



ارزیابی محاسباتی تأثیر پارامترهای هندسی بر عملکرد مکانیکی استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار برای کاربرد در سیستم‌های تنفسی

فردین نعمت زاده^{1*}، مهدی فراهانی²

1- استادیار گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اراک

2- کارشناسی ارشد شناسایی و انتخاب مواد، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اراک

* دانشگاه اراک، دانشکده فنی مهندسی، f-nematzadeh@arak.ac.ir

چکیده

اطلاعات مقاله

عملکرد استنت‌ها از لحاظ مکانیکی بشدت به هندسه آنها وابسته است، که در این بین می‌توان به پارامترهای مهم هندسی نظیر طول، ضخامت، پهنا، قطرسیم، قطر داخلی، تعداد رأس و زاویه بین بازوهای استنت اشاره کرد. در مطالعه حاضر، از روش اجزاء محدود برای بررسی اثرات پارامترهای هندسی روی رفتار ابرکشسانی هندسه جدید استنت Z شکل آلیاژ حافظه‌دار برای کاربرد در سیستم تنفسی با استفاده از تست بارگذاری شعاعی (کریمپینگ) استفاده شد. مدل ماده مورد استفاده جهت توصیف خواص ماده حافظه‌دار بر اساس انرژی ترمودینامیکی آزاد هلمهولتز (مدل آریشیو) بود. در این مطالعه عددی با ایجاد طرحی جدید از استنت، خواص مکانیکی مختلف و تغییر پارامترهای هندسی آن، عملکرد مکانیکی استنت‌ها به روش تحلیل المان محدود و مقایسه با نتایج تجربی مورد ارزیابی قرار گرفت. پارامترهای هندسی تغییر داده شده استنت، ضخامت، تعداد خمش و زاویه بین بازوهای استنت است. کاهش ضخامت استنت‌ها از 0/3 به 0/2 میلی‌متر در زاویه بین بازوهای و تعداد خمش‌های یکسان استنت، باعث کاهش سفتی به میزان 37/87 درصد، کاهش نیروی استحکام مکانیکی شعاعی جهت باز کردن مجاری (COF) به میزان 50 درصد، کاهش نیروی شعاعی به میزان 38/35 درصد و افزایش جابجایی به میزان 0/2 درصد شد. استنت‌های با ضخامت کمتر به دلیل حلقه هیستریزس مکانیکی (ابرخشسانی) کاملتر، استحکام مکانیکی شعاعی جهت باز کردن مجاری (COF) کمتر، استحکام مکانیکی مقاومت کننده شعاعی مربوط به مجاری (RRF) بیشتر، نیروی شعاعی کمتر، سفتی کمتر، جابجایی بیشتر، تنش کمتر، کرنش بیشتر در نقاط بحرانی استنت و تشکیل درصد بالای مارتنزیت در کرنش کمتر، در ساختار استنت مطلوب می‌باشند. تمام مدل‌های استنت رفتار ابرکشسانی متأثر از استحاله مارتنزیت را ارائه دادند. این مطالعه عددی می‌تواند یک راه مناسبی برای بررسی رفتار مکانیکی استنت‌های مورد کاربرد در سیستم تنفسی با توجه به اثرات پارامترهای هندسی ارائه نماید.

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 28 تیر 1400
داوری اولیه: 11 شهریور 1400
پذیرش: 11 مهر 1400

کلیدواژگان:

استنت آلیاژ حافظه‌دار
ارزیابی محاسباتی
سیستم تنفسی
پارامترهای هندسی

Computational evaluation of the effect of geometric parameters on the mechanical performance of shape memory alloy stents for use in the breathing systems

Fardin Nematzadeh^{*}, Mehdi Farahani

Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran

* P.O. Box 38156-88349, Arak, Iran

Article Information

Original Research Paper
Received: 19 July 2021
First Decision: 2 September 2021
Accepted: 3 October 2021

Keywords:

Shape memory alloy stent
Geometric parameters
Numerical study
Breathing systems

Abstract

The performance of stents is mechanically highly dependent on their geometry, in which geometric parameters such as length, thickness, width, diameter of the wire, inner diameter, number of vertices and angles between the stent arms can be pointed out. In the present study, the finite element method was used to study the effects of geometric parameters on superconductive behavior of new geometries Z- Shape of shape memory alloy stent for application in the trachea using a radial loading (crimping) test. The material model used to describe the properties of a shape memory material based on the Helmholtz free thermodynamic energy (Auricchio model). In this numerical study by creating a new design of the stent and by choosing different mechanical properties and changing its geometric parameters, the mechanical performance of the stents was evaluated using finite element analysis with empirical verification. The modified geometric parameters are the thickness, number of vertices and angles between the stents. Reducing the thickness of the stents from 0.3 to 0.2 mm in the same of angle between the length and the number of bends of the stent causes reducing the stiffness = 37.87%, reducing the radial mechanical strength to open ducts (COF) = 50%, reducing the radial force = 38.35% and increasing displacement = 0.2%. The stents with lower thickness have a better mechanical performance due to more complete mechanical hysteresis loop, less radial mechanical strength to open ducts (COF), more radial resistive mechanical strength related to ducts (RRF), less radial force, less stiffness, more displacement, less stress, high strain at stent critical points, and high martensite formation at less strain. All stent models exhibited the superelasticity behavior due to martensite transformation. This numerical study can provide a good way to study the mechanical behavior of stents used in the respiratory system with respect to the effect of geometric parameters.

Please cite this article using:

F. Nematzadeh, M. Farahani, Computational evaluation of the effect of geometric parameters on the mechanical performance of shape memory alloy stents for use in the breathing systems, Iranian Journal of Manufacturing Engineering, Vol. 8, No. 7, pp. 52- 65, 2021 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

1- مقدمه

از شایع‌ترین بیماری‌ها، گرفتگی عروق یا تصلب شرایین است که طی آن دیواره رگ ضخیم و کانال عروقی باریک می‌شود و نتیجه آن نقص و اختلال در جریان خون است. نای اندامی لوله مانند در دستگاه تنفسی است که از انتهای حنجره آغاز و به سیستم تنفسی نهایی ختم می‌شود. این عضو حدود 12 سانتی‌متر طول و 2 سانتی‌متر قطر دارد. سیستم تنفسی وظیفه انتقال هوا را به درون شش‌ها برعهده دارد. در طول سیستم تنفسی 16 تا 20 قطعه غضروفی C شکل وجود دارد. نای را برای چندین بیماری مانند تنگی مجرا، تومور و سرفه مزمن مورد مطالعه قرار می‌دهند. به خصوص تنگی مجرا، که یک کاهش غیرطبیعی قطر نای است. بسیاری از روش‌های موجود برای درمان تنگی سیستم تنفسی مانند گشادگی نای، برش تنگی و پیوند (الحاق از درازا بعد از برش یک قسمت نای یا بازسازی و احیاء) هستند. ایمپلنت‌های استنت‌گذاری درون نایی، پروتزهای نایی یا نایژه هستند که برای تسهیل کردن مسیر هوا در قسمتی از نای که دچار انسداد شده است، مناسب هستند. استنت‌های نای و نایژه‌های مختلف برای درمان انسداد مسیر هوا در طب انسانی استفاده می‌شوند [1، 2]. استنت‌گذاری درون نای، یک درمان رایج برای اختلالات نای مانند تنگی مجرا، سرفه مزمن یا پدیده تنگی نفس است. با توجه به رفتار ساختمانی دیواره نای، مقالات گوناگونی روی پراکندگی خواص مکانیکی بافت‌های مختلف تشکیل دهنده آن کار کرده‌اند، اما تنها تعداد محدودی از آنها این رفتار مکانیکی را برای انسان تحلیل نموده‌اند. در نتیجه تلاش برای دستیابی به استنت‌هایی در طرح‌هایی جدید با هدف بهبود جریان هوایی نای بعد از کاشتن پروتز امری ضروری و حائز اهمیت است. بنابراین بهبود ویژگی‌های استنت مانند به حداقل رساندن اندازه هندسی آن و در عین حال کاهش روند زمان بهبود بیمار، جراحی و کاشت استنت با حداقل تهاجم از طریق بهینه‌سازی خواص مادی و طراحی شکل استنت از طریق شبیه‌سازی‌های کامپیوتری به جای آزمایشات تجربی در جهت کاهش هزینه‌های مادی و زمان بسیار مفید و مقرون به صرفه است [3-5]. آرزوی و همکاران [6] یک روش آنالیز المان محدود را برای تهیه معیارهای کمی از دامنه کرنش استنت و کرنش متوسط که توسط بار ضربه‌ای چرخه‌ای تولید شده انجام دادند، هدف از این کار پیش‌بینی عمر و بهینه‌سازی طرح استنت با کاهش دامنه کرنش و کرنش متوسط روی استنت بود، آنها دریافتند که بهینه‌سازی متغیرهای طراحی استنت عملکرد بهتری در برابر خستگی نشان می‌دهند و همچنین دامنه کرنش

و کرنش متوسط توسط بار ضربه‌ای بعد از استقرار استنت تولید می‌شود با افزایش بیشتر اندازه ابعاد استنت افزایش می‌یابد و همچنین بهینه‌سازی طول و سطح متقاطع قفل نگهدارنده عمر خستگی را افزایش خواهد داد. کلینستروورا و همکاران [7] آنالیز اجزاء محدود استنت لوله‌ای لوزی شکل را تحت بارگذاری چرخه‌ای انجام دادند. اثرات کریمپینگ، استقرار، و بارگذاری چرخه‌ای روی عمر خستگی و نیروی شعاعی را برای دو نوع ماده از جنس آلیاژهای حافظه‌دار با خواص مکانیکی مختلف شبیه‌سازی کرده و دریافتند که آلیاژ حافظه‌دار با کرنش و استحکام مکانیکی بالا، مقاومت خستگی بالاتری را نشان می‌دهد. کومار و همکاران [8] در زمینه بهینه‌سازی مواد خود انبساطی استنت دریچه‌ای، رفتار فیزیکی یک طرح استنت دریچه‌ای، اثرات را با استفاده از آنالیز اجزاء محدود بررسی کردند. اثرات کریمپینگ را برای دو نوع ماده واقعی از جنس آلیاژهای حافظه‌دار مختلف را شبیه‌سازی کردند، نتایج آنها نشان داد که هر دو نوع استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار عملکرد کریمپینگ خوبی دارند و تجزیه و تحلیل انجام شده به درک محدوده جابجایی استنت در معرض فشارهای فیزیولوژیکی وارد شده توسط قلب و جریان خون در طی شرایط قلبی-عروقی غیرعادی برای اهداف تولیدی کمک می‌کند.

