

شبیه سازی تغییر شکل سلول گلبول قرمز و دارورسانی با استفاده از روش شبکه بولتزمن

جواد علی نژاد*

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد ساری، ساری، ایران

جواد ابوالفضل اصفهانی

استاد، دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی مکانیک، مشهد، ایران

چکیده

در این مقاله، از ترکیب روش شبکه بولتزمن و مرز غوطه ور برای شبیه سازی رفتار و تغییر شکل سلول گلبول قرمز با شکل های اولیه متفاوت استفاده شده است. در ابتدا گلبول قرمز با هندسه بیضی در یک جریان برشی شبیه سازی شده و تغییر شکل بدست آمده با نتایج محققان دیگر مقایسه و تایید شده است. سپس هندسه های متفاوت گلبول قرمز در جریان برشی و همچنین طی حرکت و جابجایی شبیه سازی و تغییر شکل تدریجی آنها مشاهده و مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است. در ادامه جریان سیال داخل یک شریان خونی مدلسازی و به کمک آن پدیده هایی از قبیل انسداد شریان خون و دارورسانی مورد بررسی قرار گرفته اند. تحلیل نتایج نشان می دهد که آسیب دیدن دیواره شریان و یا تنشین شدن توده های چربی باعث گردایی شدن جریان خون و تشکیل لخته خون خواهند شد. همچنین کیفیت تزریق دارو در این شریان دو شاخه در چگونگی دارورسانی آن بسیار تاثیر گذار می باشد. در نهایت مقایسه نتایج بدست آمده با نتایج سایرین نشان می دهد که این شبیه سازی از دقت قابل قبولی برخوردار می باشد.

واژه های کلیدی: سلول گلبول قرمز، روش شبکه بولتزمن، مرز غوطه ور، انسداد شریان خون، دارورسانی.

Simulation of Red blood Cell Deformation and Drug Delivery Using LBM

J. Alinejad
J. A. Esfahani

Department of Mechanical Engineering, Sari Branch, Islamic Azad University, Sari, Iran

Department of Mechanical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

Abstract

In this article, the lattice Boltzmann method combines the immersed boundary technique to simulate the behavior and deformation of red blood cells with the primary different shape. Also, the blood flow inside an artery is simulated and some phenomena such as emboly and drug delivery have been analyzed. The results show that damage to the arterial wall will cause vortex flow and blood clotting. The quality of the drug injection in the arterial branch that is very impressive. Finally, comparing the results with other results show that the simulation accuracy is acceptable.

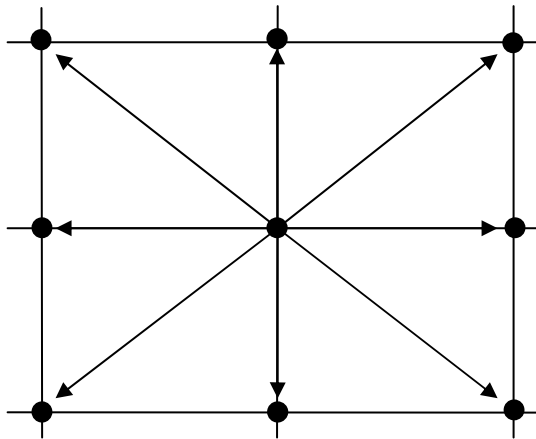
Keywords: Red blood cell, Lattice Boltzmann method, Immersed boundary method, Drug delivery.

۱- مقدمه

دکارتی حرکت کند و هیچ نیازی به انطباق بر شبکه اویلری ندارد. در مقاله حاضر تغییر شکل گلبول قرمز و همچنین چگونگی دارورسانی در یک شریان خونی با استفاده از ترکیب روش شبکه بولتزمن و مرز غوطه ور مورد مطالعه قرار می گیرد. روش شبکه بولتزمن (LBM) یک تکنیک عددی قوی بر اساس نظریه جنبشی برای شبیه سازی میدان سیال می باشد [۱-۵]. در مقایسه با روش های مرسوم دینامیک سیالات محاسباتی، مزایای استفاده از شبکه بولتزمن شامل روش محاسبه ساده، اجرای ساده و استفاده از تکنیک های ساده در تحلیل هندسه های پیچیده می باشد. معادلات بولتزمن، و در نتیجه یک گسسته سازی به شکل $f_i(x,t) = f(x,c,t)$ در می آید که توصیف احتمال وجود یک ذره در شبکه با موقعیت x در زمان t ، در حالیکه با سرعت c_i حرکت کند می باشد. با توجه به روش های عددی مرسوم و متداول که معمولاً برای مطالعه رفتار سیال استفاده می شود، ماهیت جنبشی شبکه بولتزمن شامل پیاده سازی آسان در شرایط مرزی پیچیده می باشد. علاوه بر این، در روش ماکروسکوپی دینامیک سیالات محاسباتی، میدان فشار به طور معمول با حل معادلات پواسون، که از معادله تراکم ناپذیر ناویر-استوکس بدست می آید محاسبه می شود که این روش به

