



## مدلسازی چند فازی الگوی میدان جریان خون در مویرگ جهت بررسی پدیده حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها

ناصر بهارلو هوره

استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران  
nasser.baharloo@sru.ac.ir, 15811-16788 صندوق پستی

### چکیده

در این مطالعه میدان جریان خون به صورت سه فاز متشکل از فاز پیوسته مایع شامل پلاسما و فازهای جامد شامل پلاکت‌ها و گلبول‌های قرمز مدل شدند. مویرگ به صورت یک کانال دو بعدی در نظر گرفته شده است و از مدل چند فازی اویلر در نرم افزار فلوئنت برای حل استفاده شده است. نقش اصلی پلاکت‌ها جلوگیری از خونریزی و منعقد (لخته) کردن خون می‌باشد. بدین منظور نیاز است تا پلاکت‌ها به قسمت‌های نزدیک به دیواره رگ بیایند و تماس رگ - دیواره از طریق چسبندگی صورت بگیرد. به این پدیده حاشیه‌گزینی می‌گویند. در این حالت گلبول‌های قرمز در مرکز یا هسته کانال جمع می‌شوند. در این مطالعه حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها و تاثیر ویسکوزیته پلاسما بر این پدیده بررسی شدند. فرضیات سیال نیوتنی، جریان آرام، فشار و سرعت ورودی یکسان فازها در نظر گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهد هرچه به انتهای کانال نزدیک می‌شویم غلظت پلاکت‌ها در دیواره بیشتر شده و غلظت گلبول قرمز در مرکز افزایش می‌یابد که نشان دهنده پدیده حاشیه‌گزینی پلاکت‌هاست. همچنین با افزایش ویسکوزیته پلاسما غلظت پلاکت‌ها در نزدیکی دیواره کمتر شده و به تبع آن تنش برشی دیواره ناشی از پلاکت‌ها کمتر می‌شود.

### کلیدواژگان

مدلسازی عددی، جریان چندفازی، پلاکت خون، حاشیه‌گزینی

## Multiphase modeling of blood flow field pattern in capillary to investigate the phenomenon of platelet margination

Nasser Baharlou-Houreh

Department of Mechanical Engineering, Shahid Rajaei Teacher Training University, Tehran, Iran  
P.O.B. 15811-16788 Tehran, Iran, [nasser.baharloo@sru.ac.ir](mailto:nasser.baharloo@sru.ac.ir)

### Abstract

In this study, the blood flow field is modeled as three phases consisting of continuous liquid phases including plasma and solid granular phases including platelets and red blood cells. The capillary is considered as a two-dimensional channel and the Euler multiphase model in Fluent software is used for solution. The main role of platelets is to prevent bleeding and coagulate. For this purpose, platelets need to come to areas close to the vessel wall and the vessel-wall contact is through adhesion. This phenomenon is called margination. In this case, the red blood cells collect in the center or nucleus of the channel. In this study, platelet margination and the effect of plasma viscosity on this phenomenon are investigated. The Newtonian fluid, laminar flow, the same pressure and inlet velocity of phases are assumed. The results show that as we get closer to the end of the channel, the concentration of platelets in the wall increases and the concentration of red blood cells in the center increases, which indicates the phenomenon of platelet margination. Also, with increasing plasma viscosity, the concentration of platelets near the wall decreases and consequently the shear stress of the wall due to platelets decreases.

### Keywords

Numerical modeling, Multi-phase flow, Blood platelet, Margination

### ۱- مقدمه

شکل پروتئین‌ها ناشی از عوامل محیطی صرفنظر کنیم می‌توانیم پلاسما را سیال نیوتنی فرض کنیم. گلبول‌های قرمز<sup>۱</sup> قسمت اصلی خون را تشکیل می‌دهند و سلول‌هایی مقعرالطرفین هستند. در شرایط طبیعی قطر آنها حدوداً ۷ میکرومتر می‌باشد. نسبت حجم سلول‌های خون به کل خون برحسب درصد را هماتوکریت می‌گویند. هماتوکریت که در حالت طبیعی بین ۴۰ تا ۶۰ درصد است، در مردان نسبت به زنان کمی بالاتر است [2]. پلاکت‌ها<sup>۲</sup> اجسام کروی یا بیضوی کوچکی به قطر ۴ - ۲ میکرومتر هستند که درصد حجمی بسیار کمی (۳ درصد) به خود اختصاص می‌دهند و به ازای هر ۱۰ گلبول قرمز یک پلاکت

خون عامل اصلی توزیع مواد غذایی، اکسیژن و حرارت در بدن و دفع دی اکسید کربن و مواد زائد است. رفتار سیالاتی خون وابسته به خواص ذرات معلق در خون از جمله گلبول‌های قرمز و پلاکت‌ها هستند. پلاسما سیال پیوسته (فاز پیوسته) است. سلول‌های خونی شامل گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها هستند. پلاسما یک محلول نمکی آبی است که از پروتئین‌ها تشکیل شده است [1]. پلاسما که ۵۵ درصد خون را تشکیل می‌دهد، مایعی است که ۹۱ درصد آن را آب، ۷ درصد آن را پروتئین‌ها، تشکیل می‌دهند. اگر از تغییر

