

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

Mohammad Asadi ¹, Mehdi Salmani Tehrani ^{1,*}  and Zahra Matin Ghahfarokhi^{2,3} 

1. Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, 8415683111, Iran.
2. Department of Mechanical Engineering, Jundi-Shapur University of Technology, Dezful, Iran.
3. Department of Mechanical Engineering, Qom University of Technology, Qom, 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.

Received: Jul. 01, 2025; Revised: Sep. 06, 2025; Accepted: Sep. 9, 2025; Published Online: Dec. 17, 2025.

* 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; 2025, 44(2), 1-41; DOI: 10.47176/jcme.44.2.1055





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

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

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

۲. دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی جندی شاپور دزفول، دزفول، ایران

۳. گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی قم، قم، ایران

چکیده - درمان تنگی دریچه آئورت با استفاده از کاشت دریچه آئورت ترنسکتتر (تاوی) به‌عنوان روش جایگزین کم‌تهاجمی برای جراحی قلب باز مطرح شده است. با این حال، عوارضی مانند آمبولی، نشست پاراوالیولار، پارگی ریشه آئورت 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 جداگانه اجزای محدود انجام شد. یک شبیه‌سازی برای دریچه 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 دریچه آئورت بومی، بر توزیع تنش و تغییر شکل‌های ساختاری بافت قلبی میزبان و دریچه پروتزی تأثیر می‌گذارد. به‌ویژه، ضایعات کلسیفیه محیط زیست‌مکانیکی 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 دریچه 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 آئورت، کاشت دریچه آئورت ترنسکتتر، شبیه‌سازی اجزای محدود، پلاک‌های کلسیفیه شده، برگچه‌های دریچه آئورت بومی.

دریافت مقاله: ۱۴۰۴/۰۴/۱۰، بازنگری: ۱۴۰۴/۰۶/۱۵، پذیرش: ۱۴۰۴/۰۶/۱۸، اولین انتشار: ۱۴۰۳/۰۹/۲۶

* 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:

فهرست علائم

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

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. آئورت، 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 آئورت شاخه‌های بسیاری منشعب شده و خون اکسیژن‌دار را به بخش‌های مختلف بدن توزیع می‌کنند [۱ و ۲]. اجزای مختلف آئورت 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 آئورت که بین بطن چپ و آئورت قرار دارد آسیب‌پذیر است. تنگی آئورت 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 آئورت می‌شوند. تنگی آئورت، تنش را بر روی دریچه افزایش داده و جریان خون از بطن چپ

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

به این منظور، دو رویکرد؛ جراحی قلب باز و کاشت دریچه‌ی آئورت 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 آئورت 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 آئورت 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 آئورت ترنسکتتر خودگسترده نیز وجود دارند که می‌توانند بدون نیاز به باد کردن بالون، شکل اولیه‌ی خود را بازیابند [۹-۷].

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

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 ترنسکتور 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].

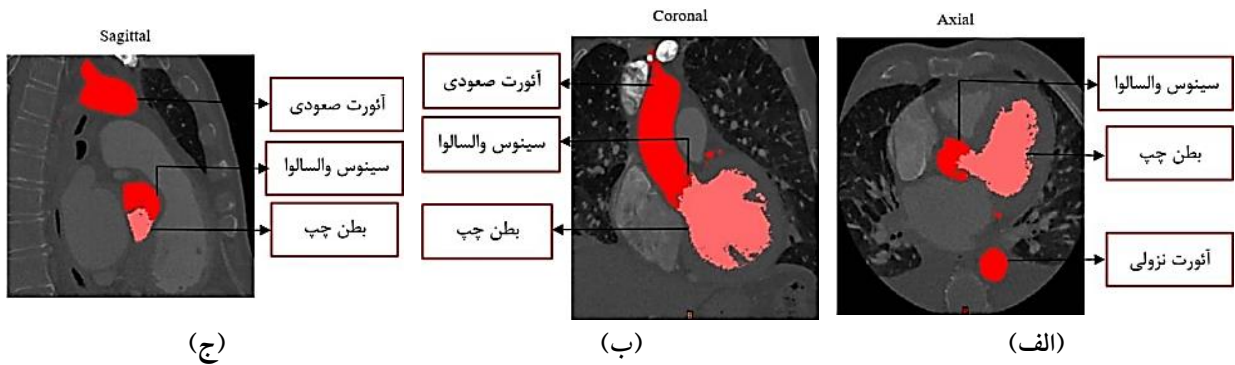
هم‌چنین پژوهش‌های گسترده‌ای پیرامون شبیه‌سازی روش کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتور و خواص آئورت انجام شده است که به‌طور قابل توجهی ایمنی و اثربخشی این روش درمانی را افزایش می‌دهد [۲۲]. با این حال، بر پایه‌ی بررسی نویسندگان، جنبه‌های خاصی در این زمینه هنوز مطالعه نشده‌اند یا توجه

محدودی به آن‌ها شده است. بررسی این حوزه‌ها می‌تواند نه تنها 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 جزئیات شبیه‌سازی اجزای محدود روش تاوی را بیان می‌کند. بخش‌های چهارم و پنجم نتایج را ارائه و مورد بحث قرار می‌دهند. علاوه بر این جزئیات مدل‌سازی سایر قسمت‌های مورد نظر در بخش پیوست تشریح شده است.

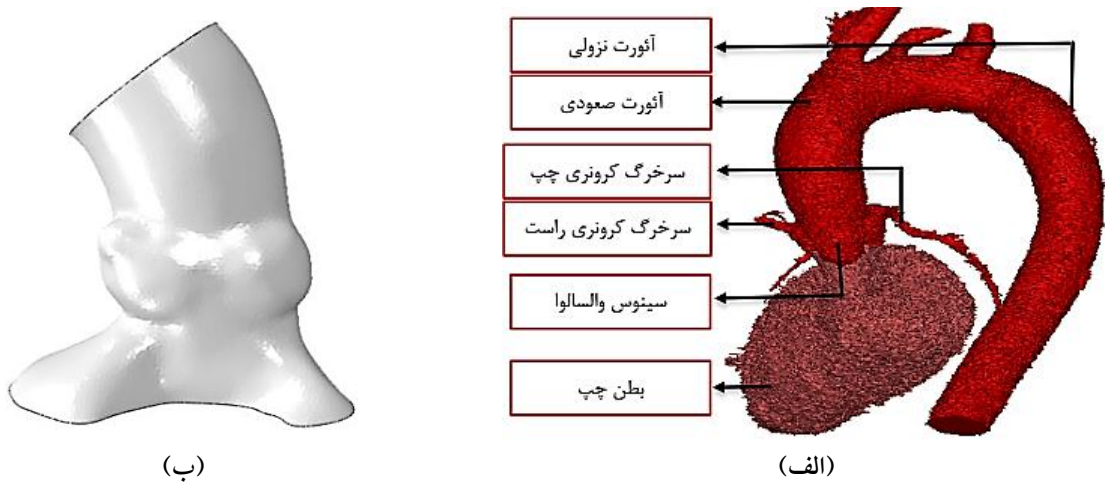
۲. روش شناسی

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



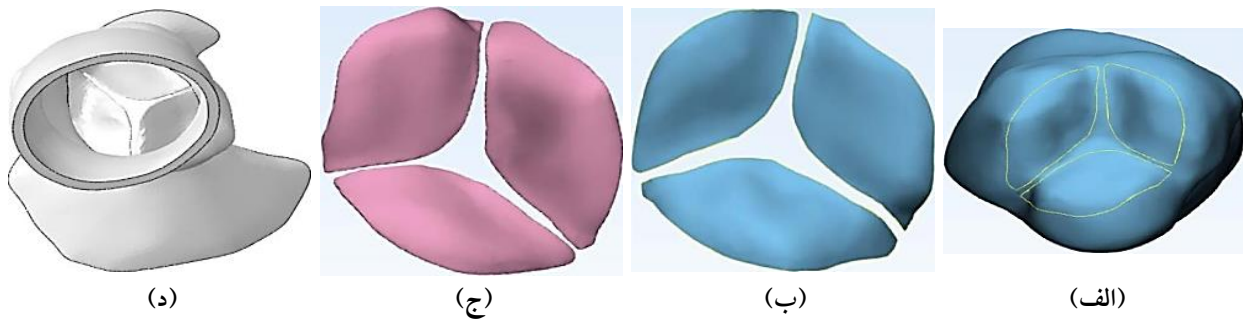
شکل ۴. (الف) مدل سه بعدی آنورت و بطن چپ، (ب) بخش انتخاب شده

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).

