

Computational study of influence of materials properties on Nitinol shape memory alloy stents behavior for application in trachea lumen

*Fardin Nematzadeh¹, Mahdi Farahani², Yousef Payandeh³, Hossein Mostaan⁴

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

2- M.Sc., Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran.

3- Assistant Professor, Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran.

4- Assistant Professor, Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran.

Citation: Nematzadeh F, Farahani M, Payandeh Y, Mostaan H. Computational study of influence of materials properties on Nitinol shape memory alloy stents behavior for application in trachea lumen. *Metallurgical Engineering* 2021; 24(2): 87-97 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2021.529283.1320>

doi : <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2021.529283.1320>

ABSTRACT

Simulation of Nitinol shape memory alloy stents behavior for application in trachea stent implantation has been strategically used for solving trachea stenosis. Predicaments like insufficient radial strength, low twisting ability, inappropriate dynamic behavior and restenosis are expected to be solved by the introduction of new designs. Superelastic shape memory alloy stent is an interesting alternative for minimizing these tight spots. The application of finite element method to predict metallurgical of superelastic shape memory alloy stents for trachea duct dilatation is supported by conventional crimp tests. The present simulation modeled the stent material's superelasticity based on Auricchio theories (Helmholtz free energy) and Lagoudas (Gibbs free energy). Nitinol shape memory alloy stents with material properties contain A_f temperature of 24°C is shown to have the best mechanical performance for clinical applications. Owing to lower chronic outward force (COF), higher radial resistive force (RRF), and more suitable superelastic behavior. Model calculations showed that a very high change of A_f temperature could exert a substantial effect on practical performance of the stent. This FEM model can provide a convenient way for evaluation of biomechanical properties of peripheral stents given to effects of metallurgical properties such as austenite finish temperature.

Keywords: Computational study , Austenite Finish Temperature , Shape memory alloy Stents , Trachea lumen.

Received: 28 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 محاسباتی تأثیر خواص ماده بر رفتار استنت‌های آلیاژ حافظه‌دار نایتینولی برای استفاده در مجاری نای

*فریدین نعمت‌زاده^۱، مهدی فراهانی^۲، یوسف پاینده^۳، حسین مستعان^۴

- ۱- استادیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.
- ۲- کارشناسی ارشد شناسایی و انتخاب مواد، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.
- ۳- استادیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.
- ۴- استادیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.

چکیده

استنت‌های از جنس آلیاژ حافظه‌دار نایتینولی می‌تواند بدلیل کاهش دادن مشکلاتی نظیر رفتار دینامیکی نامناسب، قابلیت پیچ خوردن کم و استحکام شعاعی ناکافی سایر استنت‌ها برای استفاده در نای بکار رود. در این مقاله از روش اجزاء محدود برای بررسی رفتار مکانیکی و کلینیکی استنت‌های از جنس آلیاژ حافظه‌دار نایتینولی برای کاربرد در نای انسانی استفاده شد. ارزیابی استنت‌ها با اعمال کرنش شعاعی مطابق استاندارد و با در نظر گرفتن خواص متالورژیکی و مکانیکی آنها انجام گرفت. مدل ماده مورد استفاده جهت توصیف خواص ماده حافظه‌دار بر اساس انرژی ترمودینامیکی آزاد هلمهولتز (مدل آریشیو) و انرژی ترمودینامیکی آزاد گیبس (مدل لاگوداس) بود. استنت از جنس آلیاژ حافظه‌دار نایتینولی با خواص ماده دارای دمای آستنیتی ۲۴ درجه سانتیگراد بدلالی نظیر نیروی مناسب اعمالی به مجرا، استحکام مقاومتی شعاعی مطلوب و حلقه هیستریزس کامل وابسته به رفتار ابرکشسانی بعلاوه تنش کمتر و کرنش بیشتر عملکرد مکانیکی و کلینیکی بهتری نشان داد.

واژه‌های کلیدی: استنت حافظه‌دار، مطالعه محاسباتی، نای، دمای پایان آستنیتی.

دریافت: ۱۴۰۰/۰۲/۰۸ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۸/۱۵

۱. مقدمه

علل و عوامل زیادی بستگی داشته باشد، به دلیل اهمیت این فرآیند و عوارض ناشی پس از استنت گذاری تحلیل تنش‌ها و کرنش‌های ایجاد شده بین مجرا و استنت از اهمیت خاصی برخوردار شده است. شبیه سازی کامپیوتری با توجه به هزینه‌های زیاد بسیار مفید می‌باشند. [۱]. آلیاژهای حافظه‌دار دارای دو ویژگی متمایز و منحصر به فرد هستند: اثر حافظه شکلی و ابرکشسانی. حافظه دار بودن، توانایی آلیاژ حافظه‌دار برای تغییر شکل در یک محدوده دمایی و سپس شکل اولیه خود را پس از گرم کردن تا بالای دمای "تحول"، بازیابی می‌کند. رفتار ابرکشسانی در یک محدوده کوچک دما، بالای دمای تبدیل آلیاژ حافظه‌دار اتفاق می‌افتد. در این حالت، برای بازیابی دمای بالاتر لازم نیست، و آلیاژ حافظه‌دار انعطاف‌پذیری فوق‌العاده‌ای دارند که حدوداً ۱۰ تا ۳۰ برابر فلز معمولی است [۲]. رفتار ابرکشسان آلیاژهای حافظه‌دار به دلیل بازیافت کرنش ناشی از تنش در هنگام باربرداری در دمایی بالاتر از دمای پایان آستنیت به

اختلالات سیستم عروقی مانند تصلب شریان، بیماری عروق کرونر قلبی، سکت قلبی، فشار خون و... در حقیقت اکنون علت عمده مرگ است. به گزارش انجمن قلب آمریکا نرخ مرگ و میر ۲۰۰۱ بیش از ۲۲۰۰ آمریکایی هر روز به علت اختلالات سیستم عروقی می‌میرند. همین رویداد در اروپا منجر به بیش از ۴ میلیون مرگ سالانه میشود. در اروپا هزینه‌های مستقیم و غیرمستقیم اختلالات سیستم عروقی ۱۸۱ میلیارد در سال برآورد شده که همین هزینه‌ها در ایالات متحده در سال ۲۰۰۹، ۲۸۱ میلیارد دلار برآورد شده است. این ملاحظات، کاربرد آلیاژهای حافظه‌دار که پراهمیت‌ترین سهم بازارهای پزشکی را دارند در زمینه تجهیزات عروقی مانند استنت را نشان می‌دهند. کاشت استنت در عروق انسان، علاوه بر پیچیدگی ذاتی، به دلیل خواص متفاوت رگ یا مجرا در اندام‌های مختلف و نیز در اندازه‌های گوناگون مجرا باعث شده است که این فرآیند به