نعمت زاده و همکاران [9] اثرات پارامترهای طراحی و دمای پایان آستنیتی (A_f) را روی رفتار ابرکشسانی استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار برای مجرای صفراوی، با استفاده از آنالیز اجزاء محدود بررسی کرده و دریافتند که استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار با دمای $A_f=24$ درجه سانتی‌گراد و زاویه بخش درونی 65 درجه بهترین کارایی مکانیکی را برای کاربردهای بالینی دارند و همچنین 1 درجه تغییر در بخش درونی استنت و 2 درجه تغییر در دمای A_f می‌تواند کارایی مکانیکی استنت را بهبود نماید. امیرجانی و همکاران [10] یک مدل طراحی چندپارامتری با کامپیوتر برای بهینه‌سازی طراحی استنت را انجام دادند. نتایج نشان داد که طرح‌های استنت بهینه‌سازی شده با پایداری ابعادی بالا و مقدار حداقل تنش فون میزز را دارد (به عنوان مقایسه 52 مگاپاسکال برای از جنس آلیاژهای حافظه‌دار و 54 مگاپاسکال برای فولاد زنگ نزن L316). آنها دریافتند طرح‌های استنت بهینه‌سازی شده ضریب مقاومت خستگی بهتری به علت تنش میانگین کمتر نشان می‌دهند و استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار می‌توانند احتمال خطر تنگی مجدد و حساسیت به التهاب پوست محل اتصال را به علت یون Ni آزادشونده افزایش دهند. گارسیا و

می‌تواند در دوره نوسازی بالینی موثر واقع شود. گلیودوری و همکاران [17] مدل سازی محاسباتی استنت‌های بافته شده را با استفاده از روش اجزاء محدود با نمایش دقیق تعامل بین سیم‌های متصل بر اساس معادلات مرتبط با فنرهای پیچشی در نقاط تلاقی سیم‌ها و فنرهای کششی در جهت طولی سیم‌ها را با هدف جذب اثر سفت کننده غشای پلیمری انجام دادند. شبیه‌سازی‌ها نشان داد که مدل پیشنهادی قادر به پیش بینی رفتار (به طور قابل توجهی غیر خطی) استنت‌ها در هنگام قرار گرفتن در معرض بارهای چرخه شعاعی و محوری بوده و در هر صورت خطاها در پایان مرحله فشرده‌سازی از 0/5 تا 10 درصد متغیر است.

سیارا و همکاران [18] استنت‌های با سیم بافته شده دارای انعطاف پذیری متمایز با طیف گسترده ای از پارامترهای طراحی قابل تنظیم شامل زاویه بافت، قطر سیم و الگوی بافت را در توسعه سیستم‌های استنت‌های پلیمری تحت پوشش برای کاربرد در ترمیم اندوواسکولار را با استنت فلزی نایتینولی با زوایای توری متفاوت از 30 تا 60 درجه بدون پوشش در شرایط بارگذاری فشرده سازی شعاعی، کشش محوری، تغییر شکل پیچشی و آزمایش افزایش طول مورد مطالعه و مقایسه قرار دادند. نتایج نشان می‌دهد که پاسخ استنت‌های بافته شده با سیم فلزی و سیم پوشیده شده به شدت تحت تأثیر زاویه بافت است. استنت فلزی نایتینولی مقاومت مکانیکی بالاتری تحت بارگذاری شعاعی و محوری زمانی که جهت بارگیری با جهت سیمها نزدیک تر باشد، نشان می‌دهد. استنت‌ها با پوشش پلیمری رفتار سفت تری در تمام زوایای بافت نشان داده و در برخی موارد، این می‌تواند تا دو مرتبه بیشتر از سیستم‌های پوشش ضخیم تر در نظر گرفته شود. استنت‌های بافته شده با سیم با زاویه بافت 30 و 45 درجه پتانسیل بسیار خوبی را برای استفاده در کاربردهای استخوان را دارد. همچنین سیارا و همکاران [19] یک کار محاسباتی برای پیش بینی عملکرد استنت‌های بافته شده با پوشش و بدون پوشش استنت فلزی نایتینولی، را با ارزیابی سیستماتیک تأثیر پارامترهای مختلف بافت و پوشش ارائه کردند. نتایج شبیه سازی نیروی شعاعی و تغییر شکل پیچشی تطابق خوبی را با داده‌های تجربی با محوریت زاویه بافت در طیف وسیعی از زوایای بافت و ضخامت پوشش برای استنت‌های بافته شده نشان دادند. همچنین نتایج نشان داد که افزودن یک پوشش پلیمری به یک استنت سیمی بافته شده باعث واکنش شعاعی سفت تری می‌شود. این مطالعه اولین مدل محاسباتی معتبر برای سیستم‌های استنت سیمی

همکاران [11] تأثیر پارامترهای هندسی روی نیروی شعاعی متغیر طراحی جدید یک استنت خود منبسط شونده برای بهبود تعامل با رگ را بررسی کردند. با استفاده از شبیه‌سازی‌های المان محدود، آنالیز پارامتری یک استنت تجاری برای تخمین تأثیر متغیرهای هندسی، شعاع و ضخامت‌های قفل نگهدارنده پیرامونی و قطر اولیه استنت را انجام دادند. آنها دریافتند که استنت با نیرو شعاعی متغیر، کاهش قابل توجه فشار در سرتاسر دیواره رگ درونی مناطق سالم نسبت به استفاده استنت با نیروی شعاعی ثابت را نشان می‌دهد. استفاده از استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار برای جراحی اندوواسکولار در رگ‌های تا حدی مسدود شده، به علت زیست‌سازگاری بالا، خواص خود منبسط شوندگی و با توجه به طرح‌های شکل استنت برای بازنگه‌داشتن رگ نقش مهمی بازی می‌کند. وانگ و همکاران [12] با استفاده از روش بهینه سازی پاسخ سطحی و روش اجزاء محدود، پارامترهای هندسی موثر بر عملکرد استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار برای کاربرد در مهره‌های بدن را مشخص کرده و نتیجه گرفتند که نیروی مقاومته شعاعی استنت تحت تأثیر استحاله فازی نقش اصلی را در این زمینه بازی می‌کند. زینگ و همکاران [13] رفتار مکانیکی استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار بافته شده برای بدست آوردن طرح بهینه استنت، اثرات زاویه‌ها، قطرهای سیم و پیکربندی‌های بافته شده سیم‌ها را در حین کریمپینگ با در نظر گرفتن استحکام مقاومت شعاعی، ارتفاع طولی و عدم تحرک استنت را با استفاده از روش اجزاء محدود مورد مطالعه قرار دادند. کومار و همکاران [14] یک تکنیک ابتکاری با در نظر گرفتن میزان انحنای استنت در شبیه سازی به روش اجزاء محدود ارائه کردند. در این روش استنت با در نظر گرفتن شرایط دقیق مرزی و با اعمال کرنش شعاعی در جهت کاهش قطر آن برای کاربرد کلینیکی طراحی شد. جایندیرانا و همکاران [15] مراحل ترمیم آنوریسم آئورت و درون عروق آئورت را با در نظر گرفتن کرنش کریمپینگ، تنش نهایی و نیروهای تماس با ساختار جریان خون را در استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار مدل سازی کردند.

السیسی و همکاران [16] تأثیرات استحکام نیروی شعاعی استنت فلزی را با در نظر گرفتن رفتار حرارتی محیطی و فاکتورهای طراحی موثر بر عملکرد استنت-گرفت را بدست آورده و در نتیجه نشان دادند که پیوند استنت با استفاده از مدل خوکی در کنترل و کاهش درد در داخل بدن بسیار موثر است. رویکردهای جدید باعث بهبود سریع جریان خروجی شده، که

Table 2 Material characteristics based on Auricchio model [9, 21, 22].

جدول 2 خصوصیات ماده بر اساس مدل آریشویو [9, 21, 22]

| خصوصیات ماده | نمونه شماره 1 | نمونه شماره 2 |
|-----------------------------|---------------|---------------|
| E_A | 24100 | 20700 |
| ν_A | 0/33 | 0/33 |
| E_M | 17800 | 11700 |
| ν_M | 0/33 | 0/33 |
| ϵ^L | 0/054 | 0/055 |
| $(\delta\sigma/\delta T)_L$ | 5/32 | 5/32 |
| σ_L^S | 390 | 344 |
| σ_L^E | 401 | 363 |
| T_0 | 37 | 37 |
| $(\delta\sigma/\delta T)_U$ | 5/32 | 5/32 |
| σ_U^S | 112 | 58 |
| σ_U^E | 93 | 42 |
| σ_{CL}^S | 0.0 | 0.0 |
| ϵ_V^L | 0/054 | 0/055 |
| A_f | 22 | 24 |

بافته شده با پوشش بوده و پتانسیل بسیار خوبی برای استفاده در طراحی آینده این دستگاهها برای طیف وسیعی از کاربردها دارد.

با وجود بررسی عددی رفتار استنت‌ها برای کاربرد در بخش‌های مختلف بدن، مطالعه عددی در مورد تأثیر پارامترهای هندسی استنت Z شکل با مقطع مربعی از جنس آلیاژ حافظه‌دار مبتنی بر خواص مواد برای کاربرد در سیستم تنفسی نای تاکنون ارائه نشده است. در این مقاله بعد از تشریح فرایند طراحی استنت، مقایسه نتایج عددی و تجربی ارزیابی مدل ماکروسکوپی برای توصیف خواص ماده از جنس آلیاژهای حافظه‌دار مورد استفاده، شرایط مرزی حاکم بر اعمال بارگذاری شعاعی روی استنت‌ها توضیح داده شده و در ادامه با معرفی شاخصه‌های ارزیابی استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار، نتایج و بحث بر اساس شاخصه‌های مذکور صورت گرفت.

