

Impact of Calcified Plaque Material Properties on TAVI Performance: A Finite Element Analysis

Mohammad Asadi ¹, Mehdi Salmani Tehrani ^{2,*}  and Zahra Matin Ghahfarokhi³ 

1. Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, 8415683111, Iran.

2. Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, 8415683111, Iran.

3. Department of Mechanical Engineering, Jundi-Shapur University of Technology, Dezful, Iran.

Abstract: Transcatheter aortic valve implantation (TAVI) has revolutionized the treatment of aortic stenosis, offering a minimally invasive alternative to traditional open-heart surgery. Despite its advantages, TAVI procedures are still associated with substantial complications, including embolism, paravalvular leak, aortic root rupture, and prosthesis migration. To enhance procedural safety and efficacy, advanced computational simulations are increasingly being employed as powerful tools to aid clinicians in pre-operative planning and mitigate potential risks. In this paper, a patient-specific approach was utilized to reconstruct a high-fidelity 3D model of a patient's heart from CT scan images using Mimics software. To achieve this, three distinct finite element simulations were performed to model the TAVI implantation process under various conditions; a healthy valve without calcification, and valves with calcified plaques exhibiting two different mechanical properties. The simulation results demonstrated that the presence and specific mechanical characteristics of calcified plaques within the native aortic valve profoundly impact the stress distribution and structural deformations of both the host cardiac tissue and the prosthetic valve. Specifically, calcified lesions significantly altered the biomechanical environment, leading to localized stress concentrations and altered leaflet coaptation. This research underscores the critical importance of accurately incorporating the mechanical properties of calcified plaques into computational models for precise prediction of implanted prosthetic valve behavior and optimization of TAVI outcomes. These findings contribute valuable insights for personalized procedural planning and the development of next-generation TAVI devices.

Keywords: Aortic Stenosis, Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI), Finite Element Simulation, Calcified Plaques, Native Aortic Aalve Leaflets.

* Corresponding Author: tehrani@iut.ac.ir

How to Cite: Asadi Mohammad, Salmani Tehrani Mehdi, Matin Ghahfarokhi Zahra, Impact of calcified plaque material properties on TAVI performance: A finite element analysis, Journal of Computational Methods in Engineering



تأثیر ویژگی‌های مادی پلاک کلسیفیه بر عملکرد تاوی: تحلیل اجزای محدود

محمد اسدی^۱، مهدی سلمانی تهرانی^{۲*} و زهرا متین قهفرخی^۳

۱. دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

۲. دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

۳. دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی جندی شاپور دزفول، دزفول، ایران

چکیده - درمان تنگی دریچه‌ی آنورت با استفاده از کاشت دریچه آنورت ترنسکتتر (تاوی) به عنوان روش جایگزین کم‌تهاجمی برای جراحی قلب باز مطرح شده است. با این حال، عوارضی مانند آمبولی، نشت پاراوالیولار، پارگی ریشه آنورت و جابه‌جایی پروتز، هم‌چنان چالش‌های قابل توجهی به‌شمار می‌روند. شبیه‌سازی‌های محاسباتی پیشرفته ابزاری قدرتمند برای حمایت از پزشکان در برنامه‌ریزی روش تاوی و کاهش عوارض احتمالی ارائه می‌دهند. در این مقاله، برای بررسی تأثیر پلاک‌های کلسیفیه بر عملکرد زیست-مکانیکی ایمپلنت تاوی، یک مدل سه‌بعدی از قلب بیمار بر اساس تصاویر سی‌تی‌اسکن و با به‌کارگیری نرم‌افزار میمیکس بازسازی شد. سپس برای مدل‌سازی عملکرد ایمپلنت تاوی در شرایط مختلف، سه شبیه‌سازی جداگانه‌ی اجزای محدود انجام شد. یک شبیه‌سازی برای دریچه‌ی سالم بدون کلسیفیکاسیون و دو دریچه نیز با پلاک‌های کلسیفیه، با دو گونه‌ی متفاوت از ویژگی‌های مکانیکی، انجام شد. نتایج شبیه‌سازی نشان داد که وجود و ویژگی‌های مکانیکی خاص پلاک‌های کلسیفیه در دریچه‌ی آنورت بومی، بر توزیع تنش و تغییر شکل‌های ساختاری بافت قلبی میزبان و دریچه‌ی پروتزی تأثیر می‌گذارد. به‌ویژه، ضایعات کلسیفیه محیط زیست مکانیکی را به‌طور قابل توجهی تغییر داده و به تمرکز تنش‌های موضعی و تغییر در هم‌پوشانی برگچه‌ها می‌انجامد. این پژوهش بر اهمیت گنجلندن دقیق خواص مکانیکی پلاک‌های کلسیفیه در مدل‌های محاسباتی برای پیش‌بینی دقیق رفتار دریچه‌ی پروتزی کاشته شده و بهینه‌سازی نتایج تاوی تأکید می‌کند. این یافته‌ها بینش‌های ارزشمندی را برای برنامه‌ریزی شخصی‌سازی شده، برای انجام عمل و توسعه‌ی نسل بعدی دستگاه‌های تاوی ارائه می‌دهند.

واژه‌های کلیدی: تنگی آنورت، کاشت دریچه آنورت ترنسکتتر، شبیه‌سازی اجزای محدود، پلاک‌های کلسیفیه شده، برگچه‌های دریچه‌ی آنورت بومی.

* نویسنده مسئول، رایانامه: tehrani@iut.ac.ir

حق انتشار این مستند، متعلق به دانشگاه صنعتی اصفهان است. ۱۴۰۳ ©

این مقاله تحت گواهی زیر منتشر شده و هر نوع استفاده غیرتجاری از آن مشروط بر استناد صحیح به مقاله و با رعایت شرایط مندرج در آدرس زیر مجاز

است:



Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>).

فهرست علائم

C_{i0}	پارامترهای مادی	λ_i	اتساع‌های اصلی
D_i	پارامترهای مادی	$\bar{\lambda}_i$	اتساع‌های اصلی انحرافی
E	مدول یانگ	μ_i	پارامترهای مادی
$\bar{I}_1$	پایای اول تانسور تنش انحرافی	ν	ضریب پواسن
J^{el}	نسبت حجم الاستیک	ρ	چگالی
N	مرتبه‌ی تابع	σ_y	تنش تسلیم
α_i	پارامترهای مادی	σ_u	تنش نهایی

۱. مقدمه

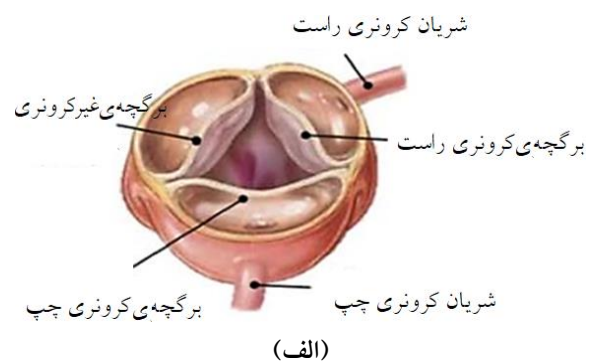
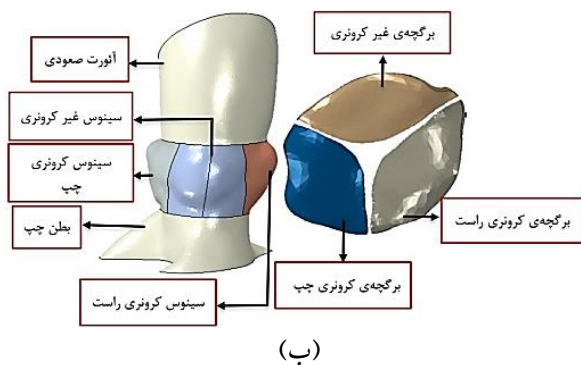
قلب انسان تقریباً ۱۰۰,۰۰۰ بار در روز می‌تپد و نزدیک به ۵,۰۰۰ گالن خون را در سراسر بدن پمپاژ می‌کند. وظیفه‌ی اصلی قلب رساندن خون اکسیژن‌دار و مواد مغذی به بافت‌های بدن و دفع مواد زائد است. علاوه بر این، خود ماهیچه‌های قلب نیز به خون اکسیژن‌دار نیاز دارند که توسط سرخرگ‌های کرونری روی سطح قلب تأمین می‌شود. آنورت، سرخرگ اصلی و بزرگ‌ترین سرخرگ بدن انسان است که از خروجی بطن چپ منشأ گرفته و پس از یک مسیر خمیده، به سمت پایین امتداد می‌یابد. در طول مسیر آنورت شاخه‌های بسیاری منشعب شده و خون اکسیژن‌دار را به بخش‌های مختلف بدن توزیع می‌کنند [۱ و ۲]. اجزای مختلف آنورت در شکل (۱) نشان داده شده‌اند. بیماری‌های قلبی عروقی به‌عنوان عامل اصلی مرگ و میر در سراسر جهان شناخته شده‌اند. در سال‌های اخیر، این بیماری‌ها به افزایش تعداد مرگ و میر و کاهش قابل توجه کیفیت زندگی کمک کرده‌اند [۳]. یکی از بحرانی‌ترین پاتولوژی‌های قلبی، بیماری دریچه قلب است. به‌ویژه دریچه‌ی آنورت که بین بطن چپ و آنورت قرار دارد آسیب‌پذیر است. تنگی آنورت که ناشی از رسوبات کلسیم بر روی برگچه‌های دریچه است، یکی از اختلالات اصلی این دریچه به‌شمار می‌رود. پلاک‌های کلسیفیه در طول عمر به‌تدریج در سیستم قلبی-عروقی انسان انباشته می‌شوند. این رسوبات باعث سفت شدن برگچه‌های دریچه‌ی آنورت می‌شوند. تنگی آنورت، تنش را بر روی دریچه افزایش داده و جریان خون از بطن چپ

به آنورت را مختل می‌کند [۱ و ۲]. در صورت عدم درمان، تنگی شدید آنورت می‌تواند کشنده باشد. تعویض دریچه‌ی آنورت یک رویکرد درمانی رایج است [۴].

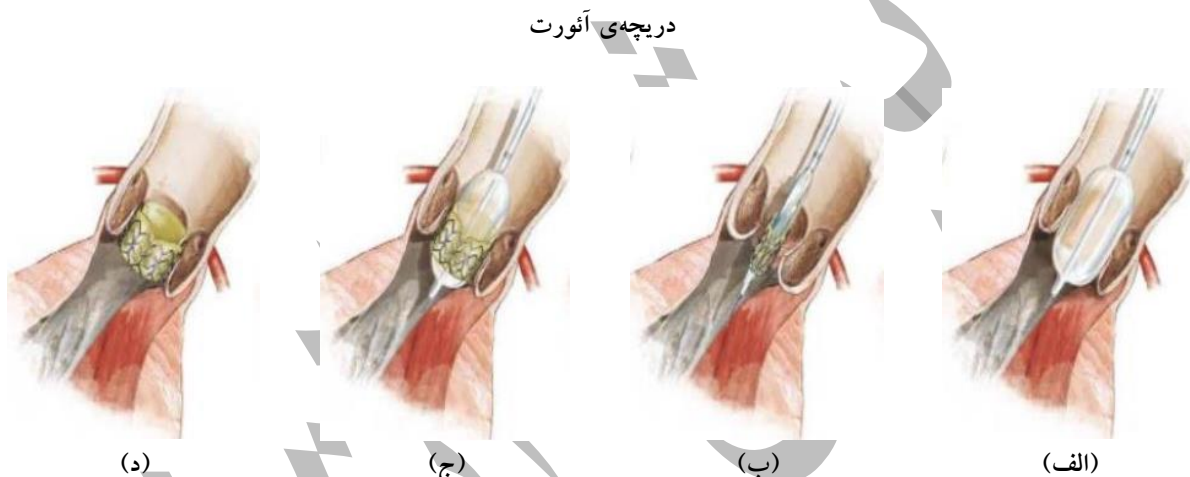
به این منظور، دو رویکرد؛ جراحی قلب باز و کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتتر (تاوی) وجود دارد. روش اول یک روش سنتی و بسیار تهاجمی است. این روش خطر عوارض پس از جراحی و مرگ و میر را در بیماران سال‌مند یا بیماران دارای بیماری‌های همراه افزایش می‌دهد. افزون بر این، جراحی قلب باز ممکن است برای برخی بیماران امکان‌پذیر نباشد. به این ترتیب، عمل تاوی یک روش درمانی مناسب و شناخته شده برای بیماران مبتلا به تنگی دریچه‌ی آنورت است که جراحی قلب باز برای آن‌ها با خطر مرگ همراه است.

این روش شامل مرحله‌ی والولوپلاستی مبتنی بر بالون برای باز کردن کامل برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت است تا استقرار بدون مانع دریچه‌ی مصنوعی تضمین شود. سپس دریچه‌ی مصنوعی با استفاده از سیستم کاتتر بالونی تحویل و مستقر می‌شود. مراحل مربوط به روش تاوی در شکل (۲) نشان داده شده است. البته، دریچه‌های آنورت ترنسکتتر خودگسترده نیز وجود دارند که می‌توانند بدون نیاز به باد کردن بالون، شکل اولیه‌ی خود را بازیابند [۷-۹].

پژوهش‌های گسترده‌ای در مورد بیماری‌های دریچه‌ی آنورت انجام شده است. تحلیل اجزای محدود، به‌عنوان یکی از روش‌های به‌کار گرفته شده، ابزاری قدرتمند است که می‌تواند با



شکل ۱. (الف) آناتومی دریچه‌ی آئورت [۵] (ب) قسمت‌های مختلف آئورت: بطن چپ، سینوس‌های والسالوا، و برگچه‌های بومی



شکل ۲. مرحله‌های کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر با استفاده از دریچه‌های مصنوعی قابل اتساع با بالون: (الف) پیش از استقرار بالون والولوپلاستی، (ب) موقعیت‌دهی دقیق دریچه‌ی مصنوعی در داخل حلقه‌ی آئورت، (ج) باد کردن بالون برای اتساع و تثبیت دریچه‌ی مصنوعی، (د) موقعیت نهایی استقرار دریچه‌ی مصنوعی در داخل دریچه‌ی آئورت بومی [۶]

آئورت جراحی تحت بارگذاری چرخه‌ای استفاده کردند. با فرض شرایط بارگذاری و خواص مادی یکسان برای هر دو نوع برگچه، آن‌ها نتیجه گرفتند که برگچه‌های تاوی تنش، کرنش و آسیب خستگی بیشتری را در مقایسه با برگچه‌های دریچه‌ی آئورت تعویض شده نشان می‌دهند. علاوه بر این، یافته‌های آن‌ها نشان داد که طول عمر برگچه‌های تاوی تقریباً ۷-۸ سال کوتاه‌تر از برگچه‌های دریچه‌ی آئورت تعویض شده است. همچنین، ژوان و همکاران [۱۲] از شبیه‌سازی‌های اجزای محدود برای تحلیل تنش‌های ایجاد شده در استنت و برگچه‌های مصنوعی یک دریچه‌ی ۲۹ میلی‌متری SAPIEN-XT استفاده کردند. یافته‌های آن‌ها نشان داد که بیشینه‌ی تنش در نوک‌های استنت با حرکت محدود رخ می‌دهد و در برگچه‌های مصنوعی دریچه‌ی

کاهش عوارض، از متخصصان قلب و بیماران در برنامه‌ریزی جراحی حمایت کند.

