

مطالعه عددی رفتار مکانیکی استنت‌های آلیاژهای حافظه‌دار نیکل تیتانیوم در شرایط بارگذاری شعاعی جهت کاربرد در عروق محیطی

فردین نعمت زاده*
استادیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه اراک، اراک، ایران، f-nematzadeh@araku.ac.ir
حسین مستعان
استادیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه اراک، اراک، ایران، h-mostaan@araku.ac.ir
مجید سید صالحی
استادیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه صنعتی خواجه نصیر طوسی، تهران، ایران، seyedsalehi@kntu.ac.ir

چکیده

استنت‌های آلیاژهای حافظه‌دار نیکل تیتانیوم می‌توانند بدلیل کاهش مشکلاتی نظیر رفتار دینامیکی نامناسب، قابلیت پیچ خوردن کم و استحکام شعاعی ناکافی سایر استنت‌ها برای استفاده در رگ‌های محیطی بکار روند. در این مقاله از روش اجزاء محدود، برای بررسی رفتار مکانیکی و کلینیکی استنت‌های از جنس آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم برای کاربرد در رگ محیطی استفاده شد. ارزیابی استنت‌ها با اعمال کرنش شعاعی مطابق استاندارد و با در نظر گرفتن خواص متالورژیکی و مکانیکی آنها انجام گرفت. مدل مادی مورد استفاده جهت توصیف خواص آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم بر اساس انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز (مدل آریشیو) و معادلات تغییر فاز استحاله مارتنزیتی مبتنی بر مدل لیانگ و راجرز بود. با تغییر دمای پایان آستنیتی استنت‌های آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم از ۲۹۳ تا ۳۰۳ کلوین، بدلالی نظیر نیروی مناسب اعمالی به رگ، استحکام مقاومتی شعاعی مطلوب و حلقه هیستریزس کامل وابسته به رفتار ابرکشسانی بعلاوه تنش کمتر و کرنش بیشتر عملکرد مکانیکی و کلینیکی مناسبی بدست آمد. 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 ارائه نماید.

واژه‌های کلیدی: مطالعه عددی، استنت، آلیاژهای حافظه‌دار نیکل تیتانیوم، بارگذاری شعاعی، عروق محیطی.

A numerical study of mechanical behavior of NiTi shape memory alloy stents under radial loading condition for use in peripheral artery

F. Nematzadeh
H. Mostaan
S. M. Seyedsalehi

Department of Materials Engineering, Arak University, Arak, Iran
Department of Materials Engineering, Arak University, Arak, Iran
Faculty of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

NiTi shape memory alloy stents can be used for peripheral artery due to the reduction of problems such as improper dynamic behavior, low torsional capability and insufficient radial strength. In this paper, the finite element method used to study the metallurgical, mechanical and clinical behavior of NiTi shape memory alloy stents for application in peripheral artery by applying radial strain according to the standard. Material properties model of NiTi shape memory alloy was based on Helmholtz free thermodynamic energy (Auricchio model) and phase change equation of martensite transformation based on Liang and Rogers model. With changing the A_f temperature from 293 to 303 K, NiTi shape memory alloy stents have better mechanical and clinical performance due to the applied force to the artery, optimal radial strength, and complete hysteresis loop depending on superelastic behavior, less stress and more strain. This numerical study can provide a good way to study the mechanical behavior of stents used in the peripheral artery with respect to the effects of metallurgical and mechanical properties.

Keywords: A numerical study, stent, NiTi shape memory alloy, radial loading, and peripheral artery.

آلیاژ نیکل تیتانیوم را در کاربردهای مهندسی پزشکی، با انجام آزمایش‌های هیستریزس و آزمون‌های کششی و فشاری مورد نیاز در این کار، با تغییر دمای پایان آستنیتی استنت‌های آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم از ۲۹۳ تا ۳۰۳ کلوین، بدلالی نظیر نیروی مناسب اعمالی به رگ، استحکام مقاومتی شعاعی مطلوب و حلقه هیستریزس کامل وابسته به رفتار ابرکشسانی بعلاوه تنش کمتر و کرنش بیشتر عملکرد مکانیکی و کلینیکی مناسبی بدست آمد. 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 ارائه نماید.

۱- مقدمه

ویشرا [۱] اولین محقق بود که مطالعه عددی مربوط به رفتار خستگی استنت‌های از جنس آلیاژ نیکل تیتانیوم دارای قابلیت خود انبساطی را در داخل بدن ارائه نمود. میگلیاواسا و همکاران [۲] از روش المان محدود جهت بدست آوردن حالت تنش القا شده در دیواره سلولی در هنگام استفاده از استنت‌های خود انبساطی و بالونی استفاده کردند، حالت تنش مکانیکی اصلاح شده به نوبه خود در روند بازسازی نقش دارد. از مقایسه استنت دارای قابلیت انبساط بالونی فولاد ضدزنگ با استنت دارای قابلیت خود انبساطی آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم بنظر میرسد که استنت دوم تنش کمتری را القا می‌کند، و از طرفی سفتی پایین آن سبب کاهش توانایی بازسازی رگ و جلوگیری از تخریب الاستیک رگ می‌گردد. پترینی و همکاران [۳] مطالعه محاسباتی رفتار