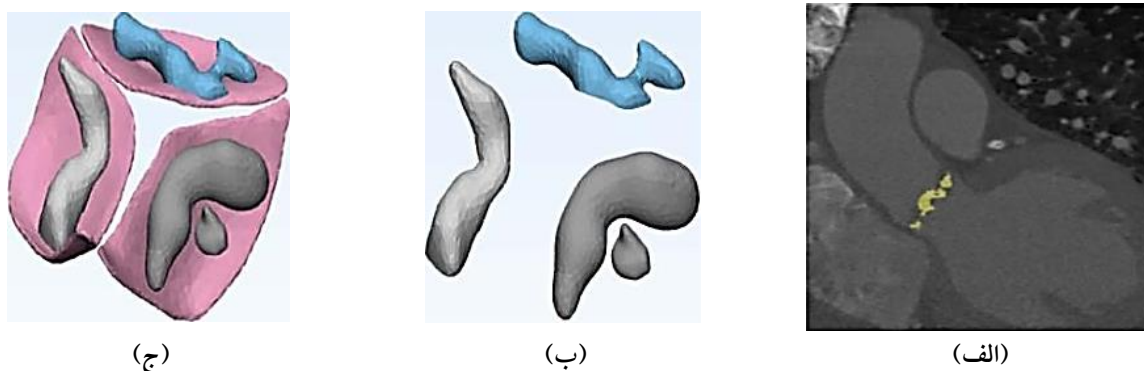
پس از تکمیل مدل های سه بعدی آنورت و بطن چپ، برگچه های دریچه آنورت بومی مدل سازی شدند. همان گونه که در شکل های (۵-الف) و (۵-ب) نشان داده شده، بخش دیستال آنورت برای جداسازی سطوح برگچه های دریچه ای آنورت بومی، مورد استفاده قرار گرفت. در نهایت ضخامتی معادل ۰/۵ میلی متر برای تولید مدل سه بعدی نهایی اختصاص 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 تأثیر کمتری 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 آنورت. (ب) مدل پوسته‌ای برگچه‌های بومی. (ج) مدل سه‌بعدی برگچه‌های بومی با ضخامت ۰/۵ میلی‌متر. (د) مدل نهایی آنورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی



شکل ۶. (الف) شناسایی برگچه‌های کلسیفیه دریچه آنورت در تصاویر سی تی اسکن. (ب) مدل سه‌بعدی رسوبات کلسیفیه. (ج) مدل سه‌بعدی رسوبات کلسیفیه و برگچه‌های دریچه‌ی آنورت بومی

۱.۳. خواص مواد

همانطور که قبلاً اشاره شد، دریچه آنورت 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 آنورت و برگچه‌های دریچه آنورت بومی، از یک مدل هایپروالاستیک همسان‌گرد و تقریباً تراکم‌ناپذیر استفاده شده است. جزئیات کامل این مدل در مرجع [۸] 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 آنورت، بطن چپ و دریچه‌ی آنورت، پلاک‌های کلسیفیه‌ی دریچه‌ی آنورت مدل‌سازی شدند. در این راستا نیز مدل‌های سه‌بعدی این پلاک‌ها بر اساس نواحی شناسایی شده در تصاویر سی تی 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

مرجع	داده‌های بیشتر	خواص مادی	نام قسمت
(۲۵، ۲۴)	مطابق جدول (۲)	مدل الاستیک خطی	بالون
(۲۶)	مطابق جدول (۲)	آلیاژ تیتانیوم-کبالت (MP۳۵N)	استنت دریچه‌ی مصنوعی (SAPIEN-XT)
(۲۷)	از نمودار تنش- کرنش	رفتار پلاستیک	استنت دریچه‌ی مصنوعی (SAPIEN-XT)
(۲۸)	مطابق جدول (۲)	مدل الاستیک خطی	پلاک کلسیفیه‌ی دریچه‌ی آنورت
(۲۹)	$\mu = 13/3(KPa)$, $\alpha = 24/88$, $\rho = 1600(kg/m^3)$	مدل هایپر الاستیک همسان گرد اگدن مرتبه‌ی اول	پلاک کلسیفیه‌ی دریچه‌ی آنورت
(۲۸)	مطابق جدول (۲)	مدل الاستیک خطی	آنورت صعودی و بطن چپ

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 هایپر الاستیک 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

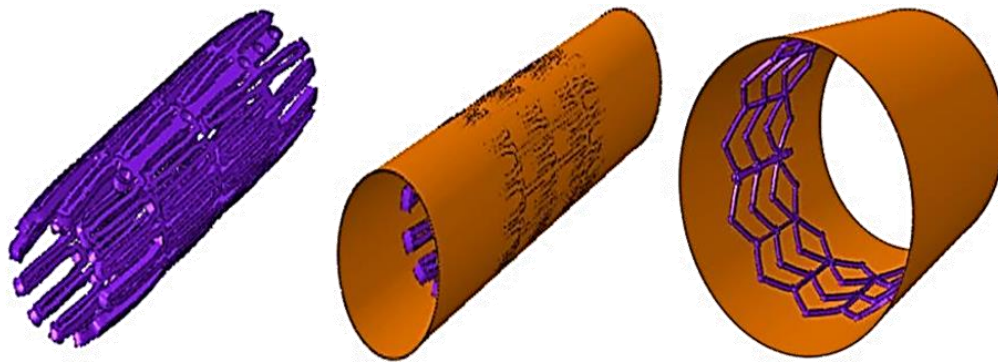
$$\nu = \frac{6 - 4D_1 C_{10}}{12 + 4D_1 C_{10}} \quad (3)$$

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 $\rho = 1/1(\text{gr/cm}^3)$ فرض شده است [۲۸].

در این رابطه، $N = 6$ ، مرتبه‌ی چندجمله‌ای است و \bar{I}_1 از رابطه‌ی (۲) محاسبه می‌شود.

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

در این مدل، بافت قلب تقریباً تراکم‌ناپذیر فرض شده است؛ بنابراین، ضریب پواسون آن $0/475$ 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 اولیه ۱۴/۵ میلی‌متر به حالت فشرده با شعاع ۳/۳۳ میلی‌متر)

۲.۳. توسعه‌ی الگوریتم حل

در این بخش جزئیات 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

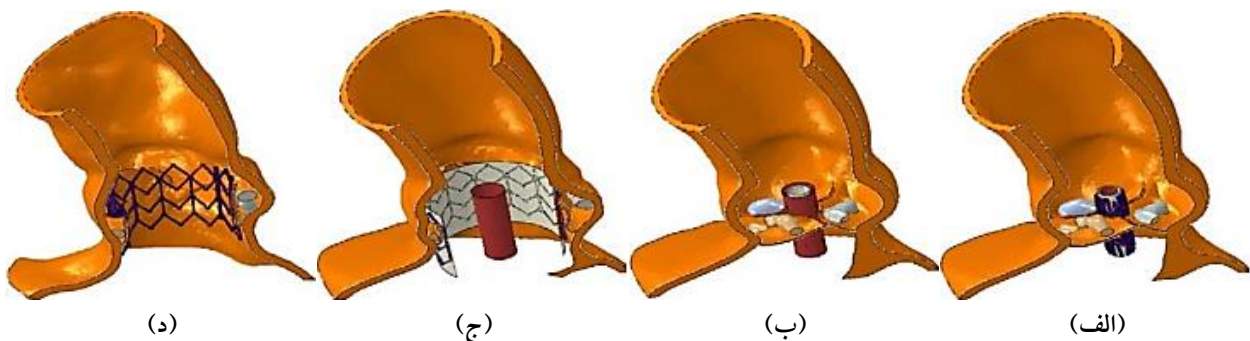
برای تعریف تماس بین اجزای مختلف، از نوع تماس کلی برای شبیه‌سازی استفاده شده است. رفتار مماسی تماس بین استنت و پلاک، دیواره‌ی آئورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت با ضریب اصطکاک ۰/۱ فرض شده است. سایر تماس‌ها بدون اصطکاک در نظر گرفته شدند [۸]. در این شبیه‌سازی برای تعریف رفتار عمودی بین کلیه‌ی تماس‌ها 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

قطعه	گام حل	گام اول	گام دوم	گام سوم
بالون اول	انبساط شعاعی به اندازه‌ی ۱/۷۱ میلی‌متر در زمان ۰/۰۰۲ ثانیه (شکل ۸-ب)).	حذف بالون 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 ۰/۰۱۵ ثانیه در راستای شعاعی منبسط می‌شود (شکل ۸-ج))	حذف از مدل	
پلاک‌ها	ثابت و همه‌ی شرایط تماسی آن با دیگر قطعه‌ها غیرفعال	بدون شرایط مرزی و بارگذاری		
استنت	ثابت و همه‌ی شرایط تماسی آن با دیگر قطعه‌ها غیرفعال	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.

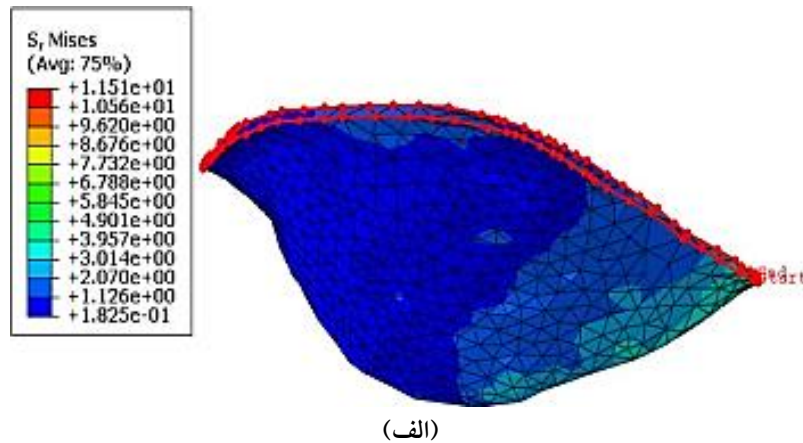
تحلیل هستند. شرایط مرزی در این شبیه‌سازی در جدول (۴) به اختصار ذکر شده‌اند.