2- تشریح فرایند مدل‌سازی

1-2- فرایند طراحی استنت آلیاژهای حافظه‌دار

پس از گسترش روش آنالیز المان محدود و به کارگیری این روش تحلیل در غالب بخش‌های مهندسی این روش توانسته به دلایل متعددی در مباحث مربوط به طراحی و تولید تجهیزات پزشکی نیز جایگاه خود را به دست آورد. یکی از این حوزه‌ها مربوط به طراحی‌های مربوط به ساختارهای ریز و ظریف پزشکی نظیر استنت می‌باشد. در این مقاله با ایجاد طرحی جدید از استنت با تغییر ضخامت استنت مقطع مربع شکل و پارامترهای هندسی ذکر شده، عملکرد مکانیکی استنت‌ها، با استفاده از تحلیل المان محدود در نرم‌افزار آباکوس مورد ارزیابی قرار گرفت. مشخصات هندسی استنت‌ها در جدول‌های 1 و 2 دیده می‌شود. همان‌طور که در شکل 1 بازوی یک حلقه استنت با فلش نشان داده شده به صورت مستقیم می‌باشد. این بازوها در شرایط واقعی قوس‌دار هستند که در شبیه‌سازی‌های انجام شده در کارهای دیگران از آن صرف‌نظر شده است.

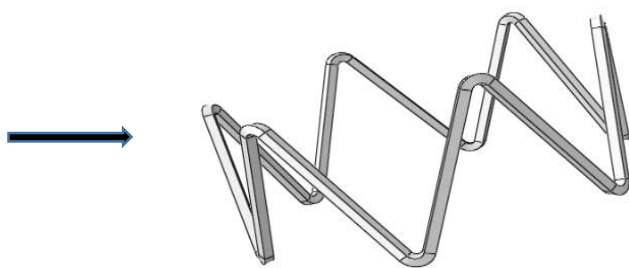


Fig. 1 Schematic of the geometry of a stent ring

شکل 1 شماتیک هندسه یک حلقه استنت

برای نزدیک‌تر شدن طراحی‌ها به نمونه‌های واقعی استنت، امکان دسترسی بیشتر به تغییرات در هندسه مدل، استفاده از خواص تقارن محوری جهت کاهش محاسبات و همچنین برای پیشگیری از مشکلات مش‌زنی، طراحی‌های مربوط به هندسه استنت‌ها در نرم‌افزار آباکوس انجام شد. مطابق شکل 2 با در نظر گرفتن استنت به صورت باز شده روی سطح دو بعدی و انجام محاسبات دقیق، به این صورت که محیط استنت یا همان طول کلی باز شده استنت به تعداد بازوهای استنت تقسیم شده است و شعاع انحنا استنت برابر با 0/3 میلی‌متر می‌باشد (مقدار این انحنا با طول افقی انحنا در دو بعد برابر است) از این اندازه کم شده است، در نتیجه اندازه طول افقی هر بازو با بازوی بعدی بدست می‌آید، سپس با منظور کردن زاویه مختص هر استنت و انجام محاسبات ریاضی و بدست آوردن طول هر بازو و ارتفاع هر زیگزاگ از استنت، طرحی جدید از بازوها و هندسه استنت ارائه

Table 1 Geometric characteristic of Stents

جدول 1 مشخصات هندسی استنت‌ها

| مقطع استنت میلی‌متر: t | زاویه بین بازوها استنت درجه: α | تعداد خمش: n | استنت |
|------------------------|---------------------------------------|--------------|-------|
| 0/2 | 65 | 4 | 1 |
| 0/3 | 65 | 4 | 2 |
| 0/2 | 66 | 6 | 3 |
| 0/3 | 66 | 6 | 4 |

شده که به نمونه‌های واقعی بسیار نزدیکتر بوده و بازوهای استنت به صورت قوس‌دار و همچنین مقطع استنت آلیاژ حافظه‌دار مربعی در نظر گرفته شده است.

2-2- اعتبارسنجی نتایج مدل آلیاژهای حافظه‌دار

برای اعتبارسنجی تئوری به کار گرفته شده بر مبنای کارهای آریشيو در زیر برنامه‌های نرم‌افزار آباکوس قبل از انجام تست‌ها، ابتدا یک المان از ماده‌ی از جنس آلیاژهای حافظه‌دار در نظر گرفته شد و نتایج عددی حاصل از آن با نتایج تجربی مقایسه شد. مطابق شکل 3 با مقایسه نتایج تجربی با نتایج محاسباتی مشخص شد، مدل آریشيو تطابق مناسبی با نتایج تجربی دارد. و در نتیجه تعریف خواص مواد بصورت زیربرنامه مبتنی بر تئوری آریشيو انجام پذیرفت. جدول 2 خصوصیات ماده استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار بر اساس مدل آریشيو را نشان می‌دهد.

فرآیند اتساع بصورت جابجایی در نظر گرفته شد. برای انجام تست ارزیابی عملکرد استنت‌ها (تست کریمپینگ)، بین استنت و پوسته استوانه‌ای در هر دو مرحله انقباض و انبساط تماس صفحه با صفحه وجود دارد. از آنجا که بین دو قطعه استنت و کریمپر تماس برقرار است، تماس از نوع سطح به سطح بوده و بنابراین یک سطح به عنوان سطح Master و سطح دیگر به عنوان سطح Slave تعیین شد. رفتار تماسی خطی و رابطه فشار-تداخل از نوع تماس سخت در نظر گرفته شد، با این نوع از رفتار تماسی، نفوذ سطح Slave در Master در نقاط تماسی تعریف شده، مینیمم شده و اجازه انتقال تنش کششی در سطوح مشترک داده نمی‌شود. به عبارت دیگر با رسیدن دو جسم به یکدیگر، یک فشار بین دو جسم ایجاد شده و با نفوذ بیشتر قطعات در یکدیگر، فشار افزایش خواهد یافت. بدیهی است که با صفر شدن مقدار فشار، جدایش بین سطوح قابل تشخیص خواهد بود. شکل 4 شماتیک تست کریمپینگ را نشان می‌دهد. میزان کریمپینگ (بارگذاری شعاعی) براساس کارهای انجام شده پیشین حدود 50-60 درصد کاهش قطر می‌باشد [9]، که این مقدار در این تحقیق 60 درصد اعمال شد. در مرحله منقبض شدن و باز شدن استنت شرایط مرزی به گونه‌ای تعیین شد که امکان لغزشی و چرخش استنت درون صفحه‌ی استوانه‌ای وجود نداشته باشد و استنت فقط در جهت شعاعی امکان جمع شدن و در یک جهت از محور Z نیز امکان تغییر طول را داشته باشد. در این شرایط برای تعیین شرایط مرزی از مختصات استوانه‌ای استفاده شد، تمام درجات آزادی دیگر پوسته استوانه‌ای سلب شد. مساله مهم در این قسمت نوع بارگذاری است، سه شرط مرزی با نوع جابجایی/چرخش برای شبیه‌سازی تعیین شد. دو شرط مرزی در مرحله اولیه تعریف شد، به این حالت که در شرط مرزی اولی کریمپر در سه جهت U_1 ، U_2 و U_3 ثابت شد و در مرحله 1 و مرحله 2 غیرفعال شد. در شرط مرزی دوم با تعریف یک مجموعه گره در قسمت انتهایی یک سر استنت به عنوان ناحیه در نظر گرفته شد، گره‌های یک سر استنت در جهت چرخشی U_2 و در جهت طول کریمپر U_3 ثابت شد، تا استنت درون مجرا حرکت نداشته باشد. این شرط دوم در مرحله 1 و مرحله 2 ادامه داشت. شرط مرزی سوم در مرحله 1 تعیین شد و در مرحله 2 ادامه یافت، با این کیفیت که مقدار جابه‌جایی در جهت U_1 که جهت شعاعی است، اعمال شد، همچنین در این قسمت یک دامنه با نوع جدولی تعیین شد. در نهایت در قسمت شرایط مرزی، پیش از شروع تحلیل باید اثر میدان دمایی یا تنش اعمال شده در مراحل پیشین به قطعه

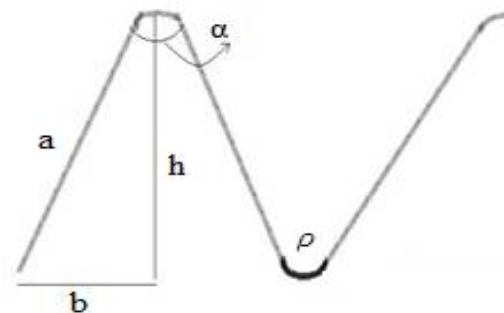


Fig. 2 Schematic of an open stent ring

شکل 2 شماتیک یک حلقه استنت به صورت باز شده

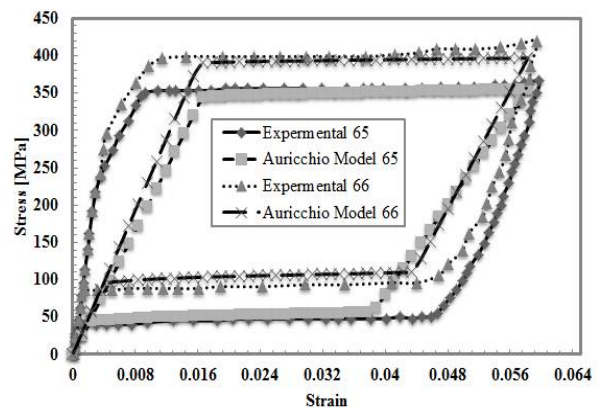


Fig. 3 Comparison between tensile behaviors of Nitinol based on material properties of Table 2 and Auricchio theory [9,21,22].

شکل 3 مقایسه رفتار کششی یک المانی از جنس آلیاژهای حافظه‌دار بر مبنای خواص ماده ذکر شده در جدول 2 و تئوری آریشيو [9, 21, 22].

