



شبیه سازی عددی جریان سیال میکروپلار در رگ گرفته شده مخروطی نامتقارن

احمد رضا حقیقی^{1*}، آسیه شادی پور²، محمد شهبازی اصل³

1- دانشیار، ریاضی کاربردی، دانشگاه صنعتی ارومیه، ارومیه

2- دانشجوی کارشناسی ارشد، ریاضی کاربردی، دانشگاه صنعتی ارومیه، ارومیه

3- دانشجوی دکتری، ریاضی کاربردی، دانشگاه تبریز، تبریز

* صندوق پستی 57155419، ah.haghighi@uut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 26 خرداد 1396
پذیرش: 19 مهر 1396
ارائه در سایت: 10 آذر 1396
کلید واژگان:

جریان خون ناپایا
سیال میکروپلار
گرفتگی نامتقارن
روش تفاضلات متناهی

چکیده

در تحقیق حاضر ویژگی های جریان ناپایدار خون در طول یک سرخرگ گرفته شده مورد بررسی قرار می گیرد. رگ مورد مطالعه دارای گرفتگی مخروطی از نوع نامتقارن بوده و دیوارهای آن الاستیک در نظر گرفته شده است. همچنین جریان خون به صورت تراکم ناپذیر، آرام و کاملاً گسترش یافته فرض شده است. برای در نظر گرفتن تاثیر ذرات معلق در خون، از مدل میکروپلار ارینگن برای توصیف سیال استفاده شده است. معادلات حاکم بر جریان استخراج شده و با فرض گرفتگی خفیف ساده سازی صورت گرفته است. یک نگاهت مناسب بر روی معادلات مومنتوم و شرایط اولیه و مرزی اعمال می شود تا شبکه ای مش کسینوسی به شبکه ای مش منظم تبدیل شود. معادلات حاکم تحت شرایط مرزی عدم لغزش با استفاده از روش تفاضلات متناهی به صورت عددی حل شده است. به منظور بررسی شکل های گرافیکی در این مطالعه، توجه ویژه ای به اثرات پارامترهای مربوط به جریان و زاویه مخروطی برای بررسی پروفیل های سرعت محوری و چرخشی، دبی حجمی، تنش برشی دیواره، مقاومت در برابر جریان لحاظ شده است. همچنین مشخصه های جریان خون در طول سرخرگ الاستیک و غیرالاستیک با همدیگر مقایسه می شوند که این امر اهمیت الاستیک فرض شدن رگ را نشان می دهد. به منظور اثبات درستی، نتایج به دست آمده با نتایج تحقیقات پیشین مورد مقایسه قرار گرفته می شود.

Numerical simulation of micropolar fluid flow through an asymmetric tapered stenosis artery

Ahmad Reza Haghighi*, Asiye Shadipour, Mohammad Shahbazi Asl

Department of Mathematics, Urmia University of Technology, Urmia, Iran

* P.O.B. 57155419, Urmia, Iran, ah.haghighi@uut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 01 June 2017
Accepted 11 October 2017
Available Online 01 December 2017

Keywords:

unsteady blood flow
micropolar fluid
asymmetric stenosed
finite difference scheme

ABSTRACT

In the present study, properties of unsteady blood flow through an stenosed artery is investigated. The study has a tapered artery stenosed and asymmetric elastic wall is considered. The flow of blood is assumed to be incompressible, laminar and fully developed. To consider the effect of suspended particles in the blood, fluid model is used to describe micropolar Eringen. Governing equations are extracted and Mild stenosis approximation is applied to simplify. Also, an suitable converted is applied to momentum equations, initial and boundary conditions, the cosine shape mesh grid to regular mesh grid by utilizing suitable transformation. Non-slip boundary condition equations using finite difference method is solved numerically. To investigate the graphical shapes in the study, the effect of parameters related to flow and tapered angle has been the matter of into rest to investigate the Axial and rotational velocity profiles, the volumetric flow rate, Wall shear stress and the resistance to flow. Characteristics of elastic and non-elastic artery are compared and the results confirm the importance of elastic assumed artery. To confirm the accuracy results, these are compared the results of previous literature.

1- مقدمه

گرفتگی تک متقارن و یا غیرمتقارن رایج ترین مدل برای شبیه سازی رگ گرفته شده در مطالعات مهندسی پزشکی به شمار می رود. این مدل به طور گسترده توسط دانشمندان و مهندسين پزشکی برای تجزیه و تحلیل همودینامیک قسمت گرفتگی مورد استفاده قرار می گیرد [3,4]. با این حال ممکن است گرفتگی رگ بیشتر و اشکال نامنظمی به خود گیرد رفتار رئولوژیک پیچیده ی خون بخصوص در رگ گرفته شده، مویرگ های باریک نمی تواند توسط هر مدل ساختاری پیش بینی شود. به همین دلیل محققان چندین معادله با هدف تجزیه و تحلیل همودینامیک خون ارائه کرده اند [5].

تجزیه و تحلیل جریان خون در طول رگ گرفته شده یکی از موضوعات مورد علاقه و روبه رشد امروزی علوم پزشکی در سطح جهان می باشد. شبیه سازی عددی با تحقیقات آزمایشگاهی در درمان و تشخیص بیماری های قلبی - عروقی که یکی از علل عمده ی مرگومیر در انسان می باشد کارا هستند [1]. تحقیقات نظری و تجربی جریان خون در میان عروق با مشکلاتی مواجه است که به طور گسترده با توجه به هندسه رگ و رفتار رئولوژیکی جریان خون طبقه بندی شده است [2]. لوله غیرالاستیک با یک مانع جهت نشان دادن

Please cite this article using:

A. R. Haghighi, A. Shadipour, M. Shahbazi Asl, Numerical simulation of micropolar fluid flow through an asymmetric tapered stenosis artery, Modares Mechanical Engineering, Vol. 17, No. 12, pp. 33-41, 2018 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

2- فرمول بندی مسئله

2-1- هندسه گرفتگی

جریان خون را به صورت تراکم ناپذیر، دو بعدی و کاملاً توسعه یافته در مسیر مستقیم، ضربانی، در رگ گرفته شده مخروطی با طول L در نظر گرفته می شود. نوع گرفتگی نسبت به محور نامتقارن ولی نسبت به شعاع متقارن در نظر گرفته می شود. یک سیستم استوانه ای (r, θ, z) برای تجزیه و تحلیل مشکلات جریان استفاده شده است در حالی که محور r ، z در راستای شعاعی و محوری رگ هستند. معادله ی توصیفی هندسه گرفتگی بی بعد وابسته به زمان به صورت زیر بیان می شود (شکل 1) [24-28]:

$$R(z, t) = \begin{cases} (1 + \xi z)[1 - \eta[l_0^{ng-1}(z - \beta) \\ (z - \beta)^{ng}]a_1(t), \beta \leq z \leq \beta + l_0 \\ (1 + \xi z)a_1(t) & \text{OW} \end{cases} \quad (1)$$

که در آن $\eta = \delta/R_0 l_0^{ng} ng^{ng(ng-1)}/(ng-1)$ شعاع $R(z, t)$ رگ گرفته شده، R_0 شعاع رگ در ناحیه بدون گرفتگی، $ng \geq 2$ پارامتر مربوط به گرفتگی، L طول رگ گرفته شده، l_0 طول گرفتگی و β نشان دهنده ی بخش غیرطبیعی از مبدأ، σ_m نشان دهنده ی ارتفاع بحرانی بخش غیرطبیعی در موقعیت خاص $z = \beta + l_0/ng^{1/ng-1}$ می افتد. پارامتر زمان $a_1(t)$ به این صورت تعریف می شود:

$a_1(t) = 1 + k_r \cos(\omega t - \phi)$ که ϕ و k_r به ترتیب بیانگر زاویه فاز، پارامتر نوسان و فرکانس زاویه ای می باشد. $\xi = (\tan \theta)$ پارامتر کنترل همگرایی، واگرایی در یک رگ است. نمودار شماتیک رگ غیرمخروطی در "شکل 1" نشان داده شده است [14, 24-26].