۴.۱. بررسی همگرایی شبکه

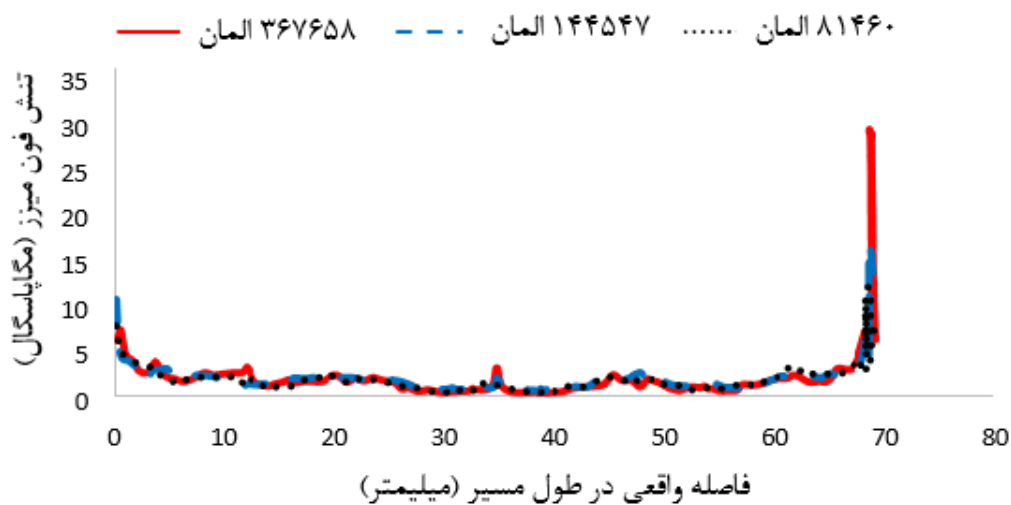
نخست برای بررسی همگرایی شبکه‌بندی مدل سه‌بعدی آنورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت، بر روی محل اتصال برگچه‌ی کرونری چپ به دیواره‌ی آنورت یک مسیر

۴. نتایج

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



(الف)



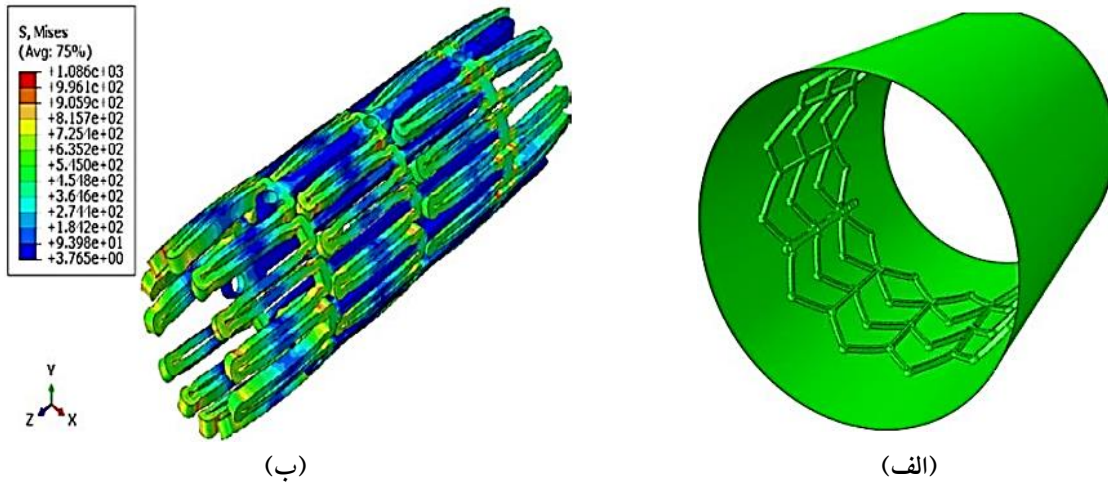
(ب)

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

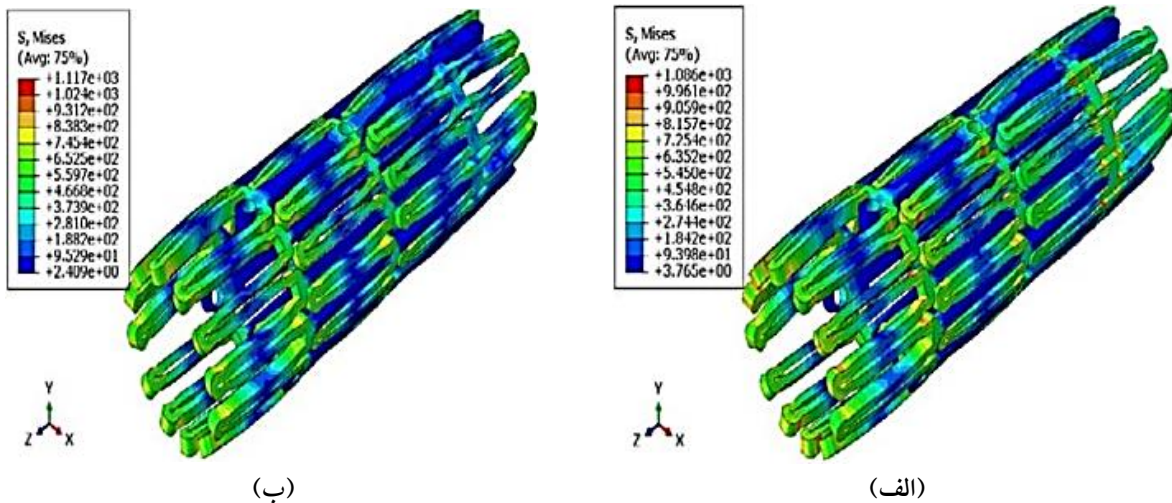
۲.۴. تحلیل تنش در قسمت‌های مختلف مدل

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. کنتر تحویل برای این دریچه F20 ($3Fr = 1mm$) است [۳۲]. بنابراین این دریچه باید از شعاع $14/5$ میلی‌متر به شعاع $3/33$ 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 جزء‌های 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.



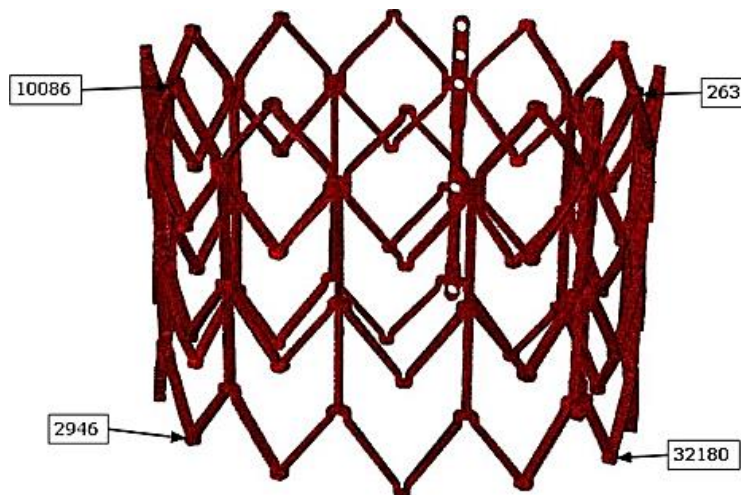
شکل ۱۰. (الف) تصویری از استنت پیش از فشرده‌سازی، (ب) کانتور تنش میزز در استنت پس از فشرده‌سازی



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

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 ۲۶۳، ۲۹۴۶، ۱۰۰۸۶ و ۳۲۱۸۰) برای به‌دست آوردن جابه‌جایی آن‌ها در جهت‌های مختلف در پایان شبیه‌سازی کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور انتخاب شدند. مقادیر جابه‌جایی این نقاط در پایان شبیه‌سازی کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور برای مدل‌های دارای پلاک و مدل بدون پلاک در جدول (۵) آورده شده است.

است. هم‌چنین بازگشت فبری استنت نیز بررسی شد که تنش فون‌میزز بعد از بازگشت فبری نیز در شکل (۱۱) دیده می‌شود. در مراحل بعد نتایج حاصل از این تحلیل برای شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آنورت ترنسکتور استفاده شده است. شکل (۱۱) نشان می‌دهد که در شبیه‌سازی فرآیند بازگشت فبری 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.