2-3- نحوه بارگذاری، شرایط مرزی و المان‌بندی

با توجه به ویژگی ابرکشسان استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار

Table 3 Meshing size of stent samples

| نمونه‌ها | اندازه مش | تعداد المان | تعداد گره |
|----------|-----------|-------------|-----------|
| نمونه 1 | 0/12 | 3060 | 6894 |
| نمونه 2 | 0/1 | 3676 | 8280 |
| نمونه 3 | 0/08 | 10341 | 18400 |
| نمونه 4 | 0/06 | 13788 | 24529 |
| نمونه 5 | 0/04 | 57425 | 82729 |

Table 4 Maximum stress and force in different mesh sizes

| اندازه مش | 0/12 | 0/1 | 0/08 | 0/06 | 0/04 |
|-----------------|--------|-------|------|-------|--------|
| تنش (مگاپاسکال) | 163/6 | 1574 | 1539 | 742/1 | 836/7 |
| درصد تغییرات | - | 862 | 2/22 | 51/8 | 12/7 |
| نیرو (نیوتن) | 0/2899 | 1/622 | 2/37 | 1/238 | 0/5378 |
| درصد تغییرات | - | 459/5 | 46/1 | 47/7 | 56/5 |



Fig. 5 Mesh size (respectively from left: 0.04 / 0.06 / 0.08 / 0.1 / 0.12) شکل 5 اندازه مش (به ترتیب از چپ 0/12-0/1-0/08-0/06-0/04)

همان‌طور که در شکل‌های 6 تا 8 مشخص است مقدار توزیع تنش فون میزز در المان، مقدار توزیع نیرو در گره‌ها و مقدار توزیع تنش فون میزز در گره‌ها با کاهش اندازه مش از 0/06 تا 0/04 تغییر محسوسی نکرد و مقدار زمان حل با تغییر اندازه مش از 0/6 به 0/4، 7 ساعت افزایش یافت، بنابراین مقدار بهینه اندازه مش 0/06 تعیین شد و بر همین مبنا اندازه دانه‌بندی مش در تمام استنت در طی شبیه‌سازی 0/06 در نظر گرفته شد.

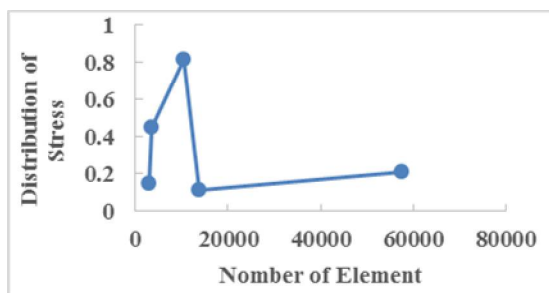


Fig. 6 Mesh sensitivity analysis including stress in the element شکل 6 آنالیز حساسیت مش با احتساب تنش فون میزز در المان

مورد نظر، بایستی در نظر گرفته می‌شد، که میدان از پیش تعریف شده مورد نظر، اعمال یک میدان مشخص از نوع دما به قطعه استنت در قالب بارگذاری initial و با مقدار 37 درجه سانتی‌گراد (دمای بدن) و ثابت در تمام ناحیه در نظر گرفته شد.

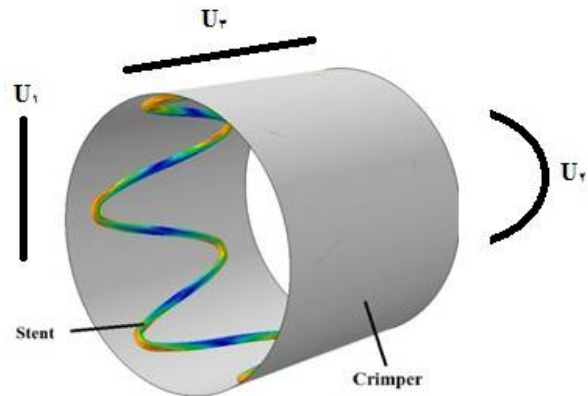


Fig 4 Schematic of Crimping test

شکل 4 شماتیک تست کریمپینگ

به دلیل اخذ دقت و کیفیت بالای نتایج، هندسه استنت‌ها با استفاده از المان‌های از نوع سه‌بعدی هشت گره‌ای با نام C3D8R مش‌بندی شد.

4-2- اعتبارسنجی نتایج بر اساس استقلال مش استنت‌ها

به منظور اطمینان از صحت گسسته‌سازی هندسی و اثبات عدم وابستگی پاسخ مکانیکی استنت به تعداد المان‌های بکار رفته در هندسه، به مطالعه آنالیز حساسیت به مش پرداخته شد. آنالیز حساسیت مش به سه روش: توزیع تنش فون میزز در المان، توزیع نیرو در گره‌ها و توزیع تنش فون میزز در گره‌ها انجام شد. به عنوان نمونه مطابق شکل 5، برای مدل استنت شماره 1 (جدول 1)، پنج اندازه مش مختلف در نظر گرفته شد. اندازه مش‌ها و مشخصات گره و المان هر استنت و همچنین ماکزیمم تنش فون میزز و ماکزیمم نیروی گره‌ای در جدول‌های 3 و 4 آورده شده است:

همان‌طور که در جدول 4 ملاحظه می‌شود هرچه دانه‌بندی ریزتر شده است، جواب‌ها به یکدیگر نزدیکتر شده‌اند. ماکزیمم تنش فون میزز در اندازه مش 0/12 در حد خیلی پایین (رفتار الاستیک) و در اندازه مش‌های 0/08-0/1 در حد تغییر فرم پلاستیک خیلی بالا بدست آمد. مقدار تنش فون میزز در اندازه 0/06 و 0/04 با مقادیر تنش فون میزز لازم جهت اخذ رفتار ایرکشسانی استنت‌ها متأثر از تنش با توجه به میانگین تغییرات نتایج تنش حدود 30 درصد در مقابل میانگین تغییرات حدود 400 درصدی تطابق مناسبی دارد.

از جنس آلیاژهای حافظه‌دار می‌گردد. همچنین افزایش طول پایه و تعداد رأس استنت‌ها و افزایش ضخامت باعث عملکرد ضعیف ابرکشسانی آنها می‌گردد [7-9، 23-20]. نتایج تنش فون میزز ماکزیمم و کرنش بدست آمده در 60 درصد کریمپینگ در شکل‌های 9، 10، 13 و 14 ارائه شده است.

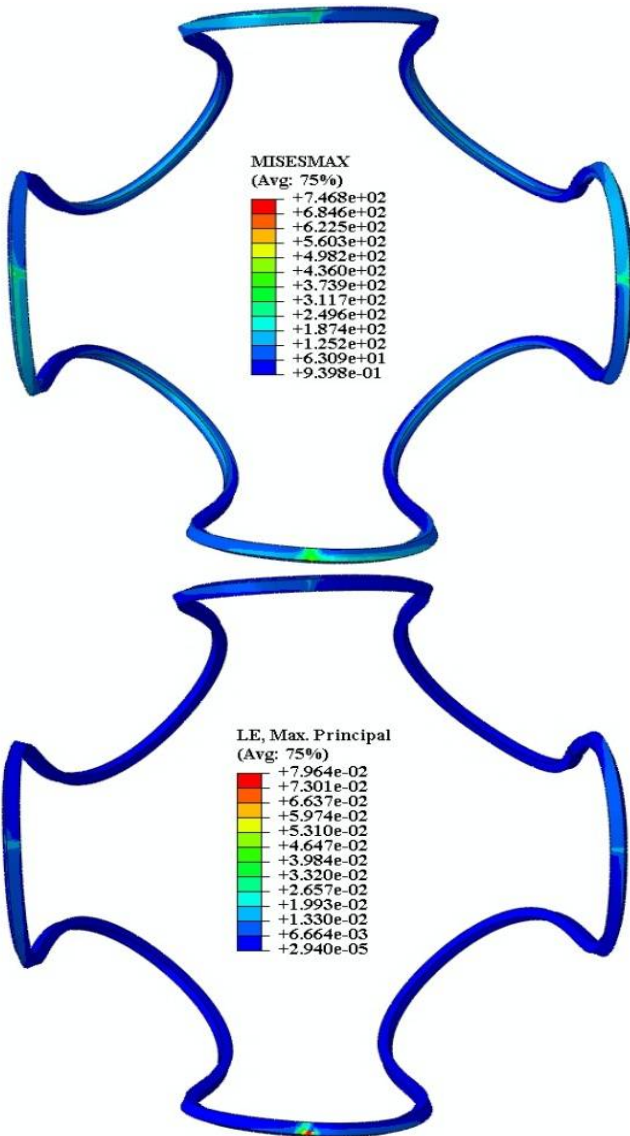


Fig. 9 Stress and strain contour of Stent 1

شکل 9 کانتور تنش فون میزز و کرنش در استنت 1

مطابق شکل‌های 9 و 10 و جدول 5، مقایسه نمونه‌های استنت 1 و 2 بیانگر افزایش تنش فون میزز از 746/8 به 842/8 مگاپاسکال و افزایش کرنش از 0/07964 به 0/1201 می‌باشد. حداکثر تنش در منحنی درونی نمونه استنت 1 کمتر از نمونه استنت 2 بوده، نمونه اولی نسبت به دومی به لحاظ مکانیکی (متأثر از تنش کمتر) برای کاربرد در سیستم تنفسی ترجیح داده می‌شود.