کاتالوگلو و همکاران [۱۰] اولین شبیه‌سازی اجزای محدود را برای تحلیل تنش در برگچه‌های دریچه‌ی آئورت انجام دادند. آن‌ها با استفاده از یک مدل رفتار مادی الاستیک خطی برای برگچه‌های دریچه‌ی آئورت بومی، نتیجه گرفتند که بالاترین مقادیر تنش در ناحیه‌های نازک‌تر برگچه‌ها رخ می‌دهد. علاوه بر این، آن‌ها دریافتند که برگچه‌ی غیرکرونری، سطوح تنش بالاتری را در مقایسه با برگچه‌های کرونری تجربه می‌کند. مارتین و سان [۱۱] از شبیه‌سازی‌های اجزای محدود و یک مدل آسیب خستگی بافت نرم برای بررسی پدیده‌های خستگی در برگچه‌های جایگزین دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر و جایگزینی دریچه‌ی

SAPIEN-XT، بیشینه‌ی تنش در ناحیه‌هایی که به‌طور مستقیم به استنت متصل هستند، دیده شد. این ناحیه‌ها به‌عنوان مستعدترین مکان‌ها برای شروع تخریب شناسایی شدند.

علاوه بر این، لی و سان تأثیر هندسه‌ی برگچه‌ی مصنوعی بر تنش بیشینه‌ی تجربه‌شده توسط برگچه‌های تغییرشکل‌یافته در دریچه‌های آئورت ترنسکتتر را بررسی کردند [۱۳]. آن‌ها هم پیکربندی‌های دایره‌ای و بیضوی را مورد کاوش قرار دادند و طراحی دایره‌ای را برای کاهش نزدیک به ۵ درصدی تنش بیشینه، بهینه کردند. در میان متغیرهای طراحی برگچه، افزایش عرض لبه‌ی آزاد بیشترین تأثیر را بر کاهش حداکثر تنش اصلی بیشینه در پیکربندی دایره‌ای داشت. نتایج نشان داد که حداقل ارتفاع لبه آزاد ۰/۴۵۷۲ میلی‌متر باید برای جلوگیری از برگشت جریان خون مرکزی در پیکربندی بیضوی در نظر گرفته شود. با این حال، این افزایش در ارتفاع لبه‌ی آزاد منجر به افزایش حداکثر تنش اصلی بیشینه‌ی برگچه در هر دو پیکربندی شد. پژوهش‌گران دیگر نیز از مدل‌سازی اجزای محدود به‌عنوان یک ابزار کارآمد برای بهینه‌سازی طراحی تاوی استفاده کرده‌اند [۱۶-۱۴]. مورگانتی و همکاران [۱۷] شبیه‌سازی‌هایی را برای دو بیمار خاص برای تحلیل تطابق برگچه، عدم قرارگیری صحیح استنت، تنش فون-میزو، بیشینه‌ی تنش اصلی و نشت پاراوالیولار در روش‌های تاوی انجام دادند. در این مطالعه، از یک استنت کبالت-کروم استفاده شد، در حالی که یک مدل ماده ابرالاستیک همسان‌گرد مرتبه‌ی کاهش‌یافته و یک مدل مادی الاستیک خطی به‌ترتیب برای سینوس‌ها، برگچه‌های بومی آئورت و بافت کلسیفیه استفاده شد. پژوهش‌های بیشتر در این زمینه را می‌توان در مرجع‌های [۱۸ و ۱۹] یافت. قابل توجه است که در پژوهش‌های تازه در این زمینه، کاربرد استنت‌های ساخته شده از مواد هوشمند نیز بررسی شده‌اند [۲۰-۲۲].

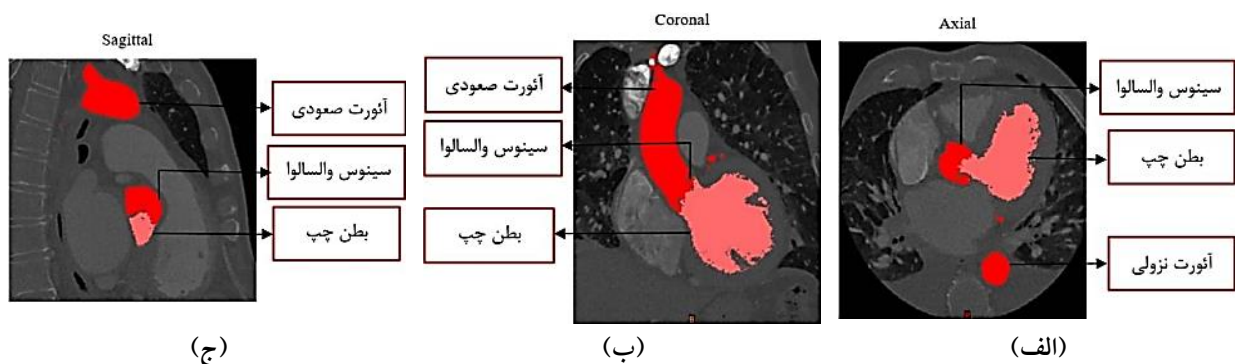
هم‌چنین پژوهش‌های گسترده‌ای پیرامون شبیه‌سازی روش کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر و خواص آئورت انجام شده است که به‌طور قابل توجهی ایمنی و اثربخشی این روش درمانی را افزایش می‌دهد [۲۲]. با این حال، بر پایه‌ی بررسی نویسندگان، جنبه‌های خاصی در این زمینه هنوز مطالعه نشده‌اند یا توجه

محدودی به آن‌ها شده است. بررسی این حوزه‌ها می‌تواند نه‌تنها مهارت‌های پزشکان را افزایش دهد، بلکه عوارض جانبی این روش را کاهش داده و زمان بهبودی بیماران را کوتاه کند. یکی از این جنبه‌ها، در نظر گرفتن خواص مادی مختلف برای پلاک‌های کلسیفیه در شبیه‌سازی‌های اجزای محدود تاوی است. بنابراین، هدف اصلی این مقاله بررسی تأثیر مدل‌های مادی مختلف برای پلاک‌های کلسیفیه و حضور آن‌ها بر اجزای مختلف، از جمله دیواره‌ی آئورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت و استنت است. بدین منظور، تاوی تحت سه حالت مختلف شبیه‌سازی شد؛ مدل بدون پلاک‌های کلسیفیه و مدل‌هایی با پلاک‌های کلسیفیه که رفتار آن‌ها با استفاده از مدل‌های مادی الاستیک خطی و مدل الاستیک آگدن توصیف شد. قسمت دوم این مقاله به توصیف مدل‌سازی هندسه می‌پردازد، در حالی که قسمت سوم جزییات شبیه‌سازی اجزای محدود روش تاوی را بیان می‌کند. بخش‌های چهارم و پنجم نتایج را ارائه و مورد بحث قرار می‌دهند. علاوه بر این جزییات مدل‌سازی سایر قسمت‌های مورد نظر در بخش پیوست تشریح شده است.

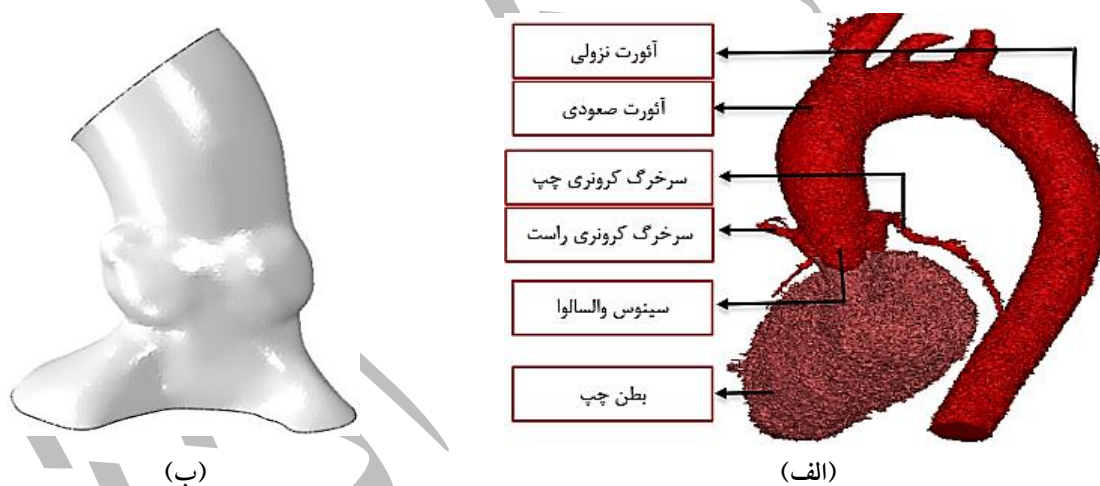
۲. روش‌شناسی

در این قسمت، برای شبیه‌سازی بافت قلب از تصاویر بالینی یک بیمار جهت ساخت مدل اجزای محدود استفاده شد. روندنمای محاسباتی شبیه‌سازی کاشت و بررسی تأثیر رفتار ماده‌ی پلاک‌های کلسیفیه بر عملکرد دریچه‌ی مصنوعی را می‌توان به سه گام اصلی تقسیم کرد. این سه گام ۱- مدل‌سازی سه‌بعدی قلب، ۲- مدل‌سازی استنت و ۳- مدل‌سازی بالون هستند. برای رعایت اختصار، شرح دقیق دو گام آخر در پیوست آورده شده است.

اما مدل محاسباتی دریچه‌ی مصنوعی قلب بر اساس سی‌تی اسکن یک بیمار ۸۲ ساله مبتلا به تنگی آئورت ایجاد شد. مدل به‌منظور کاهش هزینه‌ی محاسباتی، تنها شامل بطن چپ و بخش آئورتیک است. یک برش نمونه از سی‌تی اسکن در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل ۳. نمایش آنورت و بطن چپ در تصاویر سی تی اسکن از سه نما: کروئال، محوری و ساژیتال



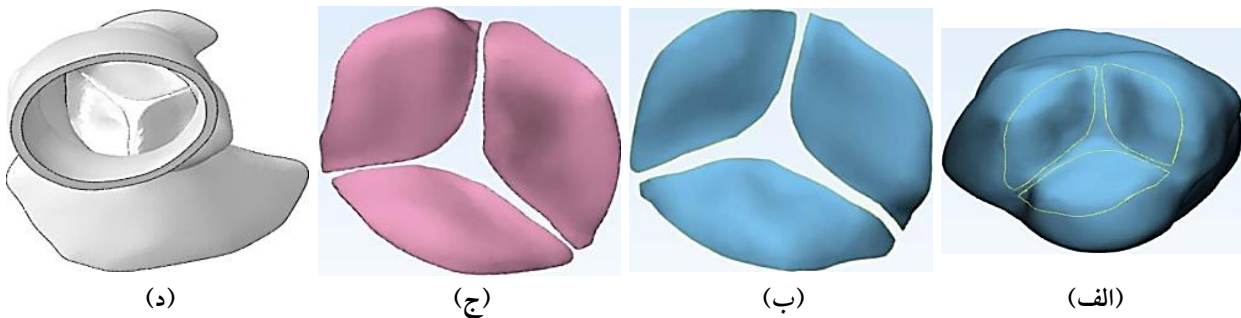
شکل ۴. (الف) مدل سه بعدی آنورت و بطن چپ، (ب) بخش انتخاب شده

آن هموارسازی شوند. سپس با در نظر گرفتن ضخامت ۲ میلی متر برای بافت های آنورت و بطن چپ، مدل نهایی استخراج شد (شکل ۴-ب).

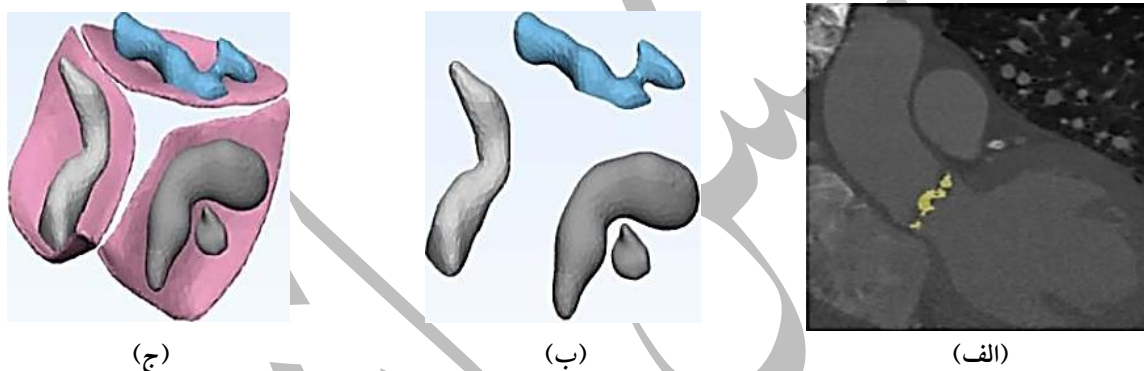
پس از تکمیل مدل های سه بعدی آنورت و بطن چپ، برگچه های دریچه آنورت بومی مدل سازی شدند. همان گونه که در شکل های (۵-الف) و (۵-ب) نشان داده شده، بخش دیستال آنورت برای جداسازی سطوح برگچه های دریچه ای آنورت بومی، مورد استفاده قرار گرفت. در نهایت ضخامتی معادل ۰/۵ میلی متر برای تولید مدل سه بعدی نهایی اختصاص داده شد [۲۳]. به دنبال آن مدل سه بعدی برگچه های دریچه ای آنورت بومی به طور یک پارچه با مدل های سه بعدی آنورت و بطن چپ ادغام شد (شکل های (۵-ب تا د)).

در این مرحله، نویسندگان از نرم افزار میمیکس برای تبدیل تصاویر سی تی اسکن به مدل سه بعدی و به طور ویژه، از قابلیت های بهبود کنتراست، برش زنی و قطعه بندی این نرم افزار برای استخراج ناحیه مورد نظر از تصویر کلی استفاده کرده اند. اجزایی که دست کم تأثیر را در فرآیند شبیه سازی داشتند، از جمله دهلیز راست، بطن راست، دهلیز چپ و بخشی از آنورت، از مدل حذف شده و همان گونه که شکل (۳) نشان می دهد، ناحیه های مربوط به آنورت و بطن چپ در نرم افزار میمیکس شناسایی شده و مدل های سه بعدی از همین نرم افزار استخراج شدند (شکل ۴-الف).

اما مدل سه بعدی آنورت و بطن چپ دارای سطوح ناهموار و نامنظمی هستند که فرآیند شبکه بندی را دشوار می سازد. برای رفع این مشکل، مدل به نرم افزار تری-متیک وارد شد تا سطوح



شکل ۵. (الف) سطوح برگچه‌های بومی در انتهای آئورت. (ب) مدل پوسته‌ای برگچه‌های بومی. (ج) مدل سه‌بعدی برگچه‌های بومی با ضخامت ۵/۰ میلی‌متر. (د) مدل نهایی آئورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی



شکل ۶. (الف) شناسایی برگچه‌های کلسیفیه دریچه آئورت در تصاویر سی‌تی اسکن. (ب) مدل سه‌بعدی رسوبات کلسیفیه. (ج) مدل سه‌بعدی رسوبات کلسیفیه و برگچه‌های دریچه‌ای آئورت بومی

۱.۳. خواص مواد

همانطور که قبلاً اشاره شد، دریچه آئورت ترنسکتور و بافت قلب از بخش‌های مختلفی تشکیل شده‌اند. خواص مکانیکی هر یک از این اجزا از منابع علمی گوناگون استخراج و در جدول (۱) خلاصه شده‌اند.

