



مقایسه خطر پارگی پلاک در آرایش‌های مختلف گرفتگی دوگانه عروق کرونری با کمک شبیه‌سازی برهم‌کنش سیال - جامد

مهدی کاظمیان¹، حامد افراسیاب^{2*}، محمدهادی پاشایی³

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

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

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی بابل، بابل

* بابل، صندوق پستی 47148-71167، afrasiab@nit.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 08 آذر 1394

پذیرش: 06 دی 1394

ارائه در سایت: 05 بهمن 1394

کلید واژگان:

گرفتگی دوگانه عروق کرونری

خطر پارگی

برهم‌کنش سیال - جامد

روش اجزا محدود

چکیده

مشاهدات انجام شده در پژوهش‌های اخیر نشان داده است گرفتگی عروق در حدود 70 درصد از بیماران مبتلا به بیماری تصلب شرایین به صورت پلاک‌های چندگانه رخ می‌دهد؛ بنابراین با توجه به فراوانی وقوع گرفتگی‌های دوگانه در عروق، این مقاله خطر پارگی پوسته پلاک را در آرایش‌های مختلف از شکل‌های متداول پلاک مورد بررسی و مقایسه قرار داده است. به این منظور با کمک شبیه‌سازی اجزا محدود برهم‌کنش سیال - جامد بین جریان خون، رگ و پلاک، تنش فون میزز ایجاد شده در پوسته محافظ پلاک محاسبه شده است. شبیه‌سازی برهم‌کنش سیال - جامد به روش لاگرانژی - اویلری اختیاری انجام گرفته و برای اطمینان از صحت مدل ایجاد شده از یک مسأله محک، شامل انتشار موج حاصل از جریان در یک لوله الاستیک، استفاده شده است. شرایط مرزی سرعت و فشار مطابق با جریان ضربانی واقعی خون در رگ کرونری تعریف شده‌اند. خون به صورت یک سیال نیوتنی مدل شده و از مدل هاپیر الاستیک برای شبیه‌سازی رفتار غیرخطی بافت انسان و اجزای پلاک استفاده شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد ترکیب حاصل از دو پلاک مستطیلی شکل در معرض بیشترین تنش و ترکیب حاصل از پلاک‌های صعودی و نزولی در معرض کمترین تنش قرار دارند. تأثیر پارامترهای مختلف مانند درصد گرفتگی رگ، فاصله بین دو پلاک و طول گرفتگی پلاک نیز مورد مطالعه و بحث قرار گرفته است.

Comparison of the plaque rupture risk in different double-stenosis arrangements of coronary arteries by modeling fluid-structure interaction

Mehdi Kazemian, Hamed Afrasiab*, Mohammad Hadi Pashaei

Department of Mechanical Engineering, Babol University of Technology, Babol, Iran.

* P.O.B. 47148-71167 babol, Iran, afrasiab@nit.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 29 November 2015
Accepted 27 December 2015
Available Online 25 January 2016

Keywords:

Double-stenosis of coronary artery
Rupture risk
Fluid-structure interaction
Finite element method

ABSTRACT

Recent observations have shown that artery stenosis occurs as multiple-stenosis in 70% of patients with atherosclerosis plaques. Accordingly, the frequent occurrence of double-stenosis in blood arteries has inspired this paper to investigate and compare the plaque rupture risk in different arrangements of common plaque shapes in a double-stenosis. The plaque von-Mises stress in plaque fibrous cap is calculated by finite element modeling of the fluid-structure interaction (FSI) between the blood flow, artery and plaque components. Arbitrary Lagrangian-Eulerian approach is employed for FSI simulations and a benchmark problem dealing with wave propagation in a fluid-filled elastic tube is used for model verification. Transient velocity and pressure conditions of actual pulsatile blood flow through coronary artery are prescribed. The blood is assumed to be a Newtonian fluid and hyper-elastic material model is employed for describing nonlinear behavior of the human tissue composed of the arterial wall, lipid core and fibrous cap. It was observed that the arrangement, composed of two diffused plaques, is subjected to the maximum von-Mises stress, while the arrangement of ascending-descending plaques experiences the minimum von-Mises stress. The effect of different parameters such as the stenosis degree, the space length between the plaques, and the plaque length is studied and discussed.

1- مقدمه

جهان می‌شود [1-3]. در این بیماری، رسوب موادی مانند کلسترول، فیبر و زائده‌های سلولی در دیواره عروق، پلاک‌هایی² ایجاد می‌کند که تنگی و سفت‌شدن دیواره را در پی دارد. ساختمان کلی پلاک شامل یک هسته

تصلب شرایین¹ یا گرفتگی عروق خونی یکی از شایع‌ترین بیماری‌های قلبی - عروقی است که هر ساله سبب مرگ و ناتوانی جسمی تعداد زیادی در سراسر

2- plaque

1- Atherosclerosis

Please cite this article using:

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)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

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)

شده است. از مدل هایپرالاستیک¹¹ نیز برای شبیه‌سازی رفتار اجزای پلاک و رگ استفاده شده که مطالعات پیشین دقت قابل قبول آن را در مدل‌سازی مسائل مرتبط تأیید کرده است [21,20]. مدل ایجادشده با کمک یک مسأله محک که شامل موج ایجاد شده در دیواره رگ در اثر جریان ضربانی خون است اعتبارسنجی شده است.

2- روش

2-1- هندسه گرفتگی

هندسه مسأله در تحقیق حاضر به صورت متقارن محوری فرض شده است، همچنین مدل محاسباتی مطابق با ابعاد مربوط به یک سوم ابتدایی رگ کرونری که بیشترین آمار پارگی پلاک در آن گزارش شده [22] توسعه یافته است. ابعاد پارامترهای مختلف مدل برای گرفتگی سهموی - سهموی به‌عنوان

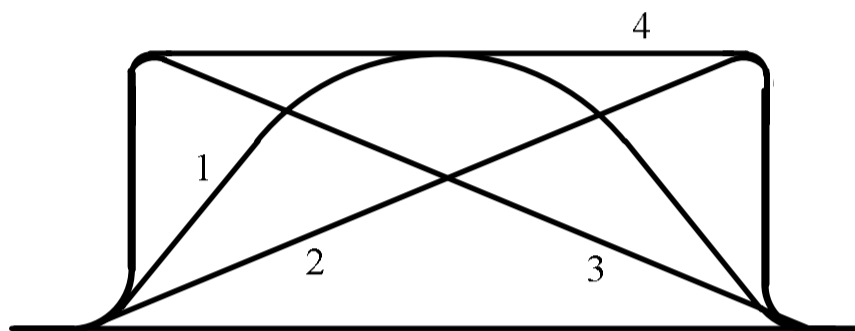


Fig. 1 Common plaque types, 1: Protruding 2: Ascending 3: Descending 4: Diffuse

شکل 1 شکل‌های متداول پلاک. 1: سهموی 2: صعودی 3: نزولی 4: مستطیلی

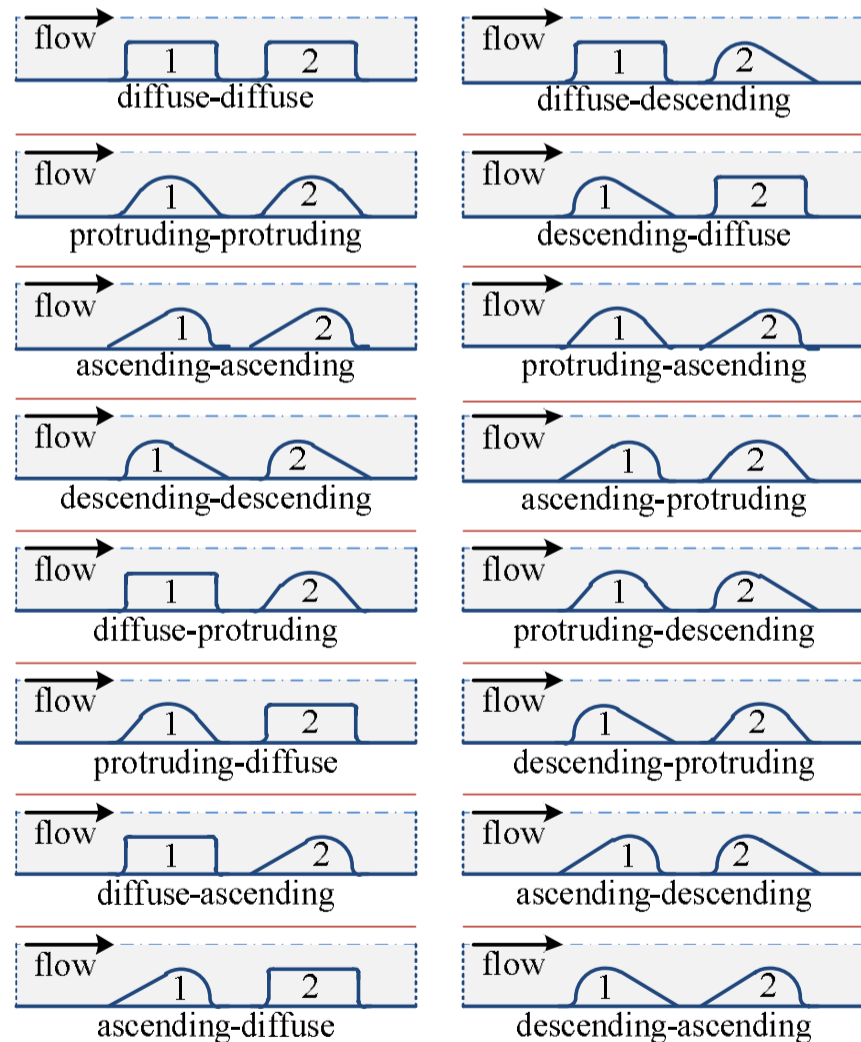


Fig. 2 Different dual arrangements of four common plaque types

شکل 2 ترکیب‌های دوتایی از چهار شکل متداول پلاک

می‌شود که یک پوسته رشته‌ای¹ نازک آن را احاطه کرده است. پوسته رشته‌ای نقش محافظ پلاک را ایفا کرده و از تماس و ورود محتویات پلاک به جریان خون جلوگیری می‌کند. هر چند اختلال در خون‌رسانی به اعضای که در پایین دست پلاک قرار دارند معمول‌ترین عارضه ناشی از گرفتگی عروق است، اما خطرناک‌ترین سناریو هنگامی رخ می‌دهد که پوسته رشته‌ای پاره شده و سبب خونریزی در دیواره پلاک شود [4]. این امر منجر به ایجاد لخته‌های خونی می‌شود که به همراه جریان خون حرکت کرده و عروق پایین دست را که نازک‌تر هستند، مسدود می‌کند. این انسداد ممکن است سبب بروز سکته‌های قلبی یا مغزی شده و عوارض جبران‌ناپذیری به دنبال داشته باشد.