هدف اصلی این مقاله شبیه سازی رفتار سلول گلبول قرمز و همچنین جریان های پیچیده در معابر عروقی مانند شریان کاروتید و تحلیل دارورسانی در این شریان می باشد. اخیراً از ترکیب روش شبکه بولتزمن با روش مرز غوطه ور برای شبیه سازی حرکت و تغییر شکل گلبول قرمز خون استفاده می شود. روش مرز غوطه ور یکی از روش هایی است که در چند دهه اخیر برای شبیه سازی دینامیک ارتجاعی و انعطاف پذیر غوطه ور در سیال با موفقیت مورد استفاده قرار گرفته است. این روش برای اولین بار توسط پسونگ [۶] برای مطالعه جریان اطراف دریچه قلب معرفی شد و بعد از آن به عنوان یک روش کارآمد در حل مسائل مربوط به اندرکنش سیال جامد گسترش یافت. این روش ترکیبی از فرمولاسیون ریاضی و یک روش عددی است. فرمولاسیون ریاضی روش مرز غوطه ور شامل متغیرهای اویلری و لاگرانژی است که توسط تابع دلتای دیراک به هم مرتبط می شوند. در گسسته سازی معادلات مربوط به روش مرز غوطه ور از یک شبکه دکارتی برای متغیرهای اویلری و از یک شبکه منحنی الخط برای متغیرهای لاگرانژی استفاده می شود. شبکه منحنی الخط می تواند آزادانه در داخل شبکه

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: alinejad_javad@iausari.ac.ir



شکل ۱- مدل D2Q9 شبکه بولتزمان

طور معمول وقت گیر می‌باشد. در حالی که توزیع فشار را می‌توان به راحتی در روش شبکه بولتزمان با حل یک معادله حالت ساده محاسبه کرد. علاوه بر این، تبدیل مقادیر مزوسکوپیک تابع توزیع به پارامترهای ماکروسکوپی مورد نظر شامل یک فرایند ساده ریاضی می‌باشد. شبیه سازی جریان خون در مطالعات قبلی نیز مورد توجه بوده است. اورکویزا و همکاران [۶] به کمک روش المان محدود یک مدل چند بعدی برای مطالعه جریان خون ارائه داده اند. بوتنار و همکاران [۷] یک مدل سه بعدی برای شبیه سازی جریان توسعه یافته داخل رگهای خونی ارائه داده اند. دیشامپس و همکاران [۸] به طور مستقیم جریان خون داخل یک رگ را بدون ایجاد شبکه اضافی و جزئیات پیچیده مدلسازی نموده اند. در مطالعه حاضر، از روش های ارائه شده در مراجع [۹] و [۱۰] برای شبیه سازی دیواره منحنی رگ و از روابط نئوهوکین برای محاسبه تنش برشی بر روی دیواره ویسکوالاستیک غشای سلول گلبول قرمز استفاده شده است و در نهایت نتایج شبیه‌سازی بدست آمده با پژوهش های قبلی مقایسه شده است.

۲- روش شبکه بولتزمان

نظریه جنبشی ذرات و مخصوصاً روش شبکه بولتزمان برای تحلیل گروه‌های مختلفی از مسائل شبیه‌سازی عددی توسعه چشمگیری یافته است [۱۱-۱۳]. روش شبکه بولتزمان از روش شبکه گازها و همچنین از گسسته‌سازی معادله بولتزمان استنتاج شده است. این روش یک تکنیک عددی قدرتمند برای شبیه‌سازی جریان سیال [۱۱، ۱۴ و ۱۵]، انتقال گرما [۱۶ و ۱۷] و کاربردهای متنوع دیگری در مقایسه با روش‌های سنتی دینامیک سیالات محاسباتی می‌باشد. بر خلاف رویکرد ماکروسکوپی ناویر-استوکس کلاسیک، از مدل مزوسکوپی برای شبیه‌سازی جریان سیال استفاده می‌کند [۱۶]. این روش از مدلسازی حرکت ذرات سیال برای دستیابی به خصوصیات ماکروسکوپی سیال مانند سرعت و فشار استفاده می‌کند. در این روش میدان سیال به سلولهای متحدالشکل دکارتی گسسته می‌شود و به هر سلول مقدار ثابتی از تابع توزیع که بیانگر تعداد ذرات سیالی است که در راستای جهت های گسسته شده در حرکت می‌باشند، اختصاص می‌یابد. براساس تعداد ابعاد مورد بررسی و تعداد جهت های سرعت مدل های مختلفی ارائه شده است. این مقاله بر اساس شبکه بولتزمان دو بعدی با نه جهت سرعت پایه ریزی شده است (D2Q9). جهت های سرعت در یک مدل D2Q9 در شکل ۱ نمایش داده شده است و سرعت های نمایش داده شده به شرح زیر می‌باشد، که در آن $c = \Delta x / \Delta t$ و K بیانگر جهت بردار های سرعت می‌باشد.

$$c_k = \begin{cases} (0,0) & k = 0 \\ (\pm 1,0)c, (0, \pm 1)c & k = 1,2,3,4 \\ (\pm 1, \pm 1)c & k = 5,6,7,8 \end{cases}$$

مدلی که در این مقاله مورد استفاده قرار گرفته است همان مدلی است که در مرجع [۱۶] به آن اشاره شده است می‌باشد. تابع توزیع با حل معادله بولتزمان که نتیجه گسسته سازی خاصی از معادله جنبشی بولتزمان می‌باشد، محاسبه می‌شود. بعد از تقریبی که باتناکار-گروس-کروک (Bhatnagar-Gross-Krook) ارائه دادند، معادله بولتزمان به شکل زیر فرموله می‌شود:

$$f_k(x + c_k \Delta t, t + \Delta t) = f_k(x, t) + \frac{\Delta t}{\tau} [f_k^{eq}(x, t) - f_k(x, t)] + \Delta t c_k F_k \quad (1)$$

که در آن Δt بیانگر گام زمانی، c_k سرعت گسسته شده شبکه در راستای k ، τ زمان آسایش شبکه است، f_k^{eq} تابع توزیع تعادلی و F_k نیروی خارجی است که در راستای جهت‌های مختلف سرعت شبکه اعمال می‌شود.

