

Numerical study of investigation of Nitinol shape memory alloy stents performance during contact with peripheral artery

*Fardin Nematzadeh¹

1- Assistant professor, Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran.

Citation: Nematzadeh F. Numerical study of investigation of Nitinol shape memory alloy stents performance during contact with peripheral artery. *Metallurgical Engineering* 2021; 24(1): 50-62 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2021.528087.1315>

doi: <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2021.528087.1315>

ABSTRACT

One of the relatively new treatments for vascular occlusion is the use of stenting as one of the main options. In the meantime, Nitinol shape memory alloy stents can be used for peripheral artery owing to reducing problems such as low torsional capability, insufficient radial strength and improper dynamic behavior compared to other stents. One of the major challenges in the stenting process, as a treatment for artery stenosis, is the complexity of stent contact with the peripheral artery. In this paper, using finite element simulation, due to the special importance of mechanical and clinical properties of stents, by selecting two types of stents made of shape memory alloys with different metallurgical and mechanical properties, their behavior with peripheral artery was investigated. Material properties model of Nitinol shape memory alloy was based on Helmholtz free thermodynamic energy (Auricchio model). With varying the Af temperature from 20 to 30°C, the difference between the upper and lower plateau stresses was about 35 MPa (equivalent to about 12%). Moreover, with changing the Af temperature about 10°C, NiTi shape memory alloy stents have better mechanical and clinical performance due to good applied force to the artery, optimal radial strength, and complete hysteresis loop depending on superelastic behavior, less stress, more strain, reduction of the probability of injury and clogging of the peripheral artery by 22.15%, lower level of stress required to cause superelastic behavior by 35.82% and high reliability of about 3 times. This numerical study can provide a good way to investigate the mechanical behavior of stents used in peripheral blood artery with respect to the effects of metallurgical and mechanical properties of shape memory alloy stents.

Keywords: Numerical study, stent, Nitinol shape memory alloy, contact, peripheral artery.

Received: 12 April 2021

Accepted: 6 November 2021

■ ■

* *Corresponding Author:*

Fardin Nematzadeh, PhD

Address: Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran.

Tel: +98 (9184863664)

E-mail: f-nematzadeh@araku.a.ir

مطالعه عددی بررسی عملکرد استنت‌های آلیاژ حافظه‌دار نایتینولی در هنگام تماس با شریان محیطی

*فریدین نعمت‌زاده^۱

۱- استادیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.

چکیده

از روش‌های درمانی نسبتاً جدید در حل مشکل گرفتگی رگ، استفاده از استنت گذاری به عنوان یکی از گزینه‌های اصلی است. در این بین استنت‌های از جنس آلیاژ حافظه دار نایتینولی با کاهش دادن مشکلاتی نظیر قابلیت پیچ خوردن کم، استحکام شعاعی ناکافی و رفتار دینامیکی نامناسب نسبت به سایر استنت‌ها، برای استفاده در رگ محیطی می‌توانند بکار روند. یکی از چالش‌های اساسی در فرایند استنت گذاری، به عنوان یک راه درمانی جهت گرفتگی رگ، مسایل پیچیده تماس استنت با رگ محیطی است. در این مقاله با استفاده از شبیه سازی به روش اجزاء محدود، با توجه به اهمیت ویژه خواص مکانیکی و کلینیکی استنت، با انتخاب دو نوع استنت از جنس آلیاژهای حافظه دار با خواص متالورژیکی و مکانیکی متفاوت، رفتار آنها با رگ محیطی مورد بررسی قرار گرفت. مدل مادی مورد استفاده جهت توصیف خواص آلیاژ حافظه دار نایتینول بر اساس انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز (مدل آریشیو) بود. با تغییر دمای پایان آستنیتی از ۲۰ تا ۳۰ درجه سانتیگراد، اختلاف تنش‌های مسطح بالایی و پایینی حدود ۴۰ مگاپاسکال (معادل حدود ۱۲ درصد) بدست آمد. با تغییر دمای پایان آستنیتی در حدود ۱۰ درجه سانتیگراد، استنت‌های آلیاژهای آلیاژ حافظه دار نایتینولی بدلیلی نظیر نیروی مناسب اعمالی به رگ، استحکام مقاومتی شعاعی مطلوب و حلقه هیستریزس کامل وابسته به رفتار ابرکشسانی بعلاوه تنش کمتر، کرنش بیشتر، کاهش احتمال جراثیم و گرفتگی رگ محیطی به میزان ۲۲/۱۵ درصد، کمتر بودن سطح تنش لازم جهت ایجاد رفتار ابرکشسانی به میزان ۲۵/۸۲ درصد و بالا بودن ضریب اطمینان حدود ۳ برابر عملکرد مکانیکی و کلینیکی مناسبی نشان دادند. این مطالعه عددی می‌تواند یک راه مناسبی برای بررسی رفتار مکانیکی استنت‌های مورد کاربرد در رگ محیطی با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و مکانیکی استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار ارائه نماید.

واژه‌های کلیدی: استنت، آلیاژهای حافظه دار نایتینولی، روش اجزاء محدود، رگ محیطی، تماس.

دریافت: ۱۴۰۰/۰۱/۲۳ | پذیرش: ۱۴۰۰/۰۸/۱۵

۱. مقدمه

با استفاده از استنت بعنوان یک راهکار اصلی حل مشکلات بیماری ذکر شده در دهه اخیر محسوب می‌شود، در نتیجه طراحی استنت از اهمیت فوق العاده ای برخوردار است. معیارهای مهندسی جهت دسته‌بندی استنت‌ها نیز بر مبنای مکانیزم اتساع، مواد، شکل، روش ساخت، شکل هندسی و مکمل‌ها تعیین می‌شود [۷-۸]. شبیه سازی کامپیوتری با توجه به هزینه‌های زیاد بسیار مفید می‌باشند. کاشت استنت در رگ انسان، علاوه بر پیچیدگی ذاتی، به دلیل خواص متفاوت رگ در اندام‌های مختلف و نیز در اندازه‌های گوناگون رگ باعث شده است که این فرآیند به علل و عوامل زیادی بستگی داشته باشد که در نظر نگرفتن هر یک از این عوامل می‌تواند بعضاً نتایج متضادی را به همراه

ابرکشسانی و حافظه داری دو خاصیت مربوط به استحاله ی فاز آستنیت به مارتنیت و بالعکس در آلیاژهای حافظه دار است [۱ و ۲]. در آلیاژهای حافظه‌دار [۳]، خاصیت ابرکشسانی در دمایی بالاتر از دمای پایان آستنیت شدن (A_p) که در آن نیرو اعمال شود، ایجاد می‌شود. این قابلیت باعث استفاده گسترده این دسته از مواد به دلیل سازگاری با بدن انسان، در کاربردهای نظیر استنت‌ها شده است [۴]. روشهای متفاوتی به منظور مدل‌سازی تحلیل تغییر شکل ابرکشسان آلیاژهای حافظه‌دار با توجه به رابطه غیر خطی تنش و کرنش آن در مراجع وجود دارد [۵-۸]. مطابق گزارش سازمان بهداشت جهانی، از مهمترین بیماری‌های رگی، گرفتگی عروق محیطی

* نویسنده مسئول:

دکتر فریدین نعمت‌زاده

نشانی: دانشگاه اراک، دانشکده فنی مهندسی، گروه مهندسی مواد و متالورژی.

