مجله مهندسی مکانیک مدرس، تیر 1395، دوره 16، شماره 4، ص‌ص 129-134

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

پارامترهای مؤثر بر تغییرات تنش برشی داخل میکرورگ‌ها

مینا علاف زاده[1]، ابراهیم شیرانی[2*]، عفت یاحقی[3]، ناصر فتورایی[4]

1-دانشجوی دکترا، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان
2- استاد، مهندسی مکانیک، موسسه آموزش عالی صنعتی فولاد، فولادشهر، اصفهان
3- استادیار، فیزیک، دانشگاه بین المللی امام خمینی، قزوین
4- دانشیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
* اصفهان، صندوق پستی 84916 63763، eshirani@ictp.it

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 21 دی 1394
پذیرش: 14 بهمن 1394
ارائه در سایت: 24 فروردین 1395

کلید واژگان:
تنش برشی
روش شبکه بولتزمن-مرز غوطه‌ور
مدول الاستیسیته
مقاومت خمشی

چکیده

تغییرات تنش برشی در میکرورگ‌ها، با توجه به آسیب رساندن به لایه اندوتلیال، تغییر در نفوذ و رسوب جرم در داخل میکرورگ‌ها می‌تواند به عنوان عامل تشکیل پلاک‌های چربی و فاکتور مهم در ایجاد بیماری‌های قلبی محسوب شود. با توجه به اهمیت موضوع، هدف از این مقاله، بررسی پارامترهای مؤثر بر تنش برشی وارد بر دیواره میکرورگ می‌باشد. در مقاله حاضر، از روش ترکیبی روش شبکه بولتزمن-مرز غوطه‌ور، جهت شبیه‌سازی حرکت گلبول قرمز در داخل جریان پلاسما استفاده شده است. لازم به ذکر است که گلبول قرمز تأثیر بسزایی بر تغییرات تنش برشی دارد و در این راستا نتایج حاصل، حاکی از تأثیر شگرف رفتار رئولوژیک خون بر تغییرات تنش برشی است. همچنین نتایج به دست آمده نشان دهنده تأثیر درصد گرفتگی و محل قرارگیری گلبول قرمز در نواحی مختلف گرفتگی بر تنش برشی و در نتیجه احتمال بروز بیماری‌های قلبی، عروقی می‌باشد. لازم به ذکر است که نتایج حاصل با نتایج عددی موجود برای میکرورگ‌ها، ارزیابی شده و نتایج، حاکی از توانایی روش شبکه بولتزمن در شبیه‌سازی مسائل پیچیده به خصوص مدل‌سازی جسم جامد انعطاف‌پذیر معلق در سیال است.

Effective parameters on variation of wall shear stress in microvessels

Mina Alafzadeh[1], Ebrahim Shirani[2*], Effat Yahaghi[3], Nasser Fatouraee[4]

1-Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of technology, Isfahan, Iran
2- Foolad Institute of Technology, Fooladshahr, Isfahan, Iran
3- Department of Physics, Imam Khomeini International University, Ghazvin, Iran
4- Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
* P.O.B. 84916 63763 Isfahan, Iran, eshirani@ictp.it

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 11 January 2016
Accepted 03 February 2016
Available Online 12 April 2016

Keywords:
Shear stress
Lattice Boltzmann method- immersed boundary
Elastic module
Bending resistance

ABSTRACT

Variation of wall shear stress (WSS) in the microvessels may damage the endothelial layers. It also changes the mass diffusion and sediment and may be considered an important factor in the formation of the fatty plaques and causing heart disease. According to the importance of the issue, the aim of this paper is to study the effective parameters on the wall shear stress in microvessels. In this paper, the hybrid method, combined lattice Boltzmann and immersed boundary methods are used to simulate the red blood cell (RBC) motion in the plasma flow. It should be mentioned that red blood cell has significant effect on WSS; in this regard the present results show that the blood rheological behavior has an important effect on WSS. The results also demonstrate the effect of stenosis severity and RBC location in different regions on wall shear stress and consequently cause heart, coronary disease. It should be noted that the presented results have been evaluated by previous numerical results for microvessels and the results show the ability of lattice Boltzmann method to simulate complex problems, especially for modeling the deformable solid objects suspended in the fluid.

1- مقدمه

گردش خون داخل رگ‌های بدن، به عنوان یک سیال چند فازی و غیر نیوتنی مورد بررسی قرار می‌گیرد. خون عبارت است از ذرات الاستیک معلق شامل: گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها که داخل سیالی به نام پلاسما غوطه‌ور هستند. با توجه به اینکه 40-45% از حجم خون را گلبول‌های قرمز تشکیل می‌دهند، تغییر شکل و حرکت گلبول‌های قرمز، تأثیر اساسی بر رفتار رئولوژیکی خون دارند [1]. یکی از تأثیرهای گلبول‌های قرمز، تغییر تنش برشی بر روی دیواره رگ و میکرورگ در اثر حضور گلبول قرمز است. مسأله مهم این است که تغییر شکل و تعداد گلبول‌های قرمز، یک عامل کمک کننده به تغییر تنش برشی است. تغییر تنش برشی منجر به تغییر ویسکوزیته خون می‌شود و در نهایت باعث آسیب رساندن به لایه اندوتلیال شده و می‌تواند عاملی در تشکیل پلاک‌های چربی و افزایش احتمال ابتلا به بیماری‌های قلبی، عروقی گردد [2]. در واقع لایه داخلی دیواره رگ‌های خونی یک لایه سلول اندوتلیال وجود دارد. این سلول‌ها نمی‌توانند حرکت کنند ولی قابلیت تغییر شکل را دارند. در اثر اعمال تنش برشی ناشی از جریان بر روی دیواره رگ، این سلول‌ها یک لایه پیوسته را ایجاد کرده که امکان تبادل مواد بین بافت و خون در این ناحیه اتفاق می‌افتد [3]. به صورت کلی، هنگامی که