تابع توزیع تعادلی اشاره شده در معادله (۱) به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$f_k^{eq} = \omega_k \rho \left[1 + \frac{c_k \cdot u}{c_s^2} + \frac{1}{2} \frac{(c_k \cdot u)^2}{c_s^4} - \frac{1}{2} \frac{u^2}{c_s^2} \right] \quad (2)$$

که در آن برای $k = 0$ وزن $\omega_k = 4/9$ ، برای $k = 1, 2, 3, 4$ وزن $\omega_k = 1/36$ و همچنین برای $k = 5, 6, 7, 8$ وزن $\omega_k = 1/36$ می‌باشد. مقادیر ماکروسکوپی سیال مانند چگالی و سرعت به صورت زیر محاسبه می‌شوند:

$$\rho = \sum_{k=0}^8 f_k, \quad u = \frac{1}{\rho} \sum_{k=0}^8 f_k c_k \quad (3)$$

۲-۱- شرایط مرز منحنی

با توجه به شکل ۲ می‌توان مشاهده کرد که دایره مشکی x_w مربوط مرز منحنی، دایره توخالی x_f مربوط به نقاط میدان سیال و دایره خاکستری x_b مربوط به نقاط جامد می‌باشد. جهت اعمال مرحله جاری شدن (Streaming) روی مرز نیاز داریم $\tilde{f}(x_b, t)$ را محاسبه کنیم. فاصله بی بعد بین نقاط موجود در میدان سیال و مرز منحنی به شکل زیر محاسبه می‌شود:

$$\Delta = \frac{\|x_f - x_w\|}{\|x_f - x_b\|} \quad (4)$$

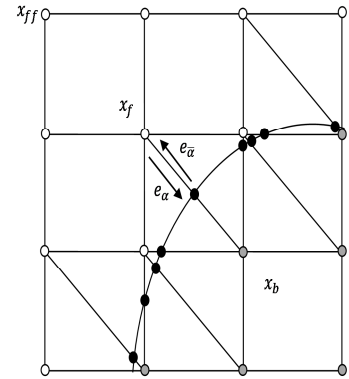
$$f_{\alpha}^0(x_b, t + \Delta t) = f_{\alpha}^{eq}(x_f, t + \Delta t) + \frac{3}{c^2} w_{\alpha} \rho(x_f, t + \Delta t) e_{\alpha} (u_{bf} - u_f) \quad (6)$$

$$u_{bf} = u_{ff}, \lambda = \frac{2\Delta - 1}{\tau_m - 2} \quad (7a)$$

$$if \quad 0 < \Delta \leq \frac{1}{2} \quad (7a)$$

$$u_{bf} = \left(1 - \frac{3}{2\Delta}\right) u_f + \frac{3}{2\Delta} u_w, \quad \lambda = \frac{2\Delta - 1}{\tau_m + \frac{1}{2}} \quad (7b)$$

$$if \quad \frac{1}{2} < \Delta \leq 1 \quad (7b)$$



شکل ۲- نمایش شماتیک از یک شبکه دکارتی و مرز منحنی

۲-۲- مرز غوطه ور

روش مرز غوطه ور از این اصل استخراج شده است که تغییر شکل و حرکت مرز نیرویی ایجاد می‌کند که تمایل دارد مرز را به شکل و یا مکان اصلی اش بازگرداند. ارتباط غشاء و سیال اطراف آن بوسیله توزیع نیروهای غشاء و سیال محلی صورت می‌گیرد. برای ارضاء شرط عدم لغزش، سرعت در غشاء و سیال اطراف می‌بایست یکسان باشد، به این ترتیب جمله نیروی سیال محلی به شکل زیر محاسبه می‌شود:

$$F_k = \left(\frac{1}{1 - 2\tau}\right) \omega_k \left[\frac{(c_k - u)}{c_s^2} + \frac{(c_k \cdot u)}{c_s^4} c_k \right] f \quad (8)$$

ارتباط بین مرز غوطه ور و جریان سیال بوسیله نیروی غشائی به شکل زیر می‌باشد [۱۹].

$$f(x, t) = \int_{\Gamma} F(s, t) \delta(x - X(s, t)) ds \quad (9)$$

که به ترتیب f چگالی نیرو، F نیروی غشائی و s دنیال کننده گره های مرز غوطه ور می‌باشند. مدل ساختاری که برای غشاء سلول در این مقاله استفاده شده است معادله نئو-هوکین می‌باشد که تابع انرژی کرنشی آن به صورت:

$$W^{NH} = E(\varepsilon_1^2 + \varepsilon_2^2 + \varepsilon_1^{-2} \varepsilon_2^{-2}) \quad (10)$$

برای گلبول قرمز تنش در طول غشاء به شکل زیر محاسبه

$$T = \frac{E}{\varepsilon^{3/2}} (\varepsilon^3 - 1); \quad \varepsilon_1 = \varepsilon_2 \quad (11)$$

