



Study of Leaflet Radial Curve Effect on Polymeric Valve Performance by Finite Element Method

Sarrafzadeh Ghadimi, Nima¹ / Ghalichi, Farzan² / Niroomand, Hanieh³ / Fatourae, Nasser^{4*}

¹ - Ph.D. Student, Biomedical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

² - Professor, Biomedical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

³ - Associate Professor, Biomedical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

⁴ - Associate Professor, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2022.538149.1719

Received: 4 September 2021

Revised: 30 March 2022

Accepted: 16 April 2022

KEYWORDS

Polymeric Valve
Geometric Design
Radial Curve
Coaptation
Geometric Orifice Area

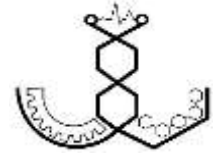
ABSTRACT

Geometries of leaflets play an important role in designing prosthetic valves (PVs). A valve must have a high geometric orifice area (GOA) and low regurgitation to function properly. In this paper, some polymeric tri-leaflet valves were designed based on radial and free edge curves of previous designs and together with them a new radial curve, which consists of two lines and an arc between them was proposed. Mechanical properties of polystyrene polymer are assigned to leaflets using the Mooney-Rivlin hyperelastic model. The finite element method (FEM) has been utilized to evaluate GOA, regurgitation, von Mises stress, and leaflets' coaptation in a fully closed and opened state. Results were compared, and the valve with the proposed leaflet geometry exhibited better performance among all valves. 69.1% GOA, 2.6 mm coaptation width, 0.921 MPa von Mises stress for closed-form, and 0.731 MPa von Mises stress for opened form were recorded. The significance of the radial curve in designing the geometry of leaflets has been revealed especially on the case of leaflets' coaptation. The more this curve tends to a straight line the higher the geometric orifice area and the weaker the coaptation. The proposed curve establishes an equilibrium between these two parameters.

***Corresponding Author**

Address	Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	15916-34311	Tel	+98-21-64542368
E-Mail	nasser@aut.ac.ir	Fax	+98-21-66468186





مطالعه‌ی اثر منحنی شعاعی لت روی عمل کرد دریچه‌ی پلیمری به روش المان محدود

صرافزاده قدیمی، نیما^۱ / قالیچی، فرزاد^۲ / نیرومند، هانیه^۳ / فتورائی، ناصر^{۴*}

^۱ - دانشجوی دکترا، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

^۲ - استاد، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

^۳ - دانشیار، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

^۴ - دانشیار، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.538149.1719

پذیرش: ۲۷ فروردین ۱۴۰۱

بازنگری: ۱۰ فروردین ۱۴۰۱

ثبت در سامانه: ۱۳ شهریور ۱۴۰۰

چکیده

هندسه‌ی لت‌ها در طراحی دریچه‌های مصنوعی نقش مهمی ایفا می‌کند. یک دریچه‌ی مناسب از لحاظ عمل‌کردی باید سطح روزنه‌ی هندسی بالایی داشته باشد و حداقل برگشت جریان خون در آن اتفاق افتد. در این مقاله با در نظر گرفتن منحنی شعاعی و منحنی لبه‌ی آزاد لت‌ها به عنوان پارامترهای هندسی، تعدادی دریچه طراحی شده و هندسه‌ی لت‌ها برای یکی از مدل‌ها بر اساس یک منحنی شعاعی پیشنهادی پیاده‌سازی شده که این منحنی شامل دو خط راست و قوسی واقع شده در بین آن‌ها است. خواص مکانیکی پلیمر پلی‌استایرن به لت‌ها اختصاص داده شده و مدل هایپرالاستیک مونی-ریولین برای توصیف رفتار مکانیکی پلیمر به کار برده شده است. با استفاده از روش المان محدود، پارامترهایی مانند بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسی، سطح روزنه‌ی هندسی باقی‌مانده در حالت بسته، تنش فون-میزس و به‌هم‌رسی لت‌ها در حالت کاملاً باز و بسته‌ی دریچه‌ها ارزیابی شده است. نتایج به دست آمده برای دریچه‌ها با هم مقایسه شده و نشان داده شده که دریچه‌ی با منحنی شعاعی پیشنهادی عمل‌کرد بهتری داشته است. بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسی ۰/۶۹/۱٪، عرض به‌هم‌رسی ۲/۶ میلی‌متر و تنش بیشینه‌ی فون-میزس ۰/۹۲۱ مگاپاسکال در حالت بسته و ۰/۷۳۱ مگاپاسکال در حالت باز ثبت شده است. اهمیت منحنی شعاعی در طراحی هندسه‌ی لت‌ها و به ویژه در به‌هم‌رسی کاملاً مشهود بوده و هر چه این منحنی به سمت خط راست تمایل پیدا کند سطح روزنه‌ی هندسی افزایش یافته و در مقابل به‌هم‌رسی لت‌ها ضعیف می‌شود. طرح پیشنهادی منحنی شعاعی، تعادلی بین این دو پارامتر برقرار کرده است.

واژه‌های کلیدی

دریچه‌ی پلیمری
طراحی هندسی
منحنی شعاعی
به‌هم‌رسی
سطح روزنه‌ی هندسی

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

کد پستی: ۱۵۹۱۶-۳۴۳۱۱

پست الکترونیک: nasser@aut.ac.ir

تلفن: +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۸

دورنگار: +۹۸-۲۱-۶۶۴۶۸۱۸۶



۱- مقدمه

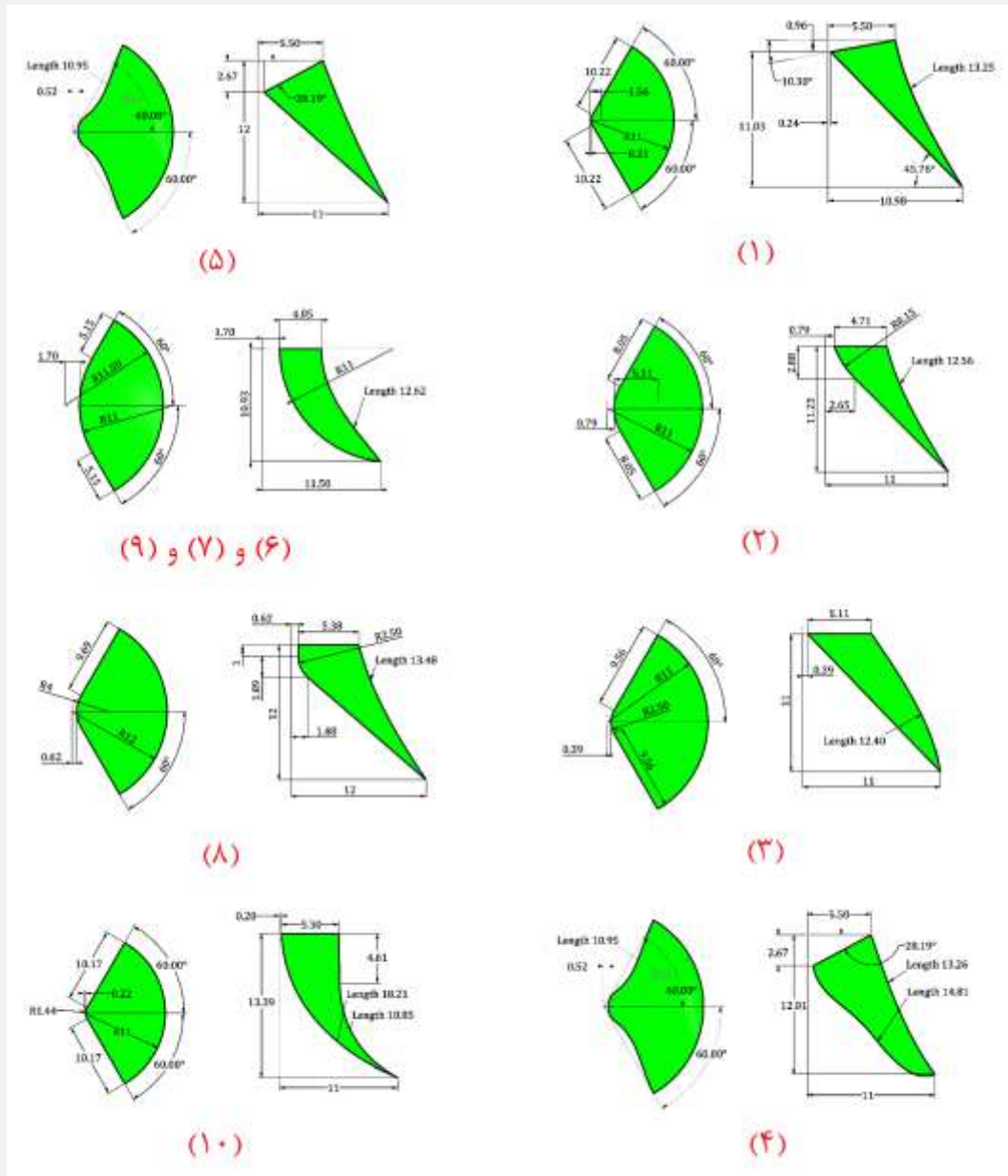
هندسه‌ی لت‌ها در عمل‌کرد و پایداری دریچه‌های مصنوعی تاثیر بسیار زیادی دارد. هر چه هندسه‌ی لت به حالت فیزیولوژیک دریچه نزدیک‌تر باشد ویژگی‌های همودینامیک آن بهتر و احتمال لخته‌زایی کم‌تر خواهد بود. علاوه بر این هندسه‌ی لت‌ها می‌تواند باعث تغییر در میزان تنش‌های داخلی شده و منجر به کلسیمی شدن لت‌ها گردد [۱]. گزینه‌های متنوعی برای جایگزینی دریچه‌های طبیعی از کار افتاده وجود دارد که هر کدام از آن‌ها دارای مزایا و معایبی هستند [۲]. در این میان دریچه‌های پلیمری مزایای دریچه‌های مکانیکی و بافتی- حیوانی را با هم دارند [۳] به این صورت که هم انعطاف‌پذیر بوده و هم دارای استحکام کافی برای ایجاد همودینامیک و پایداری بهتر هستند.