بسیاری از پژوهش‌های انجام شده بر مکانیزم پارگی پوسته رشته‌ای، تنش مکانیکی وارد بر آن را به‌عنوان مهم‌ترین عامل و شاخص در رخداد پارگی پلاک معرفی می‌کنند [4-1]. جریان خون عبوری از روی پلاک سبب ایجاد تغییر شکل و تنش در پلاک و در نهایت پارگی پوسته آن می‌شود. با توجه به این امر، عوامل مؤثر بر تنش‌های مکانیکی وارد بر پلاک در پژوهش‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته‌اند. به‌عنوان نمونه می‌توان به مطالعه درصد گرفتگی رگ در [6,5]، ضخامت پوسته رشته‌ای [8,7]، اندازه هسته پلاک [9,6]، مواد تشکیل‌دهنده هسته [9,1]، عوامل همودینامیکی [11,10] و التهاب [12] اشاره کرد. از جمله پارامترهایی که رفتار مکانیکی پلاک را تحت تأثیر قرار می‌دهد شکل هندسی پلاک است. پلاک‌ها از نظر شکل هندسی به چهار دسته کلی قابل تقسیم هستند [14,13]. این چهار دسته کلی که در شکل 1 نمایش داده شده‌اند عبارتند از سهموی²، صعودی³، نزولی⁴، مستطیلی⁵.

مشاهدات انجام‌شده در یکی از پژوهش‌های اخیر نشان داده است گرفتگی عروق در حدود 70 درصد از بیماران مبتلا به بیماری تصلب شرایین به صورت پلاک‌های چندگانه و در باقی موارد به صورت پلاکی یگانه اتفاق می‌افتد [15]، همچنین بسیاری از مشاهدات دیگر نیز حکایت از فراوانی وقوع پلاک‌های دوگانه و چندگانه دارد [17,16]. با این وجود، مروری بر مراجع مرتبط نشان می‌دهد تمرکز اصلی در این مراجع بر رفتار پلاک‌های یگانه بوده و رفتار پلاک‌های دوگانه و چندگانه کمتر مورد مطالعه قرار گرفته است. با توجه به این مسأله، در تحقیق حاضر توزیع تنش در پوسته رشته‌ای پلاک در گرفتگی‌های دوگانه‌ایی که مطابق با شکل 2 از قرارگیری چهار شکل متداول پلاک در کنار هم ایجاد می‌شود مورد بررسی و در آرایش‌های مختلف مورد مقایسه قرار گرفته است. تأثیر پارامترهای مختلف مانند درصد گرفتگی رگ، فاصله بین دو پلاک و طول پلاک بر تنش فون میز⁶ در حالت‌های مختلف بررسی شده است. به این منظور تأثیر متقابل تغییر شکل پلاک و جریان خون در رگ کرونری با کمک تحلیل برهم‌کنش سیال - جامد⁷ شبیه‌سازی شده که این تحلیل مبتنی بر رویکرد لاگرانژی اویلری⁸ با کوپل قوی بوده و با استفاده از یک کد اجزا محدود⁹ معتبر که پیش از این در مراجع [19,18] توسعه یافته، پیاده‌سازی شده است. خون به صورت سیالی نیوتنی¹⁰ مدل شده و میدان سرعت و فشار آن مطابق با الگوی جریان واقعی رگ کرونری تعریف

- 1- Fibrous cap
- 2- Protruding
- 3- Ascending
- 4- Descending
- 5- Diffuse
- 6- Von- mises stress
- 7- Fluid-Structure interaction
- 8- Arbitrary Lagrangian Eulerian
- 9- Finite element
- 10- Newtonian fluid

11- Hyper-elastic

مطالعات پیشین طیف وسیعی از مقادیر را برای خواص الاستیک بافت انسان گزارش کرده‌اند. برخی مراجع مانند [24] بافت بدن را بسیار سفت ($E = 1500 \text{ kPa}$) توصیف کرده‌اند، در حالی که برخی دیگر مانند [20] از رفتار بسیار نرم ($E = 33 \text{ kPa}$) بافت حکایت دارند. در این تحقیق مقدار متوسط $E = 500 \text{ kPa}$ برای مدول الاستیک رگ و پوسته رشته‌ای استفاده شده است. هسته پلاک نیز که عمدتاً از چربی تشکیل شده بافتی بسیار نرم با مدول الاستیک $E = 10 \text{ kPa}$ فرض شده است [25,1]. با توجه به این که آب بخش عمده‌ای از بافت بدن انسان را تشکیل می‌دهد؛ بنابراین بافت کم و بیش تراکم‌ناپذیر بوده و ضریب پواسون $\nu = 0.495$ برای رگ و اجزای پلاک به کار رفته است [24,21,1].

2-4- شرایط فصل مشترک سیال - جامد

شرایط فصل مشترک سیال - جامد شامل قیود سینماتیکی و دینامیکی است که به صورت روابط (3) در فصل مشترک $\partial\Omega^{fs}$ مشخص می‌شود.

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

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

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

2-5- الگوریتم حرکت شبکه

در رویکرد لاگرانژی- اویلری اختیاری در 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 کنونی به کار رفته است [18]. در این روش، معادلات حاکم بر جابه‌جایی گره‌های شبکه سیال به صورت رابطه (4) بیان می‌شود.

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

در رابطه اخیر σ تانسور تنش کوشی است. برای هر مرز i می‌توان یک شرط مرزی دیریکله به صورت رابطه (5) در نظر گرفت.

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

u_b بردار جابه‌جایی در مرز است که یا از قبل داده شده و یا با حل معادلات جامد به دست می‌آید.

2-6- روش کوپل سیال و جامد

در این تحقیق برای کوپل حل‌گرهای سیال، جامد و حرکت شبکه از رویکرد تفکیک‌شده با کوپل قوی⁵ استفاده شده که مطابق با شکل 4 از الگوریتمی با تکرارهای متوالی بهره می‌گیرد. این طرح تکراری برای سیستم کوپل سیال و جامد تارسیدن به همگرایی در هر گام زمانی تکرار می‌شود.

2-7- شرایط مرزی مسأله

برای تعیین سرعت خون ورودی به رگ از الگوی واقعی جریان در رگ کرونری بهره گرفته شده که در یک سیکل قلبی مطابق با نمودار شکل 5 تغییر می‌کند [26]. شکل 6 نمایی ساده‌شده از مسأله را نشان می‌دهد که مرزها در آن نام‌گذاری شده‌اند. شرایط مرزی اعمال شده بر این مرزها در جدول 1 فهرست شده است.

نمونه در شکل 3 نشان داده شده است.

این ابعاد عبارت است از: $R = 1.5 \text{ mm}$ برای شعاع داخلی رگ، $t_a = 0.5 \text{ mm}$ برای ضخامت دیواره آن، $t_b = 100 \mu\text{m}$ برای ضخامت دیواره در پشت هسته و $t_c = 60 \mu\text{m}$ برای ضخامت پوسته رشته‌ای. این مقدار t_c در برخی پژوهش‌های پیشین به عنوان ضخامت پوسته رشته‌ای که عموماً پارگی پلاک در آن رخ می‌دهد معرفی شده است [23]. طول پلاک $L = 4R$ و میزان گرفتگی سطح مقطع رگ در حالت‌های مختلف 60, 75, 90 درصد فرض شده است.

2-2- معادلات حاکم بر جریان خون

برای انجام تحلیل برهم‌کنش سیال - جامد در این تحقیق، رویکرد لاگرانژی- اویلری اختیاری در چارچوب روش اجزا محدود پیاده‌سازی شده است. قانون بقای تکانه¹ و معادله پیوستگی² برای جریان یک سیال تراکم‌ناپذیر و لزج، معادلات ناویر- استوکس³ را تشکیل می‌دهند که به همراه شرایط اولیه و مرزی مناسب در توصیف لاگرانژی- اویلری اختیاری به صورت روابط (1) نوشته می‌شود [19]:

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

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

در این رابطه 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 به صورت سیالی تراکم‌ناپذیر و نیوتنی با چگالی $\rho_f = 1060 \text{ kg/m}^3$ و لزجت $\mu_f = 0.00345 \text{ Pa.s}$ تعریف شده است [21].

2-3- معادلات حاکم بر بافت بدن

قانون پایستگی تکانه خطی برای یک جامد پیوسته را می‌توان به صورت رابطه (2) بیان کرد که در آن چگالی جامد، ρ_s چگالی جامد، u میدان جابه‌جایی 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.

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

بسیاری از مراجع مانند [21,20] رفتار رگ و اجزای تشکیل‌دهنده پلاک را رفتاری الاستیک در نظر می‌گیرند. در چنین شرایطی استفاده از مدل رفتاری نئو- هوکین⁴ برای توصیف رابطه غیرخطی تنش و کرنش مناسب خواهد بود [21,20]؛ بنابراین در تحقیق حاضر از این مدل برای شبیه‌سازی بافت‌های جامد استفاده شده است.

