

بررسی تأثیر کاشت استنت متخلخل در پیشگیری از رشد آنوریسم با استفاده از روش شبکه بولتزمن

مهدی نوید بخشⁱ، توماج پذیراⁱⁱ

چکیده

اخیرا ایده کاشت استنت متخلخل در رگ آسیب دیده به عنوان روشی برای پیشگیری از رشد بیشتر آنوریسم و گسیختگی احتمالی آن مطرح شده است. به این تکنیک می‌توان به عنوان روشی درمانی با حداقل آسیب های وارده و جایگزینی امیدوار کننده نسبت به بیشتر روش های سنتی، مانند جراحی نگاه کرد. در این تحقیق، به بررسی جریان خون عبوری از یک رگ دارای آنوریسم و تأثیر کاشت استنت متخلخل در مسیر آنوریسم با استفاده از روش عددی شبکه بولتزمن پرداخته شده است. آنوریسم در واقع یک عارضه موضعی و نامطلوب با تغییر شکل رگ های خونی است که می‌تواند در اثر بالا رفتن فشار و یا ضعیف شدن محلی دیواره رگ ها ایجاد شود و پارگی آن ممکن است خونریزی مرگبار را به دنبال داشته باشد. لذا شناخت مناسب چگونگی وضعیت جریان خون در مسیر عبوری از روی یک استنت و مطالعه پارامترهای هیدرودینامیکی سیال بسیار قابل توجه است. به همین منظور، با استفاده از روش عددی بولتزمن به تحلیل جریان در یک رگ دارای آنوریسم استنت گذاری شده پرداخته و نتایج حاصله با نمونه آزمایشگاهی مقایسه شده است. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد میزان تخلخل استنت، هندسه آنوریسم و قطر روزه آنوریسم تعیین کننده میزان کاهش جریان به درون آنوریسم است و انتخاب مناسب نوع استنت بر جلوگیری از رشد آنوریسم مؤثر است.

کلمات کلیدی

آنوریسم، استنت متخلخل، روش بولتزمن

Study of the implantation of a porous stent to prevent the further growth of the aneurism by lattice Boltzmann method

M.Navidbakhsh, T.Pazira

ABSTRACT

Recently, the implantation of a porous stent in the damaged vessel has been proposed as a way to prevent the further growth of the aneurism and its possible rupture. This techniques is viewed as a minimally invasive treatment and a very promising alternative or complement to more traditional approaches such as coils or surgery. The efficiency of a stent is related to several parameters which are not yet fully understood. The goal of this paper is to identify, through numerical simulations(lattice Boltzmann Method), how the stent structure and its positioning affect the hemodynamic properties of the blood flow inside the aneurism. An aneurism is a local and undesired deformation of a blood vessel which can be due to a pressure excess or a local weakness of the vessel wall. If the aneurism breaks, a lethal hemorrhage can occur. We consider the hemodynamic properties of the blood inside an aneurism. This question is of great importance in the case of the treatment of aneurisms by stents. We use the concept of flow reduction to characterize the stent efficiency. Our simulations are based on a lattice Boltzmann modeling of blood flow. Our results, which

ⁱ استادیار گروه بیومکانیک دانشکده مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران: mnavid@iust.ac.ir

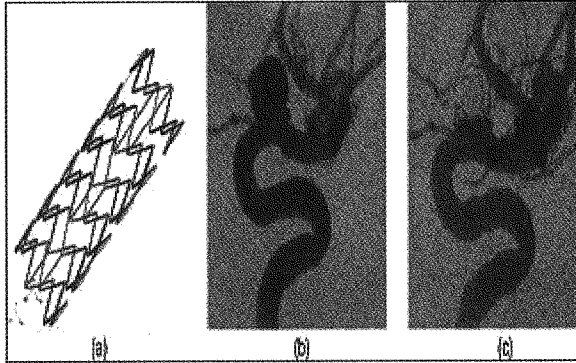
ⁱⁱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

agree well with in vitro experiments, show how the various parameters play a role and help us to understand the phenomena.

KEYWORDS

Aneurism ; Porous Stent; Lattice Boltzmann

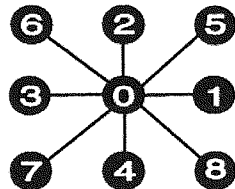
و قطر روزنه آنوریزم؛ که از عوامل تعیین کننده در نوع و چگونگی جریان در داخل و اطراف یک آنوریزم است، پرداخته شده است.



شکل (۱): (a) شماتیک یک استنت استوانه ای متخلخل، (b) تصویر آنژیو گرام از یک رگ کاروتید دارای آنوریزم و جریان داخل آن، (c) تصویر آنژیو گرام همان رگ پس از استفاده از استنت و عدم وجود جریان در آنوریزم

مدل شبکه بولتزمن

مدل شبکه بولتزمن، روشی را به عنوان جایگزین المان محدود برای شبیه سازی در زمینه دینامیک سیالات محاسباتی فرا روی ما قرار داده است. این مدل روی فضایی شبکه ای که شامل ذرات سیال است، بنا می شود. هر یک از این ذرات، سرعت های خاص و گسسته برای حرکت از نقطه ای از شبکه به نقطه دیگر دارند. این به مفهوم حرکت توده ای ذرات است. [۷] این مدل از یک شبکه d2q9 استفاده می کند که دارای ۹ سرعت گسسته و مشخص است و آن را برای اولین بار کولمن (Koelmann) مطرح کرده است. این بدان معناست که حرکت توده ای ذرات از یک گره به گره دیگر با یک سرعت مشخص c صورت می پذیرد. جدول (۱) بیانگر قانون توزیع سرعت از نقطه صفر به سایر گره های همسایه است. شکل (۱) نمایانگر طریقه چیدمان گره ها تحت این قانون می باشد. با مقایسه همزمان جدول (۱) و شکل (۲) می توان به این نکته پی برد که سرعت ذرات در مرحله حرکت توده ای چگونه دوباره توزیع شوند.