از سال ۱۹۵۸ پژوهش‌های متعددی با هدف طراحی بهینه‌ی لت‌های یک دریچه‌ی مصنوعی به صورت هلالی، مخروطی و کروی صورت گرفته است [۴-۷]. مک‌کی و هم‌کارانش یک دریچه‌ی سه‌لته‌ی از جنس پلی‌یورتان ساخته‌اند که در حالت کاملاً بسته منحنی شعاعی آن بیضی‌شکل و منحنی لبه‌ی آزاد آن هذلولی‌شکل است [۸]. لبروسی و هم‌کارانش اثر ابعاد هندسه‌ی روی عمل‌کرد دریچه را با استفاده از معادلات تحلیلی در حالت باز و بسته‌ی لت‌ها ارزیابی کرده‌اند [۹]. حسن‌زاده و هم‌کارانش یک دریچه‌ی پلیمری با توجه به سینوس والسالوا طراحی کرده‌اند که هندسه‌ی آن از طریق سوئیپ^۱ منحنی لبه‌ی آزاد در طول منحنی شعاعی به وجود آمده و علاوه بر بهبود همودینامیک، کاهش میزان تنش روی لت‌ها را نیز به همراه داشته است [۱۰]. نمونه‌ای از پژوهش‌های انجام شده در زمینه‌ی مطالعه‌ی پارامترهای هندسه‌ی لت‌ها در مقاله‌ی دبیری و هم‌کارانش مشاهده شده که اثر زاویه‌ی لت‌ها را روی همودینامیک دریچه بررسی کرده‌اند که برای ده مورد مطالعه شده کم‌ترین زاویه‌ی لت‌ها منجر به کم‌ترین گرادیان فشار و تنش فون-میزس شده است [۱۱]. یکی از دریچه‌های ساخته شده‌ی اخیر متعلق به پژوهش محمدی و هم‌کارانش بوده که از کرایوژل^۲ ساخته شده و به عنوان اولین دریچه‌ی پلیمری زیرجلدی^۳ معرفی شده است. این دریچه با بهره‌گیری از هندسه‌ی دریچه‌های خوکی از طریق دوران یک هذلولی حول یک محور و حذف بخش‌های اضافی، طراحی و ساخته شده است [۱۲]. پفنیسیگ و هم‌کارانش اثر زاویه‌ی هلالی^۴ بخش

شکمی لت را روی میزان سطح روزنه‌ی هندسه‌ی دریچه بررسی کرده و نشان داده‌اند که افزایش این زاویه به ۵۰ درجه در مقایسه با زاویه‌هایی با مقدار کم‌تر، نتایج بهتری روی میزان سطح روزنه‌ی هندسه‌ی دارد [۱۳]. گولبولاک و هم‌کارانش اثر منحنی‌های اساسی لت‌ها را روی بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسه‌ی با استفاده از روش آرایه‌ی متعامد تاگوچی^۵ مطالعه کرده‌اند. نتایج آن‌ها نشان داده است که تغییرات اعمال شده به مختصات کنترل‌کننده‌ی منحنی شکمی لت، اثر قابل ملاحظه‌ای روی بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسه‌ی دارد [۱۴].

عوامل مختلفی مانند استحکام سازه‌ای، عمل‌کرد همودینامیکی، زیست‌سازگاری و جراحی آسان در تولید و ساخت دریچه‌های مصنوعی نقش دارد. در هر کدام از این عوامل پارامترهای دیگری نیز درگیر بوده که نشان دهنده‌ی پیچیده بودن این فرایند است. در این بین طراحی هندسه‌ی لت‌ها خود با چالش‌های فراوانی مواجه است. پژوهش‌هایی که تا کنون در این زمینه انجام شده، نتایجی را تحت شرایط، ابعاد و خواص مکانیکی مختلف ارائه کرده و تا به حال مقایسه‌ای بین منحنی لت‌ها تحت شرایط یک‌سان صورت نگرفته است. برای مثال تعدادی از محققان منحنی شعاعی لت را به صورت سهمی در نظر گرفته و تلاش می‌کنند تا با تعریف معادلاتی طرح مورد نظر را بهینه کرده و یک دریچه‌ی جدید طراحی کنند. در این جا این پرسش مطرح می‌شود که چگونه ممکن است طرح سهمی‌شکل لت‌ها نسبت به طرح بیضی‌شکل و یا حتی خط راست عمل‌کرد بهتری داشته باشد. در پژوهش حاضر با جست‌وجوی مقاله‌ها و پژوهش‌های مرتبط با طراحی دریچه‌ها، نمونه‌ای از این نوع تحقیق مقایسه‌ای مشاهده نشده است. بنابراین در این پژوهش با در نظر گرفتن منحنی شعاعی، منحنی محیطی و منحنی اتصال لت به دیواره‌ی رگ به عنوان پارامترهای هندسه‌ی و با فرض خواص مکانیکی و برخی ابعاد یک‌سان، تعدادی دریچه‌ی مصنوعی جهت ارزیابی طراحی شده است (شکل ۱). با استفاده از روش المان محدود، فرایند باز و بسته شدن دریچه‌ها مدل‌سازی شده و سطح روزنه‌ی هندسه‌ی بیشینه و باقی‌مانده، به‌هم‌رسی^۶ و میزان تنش تجربه شده توسط لت‌ها مورد ارزیابی قرار گرفته است. پس از مدل‌سازی، نتایج عمل‌کرد دریچه‌ها با هم مقایسه شده است تا دریچه‌ی دارای بهترین عمل‌کرد به عنوان مرجعی برای مطالعه در زمینه‌های غیرهندسی انتخاب شود.

^۱ Lunula^۵ Taguchi Orthogonal Array^۶ Coaptation^۱ Sweep^۲ Cryogel^۳ Percutaneous



شکل (۱) - برای هر دریلچه: شکل راست) تصویر از جلو جهت مشاهده‌ی منحنی شعاعی لت، شکل چپ) تصویر از بالا جهت مشاهده‌ی منحنی لبه‌ی آزاد لت (تمام ابعاد به میلی‌متر است)

قطر داخلی حلقه‌ی دریلچه ۲۲ میلی‌متر است. این ابعاد بر اساس گزارش‌های موجود در مطالعات پیشین انتخاب شده است [۱۵]. دریلچه‌ها سه‌لته بوده و ضخامت لت در همه جای آن یک‌نواخت در نظر گرفته شده است. هندسه‌ی دریلچه‌ها در نرم‌افزار سالی‌دورکس^۱ (۲۰۱۶) ایجاد شده و با فرمت پاراسلاید^۲ وارد نرم‌افزار آباکوس^۳ (۲۰۱۹) شده است. برای هر کدام از دریلچه‌ها جهت تمایز بهتر یک شماره اختصاص داده شده است. منحنی‌های شعاعی و لبه‌ی آزاد لت‌ها در شکل (۱) نشان داده شده است. منحنی لبه‌ی آزاد دریلچه‌ی ۱ از دو خط راست و

۲- مواد و روش‌ها

مراحل مدل‌سازی دریلچه‌ها شامل انتخاب و طراحی منحنی‌های لبه‌ی آزاد و شعاعی، تولید هندسه‌ی سه‌بعدی لت‌ها، انتخاب پلیمر جهت تعریف خواص مکانیکی لت‌ها و اجرای تحلیل المان محدود روی تمام مدل‌های دریلچه است.

۲-۱- هندسه

برای تولید هندسه‌ی دریلچه‌ها دو پارامتر یک‌سان برای هر کدام در نظر گرفته شده است. ضخامت لت‌ها ۰/۳ میلی‌متر بوده و

^۱ Abaqus

^۱ Solidworks

^۲ Parasolid

پلی پروپیلن-بلوک-پلی استایرن^۴ که به اختصار SEPS نامیده می‌شود از لحاظ تماس با خون عمل کرد مناسبی داشته و در بین سایر پلیمرها کم‌ترین لخته‌زایی و التهاب را نشان داده است [۱۸]. در این مطالعه پلیمر SEPS به عنوان ماده‌ی سازنده‌ی لت‌ها انتخاب شده که دارای چگالی ۹۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب است و خواص مکانیکی آن با مدل هایپرلاستیک همسان‌گرد مونی-ریولین^۵ توصیف می‌شود. تابع انرژی کرنشی این مدل در رابطه‌ی (۱) ارائه شده که در آن W انرژی کرنشی، C_{pq} ضرایب به دست آمده از تست کشش و I_1 و I_2 اولین و دومین نامتغیرهای تانسور چپ کوشی-گرین است. مقادیر ضرایب C_{01} و C_{10} نیز به ترتیب $۰/۳$ و $۰/۳۶$ مگاپاسکال است [۱۷].

$$W = \sum_{p,q=0}^N C_{pq} (\bar{I}_1 - 3)^p (\bar{I}_2 - 3)^q \quad (1)$$

۳-۲- شرایط مرزی و مدل‌سازی

در این پژوهش تحلیل سازه‌ای بدون در نظر گرفتن سیال انجام شده است و از آن‌جا که هیچ سیالی از لت‌ها عبور نمی‌کند می‌توان از وجود استنت صرف نظر کرد و بار محاسباتی را کاهش داد. از دیاگرام ویگر^۶ جهت استفاده از فشار بطن و آئورت بهره گرفته شده که در شکل (۲-الف) نشان داده شده است. فشار آئورت در ابتدای سیکل ۸۰ میلی‌مترجیوه بوده و جهت اجتناب از تخریب المان‌ها در اثر اعمال ناگهانی، این فشار با یک شیب ملایم به میزان آئورتی رسیده و پس از آن چرخه‌ی بارگذاری ادامه پیدا کرده است. بارهای فشاری به طور مستقیم و با توزیع یک‌نواخت به طرفین رویه‌ی لت‌ها اعمال شده است (شکل ۲-ب). تمرکز اصلی در روند مدل‌سازی روی باز و بسته شدن لت‌ها قرار داشته است. به طور طبیعی دیواره‌ی آئورت که لت‌ها به آن متصل هستند جابه‌جایی کم‌تری را نسبت به خود لت‌ها تجربه کرده [۲۰، ۱۹] و بنابراین فرض شده که لت‌ها در محل خود ثابت بوده و مقید هستند (شکل ۲-ب).