* نویسنده مسئول:

دکتر فریدین نعمت‌زاده

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

تلفن: (۹۱۸۴۸۶۳۶۶۴) +۹۸

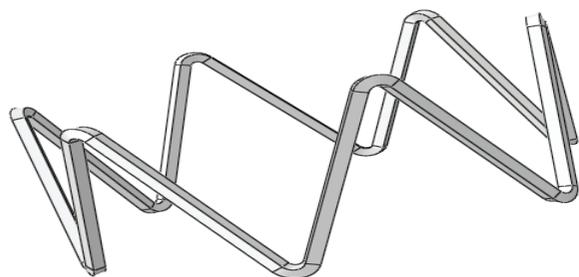
پست الکترونیکی: f-nematzadeh@araku.a.ir

علائم و اختصارات

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

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 [۶]. بولیو و همکاران با بهینه‌سازی طرح‌های استنت بافته شده، از مدل‌های محاسباتی بعنوان یک ابزار تحقیقاتی عالی، مکمل مدل‌های تحلیلی و با استفاده از یک استراتژی اجزاء محدود مبتنی بر مدلسازی برای بررسی و بهینه‌سازی مکانیک استنت‌های بافته شده استفاده کرده و معادلات تحلیلی و عددی برای پیش‌بینی نیروهای شعاعی و طولی استنت‌های آلیاژ حافظه دار نایتینولی بافته شده ارائه نمودند [۷]. کومار و همکاران در زمینه بهینه‌سازی مواد خود انبساطی استنت درجه‌ی آئورت، رفتار فیزیکی یک طرح استنت درجه‌ی آئورت را با استفاده از آنالیز اجزاء محدود بررسی کردند. اثرات کریمپینگ را برای دو نوع ماده واقعی از جنس آلیاژهای حافظه دار نایتینولی مختلف را شبیه‌سازی کردند، نتایج آنها نشان داد که هر دو نوع استنت از جنس آلیاژهای حافظه

شدن می‌باشد. در شرایط کلی تر، مسیرهای بارگذاری ترمومکانیکی ابرکشسان از تنش صفر در ناحیه آستنیت شروع می‌شوند و به سمت ناحیه مارتنزیت جهت یافته حرکت می‌کنند و سپس مجدداً به نقطه شروع باربرداری برمی‌گردد [۳]. کلینسترورا و همکاران 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 [۴]. نعمت زاده از روش اجزاء محدود برای بررسی تأثیر بارگذاری شعاعی و دمای آستنیتی آلیاژ حافظه دار نایتینولی بر رفتار مکانیکی استنت عروق فمورال استفاده کردند، تحقیقات آنها نشان داد که دمای پایین دمای آستنیتی آلیاژ فوق 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 [۵]. آرزوی و همکاران یک روش آنالیز المان محدود را برای تهیه معیارهای کمی از دامنه کرنش استنت و کرنش متوسط که توسط بار ضربه‌ای چرخه‌ای تولید شده



شکل ۱. هندسه شماتیک استنت مورد استفاده برای بازکردن مجرای نای با جزییات کامل در جدول (۱).

الاستیک پلاستیک و برپایه انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز است. در این مدل کرنش شامل دو بخش ۱- الاستیک خطی ۲- تغییر حالت (استحاله)، که به صورت رابطه زیر نشان داده می‌شود (معادله ۱). در این تئوری، تبدیل آستنیت به مارتنزیت بر اساس نیروهای برشی صورت می‌گیرد (معادله ۲). در این بازه تنش، که در آن این تحول انجام می‌شود (معادله ۳). به هر دلیل اگر تغییر در جهت گیری تنش اعمال شود، باعث جهت گیری مجدد مارتنزیت شده و اثرات قابل چشم پوشی دیگری ایجاد خواهد کرد. هرگونه تغییرات دمایی، باعث تغییر بزرگی در تنش‌های تغییر فاز و تغییر خطی مستقیم می‌شود. به همین دلیل است که تحول در بارگذاری کشش همراه با افزایش حجم می‌باشد و در آن نسبت به فشار، تنش کمتری را به دنبال دارد. پتانسیل انتقال توسط روش خطی مستقیم بارگذاری شده است

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

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

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

$$F = \bar{\sigma} - P \tan \beta + CT \quad (4)$$

که در آن $\Delta \epsilon^{el}$ کرنش الاستیک، $\Delta \epsilon^{tr}$ کرنش تغییر حالت، α : ضریب کرنش، ζ : کسر حجمی مارتنزیت، F : تابع پتانسیل انتقال (شروع و پایان استحاله)، σ : تنش میانگین میزز، P : تنش فشاری، β : ثابت ماده، C : نسبت تنش به دما و T : دما می‌باشد [۱۲]. مدل مادی دیگر برای توصیف رفتار ابرکشسانی آلیاژهای حافظه دار، بر اساس مدل ماکروسکوپی لاگوداس مبتنی بر انرژی آزاد ترمودینامیکی

دار نایتینولی 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 [۸]. وانگ و همکاران با استفاده از روش اجزاء محدود و روش طراحی آزمایش پاسخ سطحی، پارامترهای هندسی موثر بر عملکرد استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار نایتینولی برای کاربرد در مهره‌های بدن را تعیین کرده و نشان دادند که نیروی مقاومتی شعاعی استنت از طریق استحاله تبدیل فازی نقش کلیدی را در این ارتباط بازی می‌کند [۹]. جنیدرانا و همکاران در حین مراحل ترمیم آنوریسم آئورت و همچنین درون عروق آئورت، کرنش کریمپینگ، تنش نهایی و نیروهای تماس را در استنت آلیاژ حافظه دار نایتینولی ارزیابی کردند. علاوه بر آن در این مطالعه با استفاده از تماس با ساختار سیال، جریان خون با حضور استنت مدلسازی شد [۱۰]. با توجه به عدم ارائه تحقیقات مدون مبتنی بر خواص مواد، هدف از تحقیق حاضر استفاده از روش اجزاء محدود برای بررسی رفتار ابرکشسانی استنت آلیاژ حافظه دار نایتینولی با خواص متالورژیکی و مکانیکی متفاوت مبتنی بر مدل‌های ماکروسکوپی آریشیو و لاگوداس برای کاربرد در مجرای نای است.

