

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

مهدی کاظمیان<sup>1</sup>، حامد افراسیاب<sup>2\*</sup>، محمدهادی پاشایی<sup>3</sup>

1 - دانشجوی کارشناسیارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی بابل، بابل

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

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

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

اطلاعات مقاله	چکیدہ
مقاله پژوهشی کامل دریافت: 08 آذر 1394 پذیرش: 06 دی 1394 ارائه در سایت: 05 بهمن 1394	مشاهدات انجامشده در پژوهشهای اخیر نشان داده است گرفتگی عروق در حدود 70درصد 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 شبیه سازی اجزا محدود برهم کنش
<i>کلید واژگان:</i> گرفتگی دوگانه عروق کرونری	سیال - جامد بین جریان خون، رک و پلاک، تنش فونمیزز ایجاد شده در پوسته محافظ پلاک محاسبه شده است. شبیه سازی برهم کنش سیال - جامد به روش لاگرانژی - اویلری اختیاری انجام گرفته و برای اطمینان از صحت مدل ایجادشده از یک مسأله محک، شامل انتشار موج حاصل از
خطر پارگی برهمکنش سیال - جامد	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 بهصورت یک سیال نیوتنی مدل شده و از مدل هایپر الاستیک برای شبیهسازی رفتار غیرخطی بافت انسان و اجزای پلاک استفاده
روش اجزا محدود	شده است. نتایج بهدست 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<sup>\*</sup>, 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**

#### ABSTRACT

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 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.

2- plaque

1- Atherosclerosis

Please cite this article using:

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)

میشود که یک پوسته رشتهای<sup>1</sup> 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 اعضایی که در پایین دست پلاک قرار دارند معمول ترین عارضه ناشی از گرفتگی عروق است، اما خطرناک ترین سناریو هنگامی رخ میدهد که پوسته رشتهای پاره شده و سبب خونریزی در دیواره پلاک شود [4]. این امر منجربه ایجاد لختههای خونی میشود که به همراه جریان خون حرکت کرده و عروق پایین دست را که نازک تر هستند، مسدود میکند. این انسداد ممکن است سبب بروز سکتههای قلبی یا مغزی شده و عوارض جبران ناپذیری 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 [1-4]. 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 [7,8]، اندازه هسته پلاک [9,6]، مواد تشکیلدهنده هسته [1,1]، عوامل همودینامیکی هسته پلاک [9,6]، مواد تشکیلدهنده هسته [1,1]، عوامل همودینامیکی پلاک را تحت تأثیر قرار میدهد شکل هندسی پلاک است. پلاکها از نظر شکل هندسی به چهار دسته کلی قابل تقسیم هستند [14,1]. این چهار دسته کلی که در شکل 1 نمایش داده شدهاند عبارتند از سهموی<sup>2</sup>، صعودی<sup>3</sup>، دسته کلی که در شکل 1 نمایش داده شدهاند عبارتند از سهموی<sup>2</sup>، صعودی<sup>3</sup>، نزولی<sup>4</sup>، مستطیلی<sup>5</sup>.

مشاهدات انجامشده در یکی از پژوهشهای اخیر نشان داده است گرفتگی عروق در حدود 70درصد از بیماران مبتلا به بیماری تصلب شرایین بهصورت پلاکهای چندگانه و در باقی موارد بهصورت 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 فونمیزز<sup>6</sup> در حالتهای مختلف بررسی شده است. به این منظور تأثیر متقابل تغییر شکل پلاک و جریان خون در رگ کرونری با کمک تحلیل برهم کنش سیال- جامد<sup>7</sup> شبیهسازی شده که این تحلیل مبتنیبر رویکرد لاگرانژی اویلری اختیاری<sup>8</sup> با کوپل قوی بوده و با استفاده از یک کد اجزا محدود<sup>9</sup> معتبر که پیش از این در مراجع [19,18] توسعه یافته، پیادهسازی شده است. خون بهصورت سیالی نیوتنی <sup>10</sup> مدل شده و میدان سرعت و فشار آن مطابق با الگوی جریان واقعی رگ کرونری تعریف

شده است. از مدل هایپرالاستیک<sup>11</sup> نیز برای شبیه سازی رفتار اجزای پلاک و رگ استفاده شده که مطالعات پیشین دقت قابل قبول آن را در مدل سازی 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 اعتبار سنجی 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 به عنوان



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



Fig. 2 Different dual arrangements of four common plaque types

شکل 2 ترکیبهای دوتایی از چهار شکل متداول پلاک

11- Hyper-elastic

11

- 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

نمونه در شکل 3 نشان داده شده است.