هندسه‌ی لت‌ها با المان‌های پوسته‌ای چهارگره‌ای^۷ (S4R) و فرمول‌بندی خطی با انتگرال‌گیری کاهش یافته مش‌بندی شده است [۲۱]. نمونه‌ای از کیفیت مش‌بندی در شکل (۲-پ) نشان داده شده و برای درجه‌ی ۸ تعداد المان‌ها به عدد ۸۴۶۸۴ رسیده است. برای تمام درجه‌ها استقلال حل از شبکه بررسی شده و در شکل (۲-ت) تغییرات بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی

یک قوس با شعاع ۱/۵ میلی‌متر تشکیل شده که در مرکز دریچه قرار دارد، منحنی شعاعی آن یک خط راست بوده و هندسه‌ی لت با روش لافت^۱ توسط منحنی لبه‌ی آزاد و شعاعی ایجاد شده است. برای هر دریچه، یکی از لت‌ها تولید شده و با کپی کردن و دوران هر کدام به اندازه‌ی ۱۲۰ درجه هندسه‌ی سه‌بعدی کامل شده است [۱۶]. دریچه‌ی ۲ با اصلاح منحنی شعاعی دریچه‌ی ۱ ایجاد شده به طوری که برای داشتن به هم‌رسی بهتر، یک قوس به قسمت بالایی منحنی شعاعی در محل اتصال به لبه‌ی آزاد اضافه شده است. منحنی‌های دریچه‌ی ۳ کاملاً مشابه دریچه‌ی ۱ بوده و تنها تفاوت آن استفاده از روش سوئیپ به جای لافت است. در دریچه‌ی ۴ قوس‌های متعددی به لبه‌ی آزاد و منحنی شعاعی اعمال شده است تا تاثیر آن روی باز و بسته شدن دریچه ارزیابی شود [۱۷]. شعاع قوس مرکزی این دریچه ۲ میلی‌متر است. هندسه‌ی دریچه‌ی ۵ با تبدیل منحنی شعاعی دریچه‌ی ۴ به خط راست ساخته شده است. منحنی لبه‌ی آزاد دریچه‌ی ۶ از یک قطاع کروی به شکل مثلث تشکیل شده، دو لبه‌ی قطاع با روش سوئیپ به شکل قطاعی از استوانه در آمده و پس از حذف بخش‌های اضافی، هندسه‌ی لت با روش لافت منحنی لبه‌ی آزاد با محل تقاطع استوانه‌ها با رویه‌ای هم‌مرکز و هم‌قطر با دریچه ایجاد شده است. روش تولید هندسه‌ی دریچه‌ی ۷ مشابه دریچه‌ی ۶ بوده با این تفاوت که به جای لافت از سوئیپ استفاده شده است. هندسه‌ی اولیه‌ی هر دو دریچه‌ی ۶ و ۷ از پژوهش سرانی و هم‌کارانش اقتباس شده است. برای دریچه‌ی ۸ طرح جدیدی جهت استفاده در منحنی شعاعی پیشنهاد شده که شامل دو خط راست و یک قوس ۲/۵ میلی‌متری بین آن‌ها است. هندسه‌ی این دریچه نیز با تکنیک لافت به وجود آمده است. علاوه بر این هشت دریچه، هندسه‌ی دو دریچه‌ی دیگر که در مقالات پیش‌تر مطرح شده، بازتولید شده و با سایر دریچه‌ها مقایسه شده است. این دو دریچه متعلق به پژوهش‌های سرانی [۱۷] و مک‌کی [۸] است.

۲-۲- خواص مکانیکی

در فرایند تولید دریچه‌های پلیمری از گونه‌های متنوعی از پلیمرها استفاده شده است. برابرت و هم‌کارانش به پلیمرهای بلوکی استایرنی^۲ پوشش‌هپارین^۳ اضافه کرده که در اثر آن جذب پروتئین کاهش یافته و خون‌سازگاری بهبود پیدا کرده است. پلیمر پلی‌استایرن-بلوک-پلی‌اتیلن-بلوک-

^۵ Mooney-Rivlin

^۶ Wigger

^۷ Shell 4 Node Reduced Integration

^۱ Loft

^۲ Styrene

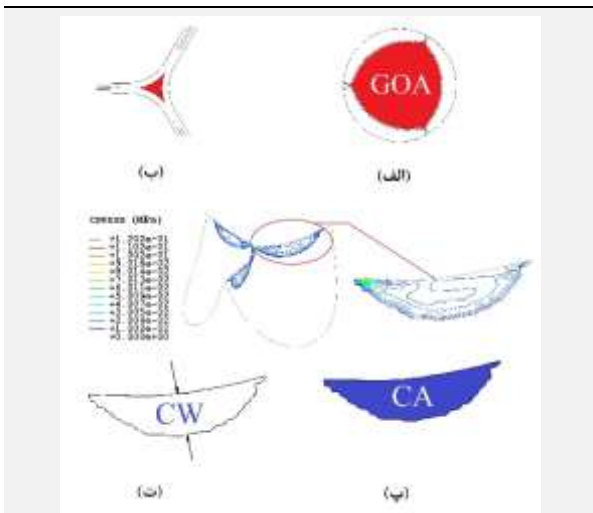
^۳ Heparin

^۴ Polystyrene-Block-Polyethylene-Polypropylene-Block-Polystyrene



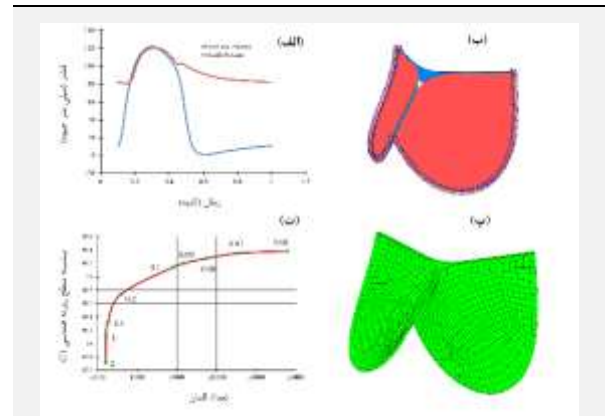
شده و با تحلیل تصاویر، مقدار و نسبت آن‌ها به دست آمده است. منظور از حالت کاملا باز دریچه وضعیتی است که بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسی اتفاق افتاده و حالت بسته زمانی است که دریچه شروع به باز شدن می‌کند. سطح مقطع تمام دریچه‌ها ۳۸۰ میلی‌متر مربع است. نحوه‌ی اندازه‌گیری سطح روزنه‌ی هندسی در شکل (۳-الف) ارائه شده است که در آن بخش قرمز رنگ بیشینه‌ی سطح روزنه را در حالت کاملا باز نشان می‌دهد. میزان برگشت خون در تحلیل خشک به دلیل نبود سیال قابل اندازه‌گیری نیست، با این وجود برای تخمین برگشت خون این پارامتر می‌تواند به سطح مقطع روزنه‌ی باقی‌مانده در مرکز دریچه هنگام بسته بودن کامل آن ارتباط داده شود به طوری که هر چه این روزنه بیشتر باشد نشی دریچه بیشتر است. به منظور محاسبه‌ی سطح روزنه‌ی باقی‌مانده، تصویر مرکز دریچه بزرگ‌نمایی شده و مقدار آن مانند روش به کار رفته برای بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسی اندازه‌گیری شده است (شکل ۳-ب).

سطح روزنه‌ی هندسی اطلاعاتی از نحوه‌ی بسته شدن و به‌هم‌رسی لت‌ها ارائه نمی‌کند. بنابراین با مراجعه به کانتورهای نیروی تماسی ایجاد شده بین لت‌ها هنگام بسته شدن و اندازه‌گیری مساحت به دست آمده، مقدار سطح به‌هم‌رسی معرفی شده است (شکل ۳-پ). عرض به‌هم‌رسی نیز فاصله‌ی بیشینه‌ی بین منحنی بالایی و پایینی شکل به دست آمده از کانتور نیروی تماسی است (شکل ۳-ت).



شکل (۳) - الف) مساحت قرمز رنگ اندازه‌گیری شده جهت به دست آوردن مقدار سطح روزنه‌ی هندسی، **ب)** بزرگ‌نمایی مرکز دریچه جهت اندازه‌گیری روزنه‌ی باقی‌مانده، **پ)** سطح اندازه‌گیری شده‌ی به‌هم‌رسی هنگام تماس دو لت با هم، **ت)** نحوه‌ی اندازه‌گیری عرض به‌هم‌رسی لت‌ها، (شکل مربوط به دریچه‌ی ۸ است)

هندسی با افزایش تعداد المان‌ها برای دریچه‌ی ۸ ارائه شده است. هنگامی که اندازه‌ی المان‌ها به ۰/۱ میلی‌متر می‌رسد تغییرات سطح روزنه‌ی هندسی کم‌تر از ۰/۲ درصد است.



شکل (۲) - الف) دیاگرام ویگر استفاده شده جهت بارگذاری فشاری روی لت‌ها [۲۲]، **ب)** بارگذاری فشاری مستقیم روی لت‌ها، قرمز: فشار آئورت، آبی: فشار بطن به همراه بخش مقید شده‌ی لت‌ها، **پ)** مش‌بندی دریچه‌ی ۸ (با ۴۳۲ المان جهت وضوح بهتر)، **ت)** تغییرات بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسی دریچه‌ی ۸ با افزایش تعداد المان‌ها جهت بررسی استقلال حل از شبکه، اعداد کنار نقاط سبز: طول المان‌ها به میلی‌متر

تماس بین لت‌ها از نوع مماسی بوده و برای فرمول‌بندی اصطکاک بین آن‌ها از روش پنالتی با ضریب اصطکاک ۰/۱ استفاده شده است [۲۳]. برای ارزیابی دینامیک دریچه‌ها از تحلیل صریح در روش المان محدود استفاده شده است. از آن‌جا که ساخت هر دریچه جهت تست تجربی زمان‌بر و پرهزینه است، دریچه‌ی ۹ دقیقاً مشابه پژوهش سرانی و هم‌کارانش مدل شده تا فرایند شبیه‌سازی اعتبارسنجی شود [۱۷]. مقدار بیشینه‌ی سه پارامتر به همراه نتایج به دست آمده از پژوهش سرانی و هم‌کارانش در جدول (۱) ارائه شده است که طبق آن تفاوت اندکی بین پارامترها وجود دارد. بنابراین همین رویه برای مدل کردن سایر دریچه‌ها نیز به کار گرفته شده است.