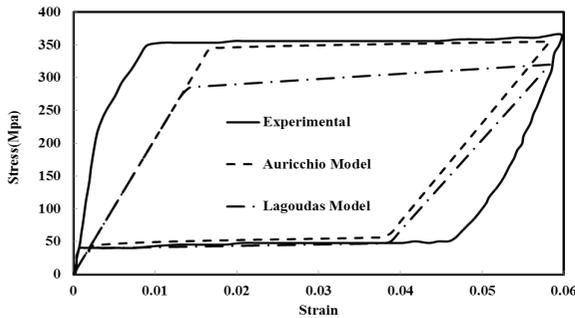
۲. مواد و روش تحقیق

در این مطالعه عددی با ایجاد طرحی جدید از هندسه استنت از جنس آلیاژ حافظه دار نایتینول (با ترکیب مساوی از نیکل-تیتانیوم) (شماتیک استنت‌ها در شکل ۱ و با جزییات مشخص شده در جدول ۱) و با انتخاب خواص متالورژیکی و مکانیکی مختلف، عملکرد مکانیکی استنت‌ها، با استفاده از تحلیل المان محدود در نرم‌افزار آباکوس مورد ارزیابی قرار گرفت. برای نزدیک شدن طراحی‌ها به نمونه‌های واقعی و امکان دسترسی به تغییرات در هندسه مدل طراحی‌ها در نرم‌افزار آباکوس انجام شد. هندسه بازوهای استنت به صورت قوس‌دار طراحی شده که در شبیه‌سازی‌ها و طراحی‌های انجام شده در کارهای دیگران و مقالات مرتبط از آن صرفه‌نظر شده است که بشدت عملکرد استنت‌ها را تحت تاثیر قرار می‌دهد و همچنین مقطع سیم استنت حافظه داری مربعی در نظر گرفته شده است

مدل مادی برای توصیف رفتار ابرکشسانی آلیاژهای حافظه دار، بر اساس مدل ماکروسکوپی آریشیو-تیلور مبتنی بر تئوری

جدول ۱. مشخصات هندسی استنت

شماره استنت	تعداد خمش (n)	زاویه بین بازوها درجه (α)	ضخامت سیم میلی متر (t)
۱	۴	۶۵	۰/۲
۲	۴	۶۶	۰/۲
۳	۶	۶۵	۰/۲
۴	۶	۶۶	۰/۲



شکل ۲. مقایسه رفتار کششی یک المان از آلیاژ حافظه دار برای نمونه خواص ماده ۱ در جداول (۲) بر مبنای تئوریهای آریشیو و لاگوداس

بر اساس شرایط بارگذاری واقعی وارد بر استنت هنگام جاگذاری بر روی میل جراحی و کاشت، یکی از تست های ارزیابی عملکرد استنت ها تست کریمپینگ (بارگذاری شعاعی) می باشد. برای انجام تست کریمپینگ بین استنت و پوسته استوانه ای در هر دو مرحله انقباض و انبساط تماس صفحه با صفحه وجود دارد. در مرحله منقبض شدن و باز شدن استنت شرایط مرزی به گونه ای تعیین شد که امکان لغزشی و چرخش استنت درون صفحه ای استوانه ای وجود نداشته باشد و استنت فقط در جهت شعاعی امکان جمع شدن (۶۰ درصد کاهش شعاع استنت ها) و در یک جهت از محور z نیز امکان تغییر طول را داشته باشد. بدیهی است که در این شرایط برای تعیین شرایط مرزی از مختصات استوانه ای استفاده شده و تمام درجات آزادی دیگر پوسته استوانه ای سلب خواهد شد و در مرحله انبساط به جای اولیه بازمی گردد. شکل ۳ شماتیک تست کریمپینگ را نشان می دهد. دو قسمت طراحی شده استنت و کریمپر که به عنوان مجرای نای می باشد به صورت تماس و تماس از نوع صفحه به صفحه بوده و یک سطح به عنوان سطح اصلی و سطح دیگر سطح تابع می باشد. رفتار تماسی، خطی و رابطه فشار-تداخل از نوع تماس سخت می باشد. هندسه استنت ها با استفاده از المانهایی از نوع سه بعدی هشت گره ای با نام C3D8R مش بندی شده است. به منظور اطمینان از صحت گسسته سازی هندسی و اثبات عدم وابستگی پاسخ مکانیکی استنت به تعداد المانهای بکار رفته در هندسه، به مطالعه مش پرداخته شده و انتظار می رود که با کوچک کردن المان ها و افزایش تعداد المان ها و گره ها، پارامترهای مکانیکی در یک نقطه مشخص به صورت حدی به سمت یک مقدار مشخص میل کنند. برای یک مدل استنت با مشخصات زاویه ای بین بازوی ۶۵ درجه، تعداد خمش ۴، و ضخامت ۰/۲ میلی متر، پنج اندازه مش مختلف در نظر گرفته شد. آنالیز حساسیت مش به سه روش زیر انجام شده است: ۱- توزیع تنش در المان ۲- توزیع نیرو در گره ها ۳- توزیع تنش در گره ها هر سه روش تطابق مناسبی با یکدیگر داشتند. مقدار بهینه اندازه مش ۰/۰۶ با تعداد المان ۱۳۷۸۸ و تعداد گره ۲۴۵۲۹ می باشد و بر همین مبنا اندازه دانه بندی مش در تمام استنت در طی شبیه سازی ۰/۰۶ در نظر گرفته شده و مقدار تنش ماکزیمم و ماکزیمم نیرو در این اندازه مش بترتیب ۷۴۲/۱ و ۱/۲۳۸ می باشد.

