌ها و افزایش تعداد گرفتگی‌ها، جریان به سمت نیوتنی بودن پیش می‌رود. در بررسی مقدار تنش‌های روی دیواره در زمان ماکزیمم دبی مشخص گردید که در گرفتگی‌های متوالی بیشترین تنش روی قله گرفتگی اول رخ می‌دهد و نتیجه گردید که گرفتگی ۷۰٪ یک گرفتگی بحرانی است. [۸]

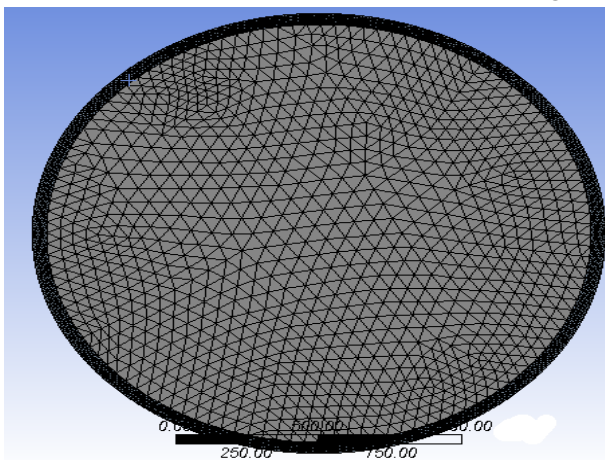
محمدمدی و همکاران در ۱۳۹۱ در پژوهشی به تحلیل سه بعدی جریان غیر نیوتنی خون و تنش‌های برشی وارده بر دیواره رگ در گرفتگی‌های متوالی رگهای کرونری، در این مطالعه جریان خون در رگهای کرونری با گرفتگی‌های متوالی مدلسازی شده است با توجه به اهمیت گرفتگی رگها توزیع تنش برشی دیواره در گرفتگی‌های متوالی رگهای کرونری بطور ثنوری و عددی مدل شده است. علاوه بر این مدل نیوتنی با مدل‌های کاسون و کارنو غیرنیوتنی که درصدهای مختلف گرفتگی و فاصله‌های مختلف گرفتگیها مقایسه و برای اعمال مدل‌های غیرنیوتنی از توابع تعریف شده استفاده شده است. این تحقیق نشان می‌دهد که مدل غیرنیوتنی کاسون یک مدل قابل اطمینان برای لزجت خون در جریان‌های ناپایدار می‌باشد. [۹]

### ۳- مدلسازی و تحلیل نتایج

در این مقاله از ۲ لایه میانی و جانبی برای بررسی رفتار خون در رگ گرفته شده استفاده شده است. برای لایه میانی از سیال غیرنیوتنی میکروپولار و برای لایه جانبی از سیال غیرنیوتنی کارنو استفاده شده است.

در سیالات میکروپولار معادلات بقای جرم، اندازه حرکت و اندازه حرکت زاویه ای حاکم می‌باشد. این سیالات دارای پیکره بندی همگن و ایزوتروپیک می‌باشند. ویژگی بارز این سیالات حرکت چرخشی می‌باشد. [۱۰]

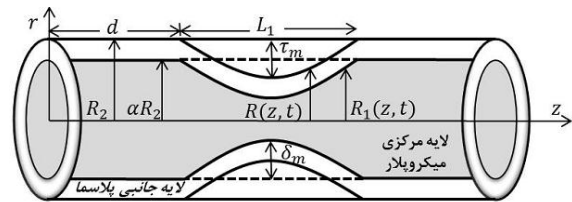
کردن سایز شبکه به دفعات متعدد انجام و در هر مرحله سایز شبکه با ضریبی منطقی نسبت به سایز شبکه قبلی کوچک شد و به تبع آن دقت نتایج و البته زمان محاسباتی افزایش یافت. کوچک سازی سایز شبکه از مرحله‌ای به بعد دیگر در دقت نتایج تاثیر چندانی نداشت و تنها موجب افزایش زمان محاسبات گردید. این همان معیاری است که برای پایان روند مذکور مد نظر قرار گرفت. معیارهای مختلفی برای بررسی کیفیت شبکه وجود دارد. شکل ۵ نشان دهنده مشبندی در راستای شعاعی از درجه بهینه سازی سه و در راستای محوری از درجه یک می‌باشد، که بهترین حالت مش بندی در این تحقیق می‌باشد. ملاحظه می‌شود که در این حالت چقدر تقارن در راستای شعاعی وجود دارد و به سمت دیواره ها مش بندی ریزتر و در مرکز مش بندی درشت‌تر است. در این شکل طول رگ برابر ۳۰ میلی‌متر در جهت X و به شعاع ۱ میلی‌متر در جهت Z و Y نشان داده شده است.