برای مدل‌سازی رفتار ساختاری سینوس‌های آئورت و برگچه‌های دریچه آئورت بومی، از یک مدل هایپروالاستیک همسان‌گرد و تقریباً تراکم‌ناپذیر استفاده شده است. جزئیات کامل این مدل در مرجع [۱۷] قابل دسترسی است. در این مقاله، از یک مدل هایپروالاستیک چندجمله‌ای کاهش‌یافته از مرتبه ششم بهره گرفته شده است. تابع چگالی انرژی کرنشی این مدل با استفاده از رابطه‌ی (۱) تعریف می‌شود.

$$U = \sum_{i=1}^N c_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (1)$$

پس از تولید مدل‌های سه‌بعدی آئورت، بطن چپ و دریچه‌ی آئورت، پلاک‌های کلسیفیه‌ی دریچه‌ی آئورت مدل‌سازی شدند. در این راستا نیز مدل‌های سه‌بعدی این پلاک‌ها بر اساس نواحی شناسایی شده در تصاویر سی‌تی اسکن و با استفاده از نرم‌افزار میمیکس، ایجاد شده و با هموار کردن سطوح در نرم‌افزار تری-متیک مدل نهایی پلاک نیز به‌وجود آمد (شکل ۶).

۳. شبیه‌سازی اجزای محدود

در بخش پیشین، به تفصیل به مدل‌سازی هندسی اجزای مورد نظر پرداخته شد. در این بخش، خواص مواد اختصاص‌یافته به این اجزا و مراحل شبیه‌سازی تبیین می‌گردد.

جدول ۱. ویژگی‌های مادی اجزای مختلف

نام قسمت	خواص مادی	داده‌های بیشتر	مرجع
بالون	مدل الاستیک خطی	مطابق جدول (۲)	[۲۴ و ۲۵]
استنت دریچه‌ی مصنوعی (SAPIEN-XT)	آلیاژ تیتانیوم-کبالت (MP۳۵N)	مطابق جدول (۲)	[۲۶]
استنت دریچه‌ی مصنوعی (SAPIEN-XT)	رفتار پلاستیک	از نمودار تنش-کرنش	[۲۷]
پلاک کلسیفیه‌ی دریچه‌ی آنورت	مدل الاستیک خطی	مطابق جدول (۲)	[۲۸]
پلاک کلسیفیه‌ی دریچه‌ی آنورت	مدل هاپیرالاستیک همسان‌گرد آگدن مرتبه‌ی اول	$\mu = ۱۳/۳(\text{KPa})$, $\alpha = ۲۴/۸۸$, $\rho = ۱۶۰۰(\text{kg/m}^3)$	[۲۹]
آنورت صعودی و بطن چپ	مدل الاستیک خطی	مطابق جدول (۲)	[۲۸]

جدول ۲. ویژگی‌های مادی اجزای مختلف

نام قسمت	$\rho(\text{gr/cm}^3)$	$E(\text{MPa})$	ν	$\sigma_y(\text{MPa})$	$\sigma_u(\text{MPa})$
بالون	۱/۲۵۶	۶۰۰	۰/۴۵	-	-
استنت	۸/۴۳	۲۳۳۰۰۰	۰/۳	۴۱۴	۹۳۰
پلاک کلسیفیه	۸/۴۳	۱۲/۶	۰/۳۵	-	-
آنورت صعودی و بطن چپ	۱/۱	۲	۰/۴۵	-	-

جدول ۳. پارامترهای مادی هاپیرالاستیک بافت قلب (kPa) [۱۷]

نام قسمت	C_{10}	C_{20}	C_{30}	C_{40}	C_{50}	C_{60}
سینوس غیرکرونی	۱۵۸۰	۶۲۹/۷	۱۰۴۰	۱۲۲۰	۱۹۰/۹	۱۸/۳۵
سینوس کرونی راست	۲۰۵/۳	۱۳۶۰	۱۱۹۰	۲۵۸۰	۹۵۹/۹	۲۲/۴۴
سینوس کرونی چپ	۲۹/۱۱	۲۲/۱۵	۲۰۱/۵	۱۹۸۰	۶۲۴/۴	۲۳/۲۹
برگچه‌ی غیرکرونی	۳۰۱/۵	۱۴۹۰	۹۹۴/۱	۱۹۵۰	۱۶۹۰	۱۸/۰۱
برگچه‌ی کرونی راست	۷۵۲/۸	۱۰۴۰	۸۹۵/۷	۹۴۱	۷۵۸/۲	۰/۱۱
برگچه‌ی کرونی چپ	۶۷۹/۹	۶۷۴/۳	۶۰۷/۸	۲۱۱۰	۱۰۱۰	۲۳/۴۶

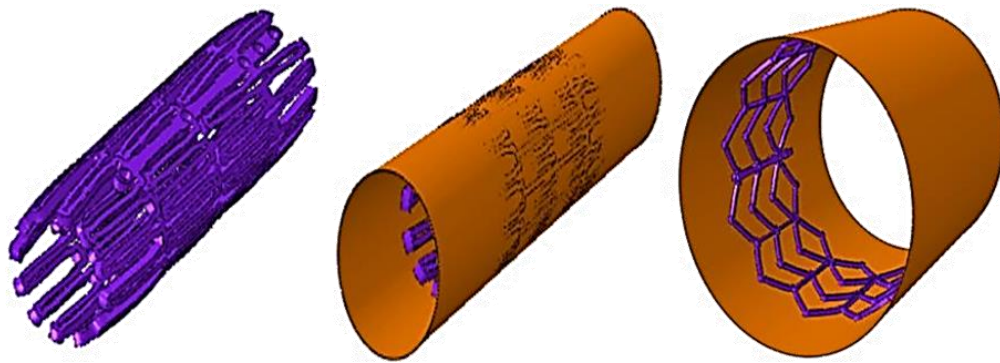
$$\nu = \frac{6 - 4D_1C_{10}}{12 + 4D_1C_{10}} \quad (۳)$$

در این مطالعه، خواص مکانیکی اجزای مختلف بافت قلب با استفاده از چندجمله‌ای‌های کاهش‌یافته‌ی مرتبه‌ی ششم مدل‌سازی شده‌اند. این خواص در جدول (۳) ارائه شده‌اند [۱۷]، ۳۰ و ۳۱. چگالی سینوس‌ها و برگچه‌ها $\rho = ۱/۱(\text{gr/cm}^3)$ فرض شده است [۲۸].

در این رابطه، $N = ۶$ ، مرتبه‌ی چندجمله‌ای است و $\bar{I}_1$ از رابطه‌ی (۲) محاسبه می‌شود.

$$\bar{I}_1 = \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2 \quad (۲)$$

در این مدل، بافت قلب تقریباً تراکم‌ناپذیر فرض شده است؛ بنابراین، ضریب پواسون آن $۰/۴۷۵$ در نظر گرفته می‌شود [۲۸]. این ضریب با استفاده از رابطه‌ی (۳) محاسبه شده است.



شکل ۷. تغییر شکل شعاعی استنت (فشرده‌سازی استنت از شعاع اولیه‌ی ۱۴/۵ میلی‌متر به حالت فشرده با شعاع ۳/۳۳ میلی‌متر)

۲.۳. توسعه‌ی الگوریتم حل

در این بخش جزییات فرآیند شبیه‌سازی مرحله به مرحله بیان می‌شود.

۳.۲.۱. فشرده‌سازی و بازگشت‌پذیری استنت

ابتدا یک تحلیل دینامیکی صریح با استفاده از نرم‌افزار آباکوس برای فشرده‌سازی مدل استنت انجام شد. در این مرحله، شعاع استنت از ۱۴/۵ میلی‌متر به ۳/۳۳ میلی‌متر در مدت زمان بسیار کوتاه ۰/۰۰۱ ثانیه کاهش یافت. به این منظور، از یک سیلندر نازک که با عناصر پوسته‌ای شبکه‌بندی شده بود، استفاده شد (شکل ۷). سپس یک تحلیل استاتیکی استاندارد برای بررسی بازگشت‌پذیری الاستیک استنت بعد از فشرده‌سازی آن انجام شد. در نهایت، مدل استنت که در مراحل قبلی تحت پیش‌تندگی قرار گرفته بود، در شبیه‌سازی کلی کاشت دریچه آئورت ترنسکتور به کار گرفته شد.

۳.۲.۲. کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتور

در این قسمت، روش کاشت دریچه آئورت ترنسکتور با استفاده از حل‌گر صریح آباکوس شبیه‌سازی شد. این شبیه‌سازی به سه فاز مجزا تقسیم می‌شود.

فاز اول: به منظور کنار زدن برگچه‌های طبیعی دریچه‌ی آئورت و هرگونه رسوب کلسیم بود. برای جلوگیری از تداخل استنت و اجزا، در ابتدا، بالون اول به مدت ۰/۰۰۰۲ ثانیه باد شد.

فاز دوم: پس از پایان فاز اول، بالون ابتدایی از مدل خارج شد و بالون دوم به مدت ۰/۰۰۱۵ ثانیه باد شد. این عمل باعث می‌شود که استنت تا شعاع ۱۴/۵ میلی‌متر در محل برگچه‌های دریچه‌ی آئورت طبیعی منبسط شود و به‌درستی در محل مورد نظر قرار گیرد.

فاز سوم: در مرحله پایانی، هر دو بالون اول و دوم از مدل خارج شدند. در این فاز، هیچ نیروی اضافی به اجزای سیستم تاوی وارد نشد. شبیه‌سازی وضعیت پس از تاوی به مدت ۰/۰۰۲۱ ثانیه ادامه یافت.

۳.۳. تماس و برهم‌کنش بین اجزای مختلف

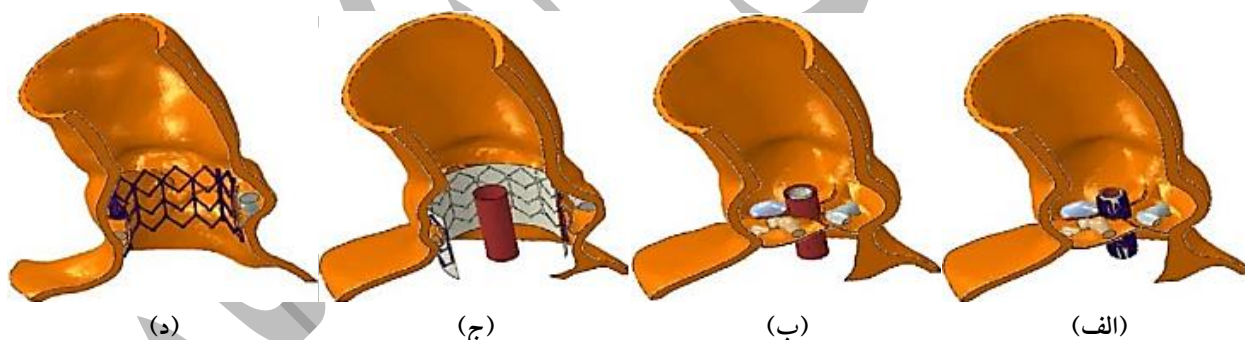
برای تعریف تماس بین اجزای مختلف، از نوع تماس کلی برای شبیه‌سازی استفاده شده است. رفتار مماسی تماس بین استنت و پلاک، دیواره‌ی آئورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت با ضریب اصطکاک ۰/۱ فرض شده است. سایر تماس‌ها بدون اصطکاک در نظر گرفته شدند [۱۸]. در این شبیه‌سازی برای تعریف رفتار عمودی بین کلیه‌ی تماس‌ها از مدل تماس سخت استفاده شد. همچنین برای تعریف تعامل بین پلاک‌ها و برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت از قید کوپلینگ و از نوع کوپلینگ سینماتیک استفاده شد.

۳.۴. شرایط مرزی و بارگذاری

در شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتور، هر یک از اجزای مختلف دارای شرایط مرزی متفاوتی در هر یک از گام‌های

جدول ۴. شرایط مرزی و بارگذاری قسمت‌های مختلف مدل

گام حل	گام اول	گام دوم	گام سوم
قطعه	انبساط شعاعی به اندازه‌ی ۱/۷۱ میلی‌متر در زمان ۰/۰۰۲ ثانیه (شکل ۸-ب)).	حذف بالون حذف از مدل	
بالون اول	انبساط شعاعی به اندازه‌ی ۱/۷۱ میلی‌متر در زمان ۰/۰۰۲ ثانیه (شکل ۸-ب)).	حذف بالون حذف از مدل	
بالون دوم	ثابت و شرایط تماسی آن با دیگر قطعه‌ها غیرفعال است	شرایط تماسی بالون دوم با دیگر قطعه‌ها، به‌جز بالون اول فعال شده، به اندازه‌ی ۵۸/۱۱ میلی‌متر در مدت زمان ۰/۰۰۱۵ ثانیه در راستای شعاعی منبسط می‌شود (شکل ۸-ج))	حذف از مدل
پلاک‌ها استنت	ثابت و تمامی شرایط تماسی آن با دیگر قطعه‌ها غیرفعال	بدون شرایط مرزی و بارگذاری شرایط تماسی آن با دیگر قطعه‌ها، به‌جز بالون اول، فعال می‌شود (شکل ۸-د)).	
آنورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت	تحلیل در راستای طولی و محیطی رگ با استفاده از دستگاه مختصات استوانه‌ای ثابت شده است.		



شکل ۸. (الف) مدل اولیه قبل از شروع تحلیل (ب) گام اول شبیه‌سازی (انبساط بالون اول) (ج) گام دوم شبیه‌سازی (انبساط بالون دوم) (د) گام سوم شبیه‌سازی (حذف بالون‌ها و بارگذاری‌ها)

مادی‌های مختلف و مدل بدون پلاک پرداخته می‌شود. همچنین اثر ویژگی‌های مادی مختلف پلاک‌ها بررسی شده است.