<sup>2</sup> Platelets

<sup>1</sup> Red Blood Cell (RBC)

حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها تنها بخاطر جابجایی و تجمع گلبول‌های قرمز در مرکز کانال نیست، بلکه دینامیک گلبول‌های قرمز و اثر متقابل آنها روی هم و روی پلاکت‌ها با در نظر گرفتن نیروهای برشی عامل اصلی تجمع پلاکت‌ها در دیواره هستند. برگل و همکاران [13] نشان دادند حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها با افزایش ویسکوزیته پلاسما تا مقدار ۰/۰۰۰۹۵ پاسکال ثانیه کاهش می‌یابد و بالاتر از این مقدار ویسکوزیته حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها با افزایش ویسکوزیته افزایش می‌یابد. مزیت کار حاضر، ارائه یک مدل ساده دو بعدی است که قابلیت بررسی تعداد زیادی پارامتر از جمله خواص پلاسما و تنظیم ورودی در سرعت‌های مختلف، نسبت‌های حجمی و ... را دارد.

## ۲-۲ مدل‌سازی عددی

هندسه مساله یک مستطیل ساده با عرض ۴۰ میکرومتر و طول ۸۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شده است. مدل شامل یک فاز پلاسمای مایع به عنوان فاز اولیه و دو فاز جامد دانه ای به عنوان فاز ثانویه شامل پلاکت‌ها و گلبول‌های قرمز می‌باشند. بدین منظور با امتحان چند مدل دوفازی در نرم افزار فلوئنت از مدل اوپلر بهترین نتیجه حاصل شد. روش اوپلر امکان مدل‌سازی چند فاز را به همراه در نظر گرفتن اندرکنش و تقابل بین فازها را می‌دهد. در این روش همه مواد را در قسمت تعریف مایعات وارد می‌کنیم اما وقتی جریان مایع جامد مثل این مسئله، ذرات معلق جامد در پلاسمای خون، داریم جریان را دانه‌ای<sup>۲</sup> تعریف می‌کنیم. البته مدل اوپلر محدودیت‌هایی نیز دارد که در این مسئله به آنها برخورد نمی‌کنیم.

## ۲-۱ فرضیات

- [۱] فشار همه فازها را یکسان در نظر می‌گیریم.
- [۲] معادلات پیوستگی و ممنتوم را برای همه فازها حل می‌کنیم.
- [۳] برای فاز دانه ای (ذرات جامد) پارامترهای زیر تعریف می‌شوند: دمای دانه‌ای که نشان دهنده انرژی نوسانی جامد است و ویسکوزیته برشی و توده‌ای فاز جامد که با به کار بردن تئوری جنبشی به دست می‌آید.
- [۴] پلاسما سیال نیوتنی فرض می‌شود.
- [۵] جریان آرام فرض می‌شود و حالت دائم.
- [۶] شکل گلبول قرمز را با قطر معادل به صورت دایره فرض می‌کنیم.

## ۲-۲ معادله پیوستگی

فازهای موجود را با نام‌های  $q$  و  $p$  نامگذاری می‌کنیم. برای فاز  $q$  معادله پیوستگی به صورت زیر است [14].

$$\frac{\partial}{\partial t}(\alpha_p \rho_p) + \nabla \cdot (\alpha_p \rho_p \vec{v}_p) = \sum_{p=1}^n (\dot{m}_{pq} - \dot{m}_{qp}) + S_q \quad (1)$$

که در آن  $\alpha$  کسر حجمی فاز است.  $\rho$  دانسیته و  $v$  سرعت.  $\dot{m}_{pq}$  انتقال جرم از فاز  $p$  به فاز  $q$  است.  $S$  ترم چشمه است که صفر در نظر گرفته می‌شود.

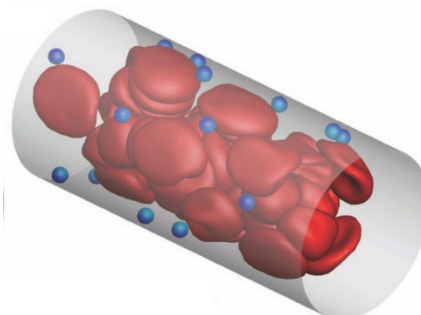
## ۲-۳ معادله ممنتوم

وجود دارد. جدول ۱ به طور خلاصه خواص اجزای تشکیل دهنده خون را نشان می‌دهد.