جدول (۱) - نتایج مقایسه‌ی پژوهش سرانی و مدل‌سازی مجدد

آن در این تحقیق جهت اعتبارسنجی روند مدل‌سازی

مطالعه‌ی حاضر	سرانی و هم‌کارانش	
۰/۵۰۷۸	۰/۵۱	بیشینه‌ی کرنش اصلی
۲/۱۸	۲/۲	بیشینه‌ی تنش اصلی
۴/۰۴۴	۴	کرنش لگاریتمی محیطی

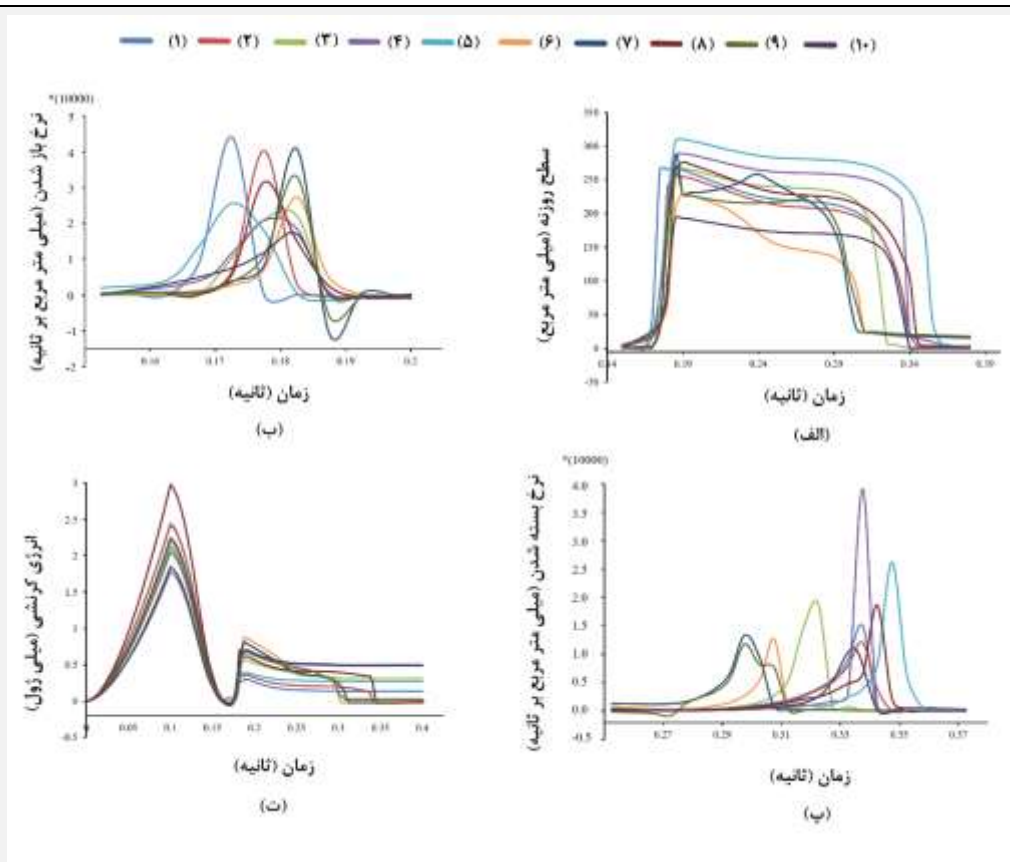
پارامترهای متعددی جهت ارزیابی عمل کرد دریچه انتخاب شده است. جهت به دست آوردن بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسی در غیاب سیال تصاویری از دریچه‌ها در حالت کاملا باز گرفته

در شکل‌های (۴-ب) و (۴-پ) ارائه شده که بیان‌گر میزان سریع بسته و باز شدن دریچه‌ها است. تعداد ۸۰ تصویر در طول باز و بسته شدن دریچه ثبت شده است تا نرخ تغییرات سطح روزنه‌ی هندسی اندازه‌گیری شود. شکل‌های (۴-ب) و (۴-پ) از کل سیکل بارگذاری جدا شده تا تمرکز روی نواحی دارای بیش‌ترین تغییرات قرار گیرد. تغییرات انرژی کرنشی نیز در شکل (۴-ت) ارائه شده است که میزان آن در زمان باز و بسته شدن لت‌ها یک پیک را تجربه می‌کند. نتایج به دست آمده برای هر دریچه در جدول (۲) ارائه شده است که از آن می‌توان برای استخراج نکات مهم در مورد عمل‌کرد مناسب دریچه‌ها استفاده کرد.

علاوه بر پارامترهای ذکر شده، سطح روزنه‌ی متوسط نیز محاسبه شده است. سطح روزنه‌ی هندسی در طول سیکل بارگذاری یک جهش را تجربه کرده و بیش‌تر تغییرات آن مربوط به این بازه‌ی زمانی است. برای هر دریچه در این بازه‌ی زمانی با انتگرال‌گیری از مقدار سطح روزنه‌ی هندسی میزان متوسط مربوط به آن به دست آمده است.

۳- یافته‌ها و بحث

تغییرات سطح روزنه‌ی هندسی با زمان در شکل (۴-الف) و نرخ تغییرات سطح روزنه‌ی هندسی حین باز و بسته شدن دریچه



شکل (۴-الف) تغییرات سطح روزنه با زمان، (ب) نرخ باز شدن لت‌ها، (پ) نرخ بسته شدن لت‌ها، (ت) انرژی کرنشی جذب شده توسط لت‌ها حین باز و بسته شدن دریچه‌ها

نشان داده شده که در آن تصویر سمت چپ از جهت آئورت و تصویر سمت راست از ناحیه‌ی بطن است. شکل منحنی باعث می‌شود لت‌ها خمیده شده و یک خروجی مثلثی شکل ایجاد شود. بنابراین بدون توجه به مقدار بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی به دست آمده، خروجی ۲ در شکل (۵) جریان عبوری از بطن را کنترل می‌کند. با اندازه‌گیری خروجی مثلثی شکل بیشینه‌ی سطح روزنه برای دریچه‌ی ۱۰ به ۵۰٪ افت کرده که مقدار قابل قبولی نیست. با بررسی این وضعیت برای سایر دریچه‌ها مشخص شده است که دریچه‌های ۴، ۵ و ۶ نیز این وضعیت را

در بین دریچه‌های مدل شده بیش‌ترین و کم‌ترین سطح روزنه‌ی هندسی متعلق به دریچه‌های ۲ و ۴ است. برای دریچه‌های ۴ و ۵ اثر منحنی لبه‌ی آزاد روی بیشینه‌ی سطح روزنه کاملاً مشهود است و باعث شده تا دریچه‌ها بالای ۸۰٪ باز شوند. دریچه‌ی ۱۰ حدود ۷۶٪ باز شده است. در مورد این دریچه نکته‌ای وجود دارد که حائز اهمیت است. گاهی حین باز شدن دریچه منحنی‌های لت‌ها باعث خمش زیاد لت در ناحیه‌ی شکمی شده که در نتیجه‌ی آن جریان عبوری از بطن توسط لبه‌ی لت‌ها کنترل نمی‌شود. برای دریچه‌ی ۱۰ این وضعیت در شکل (۵)

از ۸۴٪ به ۸۱٪ و برای دریچه‌ی ۶ از ۶۴٪ به ۶۰٪ افت پیدا کرده است.

دارند. با محاسبه‌ی سطح روزنه‌ی بیشینه‌ی جدید مشاهده شده که مقدار آن برای دریچه‌ی ۴ از ۹۱٪ به ۷۵٪، برای دریچه‌ی

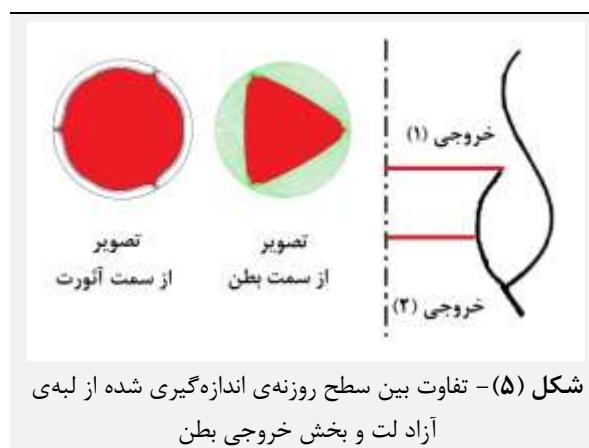
جدول (۲) - نتایج حاصل از تحلیل المان محدود برای پارامترهای مختلف در تمام دریچه‌های مدل سازی شده