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:
M. Alafzadeh, E. Shirani, E. Yahaghi, N. Fatouraee, Effective parameters on variation of wall shear stress in microvessels, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 4, pp. 129-134, 2016 (in Persian)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-09-23]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.4.37.6]

لایه اندوتلیال در معرض مقدار معینی از تنش برشی قرار می‌گیرد، تغییراتی در ساختار و عملکرد آن مثل افزایش نفوذپذیری به وجود می‌آید [4]. بنابراین تنش برشی فاکتور مهم در تعیین شکل و جهت سلول‌های اندوتلیال محسوب می‌شود. باید توجه داشت که انتقال جرم در دیواره رگ به شدت تحت تأثیر برش مکانیکی جریان در آن مرز است. بنابراین هر فاکتوری که بتواند تنش برشی را تغییر دهد، باعث تغییر در انتقال جرم، نفوذ مواد و پروفیل غلظت در دیواره نیز می‌گردد [4].

تاکنون افراد زیادی به بررسی تغییرات تنش برشی وارد بر دیواره رگ پرداخته اند. به عنوان نمونه، کاتسیاریس و همکاران [5] برای اولین بار به تعیین تنش برشی وارد بر دیواره میکرورگ توسط اندازه گیری سرعت گلبول‌های قرمز در 17 نفر داوطلب پرداختند. آنها دریافتند که تغییرات پروفیل سرعت رابطه مستقیم با تغییر قطر میکرورگ دارد. ین و زانگ [6] با استفاده از روش شبکه بولتزمن، رفتار گلبول‌های قرمز خون داخل یک میکرورگ صاف را مورد بررسی قرار دادند. آنها تأثیر حرکت گلبول‌های قرمز بر تنش برشی دیواره را شبیه‌سازی نمودند. فروند و ورمت [7] با در نظر گرفتن جریان خون داخل یک میکرورگ 3 بعدی، به بررسی تأثیر حضور گلبول قرمز، قطر میکرورگ و نرخ جریان بر تغییرات تنش برشی ناشی از حرکت سیال بر روی دیواره پرداختند. اولید و زانگ [8] توسط روش شبکه بولتزمن، حرکت گلبول‌های قرمز داخل یک میکرورگ دو بعدی را مورد بررسی قرار دادند. آنها با استفاده از سرعت جریان محلی، تأثیر گلبول‌های قرمز بر تنش برشی دیواره را شبیه‌سازی نمودند. ایکسونگ و زانگ [9] جریان گلبول قرمز را داخل میکرورگ مورد بررسی قرار داده و تغییرات تنش برشی ناشی از این حرکت را به تصویر کشیدند. آنها تأثیر اندازه کانال، جریان سیال و تغییر شکل گلبول قرمز بر تنش برشی وارد بر دیوار را مورد بررسی قرار دادند.

هر چند مطالعات فراوانی در راستای بررسی پارامترهای مؤثر بر تنش برشی دیواره میکرورگ‌ها صورت گرفته است، با این وجود در تمامی این مطالعات تأثیر ایجاد گرفتگی در طول میکرورگ بر روند تغییرات تنش برشی، همچنین تأثیر نیروهای بر همکنش بین سلول‌های قرمز خون و ضرایب الاستیک و خمشی گلبول قرمز در نظر گرفته نشده است.

لازم به ذکر است که روش شبکه بولتزمن به عنوان یک روش عددی کارآمد در شبیه‌سازی رفتار اجسام غوطه‌ور در سیال محسوب می‌شود. با توجه به سهولت اعمال شرایط مرزی در سطح مشترک جامد-سیال و دقت مناسب، در این پژوهش، از ترکیب روش شبکه بولتزمن با روش مرز غوطه‌ور جهت شبیه‌سازی حرکت گلبول‌های قرمز داخل مویرگ (به عنوان میکرورگ) استفاده شده است.

بنابراین دستاورد اصلی این مقاله، بررسی تأثیر پارامترهای مؤثر بر نحوه تغییر شکل گلبول‌های قرمز، نیروهای برهم‌کنش بین سلولی و گرفتگی مویرگ بر تنش برشی دیواره مویرگ است. ابتدا در بخش نتایج، با بررسی تأثیر حرکت یک گلبول قرمز بر سرعت جریان و روند تغییرات تنش برشی بر روی دیواره مویرگ، به اثبات عملکرد مناسب روش شبکه بولتزمن پرداخته و سپس از آن برای بررسی تأثیر پارامترهای مختلف بر تغییرات تنش برشی استفاده شده است. بعد از بیان اهمیت بررسی تغییرات تنش برشی در میکرورگ‌ها، در بخش دوم به معرفی مدل پیشنهادی و پارامترهای فیزیکی مورد استفاده در راستای شبیه‌سازی میکرورگ خواهیم پرداخت. در بخش سوم، روش ترکیبی شبکه بولتزمن-مرز غوطه‌ور به عنوان گزینه مناسب در شبیه‌سازی مسائل مرز مشترک جامد-سیال، به همراه شرایط مرزی معرفی خواهیم کرد. در آخر به تفسیر و تحلیل نتایج حاصل از شبیه‌سازی پرداخته و نتیجه کلی به دست آمده بیان خواهد شد.

2- توصیف مسأله

جریان خون داخل میکرورگ، دو بعدی، تراکم ناپذیر، نیوتنی و آرام با Re=1.5 در نظر گرفته شده است. باید توجه داشت که سرعت خون داخل میکرورگ به دلیل ایجاد بستری مناسب جهت تبادل مواد غذایی و زائد بین خون و بافت اطراف میکرورگ، بسیار کم است. در ورودی میکرورگ از پروفیل سهموی سرعت و در خروجی، از شرط فشار ثابت استفاده شده است. با توجه به اینکه خون به صورت مداوم از داخل میکرورگ‌ها جریان ندارد بلکه جریان به صورت منقطع می‌باشد، بنابراین نمی‌توان سرعت ورودی میکرورگ را به صورت پالسی در نظر گرفت.