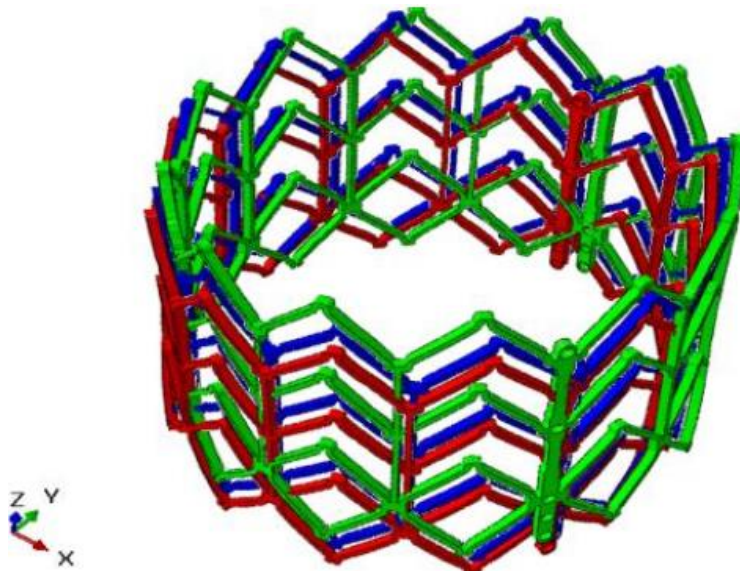
شکل ۱۲. تصویری از گره‌های انتخاب‌شده‌ی استنت

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 هایپراالاستیک 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 آئورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت 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 فون میزز



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 آگدن است)

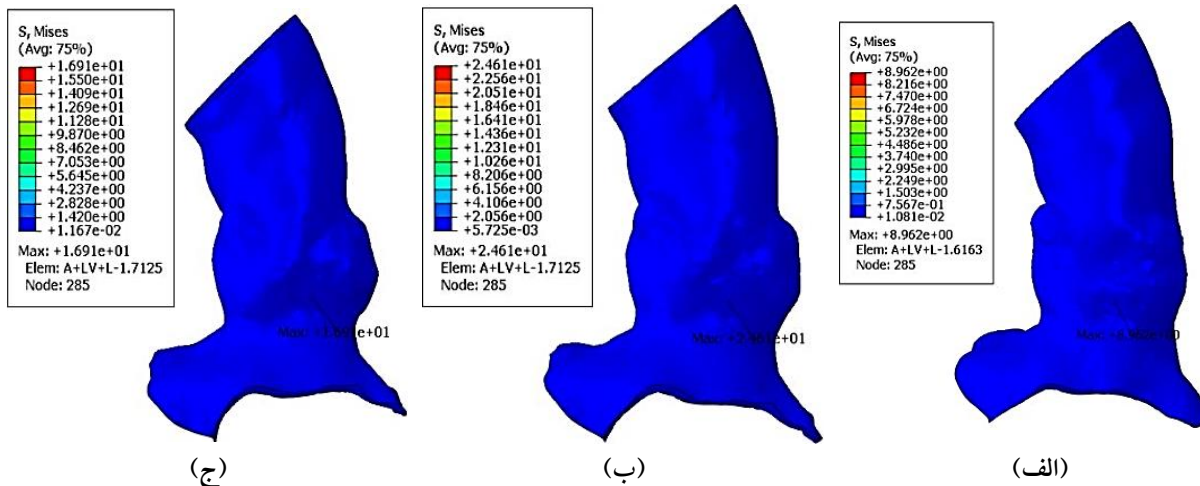
کاشت دریاچه‌ی آئورت ترنسکتور از کاف و برگچه‌های مصنوعی در مدل اصلی چشم‌پوشی شده است. اکنون توزیع تنش فون‌میز بر روی دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی دریاچه‌ی آئورت و پلاک‌ها به‌عنوان یک نتیجه‌ی مهم در شبیه‌سازی‌های عمل کاشت دریاچه بررسی می‌شود. زیرا این عامل می‌تواند با عوارضی مانند خطر اختلال در شاخه‌های هدایت و هم‌چنین خطر ایجاد فرایندهای التهابی یا صدمات حلقه‌ی آئورت 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 مگاپاسگال است. المان ۶۱۶۳ دقیقاً در محل اتصال برگچه‌ی غیر کروئری به دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت است. اما مقدار تنش بیشینه‌ی فون‌میز برای هر دو مدل همراه با پلاک با مدل مادی‌های هایپرالاستیک آگدن و الاستیک خطی، در المان ۷۱۲۵ ایجاد شده است و مقدار آن به ترتیب برابر ۲۴/۶۱ و ۱۶/۹۱ مگاپاسگال هستند. المان ۷۱۲۵ هم دقیقاً در محل اتصال برگچه‌ی غیر کروئری به دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت 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 ، β و z نتیجه گرفته می‌شود که جابه‌جایی استنت درون دریاچه‌ی آئورت 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 دریاچه‌ی آئورت 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 دریاچه‌ی آئورت 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 دریاچه‌ی آئورت با مدل مادی‌های مختلف و عدم وجود پلاک می‌تواند در موقعیت قرارگیری استنت در دریاچه‌ی آئورت 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 اگدن و (ج) مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی

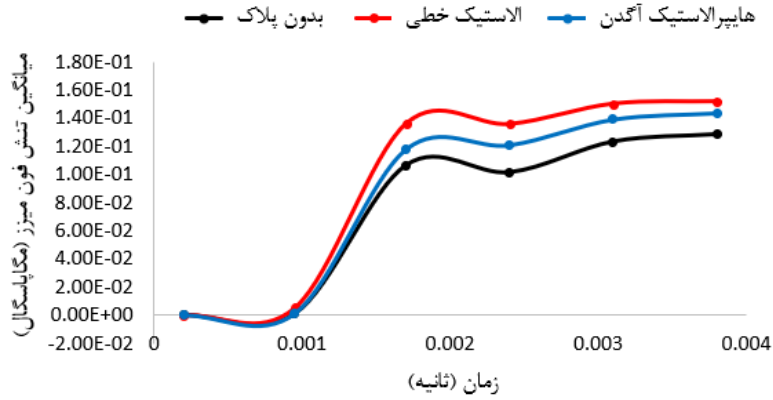
$$\sigma_{ave} = \frac{\sum_{i=1}^N \sigma_i V_i}{\sum_{i=1}^N V_i} \quad (۴)$$

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.

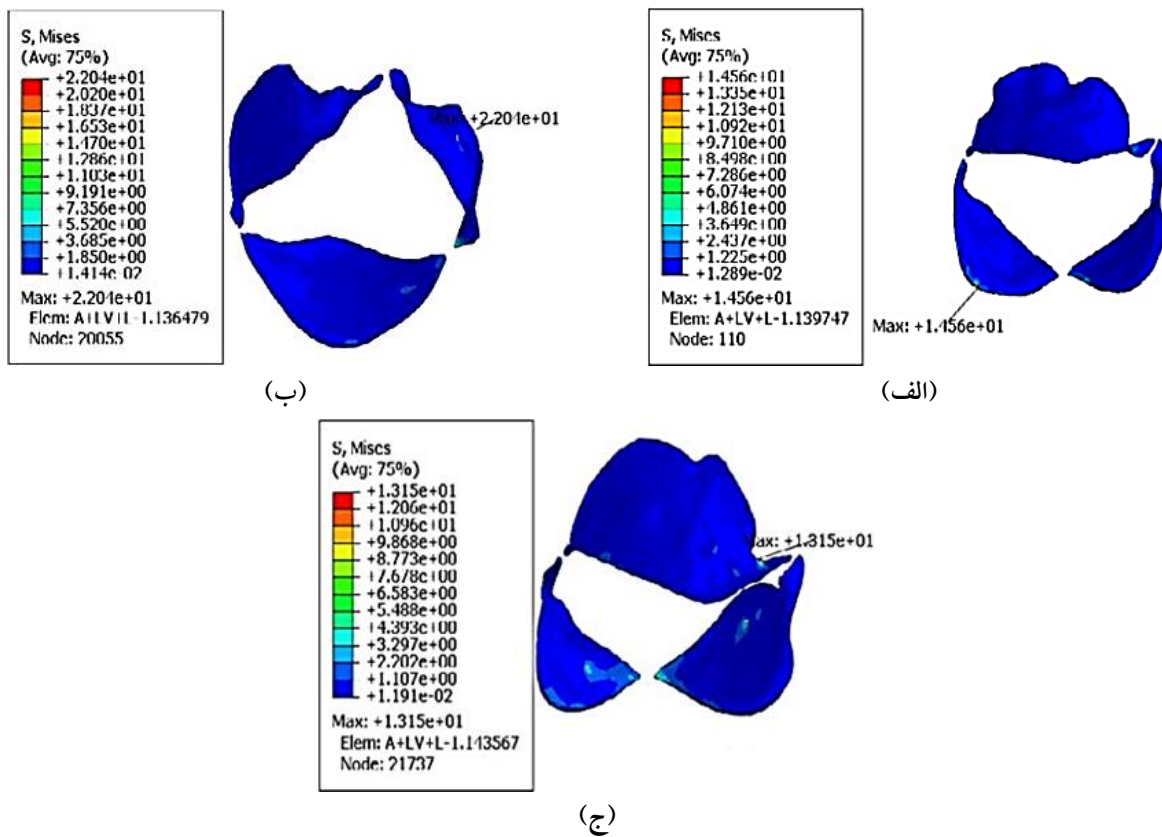
همان‌گونه که شکل (۱۵) نشان می‌دهد نمودار میانگین تنش فونمیز برحسب زمان، برای مدل‌های دارای پلاک از مدل بدون پلاک بیشتر است. دلیل مشاهده‌ی این اختلاف وجود پلاک‌های کلسیفیه‌شده بر روی برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت است که باعث می‌شود تنش بیشتری در جهت‌های مختلف به دیواره‌ی ریشه‌ی آئورت وارد شده و در نتیجه 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 اگدن، میانگین تنش فونمیز برای مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی از مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک اگدن، 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 اگدن 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