نقش اصلی پلاکت‌ها جلوگیری از خونریزی و منعقد (لخته) کردن خون می‌باشد. بدین منظور نیاز است تا پلاکت‌ها به قسمت‌های نزدیک به دیواره رگ بایند و تماس رگ - دیواره از طریق چسبندگی صورت بگیرد [3]. به این پدیده حاشیه‌گزینی<sup>۱</sup> می‌گویند. در این حالت گلبول‌های قرمز در مرکز یا هسته کانال جمع می‌شوند. گلبول‌های قرمز نقشی اساسی در حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها دارند [4]. محققان نشان داده‌اند حرکت گلبول‌های قرمز به سمت مرکز رگ و چرخش گلبول‌ها، پلاکت‌ها را به سمت دیواره‌ها می‌کشاند [5]. گلبول‌های قرمز سالم و طبیعی قابلیت تغییر شکل بالایی دارند. به همین علت با ایجاد یک جریان عمود بر دیواره پلاکت‌ها را به حاشیه می‌رانند [6]. نتایج آزمایشگاهی نیز نشان دهنده غلظت زیادی از پلاکت‌ها نزدیک دیواره هستند [7]. شماتیکی از پدیده حاشیه‌گزینی را در شکل ۱ می‌بینیم.

جدول ۱ خواص اجزای تشکیل دهنده خون

نام فاز	دانسیته (kg/m <sup>3</sup> )	ویسکوزیته (Pa.s)	کسر حجمی
پلاسما	۱۰۳۰	۰/۰۰۱۴	---
گلبول قرمز	۱۰۸۰	---	۴۵ درصد
پلاکت	۱۰۷۰	---	۰/۳ درصد



شکل ۱ شماتیکی از پدیده حاشیه‌گزینی [8]

محققان تحقیقات متعددی در زمینه حاشیه‌گزینی و رفتار پلاکت‌ها داشته‌اند. یک مدل سه‌بعدی از ذرات پلاکت و گلبول قرمز توسط ژائو و همکارانش [9] ارائه شد که نشان دادند پدیده حاشیه‌گزینی برگشت ناپذیر است و ضریب نفوذ پلاکت در جهت عمود بر دیواره ناهمگن است. سهادری و جفرین [10] لایه بیرونی رگ را مدل کردند که کسر حجمی گلبول قرمز بسیار کم، یعنی هماتوکریت بسیار پایین تری نسبت به هسته کانال دارد. آنها نشان دادند هماتوکریت در لایه بیرونی به اندازه نصف هسته کانال است. توریتو و ویس [11] نشان دادند که عامل انتقال پلاکت‌ها به دیواره برخوردی بین سلولی گلبول‌های قرمز و پلاکت‌ها هستند. بر اساس نتایج المومنی و همکاران [12] حاشیه‌گزینی با افزایش نرخ جریان افزایش پیدا می‌کند و از یک نرخی به بعد با افزایش نرخ جریان حاشیه‌گزینی کاهش می‌یابد. بنابراین یک مقدار بهینه برای نرخ جریان به دست می‌آید. یک نکته کلیدی این است که

<sup>2</sup> Granular

<sup>1</sup> Margination



برای زمانی که بستر سیال متراکم داریم مدل Gidaspow را استفاده می‌کنیم که ضریب درگ آن به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$C_D = \frac{24}{\alpha_l \text{Re}_s} [1 + 0.15(\alpha_l \text{Re}_s)^{0.687}] \quad (11)$$

روابط این مدل وابسته به کسر حجمی می‌باشد، زمانی که کسر حجمی مایع بیشتر از ۰/۸۵ باشد ضریب انتقال جامد-مایع بصورت زیر خواهد بود:

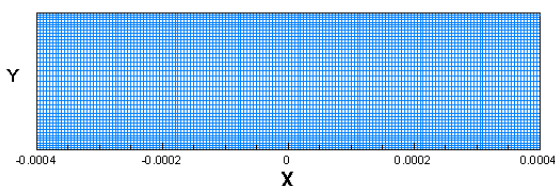
$$K_{sl} = \frac{3}{4} C_D \frac{\alpha_s \alpha_l \rho_l (v_s - v_l)}{d_s} \alpha_l^{-2.65} \quad (12)$$

و زمانی که کسر حجمی مایع کمتر از ۰/۸۵ باشد رابطه زیر را به کار می‌بریم:

$$K_{sl} = 150 \frac{\alpha_s (1 - \alpha_s) \mu_l}{\alpha_l d_s^2} + 1.75 \frac{\rho_l \alpha_s (v_s - v_l)}{d_s} \quad (13)$$

