مجله مهندسی مکانیک مدرس، مرداد 1395، دوره 16، شماره 5، ص‌ص 339-347

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

مطالعه اجزاء محدود تأثیر منعطف بودن بخشی از میله فنر بر پارامترهای همودینامیکی مؤثر بر خطر گرفتگی مجدد در محل کاشت فنر رگ کرونری

حامد افراسیاب[1*]، باهره کردرستمی[2]

1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی بابل، بابل

2- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی بابل، بابل

* بابل، صندوق پستی47148-71168 ، afrasiab@nit.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 24 اسفند 1394

پذیرش: 08 اردیبهشت 1395

ارائه در سایت: 12 خرداد 1395

کلید واژگان:

فنر

رگ کرونری

گرفتگی مجدد

تنش برشی دیواره

برهمکنش سیال- جامد

چکیده

اصلی‌ترین روش برای درمان بیماری گرفتگی عروق کرونری کاشت فنر در ناحیه تنگ شده رگ می‌باشد. این روش درمان با وجود مزایای بسیار ممکن است به دلیل وقوع گرفتگی مجدد در محل فنرگذاری، موفقیت مورد نظر را در پی نداشته باشد. مشاهدات نشان داده‌اند قرارگیری فنر در داخل رگ سبب تغییر در پارامترهای همودینامیکی بویژه تنش برشی دیواره و اندازه گردابه‌ها گردیده و شرایط را برای آغاز گرفتگی مجدد در محل فنر مساعد می‌سازد. با توجه به این مسأله، در این مقاله تأثیر برخی پارامترهای هندسی مانند شکل و ابعاد میله فنر بر توزیع تنش برشی دیواره و اندازه گردابه‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. علاوه بر این، جهت کاهش ریسک رخداد گرفتگی مجدد، استفاده از فنری که قسمتی از سطح مقطع آن انعطاف‌پذیر است پیشنهاد شده و تأثیر سفتی این قسمت انعطاف‌پذیر مورد بررسی قرار گرفته است. به این منظور تعامل بین جریان خون و قسمت انعطاف‌پذیر میله با روش لاگرانژی- اویلری اختیاری در چارچوب روش اجزاء محدود شبیه‌سازی شده است. نتایج حاصل نشان دادند انعطاف پذیر بودن قسمتی از سطح مقطع در فنرهایی با میله دایره‌ای با کاهش مقدار ماکزیمم تنش برشی و نیز کم کردن قابل توجه اندازه گردابه‌ها می‌تواند در کم کردن خطر وقوع گرفتگی مجدد مؤثر باشد. اما این امر در فنرهایی با میله مستطیلی نه تنها مقدار ماکزیمم تنش برشی را اندکی زیاد می‌کند بلکه با افزایش چشمگیر اندازه گردابه‌ها ممکن است منجر به افزایش ریسک وقوع گرفتگی مجدد گردد.

A finite element study on the effect of the partial flexibility of the stent strut on hemodynamic parameters affecting the restenosis risk in the coronary stent deployment site

Hamed Afrasiab*, Bahereh Kordrostami

Department of Mechanical Engineering, Babol University of Technology, Babol, Iran
* P.O.B. 47148-71168, babol, Iran, afrasiab@nit.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 14 March 2016
Accepted 27 April 2016
Available Online 01 June 2016

Keywords:
Stent
Coronary artery
Restenosis
Wall shear stress
Fluid-structure interaction

ABSTRACT

Stenting is considered to be the favoured tool for therapy of coronary stenosis disease. However, despite the many advantages of this treatment strategy, its outcome may be undermined by the restenosis occurrence in the stent deployment site. Observations have shown that stent deployment in the artery alters the hemodynamic parameters such as wall shear stress and vortice size and prepares the conditions for in-stent restenosis development. Considering this fact, in this paper, the effect of some geometrical parameters such as the shape and the size of the stent strut on the wall shear stress distribution and vortice size is investigated. Furthermore, employment of a stent with partial flexible strut is suggested to decrease the restenosis risk, and the effect of the flexible part stiffness is explored. For this purpose, the interaction between the blood flow and the flexible part is simulated by arbitrary Lagrangian-Eulerian approach in the framework of the finite element method. The results indicate that in stents with circular strut, the partial flexibility of the cross-section can be effective in reducing the restenosis risk by lowering the maximum value of the wall shear stress and considerably decreasing the vortice size. On the other hand, in stents with rectangular struts, not only does it not decrease the shear stress maximum value, but also, the vortices size is significantly increased and may lead to increased restenosis risk.

1- مقدمه

بیماری‌های قلبی- عروقی عامل اصلی مرگ و میر در کشورهای پیشرفته به شمار می‌روند و براساس پیش‌بینی‌ها تا سال 2020 به نخستین عامل مرگ و میر در سراسر جهان تبدیل خواهند شد [1]. در این میان، گرفتگی عروق کرونری[1] که در اثر تجمع پلاک‌های[2] چربی در دیواره رگ ایجاد می‌شود یکی

[1] Coronary arteries
[2] Plaque

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:
H. Afrasiab, B. Kordrostami, A finite element study on the effect of the partial flexibility of the stent strut on hemodynamic parameters affecting the restenosis risk in the coronary stent deployment site, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 5, pp. 339-347, 2016 (in Persian)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

از شایع‌ترین بیماری‌های قلبی-عروقی می‌باشد [2]. با تشکیل پلاک در رگ کرونری، مجرای عبور خون باریک شده و خون‌رسانی به ماهیچه قلب[1] دچار اختلال می‌شود که این امر ممکن است عوارض خطرناکی همچون حمله‌های قلبی را بدنبال داشته باشد [3]. کارآمدترین مداخله درمانی برای تخفیف عوارض ناشی از گرفتگی عروق کرونری کاشت فنر[2] در محل تشکیل پلاک می‌باشد [5,4]. فنر یک داربست لوله‌ای شکل است که مجرای رگ را باز کرده و از بازگشت مجدد دیواره رگ و تنگ شدن مجرا جلوگیری می‌کند [6]. بر اساس یکی از گزارش‌های منتشر شده، هر ساله در حدود یک میلیون نفر در سرتاسر جهان برای رفع عارضه گرفتگی عروق کرونری تحت درمان قرار می‌گیرند، که در 60 تا 80 درصد موارد از کاشت فنر بهره برده می‌شود [7].

با وجود مزایای بسیار استفاده از فنر مانند عدم نیاز به عمل جراحی باز، درد کمتر و دوره نقاهت کوتاهتر، ممکن است به دلیل احتمال وقوع گرفتگی مجدد در محل فنرگذاری موفقیت این روش در معرض مخاطره قرار گیرد. مطابق با یکی از آمار منتشر شده، در 20 تا 30 درصد موارد انسداد مجدد عروق در منطقه کاشت فنر رخ میدهد [8]. برخی آمار حتی این امر را در 30 الی 40 درصد موارد نیز گزارش کرده‌اند [9].