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: f-nematzadeh@araku.ac.ir

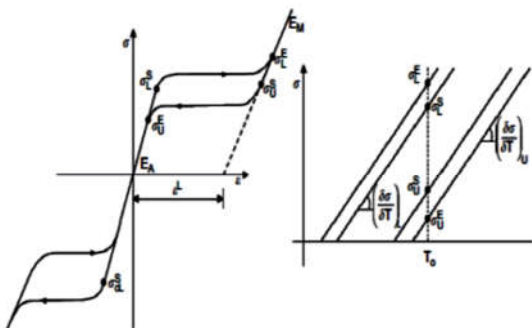
کار، اعتبارسنجی آزمایش رفتار مکانیکی پروتز و تعامل استنت با گرفتگی عروق یک بیمار خاص مورد بررسی قرار نگرفته است. وو و همکاران [۵] دو استنت با خاصیت ابرکشسانی را از طریق یک غلاف خود انبساطی به داخل یک شاخه کاروتید استونیدی در درون شریان داخلی و مشترک کاروتید قرار دادند. استنت با پایه‌های کوتاه تر دارای مناطق تمرکز تنش کمتر، بازده عبور از مجرای بیشتر و تغییرات رفتار پیشگی بیشتر بود. از محدودیت های این تحقیق عدم توجه به خواص مکانیکی واقعی آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم بود که می تواند خواص مکانیکی استنت را به شدت تحت تاثیر قرار دهد. مطالعات در منابع مختلف، مربوط به آنالیز خواص مکانیکی استنت‌های خود انبساطی آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم و تعامل آنها با دیواره رگ بر استنت‌های لوله‌ای متمرکز شده‌اند. در عوض، تعداد مطالعات عددی مربوط به استنت‌های سیمی محدود است [۶-۹]. ژودوب و همکاران [۱۰] یک مدل نظری-تجربی بر اساس اعتبارسنجی از یک استنت سیم فلزی خود انبساطی را با هدف پیش بینی خواص مکانیکی مختلف استنت توسعه دادند. وانگ و رابیندر [۱۱ و ۱۲] یک مدل ریاضی دقیق، بر اساس نظریه میله‌های باریک ارائه دادند که پاسخ به شرایط بارگذاری داخلی و خارجی یک استنت سیم فلزی بافته شده را توصیف می‌کند و نتایج حاصل با داده‌های تجربی اعتبارسنجی شدند. کانیک و همکاران [۱۳] یک مطالعه تحلیلی مبتنی بر نیروهای همودینامیک به منظور آنالیز خواص مکانیکی دو استنت فلزی لخت بافته شده همراه با گرفت انجام دادند. علاوه بر این، برند و همکارانش [۱۴] یک رویکرد تحلیلی را برای تعامل مکانیکی استنت قلبی خود انبساطی با رگ توسعه دادند. خسروی و همکاران [۱۵] با استفاده از روش اجزاء محدود رفتار رگ مصنوعی تهیه شده از مواد هدفمند را با توجه به هندسه ضخامت لایه های مرکب و شرایط فشار خون در قسمت صعودی رگ واقعی آنورت را با هدف بدست آوردن نتایج جابجایی شعاعی بر حسب زمان و طول و تنش پیرامونی و تنش فون مایرز رگ مذکور شبیه سازی نمودند. نتایج نشان داد که استفاده از مواد هدفمند ساخته شده از داکرون تفلون و پلی اورتان با ضریب ناهمگنی مناسب می تواند تطابق بسیار خوبی از لحاظ رفتار با رگ واقعی داشته باشد. همچنین خسروی و همکاران [۱۶] خواص ویسکوالاستیک شریان سینه ای داخلی و ورید سافتوس کوچک تحت بارگذاری کششی و فشاری را با استفاده از تحلیل پویای مکانیکی در دما و فرکانس بارگذاری متفاوت بدست آوردند. نتایج نشان داد که ورید سافتوس کوچک رفتار لزج کمتر و سفتی بیشتری نسبت به شریان سینه ای داخلی داشته و در جهت شعاعی این موضوع تشدید هم می شود. جایندیرانا و همکاران [۱۷] در حین مراحل ترمیم آنوریسم آنورت، کرنش شعاعی، تنش نهایی و نیروهای تماس را در استنت آلیاژ حافظه‌دار ارزیابی کرده و جریان خون را با حضور استنت مدلسازی کردند. لی و همکاران [۱۸] ارزیابی چرخه عمر خستگی استنت را با در نظر گرفتن عواملی چون گرفتگی رگ ناشی از پلاک و پیچیدگی های فیزیولوژیکی آن انجام دادند. ژو و همکاران [۱۹] با محاسبه نیروهای شعاعی و تعیین عملکرد خستگی یک استنت آلیاژ حافظه‌دار برای عروق آنورت مبتنی بر روشهای اجزاء محدود، با توجه به ترکیبات استنت، طراحی سیستم پیوند عملیاتی برای آنوریسم آنورت شکمی انجام دادند. السیسی و همکاران [۲۰] فاکتورهای طراحی موثر بر عملکرد استنت-گرفت را با در نظر گرفتن تاثیرات استحکام نیروی شعاعی فلز و

رفتار حرارتی محیطی بدست آوردند. در این تحقیق نشان داده شد که پیوند استنت با استفاده از مدل خوکی در پیش بینی، کنترل و کاهش درد در داخل بدن بسیار موثر است. رویکردهای جدید و رویه های انجام شده، باعث بهبود سریع جریان خروجی شده که می تواند در دوره نوسازی بالینی موثر واقع شود. تمام این مطالعات نتایج خوبی را نشان داده و در عین حال، ضرورت ساخت مدل های تحلیلی پیچیده را برای بررسی رفتار مکانیکی استنت‌های سیم پیچ را نمایان می سازند. همچنین، این مدل‌های تحلیلی در آنالیز انبساط استنت‌های سیمی با هندسه های خاص آناتومیک بیمار مشکل داشته و در تحلیل رفتار مکانیکی استنت‌های بافته شده دارای قابلیت جذب در بدن و دارای رفتار انعطاف پذیر کارایی لازم را ندارند [۲۱]. استنت‌های آلیاژهای-حافظه‌دار نیکل تیتانیوم با ویژگیهای زیر، کاربرد مطلوب مکانیکی و کلینیکی مطلوبی خواهند داشت: حلقه هیستریزس مکانیکی(- ابرکشسانی) کامل، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی جهت باز کردن رگ محیطی (COF: Chronic Outward Force)، بیشترین استحکام مکانیکی مقاومت کننده شعاعی جهت باز کردن رگ محیطی (RRF: Radial Resistive Force)، کرنش تغییر حالت بالا، تنش کمتر در نقاط بحرانی استنت، کرنش بالا (طول منطقه تغییر شکل ابرکشسان زیاد)، جابجایی حداکثر، تشکیل درصد بالای مارتنزیت در ساختار استنت، عدم قرار گرفتن استنت در محدوده الاستیک و همچنین در محدوده ایمن بودن استنت در برابر شکست [۲۴-۲۲ و ۵-۱]. پیچیدگی های ساخت مدل های هندسی استنت‌های سیمی، مطالعات عددی مبتنی بر روشهای المان محدود در این زمینه را با مشکل مواجه کرده است. با توجه به عدم ارائه تحقیقات مدون در ارتباط با نقش خواص مواد بر عملکرد مکانیکی استنت‌ها، هدف از تحقیق حاضر استفاده از روش اجزاء محدود برای بررسی رفتار یک نوع استنت جدید طراحی شده از جنس آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم سیمی، برای کاربرد در رگ محیطی با خواص مکانیکی و متالورژیکی متفاوت و با در نظر گرفتن مدل‌های ماکروسکوپی توصیف رفتار آلیاژهای حافظه‌دار (مدلهای آریشیو و لیانگ و راجرز) تحت بارگذاری شعاعی (کریمپینگ) است.