#### ۲-۴ روش حل عددی

معادلات حاکم همراه با شرایط مرزی مشخص شده (موارد ذکر شده در جدول ۱ و نیز سرعت یکسان ۰/۴ متر بر ثانیه برای تمام فازها) با روش حجم محدود گسسته شده و با استفاده از نرم افزار فلوئنت، حل شده‌اند. برای حل مجموعه معادلات از یک روند تکراری استفاده شده و حل تا رسیدن به همگرایی با دقت ۱۰<sup>-۵</sup> ادامه پیدا کرده است. تعداد تکرار برای همگرایی حدود ۱۰۰۰ بوده است. مهم‌ترین علت انتخاب روند تکرار برای حل معادلات، کوپل بودن آنها می‌باشد. به منظور شبکه‌بندی مدل، از یک شبکه مستطیلی با تعداد ۱۶۰ گره در راستای x و ۴۰ گره در راستای y استفاده شده است. شبکه مذکور در راستای x یکنواخت ولی در راستای y در نزدیکی دیوارها ریزتر است (با در نظر گرفتن نسبت ۱/۰۵ به صورت دوطرفه). شکل ۲ مش‌بندی مدل را نشان می‌دهد. تعداد گره‌ها طوری تنظیم شده که نتایج مدل عددی مستقل از تعداد شبکه شود. نمودار عدم وابستگی به مش در شکل ۳ نشان داده شده است. در این شکل منحنی کسر حجمی گلوله‌های قرمز در مقطع خروجی کانال برای تعداد مش-های مختلف رسم شده است. ملاحظه می‌شود که با انتخاب ۶۴۰۰ مش یعنی ۱۶۰×۴۰ نتایج به اندازه مش وابسته نخواهد بود.



شکل ۲ مش‌بندی مدل دو بعدی

#### ۳- نتایج و بحث

به منظور اطمینان از صحت مدلسازی، مقادیر کسر حجمی گلوله‌های قرمز در خروجی کانال در مقاطع مختلف با نتایج مسعودی و همکاران [15] مقایسه شده‌اند. برای مثال در مرکز کانال مقدار میانگین کسر حجمی در مطالعه حاضر ۰/۴۵ می‌باشد و در کار مسعودی و همکاران، ۰/۴۷ است. بخشی از خطای موجود به دلیل تفاوت در فرض‌های در نظر گرفته شده و بخشی از خطا به

معادله ممنوم برای فاز p به صورت زیر است.

$$(\alpha_p \rho_p \vec{v}_p) + \nabla \cdot (\alpha_p \rho_p \vec{v}_p \vec{v}_p) = -\alpha_p \nabla p + \nabla \cdot \vec{\tau}_q + \alpha_p \rho_p \vec{g} + \quad (2)$$

$$(\vec{R}_{pq} + \dot{m}_{pq} \vec{v}_{pq} - \dot{m}_{qp} \vec{v}_{qp}) + (\vec{F}_q + \vec{F}_{liff,q} + \vec{F}_{vm,q})$$

که در آن ترم  $\tau$  به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\vec{\tau}_q = \alpha_p \mu_q (\nabla \vec{v}_q + \nabla \vec{v}_q^T) + \alpha_q (\lambda_q - \frac{2}{3} \mu_q) \nabla \cdot \vec{v}_q \vec{I} \quad (3)$$

در معادلات فوق  $\mu_q$  و  $\lambda_q$  به ترتیب ترم برشی و ویسکوزیته توده برای

فاز q هستند.  $\vec{F}_q$  نیروی حجمی خارجی است.  $\vec{F}_{liff,q}$  نیروی لیفت و

$\vec{F}_{vm,q}$  نیروی جرمی مجازی می‌باشد.  $\vec{R}_{pq}$  نیروهای تقابلی بین فازها

می‌باشد.  $\vec{v}_{pq}$  سرعت نسبی بین فازهاست که به صورت مقابل تعریف می‌شود.

اگر  $\dot{m}_{pq} > 0$  باشد (جرم فاز p به فاز q منتقل شود) آنگاه سرعت نسبی

ذکر شده برابر با سرعت فاز p در نظر گرفته می‌شود و در غیر اینصورت برابر با سرعت فاز q در نظر گرفته می‌شود.

برای مایع جامد که از مدل دانهای استفاده می‌شود معادله مومنتم بصورت زیر است:

$$\frac{\partial}{\partial t} (\alpha_s \rho_s v_s) + \nabla \cdot (\alpha_s \rho_s v_s v_s) = -\alpha_s \nabla \cdot p - \nabla \cdot p_s - \nabla \cdot \tau_s + \alpha_s \rho_s g + \sum_1^N (K_{ls} (v_s - v_l) + \dot{m}_{ls} v_{ls} - \dot{m}_{sl} v_{sl}) + (F_s + F_{liff,s} + F_{vm,s}) \quad (4)$$

در این معادله s نشان دهنده فاز جامد می‌باشد و  $K_{sl}$  ضریب انتقال مومنتم

بین فاز مایع و ذرات جامد است و بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$K_{sl} = \frac{\alpha_s \rho_s f}{\tau_s} \quad (5)$$