شکل (۲): چیدمان گره ها در شبکه d2q9

۱- مقدمه

بررسی ویژگی های همودینامیکی خون درون یک آنوریزم به هنگام معالجه آن و استنت گذاری بسیار حائز اهمیت است. آنوریزم در واقع پدیده محلی و نامطلوب تغییر شکل رگ های خونی است که می تواند در اثر بالا رفتن فشار و یا ضعیف شدن محلی دیواره رگ ها باشد و پارگی آنوریزم ممکن است خونریزی مرگبار به دنبال داشته باشد. استنت چهارچوب استوانه ای شکل انعطاف پذیری است که از شبکه هایی از جنس فولاد یا آلیاژهای آن ساخته می شود (شکل ۱). امروزه با وجود اینکه عمل استنت گذاری به عنوان یک روش جدید در درمان آنوریزم مغزی استفاده می شود هنوز مسائل متعددی؛ مانند طرح بهینه ساختمان یک استنت، موقعیت و نوع آنوریزم که می تواند بر پیشرفت فرآیند ترمبوزی و بر پارامترهای همودینامیکی سیستم جریان خون موثر باشد کاملاً شناخته شده نیست.

از آنجا که میزان نرخ برش در نزدیکی دیوار از یک سو بر تجمع پلاکت های خون و از سوی دیگر بر لخته شدن خون مؤثر است؛ بنابراین در استفاده از استنت می بایست شرایطی برای بهینه کردن فرآیند لختگی و همچنین کاهش فشار در دیواره آنوریزم ایجاد کرد. در واقع؛ استنت می باید باعث اصلاح جریان خون در آنوریزم شود اما جریان خون را متوقف نکند. استنت با توجه به محدودیت نفوذ پذیری و حالت تخلخل، جریان سیال به داخل آنوریزم را کاهش می دهد. این طور تصور می شود که جریان ساکن بدست آمده؛ که باعث ایجاد حالت لختگی در حفره آنوریزم می شود، امکان ایجاد انسدادی پایدار را فراهم می آورد [۱].

اولین مطالعات تجربی و بالینی در استفاده از تکنیک استنت گذاری برای انسداد آنوریزم در رگ کاروتیدی در سال ۱۹۹۴ انجام شد [۲]، [۳] و بعد از آن در کنار کارهای تجربی چندین مطالعه با استفاده از روش های عددی در خصوص فرآیند جریان خون در حضور استنت ارائه شده است [۱]، [۴] - [۶]. این محققین وجود جریان های گردابه ای در اطراف مدل های مختلف آنوریزم و تأثیر وجود استنت در کاهش آنها را تأیید می کنند؛ لیکن در خصوص عوامل مؤثر بر این تغییرات بحث نمی کنند. در این تحقیق با استفاده از روش عددی شبکه بولتزمن به بررسی تأثیر میزان تخلخل استنت، هندسه آنوریزم

$$E_i(\rho, u) = \rho \left(\frac{1-d_0}{b} + \frac{D}{c^2 b} c_i u + \frac{D(d+2)}{2c^4 b} (c_i u)^2 - \frac{Du^2}{2c^3 b} \right) \quad (6)$$

در اینجا، b سرعت صوت و D و d_0 ثوابت معادله هستند. ثابت می‌شود برای ایجاد یک شبکه ایزوتروپیک و Galilian invariant باید $b=6$ ، $D=2$ و $d_0=0.5$ باشند [۳]، [۷].

هنگامی که یک ذره سیال روی شبکه به یک شیء برخورد می‌کند بر خلاف جهت حرکتش منعکس می‌شود که به آن شرط مرزی کمانه کردن^{iv} گفته می‌شود. این مرحله در قسمت حرکت توده ای کد صورت می‌پذیرد. جایگاه موانع در آرایه ای ذخیره می‌شود و با مکان ذرات سیال مقایسه می‌شود، هنگامی که ذره ایی از سیال در پروسه حرکت توده‌ای در مکان مانع قرار گیرد جهت حرکت ذره معکوس می‌شود و ذره به مکان قبلی باز می‌گردد. (از شرط مرزی کمانه کردن می‌توان به جای شرط مرزی عدم لغزش نیز استفاده کرد.)

جریان سیال به وسیله توزیع دوباره چگالی ذرات در ستون اول (سمت چپ) شبکه به درون مدل وارد می‌شود. این امر با مطرح کردن ثابت شتاب در مدل و کاهش سرعت ذرات شبکه در سمت چپ ستون اول و افزایش سرعت ذرات سمت راست آن صورت می‌پذیرد که این کار سبب حرکت جریان از سمت چپ به راست می‌شود.