2-2- معادلات حاکم بر جریان خون

معادلات بی بعد حاکم بر جریان خون ناپایای سیال میکروپلار در دستگاه مختصات استوانه ای به صورت زیر است [29]:

$$\sigma_m \left(\frac{\partial u_1}{\partial r} + \frac{u_1}{r} \right) + \frac{\partial u_2}{\partial z} = 0 \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \sigma_m \varepsilon^2 \left(\frac{\partial u_1}{\partial t} + \varepsilon \text{Re} \left(\sigma_m u_1 \frac{\partial u_1}{\partial r} + u_2 \frac{\partial u_1}{\partial z} \right) \right) \\ = -\frac{\partial p}{\partial r} + \sigma_m \varepsilon^2 \left(\frac{\partial^2 u_1}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_1}{\partial r} + \frac{u_1}{r^2} \right) \\ - M \varepsilon^2 \frac{\partial w}{\partial z} \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \alpha \left[\frac{\partial u_2}{\partial t} \right] + \varepsilon \text{Re} \left(\sigma_m u_1 \frac{\partial u_2}{\partial r} + \varepsilon^2 u_2 \frac{\partial u_2}{\partial z} \right) \\ = -\frac{\partial p}{\partial z} \\ + (1 + M) \left(\frac{\partial^2 u_2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_2}{\partial r} + \varepsilon^2 u_2 \frac{\partial^2 u_2}{\partial z^2} \right) \\ + \frac{M}{r} \frac{\partial(rw)}{\partial r} \end{aligned} \quad (4)$$

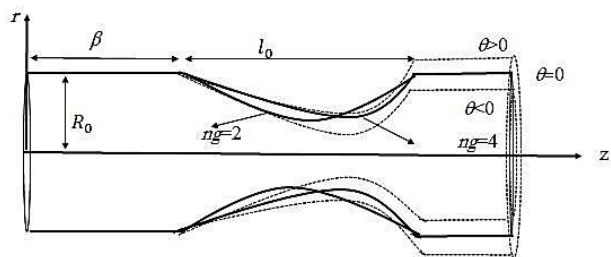


Fig. 1 Geometry of stenosed artery with tapering

شکل 1 هندسه در رگ گرفته شده مخروطی

خون سیالی است که از سوسپانسیون سلول های مختلفی مانند گلبول های قرمز، گلبول های سفید، لکوسیت ها و پلاکت ها در مایعی به نام پلاسما تشکیل شده است [6, 7]. حجم بیشتر خون را سلول های قرمز احاطه کرده است [8].

سیال میکروپلار پیشنهادی ارینگن که در آن از تغییر شکل المان های زیر ساختی سیال صرف نظر شده و تنها حرکات چرخشی و خطی میکروذرات مورد بررسی قرار می گیرد [9, 10]. این نوع سیالات دربردارنده ی برخی اثرات میکروسکوپی ناشی از تغییر شکل محلی ذرات و میکروحرکات عناصر است [11]. این مدل یک مدل توسعه یافته از مدل ناویر-استوکس کلاسیک است که یک مدل بسیار مناسب و ساده نسبت به سایر مدل های دیگر است [12]. در [13]، شبیه سازی یک مدل دوبعدی و دو لایه ای از جریان خون غیردایم در طول سرخرگ گرفته شده با استفاده از روش تفاضل محدود انجام شده است که در آن نوع گرفتگی هندسه نسبت به جهت محوری غیرمتقارن و نسبت به جهت شعاعی متقارن در نظر گرفته شده است. سنکار و همکاران با فرض جریان خون به صورت سیال غیرنیوتونی یک مدل ریاضی برای جریان خون در طول سرخرگ گرفته شده ارائه کردند. جریان خون در این مطالعه به صورت پالسی و متقارن محور و تراکم ناپذیر فرض شده است و معادلات حاکم از روش اختلال حل شده اند [14]. پونا لاگوسامی و پریادهارشینی یک مدل دو لایه از جریان خون در میان رگ گرفته با ویسکوزیته های متغیر در حضور میدان مغناطیسی که در آن از مدل سیال میکروپلار در لایه مرکزی و از یک سیال نیوتونی در لایه ی جانبی استفاده شده است و معادلات حاکم بر جریان از روش عددی کرانک نیکلسون حل شده است [15]. الکت و عباس در تحقیق خود با در نظر گرفتن یک کاتر در میان رگ گرفته شده مخروطی از سیال میکروپلار برای رگ گرفته با گرفتگی خفیف استفاده کردند [16].

تحقیقات یانگ [17] برپایه ی فرض گرفتگی خفیف رگ بوده است که در مطالعه ی خود جریان خون را به صورت سیال نیوتنی و هندسه را به صورت متقارن در نظر گرفته است. رامانا دی و همکاران [18] از فرض گرفتگی خفیف در مطالعه ی خود که در مورد مدل سازی ریاضی جریان خون ضربانی در یک رگ با گرفتگی غیرمتقارن به همراه کاتر، اثر زاویه مخروطی و سرعت لغزش مورد بررسی قرار داده، استفاده کرده اند.

آترواسکلروز در سطح دیواره رگ دارای بی نظمی است و هندسه ی آن نسبت به جهت محوری نامتقارن هست [19, 20] به طور کلی بی نظمی و نامتقارن بودن مدل هندسی باعث پیچیدگی در انجام شبیه سازی عددی و تحلیلی می شود از این رو در اکثر تحقیقات پیشین هندسه ی گرفتگی به صورت متقارن در نظر گرفته شده است. همچنین عروق در حالت طبیعی به صورت مخروطی هستند [21]. در این مطالعه هندسه مفروض وابسته به زمان و به صورت الاستیک با گرفتگی غیرمتقارن در جهت محوری در نظر گرفته شده است. همچنین به دلیل گرادیان فشار ضربانی خون جریان خون به صورت پالسی در نظر گرفته می شود. مدل سیال میکروپلار برای توصیف ذرات در مایع ویسکوز در بخش شریانی مناسب می باشد که مزیت آن نسبت به سیالات غیرنیوتونی دیگر این است که علاوه بر سرعت محوری و سرعت شعاعی، سرعت چرخشی، به منظور چرخش میکروذرات مورد بررسی قرار می گیرد [22, 23]. معادلات حاکم با استفاده از روش عددی تفاضلات متناهی حل شده اند در مطالعه ی حاضر درمورد اثرات پارامتر میکروپلار و تاثیر مخروطی بودن رگ مفروض بر روی مشخصه های هیدرودینامیک جریان خون بحث شده است.

بررسی معادله مومنوم در جهت r در معادله (7) نشان می‌دهد:

$$\frac{\partial p}{\partial r} \ll \frac{\partial p}{\partial z}$$

تغییرات فشار در جهت r در مقایسه با جهت z بسیار ناچیز است و همین‌طور معادله پیوستگی نشان می‌دهد که:

$$\frac{\sigma_m^*}{R_0} \ll 1$$

پس

$$\frac{\partial u_2}{\partial z} \ll 1$$

با شرایط مشخص شده‌ی گرفتگی خفیف معادلات حاکم بر جریان به‌صورت زیر بازنویسی می‌شوند:

$$\frac{\partial p}{\partial r} = 0 \quad (11)$$

$$\alpha \left[\frac{\partial u_2}{\partial t} \right] = -\frac{\partial p}{\partial r} + (1+M) \left[\frac{\partial^2 u_2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_2}{\partial r} \right] + M \left[\frac{1}{r} \frac{\partial rw}{\partial r} \right] \quad (12)$$

$$\alpha J \left[\frac{\partial w}{\partial t} \right] = -M \left(2w + \frac{\partial u_2}{\partial r} \right) + k \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial(rw)}{\partial r} \right) \quad (13)$$

گرادیان فشار برای معادلات بالا به صورت زیر فرض می‌شود [31]:

$$-\frac{\partial p}{\partial z} = A_0 + A_1 \text{Re}\{e^{2\pi i \omega p t}\} \quad (14)$$

که در آن A_0 دامنه ثابت گرادیان فشار، A_1 دامنه پالسی، $\omega = 2\pi f_p$ و f_p فرکانس پالسی است. فرم بی‌بعد معادله (14) به‌دست می‌آید:

$$-\frac{\partial p}{\partial z} = B(1 + e \cos(ct)) \quad (15)$$

در معادلات (5-3)، $\alpha = \rho \omega R_0^2 / 2\pi \mu$ عدد و مرسلی، $\text{Re} = \rho U_0 R_0 / \mu$ عدد رینولدز و همچنین:

$$e = \frac{A_1}{A_0}, c = \frac{\omega p}{\omega}, B = \frac{A_0 R_0^2}{\mu U_0} \quad (16)$$

شرایط مرزی و شرایط اولیه برای جریان خون به‌صورت زیر معادلات در نظر گرفته می‌شود [33,32]:

شرایط اولیه:

$$u_2(r, z, 0) = 2U_0 \left[1 - \left(\frac{v}{R} \right)^2 + \frac{4v}{\beta_1^2} I_0(\beta_1) \left\{ \frac{I_0(\beta_1 v)}{I_0(\beta_1)} - 1 \right\} \right] \quad (17)$$

شرایط مرزی:

$$\frac{\partial u_2(r, z, t)}{\partial r} \Big|_{r=0} = 0, \quad w(r, z, t) \Big|_{r=0} = 0$$

$$u_2(r, z, t) \Big|_{r=R} = 0, \quad w(r, z, t) \Big|_{r=R} = -\lambda \left(\frac{\partial u_2(r, z, t)}{\partial r} \right) \quad (18)$$

جمله اول معادله (18) برای شرایط مرزی به این دلیل اعمال شده است که جریان متقارن محور است و در محور رگ تغییراتی نسبت به ارتفاع ندارد. همچنین جمله دوم به این دلیل است که در مرکز رگ جریان چرخشی نداریم. جمله سوم نشان دهنده شرط مرزی عدم لغزش در دیواره هست. شرط مرزی دیواره برای سرعت چرخشی از مرجع [13] انتخاب شده است با توجه به این که جریان سیال کاملاً گسترش یافته فرض شده است بنابراین در جهت جریان تغییرات ندارد و یا به بیان ریاضی $\partial u_2 / \partial z = 0$ و از لایه‌ی مرزی عبور کرده است. این فرض برای اعمال شرایط مرزی در جهت جریان یعنی ابتدای رگ ($z=0$) و همچنین انتهای رگ ($z=L$) استفاده شده است.