هنگامی که فنر در داخل رگ جایگذاری شود بدلیل کمتر بودن مساحت مجرای عبور خون در محل میله‌های فنر، سرعت جریان در این نقاط افزایش می‌یابد که این امر افزایش اندازه تنش برشی روی سطح میله‌های فنر را به دنبال دارد. تنش‌های برشی بالا پلاکت‌های خونی را که وظیفه انعقاد خون را بعهده دارند فعال می‌کنند [9]. از طرف دیگر، میله‌های فنر سبب جدایش جریان خون و ایجاد گردابه‌هایی در جریان بالادست میله می‌شوند. حرکت آرام‌تر جریان در ناحیه گردابه تنش‌های برشی کمتری در مقایسه با نقاطی که جریان دچار جدایش نشده ایجاد می‌کند. وجود جریان‌های چرخشی و گردابه‌ها از دو جهت می‌تواند سبب تسریع در وقوع گرفتگی مجدد گردد. اول از آن جهت که ممکن است پلاکت‌های فعال شده در اثر تنش برشی بالا در این گردابه‌ها گرفتار شوند که در صورت به هم خوردن تعادل بین آن‌ها و فاکتورهای جلوگیری کننده از انعقاد خون، لخته و گرفتگی ایجاد می‌گردد. دوم اینکه بدلیل پایین بودن سرعت جریان در این گردابه‌ها، مقدار تنش برشی نیز در آن‌ها اندک است. در تنش‌های برشی پایین به ویژه کمتر از 0.5 Pa سرعت ترمیم غشای مخاطی داخل رگ[3] که در اثر جاگذاری فنر آسیب دیده کاهش یافته و تشکیل لخته‌های خونی و وقوع گرفتگی مجدد بسیار محتمل خواهد بود. اما مناطقی که تنش برشی متوسط یا بالا دارند به ترمیم غشای مخاطی داخل رگ کمک کرده و مانع گرفتگی مجدد می‌شوند [9,8]. البته باید توجه داشت تنش‌های برشی خیلی بالا (بیشتر از 38 Pa) سبب تخریب غشای مخاطی و افزایش احتمال ایجاد گرفتگی در رگ می‌شوند [8-10].

از زمان کاشت اولین فنر در سال 1986 مطالعات زیادی جهت افزایش ایمنی و کارآیی فنرها انجام گرفته است. نتایج این مطالعات نشان داده است ساختمان فنر تأثیر بسزایی در انسداد مجدد عروق ایفا میکند [12,11]. به عنوان نمونه، سالیوان و همکاران در [13] فنر تجاری پالماز[4] (با میله‌های مستطیلی و گوشه‌های هموار) و یک فنر ساخته شده در آزمایشگاه (با میله‌های ضخیم‌تر و گوشه‌های تیز) را در دو گروه ده تایی از خوکچه‌های هندی جاگذاری کرده و بعد از نود روز مشاهده کردند گرفتگی مجدد بیشتر در گروه دوم رخ داده است. لادیسا و همکاران در [14] با بهره‌گیری از دینامیک سیالات محاسباتی، تأثیر پارامترهای هندسی فنر مانند قطر میله، فاصله میله‌ها و زاویه قرارگیری آن‌ها نسبت به یکدیگر را بر تغییرات محلی ایجاد شده در تنش برشی دیواره رگ کرونری مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها در پژوهشی دیگر اثرات قطر بازشدن فنر و تعداد میله‌های فنر را نیز بررسی نمودند [15]. مورتون و همکاران در [16] تأثیر طراحی فنر (مارپیچ یا لوله‌ای)، طول و پهنای فنر، ضخامت میله فنر، شکل میله، همواری سطح و ترکیب آلیاژی فنر بر خطر گرفتگی مجدد را مطالعه کردند. خیمنز و دیویس با کمک دینامیک سیالات محاسباتی در [9] نشان دادند فنرهایی که همخوانی بهتری با خطوط جریان دارند با کم کردن تعداد و اندازه گردابه‌ها، خطر وقوع انسداد مجدد را کاهش میدهند. بالوسینو و همکاران در [10] با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی، تأثیر جاگذاری فنر بر دینامیک موضعی جریان خون را بررسی نموده و مشاهده کردند استفاده از میله‌های ضخیم‌تر برای ساخت فنر، تنش برشی موضعی بالاتری ایجاد می‌کند اما مساحت ناحیه دارای تنش برشی بحرانی پایین روی دیواره رگ را کاهش می‌دهد. مورلاچی و همکاران در [17] دوازده فنر مشابه را در یک گروه شش تایی از خوک‌های سالم جاگذاری کرده و بعد از بیست و هشت روز رگ فنرگذاری شده را از بدن خوک‌ها خارج نمودند. سپس با مدل‌سازی هندسه واقعی این رگ‌ها در مکانیک سیالات محاسباتی، پارامترهای همودینامیکی مانند تنش برشی دیواره را مورد محاسبه قرار دادند. نتایج حاصل نشان داد انبساط بیش از حد یک سمت فنر و نیز جاگذاری نامتقارن آن تأثیر قابل توجهی بر توزیع غیریکنواخت تنش برشی دیواره و افزایش خطر گرفتگی مجدد خواهد داشت. کاسترا و همکاران در [18] تنش برشی دیواره رگ فنرگذاری شده را توسط دو مدل مبتنی بر دینامیک سیالات محاسباتی و برهمکنش سیال- سازه محاسبه و مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند با توجه به تغییر شکل بسیار اندک دیواره رگ، در صورت استفاده از فنرهای صلب، نتایج بدست آمده توسط دو مدل بسیار به هم نزدیک است.

علی‌رغم تلاش‌های بسیار برای بهبود ساختمان فنرها، هنوز هیچکدام از فنرهای موجود به تنهایی حائز تمام ویژگی‌های یک فنر ایده‌آل نیستند که این امر انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه را اجتناب‌ناپذیر می‌نماید [11]. علاوه بر این، مطالعات انجام شده در گذشته به بررسی و بهبود طراحی فنرهایی معطوف شده که از میله‌های صلب تشکیل شده و در مقابل جریان خون دچار تغییر شکل نمی‌شوند. با توجه به این امر، در مقاله حاضر استفاده از فنرهایی که در ساختار میله‌ای خود شامل دو قسمت صلب و انعطاف‌پذیر هستند پیشنهاد شده است. قسمت صلب میله استحکام مورد نظر فنر را تأمین کرده و قسمت انعطاف‌پذیر با تغییر شکل در مقابل جریان خون، دینامیک جریانی متفاوت از دینامیک جریان ناشی از میله‌های صلب رقم می‌زند که ممکن است در بهبود شرایط و کاهش خطر وقوع گرفتگی مجدد مؤثر باشد. با توجه به تغییر مرزهای سیال در اثر تغییر شکل میله فنر، برخلاف مراجع قبلی (مانند مرجع [15]) که صرفا از دینامیک سیالات محاسباتی بهره گرفته‌اند به‌منظور شبیه‌سازی تغییر شکل قسمت انعطاف‌پذیر فنر در مقابل جریان خون، از مدل‌سازی برهمکنش سیال-سازه در چارچوب روش اجزاء محدود بهره گرفته شده است. رفتار قسمت تغییر شکل‌پذیر فنر به‌صورت الاستیک فرض شده و دو مدل نیوتنی و غیرنیوتنی برای شبیه‌سازی جریان خون مورد استفاده قرار گرفته است. با عنایت به این‌که برخی

[1] Myocardium
[2] Stent
[3] Neointimal hyperplasia
[4] Palmaz

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

پژوهش‌های پیشین بر دقت قابل قبول مدل‌های حالت پایدار در مقایسه با مدل‌های وابسته به زمان صحه گذارده‌اند [9,7] به‌منظور صرفه‌جویی در زمان محاسبات، مدل‌سازی در حالت پایدار انجام شده است. نتایج بدست آمده برای تنش برشی دیواره با نتایج موجود در مراجع معتبر صحت‌سنجی شده است.

2- روش حل

2-1- هندسه‌ی مساله

هندسه رگ و فنر جاگذاری شده در آن به صورت متقارن محوری در نظر گرفته شد که نمای سه بعدی آن در "شکل 1" به نمایش در آمده است. شایان ذکر است مدل متقارن محوری در مقایسه با مدل سه‌بعدی از دقت کمتری برخوردار است چرا که در عمل جریان از روی مقاطع عبور می‌کند نه عمود بر سطح مقطع. اما با توجه به این‌که مطالعه انجام شده در تحقیق حاضر جنبه مقایسه‌ای داشته و به‌عنوان مثال فنرهایی با سطح مقطع دایره‌ای و مستطیلی را با هم مقایسه و رده‌بندی کرده است به نظر می‌رسد خطای ایجاد شده در اثر مدل‌سازی متقارن محوری در صحت نتایج ارائه شده تأثیرگذار نباشد.