شکل (۲) بهینه سازی از مرتبه سه در جهت شعاعی و یک در جهت محوری برای مش بندی

Figure 2 Optimization of the order of three in the radial direction and one in axial direction for meshing

با توجه به خاصیت جریان خون در رگ که یک حالت پایا می‌باشد و در اکثر مقالات نیز جریان خون به صورت پایا در نظر گرفته شده‌اند در ادامه بررسی جریان خون به صورت پایا مورد بررسی قرار گرفت. چرا که اگر قرار باشد جریان خون در رگهای خونی دارای خاصیت گذرا باشد بدن انسان در طول شبانه روز حالت های مختلفی را تجربه می‌کند. لازم به ذکر است با درصد گرفتگی‌های متفاوت، تعداد تکرارهایی که حل به حالت همگرا می‌رسد فرق می‌کند برای مثال در حالتی که رگ دارای گرفتگی ۱۰ درصد است جریان خیلی سریعتر به همگرایی می‌رسد تا حالتی که ۶۰ درصد گرفتگی وجود دارد، چرا که جریان کمتر دچار نوسان و تغییر می‌شود. شکل ۶ همگرا رسیدن جوابها را پس از ۲۸۶ تکرار برای ۱۰ درصد گرفتگی نشان می‌دهد.



شکل (۱) هندسه رگ گرفته شده در حضور جریان خون دو لایه ای  
Figure 1 shows the geometry of the vessel taken in the presence of blood flow two layers

$$R(z) = \begin{cases} \left[ 1 - \left( \frac{\tau_m}{2R_2} \right) \cos \left\{ \frac{2\pi}{L_1} \left( z - d - \frac{L_1}{2} \right) \right\} \right] & d \leq z \leq d + L_1 \\ 1 & \text{elsewhere} \end{cases}$$

در معادله ۵ مقدار  $R_2$  شعاع ثابت رگ باز در ناحیه فراتر از گرفتگی،  $L_1$ ،  $L$ ، به ترتیب طول رگ مورد نظر، طول گرفتگی و طول ناحیه بالا دست و  $\tau_m$  حداکثر گرفتگی است که در این تحقیق برابر با ۰/۱، ۰/۲، ۰/۴ و ۰/۶ در نظر گرفته شده است.  $R(z)$  شعاع رگ غیر الاستیک گرفته شده در لایه جانبی و  $R_1(z) = \alpha R(z)$  شعاع رگ غیر الاستیک گرفته شده در لایه مرکزی است.

جریان خون به صورت غیر خطی، لایه‌ای، پایا، تراکم ناپذیر و کاملا گسترش یافته است. شرط مرزی سرعت ورودی برای لایه جانبی  $u_2$  و

لایه میکروپیلار  $u_1$  به صورت رابطه ۶ و ۷ است. [۱۲]

$$u_2(r, z, 0) = 2\bar{u}_2 \left[ 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 \right] \quad 6$$

$$u_1(r, z, 0) = 2\bar{u}_1 \left[ 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 + \frac{\gamma z}{\beta^2} I_0(\beta) \left( \frac{I_0(\beta r)}{I_0(\beta R)} - 1 \right) \right], \gamma = \frac{m\beta}{4I_0(\beta)}, \beta^2 N(2m) \quad 7$$

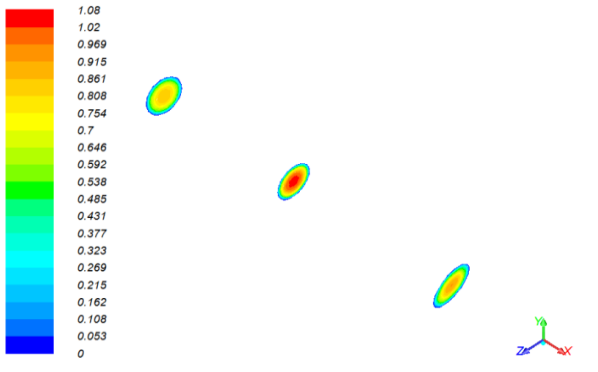
مقدار  $\bar{u}$  در روابط بالا سرعت میانگین،  $I_0$  تابع بسل بهبود یافته مرتبه صفر از نوع اول است. مقادیر مربوطه در فرمول‌های ارائه شده در این تحقیق به صورت زیر است.

