

تحلیل جریان سه بعدی و پایدار خون در شریان کرونر استنت گذاری شده

وهاب دهلغی^۱؛ محمد تفضلی شادپور^۲؛ سیامک نجاریان^۳

چکیده

یکی از مشکلات استنت‌ها گرفتگی مجدد شریان (Restenosis) است که با تنش برشی در دیواره شریان نسبت معکوس دارد. کاشت استنت توزیع تنش برشی در دیواره شریان را تغییر داده بنابراین هندسه استنت احتمالاً در ایجاد تنگی مجدد مؤثر است. در این تحقیق برای تحلیل جریان پایدار دو و سه بعدی خون در شریان های کرونر استنت گذاری شده از دینامیک محاسباتی سیالات استفاده شده است. هندسه واقعی استنت‌ها با استفاده از نرم افزار (Gambit, V2.0) مدل گردید. خون به صورت یک سیال نیوتنی و غیر قابل تراکم و دیواره شریان صلب فرض شده است. برای حل معادلات ناویر- استوکس حاکم از نرم افزار (Fluent, V6.0.12) استفاده شده است. تاثیر استفاده از تقسیم کننده جریان بر روی توزیع تنش برشی در دیواره شریان بررسی شد. نتایج نشان دادند که تنش برشی در دیواره شریان در بین حلقه‌های استنت به فاصله بین حلقه‌ها، پروفیل حلقه‌ها، تعداد حلقه‌ها و انحناهای شریان بستگی دارد. در مدل‌های سه بعدی، تنش برشی در دیواره شریان استنت گذاری شده برای استنت‌های دارای هندسه‌های مختلف محاسبه و نواحی بحرانی مشخص شدند. استفاده از تقسیم کننده جریان به طرز قابل ملاحظه ای تنش برشی در دیواره شریان در ناحیه استنت گذاری شده را افزایش می‌دهد.

کلمات کلیدی:

استنت، تنش برشی، گرفتگی مجدد، شریان کرونر، دینامیک محاسباتی سیالات.

Analysis of 3D and Steady Blood Flow in Stented Human Coronary Artery

V. Dehlaghi; M. Tafazoli Shadpoor; S. Najarian

ABSTRACT

Shear stress is known to play a central role in restenosis formation and is sensitive to stent geometry. This article presents 2D and 3D computational fluid dynamics models to analyze steady blood flow in a stented human coronary artery. In 3D simulations, stents are assumed with real structure and modeled using the commercial software package (Gambit, V2.0). The blood flow was modeled as an incompressible Newtonian viscous fluid resulting in the Navier-Stokes equations. Rigid geometric boundary conditions were assumed for all simulations. The governing equations were solved using the commercial finite volume code (Fluent, V6.0.12). The results have shown that the wall shear stress between stent struts was sensitive to strut spacing, profile of strut, number of strut and curvature. In 3D models, the wall shear stress distributions for different types of stents were calculated and critical regions were investigated. By application of a flow divider, the wall shear stress in stented segment increases markedly.

^۱ دانشجوی دکترای بیومکانیک؛ دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر؛ تهران؛ ایران: dehlaghi@aut.ac.ir

^۲ استادیار؛ دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر؛ تهران؛ ایران: tafazoli@aut.ac.ir

^۳ استاد؛ دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر؛ تهران؛ ایران: najarian@aut.ac.ir

KEYWORDS

Stent, Shear stress, Restenosis, Coronary artery, Computational fluid dynamics.

۱- مقدمه

بیماری آترواسکلروسیس شایع ترین بیماری سیستم قلب و عروق است که در آن تشکیل پلاک، اندازه مجرای عبورخون راکاهش می‌دهد. بررسیهای اپیدمیولوژیک نشان داده که عوامل مختلفی احتمال ابتلا به آترواسکلروسیس را افزایش می‌دهند. یکی از این عوامل خطرزا الگوی جریان خون است [۱]. در نواحی تحت آترواسکلروسیس الگوی جریان پیچیده ای وجود دارد [۲] و [۳]. درحالیکه بسیاری از عوامل خطرزا از قبیل افزایش فشارخون، سن، هیپرلیپیدمی، اعتیاد به سیگار و دیابت به صورت سیستمی در آترواسکلروسیس موثرند، عوامل همودینامیک به صورت موضعی تأثیر گذاشته و باعث شدت گرفتگی می‌شوند [۴]. درجریان نوسانی خون، زمان توقف ذرات موجود در خون افزایش یافته و بعضی ذرات از جمله منوسیت ها برای چسبیدن به لایه اندوتلیوم و ورود به لایه اینتیمیا فرصت می‌یابند که این اولین مرحله در تشکیل آترواسکلروسیس است [۵] و [۶]. تحقیقات نشان داده که در نواحی با تنش برشی کم ضخامت لایه اینتیمیا افزایش یافته پس بین ضخامت لایه اینتیمیا و تنش برشی دیواره رابطه معکوس وجود دارد [۷] - [۹]. بنابراین عوامل همودینامیک از قبیل انحراف از الگوی جریان یک طرفه، سرعت جریانی کم، ایجاد نواحی جدایی جریان و تنش برشی دیواره کم و نوسانی، علل اولیه شروع بیماری آترواسکلروسیس هستند [۱۰] - [۱۳]. تنگی شریان در مراحل پیشرفته آن عوارض بسیار جدی داشته و به اقدامات کلینیکی ویژه ای جهت مداوا نیاز دارد که یکی از آنها کاشت استنت بوده که وظیفه اصلی آن، باز نگه داشتن شریان بیمار است.