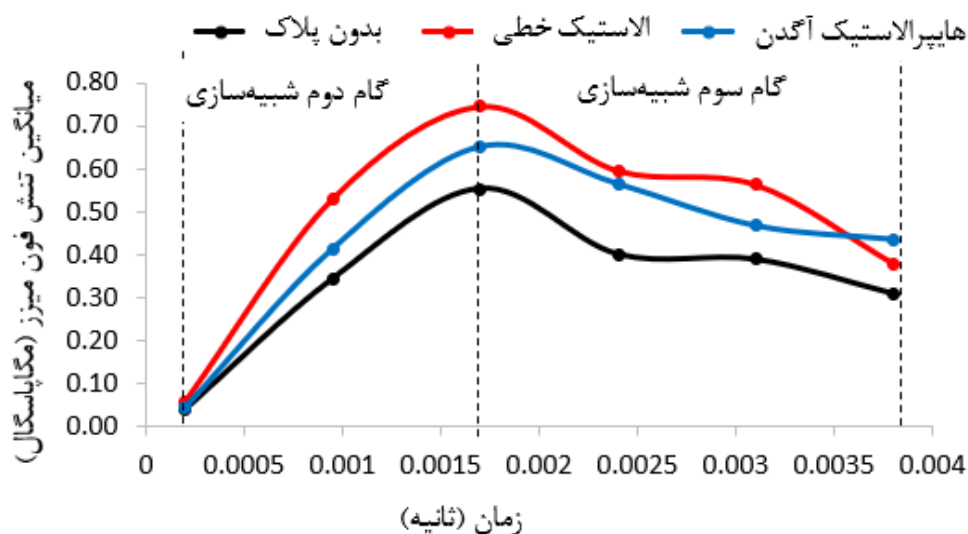
شکل ۱۶. تنش فون میزز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آنورت، (الف) مدل بدون پلاک، (ب) مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک آگدن و (ج) مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی

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 بیشینه در مدل‌های مختلف

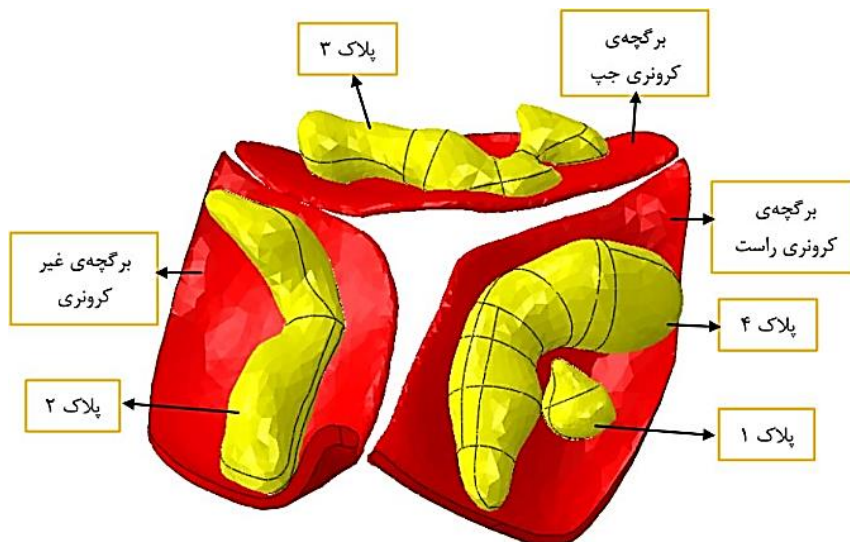
اندازه‌ی تنش بیشینه	مکان تنش بیشینه	مدل
۱۴/۵۶ مگاپاسکال	جزء ۱۳۹۷۴۷ (دقیقاً در محل اتصال این برگچه به دیواره‌ی ریشه‌ی آنورت)	مدل بدون پلاک
۲۲/۰۴ مگاپاسکال	جزء ۱۳۶۴۷۹ (بر روی برگچه‌ی غیر کرونری در محل تماس پلاک با برگچه‌ی غیر کرونری)	مدل همراه با پلاک با مدل مادی هایپرالاستیک آگدن
۱۳/۱۵ مگاپاسکال	جزء ۱۴۳۵۶۷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



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 کرونری 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 هایپرالاستیک 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

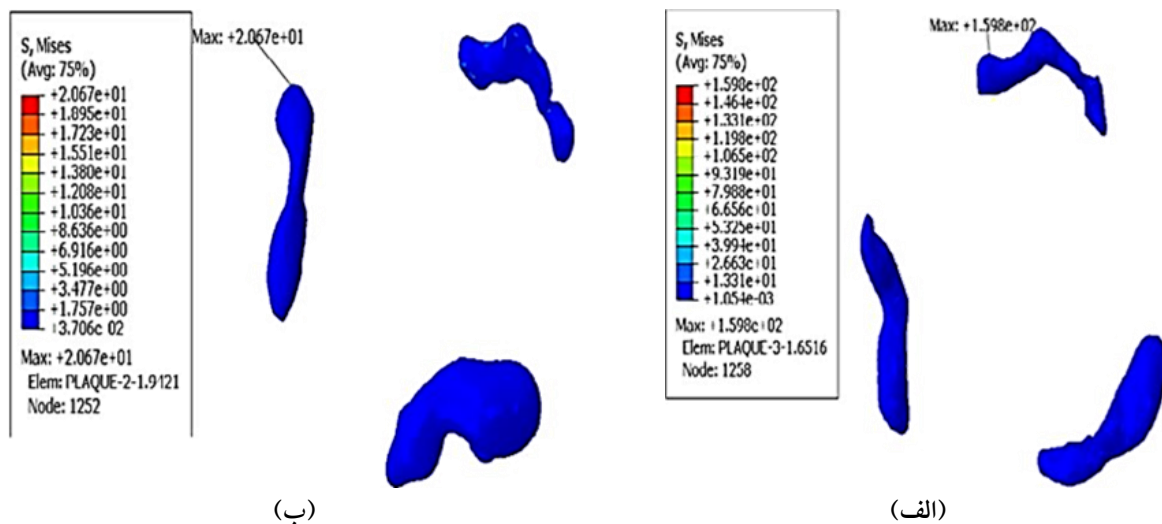
مگاپاسگال است. از طرف دیگر، مشاهده می‌شود که حداکثر تنش فون میز در برای مدل همراه با پلاک، با مدل مادی هایپیرالاستیک آگدن در المان ۶۵۱۶ ایجاد شده است. این المان بر روی پلاک سوم قرار دارد و مقدار حداکثر تنش فون میز آن برابر ۱۵۹/۸ مگاپاسگال است. اما باید به این موضوع توجه داشت که این اندازه‌های بیشینه‌ی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

۵. نتیجه‌گیری

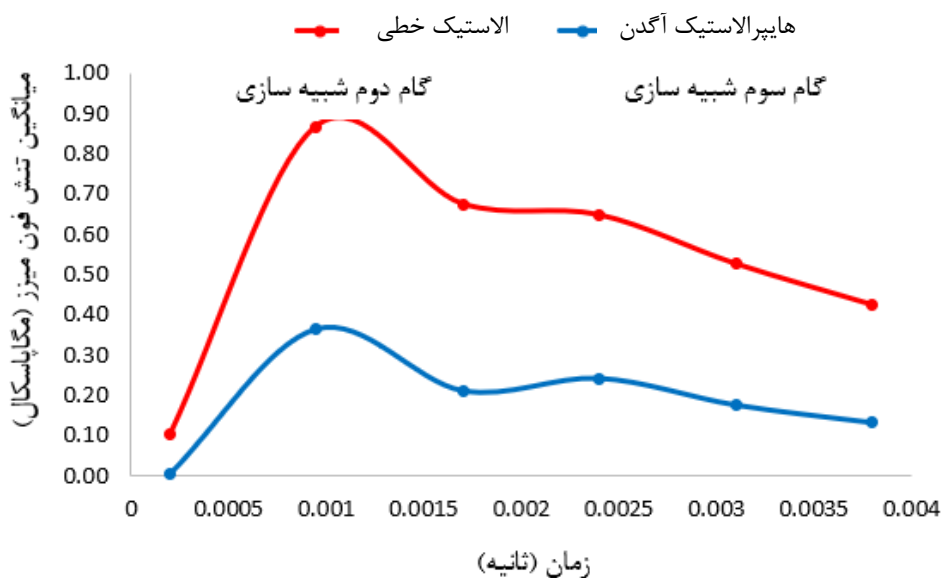
در این مقاله به شبیه‌سازی اجزای محدود کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر با در نظر گرفتن پلاک‌های کلسیفیه شده‌ی دریچه‌ی آئورت با مدل مادی‌های مختلف پرداخته شده است. به این منظور با هدف ارزیابی تأثیر پلاک‌های کلسیفیه بر عملکرد ایمپلنت