طول رگ برابر با $L = 19.2$ mm و قطر آن $D = 3$ mm فرض شده است [9]. شش میله از فنر در تمام شبیه‌سازی‌ها مورد بررسی قرار گرفته و فاصله میله ابتدایی و انتهایی فنر از ورودی و خروجی رگ، بیست برابر ضخامت میله فنر در نظر گرفته شده تا جریان ورودی و خروجی از رگ روی میدان موضعی جریان در اطراف میله‌ها تأثیری نداشته باشد [9].

2-2- معادلات حاکم بر جریان خون

برای انجام تحلیل برهمکنش سیال- جامد در این تحقیق، رویکرد لاگرانژی- اویلری اختیاری در چارچوب روش اجزاء محدود پیاده‌سازی شده است. قانون بقای تکانه[1] و معادله پیوستگی[2] برای جریان یک سیال تراکم‌ناپذیر و لزج، معادلات ناویر- استوکس[3] را تشکیل می‌دهند که به همراه شرایط اولیه و مرزی مناسب در توصیف لاگرانژی- اویلری اختیاری مطابق با معادله (1) نوشته می‌شود [19]:

$$\rho_f \frac{\partial v}{\partial t}|x + \rho_f (v - v^m)\cdot\nabla v + \nabla p - 2\mu_f \nabla\cdot\nabla^S v = \rho_f\, b^f \quad \text{در} \quad \Omega^f \times (0,T) \qquad (1\text{-الف})$$

$$\nabla\cdot v = 0 \quad \text{در} \quad \Omega^f \times (0,T) \qquad (1\text{-ب})$$

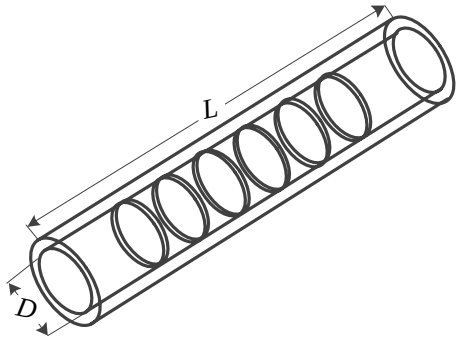

Fig. 1 Three-dimensional view of stent model in coronary artery

شکل 1 نمای سه بعدی مدل فنر در رگ کرونری

در رابطه اخیر، ρ_f چگالی سیال، μ_f لزجت آن و v و p به ترتیب سرعت و فشار آن هستند. v^m سرعت شبکه و b^f بردار نیروی جسمی وارد بر سیال است. ناحیه سیال با Ω^f مشخص شده که در محدوده زمانی $(0,T)$ مورد بررسی قرار می‌گیرد. خون بصورت سیالی تراکم‌ناپذیر و نیوتنی با چگالی $\rho_f = 1060\ \mathrm{kg/m^3}$ و لزجت $\mu_f = 0.00345$ Pa.s در نظر گرفته شده است [20].

2-3- معادلات حاکم بر بافت بدن

قانون پایستگی تکانه خطی برای یک جامد پیوسته را می‌توان بصورت معادله (2) بیان کرد که در آن ρ_s چگالی جامد، u میدان جابجایی آن و b^s بردار نیروی جسمی وارد بر آن است. σ^s تانسور مرتبه دو و متقارن تنش کوشی بوده و Ω^s بیانگر دامنه جامد در محدوده زمانی $(0,T)$ است:

$$\rho_s \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \nabla\cdot\sigma^s + \rho_s b^s \quad \text{در} \quad \Omega^s \times (0,T) \qquad (2)$$

رفتار دیواره رگ و قسمت تغییر شکل پذیر فنر بصورت الاستیک فرض شده است. برای مدول الاستیک رگ از مقدار $E = 500$ kPa استفاده شده [21] و مدول الاستیک قسمت تغییر شکل‌پذیر فنر در محدوده $E =$ 500 kPa تا $E = 1500$ kPa تغییر داده شده است. با توجه به این‌که آب بخش عمده‌ای از بافت بدن انسان را تشکیل می‌دهد لذا بافت کم و بیش تراکم‌ناپذیر بوده و ضریب پواسون $v = 0.495$ برای بافت رگ به‌کار رفته است [21]. ضریب پواسون قسمت تغییر شکل پذیر فنر نیز $v = 0.3$ فرض شده است.

2-4- شرایط فصل مشترک سیال- جامد

شرایط فصل مشترک سیال- جامد شامل قیود سینماتیکی و دینامیکی است که طبق معادله (3) در فصل مشترک $\partial\Omega^{fs}$ مشخص می‌گردد:

$$\frac{\partial u^s}{\partial t} = v^f \quad \text{در} \quad \partial\Omega^{fs} \times (0,T) \qquad (3\text{-الف})$$

$$\sigma^s\cdot n + \sigma^f\cdot n = 0 \quad \text{در} \quad \partial\Omega^{fs} \times (0,T) \qquad (3\text{-ب})$$

در این معادله، n بردار نرمال خروجی از مرز جامد است.

2-5- الگوریتم حرکت شبکه

در رویکرد لاگرانژی- اویلری اختیاری به مسأله برهمکنش سیال- جامد، به تمهیدی برای حرکت دادن شبکه سیال نیاز است تا سیال بتواند حرکت جامد را در فصل مشترک سیال- جامد دنبال کند. شیوه‌های مختلفی برای حرکت شبکه در مراجع پیشنهاد شده است. یکی از این شیوه‌ها که مبتنی بر حل معادلات الاستیک خطی است در مقاله حاضر به کار رفته است. در این روش، معادلات حاکم بر جابجایی گره‌های شبکه سیال بصورت رابطه (4) بیان می‌شود [19]:

$$\nabla\cdot\sigma = 0 \quad \text{در} \quad \Omega^f \times (0,T) \qquad (4)$$

در رابطه اخیر، σ تانسور تنش کوشی است. برای هر مرز i می‌توان مطابق با رابطه (5) یک شرط مرزی دیریکله در نظر گرفت:

$$u_i = u_b^i \qquad (5)$$

u_b بردار جابجایی در مرز است که یا از قبل داده شده و یا با حل معادلات جامد بدست می‌آید.

2-6- شرایط مرزی مسأله

در مرز ورودی به رگ کرونری، یک پروفیل سرعت سهموی تعریف شده که

[1] Law of conservation of momentum
[2] Continuity equation
[3] Navier-Stokes equations

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

مقدار میانگین آن برابر با $\bar{U} = 0.38\ \mathrm{m/s}$ (بیشینه سرعت ورودی به رگ کرونری در طول یک سیکل قلبی) می‌باشد [11]. این پروفیل سرعت با معادله (6) برحسب فاصله شعاعی از مرکز رگ یعنی r بدست می‌آید:

$$u(r) = 2\bar{U}\left[1-\left(\frac{2r}{D}\right)^2\right] \tag{6}$$

"شکل 2" نمایی ساده شده از مرزهای مسأله را نشان می‌دهد. شرایط مرزی اعمال شده بر این مرزها در جدول 1 فهرست شده است.

2-7- روش کوپل سیال و جامد

در این تحقیق به منظور کوپل حل‌گرهای سیال، جامد و حرکت شبکه از رویکرد تفکیک شده با کوپل قوی[1] استفاده شده که مطابق با "شکل 3" از الگوریتمی با تکرارهای متوالی بهره می‌گیرد. این طرح تکراری برای سیستم کوپل سیال و جامد تا رسیدن به همگرایی در هر گام زمانی تکرار می‌شود.