گیبیس است. در مدل حاضر انرژی آزاد تابعی از تنش، دما، کرنش تبدیل و درصد فاز مارتنزیت در نظر گرفته می شود (معادله ۵):

$$G(\sigma, T, \varepsilon^t, \varepsilon^e) = -\frac{1}{2\rho} \sigma : S : \sigma - \frac{1}{\rho} \sigma : \quad (5)$$

$$[\alpha(T - T_0) + \varepsilon^t] + C \left[(T - T_0) - T \ln \left(\frac{T}{T_0} \right) \right] + U_0 - S_0^T + F(\zeta^e)$$

که در آن $u_0, s_0, \rho, c, \alpha, \varepsilon^t$ به ترتیب ماتریس نرمی موثر، ماتریس ضرائب انبساط حرارتی موثر، دمای ویژه موثر، دانسیته، آنتروپی ویژه موثر و انرژی داخلی موثر هستند. پارامترهای $\varepsilon^t, T_0, T, \sigma$ نیز به ترتیب نشان دهنده تانسور تنش کوشی، دما، دمای مبنا، کرنش تبدیل و کسر فاز مارتنزیت هستند. مقدار ζ^e برای فاز آستنیت خالص برابر صفر، برای فاز مارتنزیت خالص برابر ۱ و برای حالت تبدیل فاز عددی بین صفر و یک است و تابع $f(\zeta^e)$ تابع سختی است [۱۳]. خواص مادی استنت از جنس آلیاژ حافظه دار نایتینول (با ترکیب مساوی از نیکل-تیتانیوم) مبتنی بر مدل ماکروسکوپی آریشیو در جدول ۲ آمده است. قبل از انجام آزمایشات ابتدا یک المانی از آلیاژ حافظه دار نایتینولی را بر اساس مدل های ماکروسکوپی آریشیو و لاگوداس در نظر گرفته شد. نتایج حاصل از مدل های فوق با نتایج تجربی [۱۴] مقایسه شد. مطابق جدول ۲ و شکل ۲ مدل آریشیو تطابق مناسب حدود ۸۰ درصد نسبت به مدل لاگوداس با نتایج تجربی داشت. در نتیجه تعریف خواص مواد و فرایند مدل سازی بر اساس مدل آریشیو انجام شد.

جدول ۲. خواص مواد استنت آلیاژ حافظه دار نایتینولی جهت کاربرد در مجاری نای بر اساس مدل آریشیو [۱۴-۱۲]

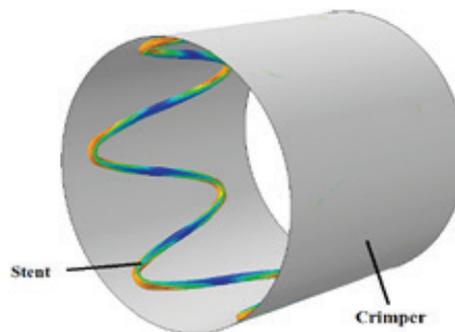
خصوصیات ماده	نمونه شماره ۱	نمونه شماره ۲
E_A	۲۴۱۰۰	۲۰۷۰۰
ν_A	۰/۳۳	۰/۳۳
E_M	۱۷۸۰۰	۱۱۷۰۰
ν_M	۰/۳۳	۰/۳۳
ε^L	۰/۰۵۴	۰/۰۵۵
$(\delta\sigma/\delta T)_L$	۵/۳۲	۵/۳۲
σ_L^S	۳۹۰	۳۴۴
σ_L^E	۴۰۱	۳۶۳
T_0	۳۷	۳۷
$(\delta\sigma/\delta T)_U$	۵/۳۲	۵/۳۲
σ_U^S	۱۱۲	۵۸
σ_U^E	۹۳	۴۲
σ_{CL}^S	۰,۰	۰,۰
ε_V^L	۰/۰۵۴	۰/۰۵۵
A_f	۲۲	۲۴

با استناد به معادلات کلازیوس- کلاپیرون نیز قابل توجیه است. هر چقدر دمای کارکردی بدن از ۳۷ درجه افزایش پیدا کند، برای گرفتن رفتار ابرکشسان، بایستی تنش بیشتری اعمال شود. به ازای هر درجه، ۷ مگاپاسکال به تنش استحاله افزوده می‌شود. [۱۵-۱۱]. دو مقدار ΔT در این تحلیل ارزیابی شده است. ΔT ها طبق معادله زیر محاسبه شده‌اند:

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

با توجه به خواص مواد استفاده شده در جدول (۲)، که دمای پایان آستنیت آن‌ها برای زاویه ۶۵ و ۶۶ درجه به ترتیب ۲۴ و ۲۲ درجه سانتیگراد می‌باشد، محدوده اختلاف تنش‌های سطح بارگذاری و باربرداری وجود دارد. هرچه دمای پایان آستنیتی استنت از جنس آلیاژ حافظه دار پایین‌تر باشد سطح بارگذاری و باربرداری تنش در حلقه هیستریزیس مکانیکی ابرکشسانی بالاتر خواهد بود (به ازای ۱ درجه دمای پایان آستنیتی پایین‌تر تنش بارگذاری و باربرداری در حد ۴ مگاپاسکال افزایش می‌یابد) و هر چه دمای پایان آستنیتی بالاتر بوده و به دمای بدن نزدیک‌تر باشد، تنش‌های کمتری به عروق وارد می‌کند. استنت از جنس آلیاژ حافظه دار برای نشان دادن رفتار ابرکشسانی بایستی در منحنی تنش و کرنش مربوطه، ناحیه مارتنزیتی تحت تنش ارائه نمایند.