I_0 تابع بسل توسعه یافته، $\beta_1^2 = N(2-m)$ و $\beta_1 = m\beta_1 / 4(I_1(\beta_1))$ و I_1 تابع بسل بهبود یافته مرتبه اول از نوع اول است.

عبارات مناسب برای دبی حجمی، تنش برشی دیواره و مقاومت در برابر

$$\alpha J \frac{\partial w}{\partial t} + \text{ERe} J \left(\sigma_m u_1 \frac{\partial w}{\partial r} + u_2 \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -2Mw - M \left(\frac{\partial u_2}{\partial r} - \sigma_m \varepsilon^2 \frac{\partial u_1}{\partial z} \right) + K \left(\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial(rw)}{\partial r} \right) + \varepsilon^2 \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (5)$$

پارامترهای بی‌بعد استفاده شده در معادلات (2) تا (5) به‌صورت زیر هستند:

$$w = \frac{R_0 w^*}{U_0}, u_2 = \frac{u_2^*}{U_0}, r = \frac{r^*}{R_0}, z = \frac{z^*}{l_0}, t = \frac{t^* U}{2\pi}, R = \frac{R^*}{R_0}$$

$$p = \frac{R_0^2 p^*}{\rho U_0^2 l_0}, J = \frac{J^*}{R_0^2}, u_1 = \frac{u_1^* l_0}{U_0 \sigma_m}, K = \frac{\gamma}{\mu R_0^2}, M = \frac{m_1}{\mu} \quad (6)$$

u_2, u_1 و w به ترتیب سرعت شعاعی، سرعت محوری و سرعت چرخشی، μ, K, M و μ, K, M ویسکوزیته سیال و U_0 سرعت متوسط هستند [29].

3-2- تجزیه و تحلیل شرط گرفتگی خفیف

برای ساده‌سازی معادلات از فرض گرفتگی خفیف استفاده شده است که معادلات بی‌بعد پیوستگی و مومنوم با تغییرات شرایط گرفتگی و مقدارهای مشخصه‌های سرعت در فضای بی‌بعد از یک مرتبه بزرگی که تقریباً یک یا کمتر از یک که به‌طور نمادین با $O(1)$ نشان داده می‌شود که

$\sigma_m = \sigma_m^* / R_0 \leq 1$ و $\varepsilon = R_0 / l_0 \simeq O(1)$ اگر توابع برای w, u_2, u_1 هموار و پیوسته باشند مشتقاتشان از مرتبه‌ی یک است [30]. با استفاده از این فرض معادلات (5-2) به صورت زیر تبدیل می‌شوند [17]:

$$\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0} \right) \left(\frac{\partial u_1}{\partial r} + \frac{u_1}{r} \right) + \frac{\partial u_2}{\partial z} = 0$$

$$O\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0}\right) \quad O\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0}\right) \quad (7)$$

$$\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0} \right) \left(\frac{R_0}{l_0} \right)^2 \left(\frac{\partial u_1}{\partial t} + \left(\frac{R_0}{l_0} \right) \text{Re} \left(\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0} \right) u_1 \frac{\partial u_1}{\partial r} + u_2 \frac{\partial u_1}{\partial z} \right) \right)$$

$$O\left(\frac{\sigma_m^* R_0^2}{l_0^2}\right) \quad O\left(\frac{R_0}{l_0}\right) \quad \left(O\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0}\right) \quad O(1) \right)$$

$$= -\frac{\partial p}{\partial r} + \left(\frac{\sigma_m^*}{R_0} \right) \left(\frac{R_0}{l_0} \right)^2 \left(\frac{\partial^2 u_1}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_1}{\partial r} + \frac{u_1}{r^2} \right) - M \left(\frac{R_0}{l_0} \right)^2 \frac{\partial w}{\partial z}$$

$$O\left(\frac{\sigma_m^* R_0^2}{l_0^2}\right) \quad O(1) \quad O(1) \quad O\left(\frac{R_0^2}{l_0^2}\right) \quad (8)$$

$$\alpha \left[\frac{\partial u_2}{\partial t} \right] + \left(\frac{R_0}{l_0} \right) \text{Re} \left(\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0} \right) u_1 \frac{\partial u_2}{\partial r} + \left(\frac{R_0}{l_0} \right)^2 u_2 \frac{\partial u_2}{\partial z} \right)$$

$$O\left(\frac{R_0}{l_0}\right) \quad \left(O\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0}\right) O(1) \quad O\left(\frac{R_0^2}{l_0^2}\right) O(1) \right)$$

$$= -\frac{\partial p}{\partial z} + (1+M) \left(\frac{\partial^2 u_2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_2}{\partial r} + \left(\frac{R_0}{l_0} \right)^2 u_2 \frac{\partial^2 u_2}{\partial z^2} \right)$$

$$+ \frac{M}{r} \frac{\partial(rw)}{\partial r}$$

$$\left(O(1) \quad O(1) \quad O\left(\frac{R_0^2}{l_0^2}\right) O(1) \right) O(1) \quad (9)$$

$$\alpha J \frac{\partial w}{\partial t} + \text{ERe} J \left(\sigma_m u_1 \frac{\partial w}{\partial r} + u_2 \frac{\partial w}{\partial z} \right)$$

$$O\left(\frac{R_0}{l_0}\right) \quad O\left(\frac{\sigma_m^*}{R_0}\right)$$

$$= -2Mw - M \left(\frac{\partial u_2}{\partial r} - \sigma_m \varepsilon^2 \frac{\partial u_1}{\partial z} \right)$$

$$O(1) \quad O\left(\frac{\sigma_m^* R_0^2}{l_0^2}\right)$$

$$+ K \left(\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial(rw)}{\partial r} \right) + \varepsilon^2 \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right)$$

$$O(1) \quad O\left(\frac{R_0^2}{l_0^2}\right) \quad (10)$$

جریان در متغیرهای بی بعد به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$Q = \int_0^R u_2 r dr \quad (19)$$

$$\tau_w = \left(\frac{1+M}{R\alpha^2} \right) \frac{\partial u_2}{\partial r} + \left(\frac{M}{\alpha^2} \right) w \quad (20)$$

$$\Lambda = \left| \frac{L \left(\frac{\partial p}{\partial z} \right)}{Q} \right| \quad (21)$$

به منظور بی حرکت و غیرالاستیک کردن دیواره سرخرگ مفروض، ابتدا نگاشت $\Psi = r/R(z, t)$ را روی معادلات حاکم بر جریان و شرایط مرزی و اولیه اعمال می‌کنیم [35,34,32]. با اعمال این تبدیل مختصات، دیواره سرخرگ به صورت غیرالاستیک صلب تبدیل شده و به سرخرگ مستطیلی شکل تبدیل می‌شود. نتیجه اعمال این روی معادلات حاکم و شرایط مرزی و اولیه به صورت زیر خواهد بود:

$$\alpha \left[\frac{\partial u_2}{\partial t} \right] = B(1 + e \cos(ct)) + \frac{(1+M)}{R^2} \left[\frac{\partial^2 u_2}{\partial \Psi^2} + \frac{1}{\Psi} \frac{\partial u_2}{\partial \Psi} \right] + \frac{M}{R} \left[\frac{1}{\Psi} \frac{\partial \Psi w}{\partial \Psi} \right] \quad (22)$$

$$\alpha f \left[\frac{\partial w}{\partial t} \right] = -M \left(2w + \frac{1}{R} \frac{\partial u_2}{\partial \Psi} \right) + \frac{K}{R^2} \frac{\partial}{\partial \Psi} \left(\frac{1}{\Psi} \frac{\partial (\Psi w)}{\partial \Psi} \right) \quad (23)$$

$$\Psi = 0: \quad \frac{\partial u_2(\Psi, z, t)}{\partial \Psi} = 0, \quad w(\Psi, z, t) = 0$$

$$\Psi = 1: \quad u_2(\Psi, z, t) = 0, \quad w(\Psi, z, t) = -\frac{\lambda}{R} \left(\frac{\partial u_2(\Psi, z, t)}{\partial \Psi} \right) \quad (24)$$