اعتبار سنجی مدل شبکه بولتزمن

برای این منظور، حل جریان سیال در کانالی با پهنای $2L$ با اعمال شرط عدم لغزش در دیواره‌ها در بالا و پایین شبکه و مقایسه نتایج با مقادیر تئوری در نظر گرفته شده است. معادله توزیع سرعت از روش تئوریک با استفاده از حل معادله ناویر استوکس برای جریان آرام به صورت زیر خواهد بود:

$$V_x(y) = \frac{Q}{2\nu} (L^2 - y^2) \quad (7)$$

با توجه به پاسخ پروفیل سهمی وار فوق انتظار می‌رود پاسخ شبکه بولتزمن نیز سرعت در راستای محور کانال باشد، با میزان ماکزیمم در مرکز که با یک رفتار سهموی در دیواره‌ها به صفر برسد.

مسأله در یک شبکه 50×25 و با 3000 بار تکرار و اعمال شرط مرزی کمانه کردن در بالا و پایین شبکه با مقادیر یکسان حل شد.

در شکل (۳) که بانرم افزار Excel رسم شده است، نقاط، مشخص کننده سرعت‌های حاصل از شبیه سازی و خط ممتد حل تئوریک است. ملاحظه می‌شود که حاصل شبیه سازی با منحنی تئوریک بخوبی مطابقت می‌کند.

تکامل زمانی مدل بر پایه توزیع ذرات و تصادم آنها قرار دارد. تکامل مدل با توجه به پخش ذرات در نقاط شبکه با توجه به قوانین توضیح داده شده بالا صورت می‌پذیرد.

جدول (۱): سرعت های متفاوت شبکه بسته به جایگاه گره ها

$C\{0\}=(0,0)$
$C\{1,3\}=(\pm c,0)$
$C\{2,4\}=(0, \pm c)$
$C\{5,6,7,8\}=(\pm c, \pm c)$

روند تصادمی؛ که از یک تابع توزیع مشخص پیروی کند، برتری بسیار زیادی نسبت به روشی دارد که به حل پروسه تصادم برای هر ذره می‌پردازد. مدل‌های معمول شبکه بولتزمن از توابع توزیع فرمی-دیراکⁱ یا ماکسولⁱⁱ برای شبیه سازی پروسه تصادم استفاده می‌کنند [۸]. هر چند حل این توابع توزیع از نظر محاسباتی کاری پیچیده است؛ ولی روش LBGK این قابلیت را ایجاد می‌کند که این توابع توزیع تعادل را به گونه‌ای حل کنیم که هم معادلات میکروسکوپی را ارضا و هم از معادلات ناویر-استوکس پیروی کند. جهت فرموله کردن این ایده به صورت مدل ریاضی توزیع تعادلی ذرات روی شبکه را به صورت تابع زیر معرفی می‌کنیم [۸] - [۱۰]:

$$\bar{F}_i(x, t) \quad (8)$$

تکامل زمانی این تابع نیز به صورت زیر ارائه می‌شود.

$$F_i(x + c_i \Delta t, t + \Delta t) - F_i(x, t) = \Omega_i(x, t) \quad (9)$$

که در آن، $\Omega_i(x, t)$ عملگر تصادم BGK است که به صورت زیر باز می‌شود:

$$\Omega_i(x, t) = -\frac{1}{\tau} [F_i(x, t) - \bar{F}_i(x, t)] \quad (10)$$

در اینجا، $F_i(x, t)$ توزیع جاری ذرات روی گره های شبکه است. نماد τ بیانگر پارامتر زمان استراحتⁱⁱⁱ می‌باشد و $\bar{F}_i(x, t)$ توزیع تعادلی است که به صورت تابعی از سرعت و چگالی تعریف می‌شود:

$$\bar{F}_i(x, t) = E_i(\rho, u) \quad (11)$$

توزیع تعادلی با توجه به میدان چگالی هیدرودینامیکی ρ و سرعت گسسته u حل می‌شود [۱۱]:

$$\rho(x, t) = \sum_{i=0}^N F_i(x, t), \quad u(x, t) = \sum_{i=0}^N c_i(x, t) \quad (12)$$

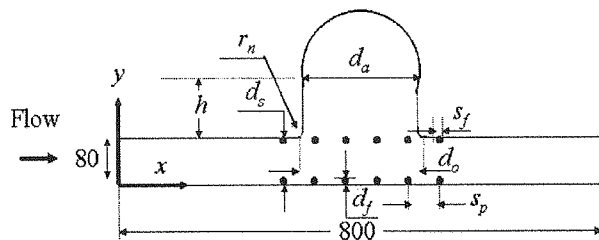
و در نهایت با اعمال بسط تیلور روی توزیع فرمی-دیراک تابع توزیع تعادلی به صورت زیر حل می‌شود:

به قطر ۱ میلی متر تشکیل شده است. برای استنت نیز مانند دیواره از شرط مرزی عدم لغزش استفاده می‌کنیم. در این حالت، عدد رینولدز ۳۰۰ در نظر گرفته شده است. ویسکوزیته سینماتیکی 1 g.cm^{-3} و چگالی میانگین سیستم برابر 1 g.cm^{-3} فرض شده‌اند. دامنه شبیه سازی بین گرفته شده است. (شکل ۲ و جدول ۲). همچنین در این شبیه سازی شرایط سرعت ابتدا و انتهای رگ جریان پوازوی فرض و از شرط مرزی تناوبی استفاده شده است. بر روی دیواره ها شرط مرزی کمانه کردن اعمال شده است.