یکی از مشکلات کاشت استنت ها تنگی مجدد است. هنگامی که یک استنت در داخل شریان قرار می‌گیرد خون نسبت به مواد متشکله استنت واکنش نشان می‌دهد [۱۴]. اولین پاسخ بیولوژیکی، تشکیل لخته بر روی سطح استنت است که در هفته اول بعد از کاشت آن به ماکزیم مقدار خود رسیده، سپس این لخته به ساختاری فیبری تبدیل می‌شود [۱۵]. زدودن پلاکت ها، تکنیک‌های جدید کارگذاری استنت، پرداخت سطح استنت و فرآیندهای تشعشی از مهم‌ترین اقدامات برای مقابله با واکنش‌های مذکور و محدود کردن میزان لخته زایی است. با این وضع تنگی مجدد برای تمام استنتها در حدود ۲۰ تا ۳۰٪ باقی مانده و در بعضی از بیماران به بالاتر از ۵۰٪ می‌رسد

[۱۶]. طراحی مناسب استنت ممکن است باعث کاهش سرعت تقسیم سلولهای صاف شده و از سرعت تنگی مجدد در استنت بکاهد.

مطالعات انجام شده بر روی استنت‌ها در محیط زنده نشان می‌دهد که با افزایش فاصله بین حلقه‌های استنت و کاهش تلاقی حلقه‌ها میزان رشد لایه اینتیمیا کاهش می‌یابد [۱۷]. علاوه بر اندازه شریان، هندسه استنت مهم ترین فاکتور در تعیین میزان تنگی مجدد در استنت است [۱۸]. تغییر در هندسه استنت بر روی موج فشار و جریان در سه ناحیه بالادست، پایین دست و طول استنت تغییراتی ایجاد می‌کند [۱۹]. کاشت استنت، هندسه رگ را تغییر داده به طوری که نواحی با تنش برشی ماکزیم و مینیم در نزدیکی لبه‌های استنت ایجاد شده و این تغییرات با الگوی تنگی مجدد مرتبط است [۲۰]. در عروق استنت گذاری شده، میزان رشد لایه اینتیمیا و تنش برشی با یکدیگر نسبت عکس داشته و تنش برشی در نحوه تشکیل و رشد لایه اینتیمیا و در نتیجه ایجاد تنگی مجدد در استنت‌ها نقش اساسی دارد [۲۱] - [۲۳].

الگوی جریان موضعی خون با کاشت استنت تغییر می‌کند. از این رو باید تأثیر هندسه استنت بر الگوی جریان خون و تنگی مجدد بررسی شود. از آنجائیکه مطالعات (*in vivo*) در این زمینه مشکل است، تحلیل جریان در شریان‌های استنت گذاری شده به روش دینامیک محاسباتی سیالات (CFD) ابزار مناسبی برای بررسی الگوی جریان خون در استنت‌ها و تعیین پارامترهای مربوط به آن است. مطالعاتی که تا کنون به روش (CFD) به منظور تحلیل الگوی جریان خون در عروق استنت گذاری شده انجام شده دارای فرض‌های ساده ساز بسیاری است. در این مطالعات، جریان خون به صورت دو بعدی و بر روی یک صفحه تخت و صلب [۲۴] و یک لوله صلب به دو شکل مستقیم [۲۵] و منحنی [۲۶] که حلقه‌های استنت در داخل آن قرار گرفته، تحلیل شده است. در تحقیق موجود با مدل سازی شکل هندسی واقعی تر استنت، جریان پایدار خون در شریان کرونر استنت گذاری شده بررسی شده است.

۲- مواد و روش ها

هدف از انجام این تحقیق تحلیل جریان خون در شریان کرونر استنت گذاری شده است. دیواره شریان در ناحیه استنت گذاری شده و قبل و بعد از آن صلب فرض می‌شود. تحقیقات نشان داده که با توجه به افزایش صلبیت دیواره شریان در اثر

تشکیل پلاک، خطای ناشی از این فرض قابل اغماض است [۲۴]. پروفیل سرعت در ورودی شریان به صورت خطی و برابر مقادیر فیزیولوژیک در نظر گرفته شده و فشار در خروجی شریان ثابت و برابر فشار اتمسفر فرض می‌شود [۲۴]. با توجه به میزان کرنش برشی در شریان کرونر خون را می‌توان سیال نیوتنی و غیر قابل تراکم در نظر گرفت که در این صورت معادلات حاکم عبارتند از:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho U) = 0 \quad (۱)$$

$$\rho \frac{DU}{Dt} = \rho \cdot g - \nabla P + \mu \nabla^2 U \quad (۲)$$

که در آن:

ρ : چگالی (kg/m^3)

U : بردار سرعت (m/s)

P : فشار (Pa)

g : شتاب جاذبه (m/s^2)

μ : ویسکوزیته دینامیکی (Pa.s)

با توجه به تحقیقات انجام شده مقدار $\rho = 1050 \text{ (kg/m}^3\text{)}$ و $\mu = 0.025 \text{ (Pa.s)}$ در نظر گرفته می‌شود [۲۵]–[۲۷].