$$L = 30 \quad d = 7 \quad L_1 = 15 \quad Re = 300 \quad \alpha = 0.95 \quad N = 1 \quad m = 0.85 \quad R_2 = 1$$

به طور کلی حلگرهای عددی جریان در نرم افزار فلونت را می‌توان به دو روش فشار پایه<sup>۱</sup> و چگالی پایه<sup>۲</sup> تقسیم بندی نمود. این تقسیم بندی در نرم افزار فلونت به عنوان ابزار مورد استفاده در این پروژه در نظر گرفته شده است. معمولا روش فشار پایه برای جریان های تراکم ناپذیر با سرعت پایین و روش چگالی پایه برای جریان های تراکم پذیر با سرعت بالا توسعه داده شده‌اند. نوع روش حل در این تحقیق از نوع فشار پایه است. با توجه به محدوده عدد رینولدز در این تحقیق، جریان از نوع آرام در نظر گرفته شده است.

با مطالعه شبکه و بررسی استقلال نتایج از اندازه شبکه می‌توان به انتخابی بهینه دست یافت. برای انتخاب بهترین شبکه، ساز و کار به این صورت طراحی شد که در گام اول شبکه‌ای با بزرگترین سایز سلولها و یا عبارتی کمترین تعداد سلول ممکن تولید گردید و میدان جریان مورد تحلیل قرار گرفت. پس از آن شبکه‌ای دیگر با سایز کوچکتر تولید گردید و میدان جریان بر روی آن مدل شد و نتایج به دست آمده از شبکه دوم با نتایج حاصل از شبکه اول مقایسه شد. روند کوچک

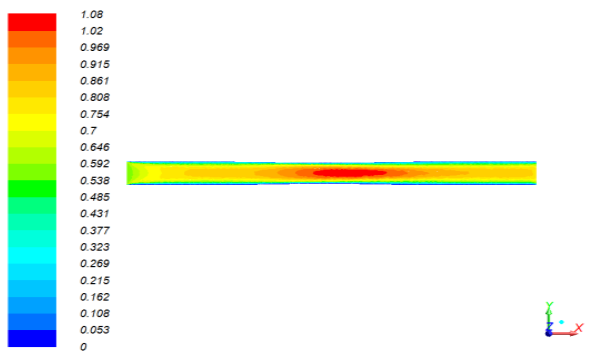
1. Pressure Base  
2. Density Base



Contours of Velocity Magnitude (m/s)

شکل (۵) پروفیل دامنه سرعت برای ۱۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $X=7,14/5,22$  میلیمتر

Figure 5 profiles range of speed to 10% stenosis of the arteries in the pages of  $X = 7,14 / 5,22$  mm



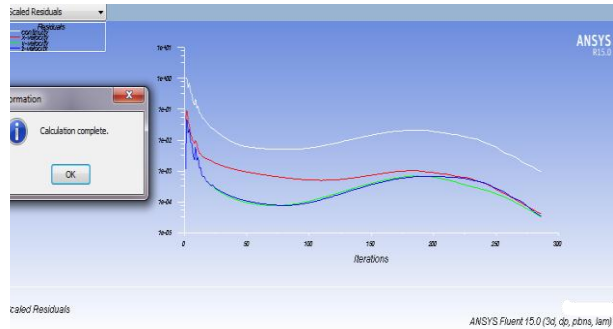
Contours of Velocity Magnitude (m/s)

شکل (۶) پروفیل دامنه سرعت برای ۱۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $Z=0$  میلیمتر

Figure 6 speed profiles for 10% stenosis of the arteries in the pages of  $Z = 0$  mm

### ۳-۲- بررسی نتایج در حالت ۲۰ درصد گرفتگی رگ

در حالتی که ۲۰ درصد گرفتگی در طول رگ وجود دارد، طبق شکل ۷ مشاهده می‌شود که فشار وارده در ابتدای رگ دارای بیشترین مقدار می‌باشد و رفته به رفته که به گلوگاه یا ناحیه گرفته شده رگ نزدیکتر می‌شویم از فشار وارده کاسته می‌شود. البته این افت فشار بعد از عبور از ناحیه رگ گرفته شده با همان حالت تا انتها ادامه پیدا می‌کند تا به مقدار ۱۲۰۰۰ پاسکال برسد. بیشترین فشار وارده در این حالت در ورودی و برابر ۱۳۵۶۰ پاسکال است. شکل ۸ نشان دهنده پروفیل سرعت شعاعی در صفحات ۷، ۱۴/۵ و ۲۲ میلیمتر می‌باشد. در این شکل ملاحظه می‌شود که سرعت در راستای شعاعی کاملاً مقارن است. سرعت در نزدیکی دیواره به کمترین مقدار و در مرکز استوانه در ابتدا، وسط و انتهای صفحات ماکزیمم است. سرعت در دیواره به دلیل شرط عدم لغزش صفر می‌باشد. سرعت در راستای محور استوانه که در اینجا با  $X$  نشان داده شده است در ابتدا در تراز ۷ میلیمتری به حداکثر