دریچه	بیشینه‌ی سطح روزنه (%)	بیشینه‌ی سطح روزنه (%) در خروجی ۲	سطح روزنه‌ی متوسط (mm ²)	سطح روزنه (بسته) (mm ²)	عرض به هم‌رسی (mm)	سطح به هم‌رسی (mm ²)	بیشینه‌ی تنش فون- میزس در حالت بسته (MPa)	بیشینه‌ی تنش فون- میزس در حالت باز (MPa)
۱	۶۸/۱	۶۸/۱	۲۱۱/۳۱۸	۰	۱/۷	۱۴/۴۰۴	۱/۱۵۱	۰/۷۵۹
۲	۵۱/۹	۵۱/۹	۱۸۶/۶۸	۰/۰۰۸	۲/۰	۱۴/۲۶۹	۱/۲۵۰	۰/۷۲۳
۳	۶۹/۸	۶۹/۸	۱۹۷/۰۷	۰	۱/۳	۹/۵۳۱	۰/۵۴۲	۱/۲۰۵
۴	۹۱/۱	۷۵/۹	۲۸۴/۳۷	۰/۴۲۳	۱/۹	۱۴/۵۵۸	۰/۹۶۸	۰/۸۹۵
۵	۸۴/۴	۸۱/۵	۲۵۳/۸۸	۰/۰۱۲۲	۱/۴	۹/۷۶۱	۰/۷۱۰	۰/۷۲۸
۶	۶۴/۶	۶۰	۱۷۴/۶۱	۰/۱۷۵	۳/۲	۲۷/۷۶۱	۱/۱۱	۰/۹۵۵
۷	۵۹/۹	۵۹/۹	۱۶۳/۶۴	۰/۳۱۲	۳/۴	۲۵/۳۳۰	۱/۱۹۱	۰/۹۶۰
۸	۶۹/۱	۶۹/۱	۲۰۴/۵	۰	۲/۶	۲۲/۷۸۲	۰/۷۳۱	۰/۹۲۱
۹	۵۹/۶	۵۹/۶	۱۵۹	۰/۳۲۴	۳/۳	۲۵/۲۸۰	۱/۱۵	۰/۹۴۰
۱۰	۷۶/۳	۵۰/۸	۲۳۲/۸۴	۰	۵/۹	۶۸/۷۴۴	۰/۸۲۱	۰/۹۲۵

شده است. شروع این بازه‌ی زمانی از ۰/۱۵ ثانیه و پایان آن در ۰/۳۸ ثانیه از چرخه‌ی بارگذاری است. نقطه‌ی پایانی بازه با توجه به دریچه‌ی ۵ انتخاب شده زیرا تا این مقطع زمانی لت‌ها هنوز باز مانده است. داشتن سطح روزنه‌ی بالا بیان‌گر عمل کرد خوب یک دریچه نیست اما سطح روزنه‌ی متوسط می‌تواند نشان دهد که چه مدت یک دریچه باز مانده است. با مقایسه‌ی سطح روزنه‌ی متوسط برای دریچه‌ها مشاهده می‌شود که دریچه‌ی ۵ بیش‌تر از سایر دریچه‌ها باز مانده است. دریچه‌های ۲ و ۳ مقادیر نزدیکی برای سطح روزنه‌ی متوسط داشته در حالی که بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی متفاوتی دارند. کم‌ترین مقدار سطح روزنه‌ی متوسط نیز متعلق به دریچه‌ی ۶ است که شکل منحنی‌های آن باعث شده تا برای مدت کم‌تری باز بماند.

پس از مقایسه‌ی سطح روزنه‌ی متوسط بهتر است سرعت باز و بسته شدن لت‌ها نیز ارزیابی شود. در حالی که سطح روزنه‌ی متوسط مدت زمان باز ماندن دریچه‌ها را نشان می‌دهد، سرعت باز و بسته شدن می‌تواند روی این پارامتر تاثیرگذار باشد. یک دریچه ممکن است سریع باز شده و آرام بسته شود (مانند دریچه‌ی ۱). با این وجود دریچه‌ای که سریع باز شود، زمان زیادی باز بماند و سریع بسته شود خروجی قابل قبولی دارد. برای دریچه‌ی ۵ سرعت باز و بسته شدن یکسان بوده اما مقدار نرخ آن کم‌تر از دریچه‌های ۱، ۲ و ۷ است. در این بین دریچه‌ی ۴ به صورت قابل ملاحظه‌ای سریع‌تر از بقیه بسته شده است.

در بحث به هم‌رسی، عرض و سطح به هم‌رسی برای دریچه‌ی ۱۰ به ترتیب ۶ میلی‌متر و ۶۸/۷۴ میلی‌مترمربع به دست آمده



شکل (۵) - تفاوت بین سطح روزنه‌ی اندازه‌گیری شده از لبه‌ی آزاد لت و بخش خروجی بطن

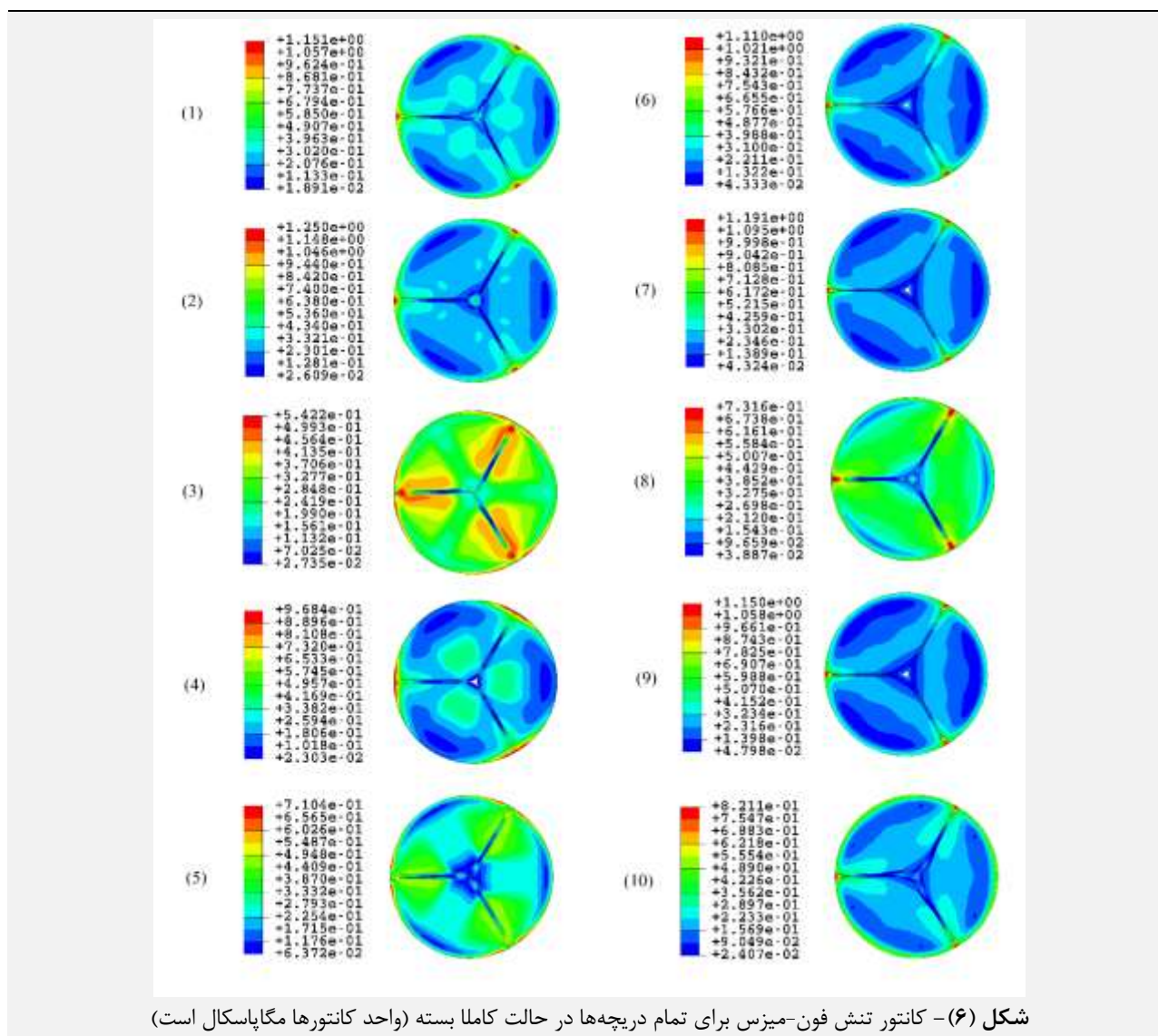
موضوع بعدی در مورد دریچه‌های ۴ و ۵ این است که این دو دریچه بیش از حد باز شده و لت‌ها وارد ناحیه‌ی سینوس والسالوا می‌شوند [۱۹]. در این حالت جریان خون نمی‌تواند پشت لت‌ها و در جلوی سینوس‌ها به خوبی بچرخد بنابراین مکانیسم بسته شدن لت‌ها مختل شده و این فرایند با تاخیر انجام می‌شود. برای مقایسه‌ی دریچه‌های ۴ و ۵ در مورد منحنی شعاعی باید گفت که دریچه‌ی ۵ با داشتن منحنی خط راست خمش کم‌تری را تجربه کرده و سطح روزنه‌ی هندسی آن افت کم‌تری پیدا کرده (حدود ۷٪) که این مورد در سایر دریچه‌ها با منحنی شعاعی خط راست نیز مشهود است.