این ابعاد عبارت است از: R = 1.5 mm برای شعاع داخلی رگ،  $t_a = 0.5 \text{ mm}$  برای ضخامت دیواره آن،  $t_b = 100 \ \mu m$  برای ضخامت دیواره در پشت هسته و  $t_a = 60 \ \mu m$  و مناه رشته ای. این مقدار  $t_c$ در برخی پژوهشهای پیشین به عنوان ضخامتی که عموما پارگی پلاک در آن رخ می دهد معرفی شده است [23]. طول پلاک R = 4R و میزان گرفتگی سطح مقطع رگ در حالتهای مختلف 60, 75, 00درصد 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 تکانه<sup>1</sup> و معادله پیوستگی<sup>2</sup> برای جریان یک سیال تراکمناپذیر و لزج، معادلات ناویر - استوکس<sup>3</sup> را تشکیل میدهند که به همراه شرایط اولیه و مرزی مناسب در توصیف لاگرانژی - اویلری اختیاری به صورت روابط (1) نوشته می شود [19]:

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

در این رابطه  $\rho_f$  چگالی سیال،  $\mu_f$  لزجت آن و v و p بهترتیب سرعت و فشار آن هستند.  $v^m$  سرعت شبکه و  $b^f$  بردار نیروی جسمی وارد بر سیال است. ناحیه سیال با  $\Omega^f$  مشخص شده که در محدوده زمانی (0,7) مورد بررسی قرار می گیرد.

 $ho_f$  = خون به صورت سیالی تراکمناپذیر و نیوتنی با چگالی  $ho_f$  = 21]. و لزجت 1060 kg/m<sup>3</sup> تعریف شده است [21].

# 3-2- معادلات حاکم بر بافت بدن

قانون پایستگی تکانه خطی برای یک جامد پیوسته را میتوان به صورت رابطه (2) بیان کرد که در آن $\rho_s$  چگالی جامد، u میدان جابه جایی آن و  $b^s$  بردار نیروی جسمی وارد بر آن است. $\sigma^s$  تانسور مرتبه دو و متقارن تنش کوشی بوده و  $\Omega^s$  بیانگر دامنه جامد در محدوده زمانی (0, T) است.

تو هوتین برای توصیف رابطه غیرخطی نیس و ترنس مناسب خواهد بود [21,20]؛ بنابراین در تحقیق حاضر از این مدل برای شبیهسازی بافتهای جامد استفاده شده است.

$$\mathbf{T} = \frac{1}{c} + \frac{1}{c}$$

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 kPa) توصیف کردهاند، در حالی که برخی دیگر مانند [20] از رفتار بسیار نرم (E = 33 kPa) بافت حکایت دارند. در این تحقیق مقدار متوسط E = 500 kPa بافت حکایت دارند. در این تحقیق مقدار متوسط E = 500 kPa برای مدول الاستیک رگ و پوسته رشته ای استفاده شده است. هسته پلاک نیز که عمدتا از چربی تشکیل شده بافتی بسیار نرم با مدول الاستیک E = 10 kPa برای مدول الاستیک رگ و پوسته رشته ای استفاده بخش عمده ای از بافت بدن انسان را تشکیل میدهد؛ بنابراین بافت کم و بیش تراکم ناپذیر بوده و ضریب پواسون E = 0.495 = 0 برای رگ و اجزای پلاک به کار رفته است [24,21,1].

#### 2-4- شرايط فصل مشترك سيال - جامد

شرایط فصل مشترک سیال - جامد شامل قیود سینماتیکی و دینامیکی است که بهصورت روابط (3) در فصل مشترک  $\partial \Omega^{fs}$  مشخص میشود.  $\frac{\partial u^s}{\partial t} = v^f \quad on \quad \partial \Omega^{fs} \times (\mathbf{0}, T)$  (a-3)  $\sigma^s \cdot n + \sigma^f \cdot n = \mathbf{0} \quad on \quad \partial \Omega^{fs} \times (\mathbf{0}, T)$  (b-3) در این معادله n بردار نرمال خروجی از مرز جامد است.

#### 2-5- الگوريتم حركت شبكه

در رویکرد لاگرانژی- اویلری اختیاری در مسأله برهم کنش 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 مبتنیبر 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 می شود.