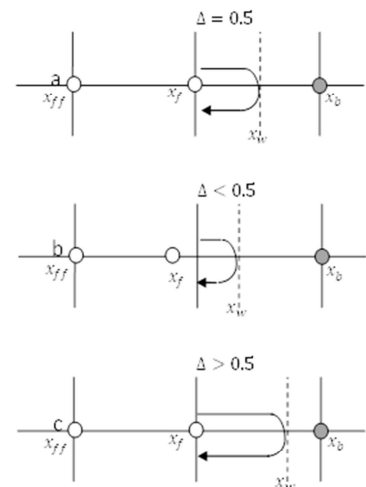
و در نهایت نیروی غشاء که به صورت برابند تنش گره های مجاور (j, i) بوده و به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$F = T_i e_i - T_j e_j \quad (12)$$

۲-۳- اعتبار سنجی نتایج

برای شبیه سازی گلبول قرمز در جریان برشی مقادیر پارامترهای مختلف مطابق جدول ۱ تعیین شده اند. مهمترین خاصیت جریان بین دو صفحه موازی، ثابت ماندن تنش برشی سیال می‌باشد. به عبارت دیگر تغییرات سرعت نسبت به فاصله دو صفحه خطی است. بدین منظور برای تعیین صحت شبیه‌سازی تغییرات سرعت بین دو صفحه به ازای مقادیر مختلف زمان آسایش مورد بررسی قرار گرفته است (شکل ۴). همانطوریکه مشاهده می‌شود، زمان آسایش $\tau = 0.6$ نزدیکترین

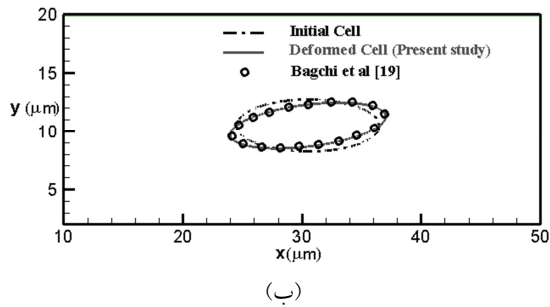
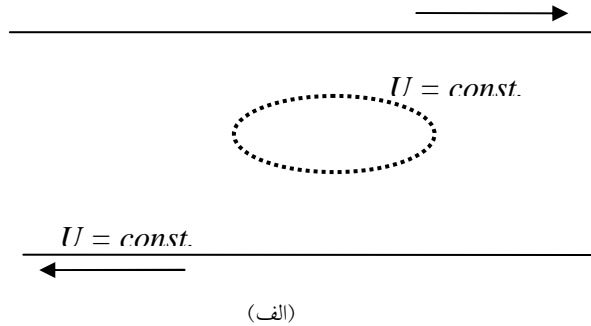
شکل ۳ سه مدل قرار گیری مرز جامد در شبکه را نمایش می‌دهد. شکل 3a که بیانگر یک مرز جامد معمولی بوده و در آن مرز دقیقاً وسط میدان سیال و جامد قرار دارد که در این شرایط $\Delta = 0.5$ لحاظ می‌شود. شکل 3b و 3c شرایطی را نمایش می‌دهند که در آن مقدار Δ کوچکتر و یا بزرگتر از 0.5 می‌باشد. در تمامی این سه مورد مقدار تابع توزیع منعکس شده $\tilde{f}_{\alpha}(x, t + \Delta t)$ مجهول می‌باشد. برای محاسبه این مقدار در گره x_f باید از میانبری استفاده کرد. روشی که برای محاسبه میدان سرعت در مواجهه با مرز منحنی روش بکار رفته در این پروژه مشابه روش پیشنهادی در مرجع [۱۸] می‌باشد.



شکل ۳- تصویر مرز جسم جامد در شبکه بولتزمن

برای محاسبه تابع توزیع در قسمت جامد $\tilde{f}_{\alpha}(x_b, t)$ بر اساس گره های مرز که در میدان سیال قرار گرفته اند، از شرایط مرز جامد با در نظر گرفتن فاصله گره سیال و مرز استفاده می‌شود. مدلی که چاپمن-انسوگ برای محاسبه تابع توزیع مرحله برخورد به شرح زیر می‌باشد:

$$\tilde{f}_{\alpha}(x_b, t + \Delta t) = (1 - \lambda) \tilde{f}_{\alpha}(x_f, t + \Delta t) + \lambda f_{\alpha}^0(x_b, t + \Delta t) - 2 \frac{\lambda}{c^2} w_{\alpha} \rho(x_f, t + \Delta t) e_{\alpha} \cdot u_w \quad (5)$$



شکل ۵- (الف) مدل فیزیکی (ب) تغییر شکل سلول بیضوی

پروفیل به پروفیل خطی را داشته که در این شبه‌سازی از این مقدار استفاده شده است.