شرط مرزی مورد استفاده بر روی دیواره میکرورگ، شرط مرزی عدم لغزش است. پارامترهای فیزیکی مورد استفاده در این مقاله در جدول 1 نشان داده شده است.

لازم به ذکر است، بررسی جریان خون داخل میکرورگ‌ها از جمله مویرگ‌ها، نیاز به مدل متفاوتی نسبت به جریان خون داخل رگ‌های بزرگ و متوسط دارد. جریان خون داخل میکرورگ‌ها باید به صورت چند فازی و غیر همگن شبیه‌سازی شود. در واقع به دلیل سایز میکرونی میکرورگ‌ها، سایز آنها به سایز گلبول‌های قرمز خون نزدیک شده و سلول‌های خونی باید به عنوان فاز جداگانه محسوب شوند. در این مقاله، خون به صورت حرکت گلبول‌های قرمز معلق در سیال پلاسما در نظر گرفته شده است. گلبول قرمز به صورت یک دیسک مقعر الطرفین دو بعدی در نظر گرفته شده است که به صورت رابطه (1) تعریف می‌شود [10]:

$$\bar{y} = 0.5(1-\bar{x}^2)^{0.5}(c_0 + c_1\bar{x}^2 + c_2\bar{x}^4) \quad -1 < \bar{x}^2 < 1 \qquad (1)$$

که $c_0 = 0.207, c_1 = 2.002, c_2 = 1.122$ و پارامترهای بدون بعد $\bar{x}, \bar{y}$ به ترتیب عبارتند از $x/3.91, y/3.91$.

باید توجه داشت که غشاء گلبول قرمز یک ماده تغییر شکل پذیر است که علاوه بر نیروی الاستیک که توسط نیروی نئوهوکن تعریف می‌شود، دارای مقاومت خمشی نیز می‌باشد که رابطه مستقیم با تغییرات انحنای غشاء گلبول قرمز نسبت به حالت اولیه دارد [11]. جهت نمایش نیروهای حاصل از برهم‌کنش سلولی، نیروی پتانسیل مورس به صورت رابطه (2) استفاده می‌شود [11]:

$$f(r) = -\frac{\partial \varphi}{\partial r} = 2D_e\beta[e^{2\beta(r_0-r)} - e^{\beta(r_0-r)}]$$
$$\varphi(r) = D_e[e^{2\beta(r_0-r)} - 2e^{\beta(r_0-r)}] \qquad (2)$$

جدول 1 پارامترهای فیزیکی جریان خون داخل میکرورگ [9]

Table 1 Physical parameters for blood flow in microvessels

پارامترهای فیزیکی	مقادیر
$\rho\ (\frac{kg}{m^3})$	1000
$\nu\ (\frac{m^2}{s})$	1.17×10^{-6}
قطر مویرگ (μm)	10
قطر گلبول قرمز (μm)	8
ضریب الاستیسیته $(\frac{N}{m})$	6×10^{-6}
ضریب مقاومت خمشی (Nm)	2×10^{-19}

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-09-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.4.37.6]

در این رابطه، φ انرژی اندرکنش، f نیروی اندرکنش، r فاصله بین دو گره لاگرانژی روی سطح غشاء سلول‌های قرمز مجاور، r_0 فاصله جدایش نیروی صفر، D_e قدرت اندرکنش بین سلولی و β فاکتور سنجش است که برای تعیین فاصله برش به کار می‌رود.

پارامترهای بدون بعد مؤثر در شبیه‌سازی حرکت گلبول قرمز داخل جریان جهت شناسایی تأثیر نیروهای مهم بر حرکت سلول، به صورت رابطه (3) تعریف می‌شوند [11]:

$$E_{\mathrm{B}} = \frac{E_{\mathrm{b}}}{E_{\mathrm{s}} a^2}$$
$$G = \frac{\mu U_{\mathrm{m}}}{E_{\mathrm{s}}} \quad (3)$$

که U_{m} سرعت متوسط جریان، E_{b} ضریب مقاومت خمشی، E_{s} ضریب الاستیک غشاء و a شعاع گلبول قرمز است. اولین پارامتر بدون بعد، نشان دهنده نسبت بین نیروی الاستیک و نیروی مقاومت خمشی است و پارامتر بعدی نشان دهنده نسبت نیروی ویسکوزیته و نیروی الاستیک است.

همان‌طور که در قسمت مقدمه بیان شد، حرکت گلبول قرمز یک عامل کمک کننده به تغییر تنش برشی بر روی دیواره میکرورگ محسوب می‌شود. تنش برشی در راستای طول کانال توسط رابطه (4) تعریف می‌شود [9]:

$$\tau_{\mathrm{w}}^{*} = \frac{\tau_{\mathrm{w}}}{P_x \frac{H}{2}} \quad (4)$$

در این رابطه، τ_w تنش برشی دیوار، H ارتفاع کانال و P_x گرادیان فشار در راستای کانال است.

3- روش حل

با توجه به توانایی روش شبکه بولتزمن در مدل‌سازی سطح مشترک جامد-سیال، در این مقاله از ترکیب روش شبکه بولتزمن- مرز غوطه‌ور جهت شبیه‌سازی حرکت گلبول قرمز داخل پلاسما استفاده شده است.

