مهندسی مکانیک شریف، (بهار ۱۴۰۱)
دوره‌ی ۳۸-۳، شماره‌ی ۱، ص. ۱۳-۲۱، (پژوهشی)

Original Article

بررسی محاسباتی رفتار مکانیکی استنت آلیاژ هوشمند تحت بارگذاری محوری برای کاربرد درعروق محیطی

فردین نعمت‌زاده * **(استادیار)**
گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده‌ی فنی مهندسی، دانشگاه اراک
سید خطیب‌الاسلام صدرنژاد (استاد)
دانشکده‌ی مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف
مجید سید صالحی (استادیار)
دانشکده‌ی مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

استنت از جنس آلیاژ هوشمند می‌تواند با کاهش مشکلاتی نظیر استحکام شعاعی ناکافی و رفتار دینامیکی نامناسب نسبت به سایر استنت‌ها برای استفاده در عروق محیطی به‌کار رود. در این مقاله با استفاده از روش المان محدود رفتار مکانیکی دو نوع استنت از جنس آلیاژ هوشمند با خواص متالورژیکی و مکانیکی متفاوت مورد مطالعه قرار گرفت. ارزیابی استنت‌ها با اعمال کرنش محوری (لهیدگی) مطابق استاندارد انجام شد. مدل ماده‌های مورد استفاده به منظور توصیف خواص ماده استنت از جنس آلیاژهای هوشمند بر اساس انرژی ترمودینامیکی آزاد هلمهولتز و انرژی ترمودینامیکی آزاد گیبس بود. با تغییر دمای پایان آستنیتی از ۲۹۳ تا ۳۰۳ درجه کلوین (حدود ۱۰ درجه کلوین)، اختلاف تنش‌های مسطح بالایی و پایینی به میزان ۴۰ مگاپاسکال (معادل حدود ۱۲ درصد) افزایش یافت. نتایج کلی بیانگر رفتار مطلوب مکانیکی و کلینیکی استنت با دمای پایان آستنیتی (A_f) بالاتر بدلایلی نظیر نیروی مناسب اعمالی به عروق، استحکام مقاومتی شعاعی و حلقه هیسترزیس کامل وابسته به رفتار ابرکشسانی بعلاوه تنش کمتر و کرنش بیشتر بود. این مطالعه عددی یک راه مناسبی برای بررسی رفتار مکانیکی استنت‌های هوشمند مورد کاربرد در عروق محیطی با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و مکانیکی است.

f-nematzadeh@araku.a.ir
sadrnezh@sharif.ed
seyedsalehi@kntu.ac.ir

واژگان کلیدی: آلیاژهای حافظه‌دار، استنت، عروق محیطی، روش المان محدود.

۱. مقدمه

استنت‌های هوشمند، معمولاً لوله‌هایی مش‌مانند هستند، که درون بخش عروقی معیوب قرار می‌گیرند، تا جریان خون را برقرارکنند و پس از آنژیوپلاستی عروق را باز نگه دارند. خواص ابرکشسانی آلیاژ هوشمند، خطر آسیب استنت به بدن را کاهش می‌دهد. استنت‌های خودانبساط هوشمند به‌علت خواص ابرکشسانی، ویژگی‌های فوق‌العاده‌یی ارائه می‌کنند[۱] و از این رو کاربرد گسترده‌یی برای درمان انسداد سیستم عروقی دارند. ثابت شده است که استنت‌های هوشمند خودانبساط، میزان دفع عروقی و گرفتگی را در مقایسه با روش آنژیوپلاستی بالون کاهش می‌دهند و جایگزین کمتر تهاجمی در درمان بیماری‌های عروقی محسوب می‌شوند.[۲] با این حال، زمانی که استنت‌های هوشمند در معرض بارهای پالستینگ چرخه‌یی طولانی مدت ناشی از ضربان قلب قرار بگیرند، ممکن است دچار شکست خستگی شوند. یکی از الزامات اصلی طراحی در ایمپلنت‌های پزشکی، طول عمر دستگاه یا به لحاظ مهندسی، عمر خستگی است.[۳] میزان شکستگی خستگی در این شرایط ممکن است برای برخی از استنت‌های هوشمند ۵۰٪ باشد و سبب ایجاد استرس شود.[۴] استنت هوشمند باید برای تحمل حداقل ۳۸۰ میلیون چرخه، معادل ۱۰ سال عمر طراحی شود. «حد تحمل خستگی» یکی از الزامات طراحی است که می‌تواند با بهینه‌سازی طراحی و تولید حاصل شود. امروزه رفتار خستگی استنت هوشمند به دلیل کاربردهای پزشکی جدید مورد توجه است. چندین محقق رفتارهای مکانیکی و خستگی خودانبساطی استنت‌های هوشمند را بررسی کرده‌اند. پلتون و همکاران[۳] خستگی و مقاومت استنت هوشمند را با مشاهده‌ی رفتار زیرمجموعه‌ی بازوهای استنت v شکل، در معرض بارگذاری چرخه‌یی بررسی کردند. این محققین، اثرکرنش متوسط و متغیر را روی عمر خستگی یک استنت هوشمند مطالعه کردند. سپس یک مدل پیش‌بینی عمر خستگی برای مدل‌سازی چندمحوره‌ی استنت هوشمند با استفاده از رویکرد مانسون ـ کافین تعدیل شده معرفی کردند.[۵] کار تحقیقاتی دیگر