۲- تشریح فرایند مدلسازی

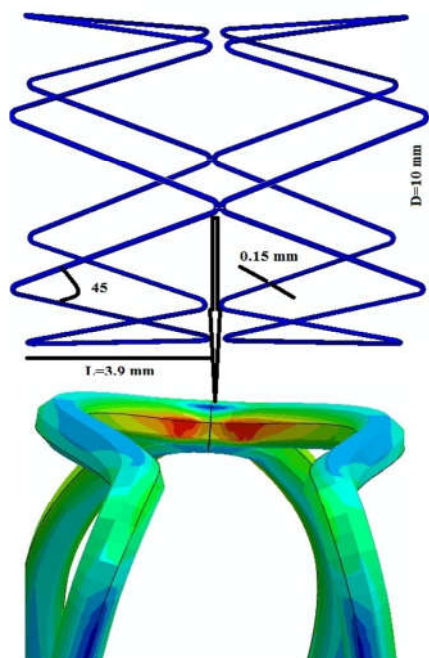
۲-۱- طراحی هندسی و مواد استنت

در این تحقیق از نرم افزار ABAQUS بدلیل دارا بودن مزیت های از قبیل زیر برنامه های متنوع تعریف آلیاژهای حافظه‌دار نیکل تیتانیوم، تنوع حل مسایل بصورت صریح و استاندارد، کارهای بسیار قوی و جدید در زمینه کاربردهای پزشکی نظیر استنت استفاده شد. همچنین برای فراخوانی تعریف مواد بصورت زیر برنامه، از زبانهای برنامه نویسی وژوال استودیو فرترن استفاده شد. بدلیل وابستگی هندسه استنت‌ها به پتنت‌های سخت‌گیرانه‌ای، نمونه های هندسی طراحی شده برای کاربرد در رگ محیطی (شکل ۱) با نرم افزار Catia و بر اساس کاتالوگها، مقالات و گزارشهای کلینیکی تهیه گردیده اند [۶-۵]. قطر داخلی، قطر سیم ساخته شده، طول بازو و زاویه بین بازوهای استنت به ترتیب ۱۰ میلی متر، ۰/۱۵ میلی متر، ۳/۹ میلی متر و ۴۵ درجه در نظر گرفته شد.



شکل ۲- پارامترهای توصیف خواص مواد آلیاژهای نیکل تیتانیوم [۲۷]

شکل (۲) پارامترهای قابل توصیف خواص مواد آلیاژهای نیکل تیتانیوم را نشان می دهد. مرجع اصلی داده‌های تجربی برای خواص ماده استنت‌ها [۲۳-۲۴] و مرجع اصلی مدل‌های ماکروسکوپی آریشیو [۲۷-۲۵] و لیانگ و راجرز [۲۷-۲۸] می باشد. خواص مواد مطابق جدول های ۱ تا ۴ بر مبنای کارهای آریشیو [۲۷-۲۵] و لیانگو راجرز [۲۸-۲۷]، بصورت زیر برنامه در نرم‌افزار آباکوس تعریف شد. نحوه محاسبه کسر حجمی مارتنزیت بر اساس تبدیل آستنیت به مارتنزیت بر اساس نیروهای برشی مطابق معادله زیر صورت می گیرد. $\Delta \epsilon^{tr} = \alpha \Delta \zeta \frac{\partial F}{\partial \sigma}$ که در آن $\Delta \epsilon^{tr}$: کرنش تغییرحالت، α : ضریب کرنش، ζ : کسر حجمی مارتنزیت، F : تابع پتانسیل انتقال (شروع و پایان استحاله) و σ : تنش میانگین فون میز می باشد [۲۷-۲۵].