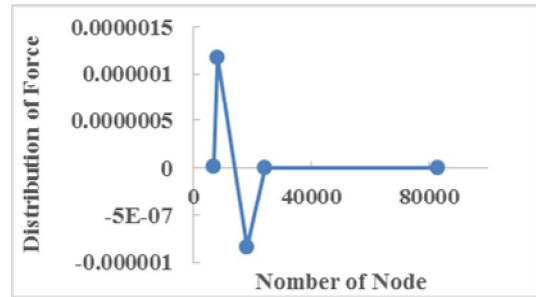


Fig. 7 Mesh sensitivity analysis including force in the node

شکل 7 آنالیز حساسیت مش با احتساب نیرو در گره‌ها

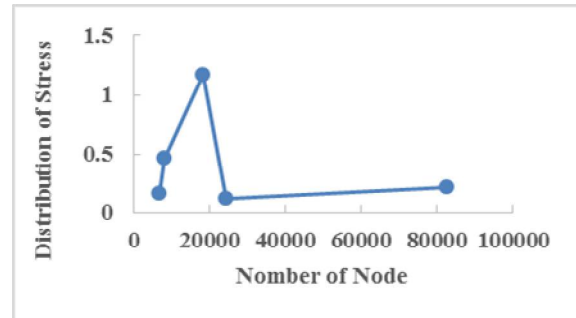


Fig. 8 Mesh sensitivity analysis including stress in the node

شکل 8 آنالیز حساسیت مش با احتساب تنش فون میزز در گره‌ها

3- نتایج و بحث

3-1- شاخصه‌های ارزیابی و ارائه نتایج کار حاضر

استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار، با ویژگیهای زیر، کاربرد مکانیکی و کلینیکی مطلوبی خواهند داشت. حلقه هیستریزیس مکانیکی (ابركشسانی) کامل، کمترین استحکام مکانیکی شعاعی جهت باز کردن مجاری¹، بیشترین استحکام مکانیکی مقاومت کننده شعاعی مربوط به مجاری²، کیفیت بخش تنش ثابت (در واقع کرنش تغییر حالت بالا)، تنش کمتر در نقاط بحرانی استنت، کرنش بالا (طول منطقه تغییر شکل ابرکشسان زیاد)، جایجایی حداکثر و تشکیل درصد بالای مارتنزیت در ساختار استنت [7-9]. از پارامترهای مهم در طراحی هندسی استنت‌ها که نقش ویژه‌ای در ایجاد خواص مطلوب استنت‌ها داشته و معادلات تحلیلی متعددی برای توصیف ارتباط هندسه استنت‌ها با خواص مکانیکی آنها وجود دارد، می‌توان به طول پایه استنت، ابعاد مقطع استنت، قطر داخلی استنت، تعداد رأس استنت، زاویه بین بازوهای استنت و درصد انقباض شعاعی استنت اشاره نمود. مطابق معادلات تحلیلی و برخی کارهای عددی انجام شده در این زمینه، افزایش قطر سیم استنت، قطر داخلی استنت، زاویه بین بازوهای استنت و درصد انقباض شعاعی استنت، باعث عملکرد مطلوب ابرکشسانی (هیستریزیس مکانیکی) استنت‌های

¹ COF: Chronic Outward Force

² RRF: Radial Resistive Force

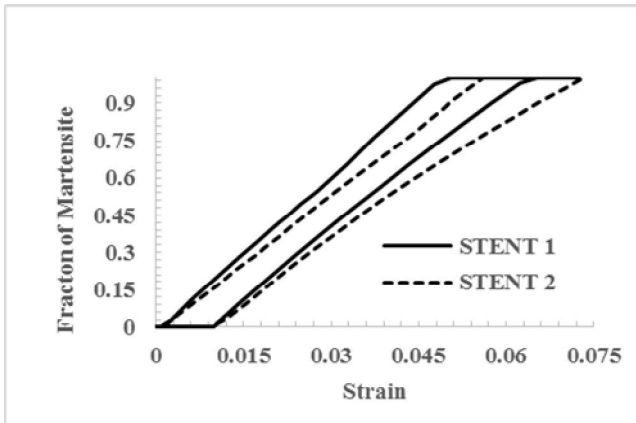


Fig. 12 Martensite - strain curve of Stent 1 and 2

شکل 12 منحنی درصد مارتنزیت- کرنش در استنت 1 و 2

حداکثر کرنش ماکزیمم در منحنی درونی نمونه استنت 1 کمتر از نمونه استنت 2 بوده، نمونه دومی نسبت به اولی به دلیل رفتار دینامیکی (متأثر از کرنش بیشتر) مطلوب ترجیح داده می‌شود. استنت 1 در مقایسه با استنت 2 که در آن‌ها متغیر تأثیرگذار فقط ضخامت بوده و پارامترهای دیگر یکسان هستند، ماکزیمم تنش کمتری داشته و کرنش در استنت 2 تقریباً دو برابر بیشتر بوده است. که از این جهت استنت 2 ارجحیت دارد. مطابق مطالعات پیشین [7-9]، استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار بایستی در منحنی تنش و کرنش مربوطه، ناحیه مارتنزیت تحت تنش برای نشان دادن رفتار ابرکشسانی را ارائه نمایند، مطابق شکل 11، نمونه استنت 1 و 2 ناحیه مارتنزیت تحت تنش در منحنی تنش و کرنش را نشان داده‌اند بنابراین برای کاربرد در سیستم تنفسی مناسب هستند. مطابق شکل 11 استنت 1 رفتار ابرکشسانی بهتری نشان داده و حلقه هیستریزیس آن کامل‌تر بوده، دارای RRF بیشتر و COF کمتر نیز می‌باشد. مطابق شکل 12، نمونه استنت 1 در کرنش کمتری استحاله مارتنزیتی کامل را داشته و به علت داشتن رفتار ابرکشسانی بهتر، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی و استحکام مکانیکی مقاومت کننده شعاعی بهتر، برای کاربرد ترجیح دارد. در هر دو استنت استحاله مارتنزیت کامل انجام شده و در استنت 2 کرنش استحاله در حد آستانه کرنش می‌باشد و در استنت 1 کرنش استحاله کمی کمتر از حد آستانه می‌باشد. در نهایت استنت 1 با ضخامت کمتر رفتار ابرکشسانی بهتری نشان داده و حلقه هیستریزیس آن کامل‌تر بوده، و با RRF بیشتر و COF کمتر برای کاربرد در سیستم تنفسی مناسب‌تر عمل می‌کند.

مطابق شکل‌های 13، 14 و جدول 5، مقایسه نمونه‌های استنت 3 و 4 بیانگر افزایش تنش فون میزز از 1299 به 2482

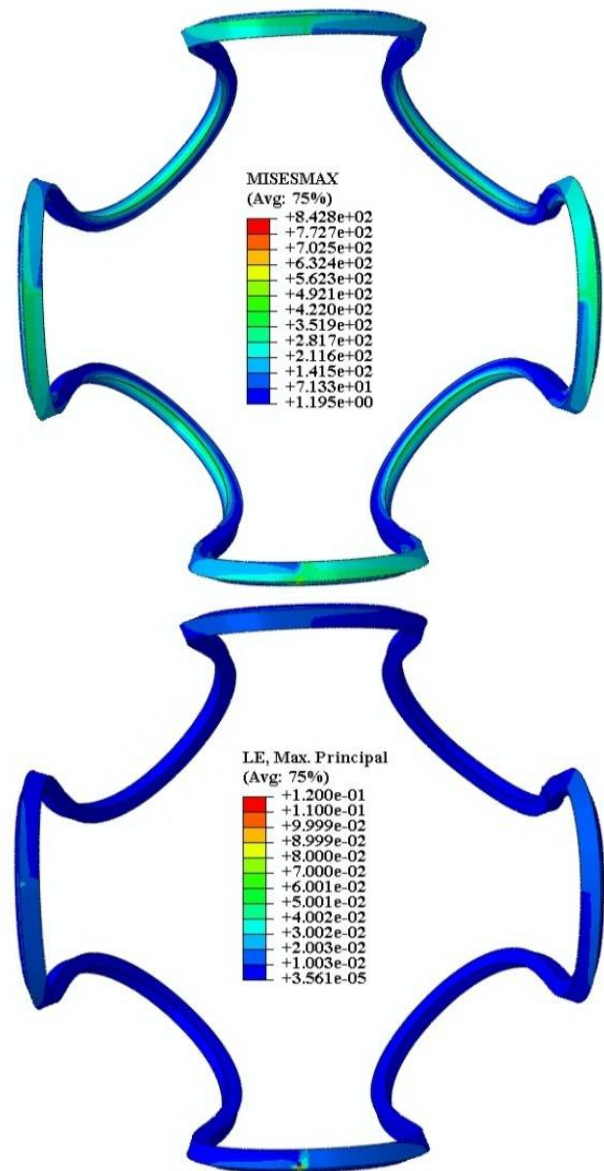


Fig. 10 Stress and strain contour of Stent 2

شکل 10 کانتور تنش فون میزز و کرنش در استنت 2:

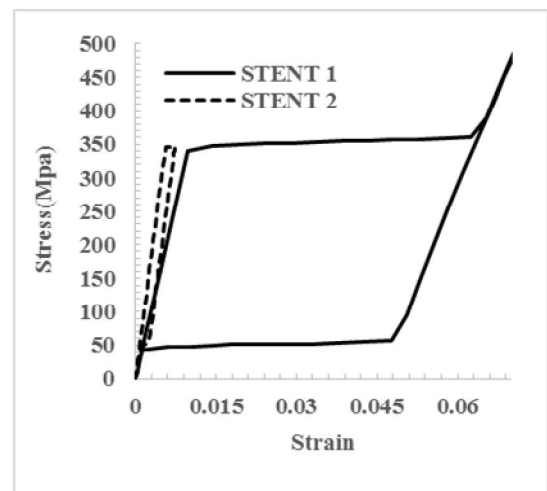


Fig. 11 Stress - strain curve of Stent 1 and 2

شکل 11 منحنی تنش فون میزز و کرنش استنت 1 و 2

مگاپاسکال و افزایش کرنش از 0/1076 به 0/1471 می‌باشد. حداکثر تنش در منحنی درونی نمونه استنت 3 کمتر از نمونه استنت 4 بوده، نمونه اولی نسبت به دومی به لحاظ مکانیکی (متأثر از تنش کمتر) برای کاربرد در نای ترجیح داده می‌شود. حداکثر کرنش ماکزیمم در منحنی درونی نمونه استنت 3 کمتر از نمونه استنت 4 بوده، نمونه دومی نسبت به اولی به دلیل رفتار دینامیکی (متأثر از کرنش بیشتر) مطلوب ترجیح داده می‌شود. مطابق مطالعات پیشین [7-9]، استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار بایستی در منحنی تنش و کرنش مربوطه، ناحیه مارتنزیت تحت تنش برای نشان دادن رفتار ابرکشسان ارائه نمایند.