معادلات ناویر-استوکس به دست آمده با نرم افزار (Fluent, V6.0.12) به روش حجم محدود محاسبه می‌شوند. در روش حجم محدود با انتگرال گیری از معادلات حاکم بر روی هر حجم کنترلی معادلات جداسازی شده به دست می‌آید. جدا سازی معادلات حاکم را با در نظر گرفتن معادله بقا برای حالت پایدار یک کمیت اسکالر مانند ϕ می‌توان تشریح کرد. فرم انتگرالی این معادلات برای حجم کنترل V عبارتست از:

$$\oint \rho \phi U \cdot dA = \oint \Gamma \phi \nabla \phi \cdot dA + \int_V S_\phi dV \quad (۳)$$

که در آن:

A : بردار سطح

S_ϕ : کمیت ϕ در واحد حجم

Γ_ϕ : ضریب نفوذ کمیت ϕ

معادله Error! Reference source not found. برای هر حجم کنترل یا المان واقع در ناحیه مدل شده صادق است. از جدا سازی Error! Reference source not found. برای حجم کنترل V ، معادله Error! Reference source not found. به دست می‌آید:

$$\sum_f U_f \phi_f A_f = \sum_f \Gamma_\phi (\nabla \phi)_f A_f + S_\phi V \quad (۴)$$

که در آن:

N : تعداد سطوح حجم کنترل

ϕ_f : مقدار کمیت ϕ که از میان سطح f عبور می‌کند.

U_f : دبی جرمی که از میان سطح f عبور می‌کند.

A_f : مساحت سطح f

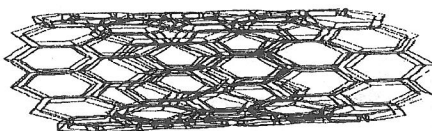
معادله (۴) برای تمام حجم کنترل‌ها نوشته شده و با حل هم زمان آنها توسط نرم افزار (Fluent) کمیت ϕ برای هر حجم کنترل محاسبه می‌شود.

یکی از کمیت‌های مورد بررسی در این تحقیق، تنش برشی در دیواره شریان است. تنش برشی را با محاسبه میزان کرنش برشی و ضرب آن در ویسکوزیته سیال می‌توان بدست آورد. نرم افزار (Fluent) تنش برشی و میزان کرنش برشی (γ) را برای یک سیال غیر قابل تراکم و نیوتنی با استفاده از رابطه زیر محاسبه می‌کند.

$$\tau = \mu \cdot \gamma$$

$$\gamma = \frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \quad (۵)$$

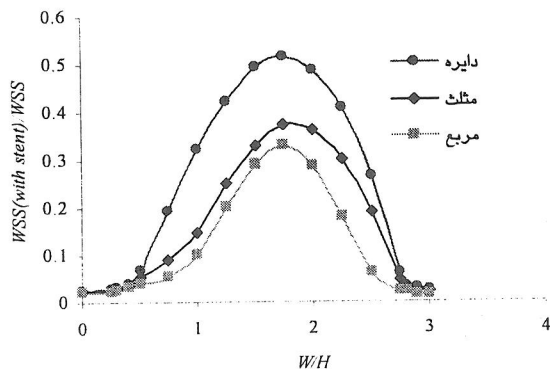
در شکل (۱) مدل یک نمونه استنت نشان داده شده است. برای ساختن این مدل ها از نرم افزار (Gambit V2.0) استفاده شد. بدین نحو که با دستورات این نرم افزار سه پروفیل دایره، مربع و مثلث برای مفتولی که با آن حلقه‌های استنت را می‌سازند تعریف شد. با برش قطعاتی از این مفتول با اندازه‌های برابر با ابعاد استنت‌های موجود، سه حلقه با شکل‌های شش ضلعی، چهار ضلعی و بیضی تهیه شد. با دوران هر کدام از این حلقه‌ها بر روی محیط یک دایره با قطری برابر با قطر شریان مورد نظر و اتصال حلقه‌ها به یک دیگر، یک استنت با طولی برابر یک حلقه ساخته شد. سپس با اتصال این استنت‌های یک حلقه‌ای به هم، استنت‌هایی با طول‌های مختلف تهیه شد. استنت تعریف شده به داخل یک شریان هم قطر منتقل و دو شکل با یک دیگر ترکیب شدند. حجم به دست آمده متناظر با یک شریان بوده که در داخل آن استنت قرار داده شده است. شرط مرزی سرعت صفر بر دیواره شریان و سطوح استنت اعمال گردید. تقسیم کننده جریان استوانه‌ای دارای قطر و طول متغیر است که در مرکز شریان قرار گرفته و به وسیله چهار پایه در ابتدا و انتهای استنت بر روی دیواره آن ثابت می‌شود. قطر پایه‌های نگه دارنده دو برابر قطر حلقه‌های استنت انتخاب می‌شود تا ضمن ایجاد مقاومت کم در برابر جریان خون، در مقابل نیروی محوری وارد شده بر آن توسط جریان سیال مقاوم باشد.



شکل (۱): مدل استنت ساخته شده با حلقه‌های شش ضلعی.

محاسبات نشان می‌دهد با ثابت ماندن نسبت W/H ، افزایش سطح پروفیل استنت بر توزیع تنش برشی بین حلقه‌های استنت تأثیری ندارد.

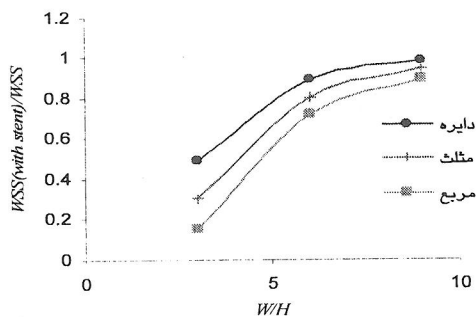
شکل (۳) تأثیر شکل هندسی پروفیل استنت بر روی توزیع تنش برشی بین حلقه‌های استنت را نشان می‌دهد. در این حالت، سه پروفیل مربع، مثلث و دایره با نسبت ارتفاع به فاصله بین حلقه‌های یکسان ($W/H=3$) در نظر گرفته شد.



شکل (۳): تأثیر شکل هندسی پروفیل استنت بر روی توزیع تنش برشی بین حلقه‌های استنت.