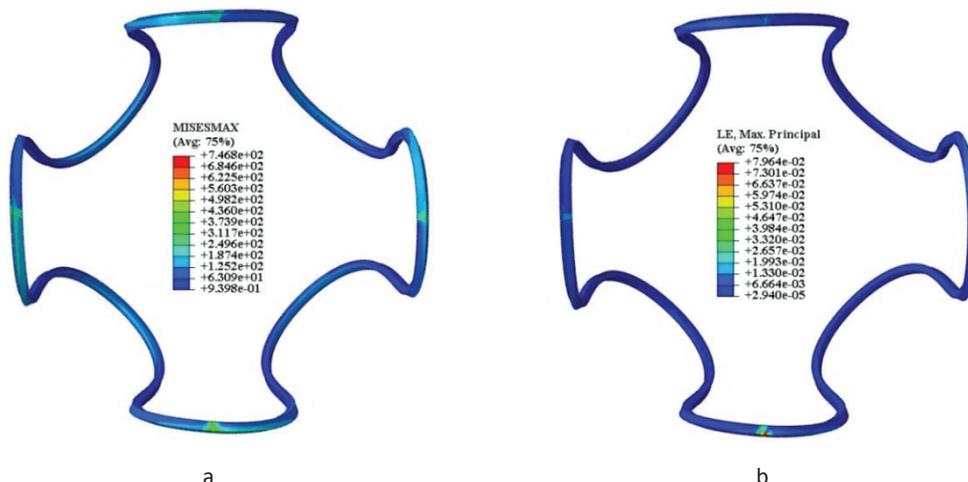
مقیاسه نمونه استنت ۲ و ۱ شکل‌های ۴ و ۵ بیانگر کاهش تنش از ۷۴۶/۸ مگاپاسکال به ۳۹۵/۱ مگاپاسکال و کاهش کرنش از ۰/۰۷۹۶۴ به ۰/۰۲۹۹۵ می‌باشد. حداکثر تنش در منحنی درونی نمونه استنت ۱ بیشتر از نمونه استنت ۲ بوده، استنت ۲ نسبت به ۱ به لحاظ مکانیکی بدلیل اعمال تنش کمتر و در نتیجه جراحات کمتر به مجاری نای برای کاربرد ترجیح داده می‌شود. حداکثر کرنش ماکزیمم در منحنی درونی نمونه استنت ۱ بیشتر از نمونه استنت ۲ بوده، نمونه ۱ نسبت به استنت ۲ بدلیل رفتار دینامیکی ناشی از کرنش بیشتر و در نتیجه همراهی مناسب‌تر با مجاری نای ترجیح داده می‌شود. مطابق شکل (۶)، هر دو نمونه استنت رفتار ابرکشسان متأثر از استحاله مارتنزیت تحت تنش در منحنی تنش و کرنش را



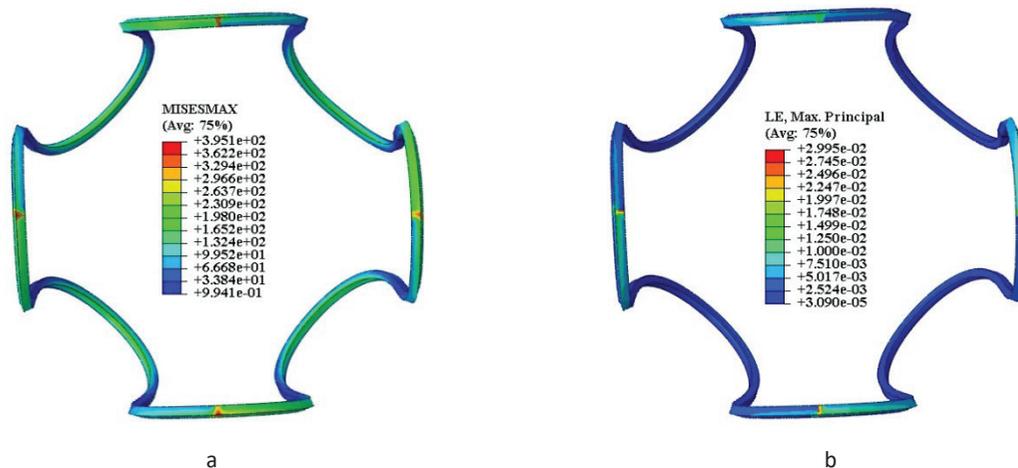
شکل ۳. شماتیک تست کریمپینگ

۳. نتایج و بحث

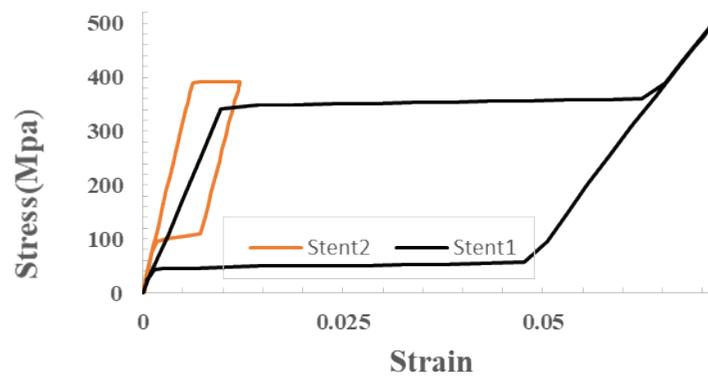
استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار با داشتن ویژگیهای زیر، کاربرد مکانیکی و کلینیکی مطلوبی خواهند داشت: حلقه هیستریزیس مکانیکی (ابرکشسانی) کامل، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی جهت باز کردن مجاری (COF)، بیشترین استحکام مکانیکی مقاومت کننده شعاعی جهت باز کردن مجاری (RRF)، کرنش تغییر حالت بالا، تنش کمتر در نقاط بحرانی استنت، کرنش بالا (طول منطقه تغییر شکل ابرکشسان زیاد)، جایجایی حداکثر، تشکیل درصد بالای مارتنزیت در ساختار استنت، [۶-۱۱ و ۱۴]. عدم قرار گرفتن استنت در محدوده الاستیک و همچنین در محدوده ایمن بودن استنت در برابر شکست [۱۱]. دمای پایان آستنیتی به عنوان یکی از دماهای استحاله مارتنزیتی تأثیر کلیدی بر عملکرد رفتار ابرکشسانی استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه دار دارد. با توجه به اختلاف دمای بدن و دمای پایان آستنیت شدن آلیاژ استنت حافظه دار، هر چقدر این اختلاف زیاد شد، نیروی لازم جهت تغییر شکل استنت حافظه دار افزایش یافته و در نتیجه میزان بازبایی زاویه‌ای نیز افزایش می‌یابد. اگر دمای بدن را ۳۷ درجه در نظر بگیریم با کاهش دمای پایان آستنیت شدن اختلاف دما زیاد شده و در نتیجه آن نیروی لازم برای تغییر شکل استنت حافظه دار افزایش خواهد یافت این مطالب