به طور مشابه دبی حجمی، تنش برشی دیواره و مقاومت در برابر جریان به فرم زیر در نظر گرفته می‌شود:

$$Q = R^2 \int_0^1 u_2 \Psi d\Psi \quad (25)$$

$$\tau_w = \left(\frac{1+M}{R\alpha^2} \right) \frac{\partial u_2}{\partial \Psi} + \left(\frac{M}{\alpha^2} \right) w \quad (26)$$

$$\Lambda = \frac{L(B(1 + e \cos(ct)))}{R^2 \int_0^1 u_2 \Psi d\Psi} \quad (27)$$

3- روش عددی

اگرچه معادلات (21) و (22) معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی هستند در این شرایط بهتر این است که از یک روش تقریبی استفاده کرد. در روش تفاضلات متناهی صریح که تقریب تفاضل مرکزی برای تقریب مشتقات مکانی و فرمول تقریب تفاضل پیشرو برای تقریب مشتق زمانی استفاده می‌شود. با توجه به روش تفاضلات متناهی مشتقات جزئی مختلفی از u_2 ظاهر می‌شود که در معادلات (21) و (22) جای گذاری شده است:

$$(u_2)_{i,j}^{k+1} = (u_2)_{i,j}^k + \frac{\Delta t}{\alpha} \left[(B(1 + e \cos(ct))) + \frac{(1+M)}{R_0} \left(\frac{(u_2)_{i,j+1}^k - 2(u_2)_{i,j}^k + (u_2)_{i,j-1}^k}{\Delta \Psi^2} \right) + \frac{1}{\Psi} \left(\frac{(u_2)_{i,j+1}^k - (u_2)_{i,j-1}^k}{2\Delta \Psi} \right) \right] + \frac{M}{R^2} \left(\frac{(u_2)_{i,j+1}^k - (u_2)_{i,j-1}^k}{2\Delta \Psi} + \frac{(w)_{i,j}^k}{\Psi} \right) \quad (28)$$

$$(w)_{i,j}^{k+1} = (w)_{i,j}^k + \frac{\Delta t}{\alpha f} \left[-M \left((2(w)_{i,j}^k + \frac{1}{R} \left(\frac{(u_2)_{i,j+1}^k - (u_2)_{i,j-1}^k}{2\Delta \Psi} \right) \right) + \frac{K}{R^2} \left(\frac{(w)_{i,j+1}^k - 2(w)_{i,j}^k + (w)_{i,j-1}^k}{\Delta \Psi^2} \right) + \left(\frac{(w)_{i,j+1}^k - (w)_{i,j-1}^k}{2\Psi\Delta \Psi} \right) - \frac{(w)_{i,j}^k}{\Psi} \right] \quad (29)$$

$\Delta \Psi$, Δz و Δt به ترتیب طول گام‌های مربوط به جهت محوری، جهت شعاعی و جهت زمانی می‌باشد:

$$\begin{aligned} \Psi_j &= (j-1)\Delta \Psi, & j &= 1, 2, \dots, N+1, & \Psi_{(N+1)} &= 1, \\ z_i &= (i-1)\Delta z, & i &= 1, 2, \dots, N+1, \\ t_k &= (k-1)\Delta t, & j &= 1, 2, \dots \end{aligned} \quad (30)$$

حالت گسسته شده‌ی شرایط اولیه و مرزی به صورت روابط زیر به دست می‌آیند:

$$\begin{aligned} (u_2)_{i,j}^1 &= 2U_0 \left[1 - \Psi^2 + \frac{4\nu}{\beta_1^2} I_0(\beta_1) \left\{ \frac{I_0(\beta_1 \nu)}{I_0(\beta_1)} - 1 \right\} \right] \\ (w)_{i,j}^1 &= 0 \\ (u_2)_{i,1}^k &= (u_2)_{i,2}^k, & (u_2)_{i,N+1}^k &= 0 \\ (w)_{N+1,j}^k &= -\frac{\lambda}{R_0^k} \left(\frac{\partial u_2}{\partial \Psi} \right)_{i,N+1}^k \end{aligned} \quad (31)$$

بعد از محاسبه‌ی سرعت مقادیر دبی حجمی و تنش برشی دیواره و مقاومت در برابر جریان از روابط (24) - (26) به دست می‌آیند:

$$Q_i^k = (R^2)_i^k \int_0^1 (u_2)_{i,j}^k \Psi_j d\Psi \quad (32)$$

$$(\tau_w)_{i,j}^k = \left(\frac{1+M}{R_0^k \alpha^2} \right) \left(\frac{\partial u_2}{\partial \Psi} \right)_{i,j}^k + \left(\frac{M}{\alpha^2} \right) w_{i,j}^k \quad (33)$$

$$\Lambda_i^k = \frac{L(B(1 + e \cos(ct)))_i^k}{(R^2)_i^k \int_0^1 (u_2)_{i,j}^k \Psi_j d\Psi} \quad (34)$$

3-1- شرط پایداری

مقدار طول گام شعاعی برابر $\Delta \Psi = 0.025$ و مقدار طول گام محوری برابر $\Delta z = 0.01$ فرض می‌شود. برای محاسبه گام زمانی پیشرو باید توجه داشت که روش بیان شده یک روش صریح است که پایداری آن برطبق عدد کورانت به صورت زیر است [36,33]:

$$\begin{aligned} \Delta t &= C \min[\Delta t_1, \Delta t_2], & 0 < C < 1, \\ \Delta t_1 &\leq \min \left[\frac{\text{Re}}{2}, \frac{\Delta \Psi^2 \Delta z^2}{2(\Delta \Psi^2 + \Delta z^2)} \right], \\ \Delta t_2 &\leq \min \left[\frac{\Delta \Psi}{u_2}, \frac{\Delta z}{u_1} \right]. \end{aligned} \quad (35)$$

بنابراین طول گام زمانی در این مطالعه $\Delta t = 0.0001$ فرض شده است.

4- بحث‌ها و نتایج عددی

در نرم‌افزار متلب با استفاده از پارامترهای بی بعد زیر به منظور شبیه‌سازی عددی و ارائه نتایج شماتیکی استفاده شده است [38,37,33,23]:
 $L = 3, I_0 = 1.4, \theta = 0, k_r = 0.05, f_p = 1.2, m = 0.85, N = 1$
 $\Delta \Psi = 0.025, \Delta z = 0.01, \Delta t = 0.0001, M = 0.1, K = 0.1,$
 $e = 0.2, B = 4, J = 0.1$

به منظور اعتبارسنجی نتایج به دست آمده، سرعت محوری برای جریان خون در رگ‌های گرفته شده از مطالعه‌ی پراپهاد و اسچولتر [12] در "شکل 2" با سرعت محوری به دست آمده از مطالعه حاضر در بیشترین نقطه بحرانی گرفتگی و میزان گرفتگی $\sigma_m = 0.2R_0$ در زمان $t = 3$ مورد مقایسه قرار گرفته است. نتایج به دست آمده توافق قابل قبولی با هم دارند.

در "شکل 3" چند شبیه‌سازی با اندازه‌های مختلف شبکه (نسبت‌های درشت) برای مشخصات سرعت محوری جریان خون در رگ گرفته شده‌ی مخروطی ارائه شده است. این شبیه‌سازی در مورد مطالعه استقلال از شبکه بودن به منظور بررسی خطا مرتبط با اندازه‌های شبکه استفاده می‌شود که نمایانگر این است که سه مش بندی مجزا همپوشانی خوبی دارند. با انتخاب شبکه‌های مش متفاوت سرعت محوری ثابت بوده است و این امر نشانگر مستقل بودن مسئله از شبکه است [39].