مشخص است که میانگین تنش‌های فون میز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت برای مدل دارای پلاک با رفتار مادی الاستیک خطی نسبت به مدل دارای پلاک با رفتار مادی هایپیرالاستیک آگدن بیشتر است. چرا که رفتار مدل مادی الاستیک خطی از مدل مادی هایپیرالاستیک آگدن سفت‌تر است. اما دلیل این که در انتهای شبیه‌سازی میانگین تنش فون میز در برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت برای مدل دارای پلاک با رفتار مادی هایپیرالاستیک آگدن 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 فون میز ایجاد شده در پلاک‌های کلسیفیه شده‌ی 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 فون-میز در پلاک‌های کلسیفیه شده‌ی دریچه‌ی آئورت با مدل مادی‌های الاستیک خطی و هایپیرالاستیک آگدن در انتهای شبیه‌سازی عمل تاوی به دست آمده است. با توجه به این شکل، مقدار حداکثر تنش فون میز 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 هایپرلاستیک آگدن، (ب) تنش فونمیز به دست آمده در استنت برای مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی



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

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 بدون پلاک برای قسمت‌های آنورت، بطن چپ، برگچه‌های بومی

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 ترنسکتتر است. در ابتدا، با بررسی کانتور تنش فونمیز برای مدل‌های دارای پلاک با مدل مادی‌های مختلف و مدل بدون

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 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 ثانویه 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 تخت آن همانند شکل (آ-۲-الف) در سالیدورکس ۲۰۱۸ مدل‌سازی شد و در نهایت مدل سه‌بعدی آن با در نظر گرفتن ضخامت ۰/۰۱ 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-۲-۱-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 ضخامت ۰/۴ میلی‌متر [۱۷] مطابق شکل (آ-۴) در نرم‌افزار 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 پرکادیال گاو ساخته شده است. خواص مادی این برگچه‌ها ارتوتروپیک است. اما در این‌جا برای سادگی از ماده‌ی هایپیرالاستیک همسانگرد آگدن استفاده شده است [۲۸]. در مدل آگدن تابع پتانسیل انرژی کرنشی با توجه به رابطه‌ی (آ-۱) تعریف می‌شود.

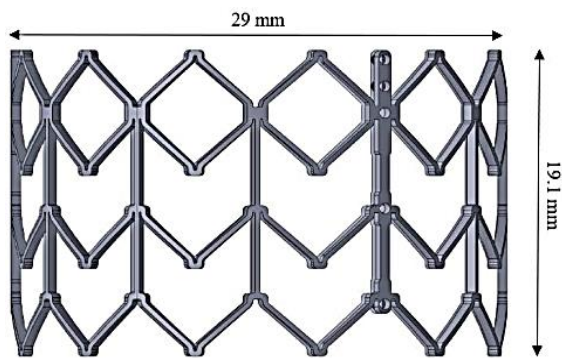
دریچه‌ی آئورت و پلاک‌ها، این نتیجه استخراج شد که وجود پلاک‌های کلسیفیه شده در دریچه‌ی آئورت با مدل مادی‌های الاستیک خطی و هایپیرالاستیک آگدن باعث افزایش مقدار میانگین تنش فونمیز در زمان‌های مختلف شبیه‌سازی عمل تاوی نسبت به مدلی که بدون پلاک است، می‌شود.

از طرف دیگر با مقایسه‌ی مقادیر تنش فونمیز برای دو مدل داری پلاک‌های کلسیفیه شده، مشاهده شد که مقادیر حداکثر تنش فونمیز در آئورت، بطن چپ و برگچه‌های بومی دریچه‌ی آئورت برای مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپیرالاستیک آگدن 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 کلسیفیه شده، مشاهده شد که مقادیر این نمودارها برای مدل دارای پلاک با مدل مادی الاستیک خطی از مدل دارای پلاک با مدل مادی هایپیرالاستیک آگدن، بیشتر است. متأسفانه در این مقاله به دلیل عدم دسترسی به تصاویر سی‌تی 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.

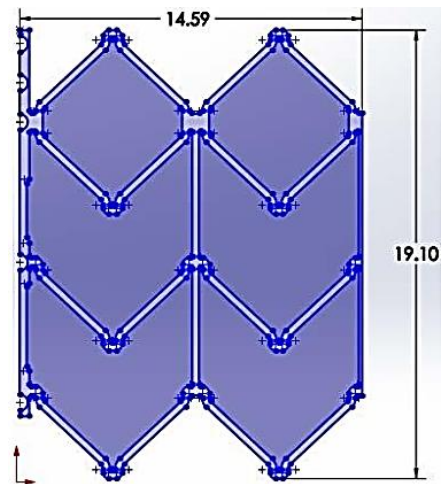
پیوست آ: مدل‌سازی

آ-۱-مدل‌سازی استنت

در این کار از دریچه‌ی ادواردز SAPIEN-XT برای شبیه‌سازی عمل کاشت دریچه‌ی آئورت ترنسکتتر (تاوی) استفاده شده

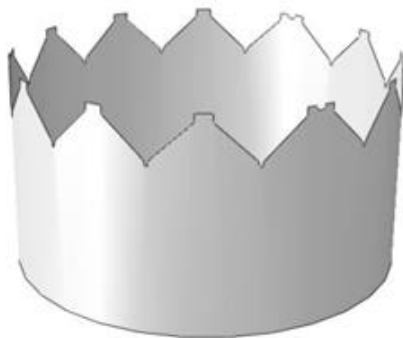


(ب)

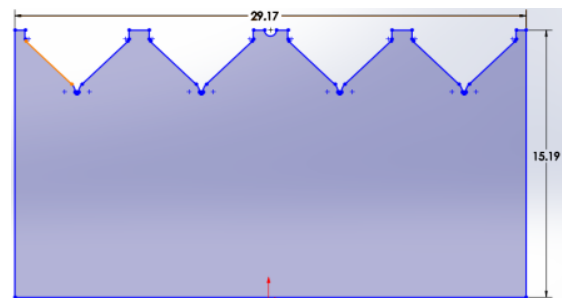


(الف)

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

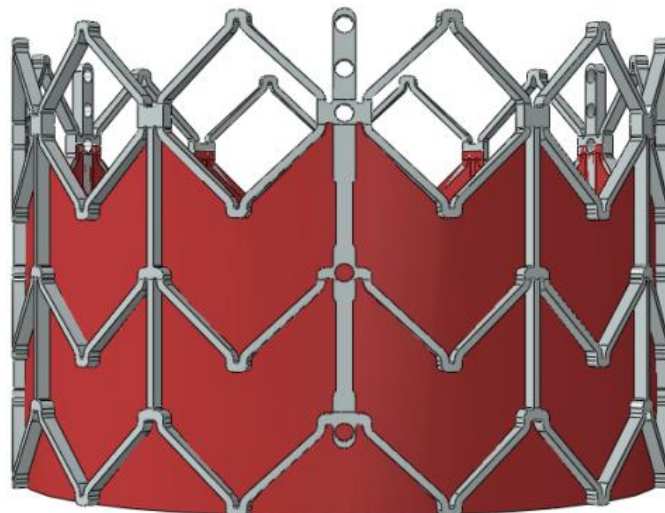


(ب)

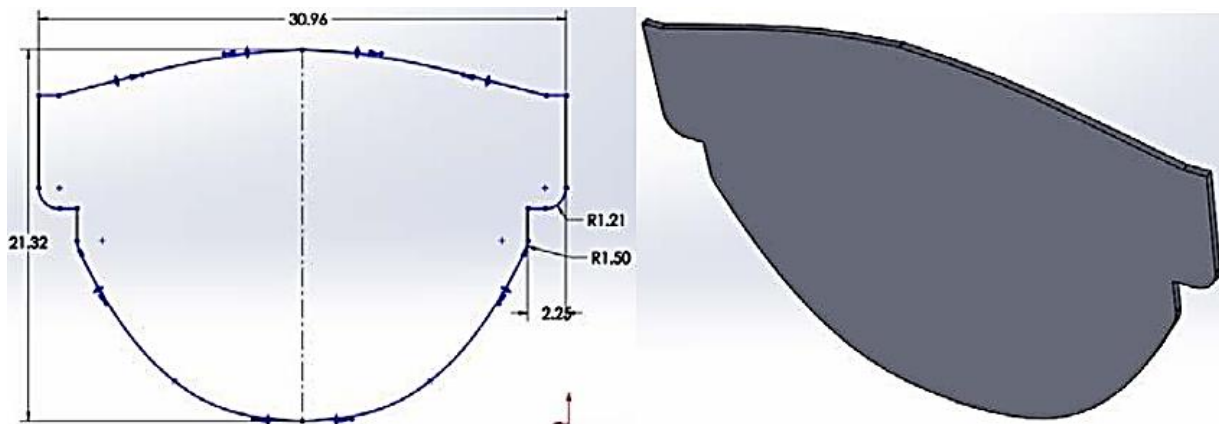


(الف)