جدول ۱- پارامترها و مقادیر بی بعد

$6 \mu m$	شعاع سلول
$20 \mu m$	قطر کانال
$1.2 \times 10^{-3} \text{ dyn/cm}$	مدول الاستیسیته برشی (E_s)
4.2 s^{-1}	نرخ برش ($\dot{\gamma}$)
1.26×10^{-4}	Re
$\mu_c = 6 \text{ cp}$	$\mu_p = 1.2 \text{ cp}$
5	$\lambda = \frac{\mu_c}{\mu_p}$

در ادامه تغییر شکل یک سلول بیضوی گلبول قرمز مورد بررسی قرار گرفته است. همانطوریکه در شکل ۵-الف مشاهده می‌شود، گلبول قرمز در مرکز کانال و دیواره‌های بالایی و پایینی با سرعت‌های ثابت و مخالف جهت در حرکت می‌باشند. شکل ۵-ب نتایج تغییر شکل یک سلول بیضوی را نشان می‌دهد که با نتایج ارائه شده توسط بگچی و همکاران [۱۹] تطابق بسیار خوبی دارد.

۳- بحث و نتیجه گیری

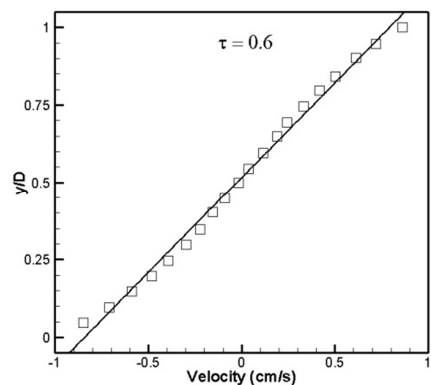
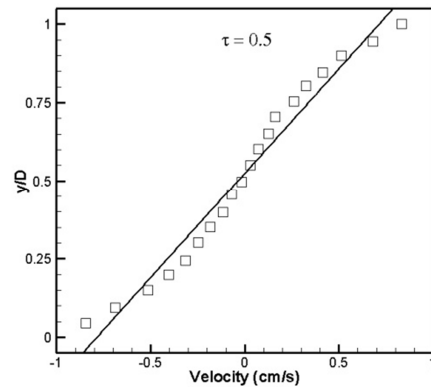
در بخش قبل شکل اولیه سلول به صورت بیضی فرض شده و تغییر شکل آن با نتایج بگچی مقایسه شده است. شکل واقعی سلول به صورت دومنحنی (Biconcave) که توسط معادله زیر بیان می‌شود.

$$\bar{y} = 0.5(1 - \bar{x}^2)^{0.5}(c_0 + c_1\bar{x}^2 + c_2\bar{x}^4) \quad (۱۳)$$

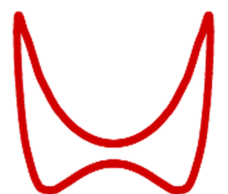
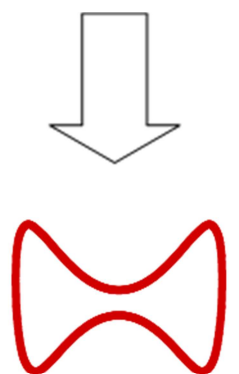
$$-1 \leq \bar{x} \leq 1; c_0 = 0.207, c_1 = 2.002, c_2 = 1.122$$

علاوه بر این دو مدل مدل دایروی نیز به علت پرکاربرد بودن و برای نشان قابلیت روش ذکر شده شبه‌سازی شده است. روند تغییر شکل هندسه‌های اولیه متفاوت سلول گلبول قرمز تحت جریان برشی (جدول ۱) در شکل ۶ نمایش داده ایم. همچنین تغییر شکل همراه با جابجایی یک سلول گلبول قرمز در یک کانال در شکل ۷ نمایش داده شده است. شکل ۷ تغییر شکل و حرکت سلول گلبول قرمز در یک کانال با هندسه اولیه دومنحنی را نمایش می‌دهد. تفاوت میان قسمت الف و ب این شکل در نحوه قرار گیری سلول می‌باشد. همانطوریکه مشاهده می‌شود، در شکل ۶-الف سلول به صورت عمودی در مسیر جریان قرار گرفته است در صورتیکه در شکل ۶-ب سلول گلبول قرمز به صورت افقی در مسیر جریان لحظ شده است.

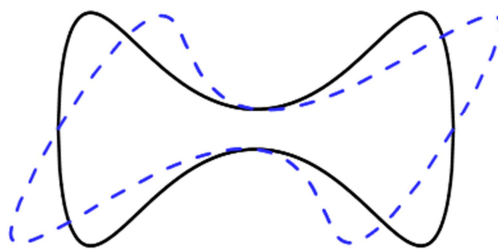
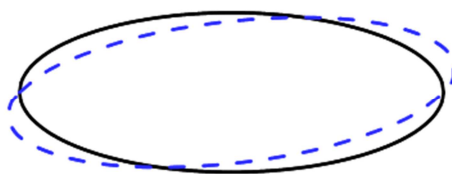
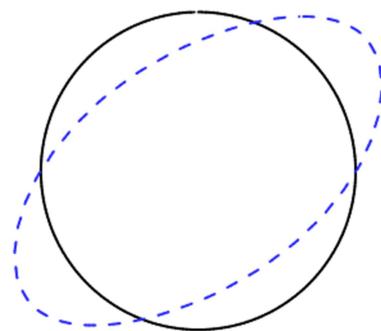
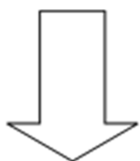
الف



شکل ۴- پروفیل سرعت بین دو صفحه موازی به ازای τ مختلف



(الف)