پروفیل سرعت محوری بی بعد جریان خون در طول رگ با زاویه‌ای مخروطی ($\theta = 0, \theta < 0, \theta > 0$) با میزان گرفتگی یکسان ($\sigma_m = 0.2R_0$) به همراه نمودار سرعت محوری بی بعد جریان خون در طول رگ غیرالاستیک

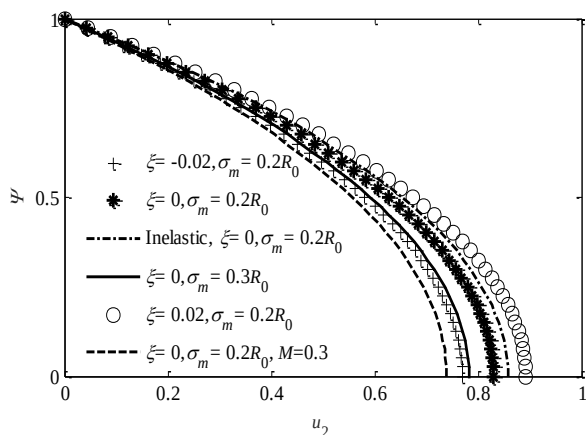


Fig. 4 Dimensionless axial velocity profile for different values

شکل 4 سرعت محوری بی بعد برای مقادیر مختلف

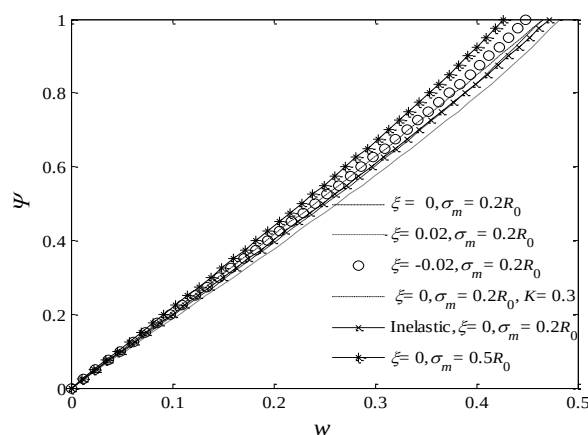
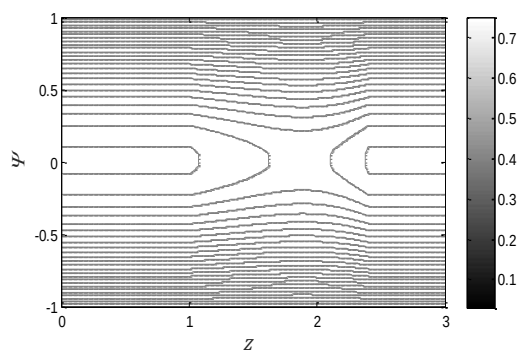


Fig. 5 Dimensionless microrotational velocity profile for different values

شکل 5 سرعت چرخشی بی بعد برای مقادیر مختلف

گرافهای مشاهده شده نشان داده می شود که با افزایش میزان گرفتگی سرعت چرخشی کاهش می یابد و همچنین با در نظر گرفتن $\theta > 0$ سرعت چرخشی مربوط به ذرات افزایش می یابد و برای $\theta < 0$ سرعت چرخشی نیز کاهش می یابد. با افزایش پارامتر میکروپلار ($K=0.3$) برای سرعت چرخشی، سرعت چرخشی کاهش می یابد با توجه به منحنی های ارایه شده سرعت چرخشی جریان خون در رگ الاستیک کمتر از مقدار سرعت در رگ غیرالاستیک است. الگوهای جریان خون برای مقادیر مختلف پارامترهای همودینامیک و هندسی در "شکل 6" نشان داده شده است. الگوهای (a) و (b) برای مقادیرهای K, M, σ_m, t است که نشان دهنده ی خطوط جریان برای



(a) $M = 0.1, K = 0.1, \theta = 0, t = 0.3, \sigma_m = 0.2R_0$

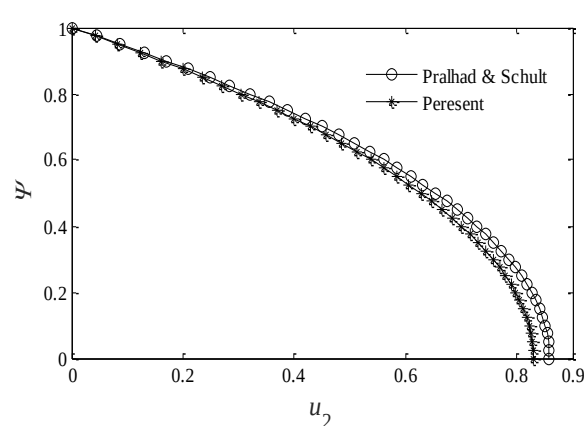


Fig.2 Comparison of the dimensionless axial velocity profile with [12]

شکل 2 مقایسه سرعت محوری بی بعد بدست آمده با نتایج [12]

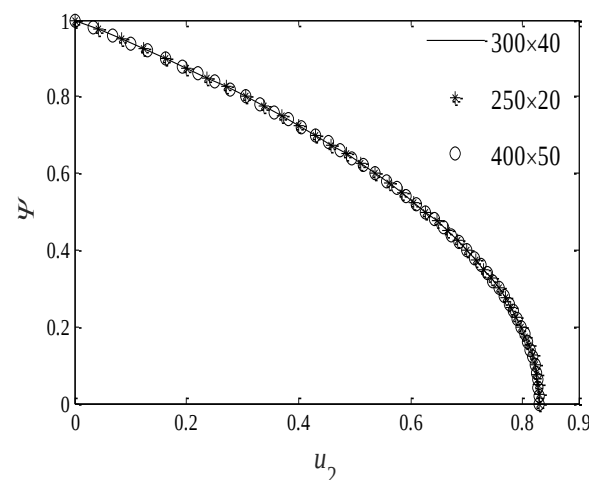


Fig. 3 Cross-sectional velocity profiles of the axial velocity for different grid size at the stenosis section

شکل 3 پروفیل سرعت مقطعی از سرعت محوری برای اندازه های شبکه های مختلف را در قسمت گرفتگی

با گرفتگی مشابه ($\sigma_m = 0.2R_0$)، تاثیر افزایش گرفتگی ($\sigma_m = 0.3R_0$) و تاثیر افزایش پارامتر میکروپلار از $M=0.1$ به $M=0.3$ در زمان $t=3$ در "شکل 4" نشان داده شده است. "شکل 4" نتیجه می دهد که در زمان $t=3$ با در نظر گرفتن $\theta > 0$ سرعت محوری در مقایسه با $\theta = 0$ افزایش می یابد و برای $\theta < 0$ سرعت محور در طول رگ گرفته شده کاهش می یابد. با افزایش میزان گرفتگی سرعت محوری کاهش می یابد سرعت محوری جریان خون در رگ گرفته ی غیرالاستیک بیشتر از سرعت محوری جریان در رگ الاستیک است که همین امر اهمیت الاستیک فرض شدن رگ را نشان می دهد.

و همین طور با افزایش پارامتر میکروپلار سرعت محوری در طول رگ گرفته شده ی الاستیک کاهش می یابد. بیشترین مقدار سرعت محوری در خط مرکزی رگ گرفته شده رخ می دهد. همه منحنی های سرعت از صفر شروع شده و به یک مقدار ثابت در دیواره می رسد که این امر به دلیل متحرک بودن دیواره است.

سرعت چرخشی ریزذرات خون برای گرفتگی های مختلف و اثر مخروطی بودن و تاثیر پارامتر میکروپلار را برای زمان $t=3$ در "شکل 5" نمایش می دهد. مقدار سرعت چرخشی جریان با نزدیک شدن به دیواره رگ در حال افزایش است. این امر تاثیر گرفته از شرط مرزی اعمال شده با مقایسه

تغییر پارامتر گرفتگی است که با افزایش میزان گرفتگی خطوط جریان کاهش می‌یابند. الگوی (c) نشان‌دهنده خطوط جریان در رگ گرفته و اگر $(\theta > 0)$ و در مقابل آن نیز الگوی (d) نمایانگر رگ گرفته‌ی همگرا $(\theta < 0)$ است که خطوط جریان در این الگو روند کاهشی دارند. الگوی (e) به ترتیب نمایانگر افزایش پارامتر میکروپلار است که با افزایش این پارامتر سرعت اثر افزایشی دارد و در خطوط جریان نیز افزایش می‌یابند. الگوی (f) خطوط جریان را در زمان $t=0.45$ نشان می‌دهد.