تلفن: (۹۱۸۴۸۶۳۶۶۴) ۹۸+

پست الکترونیکی: f-nematzadeh@araku.a.ir

فیزیولوژیکی وارد شده توسط قلب و جریان خون در طی شرایط قلبی-عروقی غیرعادی برای اهداف تولیدی کمک می‌کند. گارسیا و همکاران [۱۴] تاثیر 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 تاثیر 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 نیرو شعاعی ثابت را نشان می‌دهد. استفاده از استنت از جنس آلیاژهای حافظه دار برای جراحی اندواسکولار در رگ‌های تا حدی مسدود شده، به علت زیست‌سازگاری بالا، خواص خود منبسط شونده و با توجه به طرح‌های شکل استنت برای بازنگه‌داشتن رگ نقش مهمی بازی می‌کند. نعمت زاده و همکاران [۱۵] اثرات پارامترهای طراحی و دمای پایان آستنیتی (A_p) را روی رفتار ابرکشسانی استنت از جنس آلیاژهای حافظه دار برای مجرای صفراوی، با استفاده از آنالیز اجزاء محدود بررسی کرده و دریافتند که استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار با دمای $A_p = 24$ درجه سانتیگراد و زاویه بخش درونی ۶۵ درجه بهترین کارایی مکانیکی را برای کاربردهای بالینی دارند و همچنین ۱ درجه تغییر در بخش درونی استنت و ۲ درجه تغییر در دمای A_p می‌تواند کارایی مکانیکی استنت را بهبود نماید. همچنین نعمت زاده و همکاران [۱۶] از روش اجزاء محدود برای بررسی تاثیر بارگذاری شعاعی و دمای آستنیتی آلیاژ هوشمند بر رفتار مکانیکی استنت شریان فمورال استفاده کردند، تحقیقات آنها نشان داد که دمای پایین دمای آستنیتی آلیاژ هوشمند به دلیل استحکام مکانیکی کم شعاعی جهت باز کردن عروق فمورال، استحکام مکانیکی مقاومت کننده شعاعی زیاد جهت باز کردن عروق فمورال و عملکرد ابرکشسانی کامل تر دارای عملکرد مکانیکی و بالینی مناسبی است. امیرجانی و همکاران [۱۷] 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 ۵۲ MPa برای از جنس آلیاژهای حافظه دار و ۵۴ MPa برای فولاد زنگ نزن L ۳۱۶). آنها دریافتند طرح‌های استنت بهینه‌سازی شده ضریب مقاومت خستگی بهتری بعلت تنش میانگین کمتر نشان می‌دهند و استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار می‌توانند احتمال خطر تنگی مجدد و حساسیت به التهاب پوست محل اتصال را به علت یون Ni آزاد شونده افزایش دهند. وانگ و همکاران [۱۸] با استفاده از روش المان محدود و روش بهینه‌سازی پاسخ سطحی پارامترهای هندسی موثر بر عملکرد استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار

داشته باشد. به دلیل اهمیت این فرآیند و عوارض ناشی پس از استنت گذاری تحلیل تنش‌ها و کرنش‌های ایجاد شده بین رگ و استنت از اهمیت خاصی برخوردار شده است. پترینی و همکاران [۹] مطالعه محاسباتی رفتار آلیاژ نیکل تیتانیوم را در کاربردهای مهندسی پزشکی، با انجام تست لهیدگی استنت بصورت عددی و آزمایشگاهی انجام دادند. در این کار دانش دقیقی از پارامترهای خواص ماده واقعی در نظر گرفته نشده است، با این وجود تطابق مناسب مشاهده شده میان نتایج عددی و آزمایشگاهی فوق العاده بوده و نشان دهنده قابلیت مدل ماده ایمپلنت شده برای توصیف رفتار سه بعدی کامل آلیاژهای حافظه دار نیکل تیتانیوم است. وو و همکاران [۱۰] دو استنت با خاصیت ابرکشسانی را از طریق یک غلاف خود انبساطی به داخل یک شاخه کاروتید استونیدی در درون شریان داخلی و مشترک کاروتید قرار دادند. استنت با پایه‌های کوتاه تر دارای مناطق تمرکز تنش کمتر، بازده عبور از مجرای بیشتر و تغییرات رفتار پیچشی بیشتر بود. علاوه بر این، فقط یک نوع خواص آلیاژ حافظه دار نیکل تیتانیوم مدلسازی شد، این در حالی است که خواص واقعی آلیاژ حافظه دار نیکل تیتانیوم می‌تواند خواص مکانیکی استنت را به شدت تحت تاثیر قرار دهد. کلینسترورا و همکاران [۱۱] 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 حافظه دار با خواص مکانیکی مختلف شبیه‌سازی کرده و دریافتند که آلیاژ حافظه دار با کرنش و استحکام مکانیکی بالا، مقاومت خستگی بالاتری را نشان می‌دهد. آرزوی و همکاران [۱۲] 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. کومار و همکاران [۱۳] در زمینه بهینه‌سازی مواد خود انبساطی استنت دریچه آئورت، رفتار فیزیکی یک طرح استنت دریچه آئورت را با استفاده از آنالیز اجزاء محدود بررسی کردند. اثرات کریمپینگ را برای دو نوع ماده واقعی از جنس آلیاژهای حافظه دار مختلف را شبیه‌سازی کردند، نتایج آنها نشان داد که هر دو نوع استنت از جنس آلیاژهای حافظه دار عملکرد کریمپینگ خوبی دارند و تجزیه و تحلیل انجام شده به درک محدوده جابجایی استنت در معرض فشارهای

در داخل بدن بسیار موثر است. رویکردهای جدید و تاریخچه رویه‌های انجام شده باعث بهبود سریع جریان خروجی می‌شود که می‌تواند در دوره نوسازی بالینی موثر واقع شود. با توجه به عدم ارائه تحقیقات مدون در ارتباط با نقش خواص متالورژیکی و مکانیکی مواد در عملکرد مکانیکی استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار نایتینولی در هنگام تماس با رگ محیطی، هدف از تحقیق حاضر استفاده از روش اجزاء محدود برای بررسی رفتار مکانیکی و کلینیکی یک نوع استنت جدید طراحی شده از جنس آلیاژ حافظه دار نایتینولی سیمی در هنگام تماس با رگ محیطی با خواص مکانیکی و متالورژیکی متفاوت و با توجه به مدل ماکروسکوپی آریشیو جهت توصیف رفتار آلیاژهای حافظه دار است.

۲. مواد و روش تحقیق (تشریح فرایند مدلسازی)

طراحی استنت، ارزیابی و اعتبارسنجی نتایج

در این تحقیق از نرم افزار آباکوس بدلیل دارا بودن مزیت‌های از قبیل زیر برنامه‌های متنوع تعریف آلیاژهای حافظه دار، تنوع حل مسایل بصورت صریح و استاندارد، کارهای بسیار قوی و جدید در زمینه کاربردهای پزشکی نظیر استنت و همچنین برای فراخوانی تعریف مواد بصورت زیر برنامه، از زبانهای برنامه نویسی و **ویژوال استودیو** و **فرترن** استفاده شد. بدلیل وابستگی هندسه استنت‌ها به ثبت اختراع‌های سخت‌گیرانه‌ای، نمونه‌های هندسی طراحی شده برای کاربرد در رگ محیطی (شکل ۱) با نرم افزار کتیا و بر اساس کاتالوگها، مقالات و گزارشهای کلینیکی تهیه گردیده اند [۶-۵]. از مدل ماکروسکوپی آریشیو-تیلور برای توصیف رفتار ابرکشسانی آلیاژهای حافظه دار مبتنی بر تئوری الاستیک پلاستیک و بر پایه انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز استفاده شد. در این تئوری کرنش شامل الاستیک خطی و استتاله، که به صورت رابطه زیر نشان داده می‌شود (معادله ۱). همچنین در این مدل، استتاله آستنیت به مارتنزیت بر اساس نیروهای برشی صورت می‌گیرد (معادله ۲). در این محدوده تنش، که تحول انجام می‌گیرد (معادله ۳). اگر تغییری در جهت گیری تنش اعمال شود، جهت گیری مجدد مارتنزیت صورت گرفته و از اثرات دیگر صرفنظر خواهد شد. هر تغییرات دمایی، باعث تغییر زیاد در تنش‌های استتاله و تغییر خطی مستقیم خواهد شد. بر این اساس تحول در بارگذاری کششی همراه با افزایش حجم بوده و نسبت به فشار، تنش کمتری را به دنبال دارد. پتانسیل انتقال (دراکر-پراکر) توسط روش خطی مستقیم بارگذاری شده است (معادله ۴).

$$\Delta \epsilon = \Delta \epsilon^{el} + \Delta \epsilon^{tr} \quad (1)$$

$$\Delta \epsilon^{tr} = \alpha \Delta \zeta \frac{\partial F}{\partial \sigma} \quad (2)$$

$$F^s \leq F \leq F^f \quad (3)$$

برای کاربرد در مهره‌های بدن را تعیین کردند و نشان دادند که نیروی مقاومتهای شعاعی استنت از طریق استتاله تبدیل فازی نقش کلیدی را در این ارتباط بازی می‌کند.