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

جدول ۱- لیست پارامترهای خواص ماده ۱ آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم جهت رگ محیطی بر اساس مدل آریشیو [۲۷-۲۳]

| E_A | ν_A | E_M | ν_M | ϵ^L | $(\delta\sigma/\delta T)_L$ | σ_L^S | σ_L^E |
|-------|-----------------------------|--------------|--------------|-----------------|-----------------------------|------------------|--------------|
| ۵۱۷۰۰ | ۰/۳ | ۱۸۵۵۴ | ۰/۳ | ۰/۰۶۳ | ۶/۵۲۷ | ۶۰۰ | ۶۷۰ |
| T_0 | $(\delta\sigma/\delta T)_U$ | σ_U^S | σ_U^E | σ_{CL}^S | ϵ_V^L | ϵ_{max} | A_f |
| ۳۱۰ | ۶/۵۲۷ | ۲۸۸ | ۲۵۴ | ۹۰۰ | ۰/۰۶۳ | ۰/۱۲ | ۲۹۳ |

جدول ۲- لیست پارامترهای خواص ماده ۲ آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم جهت رگ محیطی بر اساس مدل آریشیو [۲۷-۲۳]

| E_A | ν_A | E_M | ν_M | ϵ^L | $(\delta\sigma/\delta T)_L$ | σ_L^S | σ_L^E |
|-------|-----------------------------|--------------|--------------|-----------------|-----------------------------|------------------|--------------|
| ۴۰۰۰۰ | ۰/۴۶ | ۴۷۸۰۰ | ۰/۴۶ | ۰/۰۴ | ۶/۵۲۷ | ۳۹۰ | ۴۲۵ |
| T_0 | $(\delta\sigma/\delta T)_U$ | σ_U^S | σ_U^E | σ_{CL}^S | ϵ_V^L | ϵ_{max} | A_f |
| ۳۱۰ | ۶/۵۲۷ | ۱۴۰ | ۱۳۵ | ۵۸۵ | ۰/۰۴ | ۰/۱۲ | ۳۰۳ |

جدول ۳- لیست پارامترهای خواص ماده ۱ آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم جهت رگ محیطی بر اساس مدل لیانگ و راجرز [۲۳-۲۴ و ۲۸]

| E_A | ν_A | E_M | ν_M | ρ | K_A | C_A | α_A |
|----------------------|--------------------------|-------------------------|---------|--------|-------|-------|---------------------|
| ۵۱۷۰۰ | ۰/۳ | ۱۸۵۵۴ | ۰/۳ | ۶۴۵۰ | ۱۸ | ۳۲۰ | ۱۱×۱۰^{-۶} |
| α_M | ρ_{SA} | ρ_{SM} | M_f | M_s | A_s | A_f | T_0 |
| $۶/۶ \times ۱۰^{-۶}$ | $-۰/۲۹۴۷ \times ۱۰^{-۶}$ | $-۰/۹۲۸ \times ۱۰^{-۶}$ | ۲۸۴ | ۲۸۹ | ۲۹۱ | ۲۹۵ | ۳۱۰ |

جدول ۴- لیست پارامترهای خواص ماده ۲ آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم جهت رگ محیطی بر اساس مدل لیانگ و راجرز [۲۳-۲۴ و ۲۸]

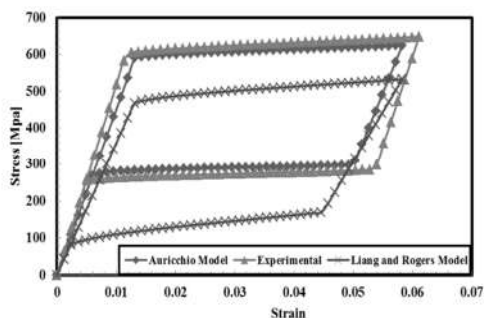
| E_A | ν_A | E_M | ν_M | ρ | K_A | C_A | α_A |
|----------------------|-------------------------|-------------------------|---------|--------|-------|-------|---------------------|
| ۴۰۰۰۰ | ۰/۴۶ | ۴۷۸۰۰ | ۰/۴۶ | ۶۴۵۰ | ۱۸ | ۳۲۰ | ۱۱×۱۰^{-۶} |
| α_M | ρ_{SA} | ρ_{SM} | M_f | M_s | A_s | A_f | T_0 |
| $۶/۶ \times ۱۰^{-۶}$ | $-۰/۸۵۱ \times ۱۰^{-۶}$ | $-۰/۴۵۲ \times ۱۰^{-۶}$ | ۲۳۵ | ۲۵۰ | ۲۵۱ | ۲۸۴ | ۳۱۰ |

نوع Tabular تعیین شد. در نهایت در قسمت شرایط مرزی، پیش از شروع تحلیل باید اثر میدان دمایی یا تنش اعمال شده در مراحل پیشین به قطعاً مورد نظر، بایستی در نظر گرفته می‌شد، که Field Predefined مورد نظر، اعمال یک میدان مشخص از نوع دما به استنت در قالب بارگذاری اولیه و با مقدار ۳۷ درجه سلسیوس (دمای بدن) و ثابت در تمام ناحیه در نظر گرفته شد. جهت کاهش زمان محاسبات و با استفاده از فواید تقارن محوری تنها یک چهارم مدل‌های هندسی مورد تحلیل قرار گرفت. از المان مکعبی C3D8I با تعداد المان ۱۲۶۰۰ برای استنت، از المان SFM3D4 با تعداد المان ۳۰۷۲ برای کریمپر و از نرم افزار hyper mesh 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

۳-۱- ارزیابی و اعتبارسنجی نتایج

صحت سنجی اعتبار نتایج تجربی و تئوریهای به کار گرفته شده بر مبنای کارهای آریشیو و لیانگ و راجرز انجام شد، قبل از انجام آزمایشات، ابتدا یک المان از ماده‌ی آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم تحت بارگذاری قرار گرفت و نتایج حاصله با نتایج تجربی [۲۳-۲۴] مقایسه شد. مطابق شکل ۳، مدل آریشیو نسبت به مدل لیانگ و راجرز تطابق بهتری با نتایج تجربی داشت، در نتیجه تعریف خواص آلیاژ حافظه‌دار نیکل تیتانیوم برای استنت بصورت زیر برنامه مبتنی بر نظریه آریشیو انجام پذیرفت.