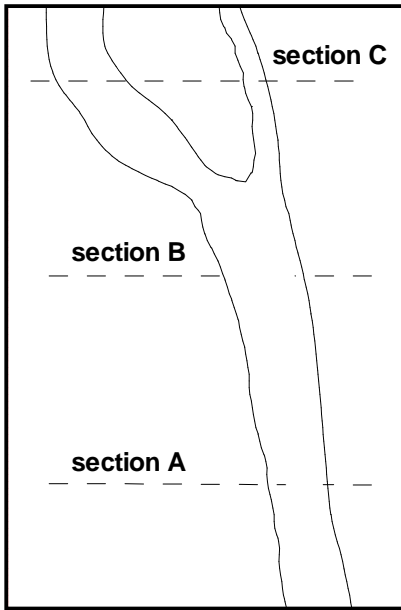
الف

ب

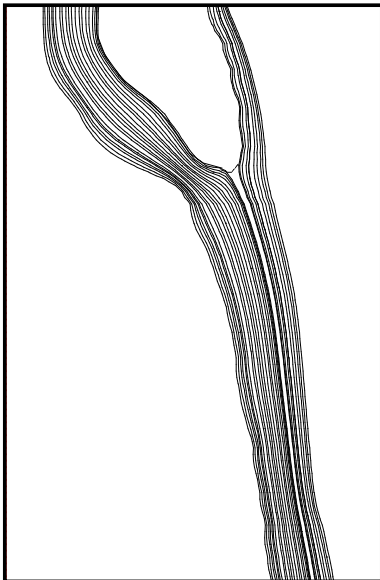
ج

شکل ۶- تغییر شکل سلول گلیبول قرمز با هندسه های متفاوت

برای اطمینان از صحت نتایج پروفیل های سرعت در سه مقطع مشخص شده با نتایج گزارش شده توسط استین هاون و همکاران [۲۰] مقایسه شده است (شکل ۹). هماتوریکه مشاهده می شود پروفیل های سرعت بدست آمده از تطابق قابل قبولی با نتایج آزمایشگاهی برخوردار می باشد



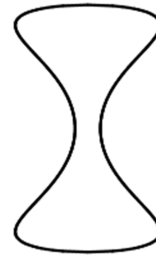
(الف)



(ب)

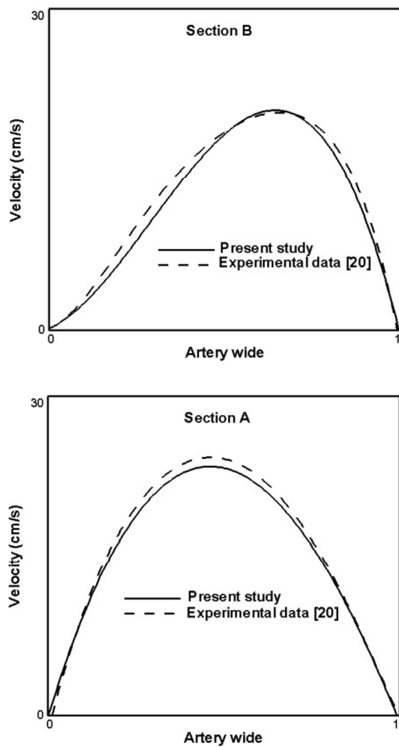
شکل ۸- (الف) طرحواره و (ب) خطوط جریان در شریان کاروتید

همانطوریکه در شکل ۹ قابل مشاهده است، با حرکت از پایین رگ به سمت انشعاب به تدریج نقطه بیشینه پروفیل سرعت به طرف

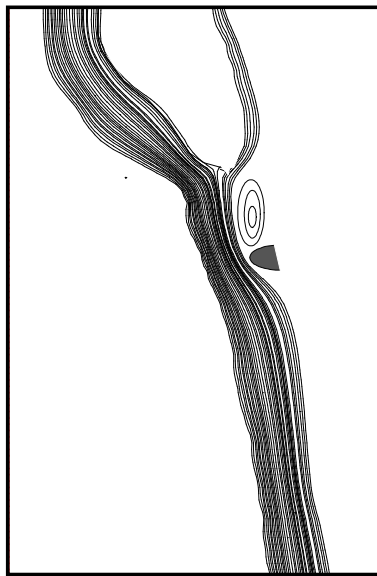


شکل ۷- تغییر شکل گلبول قرمز حین جابجایی در یک کانال

در بخش انتهایی جریان داخل یک شریان خونی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است. برای نشان دادن قابلیت شبیه سازی جریان در یک شریان دو شاخه با هندسه پیچیده در نظر گرفته شده است. شکل ۸-الف هندسه شریان کاروتید به عنوان نمونه یک رگ خونی با هندسه پیچیده را نشان می دهد. در شکل ۸-ب خطوط جریان داخل این رگ خونی قابل مشاهده می باشد.