نتایج نشان می‌دهد که مقدار تنش برشی بین حلقه‌های استنت برای پروفیل دایره بیشتر از مثلث و مربع است. به نحوی که برای پروفیل دایره در ۲۵٪ فاصله بین دو حلقه از استنت، تنش برشی کمتر از ۱۰٪ حالت بدون استنت و برای پروفیل مثلث و مربع این فاصله به ترتیب ۴۰٪ و ۶۰٪ است. بنابراین برای پروفیل دایره، درصد بیشتری از فاصله بین دو حلقه دارای شرایط بهتر (تنش برشی بالاتر) است.

در شکل (۴) ماکزیم تنش برشی بین حلقه‌های استنت با پروفیل‌های فوق و برای مقادیر مختلف W/H ملاحظه می‌شود. این شکل نشان می‌دهد که تأثیر پروفیل حلقه‌های استنت بر روی تنش برشی بین حلقه‌ها در W/H پایین بیشتر بوده و با افزایش W/H این حساسیت کاهش می‌یابد.



شکل (۴): رابطه شکل هندسی پروفیل استنت و ماکزیم تنش برشی بین حلقه‌های استنت برای مقادیر مختلف W/H .

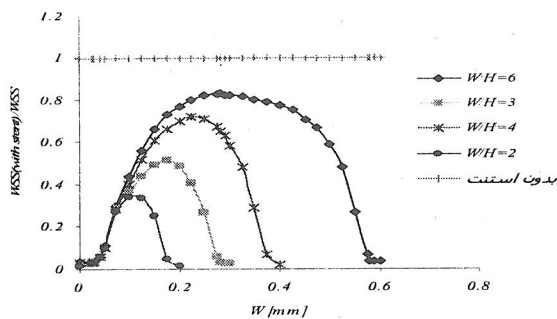
برای شبکه بندی جریان استنت گذاری شده با استفاده از الگوریتم (Tgrid) نرم افزار (Gambit) در مدل دو بعدی از المان‌های مثلثی و در مدل سه بعدی از المان‌های چهار ضلعی استفاده شده است. ابعاد المان‌ها به اندازه‌ای است که با کاهش آن به مقدار ۲۰٪ تغییراتی کمتر از ۱۰٪ در نتایج مشاهده می‌شود. تأثیر پارامترهای زیر بر روی تنش برشی در دیواره شریان بررسی شد:

- ۱- نسبت فاصله بین دو حلقه (W) به ارتفاع حلقه (H).
- ۲- شکل هندسی پروفیل استنت (دایره-مثلث-مربع).
- ۳- عدد رینولدز (Re).
- ۴- تعداد حلقه‌های استنت (n).
- ۵- مساحت پروفیل استنت (S).
- ۶- انحنای شریان.
- ۷- تقسیم کننده جریان.

۳- نتایج

۳-۱- تأثیر پارامترهای هندسی استنت:

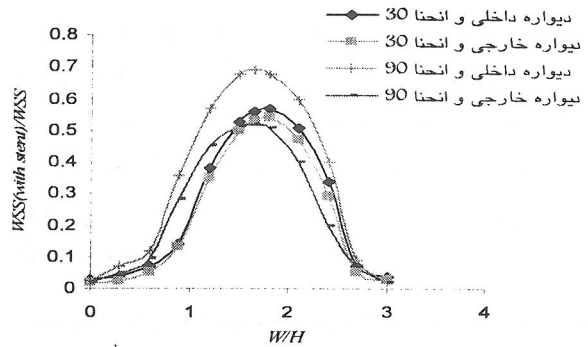
در شکل (۳) توزیع تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان در بین دو حلقه برای مقادیر مختلف W/H نشان داده شده است. یافته‌ها نشان می‌دهد که تنش برشی اعمال شده بر دیواره شریان در فاصله بین حلقه‌ها به پارامتر W/H وابسته بوده و برای استنت‌های با $W/H \leq 3$ ماکزیم تنش برشی در فاصله بین دو حلقه از استنت کمتر از ۵۰٪ تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان بدون استنت است. درحالی‌که برای $W/H=6$ در ۱۵٪ فاصله بین دو حلقه، تنش برشی دیواره کمتر از ۵۰٪ است. برای $W/H=2$ ، ماکزیم تنش برشی در فاصله بین حلقه‌ها ۳۵٪ تنش برشی موجود در یک شریان بدون استنت بوده و برای $W/H=6$ ماکزیم تنش برشی در دیواره شریان در فاصله بین دو حلقه از استنت ۸۰٪ تنش برشی در شریان بدون استنت است.



شکل (۵): توزیع تنش برشی بین دو حلقه از استنت برای مقادیر مختلف W/H .

۳-۲- تأثیر انحنای شریانی:

توزیع تنش برشی بین حلقه‌های استنت برای شریان انحنای دار و با زوایای انحنای ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه محاسبه شد. نتایج حاصله نشان داد که تنش برشی بین حلقه‌های استنت بر روی دیواره خارجی و داخلی متفاوت بوده و مقدار آن بر روی دیواره داخلی بزرگتر از دیواره خارجی است. این تفاوت با افزایش انحنای افزایش می‌یابد (شکل (۵)).

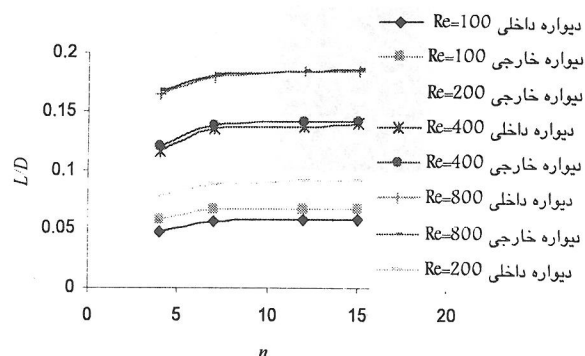


شکل (۵): توزیع تنش برشی بر روی دیواره خارجی و داخلی شریان استنت گذاری شده با انحنای مختلف.