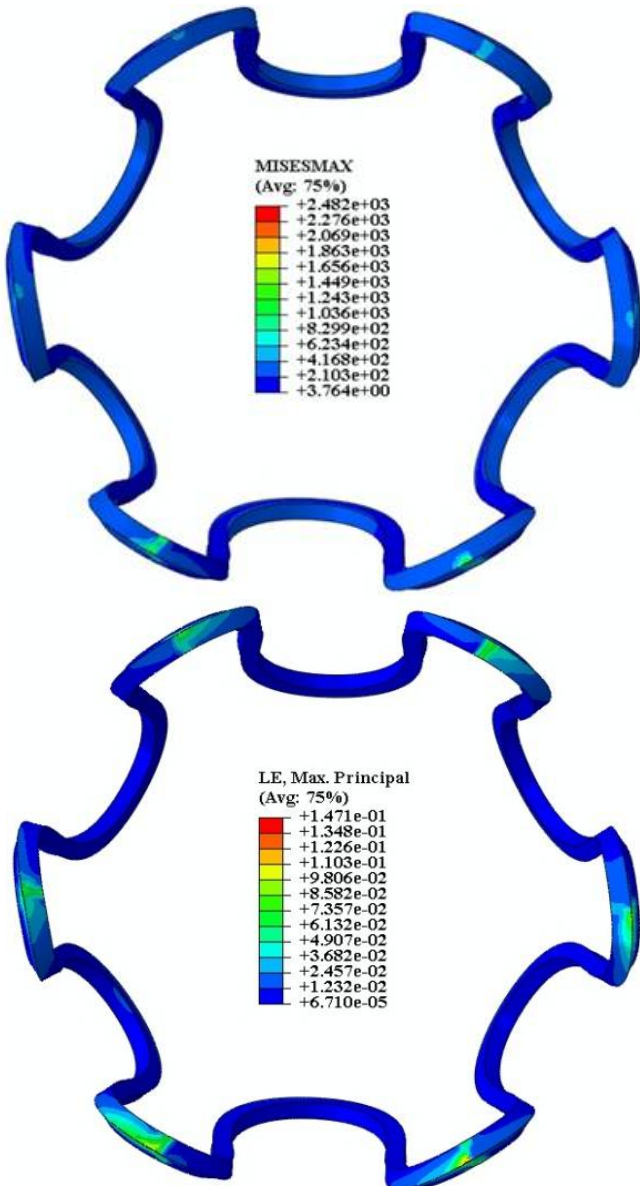


Fig. 14 Stress and strain contour of Stent 4

شکل 14 کانتور تنش فون میزز و کرنش لگاریتمی در استنت 4

Table 5 Results of the Stress - strain of the Stents

جدول 5 نتایج تنش فون میزز و کرنش استنت‌ها

| استنت | تنش فون میزز (MPa) | کرنش ماکزیمم |
|-------|--------------------|--------------|
| 1 | 746/8 | 0/07964 |
| 2 | 842/8 | 0/1201 |
| 3 | 1299 | 0/1076 |
| 4 | 2482 | 0/1471 |

مطابق شکل 15، هر دو نمونه استنت 3 و 4 ناحیه مارتنزیت تحت تنش در منحنی تنش و کرنش را نشان داده‌اند، بنابراین برای کاربرد در سیستم تنفسی مناسب هستند، مطابق شکل 16، در هر دو استنت استحاله مارتنزیت کامل انجام شده است. نمونه

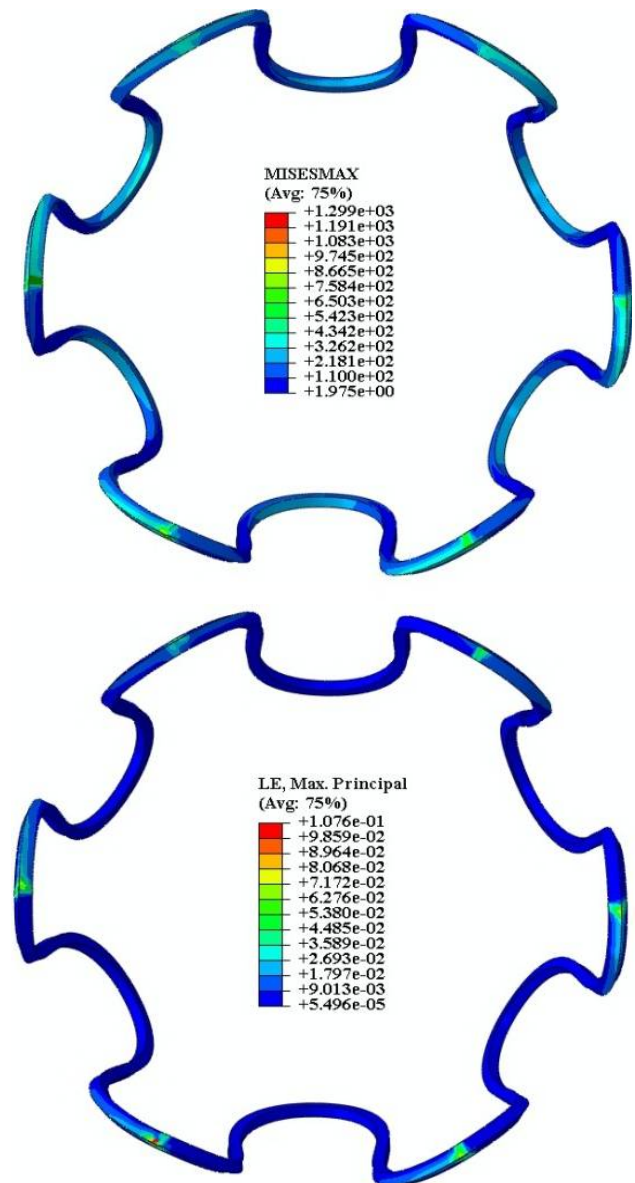


Fig. 13 Stress and strain contour of Stent 3

شکل 13 کانتور تنش فون میزز و کرنش لگاریتمی در استنت 3

4- حذف جابجایی در مدت اعمال بارهای محوری و برشی. اگر فقط ممان خمشی به‌عنوان انرژی کرنشی ذخیره شده در نظر گرفته شود، آنگاه می‌توان با طی مراحل زیر به نیروی شعاعی جهت محاسبه در استنت Z شکل رسید نسبت بین Fr (نیروی شعاعی) و هندسه و خواص ماده می‌تواند تقریب زده شود).

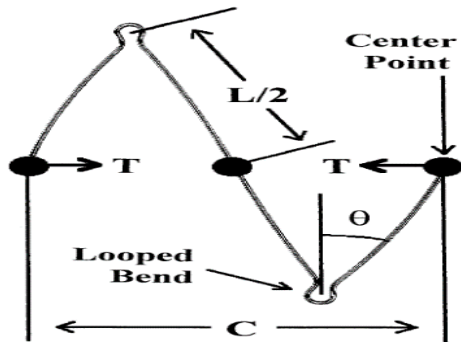


Fig. 17 Image of a stent bend

شکل 17 تصویر یک خم استنت

معادلات مورد استفاده برای این منظور به صورت زیر تعریف

می‌شود [24].

$$\Delta c = \frac{TL^3 \cos^2 \theta}{12EI} \quad (1)$$

$$T = \frac{6EI \Delta c}{nL^3 \cos^2 \theta} \quad (2)$$

$$K = \frac{6EI}{nL^3 \cos^2 \theta} \quad (3)$$

$$Fr = 2\pi T = 12\pi EI \Delta c (nL^3 \cos^2 \theta) \quad (4)$$

که در این روابط Fr معادل نیروی شعاعی است. Δc اختلاف بین میزان جابجایی خطی (c جابه‌جایی خطی، فاصله بین مرکز یک خم بالا و پایین استنت)، T نیروی خطی کششی، K ثابت فنر در میزان تغییر شکل Δc ، E مدول الاستیک، I ممان اینرسی مقطع مربعی، L طول بازوی استنت، n تعداد نقاط مرکزی بازوها¹ و θ نیمساز زاویه بین بازوهای استنت است. همچنین مطابق معادله زیر، ارتباط بین ابعاد هندسی استنت با نیروی بیرونی مزن وارده از طرف استنت به مجاری COF^2 را مشخص کرده است:

$$COF \approx Stiffness \approx tw^3/L^3 \quad (5)$$

که در آن t ضخامت، w پهنا، L طول و $Stiffness$ سفتی استنت Z شکل است [20].

نتایج محاسبات نیروی شعاعی برای تمام استنت‌ها در

استنت 3 در کرنش کمتری استحاله مارتنزیتی کامل را داشته (کرنش استحاله کمی کمتر از حد آستانه) و در استنت 4 کرنش استحاله در حد آستانه کرنش می‌باشد. در نهایت حلقه هیستریزیس مربوط به رفتار ابرکشسانی استنت 3 کامل‌تر بوده و دارای RRF بیشتر و COF کمتر می‌باشد، در نتیجه انتخاب استنت 3 مناسب‌تر است. همچنین کرنش استحاله در استنت 3 با ضخامت 0/2 میلی‌متر نیز بالاترین مقدار را داشته و از حد آستانه آن هم بیشتر است. کاهش ضخامت مقطع استنت باعث بهبود رفتار ابرکشسانی آن می‌شود.