برای مقایسه‌ی بهتر دریچه‌ها سطح روزنه‌ی متوسط نیز محاسبه شده است. تمام دریچه‌ها نقطه‌ی شروع یکسانی دارند اما نحوه‌ی باز شدن آن‌ها متفاوت است. بنابراین با انتخاب یک بازه‌ی زمانی مقدار سطح روزنه‌ی هندسی متوسط اندازه‌گیری

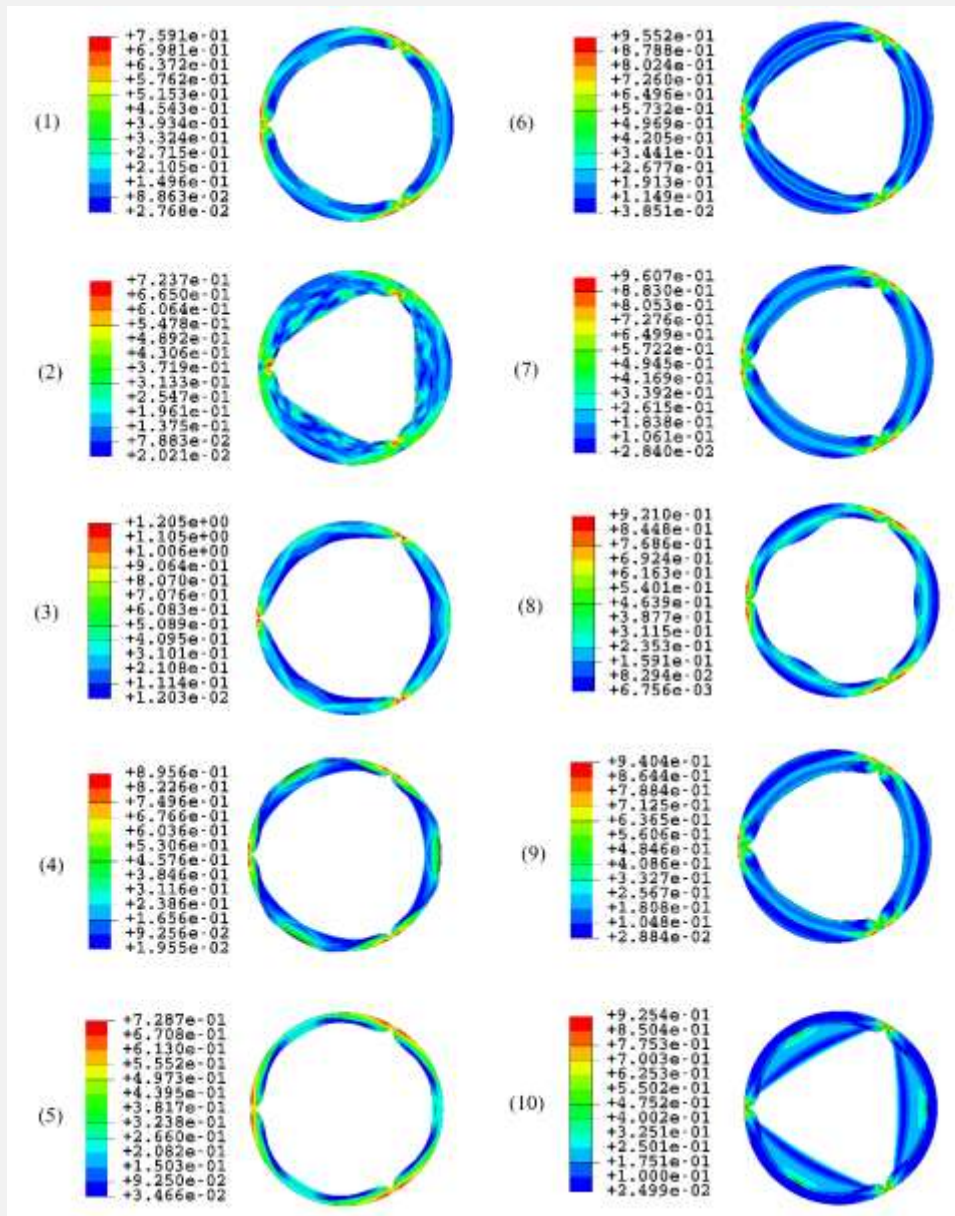
از پارامتر انرژی کرنشی جذب شده صرفاً جهت مقایسه‌ی ارتباط هندسه‌ی لت‌ها با میزان جذب انرژی در حین بارگذاری استفاده شده است. هر چه میزان این انرژی بیش‌تر باشد انعطاف‌پذیری و توانایی هندسه‌ی لت در برابر بارهای اعمالی و استحکام آن پیش از شروع خرابی بیش‌تر است. مقایسه‌ی این پارامتر با انرژی کرنشی مصنوعی و ناچیز بودن آن برای تمام مدل‌های دریاچه حاکی از صحیح بودن تحلیل صریح است. در بین ۱۰ دریاچه‌ی مدل شده، بیش‌ترین انرژی کرنشی جذب شده متعلق به دریاچه‌ی ۸ با طرح پیشنهادی برای منحنی شعاعی لت است. به منظور بررسی میزان تنش تجربه شده توسط لت‌ها، تنش فون-میزس محاسبه شده است. کانتورهای تنش فون-میزس برای حالت بسته و باز دریاچه‌ها در شکل‌های (۶) و (۷) برای تمام دریاچه‌ها محل اتصال لت به دیواره در نزدیکی لبه‌ی آزاد مکان وقوع بیشینه‌ی تنش فون-میزس است. مکان وقوع این تنش به عنوان نمونه برای دریاچه‌ی ۸ در شکل (۸) نشان داده شده است.

است. برای این دریاچه این دو پارامتر تفاوت چشم‌گیری با مقادیر به‌هم‌رسی سایر دریاچه‌ها دارد. کم‌ترین عرض و سطح به‌هم‌رسی متعلق به دریاچه‌های ۳ و ۵ بوده و عرض به‌هم‌رسی برای سایر دریاچه‌ها بالای ۲/۵ میلی‌متر است. داشتن عرض به‌هم‌رسی بالا نشان دهنده‌ی سطح تنش کم‌تر در لبه‌ی آزاد لت‌ها حین فرایند بسته شدن است. به‌هم‌رسی نقشه‌ی اساسی در تعدیل سطح تنش لت‌ها دارد و عرض آن نباید از یک حدی بیش‌تر باشد زیرا در آن صورت بازشوندگی دریاچه با محدودیت مواجه می‌شود. مقدار مناسب عرض به‌هم‌رسی طبق گزارش توپریکار ۳ میلی‌متر است [۲۰].

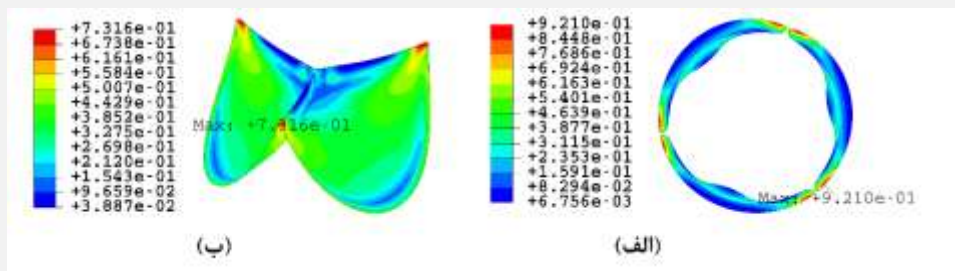
بیش‌تر دریاچه‌ها هنگام بسته شدن روزه‌ای از خود باقی نمی‌گذارند. با این وجود در دریاچه‌های ۴، ۷ و ۹ یک روزه در مرکز باقی می‌ماند. روش تولید هندسه برای دریاچه‌های ۶، ۷ و ۹ مشابه بوده اما مقدار روزه‌ی باقی‌مانده برای دریاچه‌ی ۶ بیش‌تر است و در کل دریاچه‌ی ۴ بیش‌ترین روزه‌ی باقی‌مانده را در بین تمام مدل‌ها دارد.



شکل (۶) - کانتور تنش فون-میزس برای تمام دریاچه‌ها در حالت کاملاً بسته (واحد کانتورها مگاپاسکال است)



شکل (۷) - کانتور تنش فون-میزس برای تمام دریچه‌ها در حالت کاملاً باز (واحد کانتورها مگاپاسکال است)

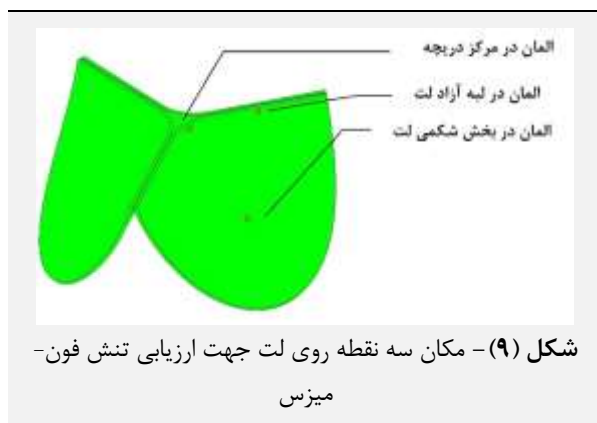


شکل (۸) - مکان بیشینه‌ی تنش فون-میزس برای دریچه‌ی ۸ به عنوان نمونه، (الف) حالت کاملاً باز، (ب) حالت کاملاً بسته، این مکان برای سایر دریچه‌های مدل شده نیز مشابه است (واحد کانتورها مگاپاسکال است)

بیشینه‌ی تنش در محل اتصال لت به دیواره رخ می‌دهد. بنابراین هر چه سطح تنش در آن نقطه بیش تر باشد احتمال کلسیمی شدن لت بیش تر است [۲۴]. کلسیمی شدن دریچه‌های پلیمری در اثر خرابی‌های ناشی از پارگی و خستگی رخ داده که دلیل آن حضور تنش‌های بالا در محل تاخوردگی و