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

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

 $u_i = u_b^i$ 

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

## 6-2- روش کوپل سیال و جامد

(5)

در این تحقیق برای کوپل حل گرهای سیال، جامد و حرکت شبکه از رویکرد تفکیکشده با کوپل قوی<sup>5</sup> استفاده شده که مطابق با شکل 4 از الگوریتمی با تکرارهای متوالی بهره می گیرد. این طرح تکراری برای سیستم کوپل سیال و جامد تا رسیدن به همگرایی در هر گام زمانی تکرار می شود.

2-7- شرايط مرزى 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 می کند [26]. شکل 6 نمایی ساده شده از مسأله را نشان می دهد که مرزها در آن نامگذاری شدهاند. شرایط مرزی اعمالشده بر این مرزها در جدول 1 فهرست شده است.

5- Partitioned strong coupling approach

مهندسی مکانیک مدرس، اردیبهشت 1395، دوره 16، شماره 2



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



Fig. 4 The sequential fluid-structure coupling algorithm شکل 4 الگوریتم تکراری کویل سیال - جامد







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

**شکل 6** نمایی سادهشده از مسأله برای نام گذاری مرزها

 $\epsilon$  جدول 1 شرایط مرزی اعمال شده بر مرزهای شکل 1Table 1 Boundary conditions applied on boundaries of Fig. 6

#### 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 می شود. 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



Fig. 8 Convergence test results for time step size

ى

عنوان مرز	ناحيه مرز	نماد مرز در شکل 6	شرط مرزی	این نمودارها بیشینه مقدار تنش فونمیزز ایجادشده در ارایش مستطیلی- سهموی با گرفتگی 90درصد را برحسب تعداد المانها و اندازه گام زمانی
ورودی جریان خون	سيال	$f_1$	سرعت ورودی مطابق با شکل 5	نشان میدهند. با توجه به این نمودارها اندازه گام زمانی برابر با s 0.01 و تعداد المانها برابر با 13851 عدد انتخاب شد. آزمون همگرایی مکان در حالت
خروجی جریان خون محور تقارن رگ	سيال سيال	$f_2$ $f_3$	فشار صفر شرط تقارن محوری	پایدار (غیروابسته به زمان) انجام گرفت.
ابتدای رگ	جامد	<i>S</i> <sub>1</sub>	جابهجایی صفر	2-9- اعتبارسنجي مدل نيوتني بهكار رفته براي سيال
انتهای رگ	جامد	<i>S</i> <sub>2</sub>	جابەجايى صفر	همانطور که در بخش 2-2 اشاره شد برای شبیهسازی جریان خون در رگ
مرز مشترک خون و رگ	سيال و جامد	fs	قید سینماتیکی و دینامیکی معادله 3	کرونری مانند برخی مقالات پیشین از مدل سیال نیوتنی بهره گرفته شد. جهت حصول اطمینان از دقت مدل نیوتنی، چهار نوع مختلف گرفتگی یگانه

مهندسی مکانیک مدرس، اردیبهشت 1395، دوره 16، شماره 2

13

یکبار با بهره گیری از مدل نیوتنی و بار دیگر با کمک مدل غیرنیوتنی کاریو<sup>1</sup> برای جریان خون شبیه سازی شده و تنش فون میزز بیشینه ایجاد شده در پلاک در هر حالت به دست 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 شبیه سازی ها مناسب به نظر می رسد. در مدل سیال غیرنیوتنی کاریو لزجت سیال به صورت رابطه با نرخ برش ( $\gamma$ ) با نرخ برش ( $\gamma$ ) در ارتباط است.

 $\mu_{f} = \mu_{\infty} + (\mu_{0} - \mu_{\infty})(1 + (\lambda \dot{\gamma})^{2})^{(n-1)/2}$ (6)  $\mu_{0} = 0.3568 \quad , \mu_{\infty} = 0.00345 \text{ Pa.s} \quad , \mu_{0} = 0.056 \text{ Pa.s} \quad , \mu_{0} = 3.313 \text{ s}$ 

#### 2-10- 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 0 = t فشار پله **4 b** T می دودی رگ اعمال شده و حرکت موج آغاز می شود. در شکل 10 نتایج به دستآمده در این تحقیق برای جابه جایی شعاعی دیواره خارجی رگ با نتایج مراجع [28,27] مقایسه شده است. هم خوانی خوب نتایج به دستآمده با نتایج مقالات پیشین از دقت قابل قبول مدل پیشنهادی جکایت دارد.