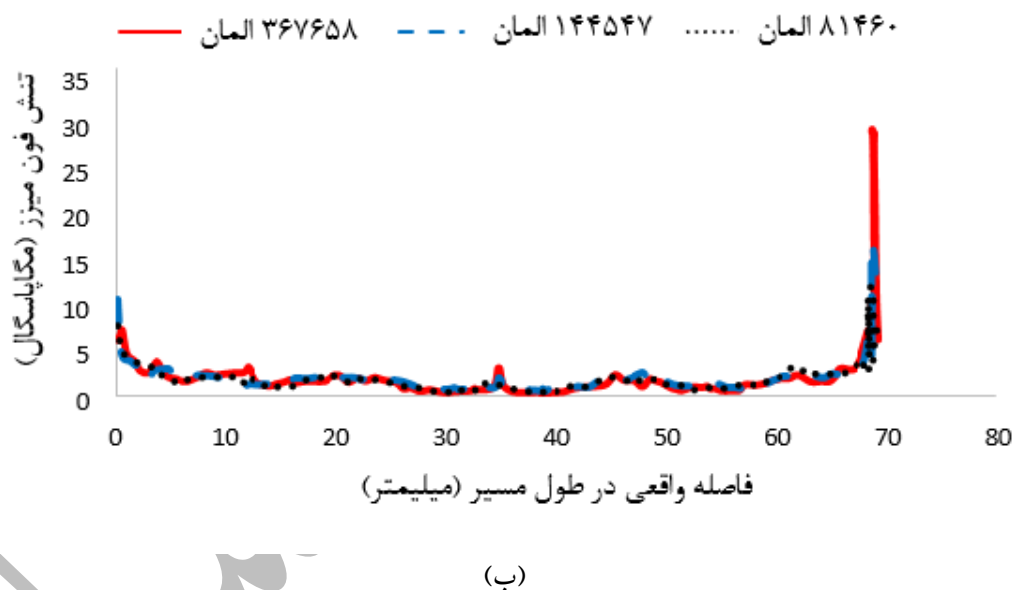
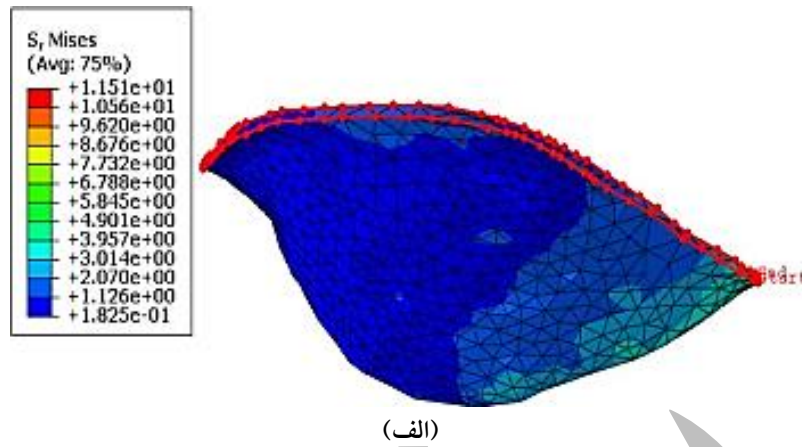
تحلیل هستند. شرایط مرزی در این شبیه‌سازی در جدول (۴) به اختصار ذکر شده‌اند.

۴. نتایج

۴.۱. بررسی همگرایی شبکه

نخست برای بررسی همگرایی شبکه‌بندی مدل سه‌بعدی آنورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت، بر روی محل اتصال برگچه‌ی کرونری چپ به دیواره‌ی آنورت یک مسیر

در این قسمت، به مقایسه‌ی نتایج حاصل از شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور در مدل‌های دارای پلاک با مدل

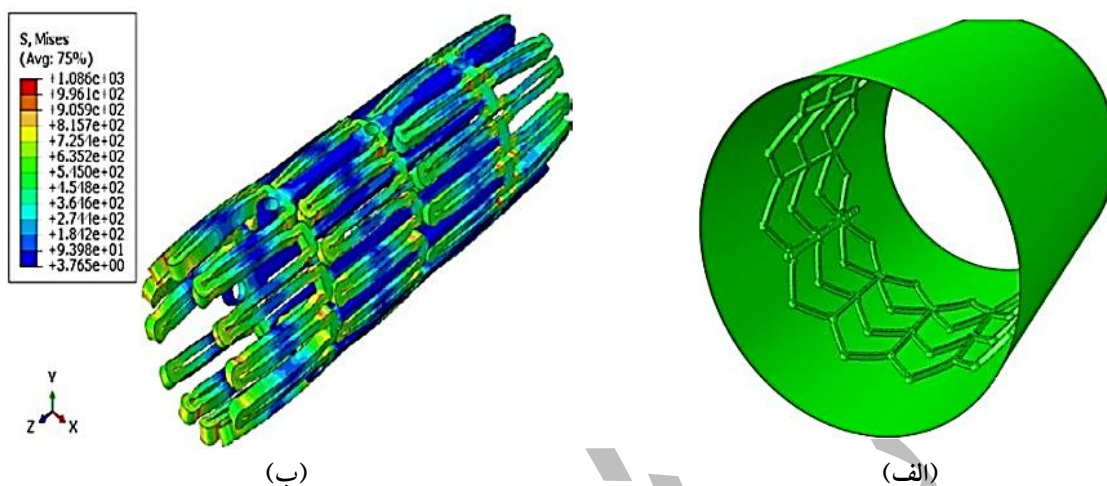


شکل ۹. (الف) نمایی از مسیر تعریف شده در محل اتصال برگچه‌ی کرونری چپ با دیواره‌ی آئورت، (ب) توزیع تنش فون میزز در طول مسیر اتصال بین برگچه‌ی کرونری چپ و دیواره‌ی آئورت برای چگالی‌های شبکه‌ی متفاوت

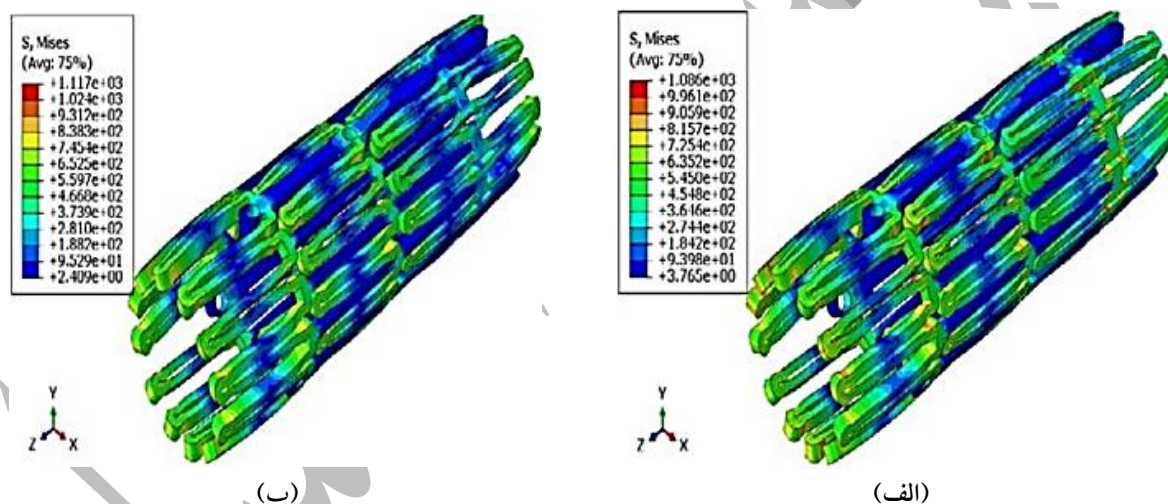
۲.۴. تحلیل تنش در قسمت‌های مختلف مدل

همان‌طور که قبلاً توضیح داده شد، برای انجام عمل کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر، دریچه‌ی مصنوعی قبل از ورود به رگ باید فشرده‌سازی شود. در این مقاله، از دریچه‌ی مصنوعی SAPIEN-XT با اندازه‌ی ۲۹ میلی‌متر استفاده شده است. کتتر تحویل برای این دریچه F20 ($3Fr = 1mm$) است [۳۲]. بنابراین این دریچه باید از شعاع ۱۴/۵ میلی‌متر به شعاع ۳/۳۳ میلی‌متر فشرده شود. به این منظور از یک استوانه‌ی جدارنازک استفاده شد و تنش حاصل از این عمل در شکل (۱۰) نشان داده شده

تعریف شده است (شکل ۹-الف) و نمودار تنش فون میزز برای تعداد جزء‌ها مختلف مربوط به این مسیر ترسیم شد. همان‌طور که در شکل (۹-ب) دیده می‌شود نتایج تنش فون میزز در طول مسیر برای مدل با تعداد ۱۴۴۵۴۷ المان، با دقت به نسبت خوبی نزدیک به مدل با تعداد ۳۶۷۶۵۸ المان است. بنابراین از تعداد ۱۴۴۵۴۷ جزء برای مدل سه‌بعدی آئورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت در شبیه‌سازی‌هایی که در بخش‌های بعد آمده است، استفاده شد.



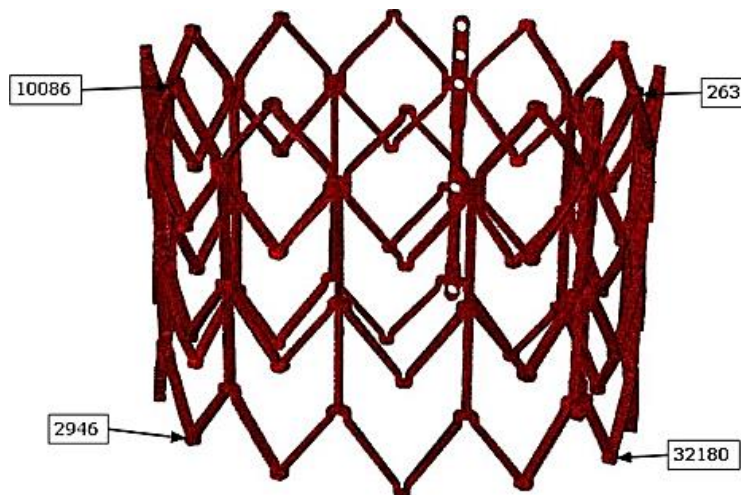
شکل ۱۰. (الف) تصویری از استنت پیش از فشرده‌سازی، (ب) کانتور تنش میزز در استنت پس از فشرده‌سازی



شکل ۱۱. (الف) مدل فشرده‌ی استنت پیش از تحلیل بازگشت فنی، (ب) مدل فشرده‌ی استنت پس از تحلیل بازگشت فنی

به این منظور نقاطی از استنت در نظر گرفته شدند که بیشترین جابه‌جایی را در پایان شبیه‌سازی داشتند. بنابراین مطابق شکل (۱۲) دو گره از قسمت بالا و دو گره از قسمت پایین استنت (به نام‌های ۲۹۴۶، ۲۶۳، ۱۰۰۸۶ و ۳۲۱۸۰) برای به‌دست آوردن جابه‌جایی آن‌ها در جهت‌های مختلف در پایان شبیه‌سازی کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر انتخاب شدند. مقادیر جابه‌جایی این نقاط در پایان شبیه‌سازی کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر برای مدل‌های دارای پلاک و مدل بدون پلاک در جدول (۵) آورده شده است.

است. هم‌چنین بازگشت فنی استنت نیز بررسی شد که تنش فونمیز بعد از بازگشت فنی نیز در شکل (۱۱) دیده می‌شود. در مراحل بعد نتایج حاصل از این تحلیل برای شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر استفاده شده است. شکل (۱۱) نشان می‌دهد که در شبیه‌سازی فرآیند بازگشت فنی برای مدل استنت در بعضی از قسمت‌ها تنش افزایش و در بعضی از قسمت‌ها تنش کاهش می‌یابد. هم‌چنین جابه‌جایی استنت در جهت‌های مختلف در دستگاه مختصات دکارتی، در مدل‌های دارای پلاک و مدل بدون پلاک بررسی شد.



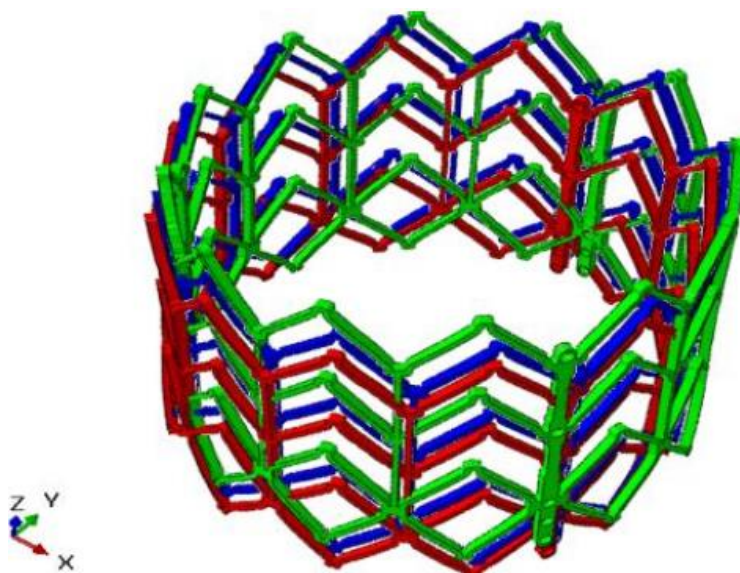
شکل ۱۲. تصویری از گره‌های انتخاب‌شده‌ی استنت

جدول ۵. جابه‌جایی گره‌های مشخص‌شده از استنت در راستاهای مختلف (میلی‌متر)

راستای جابه‌جایی			مدل بدون پلاک کلسیفیه‌شده
X	Y	Z	شماره‌ی گره
۴/۱۵۷۱۹	۹/۴۸۱۰۳	-۱/۸۵۲۴۵	۱۰۰۸۶
۸/۲۷۳۰۲	-۸/۳۶۲۵۷	۱/۷۳۲۹۵	۲۶۳
۱/۸۷۴۲۵	۱۱/۹۸۵۹	-۴/۵۴۴۷۸	۲۹۴۶
۴/۹۷۷۵۸	-۶/۰۵۸۶۱	-۰/۹۱۲	۳۲۱۸۰
مدل دارای پلاک، براساس مدل مادی هایپرالاستیک اگدن			
۲/۳۷۷۶۸	۱۰/۷۱۶۹	-۲/۷۲۳۵۸	۱۰۰۸۶
۸/۵۲۵۵۷	-۷/۴۰۳۵۸	-۰/۱۹۹	۲۶۳
۰/۹۴۱۰۷۸	۱۱/۷۷۳۲	-۵/۰۹۸۲۷	۲۹۴۶
۵/۸۴۹۶۶	-۵/۷۷۶۲۸	-۲/۶۹۰۴۱	۳۲۱۸۰
مدل دارای پلاک، براساس مدل مادی الاستیک خطی			
۲/۳۷۰۸۵	۱۰/۰۷۷۷	-۳/۶۸۹۶۴	۱۰۰۸۶
۸/۶۲۹۶۵	-۷/۷۰۰۸۸	-۱/۴۳۴۸۵	۲۶۳
۰/۷۹۳۰۷۴	۱۰/۹۲۴۷	-۶/۰۲۵۶۵	۲۹۴۶
۶/۰۲۹۵۸	-۶/۳۰۹۷۴	-۳/۸۱۳۴۵	۳۲۱۸۰

در قسمت‌های مختلف از جمله دیواره‌ی آنورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت و پلاک‌ها داشت. بنابراین ضرورت بررسی جابه‌جایی استنت در مدل‌های دارای پلاک، با مدل مادی‌های مختلف و مدل بدون پلاک، به‌دست آوردن تفاوت

در حقیقت هدف از این بررسی، تحلیل تأثیر وجود پلاک، با مدل مادی‌های مختلف و عدم وجود پلاک در جابه‌جایی استنت است. با استفاده از نتایج به‌دست آمده در این بخش می‌توان توصیف بهتری از نتایج استخراج‌شده‌ی دیگر مثل تنش فون‌میزز