شکل ۳- رفتار المانی از آلیاژ نیکل تیتانیوم بر مبنای خواص ماده ذکر شده در جداول ۱ تا ۴ [۲۳-۲۴] بر مبنای نظریه‌های آریشیو [۲۵-۲۷] و لیانگ و راجرز [۲۸-۲۷]

۱-۲- المان بندی، شرایط مرزی و بارگذاری مربوط به

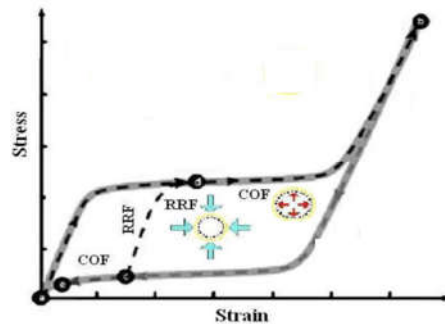
استنت‌ها

بر اساس شرایط بارگذاری واقعی وارد بر استنت‌ها در هنگام جاگذاری بر روی میل جراحی و کاشت، یکی از آزمایش‌های ارزیابی عملکرد استنت‌ها، آزمایش کریمپینگ میباشد. برای انجام آزمایش کریمپینگ بین استنت و پوسته‌ی استوانه‌ای در هر دو مرحله انقباض و انبساط تماس سطح به سطح وجود دارد. 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، کمینه شده و اجازه انتقال تنش‌کشی 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. در مرحله منقبض شدن و باز شدن استنت شرایط مرزی به گونه‌ای تعیین شد که امکان چرخش- استنت درون کریمپر (صفحه‌ی استوانه‌ای اعمال کننده بارگذاری شعاعی) وجود نداشته باشد و استنت فقط در جهت شعاعی امکان جمع شدن (۵۰ درصد کاهش شعاع استنت‌ها) 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 استوانه‌ای استفاده می‌شود و تمام درجات آزادی دیگر پوسته‌ی استوانه‌ای برداشته خواهد شد و در مرحله‌ی انبساط به جای اولیه بازمی‌گردد.

مساله مهم دیگر نوع بارگذاری است، سه شرط مرزی با نوع Displacement/Rotation برای شبیه‌سازی مشخص شد. دو شرط مرزی در مرحله initial 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 ۱ و مرحله ۲ غیرفعال شد. در شرط مرزی دوم با تعریف یک مجموعه گره در قسمت انتهایی یک سر استنت، گره‌های یک سر استنت در جهت چرخشی U_2 و در جهت طول کریمپر U_3 ثابت شد، تا استنت درون رگ حرکت نداشته باشد. این شرط دوم در مرحله ۱ و مرحله ۲ ادامه داشت. شرط مرزی سوم در مرحله ۱ تعیین شد و در مرحله ۲ ادامه یافت، با این کیفیت که مقدار جابه‌جایی در جهت U_1 که جهت شعاعی کریمپر است، اعمال شد، همچنین در این قسمت یک Amplitude با

۳-۲- ارزیابی رفتار مکانیکی استنت ها

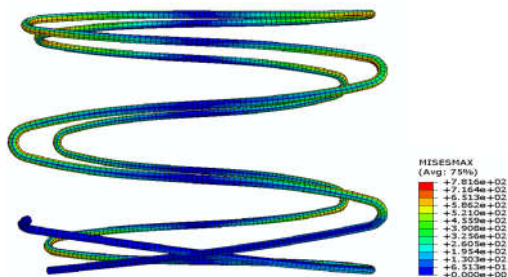
شکل ۴ طرحواره نیروهای موجود در هنگام بارگذاری و باربرداری استنت های آلیاژ نیکل تیتانیوم را نشان می دهد.



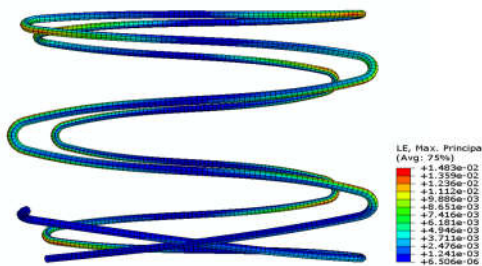
شکل ۴- طرحواره نیروهای موجود در هنگام بارگذاری و باربرداری استنت های آلیاژ نیکل تیتانیوم [۲۰]

استنت های از جنس آلیاژ نیکل تیتانیوم طراحی شده برای کاربرد در رگ محیطی در شکل ۱ و با خواص مواد ذکر شده در جدول ۱ مشخص شده اند. آزمایش بارگذاری شعاعی (کریمپینگ) بمیزان ۵۰ درصد یکسان به نمونه های استنت رگ محیطی مطابق شکل های ۸-۵ و جدول ۵ اعمال شد. مقایسه نمونه استنت ۱ در شکل های ۶-۵ و جدول ۵ و نمونه استنت ۲ در شکل های ۸-۷ و جدول ۵ مربوط به توزیع تنش ماکزیمم در منحنی درونی استنت ها، بیانگر کاهش تنش از $781/6 \text{ MPa}$ به $750/5 \text{ MPa}$ ، افزایش کرنش از $0/1483$ به $0/1595$ و تغییرات درصد مارتنزیت تشکیل شده از $0/2002$ به $0/1337$ می باشد. نسبت این تغییرات تقریباً "۳/۹۷، ۵۰/۵۵ و ۴۹/۷ درصد می باشد. حداکثر تنش در منحنی درونی نمونه استنت ۱ بیشتر از نمونه استنت ۲ بوده، نمونه دومی نسبت به اولی بلحاظ مکانیکی تحت تاثیر تنش کمتر برای کاربرد در رگ محیطی ترجیح داده می شود. کرنش بیشینه در منحنی درونی نمونه استنت ۱ کمتر از نمونه استنت ۲ بوده، نمونه دومی نسبت به اولی بدلیل رفتار دینامیکی متأثر از کرنش بیشتر با رگ محیطی ترجیح داده می شود. درصد تشکیل مارتنزیت در منحنی درونی نمونه استنت با خواص ماده ۲ کمتر از نمونه استنت با خواص ماده ۱ بوده، نمونه اولی از جهاتی نسبت به دومی بدلیل انجام مطلوب استحاله مارتنزیتی با رگ محیطی ترجیح داده می شود. مطابق مطالعات پیشین، استنت های آلیاژهای حافظه دار نیکل تیتانیوم، باید رفتار ابرکشسان در منحنی تنش و کرنش مربوط به ناحیه مارتنزیت تحت تنش ارائه نمایند [۲۲]. مطابق شکل ۹، هر دو نمونه استنت رفتار ابرکشسان متأثر از استحاله مارتنزیت تحت تنش در منحنی تنش و کرنش را ارائه دادند. لذا برای کاربرد در رگ محیطی مناسب هستند، چرا که با توجه به تأثیرات دمای A_f آلیاژ استنت نیکل تیتانیوم، هر چقدر دمای A_f پایین تر باشد، سطح بارگذاری و باربرداری تنش در حلقه هیستریزس مکانیکی ابرکشسانی بالاتر خواهد رفت (به ازای ۱ درجه پایین تر دمای A_f از دمای بدن، تنش بارگذاری و باربرداری در حد 4 MPa افزایش می یابد) و هر چه دمای A_f استنت بالاتر بوده و به دمای بدن نزدیک تر باشد، تنش های کمتری هم به رگ وارد می کند [۲۴-۲۲ و ۲۷]. با توجه به خواص مواد استفاده