3-1- روش شبکه بولتزمن

روش شبکه بولتزمن یکی از کارآمدترین روش‌های مزوسکوپیک در شبیه‌سازی جریان سیال می‌باشد. در این روش ذرات فرضی سیال، روی نقاط شبکه در نظر گرفته می‌شوند که مراحل انتشار و برخورد روی آنها واقع می‌شود. از آنجا که در روش مرز غوطه‌ور، یک جمله نیرویی به معادلات ناویر استوکس برای در نظر گرفتن اثرات مرز اضافه می‌شود [12]، شکل نهایی معادلات شبکه بولتزمن با در نظر گرفتن نیروهای غشائی (کششی و خمشی) عبارت است از [13]:

$$f_i(\vec{x} + \hat{e}_i \Delta t, t + \Delta t) - f_i(\vec{x}, t) = -\frac{f_i(\vec{x}, t) - f_i^{\mathrm{eq}}(\vec{x}, t)}{\tau} + \Delta t F_i \quad (5)$$

که $f_i(\vec{x}, t)$ تابع توزیع ذرات با سرعت $\hat{e}_i$ است که در موقعیت $\vec{x}$ در زمان t قرار دارند. $g_i^{\mathrm{eq}}(\vec{x}, t)$ تابع توزیع تعادلی، τ زمان آرامش، Δt گام زمانی و F_i جمع نیروهای خارجی مربوط به گلبول قرمز معلق در معادله بولتزمن است. لازم به ذکر است که برای حالت دو بعدی D_2Q_9 سرعت ذرات به صورت زیر تعریف می‌شود [13]:

$$e_0 = (0,0)$$
$$e_{\mathrm{i}} = c\left(\cos\frac{(i-1)\pi}{2}, \sin\frac{(i-1)\pi}{2}\right) \quad i = 1,2,3,4$$
$$e_{\mathrm{i}} = c\sqrt{2}\left(\cos\left(\frac{(i-5)\pi}{2} + \frac{\pi}{4}\right), \sin\left(\frac{(i-5)\pi}{2} + \frac{\pi}{4}\right)\right) \quad i = 5,6,7,8 \quad (6)$$

در این رابطه، $c = \Delta x/\Delta t$ می‌باشد. متغیرهای ماکروسکوپی جریان به صورت رابطه (7) تعریف می‌شوند [13]:

$$\rho = \sum_{\alpha} f_{\alpha}$$
$$\vec{u} = \frac{1}{\rho}\sum_{\alpha} e_{\alpha} f_{\alpha} + \frac{1}{2\rho}\Delta t \vec{F} \quad (7)$$

لازم به ذکر است که ویسکوزیته به صورت رابطه (8) تعریف می‌شود [13]:

$$\boldsymbol{\nu = (\tau - 0.5) c_s^2 \Delta t} \quad (8)$$

که c_{s} سرعت صوت در واحد شبکه است.

3-2- روش مرز غوطه‌ور

در روش مرز غوطه‌ور، کوچکترین تغییر شکل در مرزهای جسم باعث به وجود آمدن نیرویی می‌شود که مرز را به حالت اولیه باز می‌گرداند. این مطلب پایه اصلی روش مرز غوطه‌ور می‌باشد. در روش ترکیبی، از مش بندی اویلری برای سیال و از مش بندی لاگرانژی برای مرزهای فیزیکی متحرک استفاده می‌شود. در واقع در شبیه‌سازی گلبول قرمز، مراحل اصلی عبارتند از [12]:

1- محاسبه نیروهای لاگرانژی وارد بر گلبول قرمز
2- انتقال نیروی محاسبه شده از مرز جامد به سیال (نقاط اویلری)
3- حل معادله بولتزمن و تعیین سرعت در نقاط مختلف شبکه
4- انتقال سرعت از سیال به مرز جامد (نقاط لاگرانژی) و به روزرسانی مکان نقاط مرز جامد.

3-3- شرایط مرزی

در این مقاله، برای نمایش سرعت و فشار ثابت در ورودی و خروجی میکرورگ از روش زو-هی [14] و برای اعمال شرط عدم لغزش بر روی دیواره میکرورگ از روش بازگشت به عقب کامل [14] استفاده شده است. لازم به ذکر است که جریان در تماس با جسم جامد باعث اعمال نیروی فشاری و تنش برشی به سطح می‌شود. تنش برشی برای جریان تراکم ناپذیر با استفاده از قسمت غیر تعادلی تابع توزیع به صورت رابطه (9) تعریف می‌شود [15]:

$$\tau_{ij} = \left(1 - \frac{1}{2\tau}\right)\sum_{\alpha} f_{\alpha}^{(\mathrm{neq})}(x,t)\left(e_{\alpha,i}e_{\alpha,j} - \frac{1}{D}e_{\alpha}e_{\alpha}\delta_{ij}\right) \quad (9)$$

4- نتایج و بحث

برای ارزیابی نتایج حاصل از شبیه‌سازی، ابتدا تأثیر حرکت گلبول قرمز بر تغییرات سرعت جریان داخل میکرورگ و در نتیجه تنش برشی وارد بر دیواره مورد بررسی قرار می‌گیرد. در این حالت میکرورگ به صورت یک کانال دو بعدی با ابعاد 60μm × 10 و Re = 1.5 در نظر گرفته شده است. پروفیل سرعت در زمان 350000 (در واحد شبکه) در حضور گلبول قرمز در شکل 1 رسم شده است. همان‌طور که در شکل 1 مشاهده می‌شود با نزدیک شدن به محل گلبول قرمز، سرعت جریان از شکل سهموی خود خارج شده و به حالت صاف نزدیک می‌شود. در واقع گلبول قرمز، در مقابل حرکت جریان مقاومت می‌کند و این مقاومت در کاهش سرعت جریان نمود می‌یابد. این پروفیل سرعت با توجه به نتایج ارائه شده توسط وحیدخواه و فتورایی [11] قابل اثبات است. از طرف دیگر، با توجه به تأثیر گلبول قرمز بر پروفیل سرعت جریان، انتظار می‌رود که این تأثیر در تغییرات تنش برشی بر روی دیواره میکرورگ نیز مشاهده شود. به همین منظور شکل 2 جهت نمایش تأثیر حرکت گلبول قرمز بر تنش برشی بدون بعد (رابطه (4)) ارائه شده است.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-09-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.4.37.6]