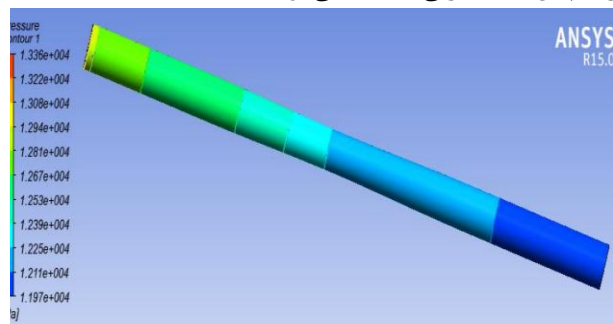


شکل (۳) همگرا رسیدن جوابها را پس از ۲۸۶ تکرار برای ۱۰ درصد گرفتگی

Figure 3 replies to converge after 286 iterations to 10% stenosis

### ۳-۱- بررسی نتایج در حالت ۱۰ درصد گرفتگی رگ

در حالتی که ۱۰ درصد گرفتگی در طول رگ وجود دارد، طبق شکل ۴ مشاهده می‌شود که فشار وارده در ابتدای رگ مطابق با حالتی که ۱۰ درصد گرفتگی وجود دارد، دارای بیشترین مقدار می‌باشد و رفته به رفته که به گلوگاه یا ناحیه گرفته شده رگ نزدیکتر می‌شویم از فشار وارده کاسته می‌شود و این افت فشار ادامه پیدا می‌کند تا به انتهای رگ برسد. شکل ۵ نشان دهنده پروفیل سرعت شعاعی در صفحات ۷، ۱۴/۵ و ۲۲ میلیمتر می‌باشد. در این شکل ملاحظه می‌شود که سرعت در راستای شعاعی کاملاً مقارن است. سرعت در نزدیکی دیواره به کمترین مقدار و در مرکز استوانه در ابتدا، وسط و انتهای صفحات ماکزیمم است. سرعت در دیواره به دلیل شرط عدم لغزش صفر می‌باشد. سرعت در راستای محور استوانه که در اینجا با  $X$  نشان داده شده است. در ناحیه گذرگاه سرعت به بیشترین حد خود که ۱/۰۸ متر بر ثانیه می‌باشد میرسد که این مسئله را میتوان به سطح مقطع نسبت داد که کاهش سطح مقطع در گلوگاه باعث افزایش سرعت شده است. شکل ۶ پروفیل سرعت را در صفحه  $Z=0$  میلیمتر نشان می‌دهد ملاحظه می‌شود که با مقایسه‌های بین تمام حالتها در ۱۰ درصد گرفتگی رگ چنان حالت بحرانی مشاهده نمی‌شود.

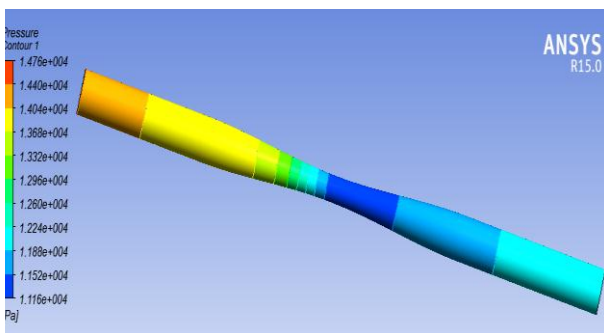


شکل (۴) افت فشار در طول رگ براساس گرفتگی ۱۰ درصد

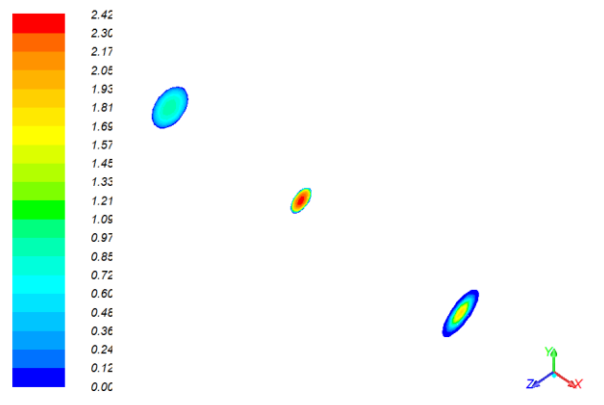
Figure 4 shows the pressure loss during clogging of the arteries on 10%