۳-۳- تأثیر تعداد حلقه‌های استنت:

محاسبات نشان داده که با افزایش تعداد حلقه‌ها، طول ناحیه جدایی جریان (L) در پایین دست استنت افزایش یافته و هنگامی که تعداد حلقه‌ها در طول شریان از هفت عدد بیشتر می‌شود، طول این ناحیه در پایین دست استنت ثابت می‌ماند. با افزایش عدد رینولدز، طول ناحیه جدایی جریان افزایش می‌یابد. همچنین، در شریان انحنا دار، طول ناحیه جدایی جریان بر روی دیواره داخلی کوچک تر از دیواره خارجی بوده و این اختلاف با افزایش عدد رینولدز کاهش می‌یابد (شکل (۶)).

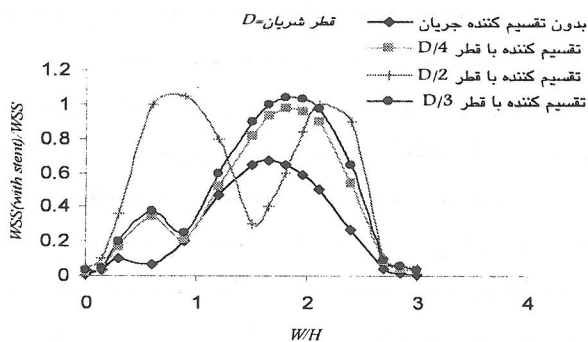
شریان با انحنای ۹۰ درجه



شکل (۶): تأثیر تعداد حلقه‌ها و انحنای شریان بر روی طول ناحیه جدایی جریان در پایین دست استنت در اعداد رینولدز مختلف.

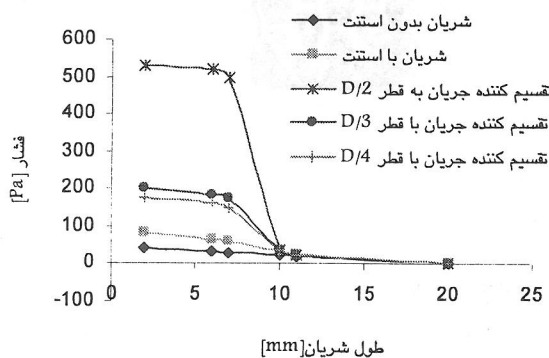
۳-۴- تأثیر استفاده از تقسیم کننده جریان:

با قرار دادن یک تقسیم کننده جریان با قطر $D/4$ در استنت، تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان در حدود ۵۰٪ افزایش می‌یابد. با افزایش قطر این تقسیم کننده به $D/3$ ، تنش برشی نسبت به حالت $D/4$ در حدود ۱۰٪ اضافه می‌شود. با افزایش قطر تقسیم کننده به $D/2$ ، الگوی جریان بین دو حلقه تغییر کرده و در مجاورت حلقه‌ها که نواحی بحرانی هستند، تنش برشی افزایش یافته و مقدار آن برابر حالت بدون استنت می‌شود. در حالیکه در فاصله کمی بین حلقه‌ها (حدود ۱۰٪ فاصله بین دو حلقه) تنش برشی کاهش یافته و مقدار آن برابر ۴۰٪ حالت بدون استنت شده ولی در مجموع اندازه ناحیه خطر کاهش می‌یابد (شکل (۷)).



شکل (۷): تأثیر استفاده از تقسیم کننده جریان بر روی توزیع تنش برشی بین حلقه‌های استنت.

گرادیان فشار متناظر با تقسیم کننده‌های جریان با قطرهای مختلف برای ایجاد دبی یکسان محاسبه و مشاهده شد که با کاشت استنت، گرادیان فشار مورد نیاز دو برابر حالت بدون استنت بوده و در صورت استفاده از تقسیم کننده جریان با قطرهای مختلف در استنت، گرادیان فشار باید مطابق با نمودارهای شکل (۸) افزایش یابد.



شکل (۸): تأثیر تقسیم کننده جریان با قطرهای مختلف بر روی گرادیان فشار مورد نیاز برای ایجاد دبی یکسان.

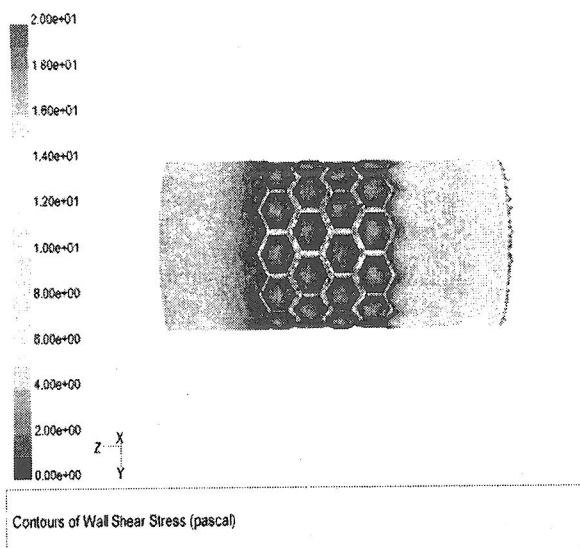
جدول (۱): مقایسه تنش برشی در حلقه اول و دوم استنت شش ضلعی بدون تقسیم کننده جریان.