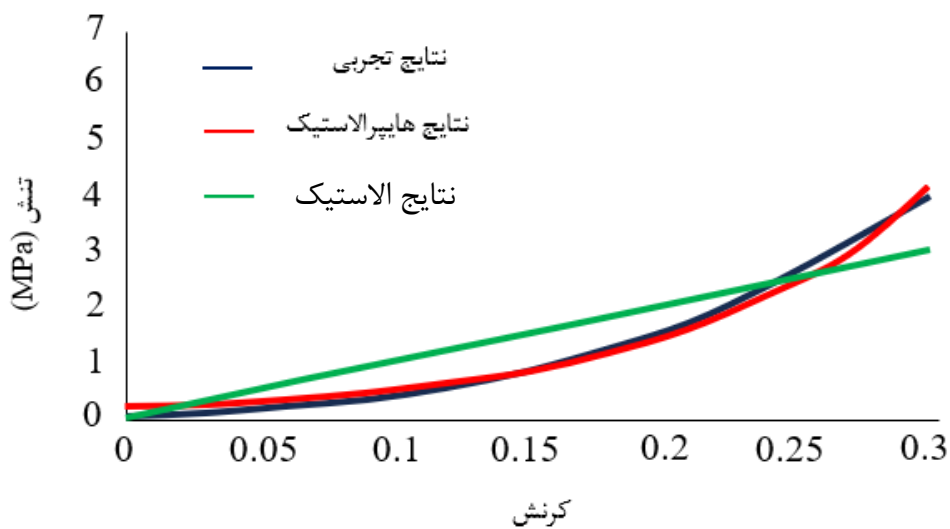
شکل آ-۲- (الف) مدل تخت یک سوم کاف دریچه‌ی SAPIEN، (ب) مدل سه‌بعدی کاف دریچه‌ی S



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



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



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

مرتبۀ اول برابر $D_1 = 0$, $\alpha_1 = 10/89$, $\mu_1 = 0/1583$ (MPa) و $\rho = 1/1$ (gr/cm^3) در نظر گرفته شده‌اند [۲۸ و ۳۴].

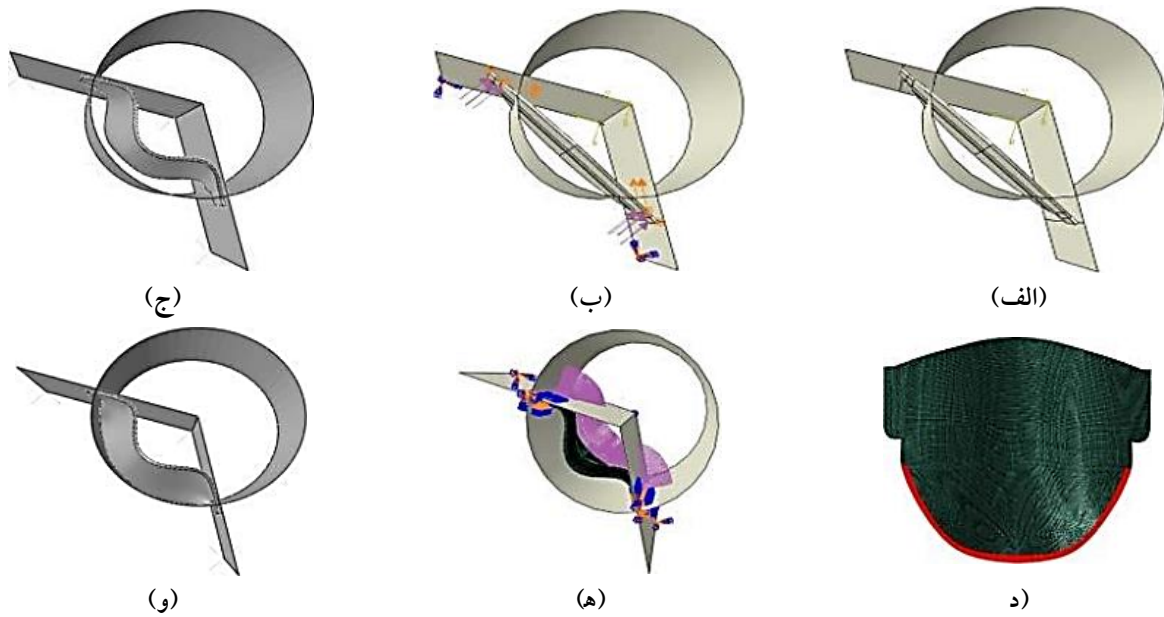
در مرحله‌ی بعد، پس از وارد کردن پارامترهای ماده‌ی هایپیرالاستیک برای برگچه‌های مصنوعی، ابتدا یک استوانه‌ی صلب با شعاع $13/93$ میلی‌متر (شعاع داخلی استنت) و دو صفحه‌ی صلب که با زاویه‌ی 120 درجه نسبت به هم قرار دارند ایجاد می‌شوند (شکل آ-۶-الف). برای به‌دست آوردن تغییر شکل برگچه‌های مصنوعی مطابق با برگچه‌های دریچه‌ی SAPIEN-XT از دو شبیه‌سازی اجزای محدود از نوع تحلیل دینامیک صریح استفاده شده است. در این شبیه‌سازی‌ها بین قطعه‌های مختلف

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

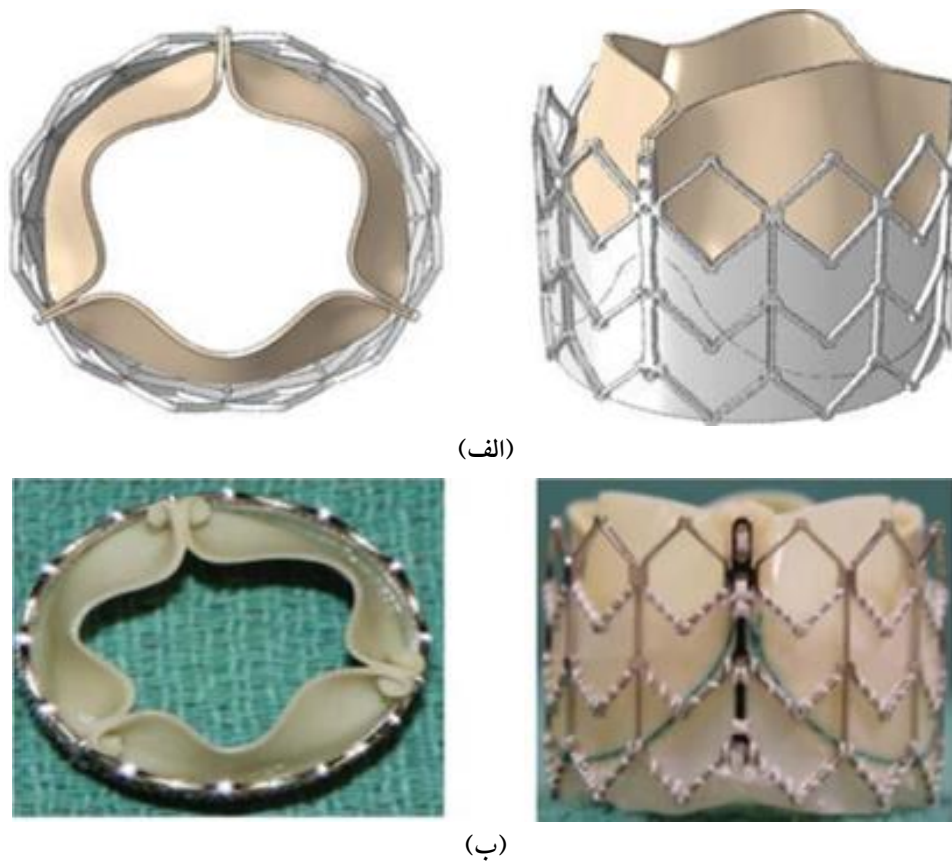
در رابطه‌ی (۱-آ) $\bar{\lambda}_i$ از رابطه‌ی (۲-آ) به‌دست می‌آید.