نعمت زاده [۱۹] اثرات ضریب اصطکاک بر تعامل بین استنت نایتینولی و عروق محیطی را بصورت محاسباتی مورد بررسی قرار داد، مشخص شد که افزایش ضریب اصطکاک بین استنت نایتینولی و عروق محیطی هیچ تغییر قابل توجهی در میزان تنش و کرنش را نشان نداد. عملکرد مکانیکی استنت‌های نایتینولی بافته شده توسط زینگ و همکاران ارزیابی شد [۲۰] برای بدست آوردن طرح بهینه استنت. اثرات زاویه‌ها، قطرهای سیم و پیکربندی‌های بافته شده سیم‌ها بر عملکرد مکانیکی استنت در حین کریمپینگ با در نظر گرفتن استحکام مقاومتهای شعاعی، ارتفاع طولی و عدم تحرک استنت با استفاده از روش اجزاء محدود مورد مطالعه قرار گرفت.

یک تکنیک ابتکاری توسط کومار و همکاران [۲۱] در جهت در نظر گرفتن میزان انحنای استنت در شبیه سازی به روش اجزاء محدود ارائه شد. در این روش با در نظر گرفتن شرایط دقیق مرزی و با اعمال کرنش شعاعی در جهت کاهش قطر استنت برای کاربرد کلینیکی طراحی شد. روحانی و همکاران [۲۲] مدل سازی محافظه استنت‌ها در یک شریان ناسالم با ویژگی‌های واقعی کارکردی را انجام دادند. آنها نتایج خود را برای توضیح عملکرد استنتها در مورد اثرات رگهای خونی به ویژه فشار زیاد در لایه عروق، پلاک و آسیب‌های ایجاد شده در هنگام مداخله کلینیکی مقایسه کردند و نشان دادند که دلیل اصلی شکستن پلاک در طول قرارگیری استنت و تنگی مجدد استنت است. جایندیرانا و همکاران [۲۳] در حین مراحل ترمیم آنوریسم آئورت و همچنین درون عروق آئورت، کرنش کریمپینگ، تنش نهایی و نیروهای تماس را در استنت هوشمند ارزیابی کردند. علاوه بر آن در این مطالعه با استفاده از تماس با ساختار جریان خون با حضور استنت مدلسازی انجام شد. لی و همکاران [۲۴] بررسی جامع بر اساس روش اجزاء محدود و با در نظر گرفتن پارامترهای ضروری و عملی در ارزیابی عملکرد خستگی استنت انجام دادند. بر اساس نتایج بدست آمده، پلاک آترواسکلروتیک و پیچیدگی فیزیولوژیکی به عنوان متغیرهای واقعی به نحوه محاسبه چرخه عمر خستگی استنت اضافه کردند. ژو و همکاران [۲۵] از روشهای المان محدود برای محاسبه نیروهای شعاعی و تعیین عملکرد خستگی یک استنت هوشمند برای شریان آئورت شکمی استفاده کردند و با استفاده از روشهای محاسباتی مبتنی بر اجزاء محدود با توجه به ترکیبات استنت، طراحی سیستم پیوند عملیاتی برای آنوریسم آئورت شکمی انجام شد. السیسی و همکاران [۲۶] رفتار حرارتی محیطی و فاکتورهای طراحی موثر بر عملکرد استنت-گرفت را با در نظر گرفتن تاثیرات استحکام نیروی شعاعی فلز بدست آورد. پیوند استنت با استفاده از مدل خوکی در کنترل و کاهش درد

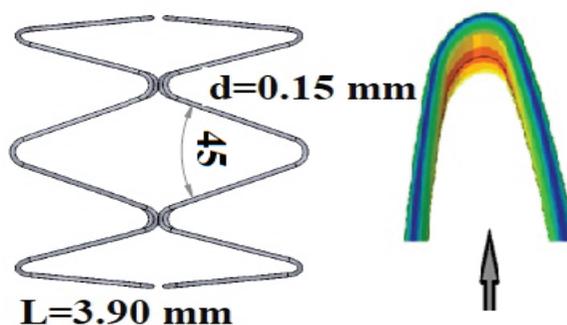
رفتار ابرکشسانی، ۲- رفتار مکانیکی نظیر حلقه هیستریزس مکانیکی، تنش‌های مسطح بالایی و پایانی استحاله مارتنزیتی و نیروهای شعاعی وارده از طرف استنت‌ها به رگ ۳- رفتار فیزیکی نظیر هدایت حرارتی و مقاومت الکتریکی و رفتار شیمیایی نظیر رفتار خوردگی در محیط‌های بیولوژیک، در این تحقیق بیشتر خواص ابرکشسانی آلیاژ حافظه‌دار NiTi با نسبت مساوی از نیکل و تیتانیوم مبتنی بر داده‌های مورد استفاده و استناد برای کاربردهای ذکر شده در مراجع مد نظر بوده است [۱۶ و ۱۱].

خواص مواد مطابق جدول ۱ مربوط به خواص مواد بر مبنای کارهای آریشیو به صورت زیر برنامه در نرم‌افزار آباکوس تعریف شد. قبل از انجام آزمایشات، ابتدا یک المان از ماده‌ی آلیاژ حافظه‌دار نایتینول تحت بارگذاری قرار گرفت و نتایج حاصله با نتایج تجربی مقایسه شد. مطابق شکل ۳، مدل آریشیو تطابق بهتری با نتایج تجربی داشت، در نتیجه تعریف خواص آلیاژ حافظه‌دار برای استنت بصورت زیر برنامه مبتنی بر تئوری آریشیو انجام پذیرفت. جدول (۱) مربوط به خواص مواد بصورت زیر برنامه در نرم‌افزار آباکوس می‌باشد.

طراحی هندسی و خواص رگ بعنوان ماده‌ی هایپر الاستیک

رگ محیطی به شکل یک استوانه جدار ضخیم به طول ۲۰ میلی‌متر، قطر داخلی ۶ میلی‌متر و ضخامت ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شد. با توجه به اعتبار معادلات اوگدن جهت تفسیر رفتار مکانیکی رگ و دقت مطلوب آن در محدوده

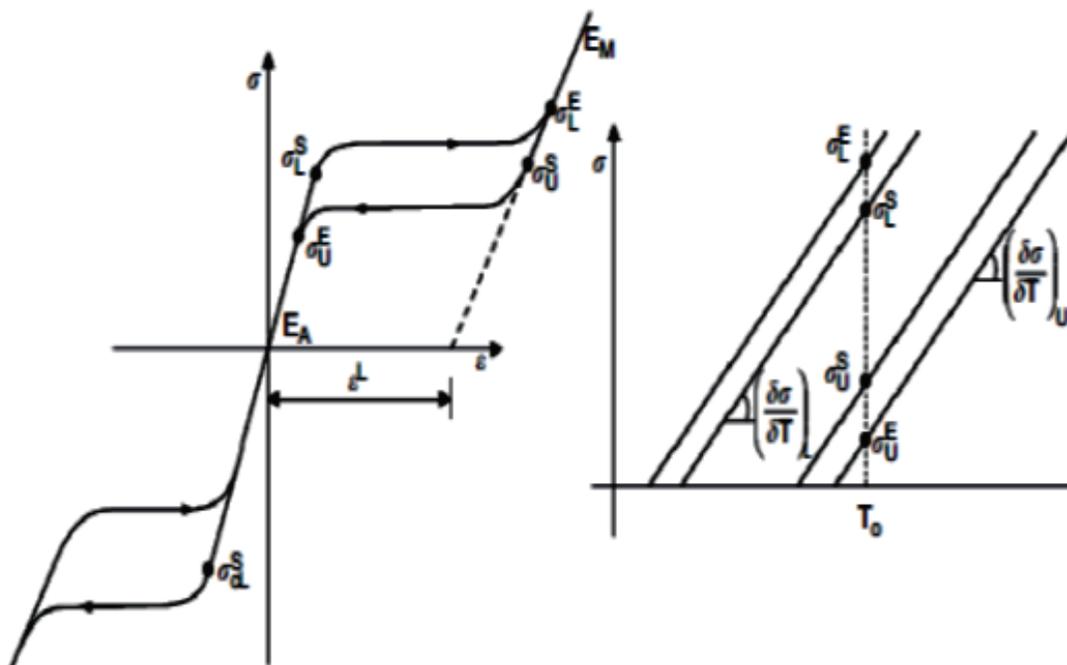
1.