روشن است که رفتار ناپایدار جریان خون دبی حجمی را به‌طور چشم‌گیری تحت تأثیر می‌دهد، این مساله اهمیت فرض ناپایدار بودن جریان خون را نشان می‌دهد. "شکل 7" میزان دبی حجمی را در نقطه‌ی $z=1.9$ در زمان $t=3$ برای گرفتگی‌های $0.2R_0$ و $0.5R_0$ ، تأثیر پارامتر میکروپلار و رفتار آن در طول رگ غیرالاستیک مورد بررسی قرار گرفته است. که "شکل 7" نشان می‌دهد که با افزایش میزان گرفتگی دبی حجمی کاهش می‌یابد. دبی حجمی در طول رگ غیرالاستیک در مقایسه با رگ الاستیک مقدار بیشتری دارد و دارای پالس‌های متفاوتی است. با افزایش پارامتر میکروپلار برای گرفتگی $0.2R_0$ دبی حجمی کاهش می‌یابد و همچنین با افزایش میزان گرفتگی دبی حجمی کاهش می‌یابد.

همچنین "شکل 8" نشان می‌دهد که دبی حجمی رفتاری متناظر با هندسه گرفتگی دارد به‌طوری که در شروع گرفتگی مقدار دبی حجمی کاهش یافته و در گرفتگی، ارتفاع بحرانی به پایین‌ترین سطح خود می‌رسد. همچنین تأثیر پارامتر ξ که نشان‌دهنده واگرایی و همگرایی رگ مفروض با

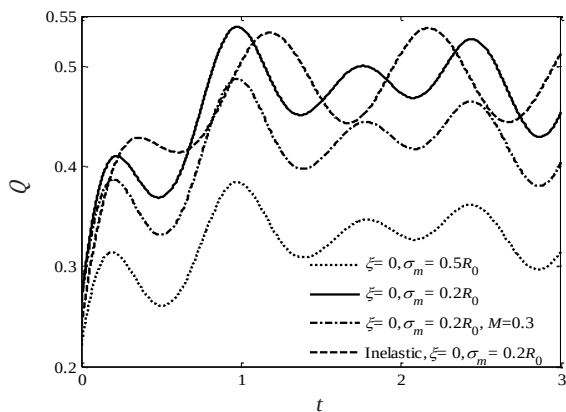


Fig.7 variations Volumetric flow rate_time

شکل 7 تغییرات دبی حجمی_زمان

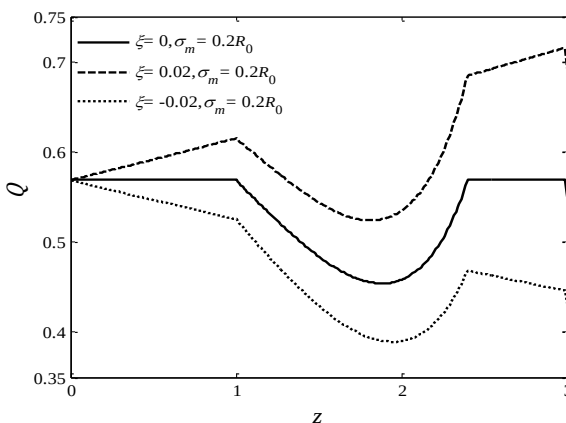


Fig.8 The Volumetric flow rate for different tapering angle

شکل 8 دبی حجمی جریان خون برای زوایای مختلف مخروطی

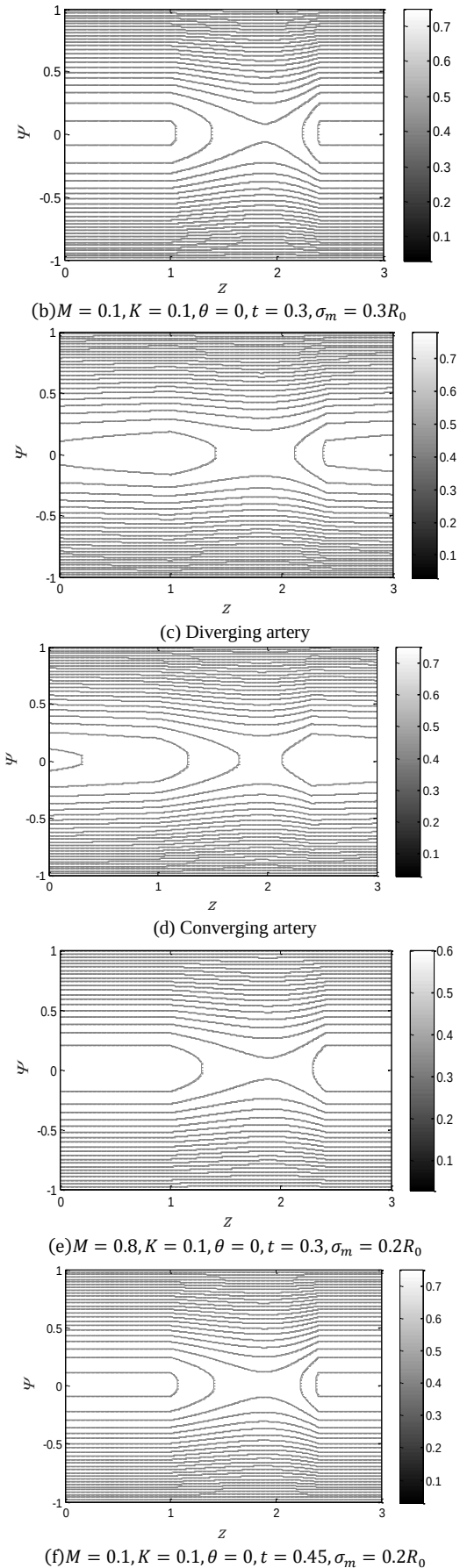


Fig. 6 Instantaneous flow patterns of streaming blood

شکل 6 الگوهای جریان لحظه ای از جریان خون

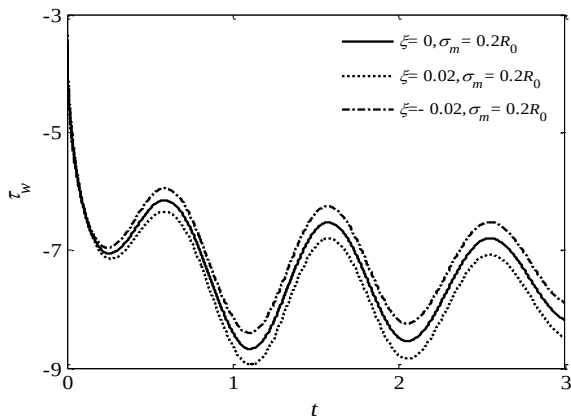


Fig. 11 Comparison wall shear stress(WSS) for different tapering angle
شکل 11 تنش برشی دیواره در رگ گرفته شده برای زوایای مختلف مخروطی

"شکل 12" دربردارنده‌ی مقاومت در برابر جریان خون در رگ گرفته شده‌ی مخروطی برای زوایای مختلف مخروطی در نقطه‌ی بحرانی گرفتگی $z=1.9$ و در زمان $t=3$ می‌باشد. این قسمت اهمیت فرض ناپایا بودن جریان خون را نشان می‌دهد و همین‌طور بیانگر این است که با افزایش زاویه مخروطی مقاومت در برابر جریان نیز کاهش می‌یابد و با کاهش زاویه مخروطی مقاومت در برابر جریان نیز افزایش می‌یابد.

"شکل 13" نشانگر شکل سه بعدی مقاومت در برابر جریان در راستای طول سرخرگ است که در زمان $t=1$ برای میزان گرفتگی $\sigma_m = 0.2R_0$ و $n=4$ به‌دست آمده است. با توجه به "شکل 13" برخلاف دبی حجمی، با افزایش زمان مقدار مقاومت در برابر جریان کاهش می‌یابد.

"شکل 14" مقاومت در برابر جریان خون در رگ گرفته شده با تغییر پارامترهای M, σ_m مقاومت در برابر جریان خون در رگ غیرالاستیک در زمان $t=3$ را نشان می‌دهد. با افزایش مقدار گرفتگی از $0.2R_0$ به $0.5R_0$ مقاومت در برابر جریان نیز افزایش می‌یابد و همچنین برای گرفتگی یکسان مقاومت در برابر جریان در طول رگ الاستیک بیشتر از مقاومت در برابر جریان در طول رگ غیرالاستیک می‌باشد.

5- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک شبیه‌سازی عددی برای آنالیز جریان خون ناپایا، تراکم‌ناپذیر و غیرنیوتونی از طریق یک رگ بیمار با هندسه‌ی وابسته به زمان، مخروطی شکل با گرفتگی و الاستیک فرض شده مورد مطالعه قرار گرفت.