شکل ۱۳. تصویری از توزیع تنش در استنت (رنگ‌های سبز، قرمز و آبی به ترتیب مربوط به استنت‌های مدل بدون پلاک و مدل‌های دارای پلاک با مدل مادی‌های الاستیک خطی و هایپرالاستیک اگدن است)

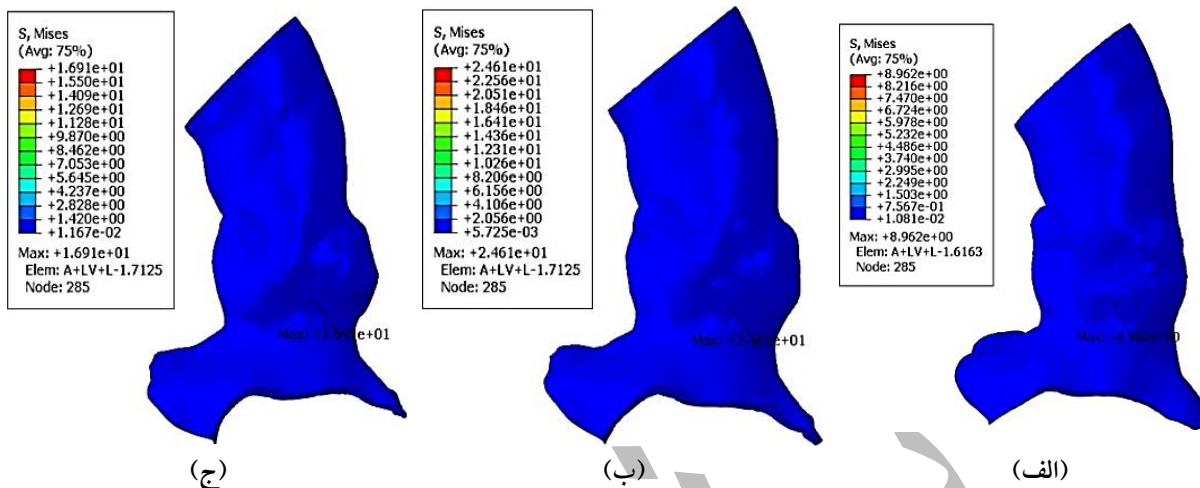
کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور از کاف و برگچه‌های مصنوعی در مدل اصلی چشم‌پوشی شده است. اکنون توزیع تنش فونمیز بر روی دیواره‌ی ریشه‌ی آنورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت و پلاک‌ها به‌عنوان یک نتیجه‌ی مهم در شبیه‌سازی‌های عمل کاشت دریچه بررسی می‌شود. زیرا این عامل می‌تواند با عوارضی مانند خطر اختلال در شاخه‌های هدایت و هم‌چنین خطر ایجاد فرایندهای التهابی یا صدمات حلقه‌ی آنورت مرتبط باشد و در نهایت نتایج مدل‌ها همراه با پلاک مدل مادی‌های مختلف و مدل بدون پلاک با هم مقایسه می‌شوند.

همان‌گونه که در شکل (۱۴) مشاهده می‌شود، بیشینه‌ی تنش فونمیز برای مدل بدون پلاک در المان ۶۱۶۳ ایجاد شده است که مقدار آن برابر ۹۶۲/۸ مگاپاسکال است. المان ۶۱۶۳ دقیقاً در محل اتصال برگچه‌ی غیر کروئری به دیواره‌ی ریشه‌ی آنورت است. اما مقدار تنش بیشینه‌ی فونمیز برای هر دو مدل همراه با پلاک با مدل مادی‌های هایپرالاستیک اگدن و الاستیک خطی، در المان ۷۱۲۵ ایجاد شده است و مقدار آن به ترتیب برابر ۲۴/۶۱ و ۱۶/۹۱ مگاپاسکال هستند. المان ۷۱۲۵ هم دقیقاً در محل اتصال برگچه‌ی غیر کروئری به دیواره‌ی ریشه‌ی آنورت است. دیده می‌شود که تنش فونمیز حداکثر برای مدل‌های دارای پلاک و

در جابه‌جایی استنت در مدل‌های مختلف و توصیف بهتر نتایج استخراج شده‌ی دیگر است.

با مشاهده‌ی نتایج جابه‌جایی استنت در جهت‌های α ، γ و z نتیجه گرفته می‌شود که جابه‌جایی استنت درون دریچه‌ی آنورت در مدل‌های دارای پلاک و مدل بدون پلاک باهم برابر نیست. این نتایج منطقی است، زیرا درجه‌های آزادی استنت فقط در گام اول شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور ثابت است و در گام‌های دوم و سوم شبیه‌سازی هیچ شرط مرزی و بارگذاری به استنت اعمال نشده است. در گام اول شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور تمام شرایط تماسی استنت با دیگر اجزای موجود در شبیه‌سازی غیرفعال است. پس استنت در گام اول هیچ نقشی را در نتایج حاصل از شبیه‌سازی ایفا نمی‌کند.

بنابراین از نتایج حاصل از جابه‌جایی استنت در نقاط مختلف نتیجه گرفته می‌شود که وجود پلاک‌های کلسیفیه‌شده در دریچه‌ی آنورت با مدل مادی‌های مختلف و عدم وجود پلاک می‌تواند در موقعیت قرارگیری استنت در دریچه‌ی آنورت تأثیرگذار باشد. در نهایت به منظور داشتن یک تصور کلی نسبت به جابه‌جایی استنت تصویری از هر سه استنت در انتهای شبیه‌سازی در شکل (۱۳) آورده شده است. البته برای سادگی بیشتر در فرآیند شبیه‌سازی



شکل ۱۴. تنش فونمیز در دیواره‌ی آئورت و بطن چپ، (الف) مدل بدون پلاک، (ب) مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک اکدن و (ج) مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی

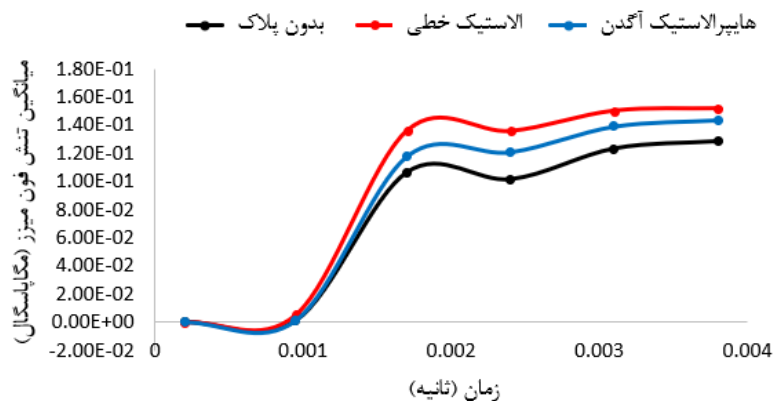
$$\sigma_{ave} = \frac{\sum_{i=1}^N \sigma_i V_i}{\sum_{i=1}^N V_i} \quad (4)$$

در رابطه‌ی (۴)، N ، σ_i و V_i به ترتیب بیان‌گر تعداد کل المان‌ها برای هر مدل، مقدار تنش فونمیز در نقطه‌ی انتگرال‌گیری هر المان و حجم هر المان هستند. از این‌رو، در شش مدت زمان مختلف، مقدار میانگین تنش فونمیز در دیواره‌ی آئورت و بطن چپ برای مدل‌های دارای پلاک با مدل مادی‌های مختلف و مدل بدون پلاک، مطابق شکل (۱۵) ترسیم شده است.

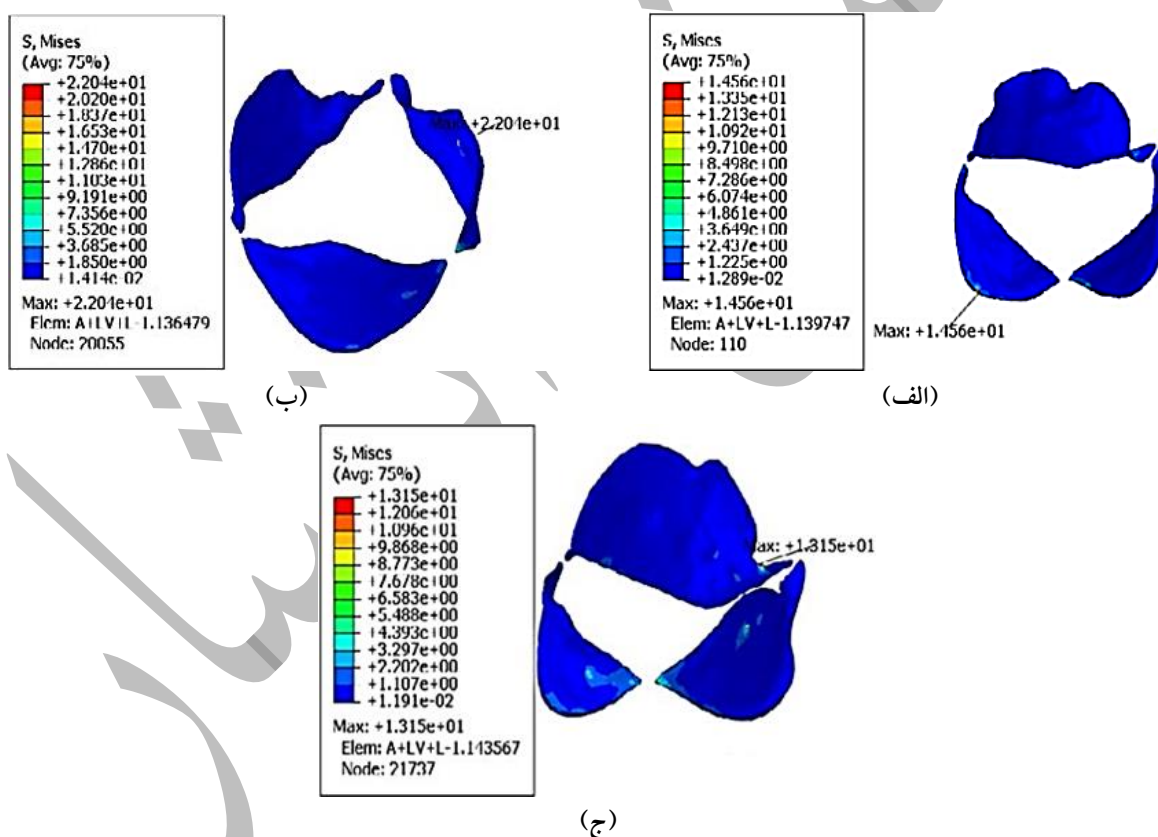
همان‌گونه که شکل (۱۵) نشان می‌دهد نمودار میانگین تنش فونمیز برحسب زمان، برای مدل‌های دارای پلاک از مدل بدون پلاک بیشتر است. دلیل مشاهده‌ی این اختلاف وجود پلاک‌های کلسیفیه‌شده بر روی برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت است که باعث می‌شود تنش بیشتری در جهت‌های مختلف به دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت وارد شده و در نتیجه میانگین تنش فونمیز برای مدل‌های دارای پلاک از مدل بدون پلاک در دیواره‌ی آئورت و بطن چپ بیشتر شود. هم‌چنین از این شکل مشخص است که به دلیل سفت‌تر بودن رفتار مدل مادی الاستیک خطی نسبت به مدل مادی هایپرالاستیک اکدن، میانگین تنش فونمیز برای مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی از مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک اکدن، بیشتر است. هم‌چنین کانتور تنش فونمیز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت برای مدل‌های دارای پلاک و مدل بدون پلاک در انتهای شبیه‌سازی عمل تاوی

مدل بدون پلاک، در دو المان متفاوت ایجاد شده است. دلیل پیدایش این مسأله وجود و عدم وجود پلاک‌های کلسیفیه‌شده در مدل‌های مختلف است. بنابراین با توجه به نتایج استخراج شده، بیشینه‌ی تنش فونمیز در دیواره‌ی آئورت و بطن چپ، برای مدل‌های دارای پلاک از مدل بدون پلاک بیشتر است. دلیل این اتفاق نیز وجود پلاک‌های کلسیفیه‌شده بر روی برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت است که باعث می‌شود، تنش بیشتری در جهت‌های مختلف به دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت وارد شود. اما موقعیت قرارگیری مختلف پلاک‌ها و استنت در انتهای شبیه‌سازی عمل تاوی است که باعث بزرگتر شدن مقدار حداکثر تنش فونمیز برای مدل دارای پلاک با مدل مادی اکدن نسبت به مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی است.

باید توجه نمود که مقدار حداکثر تنش فونمیز در دیواره‌ی آئورت و بطن چپ، با توجه به موقعیت قرارگیری استنت در دریچه‌ی آئورت، در مدل‌های دارای پلاک و بدون پلاک، در مکان‌های متفاوت و در المان‌های محدودی ایجاد می‌شود. بنابراین برای بررسی نتایج تنش فونمیز برای مدل‌های مختلف، بهتر است از میانگین تنش فونمیز برای قسمت‌های مختلف از جمله دیواره‌ی آئورت و بطن چپ استفاده شود. به این منظور، مقدار میانگین تنش فونمیز براساس رابطه‌ی (۴) تعریف شده است.