جدول (۲): پارامترهای هندسی آنوریسم و استنت برای شبیه سازی عددی (در واحد شبکه)

مدل	پارامترهای آنوریسم				
	r_n	h	d_o/d_n	d_o	d_n
۱	۱۰/۰	۱۰۰	۰/۹۹	۲۲۰	۲۰۰
۲	۲۸/۰	۱۰۸	۱/۰۰	۲۰۰	۲۰۰
۳	۱۰/۰	۱۰۸	۲/۰۰	۱۰۰	۲۰۰
۴	۱۵/۵	۵۸	۱/۰۰	۱۰۰	۱۰۰
مدل	پارامترهای استنت				
	ε	s_f	s_p	d_f	d_s
۱	۹۵/۵۱	۲	۲۵	۲	۸۰
۲	۸۹/۵۲	۲	۱۵	۲	۸۰

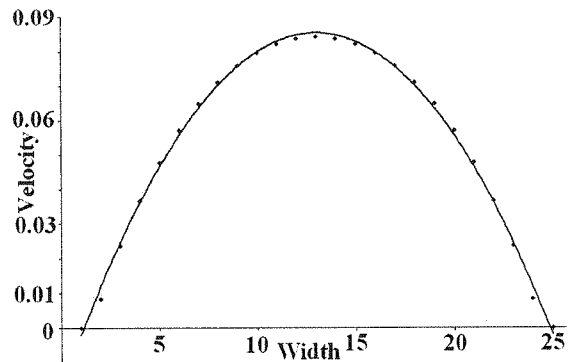
d_n نشانگر قطر آنوریسم، d_o قطر روزنه آنوریسم، d_s قطر استنت، d_f قطر مفتول، s_p اندازه روزنه استنت، s_f فاصله روزنه ها، و ε میزان تخلخل استنت هستند. (شکل ۴)



شکل (۴): پارامترهای هندسی مدل آنوریسم دارای استنت

نتایج عددی

با توجه به نتایج شبیه سازی عددی؛ که به وسیله الگوریتم شبکه بولتزمن برای مدل دوبعدی به دست آمده است، می‌توان به بررسی تأثیر همودینامیک ناشی از کاشت استنت بر روی برخی از آنوریسم ها و آشکار ساختن مکانیزم کاهش جریان و ویژگی های بحرانی استنت با توجه به اندازه آنوریسم پرداخت.



شکل (۳): مؤلفه سرعت در راستای محور بر حسب پهناي کانال (خط پر رنگ حل تئوری و نقاط حل شبیه سازی شده است.)

بررسی همودینامیکی آنوریسم دارای استنت

به تازگی، ایده کاشتن استنت متخلخل در رگ آسیب دیده به عنوان روشی برای پیشگیری از رشد بیشتر آنوریسم و گسیختگی احتمالی آن مطرح شده است. به این تکنیک می‌توان به عنوان روشی درمانی با حداقل آسیب های وارده و جایگزینی امیدوار کننده نسبت به بیشتر روشهای سنتی مانند جراحی نگاه کرد.

روش درمان کاشتن استنت در آنوریسم های مغزی روش درمانی جدید و دارای همودینامیکی پیچیده است که شامل شکل گیری لخته می‌باشد و هنوز بخوبی همه جوانب آن بررسی نشده است؛ به ویژه هنوز حالت و ساختمان بهینه استنت شناخته شده نیست (احتمالاً به موقعیت و نوع آنوریسم بستگی دارد)؛ لذا شبیه سازی های جدیدی نیاز است تا اینکه به طراحان برای یافتن پارامترهای بحرانی یاری رساند (قطر، میزان تخلخل، ...). در اینجا از روش شبکه بولتزمن استفاده می‌کنیم که توفیق زیادی در زمینه مدل کردن سیالهای مرکب؛ مانند سایر مسائل مربوط به جریان خون داشته است [۱۲].

برای مدل کردن هندسه آنوریسم از اضافه شدن یک حفره استوانه‌ای به یک کانال خطی دو بعدی استفاده شده است. استنت در واقع؛ مانند مانعی بر سر راه حفره آنوریسم عمل می‌کند که شرط عدم لغزش برای آن صادق است. رفتار خون نیز به صورت یک سیال نیوتنی در نظر گرفته شده است.