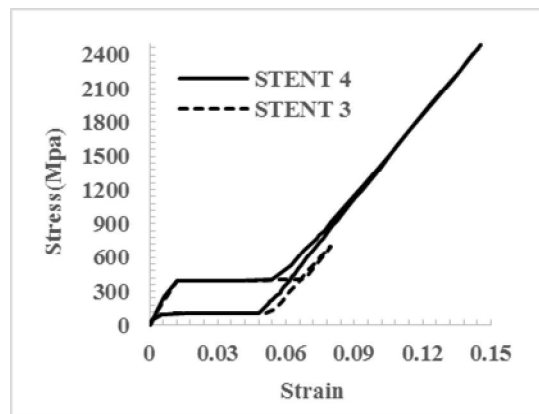


Fig. 15 Stress - strain curve of Stent 3 and 4

شکل 15 منحنی تنش-کرنش در استنت 3 و 4

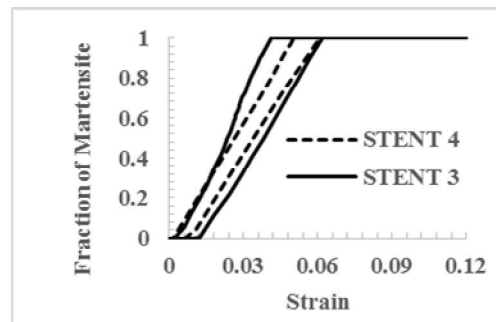


Fig. 16 Martensite - strain curve of Stent 3 and 4

شکل 16 منحنی درصد مارتنزیت-کرنش در استنت 3 و 4

مطابق تئوری‌های کاستیگلیانو، قوانین لاپلاس و هوک و با فرضیات زیر، با اعمال بار T به یک تیر خطی الاستیک (به یک انتهای فنر در حالت Z شکل صفحه‌ای نشان داده شده در شکل 17 طبق مرجع استفاده شده می‌توان از میزان جابه‌جایی، مقداری کمی از نیروی شعاعی استنت به دست آورد و آن را مورد تحلیل کیفی و کمی قرار داد.

1- صفحه‌ای باقی ماندن مقطع تسلیم بعد از خمش؛

2- چرخش نقطه مرکزی فنر و عدم تحرک در جهت عمود؛

3- سفتی کمتر حلقه‌های خمشی از مدول پایه‌های آن؛

¹ Center point

² Chronic Outward Force

شعاعی بالاتر برای کاربرد در گرفتگی‌های شدید مناسبتر باشد. محاسبه نیروی شعاعی مطابق جدول 6 و همچنین مقایسه نتایج استنت 3 و 4 در شبیه‌سازی نشان دهنده افزایش پیوسته نیروی شعاعی با افزایش ضخامت می‌باشد اما این نتیجه در مقایسه استنت 1 و 2 در شبیه‌سازی متفاوت بوده که می‌تواند به متغیرهای هندسی استنت نظیر تعداد باند خمش، زاویه بازوهای استنت، خواص مکانیکی و دمای پایان آستنیتی A_f مرتبط باشد. مطابق رابطه (5)، افزایش 50 درصدی ضخامت باعث افزایش سفتی و نیروی COF به همان میزان می‌شود و از آنجاییکه پایین بودن نیروی COF از مزیت‌های اصلی انتخاب استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار است، لذا از این جهت، استنت‌های شماره 1 و 3 مناسب‌ترین انتخاب هستند.

3-2- اعتبارسنجی و مقایسه کار حاضر با کارهای دیگران

یکی از نوآوری‌های این کار تغییرات گسترده رفتار ابرکشسانی دو نوع استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار در تفاوت فقط 1 درجه زاویه بازوهای استنت است. زوایای 65 و 66 مبتنی بر نتایج عملیات حرارتی پیرسختی آلیاژ حافظه‌دار نایتینول است که در طراحی هندسی استنت‌ها و تعیین خواص مکانیکی استنت‌ها مورد استفاده قرار گرفت. تفاوت رفتار مکانیکی استنت‌ها در خواص مادی ثابت متأثر از زوایای 65 و 66 درجه، در تغییرات ضخامت از 0/2 به 0/3 میلی‌متر و تعداد باندهای خمش 4 به 6 است. در مقایسه انجام شده استنت‌های 1 و 2 تعداد باند خمش ثابت و برابر 4 و استنت‌های 3 و 4 هم تعداد باند خمش ثابت و برابر 6 بوده است. با توجه به تفاوت‌های کلیدی موضوع و نتایج این مقاله با کارهای مشابه از جنبه‌های طراحی استنت نای مبتنی بر خواص مواد (عملیات حرارتی پیرسختی)، خواص مکانیکی (تنش- کرنش و رفتار ابرکشسانی)، بارگذاری شعاعی متناسب با میزان کاهش سطح مقطع در کاتر جهت جاگذاری در گرفتگی و بازکردن مجاری تنفسی نای و الزامات مربوط به ملاحظات کلینیکی (نظیر همراهی مناسب با مجاری گرفتگی و ...)، مقایسه تطبیقی امکان پذیر نیست، با این وجود با تشریح دو کار مرتبط که از آلیاژ حافظه‌دار نایتینولی استفاده نموده ولی بیشتر بر جنبه‌های کلینیکی رفتار استنت‌ها متمرکز شده است، تفاوت‌ها بیشتر نمایان می‌شود.

مالوی و همکاران [25] پاسخ دیواره نای یک بیمار سالم در شرایط تنفس و سرفه تحت کاشت استنت را توسط یک مدل اجزای محدود مبتنی بر تعامل ساختار سیال و تصاویر توموگرافی کامپیوتری هندسه نای انسان مورد تجزیه و تحلیل

جدول 6 و با استفاده از نیروی گره‌ای در جهت شعاعی، نمودارهای جابه‌جایی-نیرو در شکل‌های 18 و 19 نشان داده شده است.

جدول 6 نتایج نیروی شعاعی استنت‌ها

Table 6 Results of the Radial Force of the Stents

| استنت | F_r (N) | K (N/mm) | Δc (mm) |
|-------|-----------|------------|-----------------|
| 1 | 0/04525 | 0/00146 | 4/9323 |
| 2 | 0/072720 | 0/00235 | 4/9228 |
| 3 | 0/198797 | 0/00968 | 3/2672 |
| 4 | 1/047081 | 0/04902 | 3/3992 |

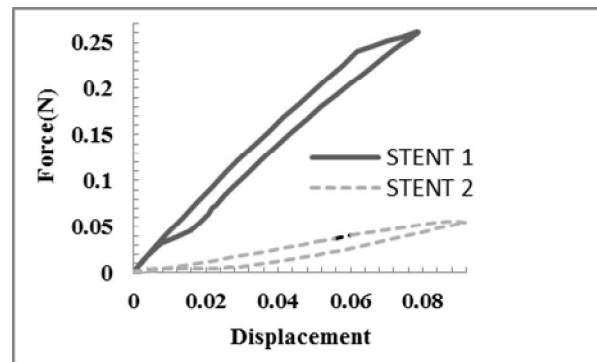


Fig. 18 Force-Displacement Curve of Stent 1 and 2

شکل 18 نمودار جابه‌جایی و نیرو در جهت شعاعی گره‌ای در استنت 1 و 2

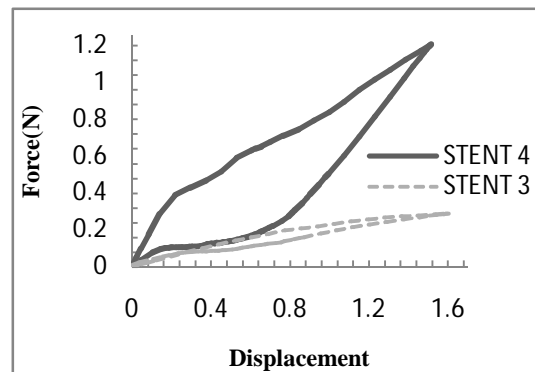


Fig. 19 Force-Displacement Curve of Stent 3 and 4

شکل 19 نمودار جابه‌جایی و نیرو در جهت شعاعی گره‌ای در استنت 3 و 4

مطابق شکل 18 و جدول 6، استنت 2 در مقایسه با استنت 1 در نیروی کمتری میزان جابه‌جایی بیشتری داشته، اما استنت 1 ماکزیمم نیرو بیشتری را ایجاد کرده است. میزان نیروی شعاعی آن‌ها با توجه به حلقه نیرو در بارگذاری و باربرداری تفاوت زیادی ندارد. همچنین مطابق شکل 19 و جدول 6، میزان جابه‌جایی بیشتر در استنت 3 در نیروی خیلی کمتری حاصل شده است، اما استنت 4 ماکزیمم نیروی بیشتر و حلقه کاملتری ایجاد کرده است بنابراین به نظر می‌آید استنت 3 برای گرفتگی‌های خفیف مناسبتر ولی استنت 4 به دلیل نیروی

ایجاد تنش‌های اضافی در لبه در هنگام بارگذاری و باربرداری صرف‌نظر شد. از مدل ماکروسکوپی مبتنی بر مدل ترمودینامیکی انرژی آزاد هلمهولتز آریشیو به دلیل تطابق بیشتر با نتایج تجربی استفاده شد. این مدل بر اساس المان محدود غیر خطی سه بعدی، توانایی پیش بینی رفتارهای مکانیکی و کلینیکی استنت‌های آلیاژ حافظه‌دار با خاصیت ابرکشسان برای کاربرد در سیستم تنفسی را دارند. استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار بر اساس شاخصه‌های ارزیابی مبتنی بر تحلیل نمودارهای تنش- کرنش، درصد مارتنزیت-کرنش و نیرو-جابجایی با کاهش ضخامت ابعاد مقطع استنت به میزان 30 درصد به دلایلی نظیر، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی کمتر و استحکام مکانیکی مقاومت کننده شعاعی بیشتر، حلقه کاملتر هیستریزس مکانیکی وابسته به رفتار ابرکشسانی و تنش ماکزیمم کمتر در منحنی درونی استنت، رفتار مکانیکی مطلوبی را نشان داد. با کاهش ضخامت استنت، میزان جابه‌جایی بیشتر استنت در نیروی خیلی کمتری برای گرفتگی‌های خفیف، و همچنین افزایش ضخامت استنت به دلیل اعمال نیروی شعاعی بالاتر برای کاربرد در گرفتگی‌های شدید مناسبتر است. کاهش ضخامت استنت‌ها از 0/3 به 0/2 میلی‌متر در زاویه بین بازوهای و تعداد خمش‌های یکسان استنت، باعث کاهش سفتی به میزان 37/87 درصد، کاهش نیروی استحکام مکانیکی شعاعی جهت باز کردن مجاری (COF) به میزان 50 درصد، کاهش نیروی شعاعی به میزان 38/35 درصد و افزایش جابجایی به میزان 0/2 درصد شد. از آنجاییکه پایین بودن نیروی COF از مزیت‌های اصلی انتخاب استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار بوده، لذا استنت‌های شماره 1 و 3 با ضخامت کمتر، انتخاب‌های مطلوبی هستند. در نظر گرفتن نوع و جنس پلاک تشکیل شده در مجاری نای به همراه درجه گرفتگی و انحنای آن، میتواند میزان دقت شبیه سازی را افزایش دهد.