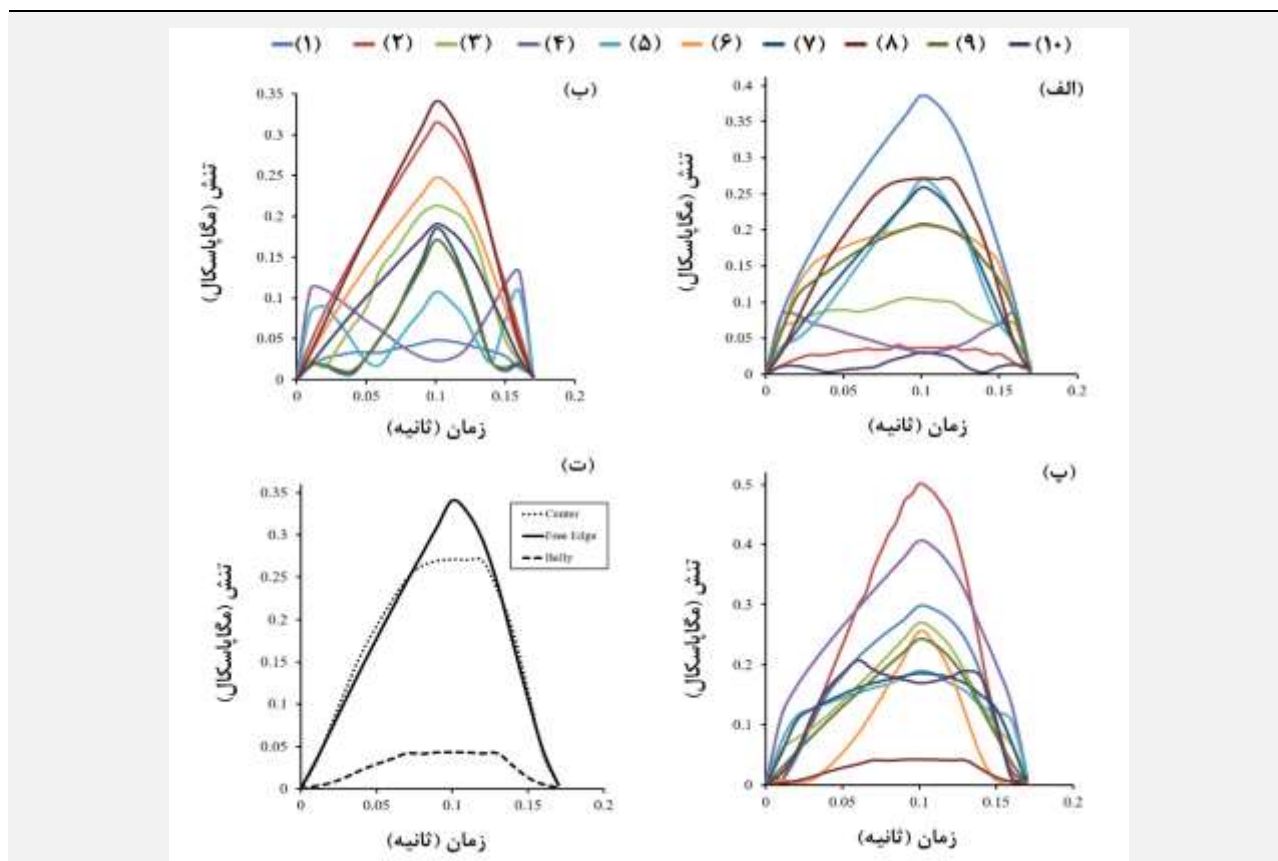
در مورد تنش بیشینه در حالت باز بیش‌ترین مقدار متعلق به دریچه‌ی ۳ و کم‌ترین مقدار متعلق به دریچه‌های ۲ و ۵ است و سایر دریچه‌ها مقادیری نزدیک به هم دارند. برای بیشینه‌ی تنش در حالت بسته کم‌ترین مقدار متعلق به دریچه‌ی ۳ و بیش‌ترین مقدار متعلق به دریچه‌ی ۲ است. مطابق شکل (۸)

بخش شکمی لت میزان کمتری از تنش را تجربه کند. با بررسی شکل (۱۰-پ) ملاحظه می‌شود که تنش در نقطه‌ی شکمی لت برای دریاچه‌ی ۸ کمترین مقدار را دارد. تنش برای دریاچه‌ی ۸ در سه نقطه روی لت در شکل (۱۰-ت) نشان داده شده است که مقدار آن در بخش شکمی نسبت به مرکز و لبه‌ی آزاد لت در سطح پایین‌تری قرار دارد.



خمش لت‌ها است [۲۵]. طبق تست خرابی انجام شده توسط برابرت و تحلیل المان محدود دریاچه از جنس پلیمر SEPS، مکان وقوع خرابی‌ها نقاط اشاره شده در شکل (۸) بوده و بیشینه‌ی تنش گزارش شده ۱/۲۹۳ مگاپاسکال است [۲۶]. با مقایسه‌ی این مقدار برای تمام تنش‌های بیشینه‌ی گزارش شده در جدول (۲) چه در حالت باز و چه در حالت بسته ملاحظه می‌شود که تمام مقادیر کم‌تر از تنش بیشینه‌ی اشاره شده توسط برابرت است.

یکسان بودن مکان بیشینه‌ی تنش و نزدیک بودن مقادیر آن به هم باعث می‌شود تا معیار کافی برای ارزیابی عمل کرد لت‌ها از لحاظ تنش وجود نداشته باشد. بنابراین طبق شکل (۹) سه نقطه روی لت هر دریاچه انتخاب شده و تنش فون-میزس در آن نقاط محاسبه شده است. تغییرات تنش برای این سه نقطه در شکل‌های (۱۰ الف، ب و پ) نشان داده شده که در بازه‌ی بسته شدن دریاچه رسم شده است. تنش ایجاد شده ناشی از بارگذاری فشاری باید از طریق لت‌ها به دیواره منتقل شود تا



شکل (۱۰) - الف) تغییرات تنش فون-میزس با زمان برای لبه‌ی آزاد لت در دریاچه‌های مدل شده، ب) تغییرات تنش فون-میزس با زمان برای مرکز لت در دریاچه‌های مدل شده، پ) تغییرات تنش فون-میزس با زمان برای بخش شکمی لت در دریاچه‌های مدل شده، ت) مقایسه‌ی تنش فون-میزس در سه نقطه‌ی لبه‌ی آزاد، مرکز و بخش شکمی لت متعلق به دریاچه‌ی ۸

سطح روزنه‌ی هندسی آن مناسب بوده، کمترین تمرکز تنش و پس‌زنی را داشته و به هم‌رسی قابل قبولی را ارائه کند. در این

مطابق نتایج جدول (۲)، از لحاظ عملی نمی‌توان دریاچه‌ای را طراحی کرد که هم‌زمان دارای هندسه‌ی فیزیولوژیک بوده،



در مطالعه‌ی پارامترهای هندسی در این جهت است که در پیچ‌های ساخته شده برای بیماران متعددی قابل استفاده باشد. اگر چه در این مطالعه هندسه‌های مختلفی طراحی و مقایسه شده است اما قطعاً طرح‌های دیگری وجود دارد که عمل کرد آن‌ها بهتر از در پیچ‌های ۸ خواهد بود. در این‌جا تنها از یک نوع پلیمر به عنوان ماده‌ی سازنده‌ی لت‌ها در تحلیل استفاده شده است در حالی که خواص مکانیکی می‌توانند نقشی تعیین کننده در دینامیک در پیچ‌ها داشته باشند. در بحث بارگذاری، یک الگوی عمومی از بارگذاری فشاری به تمام لت‌ها اعمال شده است اما می‌توان با استفاده از بارهای فشاری بیمارمحور به واقعیت نزدیک‌تر شد. تحلیل خشک در درجه‌ی اول می‌تواند برای انتخاب یک در پیچ‌های مناسب، کافی باشد اما برای ارزیابی نهایی باید سیال وارد مدل‌سازی شده و پارامترهای مرتبط با آن مورد بررسی قرار گیرد. به طور یقین استفاده از روش FSI باعث ارائه‌ی نتایج دقیق‌تر و با جزئیات بیشتر در زمینه‌ی تنش برشی جریان، افت فشار هنگام عبور از در پیچ، شناسایی مکان‌های حضور جریان چرخشی و متقابلاً مکان‌های مستعد تشکیل لخته و همچنین پارامتر مهم برگشت جریان خون و سطح روزنه‌ی موثر ناشی از جت خروجی از لت‌ها خواهد شد. پس از طراحی هندسی، بحث دوام و خستگی لت‌ها نیز باید مورد توجه قرار گیرد تا در صورت نیاز بخشی از هندسه‌ی لت‌ها اصلاح شده و یا ضخامت آن در برخی نواحی تغییر داده شود. در نهایت ساخت در پیچ‌ها و انجام تست‌های تجربی در تشخیص نقایص طراحی تاثیرگذار است. با ورود موارد گفته شده به تحلیل‌های انجام گرفته در کارهای آینده اهمیت و نقش این عوامل بیش‌تر آشکار خواهد شد.

۴- نتیجه‌گیری

در این مطالعه هشت در پیچ بر اساس منحنی‌های شعاعی و لبه‌ی آزاد طراحی شده است. هفت در پیچ با استفاده از طرح‌های پیشین مدل شده و برای یکی از در پیچ‌ها منحنی شعاعی جدیدی شامل دو خط راست و یک قوس بین آن‌ها پیشنهاد شده است. علاوه بر این هشت در پیچ، دو در پیچ‌های مطرح در ادبیات نیز جهت مقایسه با مدل‌های ایجاد شده عیناً شبیه‌سازی شده است. پارامترهایی نظیر بیشینه‌ی سطح روزنه‌ی هندسی، سطح روزنه‌ی باقی‌مانده، به هم‌رسی و میزان سطح تنش روی لت‌ها با تحلیل المان محدود ارزیابی شده است. وجود رابطه‌ی معکوس بین به هم‌رسی و سطح روزنه آشکار شده است به نحوی که هر چه منحنی شعاعی به سمت خط راست میل کند سطح روزنه‌ی هندسی بیش‌تر و در مقابل به هم‌رسی

مقاله از بین در پیچ‌های بررسی شده در پیچ‌های ۸ به دلیل منحنی شعاعی متفاوت نسبت به سایر در پیچ‌ها عمل کرد بهتری دارد. برای این در پیچ پارامترهای ارزیابی در یک بازه‌ی متوسط قرار گرفته است. مقایسه‌ی در پیچ‌ها با توجه به منحنی‌های شعاعی و لبه‌ی آزاد، اهمیت این دو پارامتر را نشان می‌دهد.