که  $\tau_s$  زمان توقف ذرات جامد می‌باشد که بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$\tau_s = \frac{\rho_s d_s^2}{18 \mu_l} \quad (6)$$

ضریب f با توجه به نوع مدل، مقدارهای مختلفی دارد که تابع ضریب

درگ ( $C_D$ ) و عدد رینولدز می‌باشد. برای مثال در مدل Syamlal-O'Brien از

رابطه زیر استفاده می‌شود.

$$f_D = \frac{C_D \text{Re}_s \alpha_l}{\tau_s} \quad (7)$$

که ضریب درگ نیز از رابطه زیر پیدا می‌شود:

$$C_D = (0.63 + \frac{4.8}{\sqrt{\text{Re}_s / v_{v,s}}})^2 \quad (8)$$

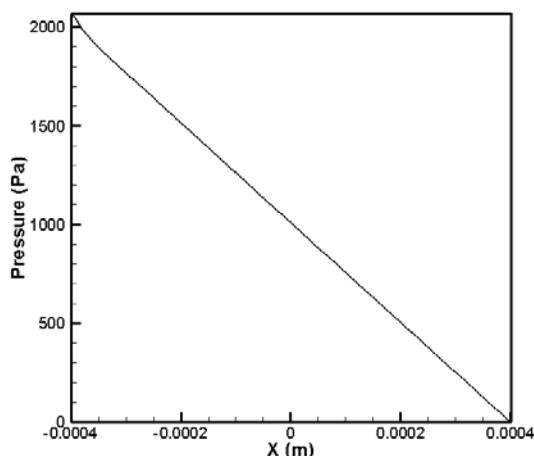
و عدد رینولدز به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\text{Re}_s = \frac{\rho_s d_s (v_s - v_l)}{\mu_l} \quad (9)$$

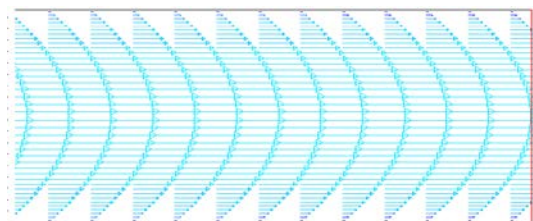
و نهایتاً ضریب انتقال فاز مایع-جامد به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$K_{sl} = \frac{3}{4} \frac{\alpha_s \alpha_l \rho_l}{v_{r,s}^2 d_s} C_D (\frac{\text{Re}_s}{v_{r,s}}) (v_s - v_l) \quad (10)$$

که در این رابطه  $v_{r,s}$  سرعت نهایی فاز جامد است.



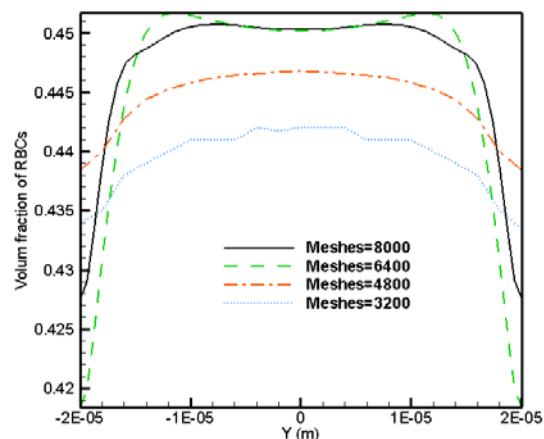
شکل ۵ نمودار افت فشار در طول کانال



شکل ۶ بردارهای سرعت در نزدیکی خروجی کانال

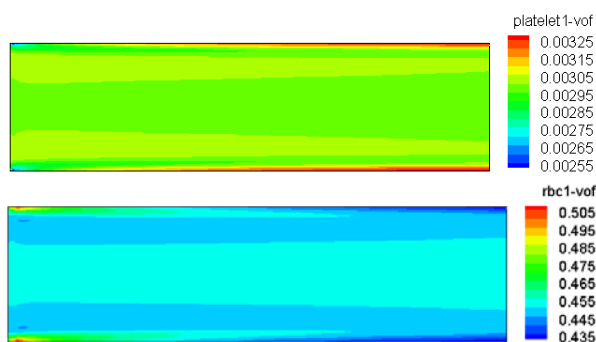
شکل ۷ منحنی تغییرات کسر حجمی پلاکت‌ها در عرض مقطع کانال برای ورودی و فواصل یک چهارم تا خروجی را نشان می‌دهد (یعنی  $x$  نشان دهنده فاصله از ورودی و  $L$  نشان دهنده طول کانال است). در ورود به صورت شرط مرزی، کسر حجمی را در کل مقطع ثابت فرض کرده بودیم. هر چه به سمت خروج نزدیک می‌شویم منحنی تغییرات، شکل منطقی‌تری به خود می‌گیرد، به طوری که با حرکت به سمت خروجی بر غلظت پلاکت‌ها در دیواره‌ها افزوده می‌شود. شکل ۸ منحنی تغییرات کسر حجمی گلبول‌های قرمز در عرض مقطع کانال برای ورودی و فواصل یک چهارم تا خروجی را نشان می‌دهد. در ورودی به صورت شرط مرزی، کسر حجمی را در کل مقطع ثابت فرض کرده بودیم. هر چه به سمت خروج نزدیک می‌شویم منحنی تغییرات شکل منطقی‌تری به خود می‌گیرد، به طوری که با حرکت به سمت خروجی از غلظت گلبول‌های قرمز در دیواره‌ها کاسته می‌شود.