شکل ۱. استنت برای باز کردن رگ محیطی محیطی با مشخصات هندسی و محل مطالعه مشخص شده

$$F = \bar{\sigma} - P \tan \beta + CT \quad (۴)$$

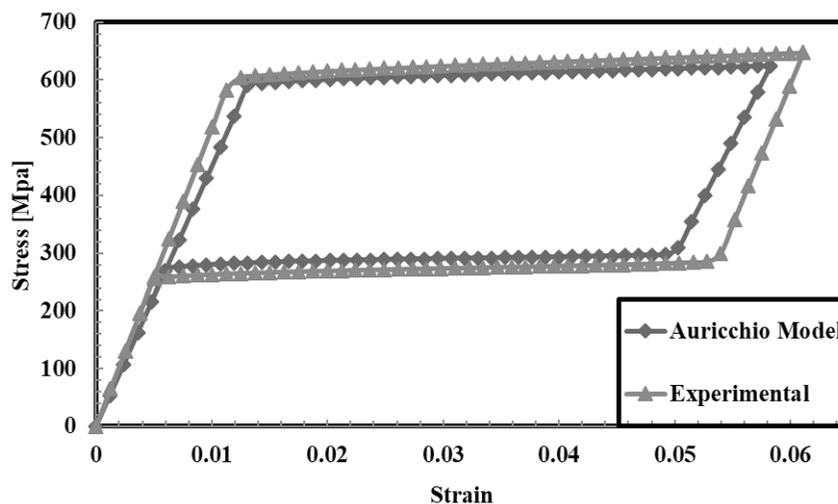
که در آن σ : تنش میزز، P : تنش فشاری، T : دما، ζ : کسر حجمی مارتنزیت، F : پتانسیل انتقال می‌باشد [۲۹-۲۷]. شکل (۲) پارامترهای قابل توصیف خواص مواد آلیاژهای حافظه‌دار را نشان می‌دهد. صحت سنجی اعتبار نتایج تجربی و تئوری مبتنی بر انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز و بر مبنای کار آریشیو انجام شد. با وجود وابستگی و تغییرات شدید رفتار استحاله فازی برگشت پذیر آستنیت به مارتنزیت آلیاژ حافظه‌دار NiTi به ترکیب شیمیایی با تغییر بسیار جزئی در حد صدم درصد در ترکیب آلیاژ NiTi و تأثیرات ویژه آن بر ۱- دماهای استحاله نظیر دماهای شروع و پایان آستنیت و مارتنزیت بالاخص دمای پایان آستنیتی به عنوان دمای کلیدی در کاربردهای پزشکی مبتنی بر



شکل ۲. پارامترهای توصیف خواص مواد آلیاژهای حافظه‌دار [۲۹-۲۷].

جدول ۱. لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده آلیاژ حافظه دار نایتینول جهت رگ محیطی بر اساس مدل آریشيو [۱۱ و ۱۶ و ۲۹-۲۷].

پارامترهای توصیف خواص ماده	خواص ماده ۱	خواص ماده ۲
E_A	۵۱۷۰۰	۴۰۰۰۰
ν_A	۰/۳	۰/۴۶
E_M	۴۷۸۰۰	۱۸۵۵۴
ν_M	۰/۳	۰/۴۶
ϵ^t	۰/۰۶۳	۰/۰۴
$(\dot{\sigma}/\delta T)_L$	۶/۵۲۷	۶/۵۲۷
σ_L^S	۶۰۰	۳۹۰
σ_L^E	۶۷۰	۴۲۵
T_0	۳۷°C	۳۷°C
$(\dot{\sigma}/\delta T)_U$	۶/۵۲۷	۶/۵۲۷
σ_U^S	۲۸۸	۱۴۰
σ_U^E	۲۵۴	۱۳۵
σ_C^S	۹۰۰	۵۸۵
ϵ_V^L	۰/۰۶۳	۰/۰۴
A_T	۲۰	۳۰



شکل ۳. مقایسه رفتار کششی یک المان از آلیاژ حافظه دار نایتینول بر مبنای خواص ماده ذکر شده در جدول (۱) بر مبنای تئوری آریشيو [۱۱ و ۱۶ و ۱۸ و ۲۹-۲۷]

المان بندی، شرایط مرزی و بارگذاری مربوط به استنت‌ها و رگ‌ها

در شرایط بارگذاری دو مرحله در نظر گرفته شد. مرحله اول انقباض استنت از حالت معمول به اندازه دلخواه و مرحله دوم رهایش استنت در درون رگ که باعث انبساط رگ و ایجاد تنش در آن می‌گردد. لازم به ذکر است که مرحله اول

تنش‌ها و کرنش‌های فیزیولوژیک، در اینجا از فرمول ریاضی مشتق شده آن، مدل مونی و ریولین، برای تعریف خواص مادی رگ استفاده شد. جدول ۲ مشخصات خواص ماده رگ و جداول ۳ و ۴ نتایج تجربی استخراج شده در مورد رفتار تنش کرنش رگ محیطی از کارهای تحقیقاتی هولزاپفل و لالی را نشان می‌دهد.

جدول ۲. مشخصات خواص ماده رگ بر مبنای مدل مونی - ریویلین [۱۰ و ۳۲-۳۰]

ثوابت مورد نیاز	C_{10}	C_{01}	D_1
مقدار (MPa)	۰/۰۱۸۹۵	۰/۰۰۲۷۵	۰/۰

جدول ۳. نتایج تجربی استخراج شده در مورد رفتار تنش - کرنش رگ محیطی از کارهای تحقیقاتی هولزافل [۱۰ و ۳۲-۳۰]

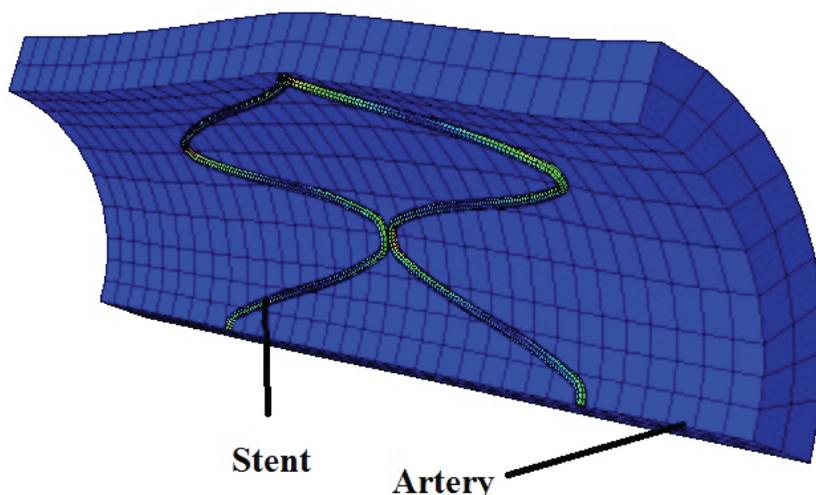
تنش در رگ در نسبت کرنشی (MPa)	۱/۱	۱/۲	۱/۳	۱/۴
استحکام لایه Intima	۰/۰۴۵	۰/۲	۰/۴	۰/۸
استحکام لایه Media	۰/۰۰۶	۰/۰۲۵	۰/۰۶	۰/۴
استحکام لایه Adventita	۰/۰۰۵	۰/۰۱۲	۰/۰۲۵	۰/۲

جدول ۴. نتایج تجربی استخراج شده در مورد رفتار تنش - کرنش رگ محیطی از کارهای تحقیقاتی لالی [۳۱]

تنش در رگ در نسبت کرنشی (MPa)	۱/۱	۱/۲	۱/۳	۱/۴
استحکام لایه Intima (MPa)	۰/۰۷	۰/۴	۱	۲

جسم شناسایی شده و سپس تغییرات این نقاط مورد بررسی قرار گرفت. استنت تحت جابجایی شعاعی قرار گرفت تا با رگ تماس یابد. به استنت جابجایی شعاعی به میزان ۵۰ درصد شعاع اولیه استنت اعمال شد. که باعث شد استنت پس از انبساط با رگ برخورد نماید و آن را تا حد امکان منبسط نماید. جهت کاهش زمان محاسبات و با استفاده از فواید تقارن محوری تنها یک چهارم مدل مورد تحلیل قرار گرفته است. استنت دقیقاً در وسط رگ قرار گرفت. این موضوع به این دلیل است که لبه‌های اضافی رگ شرایط پایداری رگ را داشته و اثرات تنشی تا قبل از این لبه‌ها به صفر رسیده باشد. یک الگوریتم تماسی سطح با سطح سخت و بدون اصطکاک فرض شد. رگ به عنوان سطح اولیه Master و استنت نیز به