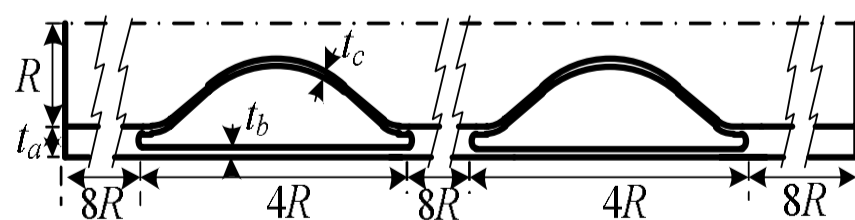


Fig. 3 Dimensions for protruding-protruding double stenosis

شکل 3 ابعاد در نظر گرفته‌شده برای گرفتگی دوگانه سهموی- سهموی

1- law of conservation of momentum
2- Continuity equation
3- Navier-Stokes
4- Neo-Hookian

5- Partitioned strong coupling approach

2-8- انتخاب اندازه گام زمانی و تعداد المان

انتخاب درست اندازه گام زمانی و تعداد المان‌های آن از مهم‌ترین ملزومات هر شبیه‌سازی اجزا محدود است. اگر اندازه گام زمانی بزرگ‌تر از مقدار لازم انتخاب شود و یا تعداد المان‌ها کمتر از مقدار مورد نیاز باشد جواب حاصل دقت کافی را نخواهد داشت، همچنین کوچک کردن بیش از حد گام زمانی یا 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 این تحقیق آزمون همگرایی برای دو حوزه مکان (تعداد المان‌ها) و زمان (اندازه گام زمانی) انجام پذیرفت که نمونه‌ای از نتایج به‌دست آمده به ترتیب در شکل‌های 7 و 8 نمایش داده شده است.

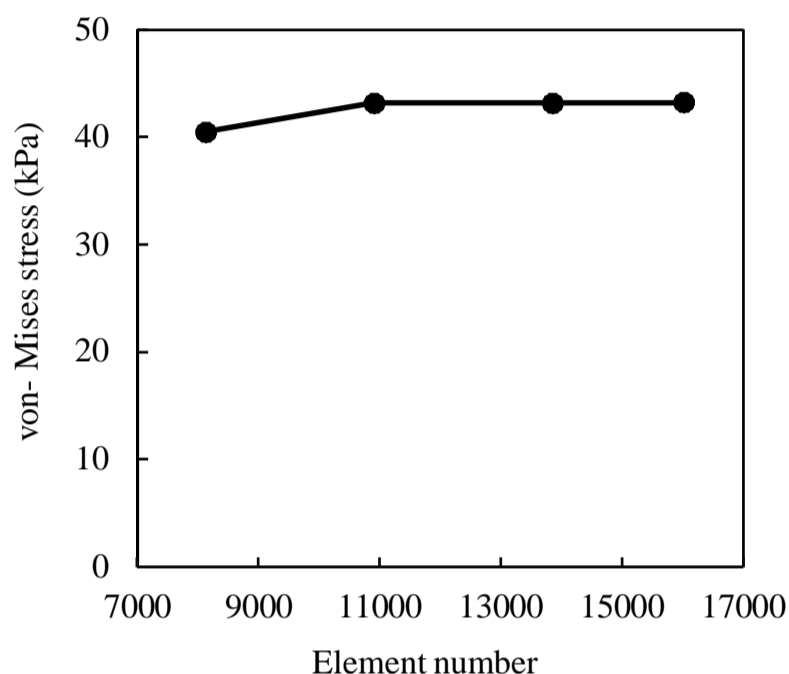


Fig. 7 Convergence test results for element number

شکل 7 نتایج آزمون همگرایی برای تعداد المان‌ها

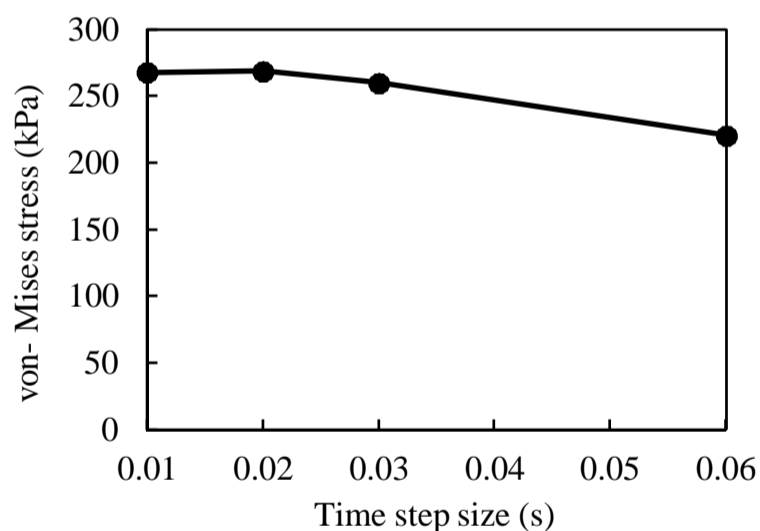


Fig. 8 Convergence test results for time step size

شکل 8 نتایج آزمون همگرایی برای اندازه گام زمانی

این نمودارها بیشینه مقدار تنش فون‌میزز ایجادشده در آرایش مستطیلی-سه‌موی با گرفتگی 90 درصد را برحسب تعداد المان‌ها و اندازه گام زمانی نشان می‌دهند. با توجه به این نمودارها اندازه گام زمانی برابر با 0.01 s و تعداد المان‌ها برابر با 13851 عدد انتخاب شد. آزمون همگرایی مکان در حالت پایدار (غیروابسته به زمان) انجام گرفت.

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. جهت حصول اطمینان از دقت مدل نیوتنی، چهار نوع مختلف گرفتگی یگانه

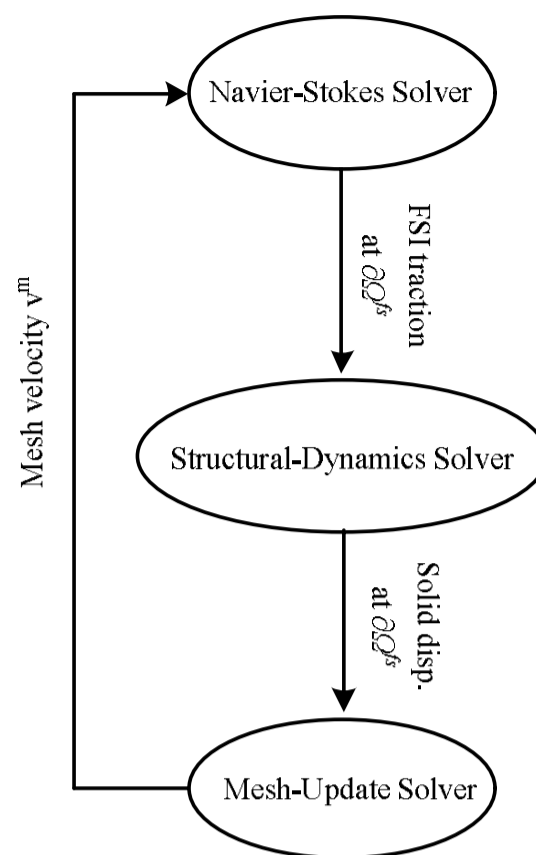


Fig. 4 The sequential fluid-structure coupling algorithm

شکل 4 الگوریتم تکراری کوپل سیال-جامد

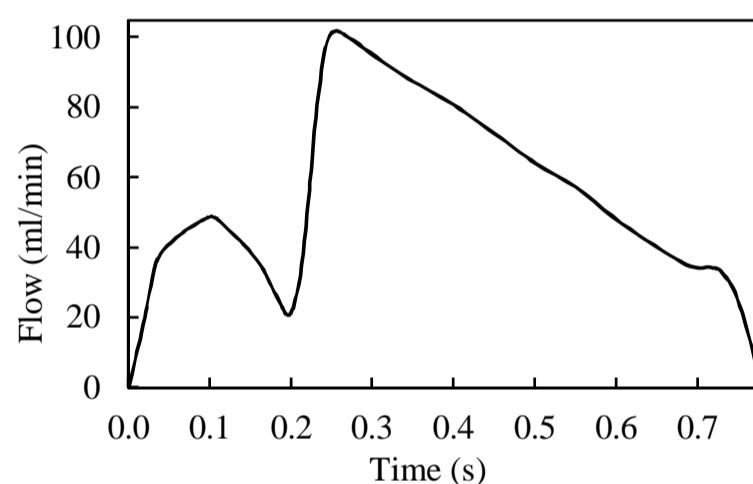


Fig. 5 Inlet flow pattern for Coronary artery [26]

شکل 5 دبی جریان خون ورودی به رگ کرونری [26]

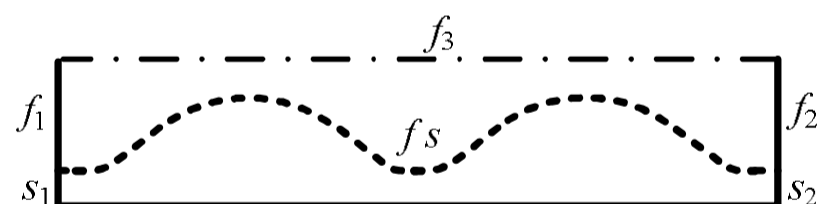


Fig. 6 A simplified view of the problem for denoting the boundaries.