شکل ۱۵. نمودار میانگین تنش فون میزز بر حسب زمان در دیواره‌ی آنورت و بطن چپ برای مدل‌های مختلف



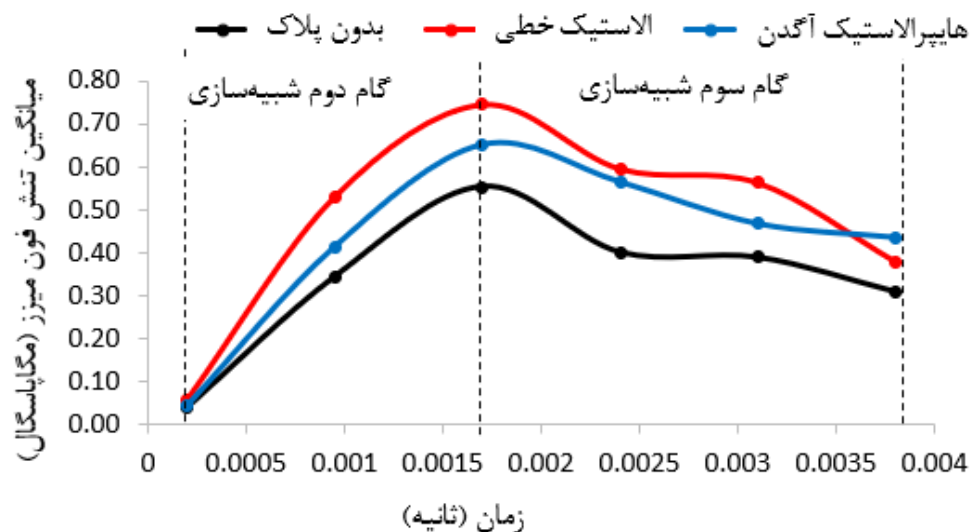
شکل ۱۶. تنش فون میزز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت، (الف) مدل بدون پلاک، (ب) مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک آگدن و (ج) مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی

و مدل بدون پلاک، متفاوت است. تفاوت محل حداکثر تنش فون میزز برای مدل‌های مختلف عمل تاوی، به دلیل عدم وجود و وجود پلاک کلسیفیه شده در دریچه‌ی آنورت با مدل مادی‌های مختلف است. البته دلیل دیگر این است که موقعیت قرارگیری استنت در برگچه‌های دریچه‌ی آنورت برای مدل‌های مختلف،

در شکل (۱۶) نشان داده شده است. با توجه به این شکل، مکان ایجاد حداکثر تنش فون میزز و مقدار آن برای مدل‌های مختلف مدل در جدول (۶) جمع‌آوری شده است. بنابراین با توجه به شکل (۱۶)، مکان حداکثر تنش فون میزز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت برای مدل‌های دارای پلاک

جدول ۶. مکان و اندازه‌ی تنش فونمیزز پیشینه در مدل‌های مختلف

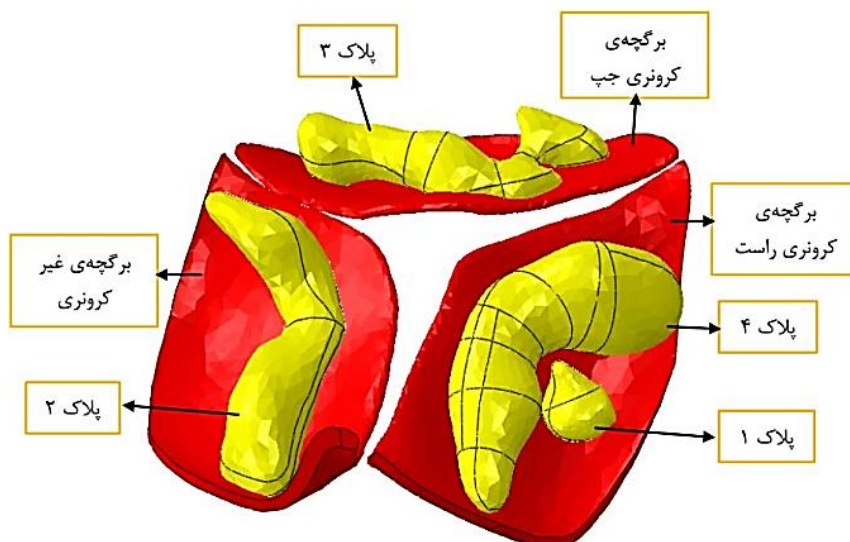
مدل	مکان تنش پیشینه	اندازه‌ی تنش پیشینه
مدل بدون پلاک	جزء ۱۳۹۷۴۷ (دقیقاً در محل اتصال این برگچه به دیواره‌ی ریشه‌ی آنورت)	۱۴/۵۶ مگاپاسکال
مدل همراه با پلاک با مدل مادی هاپیرالاستیک آگدن	جزء ۱۳۶۴۷۹ (بر روی برگچه‌ی غیر کروئری در محل تماس پلاک با برگچه‌ی غیر کروئری)	۲۲/۰۴ مگاپاسکال
مدل همراه با پلاک با مدل مادی الاستیک خطی	جزء ۱۴۳۵۶۷ (بر روی برگچه‌ی کروئری راست در محل برخورد لبه‌ی استنت با برگچه‌ی کروئری راست)	۱۳/۱۵ مگاپاسکال



شکل ۱۷. نمودار میانگین تنش فونمیزز برحسب زمان در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت برای مدل‌های مختلف

آنورت می‌گذارد. بنابراین برای بررسی بهتر نتایج تنش فونمیزز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت در مدل‌های مختلف، از مقدار میانگین تنش فونمیزز در شش بازه‌ی زمانی مختلف همانند بخش گذشته استفاده شده است. شکل (۱۷) نیز نشان می‌دهند که نمودار میانگین تنش فونمیزز برای مدل دارای پلاک از مدل بدون پلاک بیشتر است. همان‌گونه که بیان شد، وجود پلاک‌های کلسیفیه‌شده بر روی برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت باعث می‌شود، تنش بیشتری در جهت‌های مختلف به برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت وارد شود. در نتیجه تنش میانگین فونمیزز برای مدل‌های دارای پلاک از مدل بدون پلاک در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت بیشتر است. در نهایت، با توجه به شکل (۱۷)

متفاوت است، که این موضوع می‌تواند در موقعیت‌های خاص، تنش زیادی را به برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت اعمال کند. مانند مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی که لبه‌ی استنت با لبه‌ی برگچه‌ی کروئری راست در تماس است و باعث به‌وجود آمدن تنش زیادی در المان‌های این قسمت شده است. همچنین نتایج نشان می‌دهند که مقدار حداکثر تنش فونمیزز در مدل دارای پلاک با مدل مادی هاپیرالاستیک آگدن و مدل بدون پلاک از مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی بیشتر است. اما باید به این موضوع توجه داشت که تفاوت در موقعیت قرارگیری استنت در دریچه‌ی آنورت تأثیر قابل توجهی در حداکثر تنش‌های به‌وجود آمده در برگچه‌های بومی دریچه‌ی



شکل ۱۸. تصویری از شماره‌گذاری پلاک‌های کلسیفیه شده‌ی دریچه‌ی آئورت

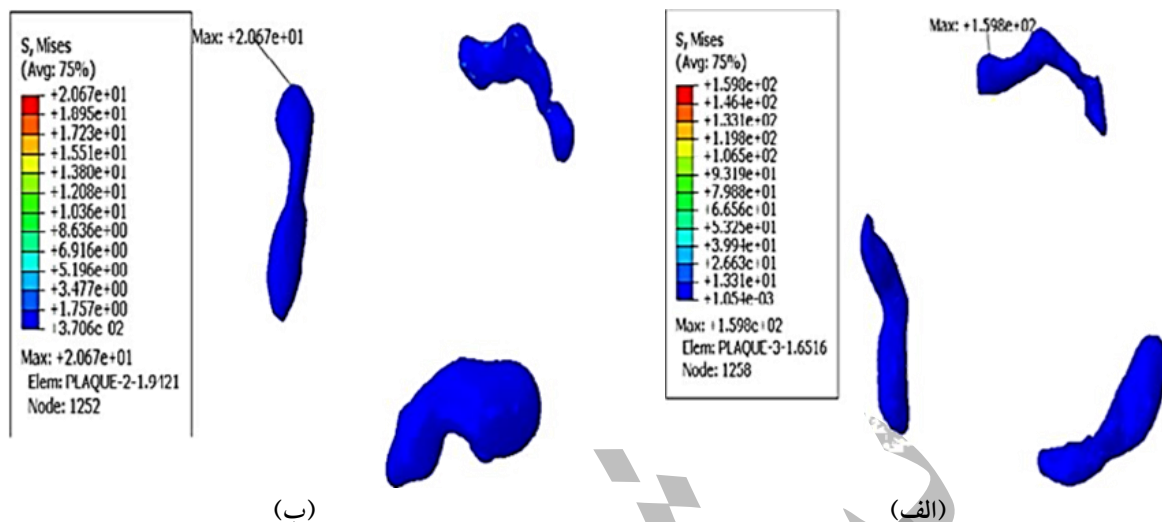
مگاپاسگال است. از طرف دیگر، مشاهده می‌شود که حداکثر تنش فون‌میزز برای مدل همراه با پلاک، با مدل مادی هایپرالاستیک اگدن در المان ۶۵۱۶ ایجاد شده است. این المان بر روی پلاک سوم قرار دارد و مقدار حداکثر تنش فون‌میزز آن برابر ۱۵۹/۸ مگاپاسگال است. اما باید به این موضوع توجه داشت که این اندازه‌های بیشینه‌ی تنش به دست آمده برای دو مدل، فقط مختص یک المان برای هر دو مدل است و با حذف این المان‌ها از مدل تنش فون‌میزز افت زیادی دارد. بنابراین برای مقایسه‌ی بهتر تنش فون‌میزز در این دو مدل، نمودار میانگین تنش فون‌میزز بر حسب زمان‌های مختلف برای این دو مدل مطابق شکل (۲۰) ترسیم شد. همان‌گونه که شکل نشان می‌دهد، نمودار میانگین تنش فون‌میزز برای مدل همراه با پلاک، با مدل مادی هایپرالاستیک اگدن بیشتر از مدل همراه با پلاک، با مدل مادی هایپرالاستیک اگدن است. دلیل این تفاوت مقادارها سفت‌تر بودن مدل مادی هایپرالاستیک اگدن نسبت به مدل مادی هایپرالاستیک اگدن است.

۵. نتیجه‌گیری

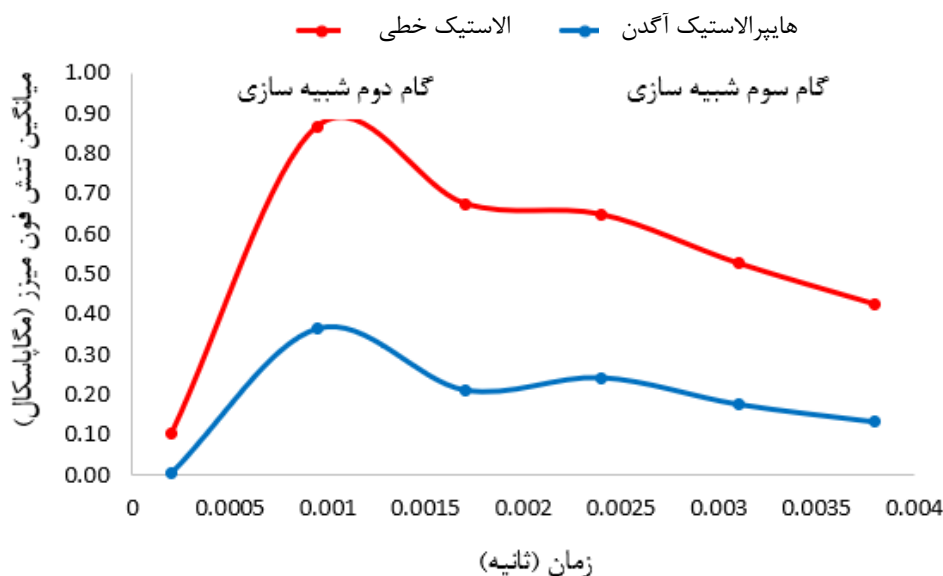
در این مقاله به شبیه‌سازی اجزای محدود کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر با در نظر گرفتن پلاک‌های کلسیفیه‌شده‌ی دریچه‌ی آئورت با مدل مادی‌های مختلف پرداخته شده است. به این منظور با هدف ارزیابی تأثیر پلاک‌های کلسیفیه بر عملکرد ایمپلنت

مشخص است که میانگین تنش‌های فون‌میزز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت برای مدل دارای پلاک با رفتار مادی الاستیک خطی نسبت به مدل دارای پلاک با رفتار مادی هایپرالاستیک اگدن بیشتر است. چرا که رفتار مدل مادی الاستیک خطی از مدل مادی هایپرالاستیک اگدن سفت‌تر است. اما دلیل این که در انتهای شبیه‌سازی میانگین تنش فون‌میزز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت برای مدل دارای پلاک با رفتار مادی هایپرالاستیک اگدن از مدل دارای پلاک با رفتار مادی الاستیک خطی بیشتر است، این است که موقعیت قرارگیری استنت و پلاک‌ها ممکن است در این مدل در شرایطی باشد که تنش بیشتری نسبت به مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی به برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت وارد شود.

در انتها به منظور بررسی بهتر تنش‌های فون‌میزز ایجاد شده در پلاک‌های کلسیفیه‌شده‌ی دریچه‌ی آئورت، برای هر پلاک شماره‌هایی تعیین شده است که در شکل (۱۸) نشان داده شده‌اند. همان‌گونه که در شکل (۱۹) دیده می‌شود، کانتور تنش فون‌میزز در پلاک‌های کلسیفیه‌شده‌ی دریچه‌ی آئورت با مدل مادی‌های الاستیک خطی و هایپرالاستیک اگدن در انتهای شبیه‌سازی عمل تاوی به دست آمده است. با توجه به این شکل، مقدار حداکثر تنش فون‌میزز برای مدل همراه با پلاک، با مدل مادی الاستیک خطی در المان ۹۴۲۱ بوده و مقدار آن برابر ۲۰/۶۷



شکل ۱۹. (الف) تنش فونمیز به دست آمده در استنت برای مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک آگدن، (ب) تنش فونمیز به دست آمده در استنت برای مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی



شکل ۲۰. نمودار میانگین تنش فونمیز بر حسب زمان در پلاک‌های کلسیفیه شده برای مدل‌های مختلف

مدل‌های دارای پلاک با مدل مادی‌های مختلف و مدل بدون پلاک، مشخص شد که مقدار و محل ایجاد نقاط تمرکز تنش در دیواره‌ی آنورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت و پلاک‌ها، با توجه به مدل مادی‌های مختلف در نظر گرفته شده برای پلاک‌ها و موقعیت قرارگیری استنت در هر مدل، می‌تواند متفاوت باشد. همچنین، با ترسیم نمودارهای میانگین تنش فون-میز در طول زمان شبیه‌سازی برای مدل‌های دارای پلاک و مدل

تاوی، مدل سه-بعدی از قلب یک بیمار که تصاویر سی تی اسکن از او در دسترس بود با استفاده از نرم‌افزار میمیکس شبیه‌سازی شد.

هدف اصلی در اینجا، بررسی تأثیر وجود پلاک‌های کلسیفیه-شده‌ی دریچه‌ی آنورت با مدل مادی‌های مختلف، و عدم وجود پلاک، بر نتایج حاصل از شبیه‌سازی کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور است. در ابتدا، با بررسی کانتور تنش فونمیز برای

اگدن، بیشتر است. متأسفانه در این مقاله به دلیل عدم دسترسی به تصاویر سی تی اسکن بعد از عمل برای این بیمار ۸۲ ساله، صحت‌سنجی نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده با تصاویر بعد از عمل انجام نشده است. اما لازم به یادآوری است که شبیه‌سازی‌های اجزای محدود عمل کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر ابزارهای پیشرفته و قدرتمندی هستند که می‌توانند به متخصصان قلب در زمینه‌های مختلف از جمله پیش‌بینی عوارض بعد از عمل، انتخاب بهترین دریچه‌ی مصنوعی برای یک بیمار خاص، انتخاب بهترین موقعیت برای کاشت دریچه‌ی مصنوعی برای بیماران مختلف و مواردی از این قبیل، کمک زیادی کند. از دیگر مزایای این پژوهش بیان روش شبیه‌سازی با جزئیات کامل برای یک بیمار خاص است که روش به کار رفته می‌تواند کمکی برای سایر محققان برای انجام شبیه‌سازی در موضوعات منطبق با واقعیت در زمینه‌های مختلف باشد.