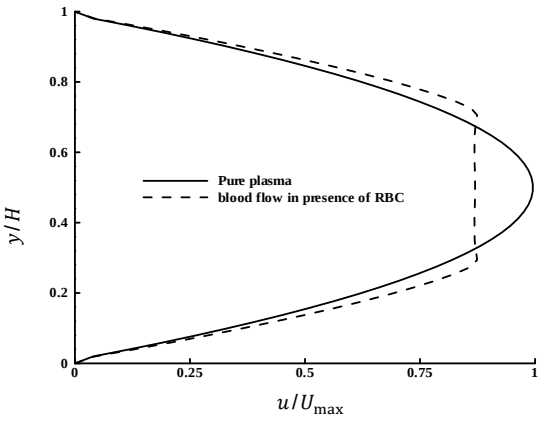


Fig. 1 The profile of blood flow in microvessels ($E_B = 0.00013, G = 0.18$)

شکل 1 پروفیل سرعت جریان خون در میکرورگ ($E_B = 0.00013, G = 0.18$)

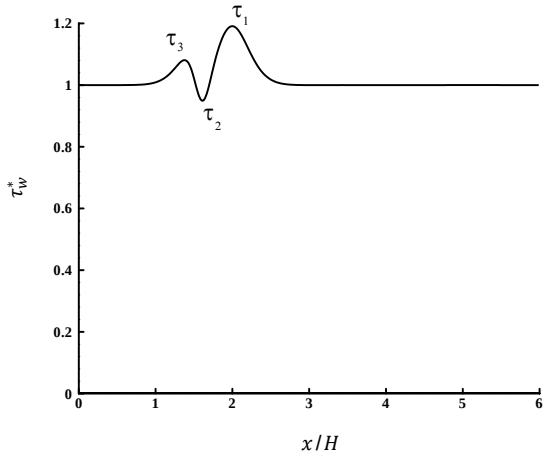


Fig. 2 Normalized wall shear stress on the microvessels wall ($E_B = 0.00013, G = 0.18$)

شکل 2 تنش برشی بدون بعد وارد بر دیواره میکرورگ ($E_B = 0.00013, G = 0.18$)

با توجه به شکل 2 در نواحی از جریان که از گلبول قرمز دور است، تنش برشی بدون بعد به یک نزدیک است، در حالی که در محل حضور گلبول قرمز، تغییرات زیادی در تنش برشی مشاهده می‌شود. ابتدا در جلوی گلبول قرمز، به دلیل زیاد شدن گرادیان سرعت در ناحیه بین گلبول قرمز و دیواره، تنش برشی افزایش می‌یابد (τ_1). به هنگام عبور از گلبول قرمز، تنش برش کاهش می‌یابد تا زمانی که به مقدار مینیمم خود در پشت گلبول قر می‌رسد (τ_2)، در اصل در پشت گلبول قرمز، ناحیه ویک وجود دارد (مانند هر جسم متحرک داخل سیال) که باعث کاهش گرادیان سرعت در آن ناحیه می‌شود. بعد از این ناحیه جهت رسیدن تنش برشی به مقدار اصلی خود بر روی دیواره میکرورگ، افزایش تنش برشی مشاهده می‌شود (τ_3)، که نسبت به مقدار ماکزیمم اولیه کم است. باید توجه داشت که این تغییرات تنش برشی ناشی از حرکت گلبول قرمز با نتایج به دست آمده توسط ایکسونگ و زانگ [9] بسیار همخوانی دارد و در بررسی جریان داخل میکرورگ‌ها بسیار مهم است. در ادامه با تغییر پارامترهای مؤثر بر حرکت گلبول قرمز، تأثیر این پارامترها بر تنش برشی بررسی می‌شود. ابتدا، تأثیر ضرایب الاستیک و خمشی در یک گلبول قرمز بر روند تغییرات تنش برشی در شکل 3 نمایش داده شده است. لازم به ذکر است که G, E_B رابطه مستقیم با انعطاف‌پذیری گلبول قرمز دارند. در واقع افزایش G, E_B نشانه افزایش انعطاف‌پذیری و کاهش صلبیت گلبول قرمز است. با کاهش صلبیت گلبول قرمز، مقاومت آن در مقابل جریان کاهش می‌یابد، بنابراین سرعت در مرکز میکرورگ و در محل حضور گلبول قرمز نسبت به حالتی که G, E_B کمتر است، افزایش می‌یابد. باید توجه داشت که در صورت افزایش انعطاف‌پذیری گلبول قرمز (افزایش G, E_B) ناحیه ویک در پشت گلبول قرمز کاهش می‌یابد و همچنین گرادیان سرعت در فضای بین گلبول قرمز و دیواره میکرورگ افزایش می‌یابد. بنابراین مقدار ماکزیمم و مینیمم تنش برشی در گلبول قرمز انعطاف‌پذیر بیشتر است.

در ادامه جهت بررسی تأثیر هماتوکریت، تعداد گلبول قرمز در داخل میکرورگ تغییر خواهد کرد. هماتوکریت عبارت است از درصد حجمی گلبول قرمز در داخل خون، بنابراین با افزایش تعداد گلبول قرمز، این پارامتر نیز افزایش می‌یابد. در شکل 4 تأثیر تعداد گلبول قرمز بر تنش برشی وارد بر دیواره میکرورگ مشاهده می‌شود.