سطح حلقه دوم %	سطح حلقه اول %	WSS(with stent)/WSS%
۰	۱۰	۴۰-۵۰
۱۹	۲۰	۳۰-۴۰
۲۳	۲۳	۲۰-۳۰
۲۳	۳۰	۱۰-۲۰
۲۵	۱۷	۰-۱۰

جدول (۲) و شکل (۱۰) تاثیر استفاده از یک تقسیم کننده جریان به قطر $D/3$ بر روی تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان را نشان می‌دهد. تقسیم کننده جریان باعث افزایش تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان در ناحیه استنت گذاری شده تا حدود ۵۰٪ گردیده و همچنین سطح نواحی بحرانی را کاهش می‌دهد.

جدول (۲): مقایسه تنش برشی در حلقه اول و دوم استنت شش ضلعی با تقسیم کننده جریان.

سطح حلقه دوم %	سطح حلقه اول %	WSS(with stent)/WSS%
۳	۱۸	۷۰-۸۰
۸	۸	۶۰-۷۰
۱۰	۱۰	۵۰-۶۰
۱۰	۱۵	۴۰-۵۰
۱۲	۲۳	۳۰-۴۰
۲۰	۱۵	۲۰-۳۰
۳۰	۱۰	۱۰-۲۰
۷	۲	۰-۱۰

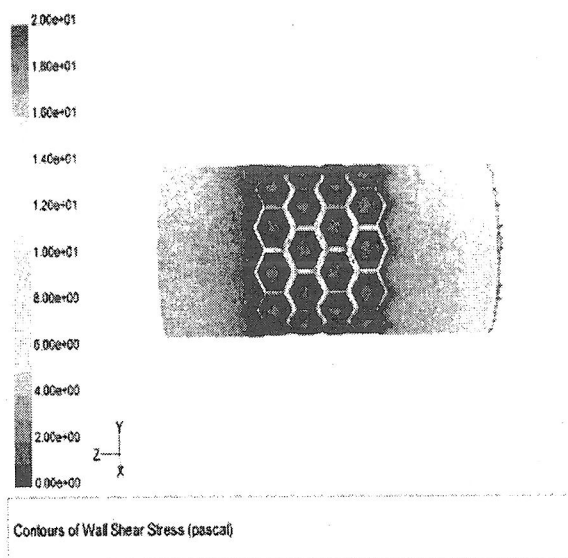


شکل (۱۰): توزیع تنش برشی در دیواره شریان استنت گذاری شده با استنت با حلقه های شش ضلعی با تقسیم کننده جریان.

با توجه به اینکه افزایش گرادیان فشار برای تقسیم کننده جریان با قطر $D/3$ ، ۴ برابر و قطر $D/2$ ، ۱۰ برابر است باید از نظر بالینی بررسی شود که اعمال این افزایش فشار در سیستم شریانی امکان پذیر است یا خیر.

۳-۵- تاثیر هندسه واقعی استنت:

در شکل (۹) توزیع تنش برشی در دیواره شریان استنت گذاری شده ملاحظه می‌شود. در این شریان یک استنت مشبک با حلقه‌های شش ضلعی کاشته شده است. تنش برشی در دیواره شریان محصور شده بین اولین حلقه استنت، حداکثر ۵۰٪ حالت بدون استنت بوده و در طول استنت نیز مقدار آن کاهش می‌یابد. برای حلقه‌های ردیف دوم این مقدار حداکثر ۴۰٪ حالت بدون استنت است. این شکل نشان می‌دهد که در حلقه‌های شش ضلعی گوشه‌ها، نقاط بحرانی بوده به طوری که تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان در این نقاط کمتر از ۱۰٪ حالت بدون استنت بوده و اندازه این نقاط بحرانی در حلقه‌های انتهایی بیشتر از ابتدایی است. در جدول (۱) حلقه اول و دوم یک استنت با حلقه‌های شش ضلعی با هم مقایسه شده است. در این جدول، درصد سطح حلقه و مقدار تنش برشی آن نسبت به شریان بدون استنت در حالت بدون تقسیم کننده جریان نشان داده شده است. تنش برشی اعمال شده بر روی پروفیل حلقه‌های استنت ۲ تا ۲/۵ برابر مقدار تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان بدون استنت است.



شکل (۹): توزیع تنش برشی در دیواره شریان استنت گذاری شده با استنت با حلقه های شش ضلعی بدون تقسیم کننده جریان.