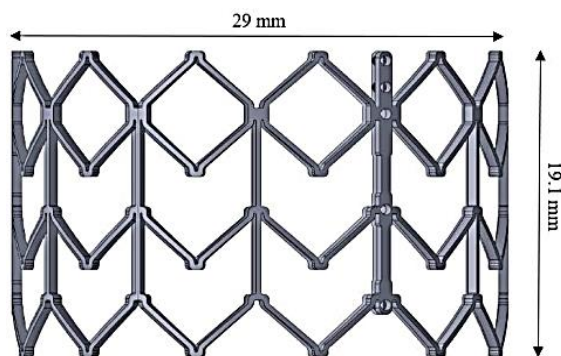
بدون پلاک برای قسمت‌های آئورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت و پلاک‌ها، این نتیجه استخراج شد که وجود پلاک‌های کلسیفیه‌شده در دریچه‌ی آئورت با مدل مادی‌های الاستیک خطی و هایپرالاستیک اگدن باعث افزایش مقدار میانگین تنش فونمیز در زمان‌های مختلف شبیه‌سازی عمل تاوی نسبت به مدلی که بدون پلاک است، می‌شود.

از طرف دیگر با مقایسه‌ی مقادیر تنش فونمیز برای دو مدل داری پلاک‌های کلسیفیه‌شده، مشاهده شد که مقادیر حداکثر تنش فونمیز در آئورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت برای مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک اگدن بیشتر از مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی است. اما با ترسیم نمودار میانگین تنش فونمیز در زمان‌های مختلف شبیه‌سازی برای دو مدل دارای پلاک کلسیفیه‌شده، مشاهده شد که مقادیر این نمودارها برای مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی از مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک

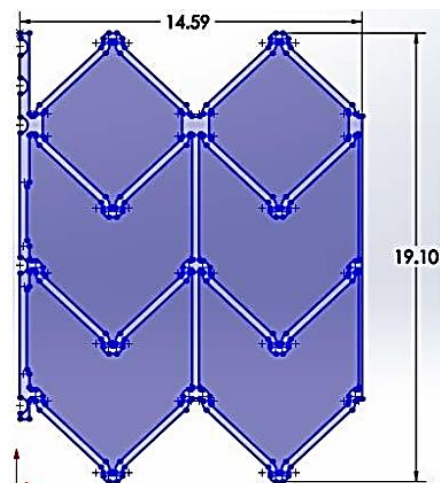
مراجع:

1. Levine, G. N., "Illustrated Guide to Cardiovascular Disease", JP Medical Ltd, 2016.
2. Schoen, F. J., and Levy, R. J., "Calcification of tissue heart valve substitutes: progress toward understanding and prevention", *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 79, No. 3, pp. 1072–1080, 2005.
3. Organization, W. H., "cardiovascular diseases (CVDs) Geneva: World Health Organization (2021)", 2021.
4. Swift, S. L., Puehler, T., Misso, K., Lang, S. H., Forbes, C., and Kleijnen, J. et al., "Transcatheter aortic valve implantation versus surgical aortic valve replacement in patients with severe aortic stenosis: a systematic review and meta-analysis Transcatheter aortic valve implantation versus surgical aortic valve replacement in patients with severe aortic stenosis: a systematic review and meta-analysis", *B.M.J. Open*, Vol. 12, No. 11, pp. e054222, 2021.
5. <https://my.clevelandclinic.org/> (Visited on 2020/8/7)
6. Stouffer, G., Runge, M. S., Patterson, C., and Rossi, J. S., "Netter's Cardiology E-Book", Elsevier Health Sciences, 2018.
7. Carbonaro, D., Zambon, S., Corti, A., Gallo, D., Morbiducci, U., L Audenino, A., and Claudio, C., "Impact of nickel–titanium super-elastic material properties on the mechanical performance of self-expandable transcatheter aortic valves", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 138., pp. 105623, 2023.
8. Berti, F., Bridio, S., Luraghi, G., Pant, S., Allegretti, D., Pennati, G., and Petrini, L., "Reliable numerical models of nickel-titanium stents: how to deduce the specific material properties from testing real devices", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 50, pp. 467–481, 2022.
9. Finotello, A., Gorla, R., Brambilla, N., Bedogni, F., Auricchio, F., and Morganti, S., "Finite element analysis of transcatheter aortic valve implantation: Insights on the modelling of self-expandable devices", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 123, pp.104772, 2021.
10. Cataloglu, A., Clark, R. E., and Gould, P. L., "Stress analysis of aortic valve leaflets with smoothed geometrical data", *Journal of Biomechanics*, Vol. 10, No.3, pp.153–158, 1977.
11. Martin, C. and Sun, W., "Comparison of transcatheter aortic valve and surgical bioprosthetic valve durability: a fatigue simulation study", *Journal of Biomechanics*, Vol. 48, No. 12, pp. 3026–3034, 2015.
12. Xuan, Y., Krishnan, K., Ye, J., Dvir, D., M. Guccione, J., GE, L., and E. Tseng, E., "Stent and leaflet stresses in 29-mm second-generation balloon expandable transcatheter aortic valve", *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 104, No. 3, pp.773–781, 2017.
13. Li, K., and Sun, W., "Simulated transcatheter aortic valve deformation: A parametric study on the impact of leaflet geometry on valve peak stress", *International Journal for Numerical methods in*

- biomedical Engineering*, Vol.33, No. 3, pp. e02814, 2017.
14. Barati, S., Fatouraee, N., Nabaei, M., Berti, F., Petrini, L., Migliavacca, F., and Rodriguez Matas, J. F., "A computational optimization study of a self-expandable transcatheter aortic valve", *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 139, pp.104942, 2021.
 15. Barati, S., Fatouraee, N., Nabaei, M., Petrini, L., Migliavacca, F., Luraghi, G., and Rodriguez Matas, J. F. R., "Patient-specific multi-scale design optimization of transcatheter aortic valve stents", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 221, pp. 106912, 2022.
 16. Carbonaro, D., Gallo, D., Morbiducci, U., Audenino, A., and Chiastra, C., "In silico biomechanical design of the metal frame of transcatheter aortic valves: multiobjective shape and cross-sectional size optimization", *Structural and Multidisciplinary Optimization*, Vol. 64, pp. 1825–1842, 2021.
 17. Morganti, S., Conti, M., Aiello, M., Valentini, A., Reali, A., and Auricchio, F., "Simulation of transcatheter aortic valve implantation through patient-specific finite element analysis: two clinical cases", *Journal of Biomechanics*, Vol. 47, No. 11, pp. 2547–2555, 2014.
 18. Wang, Q., Kodali, S., Primiano, C., and Sun, W., "Simulations of transcatheter aortic valve implantation: implications for aortic root rupture", *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Vol. 14, No. 1, pp. 29–38, 2015.
 19. Sturla, F., Ronzoni, M., Vitali, M., Dimasi, A., Vismara, R., Preston-Maher, G., Burriesci, G., Votta, E., and Redaelli, A., "Impact of different aortic valve calcification patterns on the outcome of transcatheter aortic valve implantation: a finite element study", *Journal of Biomechanics*, Vol. 49, No. 12, pp. 2520–2530, 2016.
 20. Nematzadeh, F., and Mostaan, H., "Numerical investigation of the mechanical performance of thoracic aortic aneurysm (TAA) NiTi stent", *Scientia Iranica B*, Vol. 5, No. 27, pp. 2382–2390, 2020.
 21. Valentina, F., Francesc, B., J. Guillory II, R., Lorenza, P., Barbara, P., and Gökhan Demir, A., "Patient-specific cardiovascular superelastic NiTi stents produced by laser powder bed fusion", *Procedia CIRP*, Vol.110, pp. 242–246, 2022.
 22. Tiyerili, V., Sötemann, D., Grothusen, C., Eckel, C., Becher, M. U., Blumenstein, J., Nef, H., and Möllmann, Helge., "Latest advances in transcatheter aortic valve implantation", *Surgical Technology International*, Vol. 40, pp. 1478, 2022.
 23. Pasta, S., Cannata, S., Gentile, G., D. Diuseppe, M., Cosentino, F., Pasta, F., Agnese, V., Bellavia, D., M. Raffa, G., Pilato, M., and Gandolfo, C., "Simulation study of transcatheter heart valve implantation in patients with stenotic bicuspid aortic valve", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 58, No. 4, pp. 815–829, 2020.
 24. Capelli, C., Bosi, G. M., Cerri, E., Nordmeyer, J., Odenwald, T., Bonhoeffer, P., Migliavacca, F., Taylor, A.M., and Schievano, S., "Patient-specific simulations of transcatheter aortic valve stent implantation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 50, No. 2, pp. 183–192, 2012.
 25. Tzamtzis, S., Viquerat, J., Yap, J., Mullen, M. J., and Burriesci, G., "Numerical analysis of the radial force produced by the Medtronic-CoreValve and Edwards-SAPIEN after transcatheter aortic valve implantation (TAVI)", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 35, No. 1, pp. 125–130, 2013.
 26. Shrivastava, S., "Medical device materials", *Proceedings from the Materials and Processes for Medical Devices Conferences*, Anaheim, California, 8–10, 2003.
 27. Asgari, S., "Anomalous plastic behavior of fine-grained MP35N alloy during room temperature tensile testing", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 155, No. 1, pp. 1905–1911, 2004.
 28. Bailey, J., "Implications for leaflet behaviour in heavily calcified patient-specific aortic roots: simulation of transcatheter aortic valve implantation", *Thesis*, University of Southampton, 2015.
 29. Smith, C. R., Leon, M. B., Miller, D. C., Moses, J. W., Svenssen, L. G., and Tuzcu, E. M., "Transcatheter versus surgical aortic-valve replacement in high-risk patients", *The New England Journal of Medicine*, Vol. 364, No. 23, pp. 2187–2198, 2011.
 30. Stradins, P., Lacis, R., Ozolanta, I., Purina, B., Ose, V., Feldmane, L., and Kasyanov, V., "Comparison of biomechanical and structural properties between human aortic and pulmonary valve", *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, Vol. 26, No. 3, pp. 634–639, 2004.
 31. Martin, C., Pham, T., and Sun, W., "Significant differences in the material properties between aged human and porcine aortic tissues", *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, Vol. 40, No. 1, pp. 28–34, 2011.
 32. <http://saric.us/economy/CoreValve%20Sizing.html/> (Visited on 2019/9/6).
 33. Bianchi, M., "Numerical Modeling of Transcatheter Aortic Valve Replacement: A Patient-specific Approach to Minimize Clinical Complications", State University of New York at Stony Brook, 2019.
 34. Lin, S., Akula, P., and Gu, L., "Mechanical performance of bovine pericardial bioprosthetic valves", *Journal of Medical Devices*, Vol. 3, No. 7, pp. 030926, 2013.
 35. [https://mmcts.org/tutorial/21/\(visited on 2020/11/20\).](https://mmcts.org/tutorial/21/(visited on 2020/11/20).)

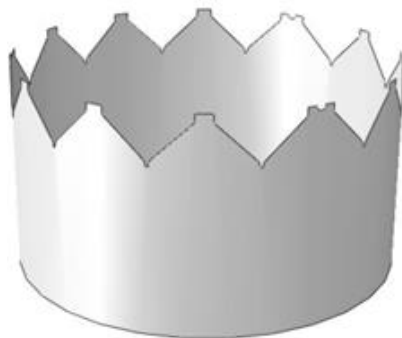


(ب)

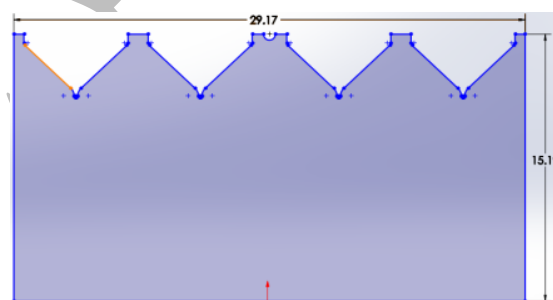


(الف)

شکل ۱-آ- (الف) مدل تخت یک ششم استنت دریچه‌ی SAP، (ب) مدل سه‌بعدی استنت دریچه‌ی مصنوعی S



(ب)



(الف)

شکل ۲-آ- (الف) مدل تخت یک سوم کاف دریچه‌ی SAPIEN، (ب) مدل سه‌بعدی کاف دریچه‌ی S

در نظر گرفتن ضخامت ۰/۵۷ میلی‌متر مدل سه‌بعدی آن مطابق شکل (آ-۱-ب) به دست آمد.

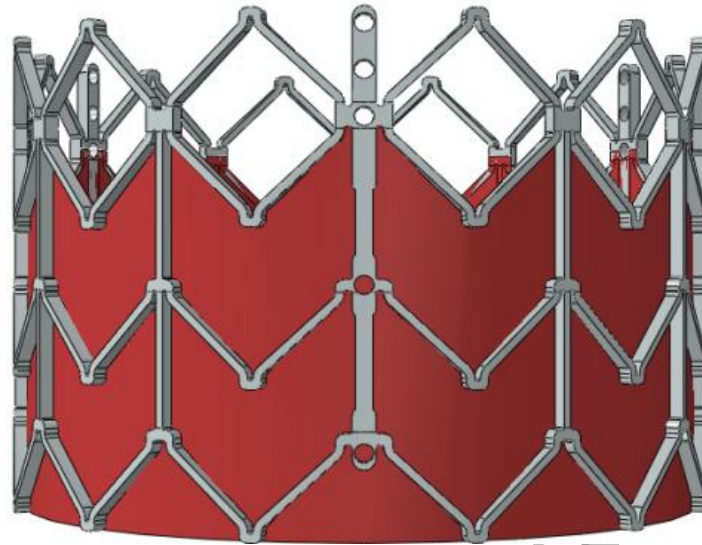
آ-۱-۱- کاف

کاف یک فیلم نازک از پارچه است که سلول‌های تحتانی استنت را پوشانده است. عملکرد اصلی کاف اتصال برگچه‌ها به استنت و عملکرد ثانویه‌ی آن جلوگیری از جریان خون در سلول‌های تحتانی استنت است. هندسه‌ی کاف توسط هندسه استنت تکرار می‌شود، زیرا باید شکل سلول‌های پایین استنت را تقلید کند. بنابراین برای مدل‌سازی هندسه‌ی کاف، نخست یک سوم مدل

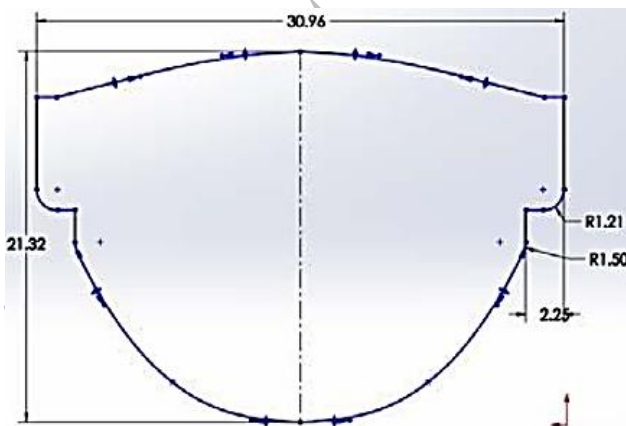
پیوست آ: مدل‌سازی

آ-۱- مدل‌سازی استنت

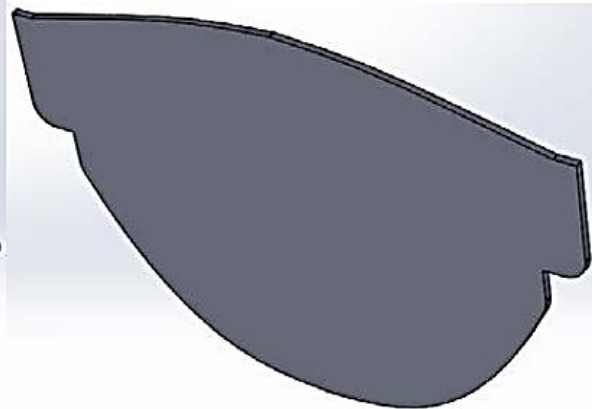
در این کار از دریچه‌ی ادواردز SAPIEN-XT برای شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر (تاوی) استفاده شده است. اندازه‌های استنت مشابه با مرجع [۳۳] در نظر گرفته شده است. برای به دست آوردن مدل سه‌بعدی استنت، نخست یک ششم مدل تخت آن همانند شکل (آ-۱-الف) در نرم‌افزار سالیدورکس ۲۰۱۸ ایجاد شد، سپس با تکرار این هندسه و