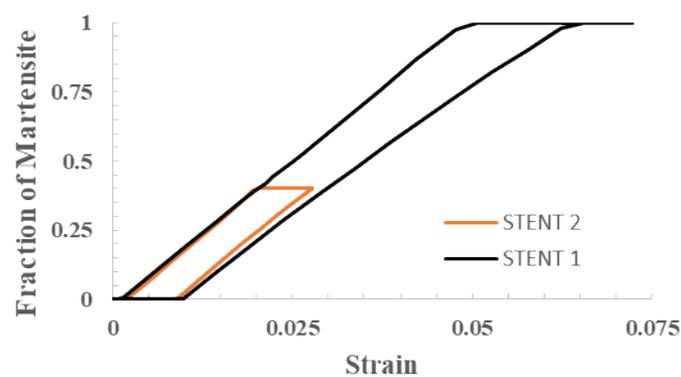
شکل ۴. (a) تنش و (b) کرنش در استنت ۱



شکل ۵. (a) تنش و (b) کرنش در استنت ۲



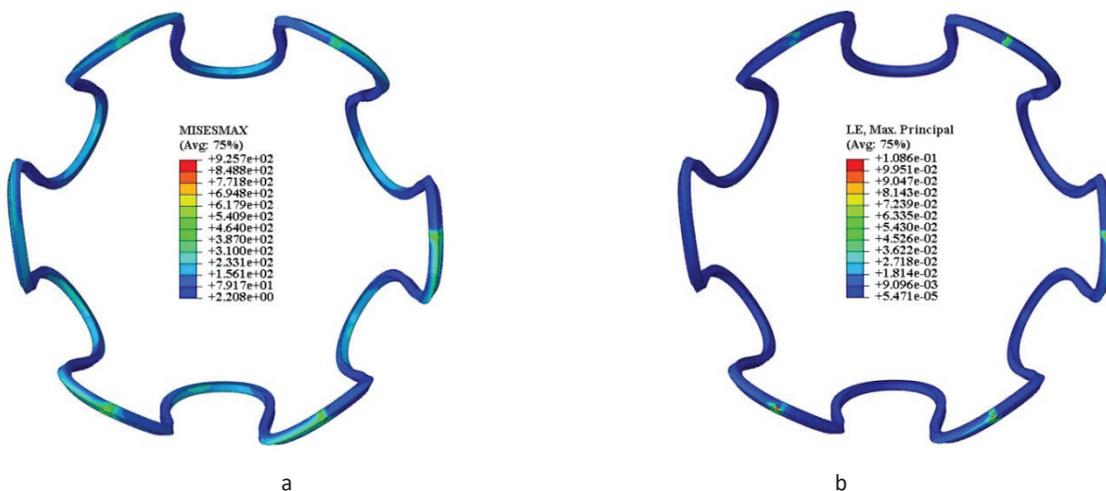
شکل ۶. نمودار تنش و کرنش در استنت ۱ و استنت ۲



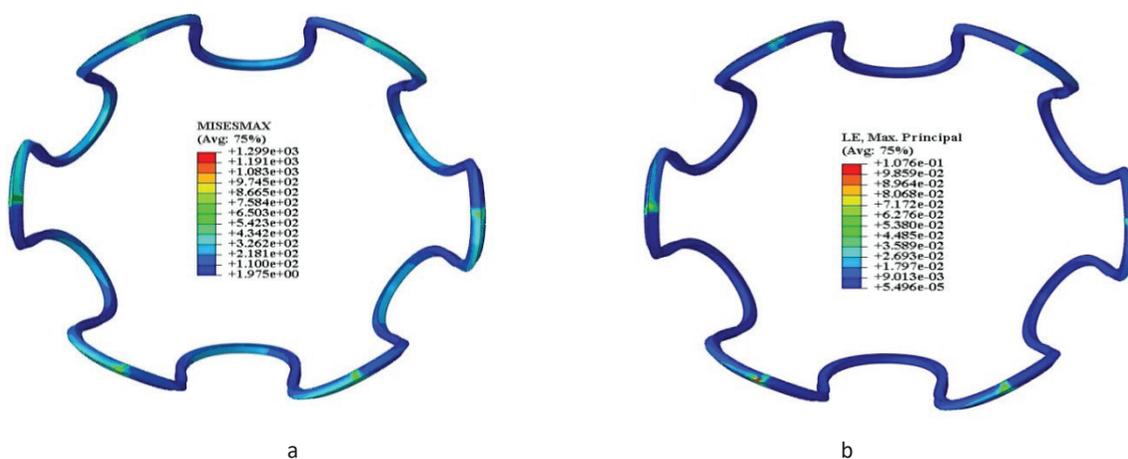
شکل ۷. نمودار کرنش و درصد مارتنزیت در استنت ۱ و ۲

ارائه دادند. لذا برای کاربرد در مجاری نای مناسب هستند، اما با توجه به شکل‌های ۶ و ۷ استنت ۱ در کرنش 0.051 در بارگذاری با تکمیل فرآیند مارتنزیتی رفتار ابرکشسانی بهتری را نشان می‌دهد. مقایسه استنت‌های ۳ و ۴ شکل‌های ۸ و ۹ مربوط به توزیع تنش ماکزیمم در استنت‌ها بیانگر افزایش تنش از $925/7$ MPa

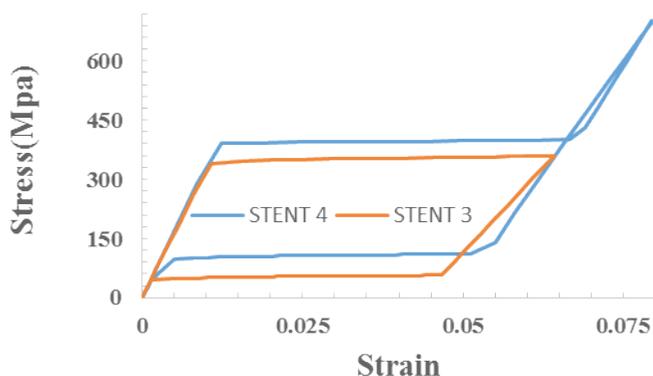
به 1299 MPa و کاهش کرنش از 0.1086 به 0.1076 می‌باشد. مقایسه شکل‌های ۱۰ و ۱۱ در استنت ۳ در کرنش 0.0364 در بارگذاری 100% مارتنزیت تشکیل شده و با تنش کمتر نسبت به استنت ۴ که در کرنش 0.0411991 در بارگذاری استحاله مارتنزیتی آن تکمیل شده رفتار ابرکشسان بهتری نشان داده و برای کاربرد در