با افزایش تعداد گلبول قرمز و کاهش فاصله بین سلول‌ها، نیروی برهم‌کنش بین سلولی (نیروی مورس) فعال شده و باعث ترکیب تنش برشی دو سلول می‌گردد. با توجه به شکل 4 با نزدیک شدن سلول‌ها به یکدیگر، مقدار ماکزیمم تنش برشی (τ_3) در گلبول قرمز اول با مقدار ماکزیمم تنش برشی (τ_1) در گلبول دوم ترکیب می‌شود و به این صورت، تنش‌های برشی با یکدیگر ادغام می‌شوند. با توجه به روند تأثیر تعداد گلبول قرمز، با افزایش هماتوکریت مقدار تنش برشی به صورت آرام کاهش می‌یابد. در واقع، افزایش هماتوکریت به معنی افزایش مقاومت در مقابل جریان است و این امر باعث کاهش پروفیل سرعت در مرکز میکرورگ، کم شدن گرادیان سرعت و در نتیجه کاهش تنش برشی بر روی دیواره میکرورگ می‌شود. با توجه به مطالب بیان شده، افزایش هماتوکریت که وابسته به بیماری‌های عروقی، ریوی، کمبود اکسیژن و غیره است، می‌تواند باعث کاهش تنش برشی در میکرورگ‌ها شود. کاهش تنش برشی، عامل مؤثر در کاهش نرخ انتقال جرم در میکرورگ‌ها محسوب می‌شود [16]. بنابراین هرگونه تغییر در درصد حجمی گلبول‌های قرمز خون عامل نگران کننده در جذب و نفوذ مواد ضروری و غیر ضروری در نقاط حساس بدن (از جمله مغز) می‌باشد.

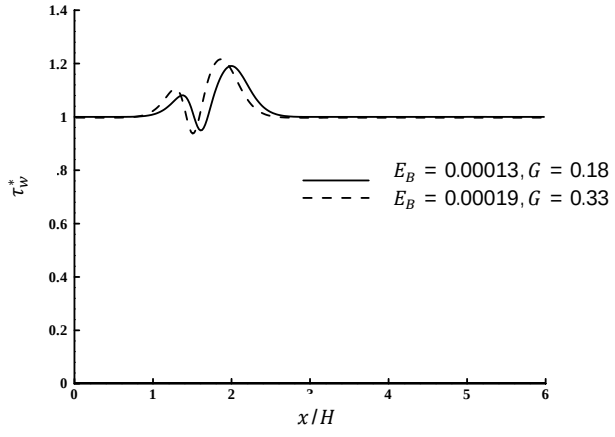
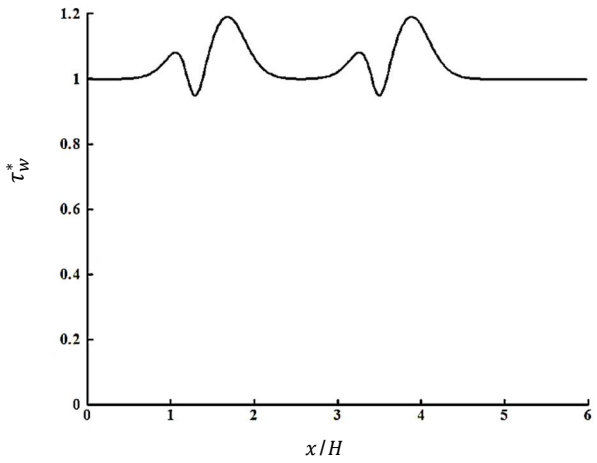


Fig. 3 The effect of flexibility of RBC on wall shear stress

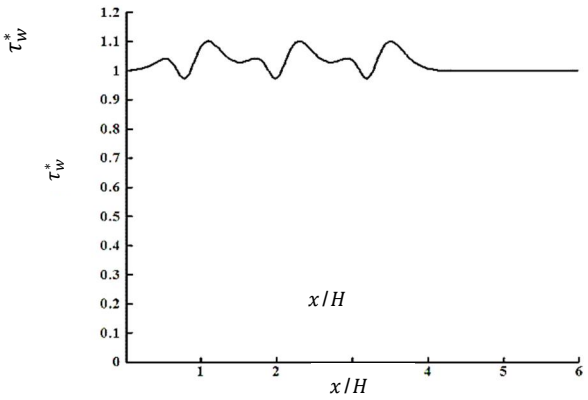
شکل 3 تأثیر انعطاف‌پذیری گلبول قرمز بر تنش برشی وارد بر دیواره میکرورگ

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-09-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.4.37.6]



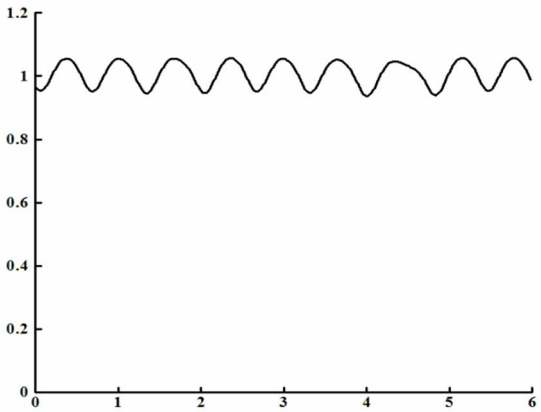
a- shear stress on microvessels wall for presence of 2 RBCs

الف- تنش برشی روی دیواره میکرورگ در حضور 2 گلبول قرمز



b- Shear stress on microvessels wall for presence of 3 RBCs

ب- تنش برشی روی دیواره میکرورگ در حضور 3 گلبول قرمز



c- Shear stress on microvessels wall for presence of 9 RBCs

ج- تنش برشی روی دیواره میکرورگ در حضور 9 گلبول قرمز

Fig. 4 Comparison of the Shear stress on microvessels wall as the function of hematocrit

شکل 4 مقایسه تنش برشی وارد بر دیواره میکرورگ به صورت تابعی از هماتوکریت

بعد از تحلیل تأثیر پارامترهای مؤثر بر تغییرات تنش برشی ناشی از حرکت گلبول قرمز بر دیواره میکرورگ صاف، در این قسمت، تأثیر حرکت گلبول قرمز در هنگام عبور از گرفتگی بر تغییرات تنش برشی بررسی می‌شود. در این راستا، حرکت گلبول قرمز در یک میکرورگ با گرفتگی متقارن در شکل 5 در نظر گرفته می‌شود.