شده در جدول ۱ تا ۲ که به ترتیب دمای A_f آنها ۲۹۳ و ۳۰۳ کلوین می باشد. محدوده اختلاف تنش های سطح بارگذاری و باربرداری حدود 40 MPa است، اختلاف دمای فوق ۱۰ کلوین بوده که منجر به ایجاد اختلاف حدود 40 MPa بین تنش سطح بالایی و پایینی می شود، که با منحنی های ارائه شده در شکل ۹ و جدول ۶ که اختلاف حدود 345 MPa بین تنش سطح بالایی و پایینی برای نمونه استنت با خواص ماده ۱ و حدود 390 MPa برای نمونه استنت با خواص ماده ۲ داشته، تطابق مناسبی دارد. در واقع تفاوت اختلاف تنش سطح بالایی و پایینی برای نمونه استنت های با خواص ماده ۱ و ۲، نیز حدود 45 MPa (معادل حدود ۱۰ درصد) است. علاوه بر آن مطابق شاخصه های ارزیابی، استنت های از جنس آلیاژ نیکل تیتانیوم در برابر بارگذاریهای مکانیکی ایمن هستند، این موضوع با کارهای تحقیقاتی دیگران نیز تطابق دارد [۲۳ و ۲۴ و ۲۷]. بطور کلی مقایسه شکل های ۷ و ۵ مربوط به توزیع تنش ماکزیمم در منحنی درونی استنت ها، بیانگر سطح تنش کمتر در منحنی درونی استنت در شکل ۵ مرتبط با خواص ماده ۲ در جدول ۲، مقایسه شکل های ۶ و ۸ و ۷ مربوط به توزیع کرنش ماکزیمم در منحنی درونی استنت ها، بیانگر سطح کرنش بیشتر در منحنی درونی استنت در شکل ۸ مرتبط با خواص ماده ۲ در جدول ۲ می باشد، لذا استنت با خواص ماده ۲ در جدول ۲، بدلیل سطح تنش کمتر و کرنش بیشتر در منحنی درونی استنت، انتخاب مناسبی است. در نهایت بر اساس شاخصه های ارزیابی مکانیکی استنت های از جنس آلیاژ نیکل-تیتانیوم و مطابق شکل ۹، نمونه استنت با خواص ماده ۲ در جدول ۲، بعلاوه داشتن رفتار ابرکشسانی مناسبتر، COF کمتر و RRF بیشتر، تنش کمتر و کرنش بیشتر رفتار مناسبی نشان داد.



شکل ۵- تنش بیشینه فن میز بدست آمده ناشی از ۵۰ درصد کریمپینگ انجام شده روی نمونه های استنت رگ محیطی در شکل (۱) و با خواص ماده ۱ در جدول (۱)



شکل ۶- کرنش لگاریتمی بدست آمده ناشی از ۵۰ درصد کریمپینگ انجام شده روی نمونه های استنت رگ محیطی در شکل (۱) و با خواص ماده ۲ در جدول (۱)

۴- محدودیت های تحقیق و نتیجه گیری

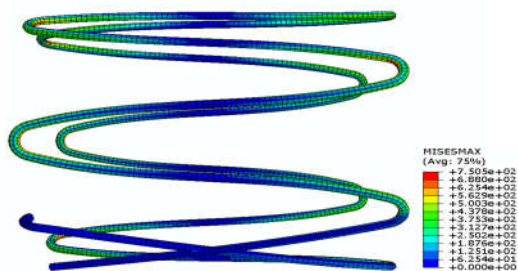
شبه سازی رفتار بارگذاری شعاعی (کریمپینگ) استنت های از جنس آلایزهای حافظه دار بدلایلی نظیر رفتار کاملا" غیرخطی ماده، مسائل تماس، هندسه پیچیده و تغییر شکل زیاد بسیار دشوار است. بدلیل رفتار ابرکشسانی استنت آلایزهای حافظه دار نیکل تیتانیوم، از ایجاد تنش های اضافی در لبه در هنگام بارگذاری و باربرداری صرف نظر شد. نتایج تجربی مرتبط با خواص مواد بر اساس کارهای تحقیقاتی معتبر در استخراج شده (۲۴)- [۲۳] و با مدل های جامع ماکروسکوپی آلایزهای حافظه دار نیکل-تیتانیوم (بر اساس انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز (مدل آریشیو) و معادلات سنیتیک استحاله مارتنزیتی (مدل لیانگ و راجرز) با در نظر گرفتن رفتار ابرکشسانی آلایز های فوق مقایسه شدند. با توجه به تطابق مناسب مدل آریشیو با نتایج تجربی نسبت به مدل لیانگ و راجرز مدل، ادامه فرایند مدلسازی بر اساس مدل آریشیو انجام پذیرفت. این مدل بر اساس المان محدود غیر خطی سه بعدی، توانایی پیش بینی رفتارهای مکانیکی و کلینیکی استنت-های از جنس آلایز حافظه دار نیکل تیتانیوم برای کاربرد در باز کردن رگ محیطی را دارند. استنت های آلایز حافظه دار نیکل-تیتانیوم با دمای آستنیتی ۳۰۳ کلوین بدلایلی نظیر COF کمتر، RRF بیشتر، کرنش تغییر حالت بالاتر، حلقه کاملتر هیستریزس مکانیکی وابسته به رفتار ابرکشسانی و کرنش بالاتر در منحنی درونی استنت، رفتار مکانیکی مطلوبی را نشان داد. در نظر گرفتن نوع و جنس پلاک تشکیل شده در عروق محیطی به همراه درجه گرفتگی و انحنای آن، میتواند میزان دقت شبه سازی را افزایش دهد. این مقاله میتواند یک راه مناسب برای تعیین رفتار مکانیکی استنت های مورد کاربرد در عروق محیطی با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و مکانیکی آنها ارائه نماید.