شکل 6 نمایی ساده‌شده از مسأله برای نام‌گذاری مرزها

جدول 1 شرایط مرزی اعمال‌شده بر مرزهای شکل 6

Table 1 Boundary conditions applied on boundaries of Fig. 6

عنوان مرز	ناحیه مرز	نماد مرز در شکل 6	شرط مرزی
ورودی جریان خون	سیال	f_1	سرعت ورودی مطابق با شکل 5
خروجی جریان خون	سیال	f_2	فشار صفر
محور تقارن رگ	سیال	f_3	شرط تقارن محوری
ابتدای رگ	جامد	s_1	جابه‌جایی صفر
انتهای رگ	جامد	s_2	جابه‌جایی صفر
مرز مشترک خون و رگ	سیال و جامد	f_s	قید سینماتیکی و دینامیکی معادله 3

پس از عبور از این پلاک با انرژی کمتری به پلاک دوم برخورد می‌کند؛ بنابراین پلاک دوم در اثر عبور جریان خون دچار تغییر شکل و تنش کمتری می‌شود. در شکل 11 تنش‌های ایجاد شده در آرایش متشکل از دو پلاک مستطیلی به‌عنوان نمونه آورده شده است. مقادیر بیشینه تنش به‌دست آمده در آرایش‌های مختلف پلاک در نمودار شکل‌های 12-14 مقایسه شده‌اند.

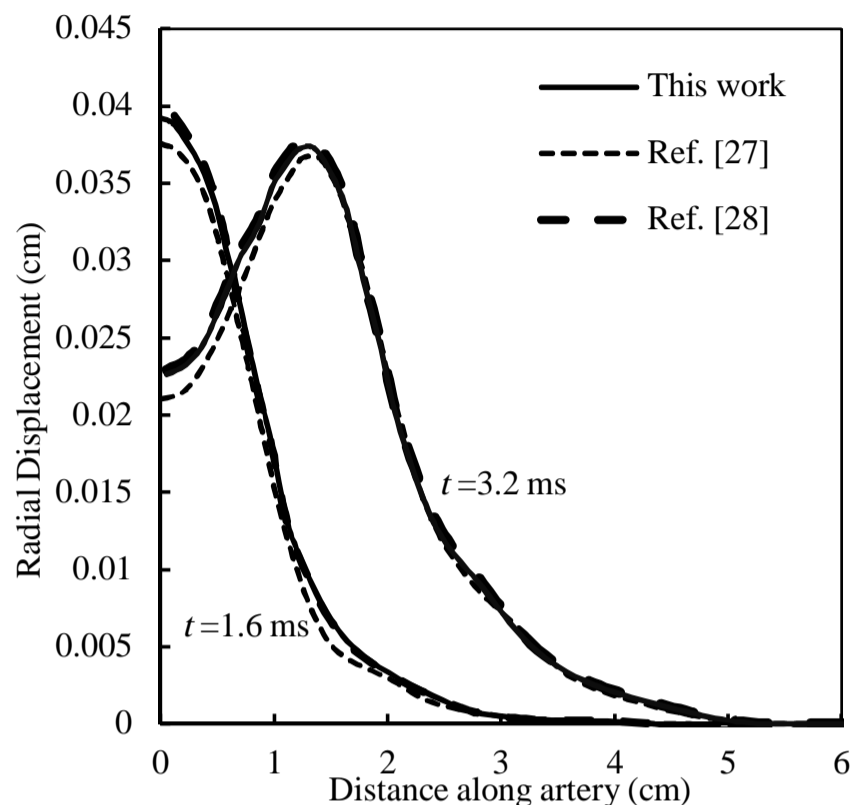


Fig. 10 Radial displacement of artery outer wall

شکل 10 جابه‌جایی شعاعی دیواره خارجی رگ

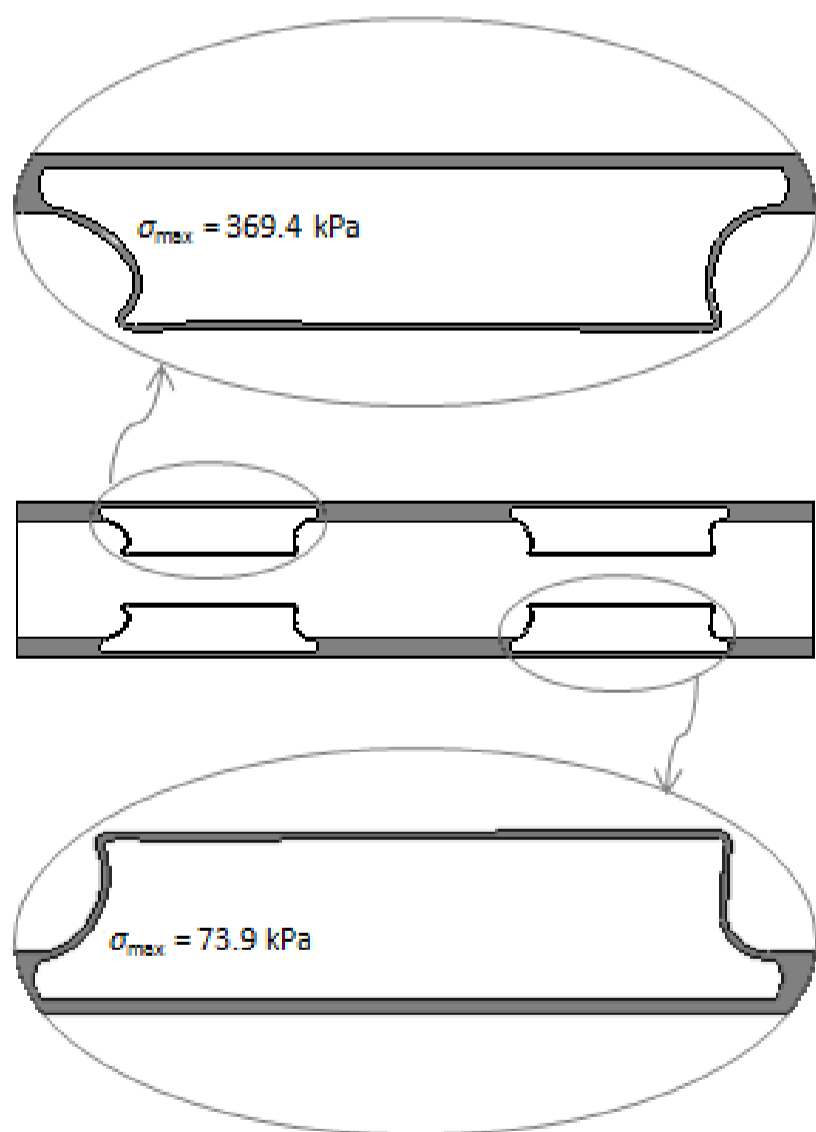


Fig. 11 von-Mises stress distribution in first and second plaque of diffuse-diffuse arrangement

شکل 11 توزیع تنش فون میزز در پلاک اول و دوم آرایش مستطیلی-مستطیلی

یک‌بار با بهره‌گیری از مدل نیوتنی و بار دیگر با کمک مدل غیرنیوتنی کاریو¹ برای جریان خون شبیه‌سازی شده و تنش فون میزز بیشینه ایجاد شده در پلاک در هر حالت به‌دست آمد. مطابق با شکل 9 نتایج حاصل از مدل نیوتنی و غیرنیوتنی در تمام انواع پلاک اختلاف بسیار ناچیزی (حدود یک درصد در بدترین حالت) دارند؛ بنابراین استفاده از مدل نیوتنی در شبیه‌سازی‌ها مناسب به نظر می‌رسد. در مدل سیال غیرنیوتنی کاریو لزجت سیال به‌صورت رابطه

$$\mu_f = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)(1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2} \quad (6)$$

که در آن $\mu_0 = 0.056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ، $\mu_\infty = 0.00345 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ، $n = 0.3568$ و $\lambda = 3.313 \text{ s}$ است [5].

10-2- اعتبارسنجی مدل

جهت حصول اطمینان از دقت مدل پیشنهادی، از یک مسأله محک که حرکت موجی دیواره الاستیک رگ را در اثر جریان ضربانی خون مورد توجه قرار می‌دهد استفاده شد. در این مسأله طول رگ 10 سانتی‌متر، شعاع داخلی آن 1 سانتی‌متر و شعاع خارجی آن 1.2 سانتی‌متر است. در زمان $t = 0$ فشار پله $P = 5 \text{ kPa}$ به ورودی رگ اعمال شده و حرکت موج آغاز می‌شود. در شکل 10 نتایج به‌دست‌آمده در این تحقیق برای جابه‌جایی شعاعی دیواره خارجی رگ با نتایج مراجع [28,27] مقایسه شده است. هم‌خوانی خوب نتایج به‌دست‌آمده با نتایج مقالات پیشین از دقت قابل قبول مدل پیشنهادی حکایت دارد.

3- نتایج و بحث

3-1- مقایسه خطر پارگی در آرایش‌های مختلف پلاک

آرایش‌های مختلف گرفتگی دوگانه که در شکل 2 نشان داده شده به روش مشروح در بخش پیشین مدل‌سازی شده است و در هر حالت مقدار بیشینه تنش فون میزز ایجاد شده در پوسته رشته‌ای پلاک مورد محاسبه قرار گرفت. برای هر آرایش با فرض برابر بودن اندازه پلاک اول و دوم، سه شبیه‌سازی جداگانه برای درصد گرفتگی 60، 75، 90 درصد انجام پذیرفت. در تمام شبیه‌سازی‌ها به جز ترکیب صعودی-مستطیلی بیشترین تنش در پوسته پلاک اول آرایش دوگانه ایجاد شد. این موضوع زائیده این حقیقت است که جریان خون بخشی از انرژی خود را در مواجهه با پلاک اول از دست داده و