۳-۳- بررسی نتایج در حالت ۴۰ درصد گرفتگی رگ در حالتی که ۴۰ درصد گرفتگی در طول رگ وجود دارد، طبق شکل

۱۰ مشاهده می‌شود که فشار وارده در ابتدای رگ دارای بیشترین مقدار می‌باشد و رفته به رفته که به گلوگاه یا ناحیه گرفته شده رگ نزدیک تر می‌شویم از فشار استاتیکی کاسته می‌شود. البته این افت فشار بعد از عبور از ناحیه رگ گرفته شده کمی جبران می‌شود اما هیچگاه به حالت اولیه خود بر نمی‌گردد. شکل ۱۱ نشان دهنده پروفیل سرعت شعاعی در صفحات ۷، ۱۴/۵ و ۲۲ میلیمتر می‌باشد و شکل ۱۲ نشان دهنده سرعت در راستای محوری در تراز  $Z=0$  میلیمتر است. حداکثر سرعت در این حالت در ناحیه گرفتگی رخ می‌دهد که برابر با ۲/۴۲ متر بر ثانیه است.

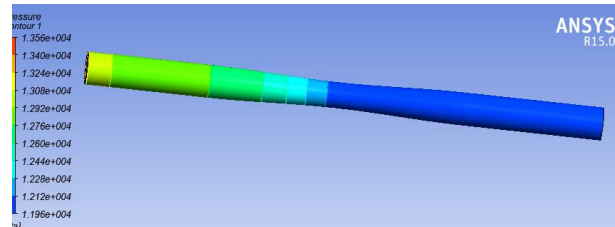


شکل (۱۰) افت فشار در طول رگ براساس گرفتگی ۴۰ درصد  
Figure 10 shows the pressure loss during clogging of the arteries on 40%

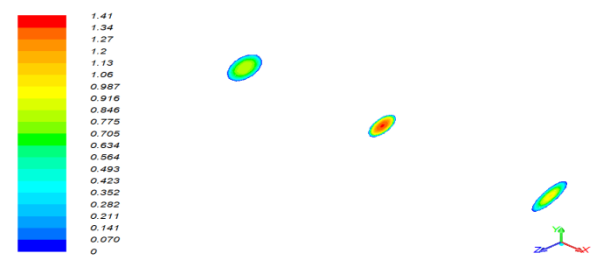


شکل (۱۱) پروفیل دامنه سرعت برای ۴۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $X=7,14/5,22$  میلیمتر  
Figure 11 profiles range of speed for 40% stenosis of the arteries in the pages of  $X = 7,14 / 5,22$  mm

۰/۹۱۶ متر بر ثانیه در مرکز استوانه میرسد و سپس در ناحیه گذرگاه به بیشترین حد خود که ۱/۴۱ متر بر ثانیه می‌باشد می‌رسد که این مسئله را می‌توان به سطح مقطع نسبت داد که کاهش سطح مقطع در گلوگاه باعث افزایش سرعت شده است. اما پس از عبور از قسمت گلوگاه مجدداً سرعت دارای افت می‌شود ولی از مقدار اولیه خود که در تراز ۷ میلیمتری بوده است بیشتر است و در نهایت به ۱/۱۳ متر بر ثانیه می‌رسد.



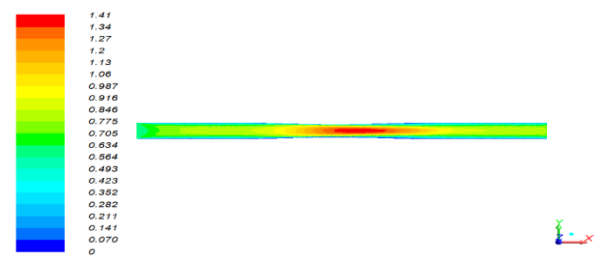
شکل (۷) افت فشار در طول رگ براساس گرفتگی ۲۰ درصد  
Figure 7 shows the pressure loss during clogging of the arteries on 20%



شکل (۸) پروفیل دامنه سرعت برای ۲۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $X=7,14/5,22$  میلیمتر

Figure 8 profiles range of speed for 20% stenosis of the arteries in the pages of  $X = 7,14 / 5,22$  mm