۵- سپاسگزاری

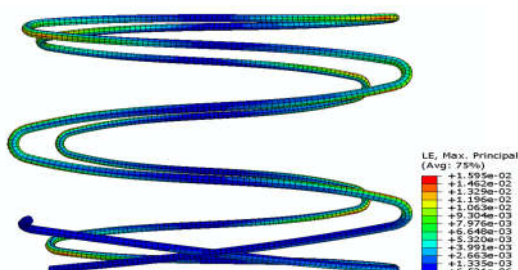
نویسندگان مقاله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه اراک بخاطر پشتیبانی از این طرح در قالب طرح پژوهشی تحت عنوان "بهبود سازی چند هدفی طراحی استنت" سپاسگزاری می نماید.

علائم و اختصارات

| نماد | تشریح نماد | واحد |
|-----------------------------|------------------------------------|---------------------|
| E_A | مدول الاستیسیته آستنیت | MPa |
| ν_A | ضریب پواسون آستنیت | - |
| E_M | مدول الاستیسیته مارتنزیت | MPa |
| ν_M | ضریب پواسون مارتنزیت | - |
| ϵ^L | کرنش تغییر حالت | - |
| $(\delta\sigma/\delta T)_L$ | تغییرات تنش به دما در حال بارگذاری | MPa T ⁻¹ |
| σ_L^S | شروع تنش تغییر حالت بارگذاری | MPa |
| σ_L^E | پایان تنش تغییر حالت بارگذاری | MPa |
| $(\delta\sigma/\delta T)_U$ | تغییرات تنش به دما در حال | MPa T ⁻¹ |



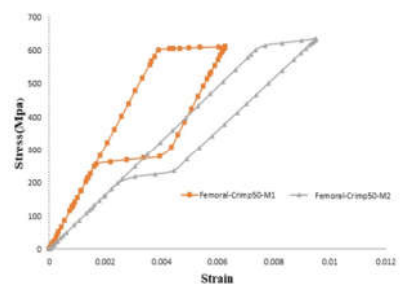
شکل ۷- تنش بیشینه فن میزز بدست آمده ناشی از ۵۰ درصد کریمپینگ انجام شده روی نمونه های استنت رگ محیطی در شکل (۱) و با خواص ماده در جدول (۲)



شکل ۸- کرنش لگاریتمی بدست آمده ناشی از ۵۰ درصد کریمپینگ انجام شده روی نمونه های استنت رگ محیطی در شکل (۱) و با خواص ماده ۲ در جدول (۲)

جدول ۵- نتایج بدست آمده برای رگ محیطی با تغییر خواص مواد استنت مطابق جداول ۱ و ۲ در ۵۰ درصد کریمپینگ

| خواص ماده | تنش بیشینه (MPa) | کرنش بیشینه | درصد مارتنزیت |
|-----------|------------------|-------------|---------------|
| ماده ۱ | ۷۸۱/۶ | ۰/۰۱۴۸۳ | ۰/۲۰۰۲ |
| ماده ۲ | ۷۵۰/۵ | ۰/۰۱۵۹۵ | ۰/۱۳۳۷ |



شکل ۹- مقایسه رفتار ابرکشسانی ناشی از ۵۰ درصد کریمپینگ انجام شده روی نمونه های استنت رگ محیطی در شکل (۱) و با خواص مواد ۱ و ۲ در جداول ۱ و ۲

جدول ۶- نتایج تنش های مسطح برای استنت رگ محیطی با تغییر خواص مواد مطابق جداول ۱ و ۲ در ۵۰ درصد کریمپینگ

| خواص ماده استنت | تنش مسطح بالایی (MPa) | تنش مسطح پایینی (MPa) | اختلاف تنش مسطح (MPa) |
|-----------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| ماده ۱ | ۶۰۵ | ۲۶۰ | ۳۴۵ |
| ماده ۲ | ۶۱۰ | ۲۲۰ | ۳۹۰ |

embolization of a high-flow arteriovenous fistula. *J Vasc Interv Radiol*, 17 (2), 369–372, 2006.

[10] Jedwab M., Clerc C., A study of the geometrical and mechanical properties of a self-expanding metallic stent-theory and experiment. *J Appl Biomater*, 4 (1), 77–85, 1993.

[11] Wang R., Ravi-Chandar, K., “Mechanical response of a metallic aortic stent – Part I: Pressure diameter relationship”. *J Appl Mech*, 71, 697–705, 2004.

[12] Wang R., Ravi-Chandar, K., Mechanical response of a metallic aortic stent – Part II: A beam on elastic foundation model. *J Appl Mech*, 71, 706–712, 2004.

[13] Canic S., Ravi-Chandar K., Mathematical model analysis of Wallstent and AneuRx – dynamic responses of bare-metal endoprosthesis compared with those of stent-graft. *Tex Heart J*, 32 (4), 502–506, 2005.