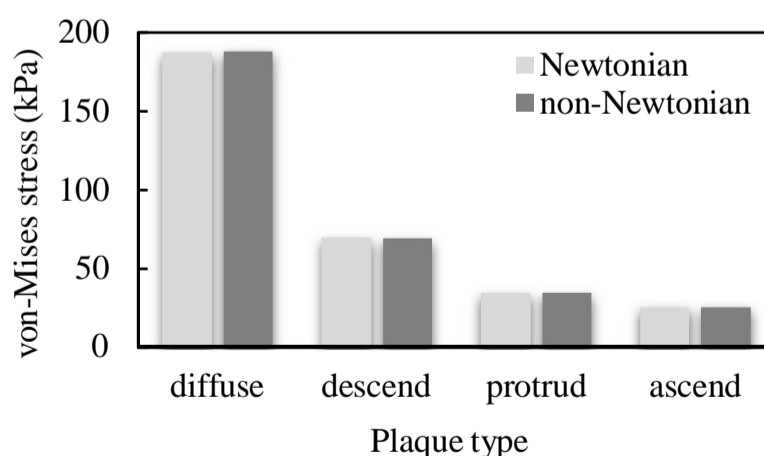


Fig. 9 Comparison of Newtonian and non-Newtonian models for blood flow

شکل 9 مقایسه مدل‌های نیوتنی و غیرنیوتنی برای جریان خون

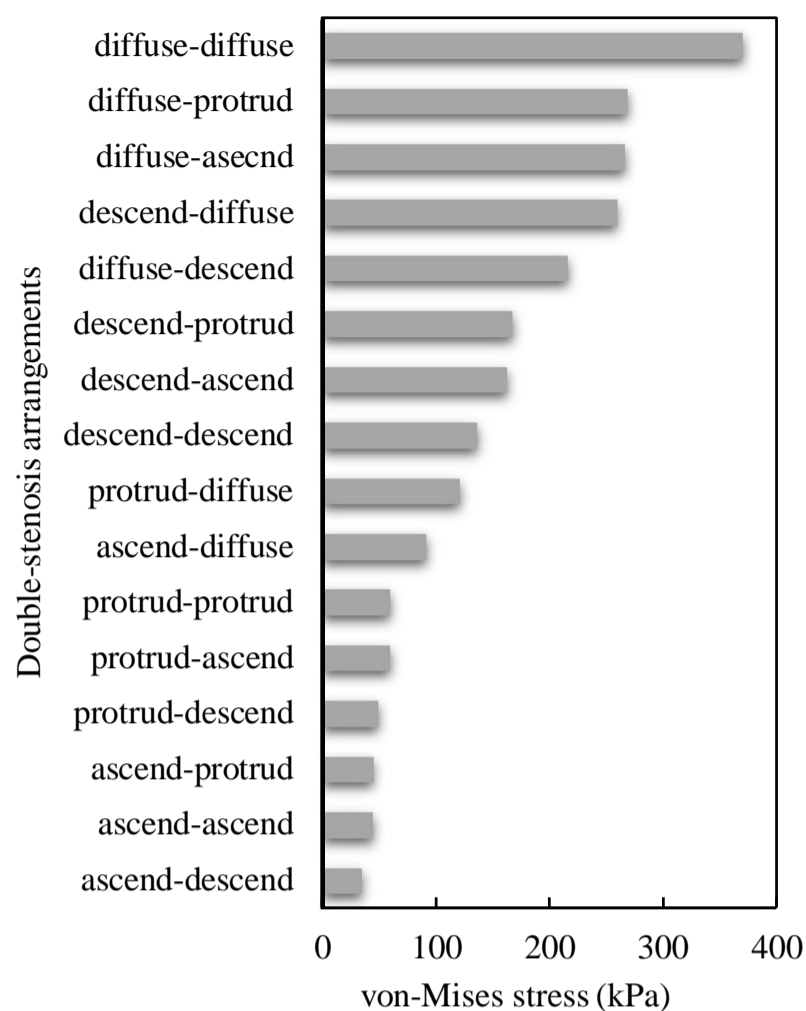


Fig. 14 Maximum von-Mises stress of double-stenosis arrangements in stenosis degree of 90%

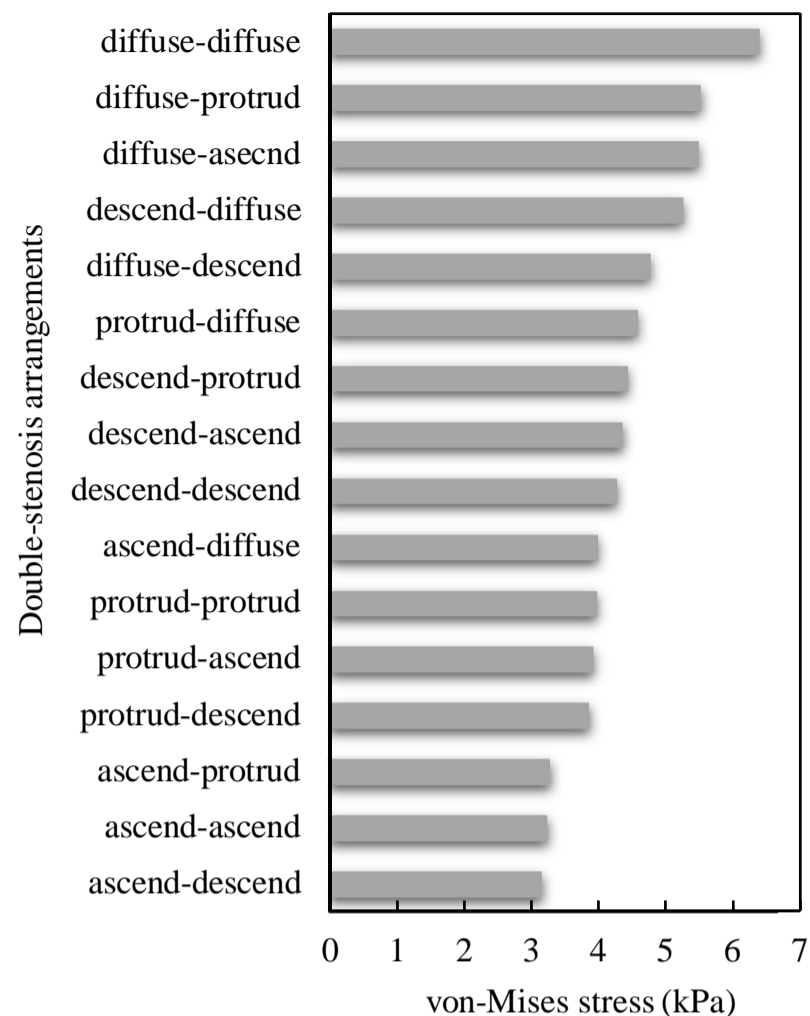


Fig. 12 Maximum von-Mises stress of double-stenosis arrangements in stenosis degree of 60% .

شکل 14 تنش فون میزز بیشینه ترکیب‌های دوتایی در درصد گرفتگی 90

شکل 12 تنش فون میزز بیشینه ترکیب‌های دوتایی در درصد گرفتگی 60

نتایج این نمودارها نشان می‌دهد:

- شکل پلاک نخست تأثیر بیشتری نسبت به شکل پلاک دوم بر تنش بیشینه آرایش دارد.
- به‌طور کلی آرایش‌هایی که پلاک نخست آن‌ها صعودی، سهموی، نزولی و مستطیلی باشد به‌ترتیب امکان کم‌ترین تا بیشترین تنش می‌شوند.
- اگر پلاک نخست آرایش‌ها یکسان باشد آرایش‌هایی که پلاک دوم آن‌ها نزولی، صعودی، سهموی و مستطیلی باشد به‌ترتیب کم‌ترین تا بیشترین تنش را تحمل می‌کنند.

برای تفسیر نتایج به‌دست‌آمده، خطوط جریان و مقدار اختلاف فشار ایجاد شده پیشین و پسین از انواع مختلف پلاک در شکل 15 نشان داده شده است. باید به این نکته نیز توجه کرد که نیروی وارده از جریان به پلاک شامل دو مؤلفه اصلی است: 1- نیروهای مقاوم ناشی از فشار یا پسای فشاری 2- نیروهای مقاوم ناشی از لزجت یا پسای اصطکاکی [29].

در مسأله حاضر با توجه به این‌که نسبت ارتفاع پلاک به طول آن قابل توجه است قسمت عمده نیرو مربوط به پسای فشاری بوده و پسای اصطکاکی سهم قابل توجهی در نیروی کل ندارد. پسای فشاری نیز بیشتر پلاک‌هایی را تحت تأثیر قرار می‌دهد که انطباق کمتری با خطوط جریان داشته و بیشترین افت فشار را در سیال ایجاد می‌کنند. براساس شکل 15 پلاک‌های مستطیلی و نزولی کم‌ترین انطباق را با خطوط جریان داشته و سبب بیشترین افت فشار می‌شوند و در نتیجه بیشترین نیرو را از جریان دریافت می‌کنند، در حالی‌که پلاک‌های سهموی و صعودی سبب کم‌ترین اختلال در خطوط جریان و کم‌ترین افت فشار می‌شوند؛ بنابراین کم‌ترین نیرو و در نتیجه تنش را تجربه می‌کنند. با توجه به این مسأله آرایش‌هایی که پلاک نخست آن‌ها مستطیلی