فقط جهت کامل بودن فرآیند شبیه‌سازی لحاظ شده است چرا که این فرآیند در کارخانه صورت می‌گیرد. بدین معنا که استنت‌های خودانبساطی حافظه دار، ابتدا درون کارخانه سازنده بر روی کاتترهای مخصوص منقبض شده، بسته‌بندی و در اختیار پزشکان جراح قرار می‌گیرند. در واقع، جراحان فقط این کاتترها را به همراه ابزار جراحی ویژه خود به محل مورد نظر رسانده و عمل رهایش را انجام می‌دهند. نکته مورد نظر در این مرحله فقط به قسمت پایانی آن برمی‌گردد که سطوح استنت با یکدیگر در تماس بوده و پدیده خودانبساطی به وقوع پیوسته است. آنچه در اینجا مورد توجه است، قسمت انتهایی مرحله دوم می‌باشد که استنت رگ را منبسط نموده و در آن ایجاد تنش می‌نماید. ابتدا نقاط بحرانی در هر دو



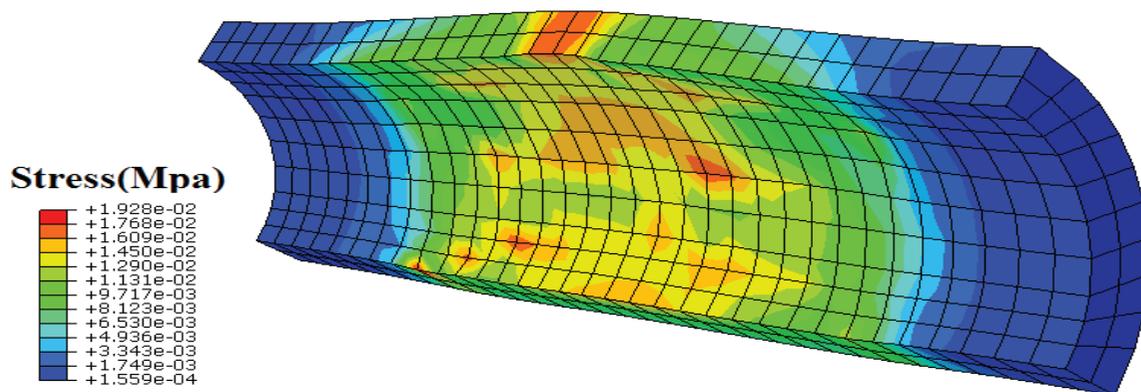
شکل ۴. نحوه قرار گیری استنت و رگ محیطی

گیرد: تنش‌های اعمالی از طرف استنت به رگ از استحکام مجاز لایه‌های رگ (بویژه لایه اینتما) عبور نمایند. برای اینکار ثوابت خواص مکانیکی رگ با توجه به نتایج تجربی کارهای تحقیقاتی اخیر استخراج و در مدل‌های هایپر الاستیک رگ مورد استفاده قرار گرفته است. توزیع تنش کم در رگ برای کاهش و جلوگیری از جراحی آن، توزیع کرنش و جابجایی شعاعی حداکثر رگ برای همراهی مناسب آن با استنت، بشرطی که رگ در محدوده مجاز الاستیک قرار داشته باشد. از لحاظ کلینیکی مزیت مهمی بشمار می‌رود [۱۰-۳۰-۳۲]. استنت از جنس آلیاژ حافظه دار نایتینول طراحی شده برای کاربرد در رگ محیطی در شکل‌های (۱) و (۴) برای عملکرد مکانیکی و کلینیکی بهتر، با اهدافی نظیر تعداد اتصالات کمتر، تمرکز تنش کمتر، جراحی کمتر و در نتیجه گرفتگی کمتر رگ و با خواص مواد ذکر شده در جدول (۱) در بخش روش تحقیق مشخص شده‌اند. با اعمال یکسان ۵۰ درصدی بارگذاری شعاعی (کریمپینگ) به استنت با خواص مادی متفاوت آن و بعد باربرداری به همان میزان با توجه به خواص ابرکشسانی استنت آلیاژ حافظه دار نایتینول رفتار رگ محیطی مورد بررسی قرار گرفت. مطابق شکل‌های (۵) و (۶) و جدول (۵)، مقایسه مربوط به توزیع تنش و کرنش ماکزیمم در رگ محیطی با توجه به خواص مادی متفاوت استنت صورت گرفت. سطح تنش کمتر در رگ محیطی برای نمونه استنت با خواص ماده ۲ در جدول (۱) نسبت به نمونه استنت با خواص ماده ۱ در جدول (۱)، منجر به انتخاب آن می‌شود. چرا که در اینصورت احتمال جراحی و گرفتگی رگ محیطی به میزان ۲۲/۱۵ درصد کاهش پیدا می‌کند. سطح کرنش و جابجایی بیشتر در رگ محیطی برای نمونه استنت با خواص ماده ۱ در جدول (۱) نسبت به نمونه استنت با خواص ماده ۲ در جدول (۱)، میتواند عامل مهمی در انتخاب آن شود. چرا که در اینصورت احتمال همراهی بیشتر رگ محیطی با استنت به میزان حدود ۲۴/۰۳ درصد افزایش می‌یابد. اما با توجه به اهمیت کلیدی و نقش ویژه تنش در احتمال جراحی و گرفتگی رگ در مراجع معتبر [۱۰-۳۰-۳۲]، نمونه استنت با خواص ماده ۲ در جدول (۱) بدلیل سطح تنشی کمتر ترجیح داده می‌شود. از طرفی با توجه به اینکه برای نمونه استنت با خواص ماده ۲ در جدول (۱)، سطح تنش لازم جهت ایجاد رفتار ابرکشسانی متأثر از استحاله مارتنزیتی به میزان ۳۵/۸۲ درصد کمتر است و این موضوع مزیت بسیار مهمی در انتخاب استنت است. همچنین با توجه به جداول (۴ و ۵) نتایج همه تنش‌ها، کرنش‌ها و جابجایی‌های بدست آمده در رگ محیطی در محدوده اطمینان قرار دارد، که این ضریب اطمینان برای نمونه استنت با خواص ماده ۲ در جدول (۱) حدود ۳ برابر و برای نمونه استنت با خواص ماده ۱ در جدول (۱) حدود ۲ برابر است. که البته در نسبت‌های کرنشی بالا این میزان بشدت افزایش می‌یابد. لذا از این جهت هم