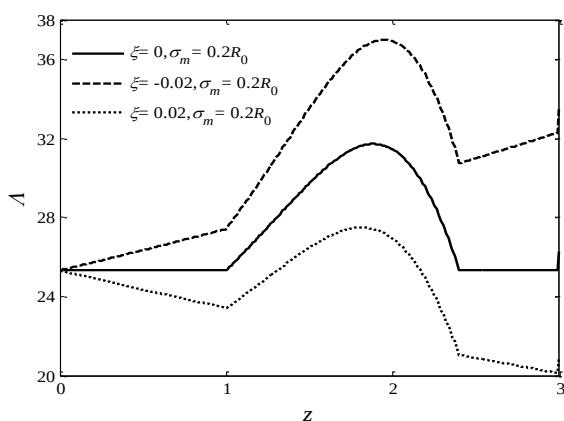


Fig. 12 The resistance impedance for different tapering angle
شکل 12 مقاومت در برابر جریان برای زوایای مختلف مخروطی

گرفتگی $0.2R_0$ را مورد بررسی قرار می‌دهد. با در نظر گرفتن $\theta > 0$ دبی حجمی افزایش و اگر $\theta < 0$ دبی حجمی کاهش می‌یابد.

در "شکل 9" دبی حجمی به‌صورت سه بعدی در راستای طول سرخرگ برای گام زمانی $t=1$ و میزان گرفتگی $\sigma_m = 0.2R_0$ و $n=4$ به‌دست آمده است. با توجه به "شکل 9" مقدار دبی حجمی با افزایش زمان افزایش پیدا کرده است.

در "شکل 10" تغییرات تنش برشی دیواره نسبت به مکان در طول رگ گرفته‌ی مخروطی با تغییر پارامترهای M, σ_m و همین‌طور تنش برشی در طول رگ غیرالاستیک در زمان $t=3$ بیان شده است، که از آن نتیجه می‌شود که تنش برشی در طول رگ غیرالاستیک در مقایسه با رگ الاستیک با میزان گرفتگی مشابه مقدار کمتری دارد و با افزایش مقدار پارامتر میکروپلار مقدار تنش برشی دیواره کاهش می‌یابد. با افزایش میزان گرفتگی رگ مفروض تنش برشی دیواره نیز افزایش می‌یابد.

"شکل 11" نشانگر تنش برشی دیواره در حالت نرمال رگ گرفته شده‌ی مخروطی در نقطه‌ی حداکثر گرفتگی و در زمان $t=3$ می‌باشد و همچنین در بردارنده‌ی تنش برشی جریان خون در رگ گرفته شده‌ی منبسط شونده و منقبض شونده غیرمخروطی در زمان $t=3$ است. با توجه به "شکل 11" تنش برشی دیواره برای رگ غیرمخروطی منبسط شونده در مقایسه با رگ منقبض شونده روند کاهشی دارد پروفیل تنش برشی دیواره‌ی رگ مخروطی نیز در بین آن‌ها قرار دارد.

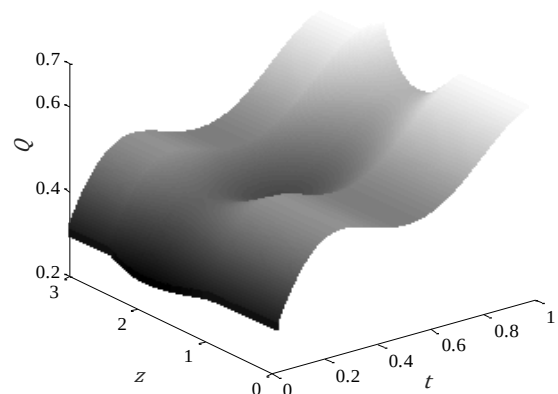


Fig. 9 Surface plot of the volumetric flow rate

شکل 9 دبی حجمی سه بعدی

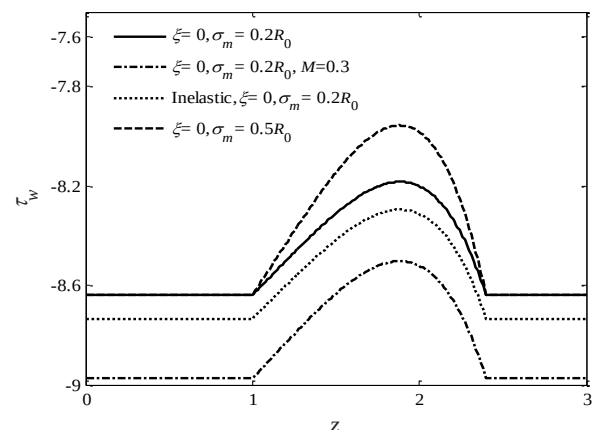


Fig. 10 Dimensionless wall shear stress(WSS) profile

شکل 10 پروفیل تنش برشی دیواره‌ی بی بعد

طول گرفتگی	l_0
پارامتر هندسی مربوط به هندسه گرفتگی	$ng \geq 2$
فشار	p
دبی حجمی	Q
فاصله شعاعی	r
شعاع رگ گرفته شده	$R(z, t)$
شعاع رگ در ناحیه فراتر از گرفتگی	R_0
زمان	t
سرعت شعاعی	u_1
سرعت محوری	u_2
سرعت چرخشی	W
فاصله محوری	z

علائم یونانی

عدد و مرسلی	α
طول ناحیه بالادست	β
طول گام زمانی	Δt
طول گام محوری	Δz
طول گام شعاعی	$\Delta \Psi$
ویسکوزیته سیال غیر نیوتنی	μ
مقاومت در برابر جریان	Λ
حداکثر گرفتگی	σ_m
زاویه فاز	ϕ

اندیس ها

گام شعاعی	i
گام محوری	j
گام زمانی	k

7- مراجع

- [1] V. Deplano, C. Bertolotti, O. Boiron, Numerical simulations of unsteady flows in a stenosed coronary bypass graft, *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 39, No. 4, pp. 488-499, 2001.
- [2] D. S. Sankar, Two-phase non-linear model for blood flow in asymmetric and axi-symmetric stenosed arteries, *International Journal of Non-Linear Mechanics*, Vol. 46, No. 1, pp. 296-305, 2011.
- [3] L. M. Srivastava, Flow of couple stress fluid through stenotic blood vessels, *Journal of Biomechanics*, Vol. 18, No. 7, pp. 479-485, 1985.
- [4] A. Dadvand, M. Navidbakhsh, S. Ghoreishi, M. Baghalnezhad, Numerical simulation of the motion and deformation of red blood cell in viscous flow, *Modes Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 11, pp. 88-98, 2014. (in Persian فارسی)
- [5] G. R. Cokelet, The rheology of human blood, *Biomechanics: Its Foundations And Objectives*, Vol. 14, No. 3, pp. 63-103, 1972.
- [6] T. Azuma, T. Fukushima, Flow patterns in stenotic blood vessel models, *Biorheology*, Vol. 13, No. 6, pp. 337-55, 1976.
- [7] D. F. Young, N. R. Cholvin, R. L. Kirkeeide, A. C. Roth, Hemodynamics of arterial stenoses at elevated flow rates, *Circulation Research*, Vol. 41, No. 1, pp. 99-107, 1977.
- [8] G. Pontrelli, Pulsatile blood flow in a pipe, *Computers & Fluids*, Vol. 27, No. 3, pp. 367-380, 1998.
- [9] A. C. Eringen, Simple microfluids, *International Journal of Engineering Science*, Vol. 2, No. 2, pp. 205-217, 1964.
- [10] A. C. Eringen, Theory of microfluids, *Journal of Mathematics and Mechanics*, Vol. 16, No. 1, pp. 1-18, 1966.
- [11] R. Bhargava, R. Agarwal, L. Kumar, H. S. Takhar, Finite element study of mixed convection micropolar flow in a vertical circular pipe with variable surface conditions, *International Journal of Engineering Science*, Vol. 42, No. 1, pp. 13-27, 2004.
- [12] R. Pralhad, D. Schultz, Two-layered blood flow in stenosed tubes for