2-8- انتخاب تعداد المان

یکی از مهم‌ترین ملزومات در هر شبیه‌سازی اجزاء محدود انتخاب درست تعداد المان‌هاست. چرا که اگر تعداد المان‌ها کمتر از مقدار مورد نیاز باشد جواب حاصل دقت کافی را نخواهد داشت. ضمنا افزایش بیشتر از نیاز تعداد المان‌ها هزینه محاسباتی و زمان انجام شبیه‌سازی را افزایش خواهد داد. برای اجتناب از این مشکلات، استفاده از آزمون همگرایی توصیه می‌شود. در تحقیق حاضر آزمون همگرایی برای تعداد المان‌ها انجام پذیرفت که نمونه‌ای از نتایج بدست آمده در "شکل 4" نمایش داده شده است. با توجه به این نمودار تعداد المان‌ها برابر با 47483 عدد انتخاب گردید.

2-9- اعتبارسنجی مدل نیوتنی به‌کار رفته برای سیال

همان‌طور که در بخش 2-2 اشاره شد برای شبیه‌سازی جریان خون در رگ کرونری مانند برخی مقالات پیشین از مدل سیال نیوتنی بهره گرفته شد. به منظور حصول اطمینان از دقت مدل نیوتنی، سه فنر مختلف که سطح مقطع میله آن‌ها در "شکل 5" نشان داده شده یک بار با بهره‌گیری از مدل نیوتنی

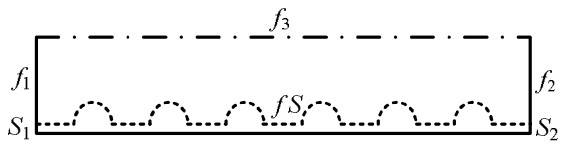

Fig. 2 A simplified view of the problem for denoting the boundaries

شکل 2 نمایی ساده شده از مسأله برای نامگذاری مرزها

جدول 1 شرایط مرزی اعمال شده بر مرزهای شکل 3

Table 1 Boundary conditions applied on boundaries of Fig. 2

عنوان مرز	ناحیه مرز	نماد مرز در شکل2	شرط مرزی
ورودی جریان خون	سیال	f_1	سرعت ورودی مطابق با معادله (6)
خروجی جریان خون	سیال	f_2	فشار ثابت
محور تقارن رگ	سیال	f_3	شرط تقارن محوری
ابتدای رگ	جامد	s_1	جابجایی صفر
انتهای رگ	جامد	s_2	جابجایی صفر
مرز مشترک خون با رگ و فنر	سیال و جامد	fs	قید سینماتیکی و دینامیکی معادله (3)

[1] Partitioned strong coupling approach

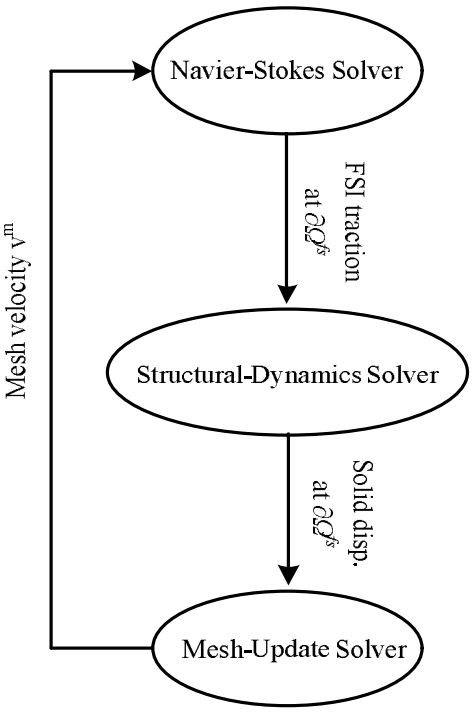

Fig. 3 The sequential fluid-structure coupling algorithm

شکل 3 الگوریتم تکراری کوپل سیال- جامد

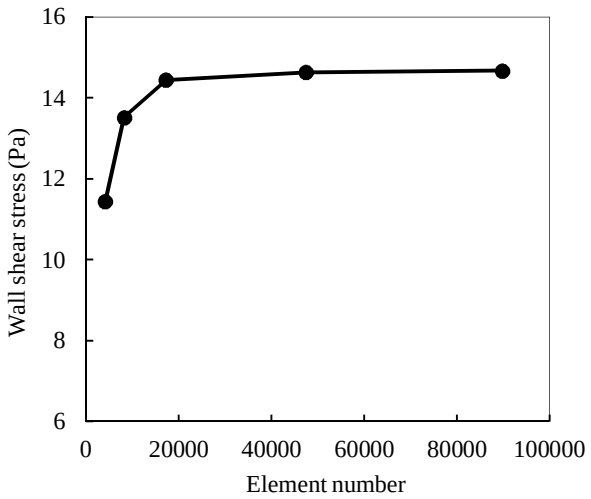

Fig. 4 Convergence test results for element number

شکل 4 نتایج آزمون همگرایی برای تعداد المان‌ها

و بار دیگر با کمک مدل غیر نیوتنی کاریو[2] برای جریان خون شبیه‌سازی شده و نرخ برش ماکزیمم ایجاد شده در هر حالت بدست آمد. مطابق با جدول 2 نتایج حاصل از مدل نیوتنی و غیرنیوتنی در تمام انواع فنر اختلاف اندکی با هم دارند. لذا استفاده از مدل نیوتنی در شبیه‌سازی‌ها مناسب به نظر می‌رسد. لازم به ذکر است که در مدل سیال غیرنیوتنی کاریو لزجت سیال مطابق با معادله (7) با نرخ برش ($\dot{\gamma}$,1/s) در ارتباط است:

$$\mu_f = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)(1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2} \tag{7}$$

که در آن $\mu_0 = 0.056$ Pas ، $\mu_\infty = 0.00345$ Pas ، $n = 0.3568$ و $\lambda = 3.313$ s می‌باشد [21].

[2] Carreau

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

10-2- اعتبارسنجی مدل

به منظور اطمینان از صحت مدل توسعه یافته، تنش برشی ماکزیمم ایجاد شده بر روی فنرهایی که سطح مقطع میله‌های آن در "شکل 5" نشان داده شده محاسبه گردیده و در جدول 3 با نتایج بدست آمده در مرجع [9] مقایسه شده است. تفاوت بسیار ناچیز مقادیر بدست آمده در این پژوهش با مرجع مذکور حکایت از دقت قابل قبول مدل توسعه یافته دارد.

3- نتایج و بحث

3-1- تأثیر شکل سطح مقطع میله فنر

به منظور بررسی اثر هندسه میله فنر بر پارامترهای مؤثر در رخداد گرفتگی مجدد، ابتدا میله فنر یک تکه و صلب فرض شده و شش هندسه مختلف برای آن در نظر گرفته شده است. این هندسه‌ها شامل سه مقطع دایره‌ای و سه مقطع مستطیلی با نسبت ارتفاع به طول مختلف هستند. سطح مقطع‌های دایره‌ای در "شکل 5" و سطح مقطع‌های مستطیلی در "شکل 6" نشان داده شده‌اند.

3-1-1- فنر با سطح مقطع دایره‌ای

همان‌طور که در بخش‌های قبل تشریح شد حداکثر مقدار تنش برشی روی سطح میله فنر اهمیت ویژه‌ای در احتمال وقوع گرفتگی مجدد دارد. چرا که تنش‌های برشی بالا سبب تحریک پلاکت‌های خون شده و خطر تشکیل لخته

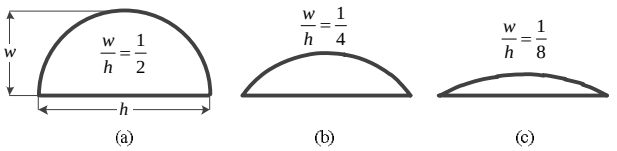

Fig. 5 Cross-sections of the stents struts used for verification

شکل 5 سطح مقطع میله فنرهای مدل شده برای اعتبارسنجی

جدول 2 مقایسه نرخ برش ماکزیمم (1/s) در مدل‌های نیوتنی و غیرنیوتنی

Table 2 Comparison of maximum shear rate (1/s) in Newtonian and non-Newtonian models