دلیل تفاوت در روش حل می‌باشد. بنابراین می‌توان گفت توافق قابل قبولی بین نتایج حاضر و نتایج آنها وجود دارد.



شکل ۳ تاثیر تعداد مش بر کسر حجمی گلبول قرمز در خروجی

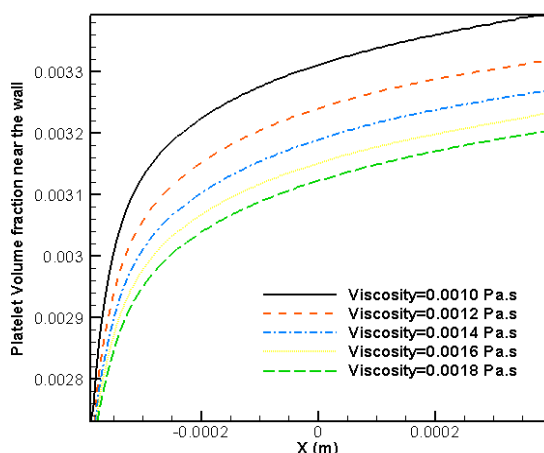
شکل ۴ کانتورهای کسر حجمی برای پلاکت و گلبول قرمز را نشان می‌دهد. پدیده حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها که همراه با استقرار گلبول‌های قرمز در مرکز کانال می‌باشد در شکل مشهود است. ملاحظه می‌شود که در انتهای کانال غلظت پلاکت‌ها در دیواره به حداکثر رسیده و غلظت گلبول قرمز در دیواره به حداقل رسیده است. شکل ۵ منحنی تغییرات افت فشار در طول کانال و شکل ۶ بردارهای سرعت در مقطع خروجی کانال را نشان می‌دهند.



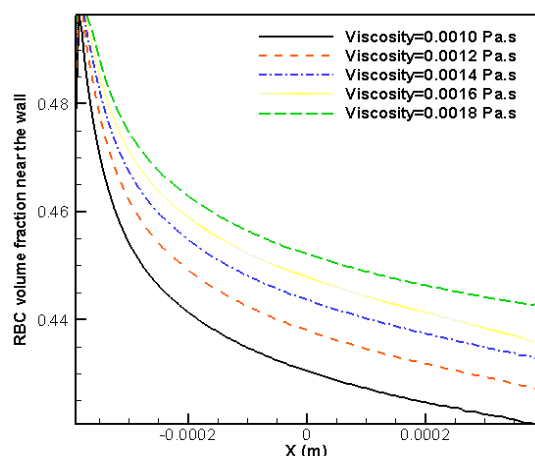
شکل ۴ کانتورهای کسر حجمی برای پلاکت و گلبول قرمز

در همه ویسکوزیته‌ها غلظت گلبول‌ها هر چه به سمت خروجی نزدیک می‌شویم، کاهش می‌یابد و ثانیاً با افزایش ویسکوزیته غلظت گلبول‌ها در نزدیکی دیواره افزایش می‌یابد.

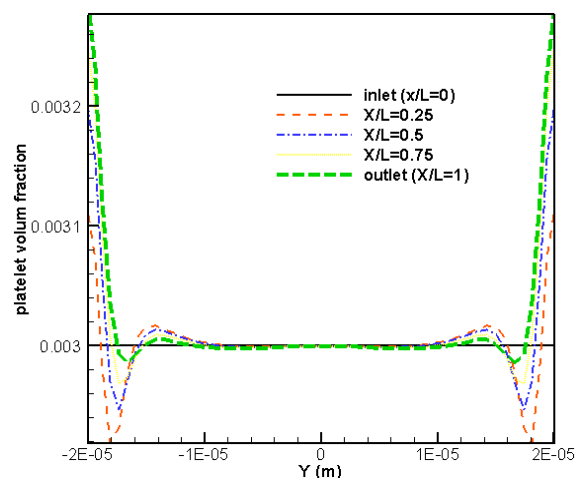
شکل ۱۱ تغییرات تنش برشی دیواره در طول کانال ناشی از پلاکت‌ها در ویسکوزیته‌های مختلف را نشان می‌دهد. مطابق انتظار با افزایش ویسکوزیته تنش برشی دیواره ناشی از پلاکت‌ها کاهش می‌یابد که این بخاطر کم شدن غلظت پلاکت‌ها در نزدیکی دیواره است.