### 3- نتايج و بحث

#### 1-3- 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 فونمیزز 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, 00درصد انجام پذیرفت. در تمام شبیهسازیها به جز ترکیب صعودی- مستطیلی بیشترین تنش در پوسته پلاک اول آرایش دوگانه ایجاد شد. این موضوع زاییده این حقیقت است که جریان خون بخشی از انرژی خود را در مواجهه با پلاک اول از دست داده و



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 یلاک در نمودار شکلهای 12-14 مقایسه شدهاند. 0.045 - This work 0.04 -- Ref. [27] 0.035 Ref. [28] Radial Displacement (cm) 0.03 0.025 0.02 t = 3.2 ms0.015 0.01 t = 1.6 ms0.005 0 2 3 4 Distance along artery (cm) 5 0 1 6



**شكل 10** جابەجايى شعاعى ديوارە خارجى 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

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

**شکل 9** مقایسه مدلهای نیوتنی و غیرنیوتنی برای جریان خون

1- Carreau



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

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

نتايج اين نمودارها نشان ميدهد:

- شکل پلاک نخست تأثیر بیشتری نسبت به شکل پلاک دوم بر تنش بیشینه آرایش دارد.
- بهطور کلی آرایش هایی که پلاک نخست آن ها صعودی، سهموی، نزولی و مستطیلی باشد بهترتیب امکان کم ترین تا بیشترین تنش می شوند.
- 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 این که نسبت ارتفاع پلاک به طول آن قابل توجه است قسمت عمده نیرو مربوط به پسای فشاری بوده و پسای اصطکاکی



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



[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.2.36.1 ]

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

مهندسی مکانیک مدرس، اردیبهشت 1395، دوره 16، شماره 2

15



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 می ابد. مرجع [30] این نتیجه را برای جریانهایی با رینولدز کوچک تر از 1500 گزارش کرده است و رینولدز مسأله حاضر نیز که حدودا برابر با 200 است در این محدوده قرار می گیرد.

# 3-3- تأثير طول پلاک بر بيشينه 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 به گونهای صورت گرفت که پارامترهای مؤثر دیگر در مسأله یعنی ارتفاع پلاک، ضخامت پوسته رشتهای و فاصله بین دو پلاک ثابت بماند. جهت دستیابی به در کی عمیق تر از شرایط، شبیه سازی ابتدا برای گرفتگیهای یگانه انجام پذیرفت که نتایج حاصل از آن 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 مؤلفه های نیروی وارد بر پلاک امکان پذیر میشود. همان طور که پیشتر اشاره مؤلفه های نیروی وارد بر پلاک امکان پذیر میشود. همان طور که پیشتر اشاره



**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- تأثير فاصله دو پلاک بر تنش فون ميزز

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



**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 می شود. به همین دلیل رفتار این آرایش در قبال تغییر طول تابع پلاک مستطیلی بوده و از آرایش های دیگر متفاوت است.

#### 4-جمعبندی

بیشینه آرایش دارد.

تنش را تحمل می کنند.

در تحقیق حاضر، یکی از معیارهای اصلی ارزیابی خطر پارگی پلاک یعنی توزیع تنش فونمیزز 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 برهم کنش سیال - جامد بین جریان خون و اجزای پلاک با کمک روش اجزا محدود شبیه سازی شد. مطالعات انجام شده نشان داد:

- شکل یلاک نخست تأثیر بیشتری نسبت به شکل یلاک دوم بر تنش

- بهطور کلی آرایش هایی که پلاک نخست آن ها صعودی، سهموی، نزولی

- اگر پلاک نخست آرایشها یکسان باشد آرایشهایی که پلاک دوم آنها

نزولی، صعودی، سهموی و مستطیلی باشد به ترتیب کمترین تا بیشترین

و مستطیلی باشد بهترتیب امکان کمترین تا بیشترین تنش میشوند.



شكل 17 نحوه تغيير طول پلاک

 $\bot$ 



**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.

	معدار فنش قار فموقار شكل 1 أورقاه شقاه أشف.
	مطابق با این نمودار بهطور خلاصه میتوان بیان داشت:
با	- در آرایشهایی که پلاک نخست آنها مستطیلی یا نزولی است ب
	افزایش طول، بیشینه تنش افزایش یافته است.
ز	- در آرایشهایی که پلاک نخست آنها صعودی یا سهموی است به ج
٩	ترکیب صعودی- مستطیلی با افزایش طول، بیشینه تنش کاهش یافت
	است.
Ĺ	در تمام آرایشها جز ترکیب صعودی- مستطیلی تنش بیشینه در پلاک
,	نخست خ می دهد، اما در آرایش بادشده بلاک دوم بعنی بلاک مستطیل

- [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. Gijsen, 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 Edittion, 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:

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.

- 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.
- [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.