۴- نتیجه گیری

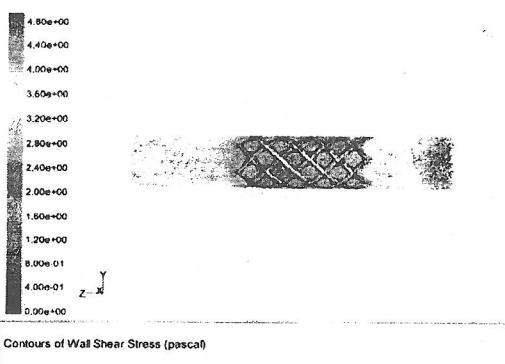
با توجه به نتایج حاصله از این تحقیق، الگوی جریان خون در شریان تحت تاثیر هندسه استنت است. پارامترهای هندسی مانند شکل پروفیل حلقه‌های استنت، فاصله بین حلقه‌ها و تعداد حلقه‌ها بر روی توزیع تنش برشی در دیواره شریان استنت گذاری شده موثر بوده که مهم ترین آنها فاصله بین حلقه هاست. زیرا در حالتی که فاصله بین حلقه‌های استنت کمتر از سه برابر ارتفاع حلقه‌ها باشد، جریان بین دو حلقه استنت از دیواره شریان جدا شده، در نتیجه تنش برشی اعمال شده به دیواره شریان به مقدار قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد. با افزایش این فاصله به شش برابر ارتفاع حلقه‌ها خطوط جریان به دیواره شریان چسبیده و جریان فقط در مجاورت حلقه‌های استنت جدا می‌شود. طول این ناحیه جدایی جریان به شکل هندسی پروفیل استنت بستگی دارد. برای پروفیل دایره، طول این ناحیه جدایی جریان کم ترین مقدار و برای پروفیل مربع، بیش‌ترین مقدار است. بنابراین پروفیل بهینه برای ساخت استنت‌ها، پروفیل حلقوی است. با توجه به اینکه طول ناحیه جدایی جریان در پایین دست استنت با افزایش طول استنت افزایش می‌یابد، بنابراین احتمال ایجاد تنگی مجدد در این ناحیه با افزایش طول استنت، اضافه می‌شود. در شریان‌های دارای انحناء، با توجه به اینکه مقدار تنش برشی بر روی دیواره داخلی بیشتر از دیواره خارجی است، احتمال ایجاد گرفتگی مجدد بر روی دیواره خارجی بیشتر است و این احتمال با افزایش انحناء، افزایش و با افزایش عدد رینولدز، کاهش می‌یابد. بررسی حلقه‌های استنت با هندسه‌های متفاوت نشان داد که هر چه زاویه اتصال اضلاع یک حلقه بزرگتر باشد اندازه ناحیه بحرانی محصور بین دو ضلع کاهش یافته، در نتیجه احتمال ایجاد تنگی مجدد کاهش می‌یابد. بنابراین در طراحی استنت باید تا حد امکان گوشه‌های تیز را حذف نمود. بدین ترتیب استنت با حلقه‌های بیضی شکل نسبت به حلقه‌های چهار ضلعی و شش ضلعی مناسب‌تر است.

تقسیم کننده جریان با هدایت جریان خون به طرف دیواره‌های شریان، مانع جدایی جریان در فاصله بین حلقه‌های استنت شده در نتیجه، تنش برشی در فاصله بین حلقه‌های استنت افزایش می‌یابد. تقسیم کننده جریان با تغییر الگوی جریان خون در ناحیه بالا دست و پایین دست استنت، تنش برشی اعمالی به این نواحی را افزایش داده و در نتیجه احتمال ایجاد تنگی مجدد را کاهش می‌دهد. کاشت تقسیم کننده جریان نیز باعث افزایش گرادیان فشار می‌شود.

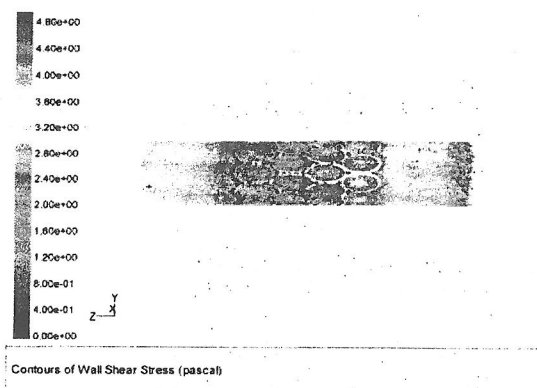
در جدول (۳) و شکل (۱۱) و (۱۲) تنش برشی در حلقه اول استنت‌های چهارضلعی و بیضی بدون تقسیم کننده جریان با هم مقایسه شده است. در هر سه نوع استنت مقدار تنش برشی ماکزیمم در سطح حلقه‌ها یکسان بوده ولی اندازه سطحی که این تنش به آن اعمال می‌شود متفاوت است. اندازه نواحی بحرانی (با تنش برشی کمتر از ۱۰٪ حالت بدون استنت) در حلقه‌های چهار ضلعی، ۱/۵ برابر شش ضلعی و بیضی ۰/۳ برابرشش ضلعی است.

جدول (۳): مقایسه تنش برشی در حلقه اول استنت شش ضلعی، چهار ضلعی و بیضی.

حلقه بیضی	حلقه چهارضلعی	WSS(with stent)/WSS%
۳۰	۱۰	۴۰-۵۰
۳۰	۲۰	۳۰-۴۰
۲۵	۲۰	۲۰-۳۰
۱۰	۲۵	۱۰-۲۰
۵	۲۵	۰-۱۰



شکل (۱۱): توزیع تنش برشی در دیواره شریان استنت گذاری شده با استنت با حلقه‌های چهار ضلعی بدون تقسیم کننده جریان.



شکل (۱۲): توزیع تنش برشی در دیواره شریان استنت گذاری شده با استنت با حلقه‌های بیضی بدون تقسیم کننده جریان.