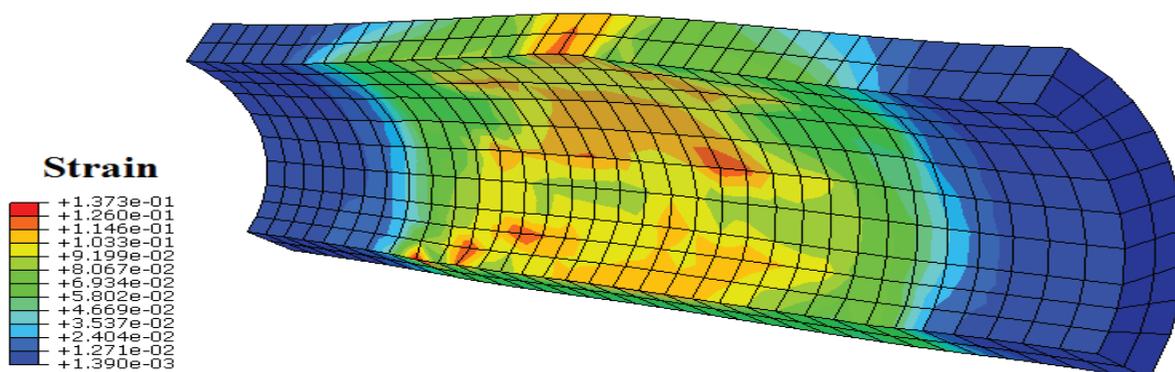
عنوان سطح ثانویه Slave انتخاب شد، چرا که رگ از حرکت کمتری نسبت به استنت برخوردار است. به سبب استفاده از این الگوریتم از نفوذ گره‌های استنت در گره‌های رگ جلوگیری به عمل آمد. همچنین به دلیل آنکه تماس بدون اصطکاک فرض شد، از لغزش زیاد سطوح نیز بر روی یکدیگر جلوگیری شد. در واقعیت نیز چنین است و علی‌رغم تغییر شکل زیاد رگ و استنت، لغزش زیادی در سطوح تماسی رخ نمی‌دهد. در ابتدای تحلیل محدودیت‌های جابجایی بر روی برخی از گره‌ها اعمال شد. گره‌های واقع در لبه تقارن در جهات مناسب محدود شدند. گره‌های موازی با محور Xها امکان حرکت در راستای Y و گره‌های موازی با محور Yها امکان جابجایی در راستای X را ندارند. گره‌های لبه‌ای و رگ استنت در یک جهت Z مقید شده اند ولی برخی گره‌های لبه‌ای رگ در جهات Y و Z نیز مقید گشته اند. تمامی این محدودیت‌ها برای اجتناب از حرکت انتقالی یا چرخش مدل در طول فرآیند لازم می‌باشند تا اینکه استنت بتواند تنها انبساط آزادانه شعاعی داشته باشد. شکل ۴ شماتیک تماس استنت و رگ محیطی را نشان می‌دهد. از المان مکعبی C3D8I با تعداد المان ۱۲۶۲۴ برای استنت، از المان SFM3D4 با تعداد المان ۹۰۴۷ برای کریمپر، از المان مکعبی C3D8H با تعداد المان ۲۶۴۰ برای رگ محیطی و از نرم افزار **هاپرمش**، برای مش زدن نمونه‌ها استفاده شد. دانسیته مش بطور تقریبی ۱۳۰ المان و ۱۰۲۵ نود بر میلی متر مربع بدست آمد.

۳. نتایج و بحث

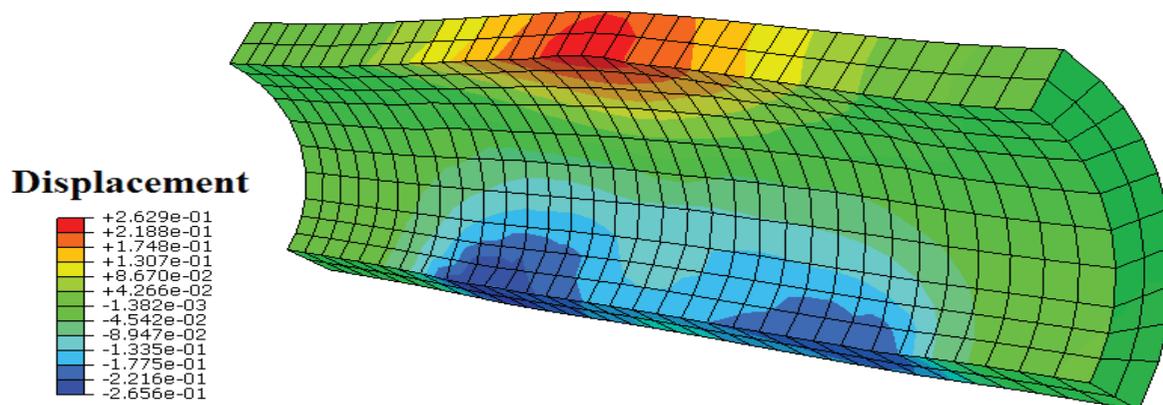
استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار نایتینولی با داشتن ویژگی‌های از قبیل: رفتار ابرکشسانی کامل، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی جهت باز کردن رگ محیطی، کرنش تغییر حالت بالا، تنش کمتر در نقاط بحرانی استنت، کرنش بالا، جابجایی حداکثر، تشکیل درصد بالای مارتنزیت در ساختار استنت، عدم قرار گرفتن استنت در محدوده الاستیک و همچنین ایمن بودن استنت در برابر شکست کاربرد مکانیکی و کلینیکی مطلوبی خواهند داشت [۱۵ و ۱۶ و ۱۸]. علاوه بر این، کاشت استنت در رگ انسان، جهت درمان بیماری انسداد رگ، فرآیند پیچیده‌ای است که حتی اجرای موردی آن نیز مشکل است. علاوه بر پیچیدگی ذاتی استنت گذاری، به دلیل خواص متفاوت رگ در اندام‌های مختلف و نیز در اندازه‌های گوناگون رگ باعث شده است که این فرآیند به علل و عوامل زیادی بستگی داشته باشد که در نظر نگرفتن هر یک از این عوامل می‌تواند بعضاً نتایج متضادی را به همراه داشته باشد. به دلیل اهمیت این فرآیند و عوارض ناشی پس از استنت گذاری تحلیل تنش‌ها و کرنش‌های ایجاد شده بین رگ و استنت از اهمیت خاصی برخوردار شده است. در مسائل تماس استنت با رگ نکات زیر باید مدنظر قرار



(a)

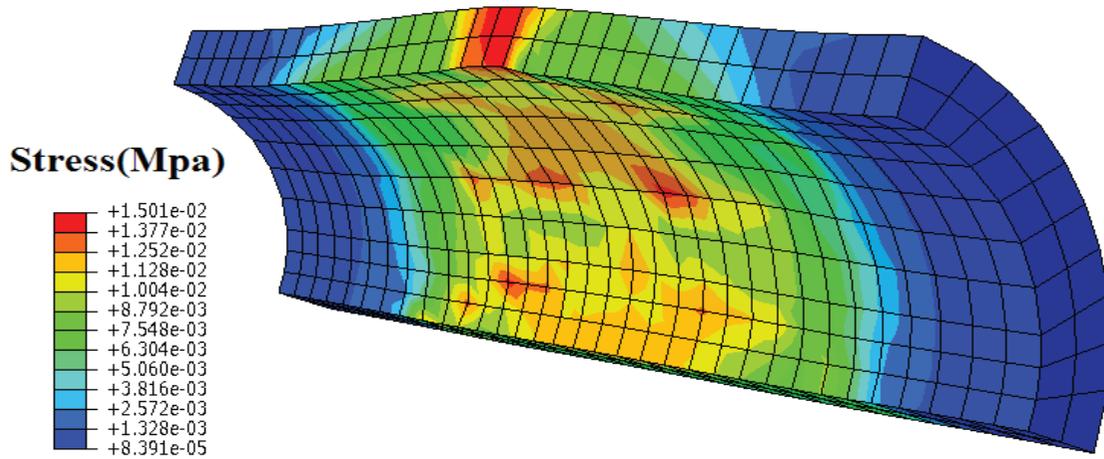


(b)

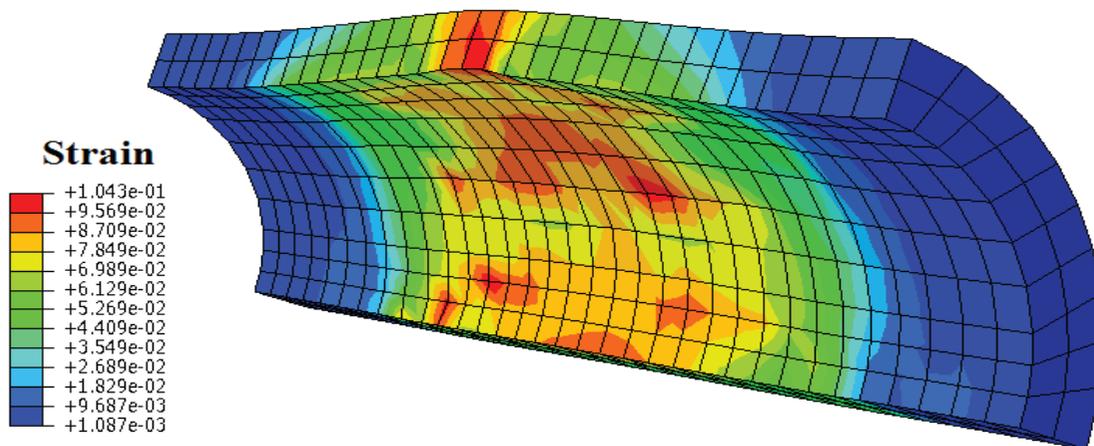


(c)