شکل ۸. (a) تنش و (b) کرنش در استنت ۳



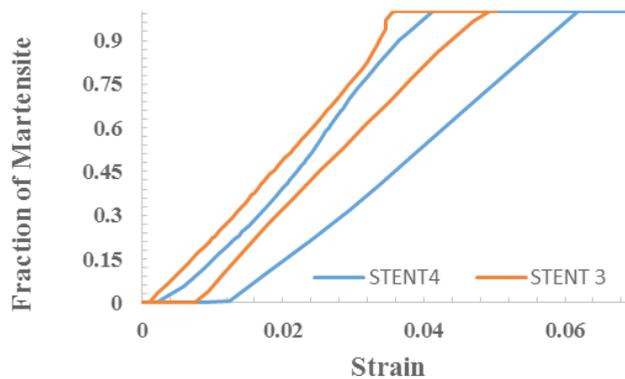
شکل ۹. (a) تنش و (b) کرنش در استنت ۴



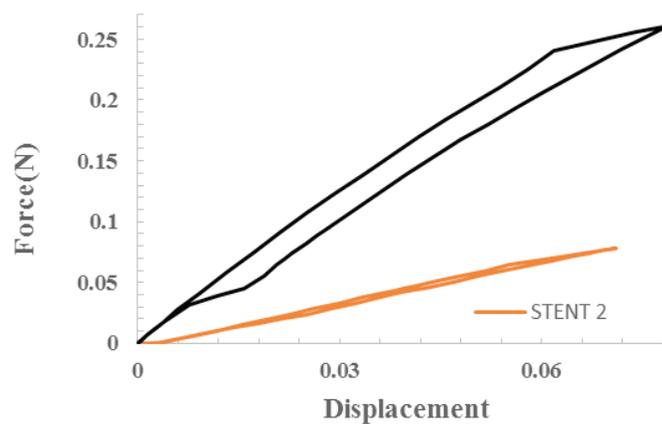
شکل ۱۰. نمودار تنش و کرنش در استنت ۳ و ۴

نسبتاً با نتایج عددی و تجربی تطابق مناسبی دارد. بنابراین ماده‌ای که رفتار ابرکشسان بهتری را نشان داده است یعنی استنت ۱ و ۳ با زاویه کمتر و دمای آستنیت‌بالتر، برای کاربرد مناسب‌تر به نظر می‌آید.

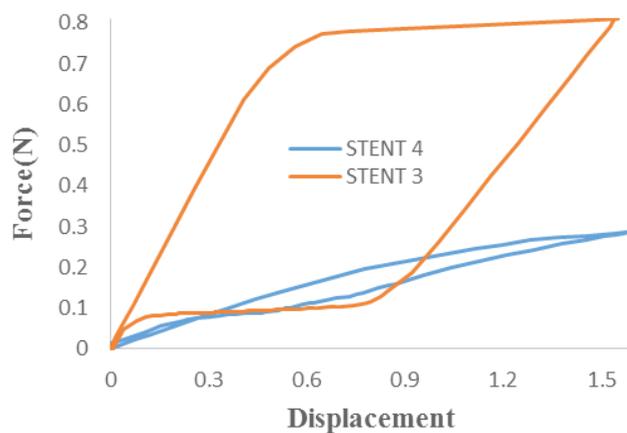
مجرای نای مناسب‌تر می‌باشد. با توجه به خواص مواد استفاده شده در جدول (۲) که به ترتیب دمای پایان آستنیتی استنت ۳، ۲۴ و استنت ۴، ۲۲ درجه سانتیگراد می‌باشد. محدوده اختلاف تنش‌های سطح بارگذاری و باربرداری برای دو درجه اختلاف ۸ MPa است، که



شکل ۱۱. نمودار کرنش و درصد مارتنزیت در استنت ۳ و ۴



شکل ۱۲. نمودار جابه‌جایی و نیروی شعاعی در استنت ۱ و ۲



شکل ۱۳. نمودار جابه‌جایی و نیروی شعاعی در استنت ۳ و ۴

$$\Delta = TL^3 \cos^2 \theta / (12EI) \quad (۷)$$

$$T = 6EI\Delta / (nL^3 \cos^2 \theta) \quad (۸)$$

$$K = 6EI / (nL^3 \cos^2 \theta) \quad (۹)$$

$$F_r = 2\pi T = 12\pi EI\Delta / (nL^3 \cos^2 \theta) \quad (۱۰)$$

مطابق تئوریهای کاستیگلیانو، قوانین لاپلاس و هوک، با اعمال بار T به یک تیر خطی الاستیک می‌توان از میزان جابه‌جایی، مقداری کمی از نیروی شعاعی استنت به دست آورد و آن را مورد تحلیل کیفی قرار داد. معادله مورد استفاده برای این منظور به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۶].

۴. نتیجه‌گیری

شبهه سازی رفتار کریمپینگ استنت های از جنس آلیاژهای حافظه دار با توجه به رفتار کاملاً غیرخطی ماده و هندسه پیچیده آن، مسائل تماس و تغییر شکل زیاد بسیار مشکل است. از مدل ماکروسکوپی مبتنی بر مدل ترمودینامیکی انرژی آزاد هلمهولتز آریشیو نسبت به مدل انرژی آزاد گیبس لاگوداس بدلیل تطابق بیشتر با نتایج تجربی استفاده شد. این مدل ها بر اساس المان محدود غیر خطی سه بعدی، توانایی پیش بینی رفتارهای مکانیکی و کلینیکی استنت های آلیاژ حافظه دار با خاصیت ابرکشسان برای کاربرد در سیستم تنفسی را دارند. تغییر خواص ماده شامل کاهش دمای آستینیتی استنت های آلیاژ حافظه دار از ۲۴ به ۲۲ درجه سانتیگراد در تعداد خمش های یکسان استنت، باعث افزایش سفتی به میزان ۶۷/۱۲ درصد، کاهش نیروی استحکام مکانیکی شعاعی جهت باز کردن مجاری (COF) به میزان ۲۳۰ درصد، افزایش نیروی شعاعی به میزان ۶۵/۳۹ درصد و کاهش جابجایی به میزان ۱/۰۵ درصد شد. استنت آلیاژهای حافظه دار با خواص ماده شامل دمای پایان آستینیت شدن ۲۴ درجه سانتی گراد در هندسه ثابت بر اساس شاخصه های ارزیابی مبتنی بر تحلیل نمودارهای تنش- کرنش، درصد مارتنزیت-کرنش و نیرو-جابجایی، چون دارای COF کمتر، کرنش تغییر حالت بالاتر، حلقه هیستریزیس مکانیکی مربوط به خاصیت ابرکشسانی کامل تر، کرنش ماکزیمم بیشتر در استنت می باشد، عملکرد مکانیکی و کلینیکی بهتری دارد. در نظر گرفتن نوع و جنس پلاک تشکیل شده در مجاری نای به همراه درجه گرفتگی و انحنای آن، میتواند میزان دقت شبهه سازی را افزایش دهد.