- Tominagfa, R.; Kambic, H. E.; Emoto, H.; Havasaki, H.; Sutton, C.; Hollman, J.: "Effect of Desing Geometry of Intravascular Endoprosthesis on Stenosis Rate in Normal Rabbits", Am. Heart J., vol. 123 , P.P. 21-28, 1992.
- Rogers, C.; Edelman, E. R.; "Endovascular Stent Desing Dictates Experimental Restenosis and Thrombosis", Circulation, P.P. 2995-3001 1995.
- Pierre, H. R.; Charifi, A. B.; "Hemodynamics and Wall Mechanics after Stent Placement in Swine Iliac Arteries: Comparative Results from Six Stent Designs", Radiology, vol. 213, P.P. 229-246, 1999
- Wentzel, J. J.; Whelan, D. N.; Vandergiessen, W. J.; Serruys, P. W.; "Coronary Stent Implantation Changes 3D Vessel Geometry and 3D Shear Stress Distribution", J. Biomech., vol. 33, P.P. 1287-1295, 2000.
- Wentzel, J. J.; Krams, R.; Schuurbiens, J. C. H.; Serruys, P. W.; "Relationship Between Neointimal Thickness and Shear Stress after Wall Stent Implantation in Human Coronary Arteries", Circulation, vol. 103, P. P. 1740, 2001.
- Wentzel, J. J.; Gijssen, F. J. H.; Stergiopoulos, N.; Serruys, P. W.; "Shear Stress, Vascular Remodeling and Neointimal Formation", J. Biomech., vol. 36 P. P. 681-688, 2003.
- Carlier, S. G.; Wentzel, J. J.; Serruys, P. W.; Krams, R.; "Augmentation of Wall Shear Stress Inhibits Neointimal Hyperplasia after Stent Implantation", Circulation, 107, P. P. 2741 - 2746, 2003
- Berry, J. L.; Moore, J. E.; Routh, W. D.; "Experimental and Computational Flow Evaluation of Coronary Stents", Ann. Biomed. Eng., vol. 28, P.P. 386-398, 2000.
- Henry, S. F.; "Simulation of Flow Through Model Stented Arteries", ASME BED Bioeng. Conference, vol. 50, P.P. 329-330, 2001.
- Barakat, A. I.; "Computational Study of Arterial Flow Disturbance Induced by Intravascular Stents", ASME Summer Bioengineering Conference, vol. 50 P.P. 877-878, 2001
- Berry, J. L.; Manoach, E.; Mekkaoui, C.; Moore, J. E.; "Hemodynamics and Wall Mechanics of a Compliance Matching Stent: in vitro and in vivo Analysis", J. Vasc. Intervent. Radiol., vol. 13, P. P. 97-105, 2002.
- [۱۷] Kumar, V.; Cotran, R. S.; Robbins, S. L.; *Basic Pathology*, WB Saunders, 1992. [۱]
- [۱۸] Moore, J. E.; Ku, D. N.; Zarin C.K; Glagove, S.; "Pulsatile Flow Visualization in the Abdominal Aorta Under Differing Physiological Condition; Implication for Increased to Atherosclerosis", ASME J. Biomech. Eng., vol. 114, P.P. 391-397, 1992. [۲]
- [۱۹] Hayashi, k.; Yanai, y.; Naiki, T.; "A 3D-LDV Study of the Relation Between Wall Shear Stress and Intimal Thickness in a Human Aortic Bifurcation", ASME J. Biomech. Eng., vol. 118, P.P. 273-279, 1996. [۳]
- [۲۰] Moore, J. E.; Ku, D. N.; "Pulsatile Velocity Measurements in a Model of the Abdominal Aorta Under Resting Condition", ASME J. Biomech. Eng., vol. 116, P.P. 337-346, 1994. [۴]
- [۲۱] Nerem, R. M.; "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis", ASME J. Biomech. Eng., vol .114, P.P. 247-282, 1992. [۵]
- Glogov, S.; Zarins, C.; Giddens, D. P.; "Hemodynamics and Atherosclerosis", Arch. Pathol. Lab. Med., vol. 112, P.P. 1018-1031 1998. [۶]
- [۲۲] Bluestein, D.; Schoepfoerster, R. T.; Dewanjee, M. k.; "Steady Flow in an Aneurysm Model: Correlation Between Fluid Dynamics and Blood Platelet Deposition", ASME J. Biomech. Eng., vol. 118, P.P. 280-286, 1996. [۷]
- Lei, M.; Kleinstreuer, C.; Truskey, G. A.; "Numerical Investigation and Prediction of Atherogenic Sites in Branching Arteries", ASME J. Biomech. Eng., vol. 117, P.P. 350-356, 1995. [۸]
- [۲۵] Giddens, D. P., Zarins, C. K.; "The Role of Fluid Mechanics in the Localization and Detection of Atherosclerosis", ASME J. Biomech. Eng., vol. 115, P.P. 588-593, 1993. [۹]
- [۲۶] Lee, D.; Chiu, J. J.; "Intimal Thickening Under Shear Stress in a Carotid Bifurcation, a Numerical Study", J. Biomech., vol. 29 P.P. 1-11 1996. [۱۰]
- [۲۷] Robinson, T.M.; Shipley, J. A.; Jones, M.; Bulbuia, R. A.; "Ultrasound Assessment of Externally Stented Vein Grafts", Physical Mathematical and Numerical Modelling of Blood Flow in Cardiovascular Disease Conference, 2003. [۱۱]
- Moore, J. E.; Glagov, S.; Zarins, C. K.; "Fluid wall Shear Stress Measurements in a Model of the Human Abdominal Aorta; Oscillatory Behavior and the Relationship to Atherosclerosis", Atherosclerosis, vol. 110, P.P. 225-240, 1994. [۱۲]
- He, X.; Ku, D. N.; "Pulsatile Flow in the Luman Left Coronary Artery Bifurcation: Average Conditions", J. Biomech. Eng., vol. 118, P.P. 74-82, 1996 [۱۳]
- Palmaz, J. C.; "Intravascular Stents; Tissue Stent Interactions and Design Considerations", Am. J. Radiol., vol. 160, P.P. 613-618, 1993. [۱۴]
- Komatsu, R.; Ueda, M.; Naruko, T.; Kojima, A.; Becker, A. E.; "Neointimal Tissue Response at Sites of Coronary Stenting in Lumans", Circulation, vol. 98, P.P. 224-233, 1998. [۱۵]
- Kastrati, A.; Mehilli, J.; Dirsschinger, J.; Pachejuml, K.; Schuhlen, H.; Seyforth, M.; "Restenosis after Coronary Placement of Various Stent Types", Am. J. Cardiolo., vol. 877, P.P. 34-39 2001. [۱۶]