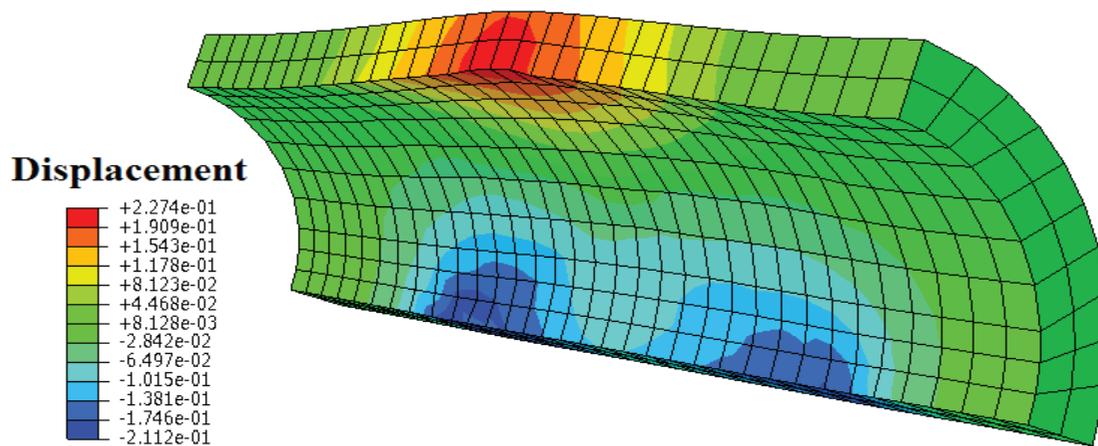
شکل (۵). نتایج بدست آمده در رگ محیطی بعد از استنت گذاری برای خواص ماده ۱ (جدول ۱)
 (a) تنش ماکزیمم فن میزز (b) کرنش لگاریتمی (c) میزان جابجایی



(a)



(b)



(c)

شکل (۶). نتایج بدست آمده در رگ محیطی بعد از استنت گذاری برای خواص ماده ۲ (جدول ۱)

(a) تنش ماکزیمم فن میزز (b) کرنش لگاریتمی (c) میزان جابجایی

جدول ۵. نتایج بدست آمده برای رگ محیطی با تغییر خواص مواد استنت

خواص ماده استنت	تنش ماکزیم (MPa)	کرنش ماکزیم	میزان جابجایی
ماده ۱	۰/۰۱۹۲۸	۰/۱۳۷۳	۰/۲۶۲
ماده ۲	۰/۰۱۵۰۱	۰/۱۰۴۳	۰/۲۲۷

جدول ۶. نتایج تنش‌های مسطح برای استنت از جنس آلیاژ حافظه‌دار برای کاربرد در رگ محیطی

خواص ماده استنت	دمای پایان آستنیتی	تنش مسطح بالایی	تنش مسطح پایینی	اختلاف تنش‌های مسطح
ماده ۱	۲۰ °C	۶۷۰ MPa	۶۰۰ MPa	۷۰ MPa
ماده ۲	۳۰ °C	۴۲۵ MPa	۳۹۰ MPa	۳۵ MPa

کمتری هم به عروق وارد می‌کند [۱۶-۱۵ و ۱۱ و ۹]. با توجه به جدول ۶ و خواص مواد ۱ و ۲ استفاده شده در جدول ۱ که به ترتیب دمای A_f آنها 20°C و 30°C می‌باشد. اختلاف حدود 70 MPa بین تنش مسطح بالایی و پایینی برای نمونه با خواص ماده ۱ و حدود 35 MPa برای نمونه بین تنش مسطح بالایی و پایینی برای با خواص ماده ۲ وجود دارد محدوده اختلاف تنش‌های مسطح بارگذاری و باربرداری نمونه‌ها حدود 35 MPa است، از آنجاییکه به ازای تغییر هر 1°C دمای A_f پایین تر، اختلاف تنش مسطح بالایی و تنش مسطح پایینی در حد 4 MPa تغییر می‌یابد و همچنین با توجه به معادلات ۵ و ۶، جدول ۱ و ۶، تغییرات تنش‌های مسطح بالایی و پایینی با تغییرات دمایی بین دماهای کلینیکی و دمای پایان آستنیتی آلیاژهای حافظه دار نیز رابطه مستقیمی دارد. در نتیجه با تغییر 10°C درجه ای دمای پایان آستنیتی از 20°C تا 30°C درجه سانتیگراد، اختلاف تنش‌های مسطح بالایی و پایینی حدود 12% درصد (معادل حدود 35 MPa) بدست آمد. از این جهت نیز استنت از جنس آلیاژهای حافظه دار با خواص ماده ۲ بدلیل سطح بالاتر اختلاف تنش‌های مسطح بالایی و پایینی در جهت عملکرد مناسب آنها گزینه مناسبی است. علاوه بر آن مطابق استانداردهای ارزیابی استنت‌های نایتینولی در برابر بارگذاریهای مکانیکی ایمن هستند، این موضوع با کارهای تحقیقاتی دیگران نیز تطابق دارد [۱۶-۱۵ و ۱۱ و ۹].

۴. نتیجه گیری

از مدل آریشیو بدلیل تطابق بیشتر با نتایج تجربی استفاده شد. این مدل بر اساس امان محدود غیر خطی سه بعدی، توانایی پیش بینی رفتارهای مکانیکی و کلینیکی استنت‌های از جنس آلیاژ حافظه دار نایتینول برای کاربرد در باز کردن رگ محیطی را دارند. با تغییر 10°C درجه ای دمای پایان آستنیتی از 20°C تا 30°C درجه سانتیگراد، اختلاف تنش‌های مسطح بالایی و پایینی حدود 12% درصد (معادل حدود 35 MPa) بدست آمد. استنت از جنس آلیاژهای حافظه دار نایتینولی با دمای پایان آستنیتی 30°C درجه سانتیگراد بدلیل سطح بالاتر اختلاف

انتخاب نمونه استنت با خواص ماده ۲ مطابق با جدول (۱)، توجیه پذیر است. ذکر این نکته هم ضروری است که تا قبل از تماس استنت هیچ‌گونه کرنشی در رگ محیطی ایجاد نباید شود، اما این کمیت در انتهای فرآیند انبساط استنت و رگ به میزان 9% می‌رسد که در محدوده ایده‌آلی قرار دارد چرا که طبق آزمایشات و مشاهدات بالینی دیده شده است که بر حسب نوع استنت، رگ می‌تواند تا حدود 15% انبساط یابد. هرچند که میزان بالای کرنش رگ محیطی جهت همراهی با استنت مفید است منتها عبور از یک حد مجاز، باعث تضعیف و در نتیجه گرفتگی رگ محیطی خواهد شد.

از طرفی خواص ماده مورد استفاده در آلیاژهای حافظه دار با معادلات کلایزیوس-کلایپرون ارتباط دارد (معادله ۵):

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{\rho\Delta S f_m}{\epsilon t} = \frac{\rho\Delta H f_m}{T_0 \epsilon t} \quad (5)$$

که در آن σ : سطح تنش، ϵ_f : کرنش استحاله، ΔH : آنتالپی استحاله در واحد حجم، ρ : دانسیته استحاله، ΔS : تغییرات آنتروپی استحاله، T_0 : دمای تعادل استحاله و f_m : درصد کسر حجمی مارتنزیت است.