رابطه‌ای بین سطح روزنه‌ی هندسی و به هم‌رسی وجود دارد. هر چه منحنی شعاعی به سمت خط راست میل کند سطح روزنه بیش‌تر و به هم‌رسی کم‌تر می‌شود. اصلاح منحنی شعاعی در پیچ‌های ۲ باعث افزایش ۱۶ درصدی عرض به هم‌رسی شده اما سطح به هم‌رسی را به صورت جزئی کاهش داده است. بنابراین توجه به یک پارامتر در به هم‌رسی کافی نبوده و ممکن است اصلاح منحنی شعاعی تنها عرض به هم‌رسی را تغییر داده و تفاوتی در سطح آن ایجاد نکند. برای در پیچ‌های ۲ اصلاح منحنی شعاعی باعث کاهش ۲۳ درصدی سطح روزنه‌ی متوسط شده که نشان دهنده‌ی وجود رابطه‌ی معکوس بین به هم‌رسی و سطح روزنه‌ی هندسی است. بنابراین هرگونه تغییر منحنی شعاعی روی این دو پارامتر تاثیر دارد. در طرح پیشنهادی منحنی شعاعی، حضور یک خط عمودی در مرکز لت، به هم‌رسی مناسبی را تامین کرده و قوس قرار گرفته پس از آن باعث حفظ حالت خط راست در بخش دیگر منحنی شعاعی شده است. با تعریف این منحنی، در پیچ‌های ۸ افزایش ۵۸ درصدی را در سطح به هم‌رسی و افزایش ۵۴ درصدی را در عرض به هم‌رسی تجربه کرده است. علاوه بر این سطح روزنه‌ی متوسط نیز ۱/۵ درصد افزایش یافته است. برای داشتن یک طرح بهینه‌تر اثر طول خطوط و شعاع قوس منحنی شعاعی در پیچ‌های ۸ می‌تواند مورد ارزیابی قرار گیرد.

در ارزیابی کمی و کیفی پارامترهای مرتبط با دینامیک در پیچ، تحلیل تعامل سیال-جامد نتایج بهتری را ارائه خواهد کرد [۲۱]. از طرف دیگر بر اساس یافته‌های لبروسی و هم‌کارانش [۲۷]. سطح روزنه‌ی هندسی در ۴۰ درصد اولیه‌ی چرخه‌ی بارگذاری برای تحلیل خشک، تفاوت زیادی با نتایج تست تجربی ندارد [۹]. از آن‌جا که بسته شدن در پیچ در اولویت قرار ندارد می‌توان با در نظر نگرفتن سیال، نقش گردابه‌ها و جریان‌های چرخشی را حذف کرد. از طرف دیگر تنش‌های مکانیکی خیلی بزرگ‌تر از تنش‌های برشی هستند به همین دلیل ارزیابی تنش‌های مکانیکی در تحلیل خشک مد نظر است.

همان‌طور که پیش‌تر گفته شد بازه‌ی پارامترهای هندسی بسیار گسترده بوده و با مطالعه‌ی پارامترهای در پیچ‌های طبیعی می‌توان در پیچ‌های مختص یک بیمار را طراحی و تولید کرد که کاری زمان‌بر و پرهزینه است. به همین دلیل تلاش‌های صورت گرفته



- vol. 38, no. 5, May 2015, doi: 10.5301/ijao.5000413.
- [11] Y. Dabiri, J. Ronsky, I. Ali, A. Basha, A. Bhanji, and K. Narine, "Effects of leaflet design on transvalvular gradients of bioprosthetic heart valves," *Cardiovasc. Eng. Technol.*, vol. 7, no. 4, pp. 363–373, 2016.
- [12] H. Mohammadi, D. Goode, G. Fradet, and K. Mequanint, "Proposed percutaneous aortic valve prosthesis made of cryogel," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 233, no. 5, May 2019, doi: 10.1177/0954411919837302.
- [13] S. Pfensig et al., "Assessment of heart valve performance by finite-element design studies of polymeric leaflet-structures," *Curr. Dir. Biomed. Eng.*, vol. 3, no. 2, pp. 631–634, 2017.
- [14] Utku Gulbulak, A. Ertas, T. B. Baturalp, and T. Pavelka, "The effect of fundamental curves on geometric orifice and coaptation areas of polymeric heart valves," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 112, p. 104039, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104039.
- [15] L. De Kerchove et al., "Free margin length and coaptation surface area in normal tricuspid aortic valve: An anatomical study," *Eur. J. Cardiothoracic Surg.*, vol. 53, no. 5, pp. 1040–1048, May 2018, doi: 10.1093/ejcts/ezx456.
- [16] K. Li and W. Sun, "Simulated transcatheter aortic valve deformation: A parametric study on the impact of leaflet geometry on valve peak stress," *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 33, no. 3, Mar. 2017, doi: 10.1002/cnm.2814.
- [17] M. Serrani et al., "A Computational Tool for the Microstructure Optimization of a Polymeric Heart Valve Prosthesis," *J. Biomech. Eng.*, vol. 138, no. 6, Jun. 2016, doi: 10.1115/1.4033178.
- [18] J. Brubert, S. Krajewski, H. P. Wendel, S. Nair, J. Stasiak, and G. D. Moggridge, "Hemocompatibility of styrenic block copolymers for use in prosthetic heart valves," *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 27, no. 2, Feb. 2016, doi: 10.1007/s10856-015-5628-7.
- [19] M. Thubrikar, L. P. Bosher, and S. P. Nolan, "The mechanism of opening of the aortic valve," *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 77, no. 6, pp. 863–870, 1979.
- [20] M. Thubrikar, W. C. Piepgrass, T. W. Shaner, and S. P. Nolan, "The design of the normal aortic valve," *Am. J. Physiol. Circ. Physiol.*, vol. 241, no. 6, pp. H795–H801, 1981.
- [21] G. Luraghi, F. Migliavacca, and J. F. Rodriguez Matas, "Study on the Accuracy of Structural and FSI Heart Valves Simulations," *Cardiovasc. Eng. Technol.*, vol. 9, no. 4, pp. 723–738, Dec. 2018, doi: 10.1007/s13239-018-00373-3.
- [22] J. E. Hall and M. E. Hall, *Guyton and Hall textbook of medical physiology e-Book*. Elsevier Health Sciences, 2020.
- [23] K. Li and W. Sun, "Simulated Thin Pericardial Bioprosthetic Valve Leaflet Deformation Under Static Pressure-Only Loading Conditions: Implications for Percutaneous Valves," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 8, Aug. 2010, doi:

ضعیف‌تر می‌شود. در منحنی شعاعی پیشنهادی، خط عمودی موجود، مشکل به هم‌رسی و خط راست واقع شده پس از قوس، مشکل سطح روزنه‌ی هندسی را تا حدودی مرتفع کرده و باعث شده است تا این دریچه عمل‌کرد مناسبی نسبت به سایر دریچه‌های مدل شده داشته باشد.

۵- مراجع

- [1] D. N. Ghista, "Toward an optimum prosthetic trileaflet aortic-valve design," *Med. Biol. Eng.*, vol. 14, no. 2, Mar. 1976, doi: 10.1007/BF02478737.
- [2] P. Génereux et al., "Transcatheter aortic valve implantation 10-year anniversary: review of current evidence and clinical implications," *Eur. Heart J.*, vol. 33, no. 19, pp. 2388–2398, 2012.
- [3] R. L. Li et al., "Mechanical considerations for polymeric heart valve development: Biomechanics, materials, design and manufacturing," *Biomaterials*, vol. 225. Elsevier Ltd, p. 119493, Dec. 01, 2019, doi: 10.1016/j.biomaterials.2019.119493.
- [4] B. B. Roe and D. Moore, "Design and fabrication of prosthetic valves," *Exp. Med. Surg.*, vol. 16, no. 2–3, pp. 177–182, 1958.
- [5] D. N. Ghista and H. Reul, "Optimal prosthetic aortic leaflet valve: Design parametric and longevity analyses: Development of the avcothane-51 leaflet valve based on the optimum design analysis," *J. Biomech.*, vol. 10, no. 5–6, pp. 313–324, Jan. 1977, doi: 10.1016/0021-9290(77)90004-5.
- [6] C. B. Wisman, W. S. Pierce, J. H. Donachy, W. E. Pae, J. L. Myers, and G. A. Prophet, "A polyurethane trileaflet cardiac valve prosthesis: In vitro and in vivo studies," *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, vol. 28, no. 1, pp. 164–168, 1982, Accessed: Feb. 06, 2021. [Online]. Available: <https://pennstate.pure.elsevier.com/en/publications/a-polyurethane-trileaflet-cardiac-valve-prosthesis-in-vitro-and-i>.
- [7] M. E. Leat and J. Fisher, "A synthetic leaflet heart valve with improved opening characteristics," *Med. Eng. Phys.*, vol. 16, no. 6, pp. 470–476, Nov. 1994, doi: 10.1016/1350-4533(94)90071-X.
- [8] T. G. Mackay, D. J. Wheatley, G. M. Bernacca, A. C. Fisher, and C. S. Hindle, "New polyurethane heart valve prosthesis: Design, manufacture and evaluation," *Biomaterials*, vol. 17, no. 19, pp. 1857–1863, Oct. 1996, doi: 10.1016/0142-9612(95)00242-1.
- [9] M. R. Labrosse, K. Lobo, and C. J. Beller, "Structural analysis of the natural aortic valve in dynamics: From unpressurized to physiologically loaded," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 10, Jul. 2010, 10.1016/j.jbiomech.2010.03.020.
- [10] S. H. Gharaie and Y. Morsi, "A Novel Design of a Polymeric Aortic Valve," *Int. J. Artif. Organs*,

- [26] J. Brubert, "A novel polymeric prosthetic heart valve: design, manufacture, and testing," University of Cambridge, 2016.
- [27] F. Borowski et al., "Fluid-structure interaction of heart valve dynamics in comparison to finite-element analysis," *Curr. Dir. Biomed. Eng.*, vol. 4, no. 1, pp. 259–262, 2018.
- 10.1007/s10439-010-0009-3.
- [24] M. J. Thubrikar, J. D. Deck, J. Aouad, and S. P. Nolan, "Role of mechanical stress in calcification of aortic bioprosthetic valves," *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 86, no. 1, pp. 115–125, 1983.
- [25] G. M. Bernacca, T. G. Mackay, R. Wilkinson, and D. J. Wheatley, "Calcification and fatigue failure in a polyurethane heart valve," *Biomaterials*, vol. 16, no. 4, pp. 279–285, 1995.