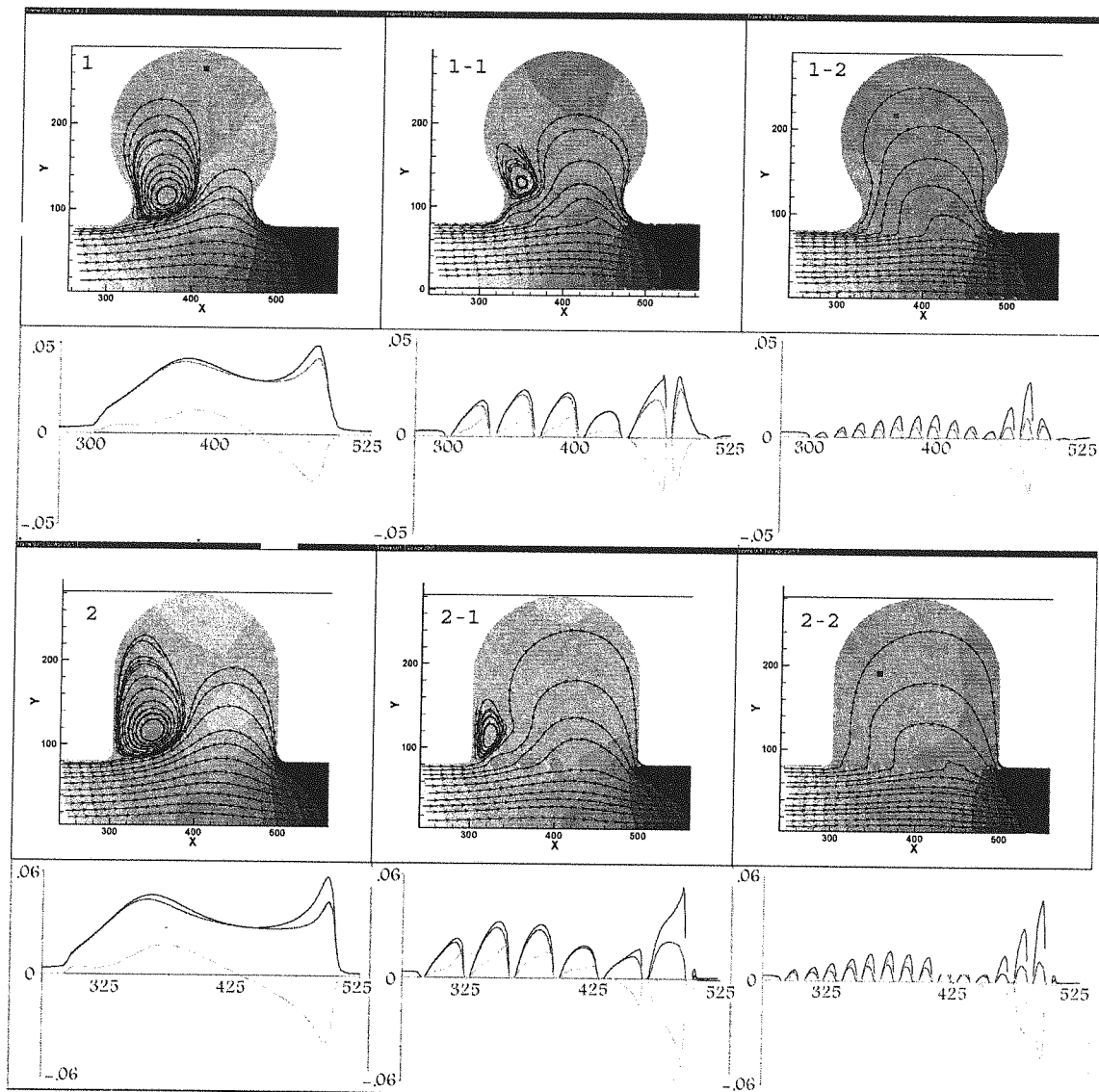
پارامترهای شبیه سازی

در این شبیه سازی ابعاد هندسی در دامنه آزمایش های تجربی و کلینیکی انتخاب شده اند [۱۳]. با توجه به جدول (۲) قطر آنوریسم بین ۵ تا ۱۰ میلی متر و روزنه آنوریسم بین ۵ تا ۱۰ میلی متر و رگ اصلی لوله استوانه‌ای شکلی به قطر ۴ میلی متر در نظر گرفته شده‌اند. در این شبیه سازی قطر استنت ۴ میلی‌متر و طول آن بین ۲۵ تا ۳۰ میلی‌متر در حالت باز شده است. استنت از حلقه های مفتولی موجی شکل از جنس فولاد و

الگوی جریان و تشکیل گردابه

شکل های (۵) و (۶) انواع الگوی جریان به همراه پروفیل سرعت در روزنه آنوریسم را برای آنوریسم های دارای استنت در اندازه های مختلف نشان می دهند. همان طور که مشاهده می شود در کلیه مدل ها گردابه در آنوریسم بدون استنت مستقیماً از الگوی جریان درون رگ پیروی می کند، به عبارت دیگر، بخوبی مشخص است که گردابه به دلیل وجود استنت کاهش پیدا کرده است. مقایسه نتایج خطوط جریان در آنوریسم های مدل ۱ و ۴؛ که

دارای نسبت برابر قطر آنوریسم (d_0) به قطر حفره (d_n) می باشند، نشان می دهد هر دو آنوریسم دارای الگوی جریان نسبتاً یکسان هستند که همین امر این فکر را در ذهن ایجاد می کند که الگوی گردابه به میزان d_n/d_0 بستگی دارد. نتایج همچنین نشان می دهند که احتمال پدیدار شدن گردابه در آنوریسم های دارای استنت، هرچه قطر آنوریسم بزرگ تر و یا قطر حفره کوچک تر باشد، بیشتر است. جدول (۳) نمایی کمی از میزان تغییر سرعت در آنوریسم برای استنت های مختلف را ارائه می کند.



شکل (۵): الگوی جریان درون آنوریسم های دارای استنت و بدون استنت به همراه پروفیل سرعت در روزنه آنوریسم (خطوط از پررنگ به کم رنگ به ترتیب بیانگر سرعت کل، سرعت در راستای x و در راستای y هستند)