شکل ۹- پروفیل سرعت در مقاطع مختلف در شریان کاروتید

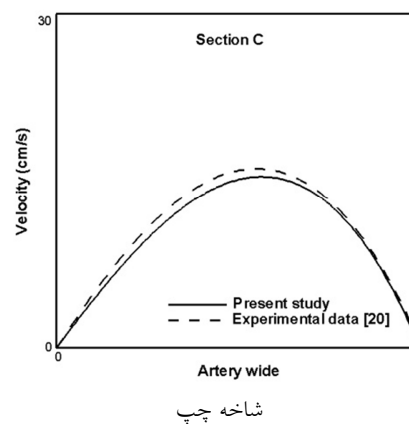
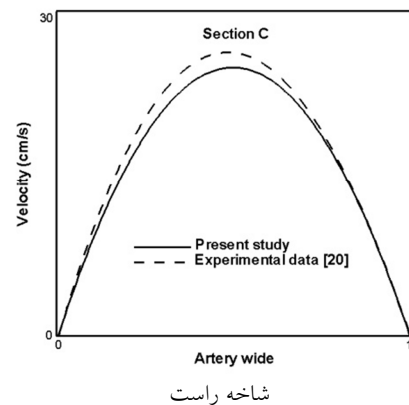


شکل ۱۰- خطوط جریان در وضعیت انسداد شریان کاروتید

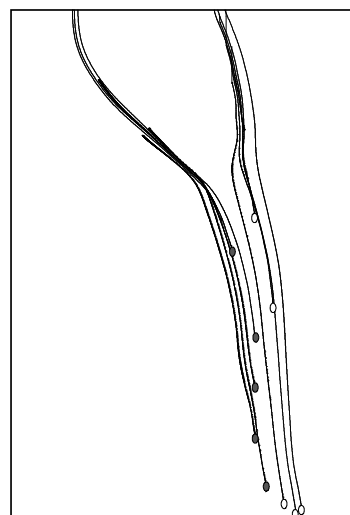
دارورسانی شامل فن آوری انتقال یک ترکیب دارویی در بدن برای رسیدن به اثر درمانی مورد نظر می‌باشد. در این فرایند هم کمیت و هم کیفیت مواد دارویی مورد نیاز یک بافت از اهمیت زیادی برخوردار می‌باشد. شکل ۱۱ ذرات کروی مختلفی را نشان می‌دهد که در مناطق متفاوتی از این شریان رها شده‌اند. این مناطق در شکل ۸ (الف) نمایش داده شده‌اند. همانطوریکه مشاهده می‌شود ذرات رها شده در مناطق مختلف مسیرهای متفاوتی برای خود انتخاب نموده‌اند. با بررسی دقیقتر این نتایج مشخص می‌شود که حدود ۶۵٪ ذرات رها شده قبل از برش

انشعاب سمت راست کشیده شده است. همچنین در مقطع نهایی مشاهده می‌شود که پروفیل سرعت در انشعاب سمت چپ مسطح تر از پروفیل مربوط به انشعاب سمت راست می‌باشد. در این قسمت بعد از اینکه صحت شبیه سازی تایید شد، چگونگی انسداد شریان خون و همچنین دارورسانی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است.

اگر جریان خون در رگ های خونی متوقف شود، بافت مورد نظر آن در اثر کمبود اکسیژن از بین می‌رود. اگر پس از زخم های جدی، جریان خون در خارج از بدن متوقف نمی‌شود، یک فرد در اثر خونریزی جان خود را از دست می‌دهد. با این حال، معمولاً خونریزی در عرض چند دقیقه پس از برش متوقف می‌شود. گاهی اوقات، خون می‌تواند در رگ های خونی، در اثر مواد غیر طبیعی شناور در خون و یا آسیب بافت لخته شود. هر گونه نقص در عوامل کنترل لخته شدن خون میتواند افزایش یا کاهش احتمال لخته شدن خون را به همراه داشته باشد. در این بخش آسیب بافت شریان در شکل ۱۰ شبیه سازی شده است. بررسی دقیق این شکل تاثیر انسداد شریان و تاثیر آن بر روی جریان خون را به خوبی نمایش می‌دهد. همانطوریکه مشاهده می‌شود انسداد مسیر باعث ایجاد جریان گردابی شده و احتمال لخته شدن خون و یا تجمع بافتهای چربی در این مناطق را افزایش می‌دهد.



A انشعاب سمت راست و حدود ۷۰٪ ذرات رها شده بین برش A, B انشعاب سمت چپ را برای ادامه مسیر خود انتخاب می‌کنند. این نتایج نشان می‌دهد که با کنترل منطقه تزریق دارو در این شریان می‌توان کمیت توزیع دارو بین دو انشعاب مورد نظر را کنترل نمود.