شماره فنر در "شکل 5"	نرخ برش مدل نیوتنی	نرخ برش مدل غیر نیوتنی	درصد اختلاف
(a)	4078.4	4169.5	2.2
(b)	1976.8	2039.2	3.1
(c)	1264.7	1303.5	3.0

جدول 3 مقایسه تنش برشی ماکزیمم (Pa) ایجاد شده در فنرهای "شکل 5" با نتایج مرجع [9]

Table 3 Comparison of maximum shear stress (Pa) in stents of “Fig. 5” with results of Ref. [9]

شماره فنر در "شکل 5"	تنش برشی محاسبه شده	تنش برشی مرجع [9]	درصد خطا
(a)	14.64	14.6	0.30
(b)	8.69	8.7	0.12
(c)	5.68	5.7	0.35

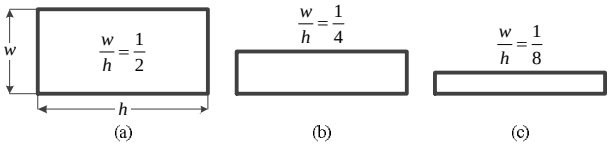

Fig. 6 Three rectangular cross-sections used in modeling stent struts

شکل 6 سه سطح مقطع مستطیلی به‌کار رفته در شبیه‌سازی میله‌های فنر

و انسداد رگ را افزایش می‌دهند. "شکل 7" تغییرات تنش برشی دیواره را برای سطح مقطع‌های دایره‌ای نشان می‌دهد. مطابق با شکل مذکور، در این فنرها حداکثر تنش برشی تقریبا در وسط پروفیل میله فنر دیده می‌شود. ضمن این‌که با کاهش نسبت ارتفاع به طول سطح مقطع میله، مقدار تنش برشی کاهش می‌یابد. بعد از جایگذاری فنر، دیواره رگ و میله‌های فنر مرزی را تشکیل می‌دهند که سبب تغییر سریع در جهت جریان خون شده و ممکن است منجر به جدایش جریان خون و تشکیل گردابه گردد. همان‌طور که پیشتر اشاره شد اندازه این گردابه یکی دیگر از پارامترهای مؤثر بر خطر وقوع گرفتگی مجدد می‌باشد. خطوط جریان ایجاد شده در اطراف میله فنرهای دایره‌ای مختلف در "شکل 8" نمایش داده شده است. مطابق با این شکل در حالت $w/h = 0.5$ گردابه‌ای در پشت میله فنر ایجاد می‌گردد اما با کاهش نسبت w/h دیگر گردابه‌ای تشکیل نخواهد شد. بنابراین با کاهش نسبت ارتفاع به طول سطح مقطع در فنرهای دایره‌ای، هم اندازه تنش برشی حداکثر و هم احتمال تشکیل گردابه کاهش می‌یابد و در نتیجه احتمال وقوع گرفتگی مجدد نیز در این فنرها کمتر خواهد بود. این مسأله پیش از این در مراجعی مانند [9,8] نیز به اثبات رسیده بود. در واقع با کاهش نسبت ارتفاع به طول فنر، از طرفی سطح مقطع جریان عبوری از مجرای فنر افزایش یافته و در نتیجه سرعت ماکزیمم جریان خون، تغییرات سرعت و به تبع آن مقدار ماکزیمم تنش برشی کم خواهد شد. از طرف دیگر با کاهش ارتفاع، میله فنر

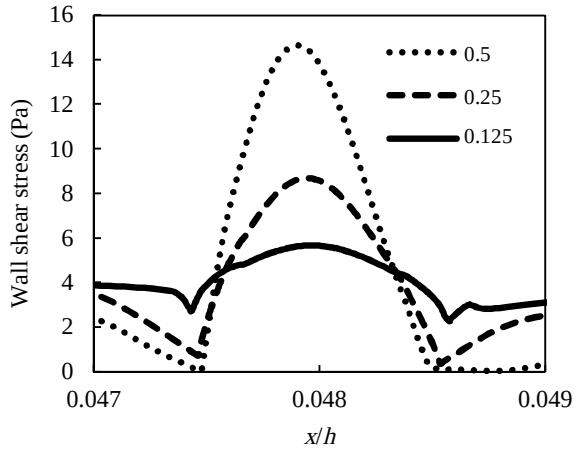

Fig. 7 Wall shear stress distribution along the circular cross-section for different values of *w/h*

شکل **7** توزیع تنش برشی دیواره در طول سطح مقطع دایره‌ای برای مقادیر مختلف *w/h*

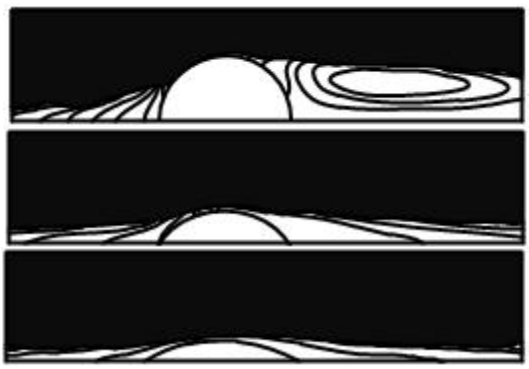

Fig. 8 Streamlines developed around struts of different circular stents.

شکل 8 خطوط جریان ایجاد شده در اطراف میله فنرهای دایره‌ای مختلف.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

همخوانی بهتری با خطوط جریان پیدا کرده و گرادیان نامطلوب فشار کاهش می‌یابد که همین امر از جدایش جریان و وقوع گردابه جلوگیری می‌کند.

3-1-2- فنر با سطح مقطع مستطیلی

"شکل 9" تغییرات تنش برشی دیواره را برای سطح مقطع‌های "شکل 6" نشان می‌دهد. مطابق با این شکل در فنرهای مستطیلی نمودار تنش برشی دو مقدار ماکزیمم را تجربه می‌کند، یکی درست در ابتدای میله و دیگری در انتهای میله که همواره تنش برشی حداکثر در ابتدای میله دیده می‌شود. افزایش ناگهانی تنش برشی در شروع میله فنر مستطیلی به علت تغییر ناگهانی سرعت محوری خون در این محل می‌باشد. بعد از شروع میله تا انتهای آن، به علت رشد لایه مرزی تنش برشی شروع به کاهش می‌کند. سپس با تغییر ناگهانی سطح مقطع در انتهای فنر، تغییرات سرعت و به تبع آن تنش برشی به‌صورت ناگهانی مقدار ماکزیمم دیگری را تجربه خواهد نمود. علاوه بر این، مطابق با "شکل 9" با کاهش ضخامت میله فنر مستطیلی، حداکثر مقدار تنش برشی کاهش می‌یابد.

خطوط جریان ایجاد شده اطراف میله فنر برای مقاطع مستطیلی مختلف

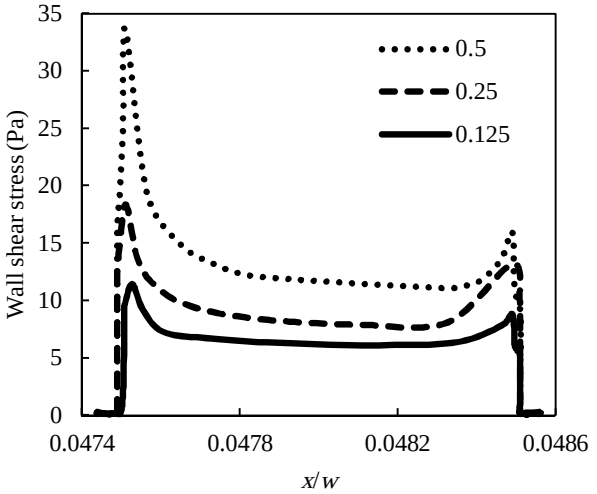

Fig. 9 Wall shear stress distribution along rectangular cross-section for different values of *w/h*