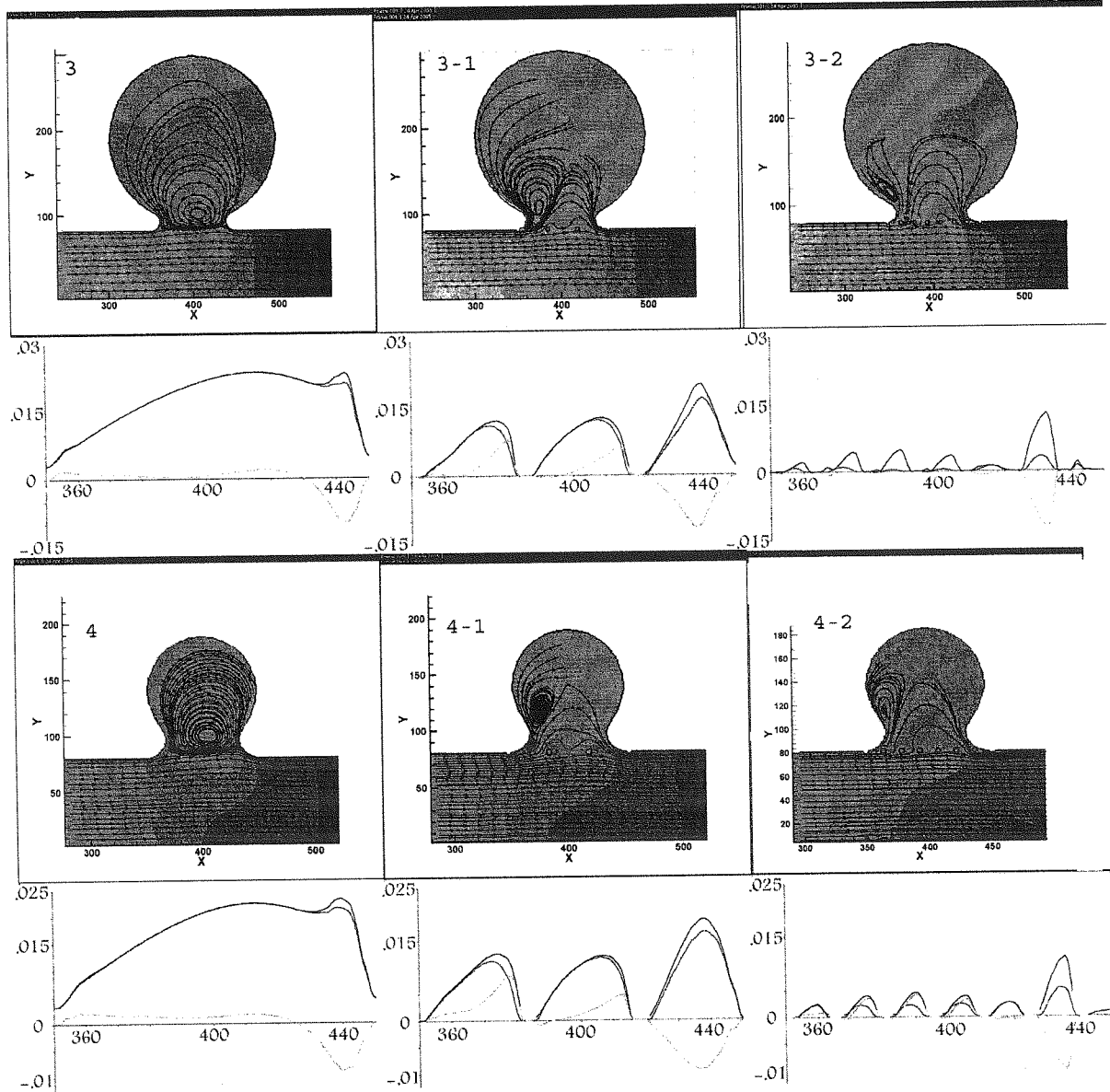
سرعت در امتداد عمود بر جریان اصلی در رگ منشأ) در مقایسه با v_x (مؤلفه سرعت در امتداد جریان اصلی) بسیار کمتر است. نتایج نشان می‌دهد که این اثر در واقع با رفتار فشار؛ هنگامی که کاهش جریان هنوز کامل نشده است، ارتباط دارد (شکل های مربوط به آنوریسم های دارای استنت). در جدول (۳) از تعاریف زیر استفاده شده است:

میزان اندازه گیری شده تأثیر استنت بر روی کاهش کلی سرعت؛ که کاهش میانگین سرعت نام دارد، به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\bar{v}_r = \frac{\bar{v}^{ns} - \bar{v}^{st}}{\bar{v}^{ns}} \times 100$$

که در آن \bar{v}^{st} و \bar{v}^{ns} به ترتیب سرعت متوسط بدون و با استنت در حفره آنوریسم هستند.

در شکل های (۵) و (۶) می بینیم که کاهش v_y (مؤلفه



شکل (۶): الگوی جریان درون آنوریسم های دارای استنت و بدون استنت به همراه پروفیل سرعت در روزه آنوریسم (خطوط از پررنگ به کم رنگ به ترتیب بیانگر سرعت کل، سرعت در راستای x و در راستای y هستند).

جدول (۳): پارامترهای اندازه گیری شده مربوط به شکل های (۵) و (۶) $v_0^*(\max)$ بیانگر سرعت بیشینه بدون بعد در روزنه آنوریسم، \bar{v}_r (%) درصد کاهش میانگین سرعت و P_a^* فشار بدون بعد درون آنوریسم

مدل آنوریسم	مدل استنت	$v_0^*(\max)$	\bar{v}_r (%)	P_a^*
۲	-	۰/۴۹۱۰	-	۱/۰۵۳۰
	۲-۱	۰/۲۷۰۹	۶۱/۹۰	۱/۰۵۶۰
	۲-۲	۰/۲۱۸۷	۶۶/۶۷	۱/۰۴۱۰
۳	-	۰/۲۷۶۹	-	۱/۰۲۳۰
	۳-۱	۰/۱۵۲۲	۶۷/۸۸	۱/۰۲۰۰
	۳-۲	۰/۰۶۴۲	۸۷/۶۴	۰/۹۹۹۰
۴	-	۰/۴۴۱۰	-	۱/۰۴۷۰
	۴-۱	۰/۲۷۱۶	۵۸/۸۲	۱/۰۲۵۰
	۴-۲	۰/۱۳۶۶	۷۲/۰۶	۱/۰۰۸۰
۱	-	۰/۲۵۵۲	-	۰/۰۶۰۰
	۱-۱	۰/۱۳۷۳	۵۶/۷۶	۰/۹۱۸۰
	۱-۲	۰/۰۵۹۷	۷۹/۴۴	۰/۸۴۳۰