ΔT طبق معادله زیر محاسبه می‌شود (معادله ۶):

$$\Delta T = (T_{\text{reference}} - T_{A_f}) \quad (6)$$

$T_{\text{reference}}$ مربوط به دماهای کلینیکی بدن و T_{A_f} مربوط به دماهای پایان استحاله آستنیتی بوده و به خواص ماده مرتبط است. تقریباً برای 7°C درجه سانتیگراد اختلاف دمای A_f حدوداً 50% تغییرات در سطح تنش‌های مسطح بالایی و تنش‌های مسطح پایینی در رفتار آلیاژهای حافظه دار قابل مشاهده می‌باشد. به ازای هر 1°C درجه دمای A_f پایین تر، تنش مسطح بالایی و تنش مسطح پایینی در حد 4 MPa افزایش خواهد یافت [۱۶-۱۵ و ۱۱]. با توجه به تأثیرات دمای A_f آلیاژ استنت از جنس آلیاژ حافظه دار، هر چقدر دمای A_f پایین تر باشد، سطح بارگذاری و باربرداری در حلقه هیستریزس مکانیکی ابرکشسانی بالاتر خواهد رفت و هر چه دمای A_f استنت بالاتر بوده و به دمای بدن نزدیک تر باشد، تنش‌های

References

- [1] Muller I, Seelecke S(2004)Shape memory alloy actuators in smart structures: Modeling and simulation. *Appl Mech Rev*, 57, 1: 23-46.
- [۲] صدرنژاد س خ، توایی اح، قریشی س؛ تاثیر خمش برابرکشسانی و مورفولوژی چهارنوع سیم ارتودنسی تجارتي از جنس نیکل - تیتانیوم مجله مهندسی پزشکی ۱۳۸۳؛ (۲۱): ۱۸۱-۱۹۲
- [3] Arped P(2000)Constitutive Modeling of Shape Memory Alloys Based on a Finite Strain Description, *Journal of Periodica Polytechnica SER*, 44, 1:115-126
- [4] Song C., Campbell P. A., et al(2002)Thermal modeling of shape memory alloy fixator for medical application, *Smart Mater. Struct.* 11: 312-316.
- [5] Gibbs, J.M., Pena, C.S. and Benenati, J.F.,"Treating the Diseased Superficial Femoral Artery", *Tech Vasc Interventional Rad*, 13, pp. 37-42 (2010).
- [6] Choi, C.P.G., Herfkens, R.J. and Taylor, C.A."The Effect of Aging on Deformations of the Superficial Femoral Artery Resulting from Hip and Knee Flexion: Potential Clinical Implications", *J Vasc Interv Radiol*, 21, pp. 195-202 (2010).
- [7] Duerig T, Tolomeo D and Wholey M (2000) An overview of superelastic stent Design. *Min. Invas. Ther and Allied Technol* 9: 235-246.
- [8] Stoeckel D, Pelton A.R and Duerig T (2004) Self-expanding Nitinol stents: material and design considerations. *Eur. Radio* 14: 292-301.
- [9] Petrini L, Migliavacca F, Massarotti P, et al. (2005) Computational studies of shape memory alloy behavior in biomedical applications. *J. Biomech.Eng* 127: 716-725.
- [10] Wu W, Qi M, Liu X, et al. (2007) Delivery and release of Nitinol stent in carotid artery and their interactions: a finite element analysis. *J. Biomech* 40: 3034-3040.
- [11] Kleinstreuer C, Li Z, Basciano C, Seelecke S, et al. (2008) Computational mechanics of Nitinol stent grafts. *J. Biomech* 41: 2370-2378.
- [12] Azaouzi M, Makradi A, Belouettar S., "Deployment of a self-expanding stent inside an artery: a finite element analysis". *Material Design*;41, 410-420(2012).
- [13] Kumar G. P, Cui F and Danpinid A et al.(2013) Design and finite element-based fatigue prediction of a New Self-expandable percutaneous mitral valve stent.*Comp.Aid. Des* 45: 1153-1158
- [14] Garcia A,Pena EandMartinez M.A (2012)Influence of geometrical parameters on radial force duringself-expanding stent deployment. Application for a variable radial stiffness stent.*J. ech. Behav. Biomed. Mater*10:166 -175
- [15] Nematzadeh F and Sadrmezhaad S.K. (2014) Effects of design parameters and Af temperature on superelastic behavior of Nitinol stent for application in biliary duct: finite element analysis,*Mater.Tech*.29 (2): 65-75.
- [16] Nematzadeh F and Sadrmezhaad S.K. (2014) Effects of Crimping on Mechanical Performance of Nitinol Stent Designed for Femoral Artery: Finite Element Analysis. *J. Mater. Eng. Perf* 22(11): 3228-3236.
- [17] Amirjani A, Yousefi M and Cheshmaroo M (2014) parametrical optimization of stent design; a numerical-based approach. *Comp.Mater. Sci* 90: 210-220
- [18] Wang R, Zuo H, Yang YM, et al. (2017) Finite element simula-

تنش‌های مسطح بالایی و پایینی در جهت عملکرد مناسب آنها گزینه مناسبی است. همچنین نمونه استنت مذکور با سطح تنش کمتر در رگ محیطی بدلالی نظیر: کاهش احتمال جراحی و گرفتگی رگ محیطی به میزان ۲۲/۱۵ درصد، کمتر بودن سطح تنش لازم جهت ایجاد رفتار ابرکشسانی به میزان ۳۵/۸۲ درصد و بالا بودن ضریب اطمینان حدود ۳ برابر انتخاب مطلوبی است. این مقاله می‌تواند یک راه مناسب برای تعیین رفتار مکانیکی استنت‌های مورد کاربرد در عروق محیطی با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و مکانیکی آنها ارائه نماید.

مراحل انجام شده در این تحقیق به صورت استاتیکی بوده و از اثرات دینامیکی مسئله صرف نظر شده است. اگرچه این اثرات بسیار کم بوده و باعث تغییرات شگرف در تنش‌های نتیجه شده نمی‌گردد ولی این امر می‌تواند باعث ایجاد تنش‌های زودگذر در ابتدای تماس بین رگ و استنت شود که خود یکی از عوامل جراحی در این فرآیند است. این پدیده می‌تواند یکی از دلایلی باشد که موجب ناپیوستگی‌هایی در نتایج به دست آمده باشد. همچنین محدودیت‌های دیگر این تحقیق عبارتند از: صرف نظر کردن از تنش‌های خود تماسی بازوهای استنت حافظه دار بدلیل رفتار ابرکشسان آنها، در نظر نگرفتن (نوع و جنس پلاک تشکیل شده بین رگ، درجه گرفتگی رگ، انحنای رگ، تنش‌های پسماند خون در روی رگ و پلاک)، در نظر نگرفتن دیواره آنیزوتروپی رگ، کمبود کار تجربی کلینیکی مورد نیاز، یک بعدی بودن ثوابت تجربی مورد نیاز در مدل‌های هایپر الاستیک رگ، شرایط پیچیده بارگذاری مکانیکی روی رگ و استنت. البته توجه بیشتر به راه حل‌های نظیر طراحی بهینه هندسی استنت، استفاده از استنت‌های دارورسان و استفاده از مواد استنت با ضخامت کم و استحکام بالا مثل آلیاژهای کبالت-کروم می‌تواند در کاهش مشکلات رگی بسیار موثر باشد.

- tion and optimization of radial resistive force for shape memory alloy vertebral body stent. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 28(15): 2140-2150.
- [19] Nematzadeh. F (2018) Computational Evaluation of the Impact of Friction Coefficient on Self-Expanding Stent and Peripheral Artery during Contact. *Journal of Environmental Friendly Materials* 2(2): 29-35.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] 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 stenosed artery. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* <https://doi.org/10.1177/1045389X19880021>.
- [23] 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>
- [24] 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.
- [25] Zhou. XC, Yang. F, Yan Gong. X, et al. (2019) New Nitinol endovascular stent-graft system for abdominal aortic aneurysm with finite element analysis and experimental verification, *Rare Metals*, <https://doi.org/10.1007/s12598-019-01250>.
- [26] 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>
- [27] Auricchio, F., Taylor, R., "Shape-memory alloys: modeling and numerical simulations of the finite-strain super elastic behavior". *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 143, 175-194(1996).
- [28] Lubliner, J., Auricchio, F., "Generalized plasticity and shape memory alloy". *International Journal of Solids and Structures*, 33, 991-1003(1996).
- [29] Gong, X., Duerig, T., "Finite element analysis and experimental evaluation of superelastic Nitinol stents". In *Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technology Conference - SMST*. pp. 417-423(2003).
- [30] Chua, S.N.D., Mac Donald, B.J., Hashmi, M.S.J(2004) Finite element simulation of slotted tube (stent) with the presence of plaque and artery by balloon expansion. *J. Mater. Process. Technol.* 155-56, 1772-1779.
- [31] Lally, C., Dolan, F., Prendergast, P.J(2005) Cardiovascular stent design and vessel stresses: a finite element analysis. *J. Biomech.* 38(8), 1574-1581.
- [32] Zahedmanesh, H., Lally, C(2009) Determination of the influence of stent strut thickness using the finite element method: implications for vascular injury and in-stent restenosis. *Med. Biol. Eng. Comput.* 47,385-393.