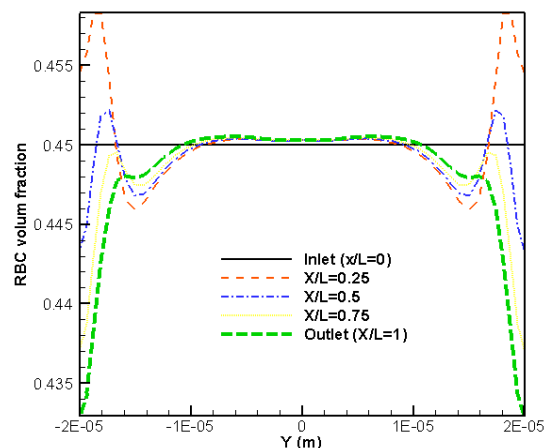
شکل ۹ منحنی تغییرات کسر حجمی پلاکت در طول کانال در نزدیکی دیواره در ویسکوزیته‌های مختلف پلاسما



شکل ۱۰ منحنی تغییرات کسر حجمی گلبول‌های قرمز در طول کانال در نزدیکی دیواره در ویسکوزیته‌های مختلف پلاسما



شکل ۷ منحنی تغییرات کسر حجمی پلاکت‌ها در عرض مقطع کانال برای ورودی و فواصل یک چهارم تا خروجی



شکل ۸ منحنی تغییرات کسر حجمی گلبول‌های قرمز در عرض مقطع کانال برای ورودی و فواصل یک چهارم تا خروجی

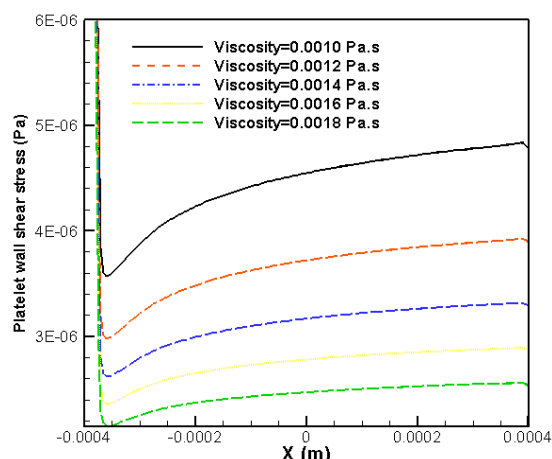
### ۳-۱ بررسی تاثیر ویسکوزیته

برای بررسی ویسکوزیته مقدار آن را از ۱ تا ۱/۸ میلی پاسکال ثانیه تغییر می‌دهیم. برای بررسی بهتر حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها، خطی در نزدیکی دیواره تعریف می‌کنیم و تغییرات کسر حجمی پلاکت‌ها و گلبول‌ها را روی آن گزارش می‌کنیم. شکل ۹ منحنی تغییرات کسر حجمی پلاکت در طول کانال در نزدیکی دیواره را در ویسکوزیته‌های مختلف پلاسما نشان می‌دهد. مطابق شکل اولاً در طول کانال در همه ویسکوزیته‌ها غلظت پلاکت‌ها هر چه به سمت خروجی نزدیکتر می‌شویم افزایش می‌یابد و ثانیاً با افزایش ویسکوزیته، غلظت پلاکت‌ها در نزدیکی دیواره کاهش می‌یابد که نشان دهنده ایجاد اختلال در حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها با افزایش ویسکوزیته می‌باشد. شکل ۱۰ منحنی تغییرات کسر حجمی گلبول‌های قرمز در طول کانال در نزدیکی دیواره را در ویسکوزیته‌های مختلف پلاسما نشان می‌دهد. مطابق انتظار اولاً در طول کانال



and F. McIntosh, "Physical and chemical effects of red cells in the shear-induced aggregation of human platelets," *Biophys. J.*, vol. 69, no. 4, pp. 1584–1595, 1995.