نتیجه گیری

در این مقاله، روش شبکه بولتزمن به عنوان روشی نو در حل مسائل سیالات بیولوژیک به ویژه خون معرفی و اصول تئوری و همچنین روش عددی آن با نگارش برنامه ای به زبان فورترن برای مسایل دوبعدی با شرط مرزی تناوبی بررسی شد. در ادامه، مکانیزم کاهش جریان در آنوریسم های دارای استنت به وسیله شبیه سازی دو بعدی شبکه بولتزمن بررسی شد و نتایج عددی به دست آمده بخوبی با مشاهدات تجربی نشان داده شده در شکل (۱) مطابقت داشت [۱۳]. همچنین ارتباط بین عوامل و پارامترهای موثر بر کارایی استنت به دست آمد. به ویژه، نشان داده شد که پارامتر تخلخل به تنهایی برای بیان اثر استنت در کاهش سرعت میانگین درون آنوریسم کافی نیست؛ بلکه قطر روزنه و همچنین هندسه آنوریسم نیز می توانند به عنوان عواملی تعیین کننده نقش استنت در کاهش سرعت را دستخوش تغییر قرار دهند.

به عنوان کارهای بعدی می توان تأثیر فشار بر روی آنوریسم با دیواره الاستیک و همچنین ایجاد و رشد لخته در اثر کاشت استنت را بررسی کرد. همان طور که گفته شد کار با روش شبکه بولتزمن، در مقایسه با روش های سنتی مانند المان محدود، به خاطر بهره گیری از الگوریتم ساده اش بسیار راحت است. همچنین این روش قابلیت های بسیار امیدوار کننده ای در مواجهه با مسایل سیالات چندفازی و غیر نیوتنی و مرزهای الاستیک در فضاهای 2D و 3D از خود نشان داده

سرعت بیشینه بدون بعد در روزنه $v_0^*(\max)$ به صورت $v_0^* = \frac{v_0(\max)}{U}$ که در آن $v_0(\max)$ سرعت بیشینه در روزنه آنوریسم و U سرعت در مرکز رگ هستند. فشار بدون بعد P_a^* به صورت زیر تعریف می شود که در آن، P_a فشار درون آنوریسم و P_{in} و P_{out} فشارهای ورودی و خروجی می باشند.

$$P_a^* = \frac{P_a - P_{out}}{P_{in} - P_{out}}$$

به صورت کلی می توان گفت عامل ایجاد فشار بالا در آنوریسم بالا بودن سرعت در روزنه است. همچنین این نکته قابل توجه است که فشار در آنوریسم های کوچک دارای استنت بیشتر از فشار بدون استنت است.

تأثیر اندازه سوراخ ها بر کاهش میزان جریان

مشاهدات آزمایشگاهی [۱۳]، نشان می دهد که مدل ۲ نسبت به ۳ برای مقادیر تخلخل (مجموع مساحت سوراخ ها/مساحت کل استنت) بین ۷۹ تا ۹۲/۵ درصد دارای میزان کاهش جریان بهتری است. همچنین نشان داده شده است که استنت های متعدد با تخلخل یکسان می توانند میزان کاهش جریان متفاوتی داشته باشند.

در این مطالعه نیز این پدیده مشاهده می شود و می توان گفت تنها تخلخل استنت به عنوان عامل تعیین کننده کاهش جریان در آنوریسم کافی نیست. به علاوه، کاهش سرعت وابستگی های متفاوتی به تخلخل استنت در آنوریسم های دارای روزنه کوچک و بزرگ دارد، و اندازه روزنه آنوریسم نیز عاملی تعیین کننده است (شکل ۷).

برای استنت با سوراخ ریز (تخلخل کم)، انسداد و درمان مدل ۳ به دلیل سرعت کمتر در روزنه آنوریسم سریع تر و راحت تر از مدل ۲ انجام می پذیرد. تحلیل عددی بخوبی با مشاهدات تجربی هماهنگی دارد [۱۰].

شکل (۷c) نشان می دهد که کاهش سرعت متوسط در آنوریسم های دارای روزنه کوچک همراه با استنت دارای سوراخ های کوچک بهتر صورت می گیرد؛ ولی تغییرات آن بسیار تند است، چنانچه با بزرگ شدن اندازه سوراخ های استنت این خاصیت تغییر می کند و کاهش جریان برای آنوریسم های با روزنه بزرگ تر بهتر انجام می پذیرد.

شکل (۷b) نشان می دهد به وسیله نرمالیزه کردن اندازه سوراخ ها با اندازه روزنه آنوریسم می توان رفتار کلی تری را مشاهده کرد.

M.P. Marks, M.D. Dake, G.K. Steinberg, A.M. Norbash and B. Lane, Stent placement for arterial and venous cerebrovascular disease: preliminary clinical experience. *Radiology* **191** (1994), pp. 441-446.