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

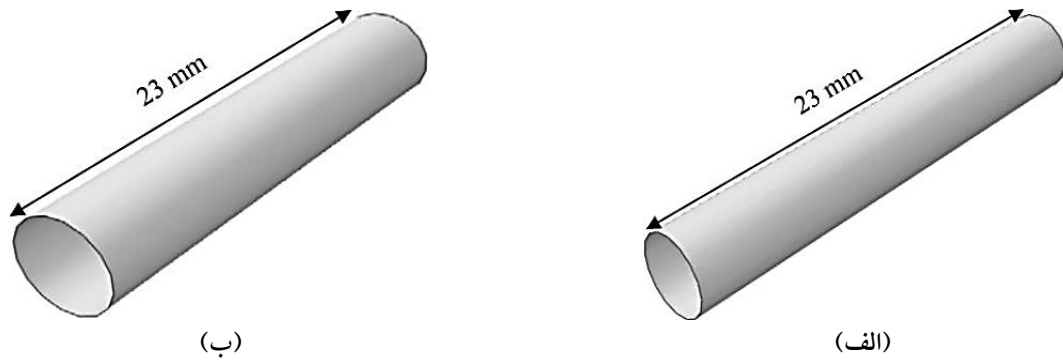
در رابطه‌ی (۲-آ) J نسبت حجم کل و λ_i اتساع‌های اصلی است. منحنی تنش-کرنش برای مدل هایپیرالاستیک، نتایج تجربی و یک مدل الاستیک خطی ساده شده در شکل (۵-آ) نشان داده شده است. با توجه به شکل، ثابت‌های ماده‌ی مدل هایپیرالاستیک اگدن



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)



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

برگچه و اعمال فشار در زمان $0/03$ ثانیه بر روی سطح انتهایی برگچه تحلیل انجام شد (شکل آ-۶-ه). تغییر شکل 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 120° در راستای محور Z قرار داده شده‌اند. در نهایت این برگچه‌ها همراه با کاف بر روی استنت مونتاژ و مدل دریچه‌ی مصنوعی SAPIEN-XT به صورت شکل (آ-۷) ایجاد شد.

آ-۲- بالون

در این پژوهش برای مدل‌سازی بالون مطابق شکل (آ-۸) از دو مدل استوانه‌ی جداره-نازک با شعاع‌های $1/8$ و $2/35$ میلی‌متر و ضخامت $0/06$ میلی‌متر استفاده شده است [۳۳].

رفتار تماس مماسی بدون اصطکاک و رفتار عمودی تماس به کار برده شد. برای شبکه‌بندی هر یک از برگچه‌های مصنوعی نیز از 138812 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 تغییر شکل 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 $0/025$ ثانیه اعمال شد. شکل (آ-۶-ج) نشان‌دهنده‌ی تغییر شکل حاصل از شبیه‌سازی اول است. در شبیه‌سازی دوم، ابتدا مدل تغییر شکل یافته‌ی برگچه‌ی مصنوعی از شبیه‌سازی اول وارد شد. سپس با ثابت نگه داشتن لبه‌های چپ و راست

مراجع

- Levine G. N. Illustrated Guide to Cardiovascular Disease. JP Medical Ltd; 2016.
- Schoen, F. J., and Levy, R. J. Calcification of tissue heart valve substitutes: progress toward understanding and prevention. Ann. Thorac. Sur. 2005; 79(3): 1072-1080. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2004.06.033>.
- Organization, W. H. cardiovascular diseases (CVDs) Geneva: World Health Organization; 2021.
- Swift, S. L., Puehler, T., Misso, K., Lang, S. H., Forbes, C., 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. 2021; 12(11): e054222. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2021-054222>.
- Cleveland Clinic [Internet]. 2020 [cited 2020 Aug 7]. Available from: <https://my.clevelandclinic.org>.
- Stouffer, G., Runge, M. S., Patterson, C., and Rossi, J. S. Netter's Cardiology E-Book. Elsevier Health Sciences; 2018.
- Carbonaro, D., Zambon, S., Corti, A., Gallo, D., Morbiducci, U., L Audenino, A., et al. Impact of

- nickel–titanium super-elastic material properties on the mechanical performance of self-expandable transcatheter aortic valves. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2023.138: 105623. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105623>.
8. Berti, F., Bridio, S., Luraghi, G., Pant, S., Allegretti, D., Pennati, G., et al. Reliable numerical models of nickel-titanium stents: how to deduce the specific material properties from testing real devices. *Ann. Biomed. Eng.* 2022. 50: 467–481. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-02932-1>.
 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. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2021. 123:104772. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104772>.
 10. Cataloglu, A., Clark, R. E., and Gould, P. L. Stress analysis of aortic valve leaflets with smoothed geometrical data. *J. Biomech.* 1977. 10(3):153–158. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(77\)90053-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(77)90053-7).
 11. Martin, C., and Sun, W. Comparison of transcatheter aortic valve and surgical bioprosthetic valve durability: a fatigue simulation study. *J. Biomech.* 2015. 48(12): 3026–3034. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.031>.
 12. Xuan, Y., Krishnan, K., Ye, J., Dvir, D., M. Guccione, J., GE, L., et al. Stent and leaflet stresses in 29-mm second-generation balloon expandable transcatheter aortic valve. *Ann. Thorac. Surg.* 2017. 104(3): 773–781. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2017.01.064>.
 13. Li, K., and Sun, W. Simulated transcatheter aortic valve deformation: A parametric study on the impact of leaflet geometry on valve peak stress. *Inter. J. Num. Method. Biomed. Eng.* 2017. 33(3): e02814. <https://doi.org/10.1002/cnm.2814>.
 14. Barati, S., Fatouraee, N., Nabaei, M., Berti, F., Petrini, L., Migliavacca, F., et al. A computational optimization study of a self-expandable transcatheter aortic valve. *Comput. Biol. Med.* 2021. 139: 104942. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2021.104942>.
 15. Barati, S., Fatouraee, N., Nabaei, M., Petrini, L., Migliavacca, F., Luraghi, G., et al. Patient-specific multi-scale design optimization of transcatheter aortic valve stents. *Comput. Methods and Programs Biomed.* 2022. 221: 106912. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.106912>.
 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. *Struct. Multidiscip. Optim.* 2021. 64: 1825–1842. <https://doi.org/10.1007/s00158-021-02944-w>.
 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. *J. Biomech.* 2014. 47(11): 2547–2555. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.0072014>.
 18. Wang, Q., Kodali, S., Primiano, C., and Sun, W. Simulations of transcatheter aortic valve implantation: implications for aortic root rupture. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2015.14(1): 29–38. <https://doi.org/10.1007/s10237-014-0583-7>.
 19. Sturla, F., Ronzoni, M., Vitali, M., Dimasi, A., Vismara, R., Preston-Maher, G., et al. Impact of different aortic valve calcification patterns on the outcome of transcatheter aortic valve implantation: a finite element study. *J. Biomech.* 2016. 49(12): 2520–2530. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.036>.
 20. Nematzadeh, F., and Mostaan, H. Numerical investigation of the mechanical performance of thoracic aortic aneurysm (TAA) NiTi stent. *Sci. Iranica B.* 2020. 5(27):2382–2390. <https://doi.org/10.24200/sci.2019.51077.1989>.
 21. Finazzi, V., Berti, F., Guillory, R. J., Petrini, L., Previtali, B., and Demir, A. Patient-specific cardiovascular superelastic NiTi stents produced by laser powder bed fusion. *Procedia CIRP*, 2022. 110(C): 244–248. <http://doi.org/10.1016/j.procir.2022.06.044>.
 22. Tiyerili, V., Sötemann, D., Grothusen, C., Eckel, C., Becher, M. U., Blumenstein, J., et al. Latest advances in transcatheter aortic valve implantation. *Surg. Technol. Int.* 2022. 40: 1478. <https://doi.org/10.52198/21.STI.40.CV1478>.
 23. Pasta, S., Cannata, S., Gentile, G., Di Giuseppe, M., Cosentino, F., Pasta, F., et al. Simulation study of transcatheter heart valve implantation in patients with stenotic bicuspid aortic valve. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2020. 58(4): 815–829. <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02138-4>.
 24. Capelli, C., Bosi, G. M., Cerri, E., Nordmeyer, J., Odenwald, T., Bonhoeffer, P., et al. Patient-specific simulations of transcatheter aortic valve stent implantation. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2012. 50(2): 183–192. <https://doi.org/10.1007/s11517-012-0864-1>.
 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). *Med. Eng. Phys.* 2013. 35(1):125–130. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.04.009>.
 26. Shrivastava, S. Medical device materials. *Proceedings from the Materials and Processes for Medical Devices Conferences; 2003 Sep 8-10; Anaheim, California. Asm International; 2004.* Available from: <https://libcatalog.usc.edu/discovery/fulldisplay>.

27. Asgari, S. Anomalous plastic behavior of fine-grained MP35N alloy during room temperature tensile testing. *J. Mater. Process. Technol.* 2004.155(1):1905–1911. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2004.04.280>.
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. *N. Engl. J. Med.* 2011. 364(23): 2187–2198. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1103510>.
30. Stradins, P., Lacis, R., Ozolanta, I., Purina, B., Ose, V., Feldmane, L., et al. Comparison of biomechanical and structural properties between human aortic and pulmonary valve. *Eur. J. Cardio-Thorac. Surg.* 2004. 26(3): 634–639. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2004.05.043>.
31. Martin, C., Pham, T., and Sun, W. Significant differences in the material properties between aged human and porcine aortic tissues. *Eur. J. Cardio-Thorac. Surg.* 2011. 40(1): 28–34. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2010.08.056>.
32. ECHONOMY. Tools for Echocardiographic Calculations [Internet]. 2019 [cited 2019 Sep 6]. Available from: <http://saric.us/economy/CoreValve%20Sizing.htm>.
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. *J. Med. Devices.* 2013. 3(7): 030926. <https://doi.org/10.1115/1.4024346>.
35. The Multimedia Manual of Cardio-Thoracic Surgery [Internet]. 2020 [cited 2020 Nov 20]. Available from: <https://mmcts.org/tutorial/21>.