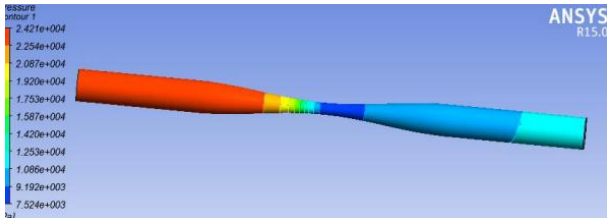
شکل ۹ نشان دهنده دامنه سرعت در تراز  $Z=0$  میلیمتر می‌باشد. با توجه به این شکل می‌توان به این نتیجه رسید که سرعت ماکزیمم دقیقاً در داخل گلوگاه رخ می‌دهد و حداکثر مقدار آن ۱/۴۱ متر بر ثانیه می‌باشد.



شکل (۹) پروفیل دامنه سرعت برای ۲۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $Z=0$  میلیمتر

Figure 9 profiles range of speed to 20% stenosis of the arteries in the pages of  $Z = 0$  mm

صفحات ماکزیمم است. سرعت در دیواره به دلیل شرط عدم لغزش صفر می‌باشد. سرعت در راستای محور استوانه که در اینجا با X نشان داده شده است، در ناحیه گلوگاه سرعت به بیشترین حد خود که ۵/۵۴ متر بر ثانیه می‌باشد می‌رسد که این مسئله را می‌توان به سطح مقطع نسبت داد که کاهش سطح مقطع در گلوگاه باعث افزایش سرعت شده است. شکل ۱۶ پروفیل سرعت را در تراز  $Z=0$  میلیمتری نشان می‌دهد.

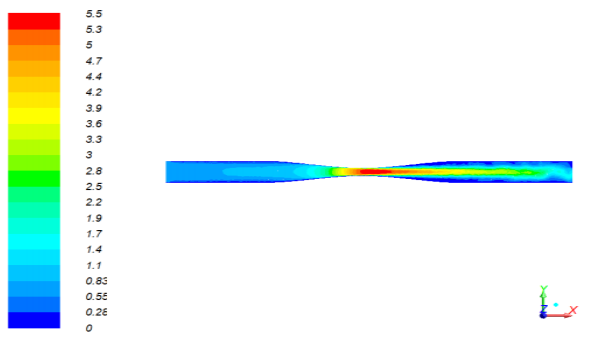


شکل (۱۴) افت فشار در طول رگ بر اساس گرفتگی ۶۰ درصد  
Figure 14 the pressure loss during clogging of the arteries on 60%



شکل (۱۵) پروفیل دامنه سرعت برای ۶۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $X=7, 14/5, 22$  میلیمتر

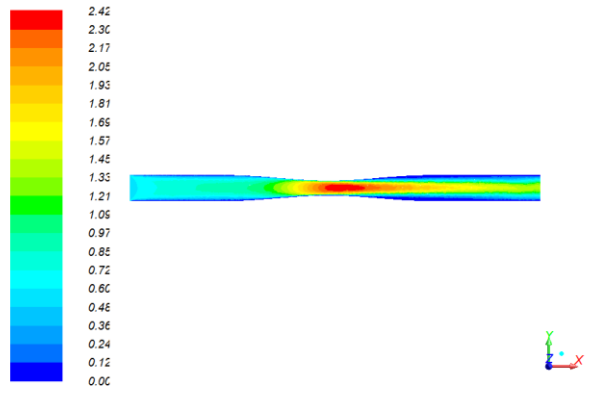
Figure 15 profiles range of speed for 60% stenosis of the arteries in the pages of  $X = 7, 14 / 5, 22$  mm



ontours of Velocity Magnitude (m/s)

شکل (۱۶) پروفیل دامنه سرعت برای ۶۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $Z=0$  میلیمتر

Figure 16 profiles range of speed for 60% stenosis of the arteries in the pages of  $Z = 0$  mm

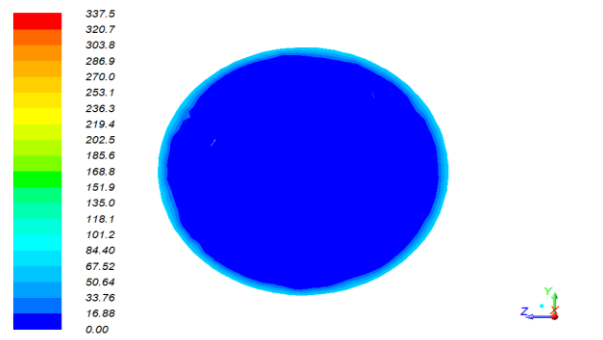


ontours of Velocity Magnitude (m/s)