لازم به ذکر است که گرفتگی در فاصله $x = 0.37L$ قرار گرفته است و درصد گرفتگی 50% و 30% = $2R/H \times 100$ تعریف می‌گردد. ابتدا تغییرات تنش برشی ناشی از گرفتگی با درصد گرفتگی 50%، 30% بدون حضور گلبول قرمز در شکل 6 نمایش داده شده است. با توجه به شکل 6 تنش برشی ابتدا در محل گرفتگی افزایش می‌یابد که این مسأله به دلیل افزایش مقدار سرعت در گرفتگی رخ می‌دهد و بعد از عبور از گرفتگی به دلیل کاهش سرعت جریان در پشت گرفتگی، تنش برشی نیز کاهش می‌یابد. لازم به ذکر است که درصد گرفتگی تأثیر مستقیم بر تغییرات تنش برشی دارد. با افزایش درصد گرفتگی، مقدار ماکزیمم تنش برشی که ناشی از افزایش سرعت در این ناحیه است، نیز افزایش می‌یابد. باید توجه داشت که تغییرات تنش برشی، تقارن دارد که این مطلب با توجه به متقارن بودن خطوط جریان در اعداد رینولدز پایین در این ناحیه قابل توجیه است. افزایش تنش برشی باعث تغییر شکل میکرورگ و افزایش قطر می‌شود. باید توجه داشت که افزایش قطر و عبور حجم زیاد از خون نه تنها بر مکانیزم انتقال جرم بسیار مؤثر است بلکه می‌تواند باعث ایجاد شوک در بدن شود. در ادامه، تأثیر عبور گلبول قرمز از گرفتگی بر تغییرات تنش برشی در شکل 7 بررسی می‌شود. با توجه به شکل 7 محل قرارگیری گلبول قرمز، قبل، وسط و بعد از گرفتگی (که در شکل 5 نمایش داده شده است)، تأثیرات متفاوتی بر تنش برشی خواهد داشت.

همچنین باید در نظر داشت که گلبول قرمز باعث ایجاد دو پیک و یک مینیمم در روند تغییرات تنش برشی در یک میکرورگ صاف می‌شود، بنابراین در میکرورگ گرفته نیز این تأثیر مشاهده خواهد شد. در واقع

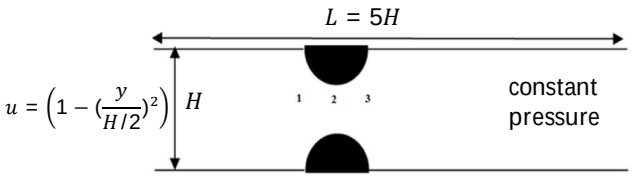


Fig. 5 Model of stenotic microvessels

شکل 5 مدل گرفتگی در میکرورگ

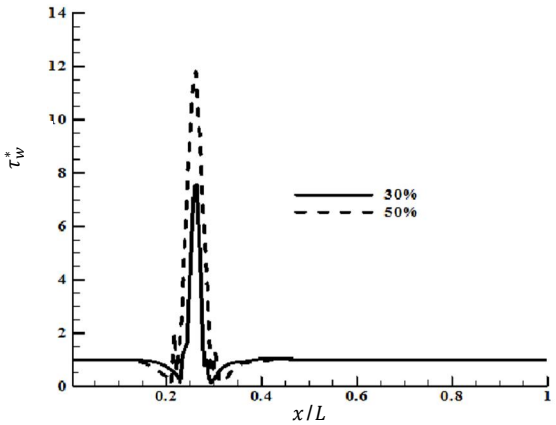


Fig. 6 WSS for stenosis severities of 30% and 50%

شکل 6 تنش برشی در درصد گرفتگی 30% و 50%

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-09-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.4.37.6]

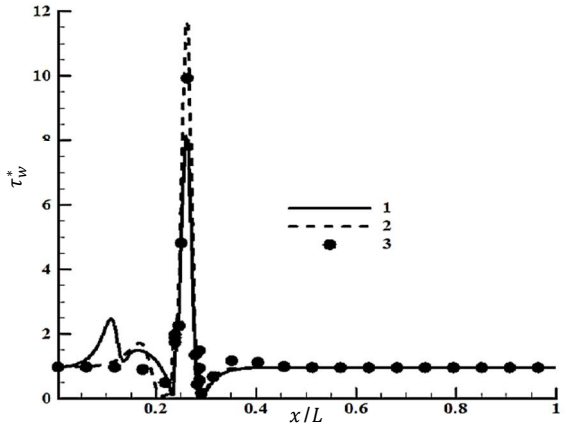


Fig. 7 WSS variation along the stenosis as the function of RBC location
شکل 7 تغییرات تنش برشی بر اساس محل گلبول قرمز در طول گرفتگی

تغییرات تنش برشی، ناشی از حرکت گلبول قرمز و حضور گرفتگی با یکدیگر ادغام می‌گردند و با توجه به محل قرار گیری گلبول قرمز باعث افزایش تنش برشی در آن محل می‌شوند.

5- نتیجه‌گیری

در این مقاله، برای نمایش تأثیر پارامترهای مختلف بر روند تغییرات تنش برشی از شبیه‌سازی حرکت گلبول قرمز در میکرورگ صاف و گرفته توسط روش ترکیبی روش شبکه بولتزمن-مرز غوطه‌ور استفاده شده است. تأثیر پارامترهای مختلف مانند مدول الاستیسیته و خمشی، هماتوکریت و درصد گرفتگی میکرورگ بر تنش برشی وارد بر دیواره میکرورگ نشان داده شده است. باید توجه داشت که امروزه، تغییرات تنش برشی به عنوان فاکتور مهم در افزایش احتمال ابتلا به بیماری‌های قلبی، عروقی محسوب می‌شود. بنابراین بررسی فاکتورهای مؤثر در تغییر این پارامتر می‌تواند در جهت پیشگیری و کنترل این بیماری‌ها مؤثر باشد.