شکل ۳-آ- مدل سه‌بعدی کاف و استنت دریچه‌ی SA



شکل ۴-آ- تصویر تخت یکی از برگچه‌های دریچه‌ی SAPIEN



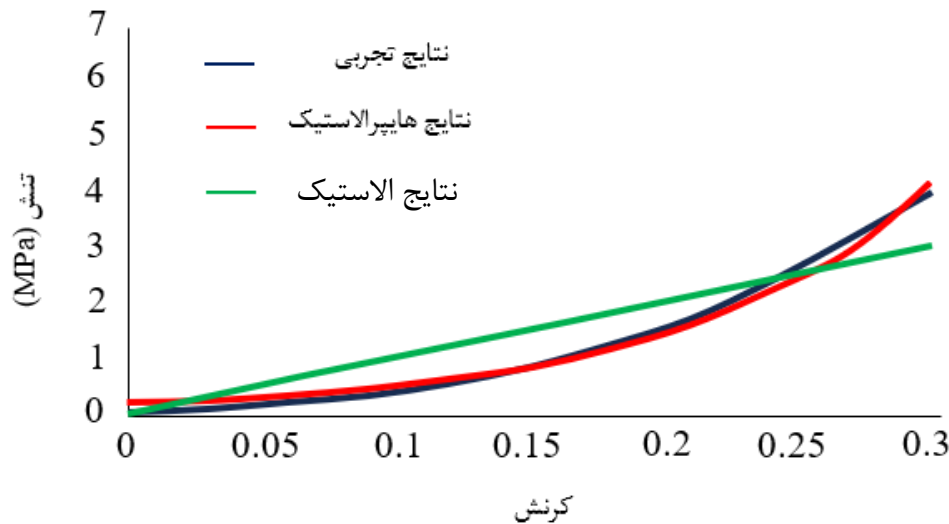
ضخامت 0.4 میلی‌متر [۱۷] مطابق شکل (۴-آ) در نرم افزار سالی‌دورکس ترسیم شد. در مرحله بعد برای ایجاد تغییر شکل برگچه‌ها به صورت منحنی شکل (مطابق با برگچه‌های دریچه‌ی SAPIEN-XT) از نرم‌افزار اجزای محدود آباکوس استفاده شده است.

برگچه‌های دریچه‌ی مصنوعی SAPIEN-XT از پریکاردیال گاو ساخته شده است. خواص مادی این برگچه‌ها ارتوتروپیک است. اما در این‌جا برای سادگی از ماده‌ی هایپرالاستیک همسانگرد اکدن استفاده شده است [۲۸]. در مدل اکدن تابع پتانسیل انرژی کرنشی با توجه به رابطه‌ی (آ-۱) تعریف می‌شود.

تخت آن همانند شکل (آ-۲-الف) در سالی‌دورکس ۲۰۱۸ مدل‌سازی شد و در نهایت مدل سه‌بعدی آن با در نظر گرفتن ضخامت 0.1 میلی‌متر [۲۸] با مقطع پوسته مطابق شکل (آ-۲-ب) ایجاد شد. مدل سه‌بعدی استنت همراه با کاف در شکل (آ-۳) نشان داده شده است.

آ-۱-۲- برگچه‌های مصنوعی

در این مقاله، برای مدل‌سازی برگچه‌های مصنوعی دریچه‌ی SAPIEN-XT از روش بیان شده در مرجع [۲۸] استفاده شد. در این روش ابتدا شکل تخت یکی از برگچه‌ها با در نظر گرفتن



شکل ۵-آ- نمودار تنش-کرنش در آزمون کشش تک محوره با مدل مواد مختلف [۳۴]

کرنش

برده شد. برای شبکه‌بندی هر یک از برگچه‌های مصنوعی نیز از ۱۳۸۸۱۲ المان سه‌بعدی ۸ گره‌ای استفاده شده است. مراحل شبیه‌سازی مدل برگچه‌های مصنوعی دریچه‌ی SAPIEN-XT در ادامه به تفصیل توضیح داده شده است.

در ابتدا شرایط تماسی فقط بین صفحه‌های صلب و برگچه‌ی مصنوعی تعریف شده است. برای ایجاد تغییرشکل در برگچه‌ی مصنوعی در شبیه‌سازی اول، جابه‌جایی لبه‌ها در راستای شعاعی در دستگاه مختصات استوانه‌ای و بر روی سطح‌های چپ و راست برگچه‌ی مصنوعی فشار در زمان ۰/۰۲۵ ثانیه اعمال شد. شکل (آ-۶-ج) نشان‌دهنده‌ی تغییرشکل حاصل از شبیه‌سازی اول است. در شبیه‌سازی دوم، ابتدا مدل تغییرشکل یافته‌ی برگچه‌ی مصنوعی از شبیه‌سازی اول وارد شد. سپس با ثابت نگه داشتن لبه‌های چپ و راست برگچه و اعمال فشار در زمان ۰/۰۳ ثانیه بر روی سطح انتهایی برگچه تحلیل انجام شد (شکل آ-۶-ه). تغییرشکل ایجاد شده از این شبیه‌سازی در شکل (آ-۶-و) نشان داده شده است.

در این مدل‌سازی برای سادگی قسمتی از لبه‌های برگچه‌ی مصنوعی بریده شده و سه عدد از آن‌ها با زاویه‌ی ۱۲۰ درجه در راستای محور Z قرار داده شده‌اند. در نهایت این برگچه‌ها همراه با کاف بر روی استنت مونتاژ و مدل دریچه‌ی مصنوعی SAPIEN-XT به‌صورت شکل (آ-۷) ایجاد شد.

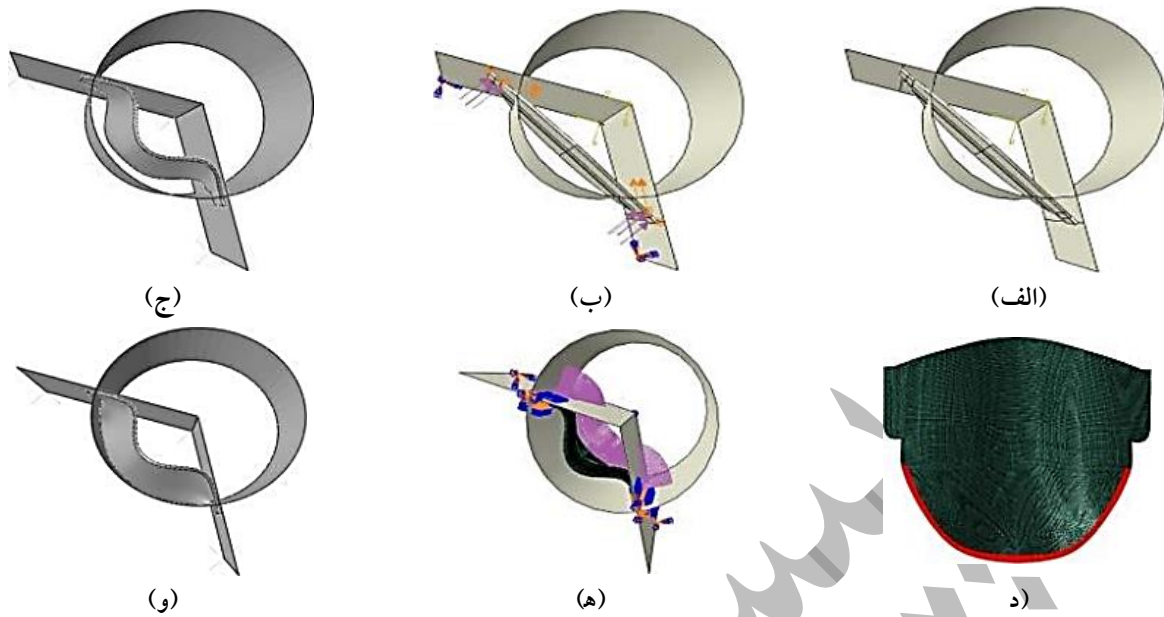
$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{\text{el}} - 1)^{2i} \quad (1-\bar{A})$$

در رابطه‌ی (۱-آ) $\bar{\lambda}_i$ از رابطه‌ی (۲-آ) به‌دست می‌آید.

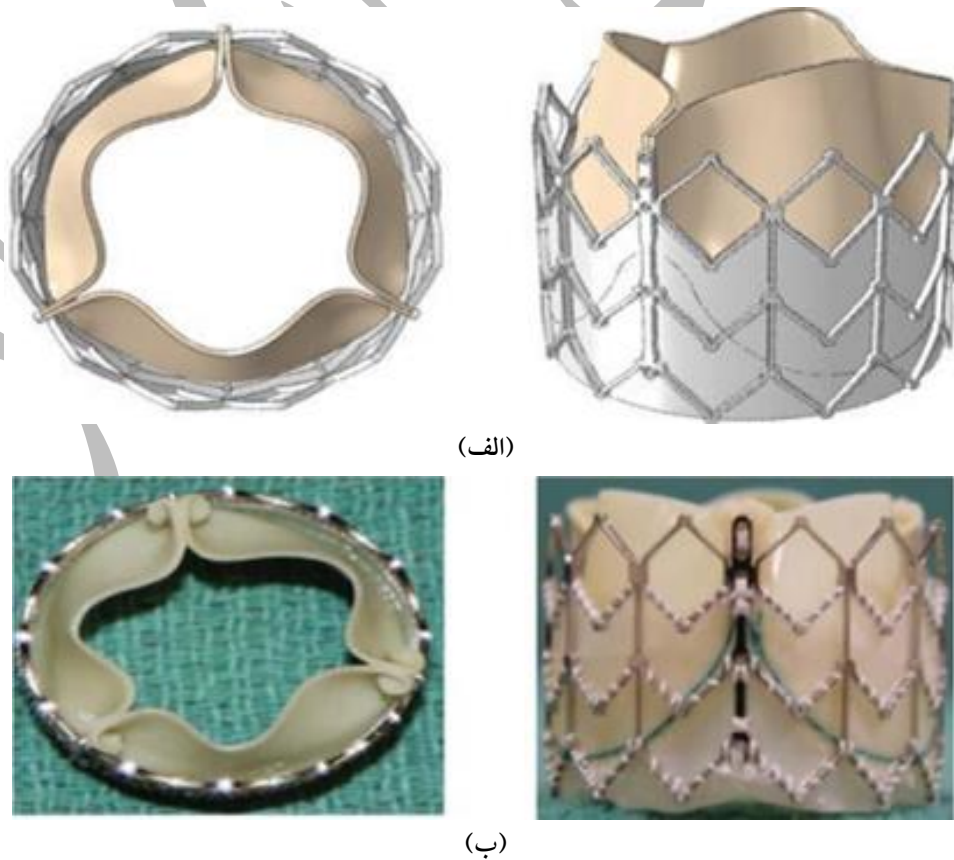
$$\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i \quad (2-\bar{A})$$

در رابطه‌ی (۲-آ) J نسبت حجم کل و λ_i اتساع‌های اصلی است. منحنی تنش-کرنش برای مدل هایپرالاستیک، نتایج تجربی و یک مدل الاستیک خطی ساده شده در شکل (۵-آ) نشان داده شده است. با توجه به شکل، ثابت‌های مادی مدل هایپرالاستیک اگدن مرتبه اول برابر $D_1 = 0$, $\alpha_1 = 10/89$, $\mu_1 = 0/1583$ (MPa) و $\rho = 1/1$ (gr/cm³) در نظر گرفته شده‌اند [۲۸ و ۳۴].

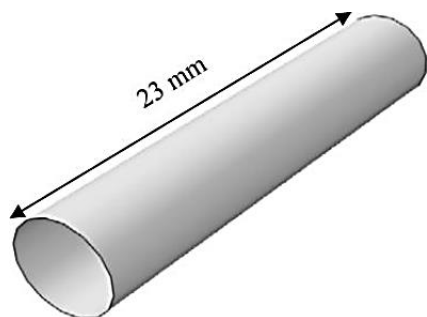
در مرحله‌ی بعد، پس از وارد کردن پارامترهای ماده‌ی هایپرالاستیک برای برگچه‌های مصنوعی، ابتدا یک استوانه‌ی صلب با شعاع ۱۳/۹۳ میلی‌متر (شعاع داخلی استنت) و دو صفحه‌ی صلب که با زاویه‌ی ۱۲۰ درجه نسبت به هم قرار دارند ایجاد می‌شوند (شکل آ-۶-الف). برای به‌دست آوردن تغییر شکل برگچه‌های مصنوعی مطابق با برگچه‌های دریچه‌ی SAPIEN-XT از دو شبیه‌سازی اجزای محدود از نوع تحلیل دینامیک صریح استفاده شده است. در این شبیه‌سازی‌ها بین قطعه‌های مختلف رفتار تماس مماسی بدون اصطکاک و رفتار عمودی تماس به کار



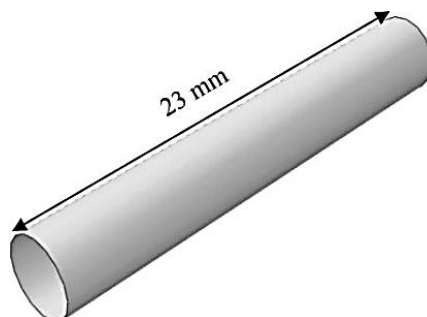
شکل آ-۶- مراحل شبیه‌سازی برای تغییر شکل برگچه، (الف) مدل سه‌بعدی اولیه، (ب) اعمال بارگذاری در شبیه‌سازی اول، (ج) تغییر شکل برگچه در شبیه‌سازی اول، (د) اعمال فشار بر روی سطح قرمز در شبیه‌سازی دوم، (ه) اعمال شرایط مرزی و بارگذاری در شبیه‌سازی دوم و (و) شکل نهایی تغییر شکل یافته‌ی برگچه‌ی مصنوعی



شکل آ-۷- (الف) مدل سه‌بعدی دریچه‌ی SAPIEN-XT، (ب) نمونه‌ی واقعی دریچه‌ی SAPIEN-XT [۳۵]



(ب)



(الف)

شکل آ-۸- (الف) تصویری از بالون اول، (ب) تصویری از بالون دوم

آ-۲- بالون

مدل استوانه‌ای جداره-نازک با شعاع‌های $1/8$ و $2/35$ میلی‌متر و ضخامت $0/06$ میلی‌متر استفاده شده است [۳۳].

در این پژوهش برای مدل‌سازی بالون مطابق شکل (آ-۸) از دو