شکل (۱۲) پروفیل دامنه سرعت برای ۴۰ درصد گرفتگی رگ در صفحات  $Z=0$  میلیمتر

Figure 12 profiles range of speed for 40% stenosis of the arteries in the pages of  $Z = 0$  mm

شکل ۱۳ نشان دهنده تنش برشی وارده بر دیواره در وسط گلوگاه و گرفتگی رگ می‌باشد. بیشترین مقدار تنش برشی دقیقا در این حالت ثبت شده است که در دیواره و ناحیه میانی بین دو لایه می‌باشد.



ontours of Wall Shear Stress (pascal)

شکل (۱۳) تنش برشی وارده بر دیواره در تراز  $X=14/5$  میلیمتری در ۴۰ درصد گرفتگی رگ

Figure 13 against the wall shear stress at the level  $X = 14/5$  mm in 40% stenosis of the arteries

### ۵-۵- بررسی نتایج در حالت ۶۰ درصد گرفتگی رگ

در حالتی که ۶۰ درصد گرفتگی در طول رگ وجود دارد، طبق شکل ۱۴ مشاهده می‌شود که فشار وارده در ابتدای رگ دارای بیشترین مقدار می‌باشد و این مقدار بیشینه تا نزدیکی گلوگاه ادامه دارد. در گلوگاه بیشترین کاهش فشار وجود دارد و بعد از عبور از گلوگاه با توجه به این که فشار باید به ۱۲۰۰۰ پاسگال در نهایت برسد مقدار آن رفته رفته افزایش می‌یابد. شکل ۱۵ نشان دهنده پروفیل سرعت شعاعی در صفحات ۷، ۱۴/۵ و ۲۲ میلیمتر می‌باشد. در این شکل ملاحظه می‌شود که سرعت در راستای شعاعی کاملا مقارن است. سرعت در نزدیکی دیواره به کمترین مقدار و در مرکز استوانه در ابتدا، وسط و انتهای

#### ۴- نتیجه گیری

وقتی که خون وارد رگها می شود دیواره عروق تحت فشار قرار می گیرد که همان فشار لترال است. هنگامیکه فشار خون بیمار را اندازه می گیریم در واقع فشار لترال را اندازه می گیریم. مریض را می خوابانیم تا فشار هیدرواستاتیک حذف شود و فشار لترال مشخص گردد. بنابراین فشار استفاده شده در این تحقیق مربوط به فشار لترال است.

نتایج این تحقیق در آنژیوگرافی کاربرد دارد. کاربرد آنژیوگرافی شناسایی عروق آسیب دیده و عروق گرفته و یا تنگ شده است. این کار در نواحی مختلفی صورت می گیرد که رایج ترین آنها عروق قلبی است و آنژیوگرافی عروق کرونر قلب روشی است که در آن با استفاده از لوله های نازک مخصوص و اشعه ایکس، جریان خون قلب مورد بررسی قرار می گیرد.

همچنین نتایج این تحقیق در بررسی رفتار یک شریان سالم در مقایسه با یک شریان بیمار کاربرد بسیاری دارد و می تواند برای ارزیابی ریسک فاکتورهای فردی در مقابل بیماری مورد استفاده قرار بگیرد. در این تحقیق نوع سیال از نوع غیر نیوتنی در نظر گرفته شده است که مورد اتفاق نظر اکثر محققین می باشد. همچنین برای مدلسازی جریان خون در رگها از ۲ لایه جانبی و میانی استفاده شده است. لایه جانبی از نوع سیال غیر نیوتنی کارئو و لایه میانی از نوع سیال میکروپولار می باشد. شعاع رگ ۱ میلیمتر میباشد که از این میزان ۰/۰۵ میلیمتر مربوط به لایه جانبی و ۰/۹۵ میلیمتر مربوط به لایه میانی می باشد. در این تحقیق ما سعی کرده ایم با شناخت دقیق خصوصیات یک رگ و استفاده از شبیه سازی سه بعدی و با استفاده از تابع سرعت بسل در ورودی و نیز مدلسازی سیالات غیر نیوتنی در دولایه و انجام کد نویسی UDF مطالعه بهتری در این تحقیق صورت گرفته باشد. همچنین با توجه به اهمیت گرفتگی رگها توزیع تنش برشی دیواره در گرفتگی های ۴۰ درصد رگهای کرونری بطور عددی مدل شده است. در این تحقیق می توان گزارش سرعت و فشار و تنش برشی وارده بر دیواره ها را در هر لحظه و مکان به پزشک گزارش داد. نتایج به دست آمده به شرح زیر هستند.