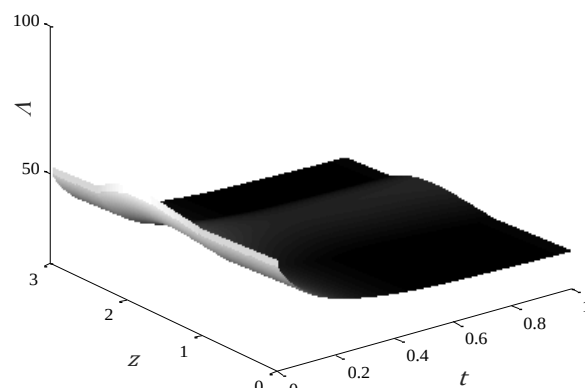


Fig. 13 Surface plot of the resistive impedance

شکل 13 مقاومت در برابر جریان سه بعدی

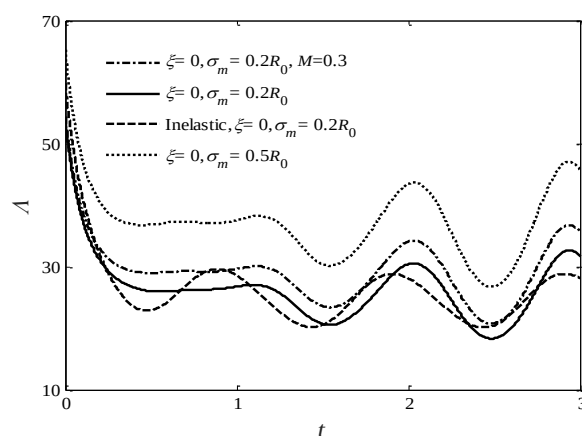


Fig. 14 variations resistance impedance-time

شکل 14 تغییرات مقاومت در برابر جریان نسبت به زمان

نتایج حاصل نشان می دهد که فرض الاستیک بودن دقیق تر از فرض غیرالاستیک بودن است و همچنین پارامترهای مانند میزان گرفتگی، زاویه مخروطی و پارامتر میکروپلار تاثیر بسزایی در مشخصه های دینامیکی مانند سرعت محوری و سرعت چرخشی، دبی حجمی، مقاومت در برابر جریان و تنش برشی دیواره دارد. با افزایش میزان گرفتگی و منقبض شدن رگ مخروطی و افزایش پارامتر میکروپلار، سرعت محوری و سرعت چرخشی، دبی حجمی کاهش می یابد، همچنین مقاومت در برابر جریان و تنش برشی دیواره افزایش می یابد. در رگ منبسط شونده مقدار سرعت محوری و سرعت چرخشی و دبی حجمی روند افزایشی و تنش برشی دیواره و مقاومت در برابر جریان روند کاهشی دارند. در رگ منقبض شونده رفتار پروفیل ها بصورت عکس است. مقدار سرعت محوری و سرعت چرخشی، دبی حجمی در رگ غیرالاستیک بیشتر از رگ الاستیک است و مقاومت در برابر جریان و تنش برشی دیواره در مقایسه با رگ الاستیک کمتر است.

6- فهرست علائم

عددی رینولدز	Re
دامنه ثابت گرادیان فشار	A_0
دامنه پالسی	A_1
فرکانس پالسی	f_p
پارامتر نوسان	k_r
طول رگ موردنظر	L

- [27] A. R. Haghighi, M. S. Asl, A Mathematical modeling of a two-layered blood flow through constricted vessels, *Journal of Advanced Mathematical Modeling*, Vol. 3, No. 1, pp. 79-99, 2014. (in Persian فارسی)
- [28] S. Shaw, P. Murthy, S. Pradhan, The effect of body acceleration on two dimensional flow of Casson fluid through an artery with asymmetric stenosis, *Open Transport Phenomena Journal*, Vol. 2, No. 1, pp. 55-68, 2010.
- [29] A. Zaman, N. Ali, O. A. Bég, Numerical simulation of unsteady micropolar hemodynamics in a tapered catheterized artery with a combination of stenosis and aneurysm, *Medical & biological engineering & computing*, Vol. 54, No. 9, pp. 1423-1436, 2016.
- [30] S. J. Kline. *Similitude and Approximation Theory*, McGraw-Hill, New York, 1965.
- [31] V. K. Sud, G. S. Sekhon, Arterial flow under periodic body acceleration, *Bulletin of Mathematical Biology*, Vol. 47, No. 1, pp. 35-52, 1985.
- [32] M. A. Ikbal, S. Chakravarty, K. K. Wong, J. Mazumdar, P. K. Mandal, Unsteady response of non-Newtonian blood flow through a stenosed artery in magnetic field, *Journal of Computational and Applied Mathematics*, Vol. 230, No. 1, pp. 243-259, 2009.
- [33] N. Mustapha, N. Amin, S. Chakravarty, P. K. Mandal, Unsteady magnetohydrodynamic blood flow through irregular multi-stenosed arteries, *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 39, No. 10, pp. 896-906, 2009.
- [34] S. Chakravarty, P. K. Mandal, A nonlinear two-dimensional model of blood flow in an overlapping arterial stenosis subjected to body acceleration, *Mathematical and Computer Modeling*, Vol. 24, No. 1, pp. 43-58, 1996.
- [35] A. R. Haghighi, M. S. Asl, Mathematical modeling of micropolar fluid flow through an overlapping arterial stenosis, *International Journal of Biomathematics*, Vol. 8, No. 04, 1550056, 2015.
- [36] S. Mukhopadhyay, G. Layek, Numerical modeling of a stenosed artery using mathematical model of variable shape, *Applications and Applied Mathematics: An International Journal*, Vol. 3, No. 2, pp. 308-328, 2008.
- [37] G. Bugliarello, J. Sevilla, Velocity distribution and other characteristics of steady and pulsatile blood flow in fine glass tubes, *Biorheology*, Vol. 7, No. 2, pp. 85-107, 1970.
- [38] A. R. Haghighi, M. Shabaziasl, M. Kiyasatfar, Mathematical modeling of unsteady blood flow through elastic tapered artery with overlapping stenosis, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, Vol. 37, No. 2, pp. 571-578, 2015.
- [39] S. Chakravarty, P. K. Mandal, Heat transfer to micropolar fluid flowing through an irregular arterial constriction, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 56, No. 1, pp. 538-551, 2013.
- different diseases, *Biorheology*, Vol. 25, No. 5, pp. 715-7, 1988.
- [13] A. R. Haghighi, M. Shabaziasl, Numerical simulation of unsteady blood flow through an elastic artery with a non-symmetric stenosis, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 10, pp. 26-34, 2014. (in Persian فارسی)
- [14] D. Sankar, U. Lee, Mathematical modeling of pulsatile flow non-Newtonian fluid in stenosed arteries, *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, Vol. 14, No. 7, pp. 2971-2981, 2009.
- [15] R. Ponalagusamy, S. Priyadharshini, Numerical investigation on two-fluid model (micropolar-Newtonian) for pulsatile flow of blood in a tapered arterial stenosis with radially variable magnetic field and core fluid viscosity, *Computational and Applied Mathematics*, Vol. 5, No. 16, pp. 1-25, 2016.
- [16] M. A. El Kot, W. Abbas. Numerical technique of blood flow through catheterized arteries with overlapping stenosis, *Computer Methods in biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 20, No. 1, pp. 45-58, 2017.
- [17] D. F. Young, Effect of a time-dependent stenosis on flow through a tube, *Journal of Engineering for Industry*, Vol. 90, No. 2, pp. 248-54, 1968.
- [18] J. R. Reddy, D. Srikanth, S. K. Murthy, Mathematical modeling of time dependent flow of non-Newtonian fluid through unsymmetric stenotic tapered artery: Effects of catheter and slip velocity, *Meccanica*, Vol. 51, No. 1, pp. 55-69, 2016.
- [19] S. Mukhopadhyay, G. Layek, Numerical modeling of a stenosed artery using mathematical model of variable shape, *Applications and Applied Mathematics: An International Journal*, Vol. 3, No. 2, pp. 308-328, 2008.
- [20] S. Chakravarty, P. K. Mandal, Effect of surface irregularities on unsteady pulsatile flow in a compliant artery, *International Journal of Non-Linear Mechanics*, Vol. 40, No. 10, pp. 1268-1281, 2005.
- [21] G. Liu, X. Ali B, L. Liu, Numerical study of pulsating flow through a tapered artery with stenosis, *Chinese Journal of Physics*, Vol. 42, No. 4, pp. 401-409, 2004.
- [22] L. H. Back, T. A. Denton, Some arterial wall shear stress estimates in coronary angioplasty, *Advances in Bioengineering*, Vol. 22, pp. 337-340, 1992.
- [23] L. H. Back, Estimated mean flow resistance increase during coronary artery catheterization, *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, No. 2, pp. 169-175, 1994.
- [24] P. K. Mandal, An unsteady analysis of non-Newtonian blood flow through tapered arteries with a stenosis, *International Journal of Non-Linear Mechanics*, Vol. 40, No. 1, pp. 151-164, 2005.
- [25] S. Singh, Numerical modeling of two-layered micropolar fluid through an normal and stenosed artery, *International Journal of Engineering*, Vol. 24, No. 2, pp. 177-187, 2011.
- [26] S. Mukhopadhyay, G. C. Layek, Numerical modeling of a stenosed artery using mathematical model of variable shape, *Applications and Applied Mathematics: An International Journal*, Vol. 3, No. 2, pp. 308-328, 2008.