شکل ۱۱- مسیر ذرات رها شده در شریان کاروتید

۵- مراجع

- [1] Peskin C.S., Flow Patterns around Heart Valves: A Digital Computer Method for Solving the Equations of Motion, PhD Thesis, Physiology, Albert Einstein College of Medicine. Univ. Microfilms, Vol. 378, pp. 72-80, 1972.
- [2] Esfahani J. A., Alinejad J., Lattice Boltzmann simulation of viscous-fluid flow and conjugate heat transfer in a rectangular cavity with a heated moving wall, Thermophysics and Aeromechanics, Vol. 20, No. 5, pp. 613-620, 2013.
- [3] Esfahani J. A., Alinejad J., Entropy generation of conjugate natural convection in enclosures: the Lattice Boltzmann Method, Journal of Thermophysics and Heat Transfer, Vol. 27, No. 3, pp. 498-505, 2013.
- [4] Shu C., Peng, Y., and Chew Y. T., Simulation of natural convection in a square cavity by Taylor series expansion and least squares-based lattice Boltzmann method, International Journal of Modern Physics, Vol. 13, pp.1 399-1414, 2002.
- [5] D’Orazio A., Corcione M., and Celata G. P., Application to natural convection enclosed flows of a lattice Boltzmann BGK model coupled with a general purpose thermal boundary condition, International Journal of Thermal Sciences, Vol. 43, pp. 575-586, 2004.
- [6] Urquiza S.A., Blanco P.J., Vénere M.J. and Feijóo R.A., multidimensional modeling for the carotid blood flow, Comput. Meth. Appl. Mech. Engrg., Vol. 195, pp. 4002-4017, 2006.
- [7] Botnar R.H., Rappitsch G., Scheidegger M.B., Liepsch D., Perktold K., Boesiger P., Mass Transfer, Univ. of Calgary Press, Calgary 2007.
- [8] Deschamps T., Schwartz P, Trebotich D, Colella P., Saloner D., Malladi R., Vessel segmentation and blood flow simulation using Level-Sets and Embedded Boundary methods, International Congress Series 1268, pp.75-80, 2004.
- [9] Guo Z., and Zhao T. S., Lattice Boltzmann model for incompressible flows through porous media, Physical Review, Vol. E66, pp. 036304, 2002.
- [10] Mei R., Yu D., Shyy W., Luo L. Sh., Force evaluation in the lattice Boltzmann method involving curved geometry, Phys. Rev. Vol. E65, pp. 1-14, 2002.
- [11] Chopard B., and Luthi P. O., Lattice Boltzmann computations and applications to physics” Theoretical Computational Physics, Vol. 217, pp. 115-130, 1999.
- [12] Nourgaliev R. R., Dinh T. N., Theofanous T. G., and Joseph D., The lattice Boltzmann equation method: theoretical interpretation, numerics and implications, International Journal of Multiphase Flow, Vol. 29, No. 1, pp. 117-169, 2003.
- [13] Yu D., Mei R., Luo L. S., and Shyy W., Viscous flow computations with the method of

۴- جمع بندی

هدف ما از انجام این تحقیق مدل‌سازی تغییر شکل گلبول قرمز خون و همچنین تحلیل چگونگی دارورسانی و انسداد در یک شریان خونی به کمک روش شبکه بولتزمن می‌باشد. در مقایسه با روش های مرسوم دینامیک سیالات محاسباتی روش شبکه بولتزمن می‌تواند مسائل پیچیده با شرایط مرزی خاص را با روند محاسبه ساده شبیه‌سازی نماید. در این تحقیق انعطاف پذیری این روش با بررسی پارامترهای مختلفی مورد ارزیابی قرار گرفته است. نتایج مهم بدست آمده به شرح زیر می‌باشد:

- برای شبیه‌سازی جریان بین دو صفحه موازی مناسب‌ترین زمان آسایش $\tau = 0.6$ می‌باشد.
- نتایج تغییر شکل یک سلول بیضوی بدست آمده با نتایج گزارش شده محققان قبلی تطابق بسیار خوبی دارد.
- شبیه‌سازی تغییر شکل و حرکت سلول گلبول قرمز با هندسه های مختلف نشان می‌دهد که روش مذکور از قابلیت بالای در تحلیل این نوع مسائل برخوردار می‌باشد.
- مقایسه پروفیل های سرعت جریان در شریان کاروتید با نتایج پیشین بدست آمده را تایید می‌نماید.
- نتایج شبیه سازی نشان می‌دهد که انسداد شریان خون احتمال ایجاد جریان گردابی لخته شدن خون و یا تجمع بافت های چربی در این مناطق را افزایش می‌دهد.
- تحلیل نتایج دارورسانی بیانگر این می‌باشد که با کنترل منطقه تزریق دارو می‌توان کمیت توزیع دارو بین دو انشعاب مورد نظر را کنترل نمود.

lattice Boltzmann equation, *Progress in Aerospace Science*, Vol. 39, No. 5, pp. 329–367, 2003.

[14] Mohammad A. A., *Applied Lattice Boltzmann Method for Transport Phenomena Momentum Heat Mass Transfer*, Univ. of Calgary Press, Calgary 2007.

[15] Aghajani D. M., Farhadi M., and Sedighi K., Effect of heater location on heat transfer and entropy generation in the cavity using the lattice Boltzmann method, *Heat Transfer Research*, Vol. 40, pp. 521–536, 2009.

[16] Mezrhab A., Jami M., Abid C., Bouzidi M., and Lallemand P., Lattice Boltzmann modeling of natural convection in an inclined square enclosure with partitions attached to its cold wall, *International Journal of Heat of Fluid Flow*, Vol. 27, pp. 456–465, 2006.

[17] He, X., and Luo, L. S., Lattice Boltzmann model for the incompressible Navier–Stokes equations,” *Journal of Statistical Physics*, Vol. 88, Nos. 3–4, pp.927–944, 1997.

[18] Thürey, N., and Rüde, U., Stable free surface flows with the lattice Boltzmann method on adaptively coarsened grids, *Computing and Visualization in Science*, Vol. 12, pp. 247–263, 2009.

[19] Bagchi, P., Johnson, P. C., Popel, A. S., *Computational Fluid Dynamic Simulation of Aggregation of Deformable Cells in a Shear Flow*, *J. Biomech. Engng.*, Vol. 127, pp. 1070–1080, 2005.

[20] Steenhoven, A.A., van de Vosse, F.N., Rindt, C.C.M., Janssens, J.D., Reneman, R.S., *Experimental and Numerical Analysis of Carotid Artery Blood Flow, Applications to Atherogenesis and Clinical Medicine*, *Monogr Atheroscler.* Basel, Karger, Vol. 15, pp. 250–260, 1990.