۵. تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه اراک بخاطر پشتیبانی از این طرح در قالب طرح پژوهشی با عنوان "شبهه سازی و بهینه سازی خواص مادی و طراحی هندسی استنت برای کاربردهای پزشکی نظیر نای" سپاسگزاری می نماید.

که در این معادله: Fr معادل نیروی شعاعی است. Δc اختلاف بین میزان جابجایی خطی (c) جابه جایی 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 بازوها (CP) و θ نیمساز زاویه بین بازوهای استنت است. نتایج محاسبات نیروی شعاعی برای استنت‌ها در جدول ۳، و با استفاده از نیروی گره‌ای در جهت شعاعی، نمودارهای جابه‌جایی-نیرو در اشکال ۱۲ و ۱۳ نشان داده شده است.

مقایسه استنت ۱ و ۲ در شکل ۱۲ نشان می‌دهد که میزان جابه‌جایی در استنت ۱ بیشتر بوده و در نیروی بیشتری حاصل شده است، همچنین حلقه نیرو در بارگذاری و باربرداری کامل تر بوده و این بدان معناست که برای گرفتگی‌های شدیدتر در نای مناسب تر است. استنت ۴ در مقایسه با استنت ۳ در شکل ۱۳ در نیروی کمتری میزان جابه‌جایی بیشتری داشته اما استنت ۳ ماکزیمم نیرو بیشتری را ایجاد کرده است و میزان نیروی شعاعی آن‌ها با توجه به حلقه نیرو در بارگذاری و باربرداری خیلی بیشتر از استنت ۴ است. محاسبه نیروی شعاعی مطابق جدول ۳ نشان می‌دهد که نیروی شعاعی با افزایش زاویه و یا به عبارتی کاهش دمای پایان آستینیتی، افزایش می‌یابد، اما نتایج استنت‌ها در شبهه‌سازی نشان دهنده افزایش پیوسته نیروی شعاعی با کاهش زاویه بازوها و یا افزایش دمای پایان آستینیتی می‌باشد و با نتایج محاسباتی متفاوت است. از آنجایی که هرچه دمای پایان آستینیتی استنت از جنس آلیاژ حافظه دار پایین تر باشد، سطح بارگذاری و باربرداری تنش در حلقه هیستریزیس مکانیکی ابرکشسانی بالاتر خواهد بود، این تفاوت را می‌توان با افزایش سطح تنش بارگذاری و باربرداری تنش و نهایتاً افزایش نیرو در شبهه‌سازی‌ها نسبت داد.

جدول ۳. نتایج نیروی شعاعی استنت‌ها

شماره استنت	Fr	k	Δc
۱	۰/۰۴۵۲۵	۰/۰۰۱۴۶	۴/۹۳۲۳
۲	۰/۰۷۴۸۴	۰/۰۰۲۴۴	۴/۸۸۰۴
۳	۰/۰۹۵۷۱۰	۰/۰۰۴۶۸	۳/۲۵۳۶
۴	۰/۱۹۸۷۹۷	۰/۰۰۹۶۸	۳/۲۶۷۲

References

- [1] Rouhani, F., Fereidoonzhad, B., and Zakerzadeh, A. M. R., "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*, Vol.30 (20), pp.3113-3123, 2019.
- [2] Alaimo, G., Auricchio, F., Conti, M., "Multi-Objective Optimization of Nitinol Stent Design", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 47, pp. 13-24, 2017.
- [3] Kumar, G. P., Commillus, A. L., and Cui, F., "A Finite Element Simulation Method to Evaluate the Crimpability of Curved Stents", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 74, pp. 162-165, 2019.
- [4] Kleinstreuer C, Li Z, Basciano C, Seelecke S, et al., "Computational mechanics of Nitinol stent grafts", *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 2370-2378. 2008.
- [5] Nematzadeh, F., and Sadrnezhad, S.K., "Effects of Crimping on Mechanical Performance of Nitinol Stent Designed for Femoral Artery: Finite Element Analysis", *Journal of Materials Engineering and Performance*, Vol. 22(11), pp. 3228- 3236, 2014.
- [6] Azaouzi M, Lebaal N, Makradi A, et al., "Optimization based simulation of self-expanding Nitinol stent", *Materials & Design*, Vol. 50, pp.917-928, 2013.
- [7] Beule, M. De., and Cauter, S. V., "Virtual Optimization of Self-Expandable Braided Wire Stents", *Medical Engineering and Physics*, Vol.31, pp. 448-453, 2009.
- [8] Kumar, G.P., and Cui, F., "Stent Design Parameters and Crimpability", *International Journal of Cardiology*, Vol. 223, pp. 552-553, 2016.
- [9] Wang, R., Zuo, H., Yang, Y.M., "Finite Element Simulation and Optimization of Radial Resistive Force for Shape memory Alloy Vertebral Body Stent", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 28(15), pp. 2140-2150, 2017.
- [10] Jayendirana, R., Nourb, B., and Ruimia, A., "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*, Vol. 304, pp. 164-171, 2020.
- [11] Pelton, A.R., Schroeder, V., Mitchell, M., "Fatigue and Durability of Nitinol Stents", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 1, pp. 153-164, 2008.
- [12] Auricchio, F., Conti, M., Morganti, S., "Shape Memory Alloy: from Constitutive Modeling to Finite Element Analysis of Stent Deployment", *Computer Modeling in Engineering & Sciences*, Vol. 57, pp.225- 243, 2010.
- [13] Gong, X., Duerig, T., Pelton, A., "Finite Element Analysis on Nitinol Medical Application", *Shape Memory and Superelastic Technologies Conference, USA*, Vol.1, pp.443-450, 2003.
- [14] Nematzadeh F and Sadrnezhad S.K., "Effects of design parameters and A_i temperature on superelastic behavior of Nitinol stent for application in biliary duct", *Materials Technology: Advanced Performance Materials*, Vol.22 (11), pp. 3228- 3236, 2014
- [15] Lei, L., Qi, X., Li, S., "Finite Element Analysis for Fatigue Behavior of a Self-expanding Nitinol Peripheral Stent under Physiological Biomechanical Conditions", *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 104, pp.205-214, 2019.
- [16] Patrick, B., Snowhill, B., John, L., "Characterization of Radial Forces in Z Stents", *Investigative Radiology*, Vol. 36, pp. 521-530, 2001.