- [5] C. Xu and D. M. Wootton, "Platelet near-wall excess in porcine whole blood in artery-sized tubes under steady and pulsatile flow conditions," *Biorheology*, vol. 41, no. 2, pp. 113–125, 2004.
- [6] E. C. Eckstein and F. Belgacem, "Model of platelet transport in flowing blood with drift and diffusion terms," *Biophys. J.*, vol. 60, no. 1, pp. 53–69, 1991.
- [7] C. Yeh and E. C. Eckstein, "Transient lateral transport of platelet-sized particles in flowing blood suspensions," *Biophys. J.*, vol. 66, no. 5, pp. 1706–1716, 1994.
- [8] K. Müller, D. A. Fedosov, and G. Gompper, "Margination of micro- and nano-particles in blood flow and its effect on drug delivery," *Sci. Rep.*, vol. 4, pp. 1–8, 2014, doi: 10.1038/srep04871.
- [9] H. Zhao and E. S. G. Shaqfeh, "Shear-induced platelet margination in a microchannel," *Phys. Rev. E*, vol. 83, no. 6, p. 61924, 2011.
- [10] V. Seshadri and M. Y. Jaffrin, "Anomalous effects in blood flow through narrow tubes: a model," *Inser. Euromech*, vol. 92, pp. 265–282, 1977.
- [11] V. T. Turitto and H. J. Weiss, "Red blood cells: their dual role in thrombus formation," *Science (80- )*, vol. 207, no. 4430, pp. 541–543, 1980.
- [12] T. AlMamani, H. S. Udaykumar, J. S. Marshall, and K. B. Chandran, "Micro-scale dynamic simulation of erythrocyte-platelet interaction in blood flow," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 36, no. 6, pp. 905–920, 2008, doi: 10.1007/s10439-008-9478-z.
- [13] H. F. Van Breugel, P. G. de Groot, R. M. Heethaar, and J. J. Sixma, "Role of plasma viscosity in platelet adhesion," 1992.
- [14] S. M. Mehdi *et al.*, "Fluent 6.3 Tutorial Guide," *International Journal of Multiphase Flow*, vol. 31, no. 1, pp. 1497–1519, 2002, [Online]. Available: [http://www.hzdr.de/FWS/FWSF/mtws\\_02/MTWS5\\_01\\_Tomiyama.pdf](http://www.hzdr.de/FWS/FWSF/mtws_02/MTWS5_01_Tomiyama.pdf)0Ahttp://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/jfst/2.184?from=CrossRef%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.net.2014.11.001.
- [15] M. Massoudi, J. Kim, and J. F. Antaki, "Modeling and numerical simulation of blood flow using the theory of interacting continua," *Int. J. Non. Linear. Mech.*, vol. 47, no. 5, pp. 506–520, 2012, doi: 10.1016/j.jnonlinmec.2011.09.025.



شکل ۱۱ تغییرات تنش برشی دیواره در طول کانال ناشی از پلاکت‌ها در ویسکوزیته‌های مختلف

#### ۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق مویبرگ به صورت یک مدل دوبعدی و سه فازی شامل فاز پیوسته پلاسما و فازهای پراکنده دانه‌های جامد پلاکت‌ها و گلبول‌های قرمز مدل شدند. حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها و تاثیر ویسکوزیته پلاسما بر این پدیده بررسی شدند. پلاسما خون سیال نیوتنی فرض شد، جریان آرام و شرط عدم لغزش روی دیواره و سرعت یکسان ورودی برای هر سه فاز در نظر گرفته شد. غلظت پلاکت‌ها در ورودی بسیار پایین و برابر ۰/۳ درصد ولی غلظت گلبول‌های قرمز ۴۵ درصد و شکل هر دوی ذرات با تقریب قطر معادل دایروی در نظر گرفته شد. مدل چند فازی اویلر در نرم افزار فلوئنت برای حل انتخاب شد. افت فشار ۲۰۵۰ پاسکال به دست آمد. با توجه به کانتورهای کسر حجمی ذرات معلق پلاکت و گلبول‌های قرمز و نیز نمودارهای منحنی تغییرات کسر حجمی ذرات، هرچه به انتهای کانال نزدیک می‌شویم غلظت پلاکت‌ها در دیواره به حداکثر رسیده و غلظت گلبول قرمز در دیواره به حداقل می‌رسد که نشان دهنده پدیده حاشیه‌گزینی پلاکت‌هاست. همچنین افزایش ویسکوزیته خون سبب ایجاد اختلال در حاشیه‌گزینی پلاکت‌ها می‌شود به نحوی که با افزایش ویسکوزیته غلظت پلاکت‌ها در نزدیکی دیواره کمتر شده و به تبع آن تنش برشی دیواره ناشی از پلاکت‌ها کمتر می‌شود.

#### ۵- مراجع

- [1] M. H. Flamm and S. L. Diamond, "Multiscale systems biology and physics of thrombosis under flow," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 11, pp. 2355–2364, 2012.
- [2] B. L. Walton *et al.*, "Elevated hematocrit enhances platelet accumulation following vascular injury," *Blood, J. Am. Soc. Hematol.*, vol. 129, no. 18, pp. 2537–2546, 2017.
- [3] P. A. Aarts, S. A. Van Den Broek, G. W. Prins, G. D. Kuiken, J. J. Sixma, and R. M. Heethaar, "Blood platelets are concentrated near the wall and red blood cells, in the center in flowing blood.," *Arterioscler. An Off. J. Am. Hear. Assoc. Inc.*, vol. 8, no. 6, pp. 819–824, 1988.
- [4] H. L. Goldsmith, D. N. Bell, S. Braovac, A. Steinberg,