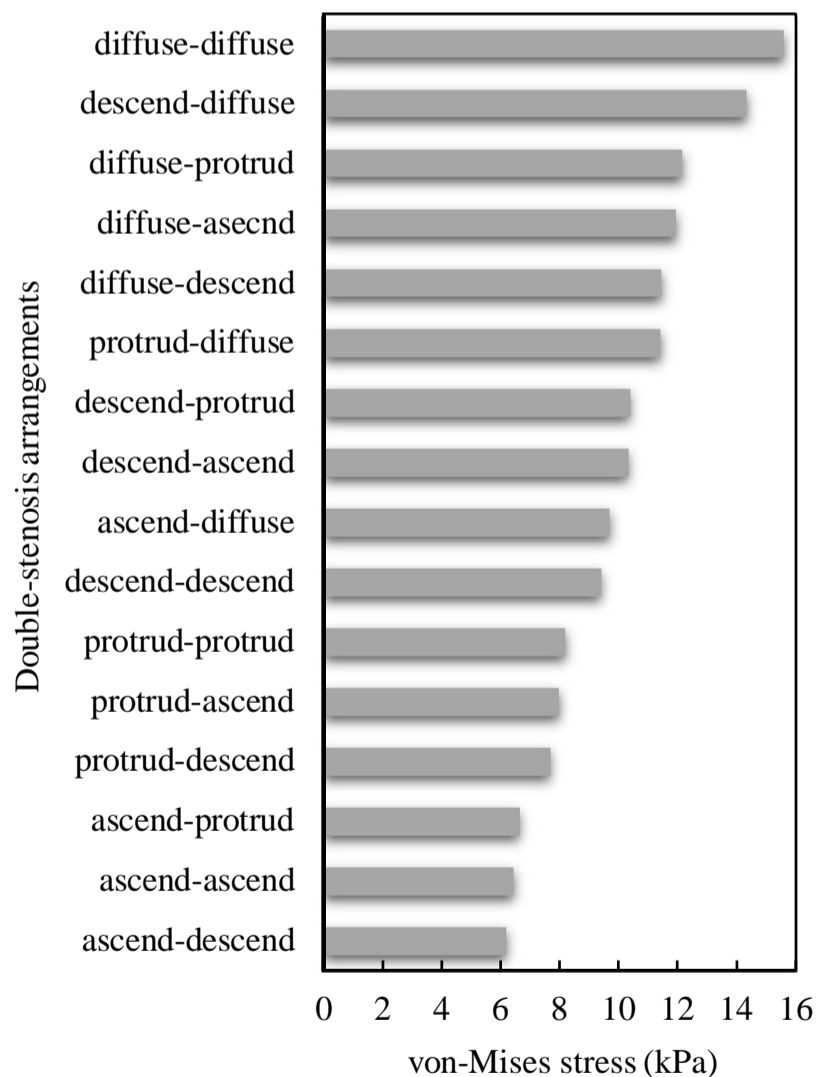


Fig. 13 Maximum von-Mises stress of double-stenosis arrangements in stenosis degree of 75%

شکل 13 تنش فون میزز بیشینه ترکیب‌های دوتایی در درصد گرفتگی 75

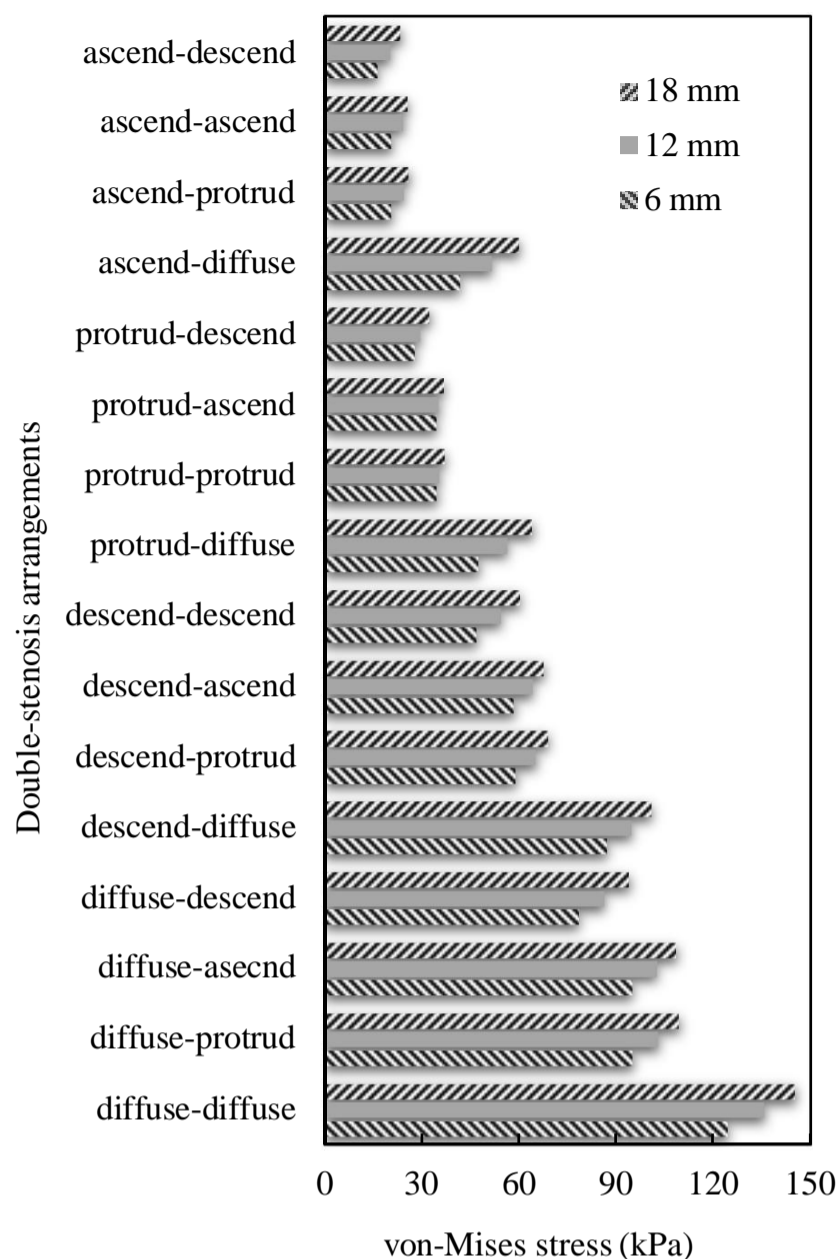


Fig. 16 Effect of the distance between plaques on von-Mises stress

شکل 16 تأثیر فاصله دو پلاک بر تنش فون میزز

که در مسیر جریان سیال لوله قرار دارند با افزایش فاصله بین آن‌ها افزایش می‌یابد. مرجع [30] این نتیجه را برای جریان‌هایی با رینولدز کوچک‌تر از 1500 گزارش کرده است و رینولدز مسأله حاضر نیز که حدوداً برابر با 200 است در این محدوده قرار می‌گیرد.

3-3- تأثیر طول پلاک بر بیشینه تنش

تأثیر درصد گرفتگی رگ که در واقع نماینده‌ای از ارتفاع پلاک است در بخش‌های پیشین مورد بررسی قرار گرفت. از دیگر پارامترهای هندسی پلاک که می‌تواند نقش مهمی در تنش وارد بر پوسته رشته‌ای ایفا کند طول پلاک است که در این بخش به آن پرداخته شده است. برای بررسی این پارامتر تنش‌های وارد بر پوسته برای دو طول مختلف پلاک محاسبه شده است. البته تغییر طول در پلاک مطابق با شکل 17 به‌گونه‌ای صورت گرفت که پارامترهای مؤثر دیگر در مسأله یعنی ارتفاع پلاک، ضخامت پوسته رشته‌ای و فاصله بین دو پلاک ثابت بماند. جهت دستیابی به درکی عمیق‌تر از شرایط، شبیه‌سازی ابتدا برای گرفتگی‌های یگانه انجام پذیرفت که نتایج حاصل از آن در نمودار شکل 18 مشاهده می‌شود.

مطابق با این نمودار با افزایش طول گرفتگی، تنش در پلاک مستطیلی افزایش و در سایر پلاک‌ها کاهش می‌یابد. تفسیر این نتیجه نیز با اشاره به مؤلفه‌های نیروی وارد بر پلاک امکان‌پذیر می‌شود. همان‌طور که پیشتر اشاره شد نیروی وارد از طرف جریان به پلاک دارای دو مؤلفه اصلی پسای فشاری و

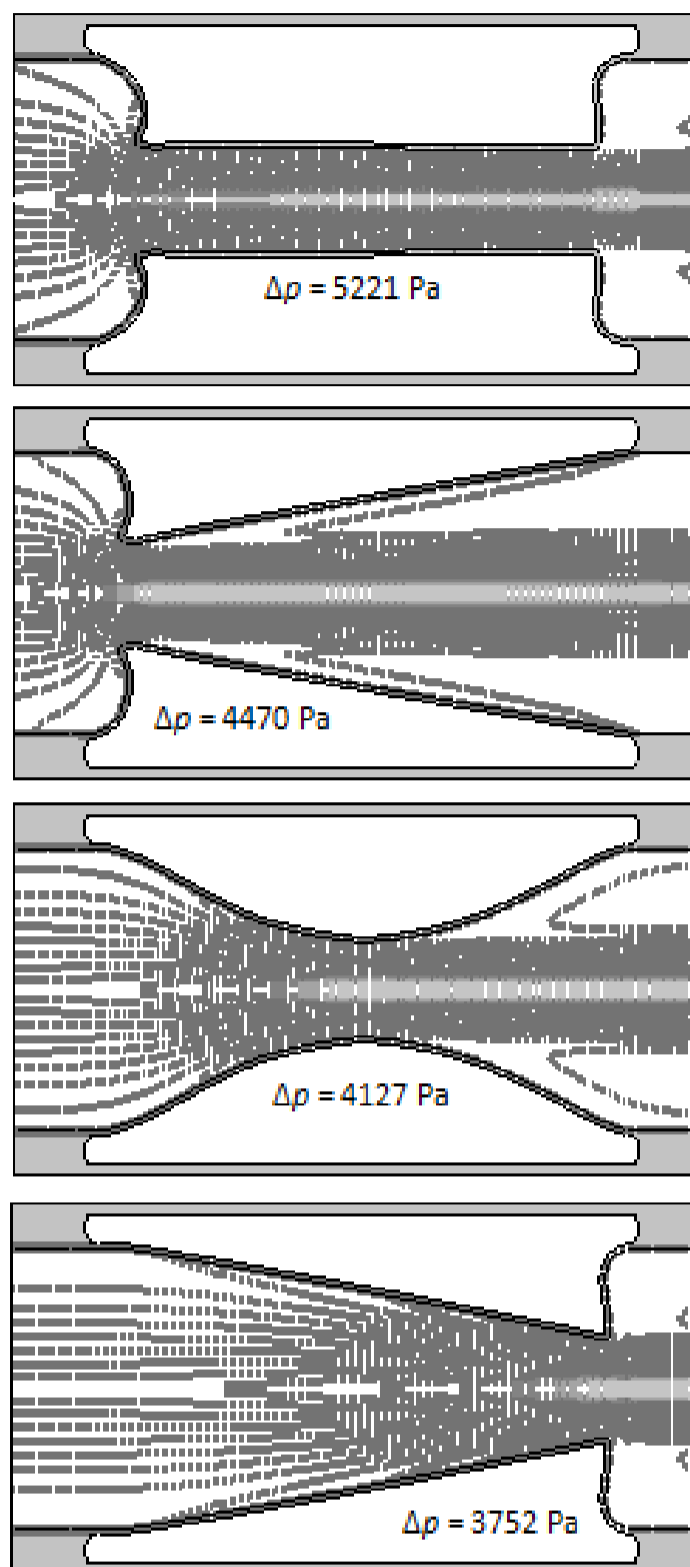


Fig. 15 Flow streamlines and pressure difference value for different plaque types

شکل 15 خطوط جریان عبوری و مقدار اختلاف فشار در انواع پلاک

یا نزولی باشد تنش بیشتری نسبت به آرایش‌هایی با پلاک نخست سهموی و صعودی تحمل می‌کنند.