A.K. Wakhloo, F. Schellhammer, J. de Vries, J. Haberstroh and M. Schumacher, Self-expanding and balloon-expandable stents in the treatment of carotid aneurisms: an experimental study in a canine model. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **15** (1994), pp. 493-502.

M. Aenis, A.P. Stancampiano, A.K. Wakhloo and B.B. Lieber, Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurism model. *ASME J. Biomech. Eng.* **119** (1997), pp. 206-212.

T.M. Liou, W.C. Chang and C.C. Liao, LDV measurements in lateral model aneurisms of various sizes. *Exp. Fluids* **23** (1997), pp. 317-324.

S.C.M. Yu and J.B. Zhao, A steady flow analysis on the stented and non-stented sidewall aneurism models. *Med. Eng. Phys.* **21** (1999), pp. 133-141.

M. Bouzidi, D. d'Humieres, P. Lallemand, L. Lou. Lattice Boltzmann Equation on a Two-Dimensional Rectangular Grid. *Journal of Computational Physics*, Vol.172 pp.704-717, 2001.

James Bulik, Single Relaxation Time Lattice Boltzmann Model. University of Edinburgh webpages.

Francis B. Hildebrand. *Advanced calculus for Applications*. Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, 1963.

D.G. Zill, M.R. Cullen. *Differential Equations with Boundary Value Problems*. Brooks/Cole, Pacific Grove, California 1986.

D. Kandhai, A. Koponen, A. Hoekstra, M. Kataja, J. Timonen, P. M. A. Sloot. Implementation Aspects of 3D Lattice-BGK Boundaries, Accuracy, and a New Fast Relaxation Method. *Journal of Computational Physics*, Vol.150 pp.482-501, 1990.

A.M.M. Artoli, D. Kandhai, H.C.J. Hoefsloot, P.M.A. Sloot, in: P.M.A. Sloot, et al. (Eds.), *Lattice Boltzmann: A Robust and Accurate Solver for Interactive Computational Hemodynamics*, vol. 7, ICCS, LCNS 265, 2003, pp.1034-1043.

Krisztina Baráth, Francis Cassot, Daniel A. Rüfenacht and Jean H. D. Fasel, Anatomically Shaped Internal Carotid Artery Aneurism in Vitro Model for Flow Analysis to Evaluate Stent Effect, *American Journal of Neuroradiology* vol.25 pp.1750-1759 November-December 2004.

[۲] است. با توجه به اهمیت بررسی جریان خون در مدل های سه بعدی و توانایی روش بولتزمن، فضای مناسبی در توسعه این روش و بدست آوردن نتایج ارزشمند در زمینه بیو فلویید پیش بینی می شود.

[۳]

[۴]

[۵]

[۶]

[۷]

[۸]

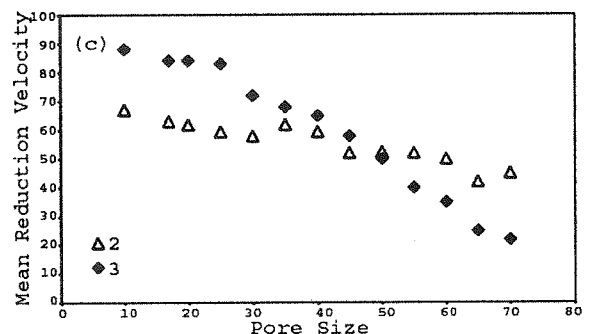
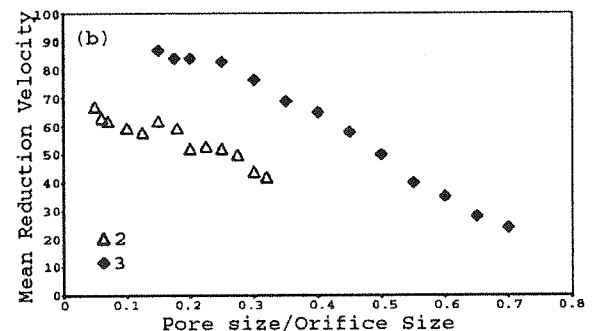
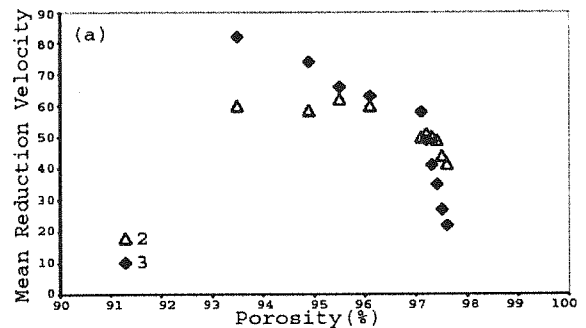
[۹]

[۱۰]

[۱۱]

[۱۲]

[۱۳]



شکل (۷): کاهش سرعت در آنوریسم دارای استنت (کاهش سرعت متوسط برای مدل های ۲ و ۳ به عنوان تابعی از تخلخل و نسبت اندازه سوراخ ها به اندازه روزه آنوریسم و اندازه سوراخ ها به ترتیب در (a)-(c) نشان داده شده است.)

مراجع

[۱] B.B. Lieber, A.P. Stancampiano, A.K. Wakhloo, Alteration of hemodynamics in aneurism models by stenting: influence on stent porosity, *Ann. Biomed. Eng.* **25** (3) (1997) 460-469.

زیر نویس

- i Fermi-Dirac
- ii Maxwell
- iii Time Relaxation
- iv Bounce-Back