شکل 9 توزیع تنش برشی دیواره در طول سطح مقطع مستطیلی برای مقادیر مختلف *w/h*

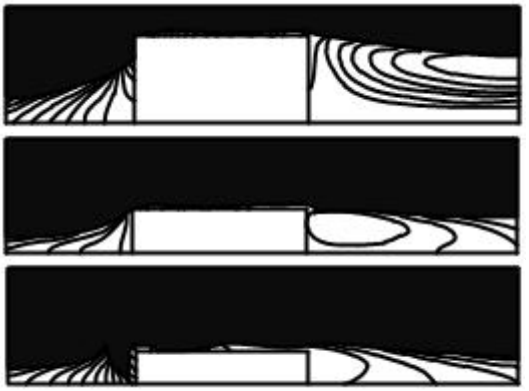

Fig. 10 Streamlines developed around struts of different rectangular stents

شکل 10 خطوط جریان ایجاد شده در اطراف میله فنرهای مستطیلی مختلف

جدول 4 تغییرات نسبت طول گردابه به طول سطح مقطع میله برای فنرهای مستطیلی مختلف

Table 4 Variation of the ratio of the vortex length to the strut cross-section length for different rectangular stents

w/h	طول گردابه به طول سطح مقطع فنر
0.125	0.08
0.25	0.28
0.5	0.97

در "شکل 10" نمایش داده است. نسبت طول گردابه به طول میله فنر نیز برای این مقاطع در جدول 4 فهرست شده است.

همان‌طور که در این جدول مشاهده می‌شود با کاهش ارتفاع سطح مقطع، اندازه گردابه تشکیل شده کاهش خواهد یافت. بنابراین در فنرهایی با سطح مقطع مستطیلی نیز با کم شدن نسبت طول به ارتفاع سطح مقطع، مقدار تنش برشی ماکزیمم و اندازه گردابه کاهش یافته و در نتیجه احتمال وقوع گرفتگی مجدد کم خواهد شد.

3-1-3- مقایسه سطح مقطع دایره‌ای با مستطیلی

در این قسمت حداکثر تنش برشی و طول گردابه برای میله‌های دایره‌ای و مستطیلی که دارای نسبت ارتفاع به طول یکسان هستند مقایسه شده است. مطابق با جدول 5 و نیز نمودار "شکل 11" هم اندازه گردابه و هم حداکثر مقدار تنش برشی در فنرهایی با مقطع دایره‌ای کمتر از فنرهایی با مقطع مستطیلی است که این بدلیل تطابق بهتر مقطع دایره‌ای با خطوط جریان می‌باشد. لذا استفاده از این مقاطع در جهت کاهش خطر وقوع گرفتگی مجدد ارجحیت دارد.

جدول 5 مقایسه اندازه گردابه برای دو مقطع دایره‌ای و مستطیلی

Table 5 Comparison of vortex length for circular and rectangular cross-sections

w/h	طول گردابه به طول سطح مقطع فنر	
	مقطع دایره‌ای	مقطع مستطیلی
0.125	0	0.08
0.25	0	0.28
0.5	0.4	0.97

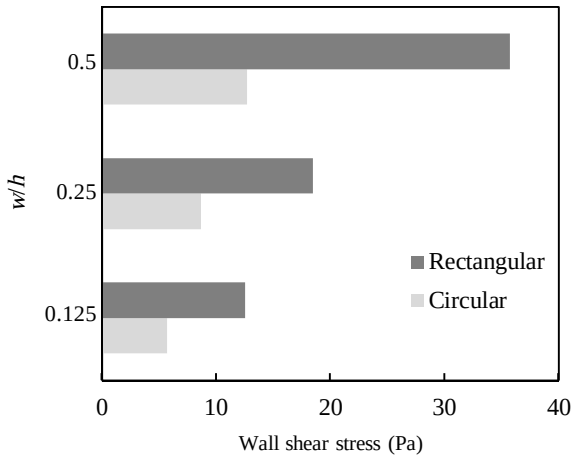

Fig. 11 Comparison of wall shear stress for circular and rectangular cross-sections

شکل 11 مقایسه تنش برشی دیواره برای دو سطح مقطع دایره‌ای و مستطیلی

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

3-2- تاثیر منعطف کردن بخشی از فنر بر خطر گرفتگی مجدد

بعد از بررسی فنرهایی با سطح مقطع یک- تکه و صلب در بخش‌های قبلی، در این بخش فنرهایی مورد بررسی قرار می‌گیرند که سطح مقطع آن‌ها دو- تکه بوده و از یک قسمت صلب و یک قسمت انعطاف‌پذیر تشکیل شده است. قسمت صلب ساختار فنر، استحکام موردنیاز آن را تأمین کرده و قسمت انعطاف‌پذیر با تغییر شکل در مسیر جریان خون به تغییر و احیانا بهبود پارامترهای مؤثر بر گرفتگی مجدد کمک خواهد نمود. ارتفاع دو قسمت صلب و انعطاف‌پذیر با هم برابر فرض شده است. نمونه سطح مقطع دو- تکه دایره‌ای و مستطیلی برای حالت $w/h = 0.5$ در "شکل 12" نشان داده شده است.

3-2-1- سطح مقطع دایره‌ای دو -تکه

تغییرات مقدار ماکزیمم تنش برشی دیواره در میله دو- تکه صلب- انعطاف‌پذیر برحسب مدول الاستیک قسمت انعطاف‌پذیر در نمودار "شکل 13" نشان داده شده و با ماکزیمم تنش برشی ایجاد شده توسط فنر یک – تکه صلب مقایسه شده است. مطابق با این شکل تنش برشی ایجاد شده در فنر دو- تکه کمتر از فنر یک- تکه بوده و هرچه میزان سفتی (مدول الاستیک) قسمت انعطاف‌پذیر کمتر باشد مقدار تنش برشی ایجاد شده کمتر خواهد بود. با افزایش میزان سفتی ماده، میزان تنش برشی افزایش یافته و به میزان مربوط به یک فنر یک- تکه صلب میل می‌کند. "شکل 14" توزیع تنش برشی ایجاد شده در فنر یک- تکه صلب و فنر دو- تکه با مدول الاستیک 500 kPa را نشان می‌دهد.

مطابق با "شکل 14" تغییر شکل ایجاد شده در قسمت انعطاف‌پذیر فنر، همخوانی آن را با خطوط جریان بیشتر کرده و انتظار می‌رود سبب کاهش

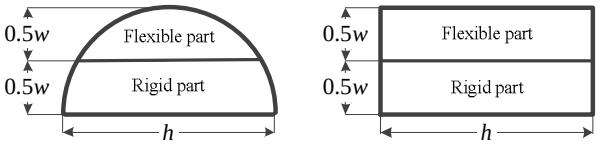

Fig. 12 Cross-section of partial flexible circular and rectangular struts

شکل 12 سطح مقطع میله‌های دو- تکه دایره‌ای و مستطیلی

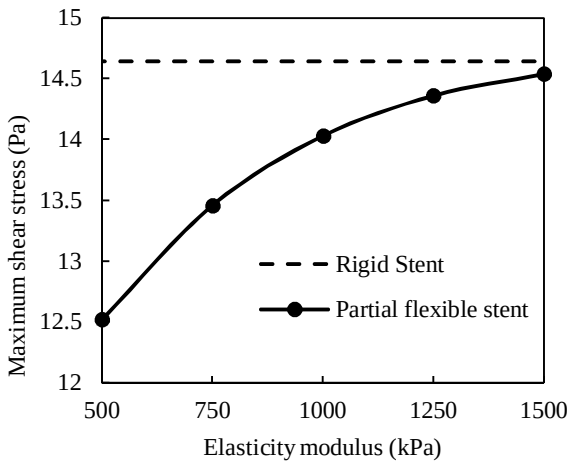

Fig. 13 Shear stress variation vs. elasticity modulus of flexible part in circular stent

شکل 13 تغییرات تنش برشی برحسب مدول الاستیک قسمت انعطاف‌پذیر در فنر دایره‌ای

اندازه گردابه‌ها شود که نمودار "شکل 15" این مسأله را تأیید می‌کند. با توجه به این نتایج به نظر می‌رسد استفاده از یک قسمت انعطاف‌پذیر در فنرهایی با میله دایره‌ای تأثیر بسزایی در کاهش خطر وقوع گرفتگی مجدد داشته باشد.