3-2- تأثیر فاصله دو پلاک بر تنش فون میزز

در این بخش تأثیر فاصله دو پلاک بر تنش بیشینه وارد شده بر پوسته رشته‌ای پلاک مورد بررسی قرار گرفته است. بررسی‌ها برای گرفتگی 90 درصد و مدول الاستیک 20 کیلو پاسکال و 500 کیلو پاسکال به‌ترتیب برای هسته و دیواره رگ و به‌ازای فاصله‌های 4R، 8R و 12R بین دو پلاک انجام شده است که R شعاع داخلی رگ است. نتایج حاصل برای آرایش‌های مختلف پلاک در نمودار شکل 16 نشان داده شده است.

همان‌طور که از این نمودار مشاهده می‌شود با افزایش فاصله بین دو پلاک در تمام آرایش‌ها تنش وارد بر پوسته پلاک افزایش می‌یابد. دلیل این امر را می‌توان افزایش نیروی وارد بر پلاک در اثر افزایش فاصله دانست. این افزایش نیرو در مرجع [30] نیز گزارش شده است. مطالعات انجام شده در این مرجع نشان داد که نیروی وارد بر دو مانع استوانه‌ای با مقطع مستطیل

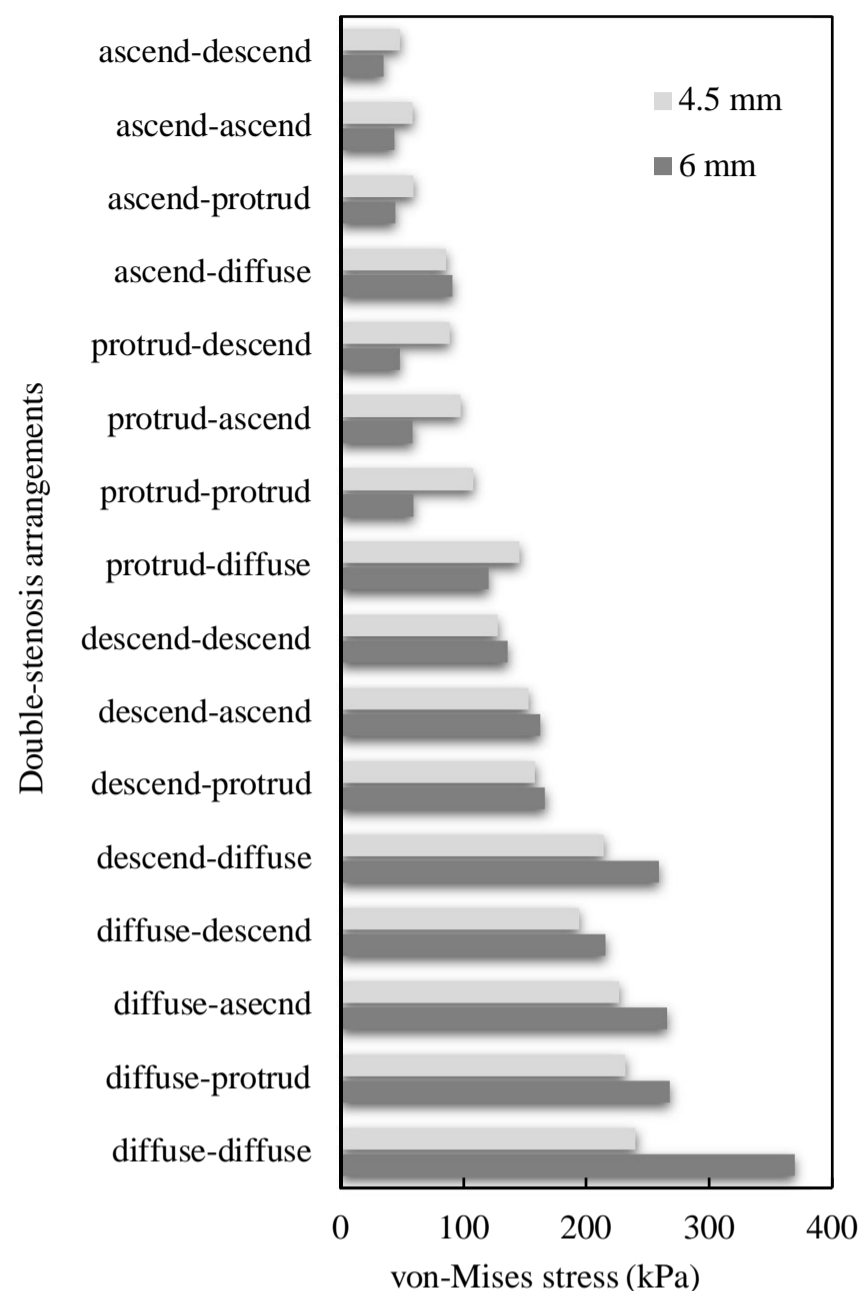


Fig. 19 Maximum stress values in different double-stenosis arrangements for plaque length of 4.5 and 6 mm

شکل 19 مقادیر بیشینه تنش در آرایش‌های مختلف به ازای طول‌های 4.5 و 6 میلی‌متر برای پلاک

متحمل بیشترین تنش می‌شود. به همین دلیل رفتار این آرایش در قبال تغییر طول تابع پلاک مستطیلی بوده و از آرایش‌های دیگر متفاوت است.

4- جمع‌بندی

در تحقیق حاضر، یکی از معیارهای اصلی ارزیابی خطر پارگی پلاک یعنی توزیع تنش فون‌میز در پوسته رشته‌ای پلاک در گرفتگی‌های دوگانه مورد بررسی قرار گرفت. آرایش‌های مختلف گرفتگی دوگانه که از کنار هم قرار گرفتن انواع استاندارد پلاک ایجاد می‌شود مطالعه گردید. به این منظور برهم‌کنش سیال - جامد بین جریان خون و اجزای پلاک با کمک روش اجزا محدود شبیه‌سازی شد. مطالعات انجام شده نشان داد:

- شکل پلاک نخست تأثیر بیشتری نسبت به شکل پلاک دوم بر تنش بیشینه آرایش دارد.

- به‌طور کلی آرایش‌هایی که پلاک نخست آن‌ها صعودی، سهموی، نزولی و مستطیلی باشد به ترتیب امکان کم‌ترین تا بیشترین تنش می‌شوند.

- اگر پلاک نخست آرایش‌ها یکسان باشد آرایش‌هایی که پلاک دوم آن‌ها نزولی، صعودی، سهموی و مستطیلی باشد به ترتیب کم‌ترین تا بیشترین تنش را تحمل می‌کنند.

Fig. 17 The scheme of the plaque length change

شکل 17 نحوه تغییر طول پلاک

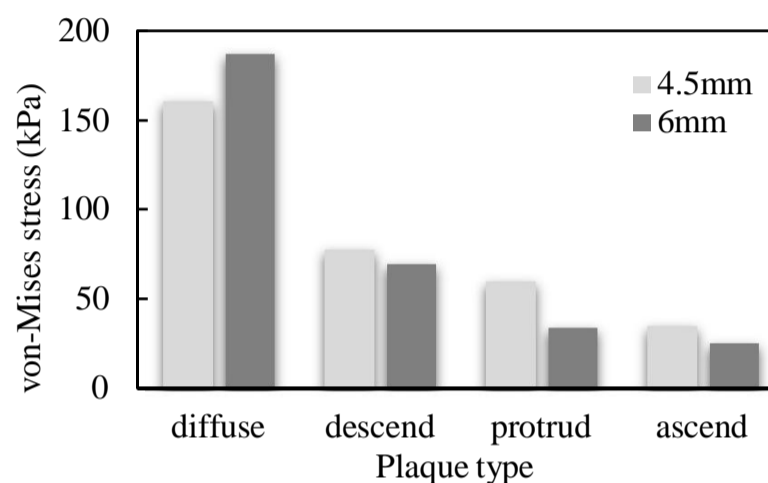


Fig. 18 Maximum stress value in different plaque types for plaque length of 4.5 and 6 mm

شکل 18 مقادیر بیشینه تنش در انواع پلاک‌های یگانه به ازای طول‌های 4.5 و 6 میلی‌متر برای پلاک

پسای اصطکاکی است که پسای فشاری با توجه به شکل پلاک‌ها سهم بزرگ‌تری از نیرو را در اختیار دارد. در پلاک‌های سهموی، صعودی و نزولی وقتی ارتفاع پلاک ثابت بوده و طول آن افزایش یابد شیب پروفیل پلاک ملایم‌تر و انطباق آن با خطوط جریان بیشتر خواهد شد که همین امر سبب کاهش پسای فشاری و در نهایت کاهش نیروی کل و تنش وارد بر پلاک می‌شود. در پلاک مستطیلی که پروفیل پلاک با یک زاویه قائم به بیشینه ارتفاع پلاک می‌رسد افزایش طول تأثیری بر انطباق پلاک با خطوط جریان و در نتیجه پسای فشاری ندارد. این افزایش طول سطح تماس پلاک را با جریان لزج سیال بیشتر کرده و پسای اصطکاکی را افزایش می‌دهد که این امر سبب افزایش نیروی کل و تنش وارده بر پلاک خواهد شد.