5- سپاسگزاری

نویسندگان مقاله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه اراک بخاطر پشتیبانی از این طرح در قالب طرح پژوهشی تحت عنوان "بهینه‌سازی چند هدفی طراحی استنت" سپاسگزاری می‌نماید.

6- فهرست علائم

| | |
|---------|-------------------------------|
| E_A | مدول الاستیسیته استنتیت (MPa) |
| ν_A | ضریب پواسون استنتیت |

قرار دادند. دیواره نای به عنوان یک ماده جامد هیپرالاستیک تقویت شده با فیبر مدل‌سازی شد که در آن ناهمسانگردی به دلیل جهت‌گیری الیاف در نظر گرفته شد. تغییر شکل حلقه‌های غضروف نای و غشای عضلانی و همچنین حداکثر تنش‌های اصلی در دیواره بررسی شد. این مطالعه با تمرکز بر استنت‌های سیلیکونی و فلزی تأیید می‌کند که بین پارامترهای طراحی استنت و انحراف دیواره‌های نای، تنش‌ها و کرنش‌ها ارتباط وجود دارد. با حضور استنت از انحراف غشای عضلانی جلوگیری شد. علاوه بر این از طریق محاسبات عددی اولین ارزیابی از تمایل به تحرک استنت در هندسه نای یکسانی ارائه شد. دونناچا و همکاران [26] از استنت‌های تراشه برونشیاال برای رفع انسداد سیستم تنفسی، که معمولاً ناشی از سرطان ریه است، در شرایط این ویو و این ویترو استفاده کردند. یک مطالعه تجربی و محاسباتی در ارتباط با بررسی عملکرد مکانیکی استنت‌های نای برونشیاال نیتینولی برش خورده توسط لیزر با در نظر گرفتن تأثیر هندسه و خواص غیر خطی مواد استنت انجام شد. با توجه به فرآیند طراحی که خواص مواد می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر رفتار مکانیکی استنت داشته باشد، در این کار داده‌های قبل و بعد از استنت گذاری برای گوسفندی که نمونه اولیه ای از استنت نیتینول را برای مدت شش هفته دریافت کرده بود، بدست آمد. از داده‌ها و تجربیات بدست آمده برای توسعه یک مدل بیومکانیکی نیمه خاص ریه، که وضعیت تنش و شرایط بارگذاری فیزیولوژیکی ریه را تحت تنفس طبیعی در نظر بگیرد، استفاده شد. با شبیه سازی نحوه قرارگیری استنت نایتینولی با استفاده از یک مدل معتبر در راه هوایی برونش، نتایج تجزیه و تحلیل محاسباتی با مشاهدات قبل از شرایط بالینی ارتباط مستقیم داشت. نتایج نشان داد بین تغییر فشار تماس اعمال شده به راه هوایی استنت و تشکیل بافت همبستگی وجود دارد ولی بین تنش اصلی و تشکیل بافت همبستگی آشکاری وجود ندارد. همان‌طوری که ملاحظه می‌شود کارهای مشابه بر جنبه‌های بیشتر کلینیکی متمرکز ولی این کار بر جنبه‌های طراحی استنت بر اساس خواص ماده و جنبه‌های مکانیکی استوار است.

4- نتیجه‌گیری و محدودیت‌های تحقیق

شبیه سازی رفتار کریمپینگ استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار با توجه به رفتار کاملاً غیرخطی ماده و هندسه پیچیده استنت، مسائل تماس و تغییر شکل زیاد بسیار دشوار است. به دلیل رفتار ابرکشسانی استنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار، از

- in biliary duct, *Materials Technology: Advanced Performance Materials* 22(11): 3228–3236.
- [10] Amirjani A, Yousefi M and Cheshmaroo M (2014) parametrical optimization of stent design; a numerical-based approach. *Computational Materials Science* 90: 210–220.
- [11] Garcia A, Pena E and Martinez M.A (2012) Influence of geometrical parameters on radial force during self-expanding stent deployment. Application for a variable radial stiffness stent. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 10:166–175.
- [12] Wang R, Zuo H, Yang YM, et al. (2017) Finite element simulation and optimization of radial resistive force for shape memory alloy vertebral body stent. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 28(15): 2140–2150.
- [13] Zheng Q, Mozafari H, Li Z, et al. (2019) Mechanical characterization of braided self-expanding stents: impact of design parameters. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 19: 1950038.
- [14] Kumar GP, Commillus AL and Cui F (2019) A finite element simulation method to evaluate the crimpability of curved stents. *Medical Engineering & Physics* 4: 162–165.
- [15] Jayendirana. R, Nourb. B, Ruimia. A (2019) Computational analysis of Nitinol stent-graft for endovascular aortic repair (EVAR) of abdominal aortic aneurysm (AAA): Crimping, sealing and fluid-structure interaction (FSI). *International Journal of Cardiology* <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2019.11.091>
- [16] Elsisy. M, Tillman. B, W. Go. C, et al (2020) Comprehensive assessment of mechanical behavior of an extremely long stent graft to control hemorrhage in torso. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34557>.
- [17] Giuliadori A, Joaquín A. Hernández, D. Fernandez-Sanchez et al. (2021) Numerical modeling of bare and polymer-covered braided stents using torsional and tensile springs connectors, *Journal of Biomechanics* 123 .110459.
- [18] Ciara G. McKenna, Ted J. Vaughan, (2020) An experimental evaluation of the mechanics of bare and polymer-covered self-expanding wire braided stents *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 103.103549.
- [19] Ciara G. McKenna, Ted J. Vaughan, (2021) A finite element investigation on design parameters of bare and polymer-covered self-expanding wire braided stents, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 115 .104305.
- [20] Pelton A.R, Schroeder V, Mitchell M, et al. (2008) Fatigue and durability of Nitinol stents. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 1: 153–164.
- [21] Auricchio F, Conti M, Morganti S, et al. (2010) Shape Memory Alloy: from Constitutive Modeling to Finite Element Analysis of Stent Deployment.

| | |
|-----------------------------|--|
| E_M | مدول الاستیسیته مارتنزیت (MPa) |
| ν_M | ضریب پواسون مارتنزیت |
| ϵ^L | کرنش تغییرحالت |
| $(\delta\sigma/\delta T)_L$ | تغییرات تنش به دما در حال بارگذاری (MPa T ⁻¹) |
| σ_L^S | شروع تنش تغییرحالت بارگذاری (MPa) |
| σ_L^E | پایان تنش تغییرحالت بارگذاری (MPa) |
| $(\delta\sigma/\delta T)_U$ | تغییرات تنش به دما در حال باربرداری (MPa T ⁻¹) |
| σ_U^S | شروع تنش تغییرحالت باربرداری (MPa) |
| σ_U^E | پایان تنش تغییرحالت باربرداری (MPa) |
| σ_{CL}^S | شروع تنش فشاری تغییرحالت باربرداری (MPa) |
| ϵ_V^L | کرنش حجمی تغییرحالت |
| ϵ_{\max} | کرنش ماکزیمم |
| A_f | دمای پایان آستنیتی (K) |
| T_0 | دمای مرجع (K) |
| COF | نیروی بیرونی مژمن (N) |
| RRF | نیروی مقاومتی شعاعی (N) |
| CP | نقاط مرکزی |

7- مراجع

- [1] Hosseinzadeh Taheri MH, Ebrahimzadeh Bidskan A, 2008, Basic Human Anatomy, Mashhad: University of Jahad Publisher. (in Persian)
- [2] Hall J. A, Gaiton A, 2014. Medical Physiology, Tehran, Chehr Publiaher. (in Persian)
- [3] Rouhani. F, Fereidoonzhad. B, and Zakerzadeh, A. M. R (2019) A computational study on vascular damage caused by shape memory alloy self-expandable and balloon-expandable stents in a stenosis artery. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* <https://doi.org/10.1177/1045389X19880021>.
- [4] Alaimo G, Auricchio F, Conti M, et al. (2017) Multi-objective optimization of Nitinol stent design. *Medical Engineering & Physics* 47: pp. 13–24.
- [5] Kumar G. P, Commillus A. L and Cui F (2019) A finite element simulation method to evaluate the crimpability of curved stents. *Medical Engineering & Physics* <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.07.017>
- [6] Azaouzi M, Lebaal N, Makradi A, et al. (2013) Optimization based simulation of self-expanding Nitinol stent. *Materials & Design* 50:917-928.
- [7] Kleinstreuer C, Li Z, Basciano C, Seelecke S, et al. (2008) Computational mechanics of Nitinol stent grafts. *Journal of Biomechanics* 41: 2370–2378.
- [8] Kumar, G.P and Cui, F (2016) Stent design parameters and crimpability, *International Journal of Cardiology* 223: 552–553.
- [9] Nematzadeh F and Sadrnezhaad S.K. (2014) Effects of design parameters and A_f temperature on superelastic behavior of Nitinol stent for application

- Characterization of Radial Forces in Z Stents. *Investigative Radiology* 36: 521–530.
- [25] M. Malvè, A. Pérez del Palomar, A. Mena, O. Trabelsi et al. (2011) Numerical modeling of a human stented trachea under different stent designs, *International Communications in Heat and Mass Transfer* 38 855–862.
- [26] Donnacha J. McGrath B.E. (2017) A Computational and Experimental Investigation of Tracheobronchial Stent Performance, PhD Thesis, National University of Ireland, Galway
- Computer Modeling in Engineering & Sciences* 57: 225- 243.
- [22] Gong X, Duerig T, Pelton A, et al. (2003) Finite element analysis and experimental evaluation of superelastic Nitinol stents. *Shape Memory and Superelastic Technologies Conference*.
- [23] Lei L, Qi X, Li S, et al. (2019) Finite element analysis for fatigue behavior of a self-expanding Nitinol peripheral stent under physiological biomechanical conditions. *Computers in Biology and Medicine* 104:205–214.
- [24] Patrick B, Snowhill B, John L, et al. (2001)