همان‌طور که مشاهده شد، تنش برشی رابطه نزدیک با پارامترهای همودینامیکی مانند انعطاف‌پذیری گلبول قرمز، هماتوکریت دارد. بنابراین در صورت به وجود آمدن بیماری‌های خونی و تغییر هماتوکریت، ضرایب الاستیسیته و خمشی گلبول قرمز در خون، تنش برشی نیز تغییر یافته و می‌تواند باعث کاهش یا افزایش عبور جرم از دیواره گردد. در واقع تنظیم و کنترل رفتار رئولوژیکی خون از پارامترهای مؤثر در کنترل تغییرات تنش برشی محسوب می‌گردد. از طرف دیگر در صورت گرفتگی میکرورگ، مقدار تنش برشی به شدت افزایش یافته و این مقدار افزایش در درصد گرفتگی بالا تشدید می‌یابد. البته باید در نظر داشت که عبور گلبول قرمز از گرفتگی به عنوان یک جسم جامد انعطاف‌پذیر می‌تواند باعث افزایش تغییرات تنش برشی گردد که بسیار حائز اهمیت است. به طور کلی، در شرایط نرمال، تنش برشی روی دیواره میکرورگ مقدار مشخصی دارد که مانع از ایجاد ترومبوز، از بین رفتن سلول‌های اندوتلیوم، تصلب شریان و غیره می‌شود و در نتیجه نقش مهمی در پیدایش و پیشرفت بیماری‌های عروقی دارد. در صورت ایجاد کوچکترین تغییر در مقدار تنش برشی، مکانیزم تکثیر سلول جهت بازسازی عروق فعال شده و باید منتظر ایجاد هرگونه بیماری قلبی-عروقی در بدن بود. باید توجه داشت که با افزایش تنش برشی، قطر میکرورگ و ضخامت دیواره جهت کاهش تنش برشی افزایش می‌یابد که شرایط جدید برای بدن انسان مطلوب نمی‌باشد.

در آخر با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان نتیجه گرفت که روش ترکیبی روش شبکه بولتزمن- مرز غوطه‌ور به عنوان یک روش عددی کارآمد در شبیه‌سازی مسائل بیومکانیک محسوب می‌شود.

6- مراجع

[1] T. W. Secomb, Red blood cell mechanics and capillary blood rheology, *Cell Biophysics*, Vol. 18, No. 3, pp. 231-251, 1991.
[2] C. Ross Ethier, Computational modeling of mass transfer and links to Atherosclerosis, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 30, No. 4, pp. 461-471, 2002.
[3] D. Alizadehrad, Y. Imai, K. Nakaaki, T. Ishikawa, T. Yamaguchi, Quantification of red blood cell deformation at high-hematocrit blood flow in microvessels, *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 15, pp. 2684-2689, 2012.
[4] M. H. Friedman, L. W. Ehrlich, Effect of spatial variations in shear on diffusion at the wall of an arterial branch, *Circulation Research*, Vol. 37, No. 4, pp. 446-454, 1975.
[5] X. Yin, J. Zhang, Cell free layer and wall shear stress variation in microvessels, *Biorheology*, Vol. 49, No. 4, pp. 261-270, 2012.
[6] J. B. Freund, J. Vermot, The wall stress footprint of blood cells flowing in microvessels, *Biophysical Journal*, Vol. 106, No. 3, pp. 752-762, 2014.
[7] A. G. Koutsiaris, S. V. Tachmitzi, N. Batis, M. G. Kotoula, C. H. Karabatsas, E. Tsironi, D. Z. Chatzoulis, Volume flow and wall shear stress quantification in the human conjunctival capillaries and post-capillary venules in vivo, *Biorheology*, Vol. 44, No. 5, pp. 375-386, 2007.
[8] O. Oulaid, J. Zhang, Temporal and spatial variations of wall shear stress in the entrance region of microvessels, *Journal of Biomechanical engineering*, Vol. 137, No. 6, pp. 1-9, 2015.
[9] W. Xiong, J. Zhang, Shear stress variation induced by red blood cell motion in microvessel, *Annals of Biomedical engineering*, Vol. 38, No. 8, pp. 2649-2659, 2010.
[10] K.Boryczko, W.Dzwinel, D. A. Yuen, Dynamical clustering of red blood cells in capillary vessels, *Journal of Molecular Modeling*, Vol. 9, No. 1, pp. 16-23, 2003.
[11] K. Vahidkhah, N. Fatouraee, Numerical simulation od red blood cell behavior in a stenosed arteriole using the immersed boundary-Lattice Boltzmann method, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, Vol. 28, No. 2, pp. 239-256, 2011.
[12] C.S.Peskin, Numerical analysis of blood flow in the heart, *Journal of computational Physics*, Vol. 25, No. 3, pp. 102-112, 1997.
[13] Q.Liu, Y.L.He,Q. Li,W.Q.Tao, A multiple-relaxation-time lattice Boltzmann model for convection heat transfer in porous media, *International Journal of Heat and Mass transfer*,Vol. 73, No. 1, pp.761-775, 2014.
[14] X. He, Q. Zou, Analysis and boundary condition of the lattice Boltzmann BGK model with two velocity components, *Journal of Statistical Physics*, Vol. 87, No. 1, pp. 115-136, 1995.
[15] O. Fillippova, D. Hanel, Grid refinement for lattice BGK model, *Journal of computational Physics*, Vol. 147, No. 1, pp. 219-228, 1998.
[16] C. Leondes, *Biofluid methods in vascular and pulmonary systems*, Vol. 4, pp. 350-358, New York, CRC Press, 2001.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-09-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.4.37.6]