جهت بررسی نقش طول پلاک در گرفتگی‌های دوگانه، طول هر دو پلاک در آرایش‌های مختلف به یک مقدار تغییر داده شده و تغییرات حاصله در مقدار تنش در نمودار شکل 19 آورده شده است.

مطابق با این نمودار به‌طور خلاصه می‌توان بیان داشت:

- در آرایش‌هایی که پلاک نخست آن‌ها مستطیلی یا نزولی است با افزایش طول، بیشینه تنش افزایش یافته است.

- در آرایش‌هایی که پلاک نخست آن‌ها صعودی یا سهموی است به جز ترکیب صعودی - مستطیلی با افزایش طول، بیشینه تنش کاهش یافته است.

در تمام آرایش‌ها جز ترکیب صعودی - مستطیلی تنش بیشینه در پلاک نخست رخ می‌دهد، اما در آرایش یادشده پلاک دوم یعنی پلاک مستطیلی

- [14] K. Bhaganagar, C. Veeramachaneni, C. Moreno, Significance of plaque morphology in modifying flow characteristics in a diseased coronary artery: Numerical simulation using plaque measurements from intravascular ultrasound imaging, *Applied Mathematical Modelling*, Vol. 37, No. 7, pp. 5381-5393, 2013.
- [15] F. Yang, L. Liu, W. Xu, H. Liu, Q. Yin, H. Li, R. Guo, R. Zhang, X. Liu, Comparison of Carotid and Cerebrovascular Stenosis between Diabetic and Nondiabetic Patients Using Digital Subtraction Angiography, *Stroke and Cerebrovascular Diseases*, Vol. 23, No. 6, pp. 1327-1331, 2014.
- [16] A. Giannadakis, K. Perrakis, T. Panidis, A. Romeos, Experimental Investigation of the Hemodynamic Field of Occluded Arteries with Double Stenosis, *Proceedings of 10th International Workshop on Biomedical Engineering conference*, published: IEE, PP. 1-4, 2011.
- [17] C. Bertolotti, Z. Qin, B. Lamontagne, L. G. Durand, G. Soulez, G. Cloutier, Influence of Multiple Stenoses on Echo-Doppler Functional Diagnosis of Peripheral Arterial Disease: A Numerical and Experimental Study, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 34, No. 4, pp. 564-574, 2006.
- [18] H. Afrasiab, M. R. Movahhedy, A. Assempour, Fluid-structure interaction analysis in microfluidic devices: A dimensionless finite element approach, *Numerical Methods in Fluids*, Vol. 68, No. 9, pp. 1073-1086, 2012.
- [19] H. Afrasiab, M. R. Movahhedy, Treatment of the small time instability in the finite element analysis of fluid structure interaction problems, *Numerical Methods in Fluids*, Vol. 71, No. 6, pp. 756-771, 2013.
- [20] S. R. H. Barrett, M. P. F. Sutcliffe, S. Howarth, Z. Y. Li, J. H. Gillard, Experimental measurement of the mechanical properties of carotid atherothrombotic plaque fibrous cap, *Biomechanics*, Vol. 42, No. 11, pp. 1650-1655, 2009.
- [21] S. A. Kock, J. V. Nygaard, N. Eldrup, E.-T. Fründ, A. Klærke, W. P. Paaske, E. Falk, W. Yong Kim, Mechanical stresses in carotid plaques using MRI-based fluid-structure interaction models, *Biomechanics*, Vol. 41, No. 8, pp. 1651-1658, 2008.
- [22] J. C. Wang, S. L. Normand, L. Mauri, R. E. Kuntz, Coronary artery spatial distribution of acute myocardial infarction occlusions, *Circulation*, Vol. 110, No. 3, pp. 278-84, 2004.
- [23] D.L. Brown, *Cardiovascular plaque rupture*, pp. 51-61, New York: CRC Press, 2002.
- [24] A. Karimi, M. Navidbakhsh, A. Shojaei, S. Faghihi, Measurement of the uniaxial mechanical properties of healthy and atherosclerotic human coronary arteries, *Materials Science and Engineering*, Vol. 33, No. 5, pp. 2550-2554, 2013.
- [25] A. C. Akyildiz, L. Speelman, H. van Brummelen, M. A. Gutierrez, R. Virmani, A. van der Lugt, A. F. van der Steen, J. J. Wentzel, F. J. Gijzen, Effects of intima stiffness and plaque morphology on peak cap stress, *Biomed Eng Online*, Vol. 10, No. 2, pp. 25, 2011.
- [26] R. Stoelting, S. Hillier. *Pharmacology and Physiology in Anesthetic Practice*, fourth Edition, pp. 158, india: Indianapolis, 2005.
- [27] C. J. Greenshields, H. G. Weller, A unified formulation for continuum mechanics applied to fluid-structure interaction in flexible tubes, *Numerical Methods in Engineering*, Vol. 64, No. 12, pp. 1575-1593, 2005.
- [28] Y. Bazilevs, V. M. Calo, Y. Zhang, T. J. R. Hughes, Isogeometric Fluid-structure Interaction Analysis with Applications to Arterial Blood Flow, *Computational Mechanics*, Vol. 38, No. 4-5, pp. 310-322, 2006.
- [29] F.M. White, *Fluid Mechanics*, Fourth Edition, pp. 453, New York: McGraw-Hill, 1998.
- [30] S. C. Yen, K. C. San, T. H. Chuang, Interactions of tandem square cylinders at low Reynolds numbers, *Experimental Thermal and Fluid Science*, Vol. 32, No. 4, pp. 927-938, 2008.

- در آرایش‌هایی که پلاک نخست آن‌ها مستطیلی یا نزولی است با افزایش طول پلاک، بیشینه تنش افزایش یافته است.

- در آرایش‌هایی که پلاک نخست آن‌ها صعودی یا سهموی است به جز ترکیب صعودی - مستطیلی با افزایش طول پلاک، بیشینه تنش کاهش است.

5-مراجع

- [1] 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, *Biomechanics*, Vol. 46, No. 1, pp. 83-90, 2013.
- [2] M. Cilla, E. Peña, M. A. Martínez, D. J. Kelly, Comparison of the vulnerability risk for positive versus negative atheroma plaque morphology, *Biomechanics*, Vol. 46, No. 7, pp. 1248-1254, 2013.
- [3] W. J. S. Dolla, J. A. House, S. P. Marso, Stratification of risk in thin cap fibroatheromas using peak plaque stress estimates from idealized finite element models, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 34, No. 9, pp. 1330-1338, 2012.
- [4] M. Cilla, E. Peña, M. A. Martínez, 3D computational parametric analysis of eccentric atheroma plaque: influence of axial and circumferential residual stresses, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Vol. 11, No. 7, pp. 1001-1013, 2012.
- [5] A. Valencia, F. Baeza, Numerical simulation of fluid-structure interaction in stenotic arteries considering two layer nonlinear anisotropic structural model, *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Vol. 36, No. 2, pp. 137-142, 2009.
- [6] M. X. Li, J. J. Beech-Brandt, L. R. John, P. R. Hoskins, W. J. Easson, Numerical analysis of pulsatile blood flow and vessel wall mechanics in different degrees of stenoses, *Biomechanics*, Vol. 40, No. 16, pp. 3715-3724, 2007.
- [7] G. Finet, J. Ohayon, G. Rioufol, Biomechanical interaction between cap thickness, lipid core composition and blood pressure in vulnerable coronary plaque: impact on stability or instability, *Coronary Artery Disease*, Vol. 15, No. 1, pp. 13-20, 2004.
- [8] Z. Teng, U. Sadat, Z. Li, X. Huang, C. Zhu, V. Young, M. Graves, J. Gillard, Arterial Luminal Curvature and Fibrous-Cap Thickness Affect Critical Stress Conditions Within Atherosclerotic Plaque: An In Vivo MRI-Based 2D Finite-Element Study, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 10, pp. 3096-3101, 2010.
- [9] J. Ohayon, G. Finet, A. M. Gharib, D. A. Herzka, P. Tracqui, J. Heroux, G. Rioufol, M. S. Kotys, A. Elagha, R. I. Pettigrew, Necrotic core thickness and positive arterial remodeling index: emergent biomechanical factors for evaluating the risk of plaque rupture, *Physiology- Heart and Circulatory Physiology*, Vol. 295, No. 2, pp. 717-727, 2008.
- [10] E. Cecchi, C. Giglioli, S. Valente, C. Lazzeri, G. F. Gensini, R. Abbate, L. Mannini, Role of hemodynamic shear stress in cardiovascular disease, *Atherosclerosis*, Vol. 214, No. 2, pp. 249-256, 2011.
- [11] Y. Fukumoto, T. Hiro, T. Fujii, G. Hashimoto, T. Fujimura, J. Yamada, T. Okamura, M. Matsuzaki, Localized Elevation of Shear Stress Is Related to Coronary Plaque Rupture: A 3-Dimensional Intravascular Ultrasound Study With In-Vivo Color Mapping of Shear Stress Distribution, *the American College of Cardiology*, Vol. 51, No. 6, pp. 645-650, 2008.
- [12] M. Lipinski, J. Frias, Z. Fayad, Advances in detection and characterization of atherosclerosis using contrast agents targeting the macrophage, *Nuclear Cardiology*, Vol. 13, No. 5, pp. 699-709, 2006.
- [13] R. Beaumont, K. Bhaganagar, B. Segee, O. Badak, Using fuzzy logic for morphological classification of IVUS-based plaques in diseased coronary artery in the context of flow-dynamics, *Soft Computing*, Vol. 14, No. 3, pp. 265-272, 2010.