[14] Brand M., Ryyvkin, M., The cardiocoil stent-artery interaction. *J Biomech Eng*, 127 (2), 337–344, 2005.

[۱۵] خسروی آ. سلیمی بنی م. بحرینی زاد ح. شبیه سازی جامد سیال رگ مصنوعی آنورت ساخته شده از مواد هدفمند با ضریب ناهمبندی متفاوت مجله مهندسی مکانیک تبریز، ۱۳۹۷، ۱۷۹-۱۸۵، (۱)۴۸.

[۱۶] خسروی آ. سلیمی بنی م. بحرینی زاد ح. واصل ویسکو الاستیک گرافت های رگ: مقایسه بین شریان سینه ای داخلی و ورید سافنوس کوچک، مجله مهندسی مکانیک تبریز، ۱۳۹۷، ۱۳۱-۱۲۷، (۴)۴۸.

[17] Jayendirana R, Nourb B, 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*, 304,164-171.2020.

[18] Lei L, Qi X, Li S, et al., Finite element analysis for fatigue behavior of a self-expanding Nitinol peripheral stent under physiological biomechanical conditions. *Computers in Biology and Medicine*, 104, 205–214.2019.

[19] Zhou XC, Yang F, Yan Gong X, et al., New Nitinol endovascular stent-graft system for abdominal aortic aneurysm with finite element analysis and experimental verification. *Rare Metals*, 19(6):1950038.2019.

[20] Elsisy M, Tillman B, W.G. C, et al., 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*, 108(5):2192-2203.2020.

[21] Nuutinen, J., Clerc, C., “Theoretical and experimental evaluation of the radial force of self-expanding braided bioabsorbable stents”. *J Biomater Sci Polym Ed*, 14 (7), 677–687, 2003.

[22] Stoeckel, D., Pelton, A., Self-expanding Nitinol stents: material and design considerations. *Eur. Radio*, 14, 292–301, 2004.

[23] Kleinstreuer, C., Li, Z., Computational mechanics of Nitinol stent grafts”. *J. Biomech*, 41, 2370–2378, 2008.

[24] Nematzadeh, F., Sadmezhaad, S., Effects of Material Properties on Mechanical Performance of Nitinol Stent Designed for Femoral Artery: Finite Element Analysis. *Sci. Ir*, 19(6), 1564–1571, 2012.

[25] 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.

[26] Lubliner J., Auricchio F., Generalized plasticity and shape memory alloy. *International Journal of Solids and Structures*, 33, 991–1003, 1996.

[27] 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. 417–423, 2003.

[28] Liang C., Rogers, C. A., *One-dimensional thermomechanical constitutive relations for shape memory materials*, *Jitney. Mater. Sys. Struct*, 1207–234, 1990.

| | | |
|------------------|--|-------------------|
| | باربرداری | |
| σ_U^S | شروع تنش تغییر حالت باربرداری | MPa |
| σ_U^E | پایان تنش تغییر حالت باربرداری | MPa |
| σ_{CL}^S | شروع تنش فشاری تغییر حالت باربرداری | MPa |
| ϵ_V^L | کرنش حجمی تغییر حالت | - |
| ϵ_{max} | کرنش بیشینه | - |
| ρ | چگالی | Kg/m ³ |
| K_A | رسانایی گرمایی | W/(m.K) |
| C_A | گرمای ویژه آستنیت | J/(kg.K) |
| α_A | ضریب انبساط حرارتی آستنیت | 1/K |
| α_M | ضریب انبساط حرارتی مارتنزیت | 1/K |
| ρ_{SA} | تغییرات تنش به دما در حال بارگذاری در حالت آستنیتی | MPa/K |
| ρ_{SM} | تغییرات تنش به دما در حال بار برداری در حالت مارتنزیتی | MPa/K |
| M_f | دمای پایان مارتنزیتی | K |
| M_s | دمای شروع مارتنزیتی | K |
| A_s | دمای شروع آستنیتی | K |
| A_f | دمای پایان آستنیتی | K |
| T_0 | دمای مرجع | K |
| COF | نیروی بیرونی مزن | N |
| RRF | نیروی مقاومتی شعاعی | N |

۶-مراجع

- [1] Whitcher F., Simulation of in vivo loading conditions of nitinol vascular stent structures. *Comput Struct*, 64 (5/6), 1005–1011, 1997.
- [2] Migliavacca F., Petrini L., Stainless and shape memory alloy coronary stents: a computational study on the interaction with the vascular wall. *Biomech Model Mechanobiol*, 2 (4) 205–217, 2004.
- [3] Petrini, L., Migliavacca, F., Computational studies of shape memory alloy behavior in biomedical applications. *J Biomech Eng*, 127 (4), 716–725, 2005.
- [4] Theriault P., Brailovski V., Finite element modeling of a progressively expanding shape memory stent. *J Biomech*, 39 (15), 2837–2844, 2006.
- [5] Wu W., Qi, M., “Delivery and release of nitinol stent in carotid artery and their interactions: a finite element analysis”. *J biomech*, 40(13), 3034-3040, 2007.
- [6] Morgan, R., Adam A., Use of metallic stents and balloons in the esophagus and gastrointestinal tract. *J Vasc Interv Radiol*, 12 (3), 283–297, 2001.
- [7] Assali A., Sdringola S., Endovascular repair of traumatic pseudoaneurysm by uncovered self-expandable stenting with or without transient coiling of the aneurysm cavity. *Catheter Cardiovasc Interv*, 53 (2), 253–258, 2001.
- [8] Walser E., Robinson B., Clinical outcomes with airway stents for proximal versus distal malignant tracheobronchial obstructions. *J Vasc Interv Radiol*, 15 (5), 471–477, 2004.
- [9] Resnick S., Rome V., Use of a partially deployed wallstent to act as an inferior vena cava filtration device during coil