3-2-2- سطح مقطع مستطیلی دو - تکه

تغییرات مقدار ماکزیمم تنش برشی دیواره در میله دو- تکه مستطیلی برحسب مدول الاستیک قسمت انعطاف‌پذیر در نمودار "شکل 16" نشان داده شده و با ماکزیمم تنش برشی ایجاد شده توسط فنر یک– تکه صلب مستطیلی مقایسه شده است. همان‌طور که در این شکل دیده می‌شود تنش برشی ایجاد شده توسط میله انعطاف‌پذیر از تنش برشی ایجاد شده توسط فنر صلب بیشتر است و با کاهش سفتی قسمت انعطاف‌پذیر اندازه تنش برشی افزایش می‌یابد. توزیع تنش برشی در اطراف میله یک- تکه و دو- تکه مستطیلی در "شکل 17" آمده است. "شکل 18" تغییرات نسبت طول

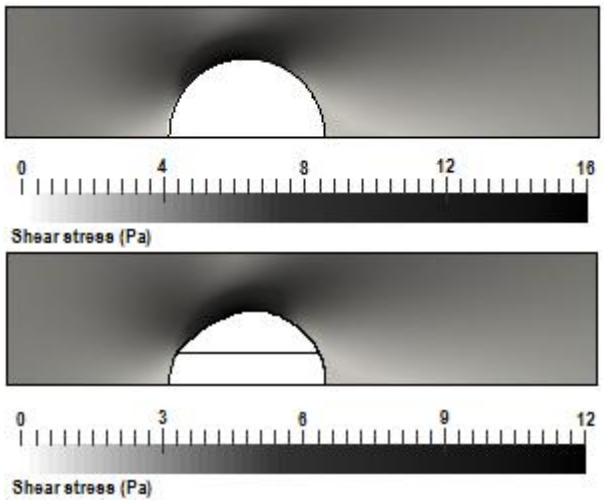

Fig. 14 Shear stress distribution around rigid and flexible circular struts

شکل 14 توزیع تنش برشی در اطراف میله‌های صلب و انعطاف‌پذیر دایره‌ای

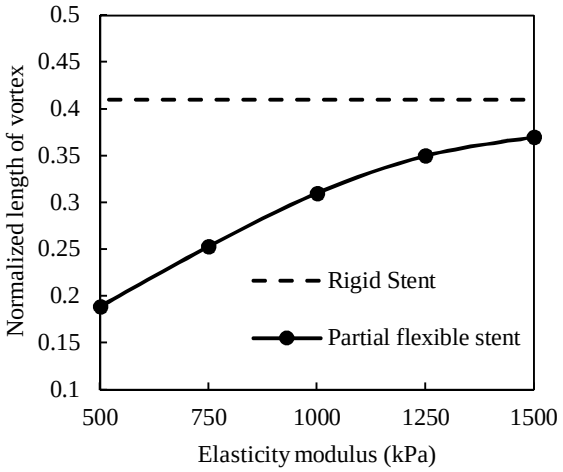

Fig. 15 Variation of vortex normalized length (vortex length divided to stent cross section length) vs. elasticity modulus of flexible part in circular stent

شکل 15 تغییرات طول نرمال شده گردابه (طول گردابه تقسیم بر طول سطح مقطع فنر) برحسب مدول الاستیک قسمت انعطاف‌پذیر در فنر دایره‌ای

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

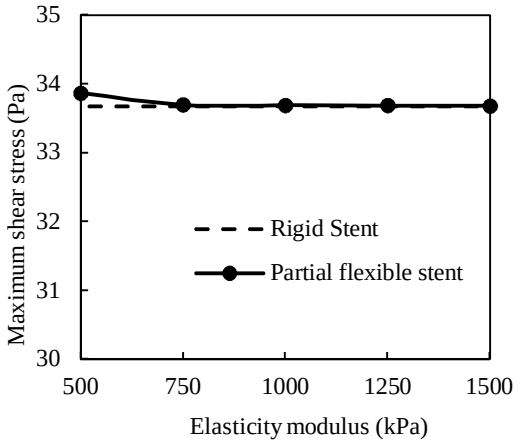

Fig. 16 Shear stress variation vs. elasticity modulus of flexible part in rectangular stent

شکل 16 تغییرات تنش برشی برحسب مدول الاستیک قسمت انعطاف‌پذیر در فنر مستطیلی

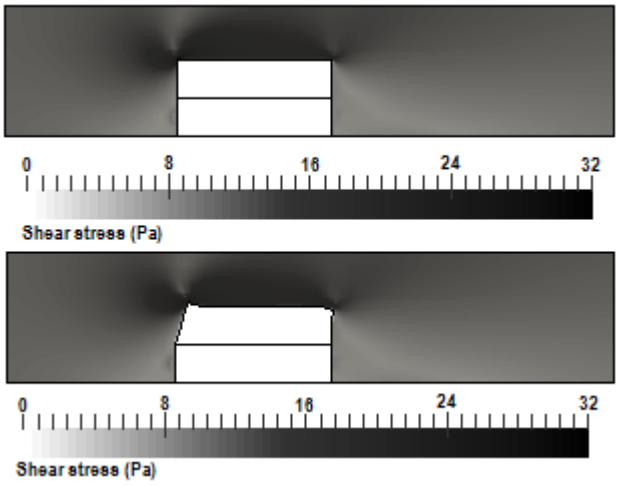

Fig. 17 Shear stress distribution around rigid and flexible rectangular struts

شکل 17 توزیع تنش برشی در اطراف میله‌های صلب و انعطاف‌پذیر مستطیلی

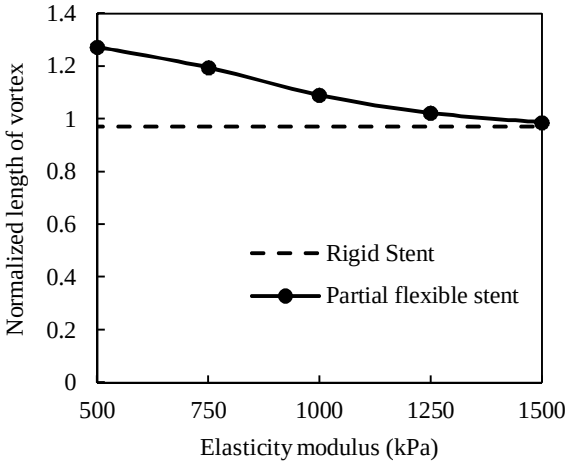

Fig. 18 Variation of vortex normalized length (vortex length divided to stent cross section length) vs. elasticity modulus of flexible part in rectangular stent

شکل 18 تغییرات طول نرمال شده گردابه (طول گردابه تقسیم بر طول سطح مقطع فنر) برحسب مدول الاستیک قسمت انعطاف‌پذیر در فنر مستطیلی

گردابه به طول سطح مقطع میله را برحسب سفتی قسمت انعطاف‌پذیر نشان می‌دهد. مطابق با این شکل منعطف کردن میله و کاهش سفتی آن نه تنها اندازه گردابه را کاهش نمی‌دهد بلکه سبب افزایش اندازه آن نیز خواهد شد.

با توجه "شکل 17" تغییر شکل قسمت انعطاف‌پذیر فنر نه تنها سبب همخوانی بهتر آن با خطوط جریان نشده بلکه مانع بیشتری در مقابل جریان ایجاد نموده که همین سبب افزایش اندازه گردابه شده است. با توجه به مطالب اخیر به نظر می‌رسد انعطاف‌پذیر بودن قسمتی از میله در فنرهای مستطیلی نه تنها کمکی به کاهش خطر وقوع گرفتگی مجدد نمی‌کند بلکه احتمال رخداد آن را افزایش نیز می‌دهد. لذا استفاده از فنر دو- تکه صلب- انعطاف‌پذیر در فنرهایی با میله مستطیلی توصیه نمی‌شود.