- بیشترین مقدار فشار برای حالت ۶۰ درصد گرفتگی در ورودی ثبت شده است. نتایج نشان می دهد که در همه حالتها فشار در ورودی بیشترین مقدار می باشد و رفته رفته این فشار تا گلوگاه افت پیدا میکند. در ادامه براساس مقدار فشار در گذرگاه، فشار در خروجی به مقدار ۱۲۰۰۰ پاسگال می رسد.

- مقادیر سرعت محوری در تمامی حالتها در ابتدا رفته رفته تا گلوگاه به علت کاهش سطح مقطع افزایش پیدا میکند و سپس در عبور از گلوگاه تا انتها سرعت محوری روندی کاهشی را دارد.

- سرعت شعاعی در تمامی حالتها در دیواره صفر به دلیل شرط عدم لغزش صفر می باشد و در مرکز به بیشترین مقدار می رسد. گراف های مربوط به سرعت در راستای شعاعی در صفحات ۷ قبل از ناحیه

گرفتگی، ۱۴/۵ دقیقاً وسط ناحیه گرفتگی و ۲۲ بعد از ناحیه گرفتگی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است.

- تنش برشی همیشه در دیواره با توجه به فرمول آن بیشترین مقدار را دارد و در مرکز صفر میباشد. بیشترین مقدار تنش برشی در حالت ۴۰ و ۶۰ درصد گرفتگی در مرکز ناحیه گرفتگی روی دیواره مشاهده شده است.

- برای حالتی که ۱۰ گرفتگی وجود ندارد مشاهده می شود که هیچ حالت بحرانی وجود ندارد و پروفیل سرعت در طول رگ براساس تابع بسل و نیز سرعت صفر در دیواره تغییر می کند.

#### ۵- مراجع

[۱] صادقی، محمودرضا؛ ابراهیم شیرانی؛ غلامرضا اعتماد و علی نعمت الهی، مدلسازی عددی جریان خون در شریان دارای گرفتگی- های رویهم افتاده، بیستمین کنفرانس سالانه مهندسی مکانیک، شیراز، دانشگاه شیراز، ۱۳۹۱.

[۲] حاجی غلامی، ایمان؛ بهار فیروزآبادی و محمدسعید سعیدی، شبیه سازی عددی انتقال جرم در دستگاه گردش خون، بیست و دومین کنفرانس سالانه مهندسی مکانیک، اهواز، انجمن مهندسان مکانیک ایران، دانشگاه شهید چمران اهواز، ۱۳۹۳.

[3] 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.

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

[۵] حقیقی، احمدرضا و محمد شهبازی اصل، شبیه سازی عددی جریان خون غیر دائم در طول سرخرگ الاستیک با گرفتگی غیر متقارن، مجله مهندسی مکانیک مدرس، ۱۳۹۳.

[۶] اسدی چلک، ثریا و احمدرضا حقیقی، مدل غیر نیوتنی جریان خون پالسی در طول رگ الاستیک با گرفتگی متوالی، مجله مهندسی مکانیک مدرس، ۱۳۹۵.

[7] Farashkhalvat, M. and J. Miles, "Basic Structured Grid Generation: With an introduction to unstructured grid generation", 2013: Butterworth-Heinemann.

[۸] جهانگیری، مهدی؛ محسن ثقفیان و محمودرضا صادقی، بررسی عددی تاثیر تعداد و فاصله گرفتگی های رگ کرونر در جریان پالسی و غیر نیوتنی، بیست و دومین کنفرانس سالانه مهندسی مکانیک، اهواز، انجمن مهندسان مکانیک ایران، دانشگاه شهید چمران اهواز، ۱۳۹۳.



[۹] محمدی، بهزاد و سمانه حاجی پور، تحلیل سه بعدی جریان غیرنیوتنی خون و تنشهای برشی وارده بردیواره رگ در گرفتگی هایمتوالی رگهای کرونری، بیستمین کنفرانس سالانه مهندسی مکانیک، شیراز، دانشگاه شیراز، ۱۳۹۱.

[۱۰] Bathe, I. E. Degond, P. " Modeling and Simulation in Science, Engineering and Technology", 1999

[11]. Purves, William K.; David Sadava, Gordon H. Orians, H. Craig Heller (2004). Life: The Science of Biology (7th ed.). Sunderland

[12]. Iqbal, M. A Chakravarty, S. Mandal, P. K. " Two-layered micropolar fluid flow through stenosed artery": Effect of peripheral layer thickness, Comput. Math. Appl, Vol. 58, No. 7, pp. 1328-1339, 2009.