در پایان توجه به دو نکته ضروری به نظر می‌رسد. نخست این‌که با توجه به ابعاد کوچک میله فنر، ممکن است ساخت میله دو جنسی که از دو قسمت صلب و انعطاف‌پذیر تشکیل شده است از نظر عملی با محدودیت‌هایی مواجه باشد. دوم این‌که نتایج بدست آمده در این پژوهش تنها زمانی از نظر بالینی قابل اتکا خواهد بود که با تست‌های آزمایشگاهی به عنوان مثال بر روی حیوانات آزمایشگاهی تأیید شود. با این حال، امید است چشم‌اندازی که نتایج بدست آمده در این مقاله در اختیار پژوهشگران قرار می‌دهد در طراحی نسل‌های آینده فنرهای قلبی- عروقی مفید واقع شود.

4- جمع بندی

در این مقاله، نقش شکل و ابعاد سطح مقطع میله فنر بر خطر وقوع گرفتگی مجدد در محل کاشت فنر در رگ کرونری مورد تحقیق قرار گرفت. علاوه بر این، جهت کاهش ریسک رخداد گرفتگی مجدد، استفاده از فنری که قسمتی از سطح مقطع آن انعطاف‌پذیر است پیشنهاد شده و تأثیر سفتی این قسمت انعطاف‌پذیر مورد بررسی قرار گرفت. به این منظور تعامل بین جریان خون و قسمت انعطاف‌پذیر میله با روش لاگرانژی- اویلری اختیاری در چارچوب روش اجزاء محدود شبیه‌سازی گردید. اهم نتایج بدست آمده به این شرح است:

- با کاهش نسبت ارتفاع به طول سطح مقطع میله فنر هم میزان تنش برشی و هم اندازه گردابه کاهش یافته و در نتیجه خطر وقوع گرفتگی مجدد کاهش می‌یابد.
- تنش برشی ماکزیمم و اندازه گردابه در فنری با سطح مقطع مستطیلی بزرگتر از فنری مشابه با سطح مقطع دایره‌ای بوده و لذا احتمال گرفتگی مجدد در فنری که سطح مقطع میله آن مستطیلی است بیشتر است.
- منعطف بودن بخشی از سطح مقطع میله در فنرهایی با میله دایره‌ای سبب کاهش مقدار تنش برشی دیواره و اندازه گردابه شده و از ریسک وقوع گرفتگی مجدد می‌کاهد.
- انعطاف‌پذیر بودن قسمتی از سطح مقطع میله در فنرهایی با میله مستطیلی نه تنها سبب کاهش تنش برشی ماکزیمم نمی‌شود بلکه سبب افزایش اندازه گردابه و در نتیجه افزایش احتمال رخداد گرفتگی مجدد می‌شود.

5- مراجع

[1] J. Bukala, P. Kwiatkowski, J. Malachowski, Numerical analysis of stent expansion process in coronary artery stenosis with the use of non-compliant balloon, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, Vol. 36, No. 1, pp. 145–156, 2016.

[2] A. S. Go, D. Mozaffarian, V. L. Roger, E. J. Benjamin, et al., Heart disease

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]

and stroke statistics--2013 update: a report from the american heart association, *Circulation*, Vol. 127, No.1, pp. 6-24, 2012.

[3] J. R. Doherty, D. M. Dumont, G. E. Trahey, M. L. Palmeri, Acoustic radiation force impulse imaging of vulnerable plaques: a finite element method parametric analysis, *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, No. 1, pp. 83-90, 2013.

[4] N. Debusschere, P. Segersa, P. Dubruelb, B. Verhegghe, et al., A finite element strategy to investigate the free expansion behaviour of a biodegradable polymeric stent, *Journal of Biomechanics*, Vol. 48, No. 10, pp. 2012-2018, 2015.

[5] R. G. Pauck, B. D. Reddy, Computational analysis of The radial mechanical performance pf PLLA coronary artery stents, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 37, No. 1, pp. 7-12, 2015.

[6] Z. Hajiali, M. Dabagh, N. Debusschere, M. De Beule, et al., Tissue prolapse and stresses in stented coronary arteries: a computer model for multi-layer atherosclerotic plaque, *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 66, No. 1, pp. 39-46, 2015.

[7] H. M. Hsiao, K. H. Lee, Y. C. Liao, Y. C. Cheng, Hemodynamic simulation of intra-stent blood flow, *Procedia Engineering*, Vol. 36, No. 1, pp. 128 – 136, 2012.

[8] N. Benard, D. Coisne, E. Donal, R. Perrault, Experimental study of laminar blood flow through an artery treated by a stent implantation: characterisation of intra-stent wall shear stress, *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, No. 1, pp. 991–998, 2012.

[9] J. M. Jimenes, P. F. Davies, Hemodynamically driven stent strut design, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 8, pp. 1483–1494, 2009.

[10] R. Balossino, F. Gervaso, F. Migliavacca, G. Dubini, Effect of different stent designs on local hemodynamics in stented arteries, *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 1, pp. 1053–1061, 2008.

[11] D. R. McLean, N. L. Eiger, Stent design: implications for restenosis, *Reviews in cardiovascular medicine*, Vol. 3, No. 5, pp. 16-22, 2001.

[12] K. C. Chatzizisis, A. P. Antoniadis, G. D. Giannoglou, Role of endothelial shear stress in stent restenosis and thrombosis: pathophysiologic mechanisms and implications for clinical translation. *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 59, No. 15, pp. 1337-1349, 2012.

[13] T. M. Sullivan, S. D. Ainsworth, E. M. Langan, S. Taylor, et. al, Effect of endovascular stent strut geometry on vascular injury, myointimal hyperplasia, and restenosis. *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 36, No. 1, pp. 143–149, 2002.

[14] J. R. LaDisa, J. F. Guler, I. Olson, L. E. Hettrick, et al., Three-dimensional computational fluid dynamics modelling of alterations in coronarywall shear stress produced by stent implantation. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 31, No.1, pp. 972–980, 2003.

[15] J. R. LaDisa, L. E. Olson, I. Guler, D. A. Hettrick, et al., Stent design properties and deployment ratio influence indexes of wall shear stress: a threedimensional computational fluid dynamics investigation within a normal artery. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 97, No.1, pp. 424–430, 2004.

[16] A. C. Morton , D. Crossman, J. Gunn, The Influence of physical stent parameters upon restenosis, *Pathologie Biologie*, Vol. 52, No. 4 pp. 196-205, 2004.

[17] S. Morlacchi, B. Keller, P. Arcangeli, M. Balzan, et al., Hemodynamics and in-stent restenosis: micro-CT images, histology, and computer simulations, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 39, No.10, pp. 2615-2626, 2011.

[18] C. Chiastra, F. Migliavacca, M. A. Martinez, M. Malve, et al., On the necessity of modelling fluide-structure interaction for stended coronary arteries, *journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 34, No. 1, pp. 217 – 230, 2014.

[19] H. Afrasiab, M. R. Movahhedy, Treatment of the small time instability in the finite element analysis of fluid structure interaction problems, *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, Vol. 71, No. 6, pp. 756-771, 2013.

[20] S. A. Kock, J. V. Nygaard, N. Eldrup, E. T. Fründ, et al., Mechanical stresses in carotid plaques using MRI-based fluid–structure interaction models, *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 8, pp. 1651-1658, 2008.

[21] M. Kazemian, H. Afrasiab, M. H. Pashaei, Comparison of the plaque rupture risk in different double-stenosis arrangements of coronary arteries by modeling fluid-structure interaction, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 2, pp. 10-18, 2016 (in Persian فارسی).

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.5.23.4]