* نویسنده مسئول
تاریخ: دریافت ۱۴۰۰/۲/۲۵، اصلاحیه ۱۴۰۰/۵/۱۶، پذیرش ۱۴۰۰/۶/۲۷.
DOI:10.24200/J40.2021.58129.1596

مبتنی بر آنالیز المان محدود توسط کلیت استرر و همکاران انجام گرفت[۶] تا اثرات کرایمپینگ، قرارگیری و بارگذاری فشار چرخه‌یی روی عمر خستگی استنت ـ گرفت بررسی شود. آنها مقاومت خستگی دو ماده‌ی استنت هوشمند و گرفت را مطالعه کردند. همچنین تأثیر یک طراحی استنت کارتوئید روی برهم‌کنش‌های عروق ـ استنت مطالعه شده است.[۷] اخیراً، تأثیر ویژگی‌های هندسی یک استنت هوشمند نیز بررسی شده است؛[۸] این ویژگی‌ها بر نیروی خارجی مزمن تأثیرگذارند. محققین چنین اثبات کردند که نیروی خارجی مزمن، بستگی به طراحی استنت و ابعاد پایه دارد. با این که کارگسترده‌یی برای ارزیابی رفتار ساختاری استنت‌های هوشمند خودانبساط صورت گرفته است، باید برای تعیین رفتار خستگی و برهم‌کنش ساختاری این استنت‌ها با دیواره‌ی عروق بررسی‌های بیشتری صورت گیرد. به‌تازگی چندین مقاله در ارتباط با بهینه‌سازی طراحی استنت منتشر شده است.[۹] سانجای و همکاران[۱۰] یک رویکرد بهینه‌سازی طراحی استنت کرونر چندرشته‌یی توسعه دادند. همچنین، نینگ و همکاران[۱۱] شکل استنت عروق کرونر را بهینه‌سازی کردند که بر مدل پارامتریک مبتنی بود. نعمت‌زاده و همکاران[۱۲] از روش اجزاء محدود برای بررسی تأثیر بارگذاری شعاعی و دمای آستنیتی آلیاژ هوشمند بر رفتار مکانیکی استنت عروق فمورال استفاده کردند. تحقیقات آنها نشان داد که دمای پایین آستنیتی آلیاژ هوشمند به دلیل استحکام مکانیکی کم‌شعاع برای بازکردن عروق فمورال، استحکام مکانیکی مقاومت‌کننده‌ی شعاعی زیاد برای بازکردن عروق فمورال و نیز عملکرد ابرکشسانی کامل‌تر، دارای عملکرد مکانیکی و بالینی مناسبی است. وانگ و همکاران[۱۳] با استفاده از روش المان محدود و روش بهینه‌سازی پاسخ سطحی پارامترهای هندسی مؤثر بر عملکرد استنت‌های از جنس آلیاژهای حافظه‌دار برای کاربرد در مهره‌های بدن را تعیین کردند و نشان دادند که نیروی مقاومتی شعاعی استنت از طریق استحاله‌ی تبدیل فازی، نقشی کلیدی در این ارتباط بازی می‌کند. با بررسی محاسباتیِ اثرات ضریب اصطکاک بر تعامل بین استنت نایتینولی و عروق محیطی،[۱۴] مشخص شد که افزایش ضریب اصطکاک بین استنت نایتینولی و عروق محیطی به تغییر قابل توجه میزان تنش و کرنش نمی‌انجامد. عملکرد مکانیکی استنت‌های نایتینولی بافته شده توسط زینگ و همکاران ارزیابی شد.[۱۵] برای به دست آوردن طرح بهینه‌ی استنت، اثرات زاویه‌ها، قطرهای سیم و پیکربندی‌های بافته شده‌ی سیم‌ها بر عملکرد مکانیکی استنت در حین اتصال، با در نظرگرفتن استحکام مقاومت شعاعی، ارتفاع طولی و عدم تحرک استنت و با استفاده از روش اجزاء محدود مورد مطالعه قرار گرفت. برای در نظرگرفتن میزان انحنای استنت در شبیه‌سازی به روش اجزاء محدود یک شیوه‌ی ابتکاری ارائه شده[۱۶] که در آن، با در نظرگرفتن شرایط دقیق مرزی و با اعمال کرنش شعاعی به‌منظور کاهش قطر استنت برای کاربرد کلینیکی استفاده شد. با استفاده از روش المان محدود، بهینه‌سازی شکل استنت‌های آلیاژ منیزیم زیست تخریب‌پذیر (BMgS) بررسی شد[۱۷] و دانش جدیدی در ارتباط با نحوه‌ی تأثیر اعوجاج بر رفتار زیست‌مکانیکی استنت‌های فوق را ارائه کردند. بعد از مدل‌سازی محفظه‌ی استنت‌ها در عروق ناسالم با ویژگی‌های واقعی کارکردی،[۱۸] نتایج حاصله برای توضیح عملکرد استنت‌ها در مورد اثرات عروق خونی به ویژه فشار زیاد در لایه‌ی عروق، پلاک و آسیب‌های ایجاد شده هنگام مداخله‌ی کلینیکی، مقایسه و نشان داده شد که دلیل اصلی شکستن پلاک در طول قرارگیری استنت و تنگی مجدد استنت است. در حین مراحل ترمیم آنوریسم آئورت و همچنین درون عروق آئورت، کرنش اتصالات، تنش نهایی و نیروهای تماس در استنت هوشمند ارزیابی شد[۱۹] و نیز با استفاده از تماس، جریان خون با حضور استنت مدل‌سازی شد. در بررسی جامع مبتنی بر روش اجزاء محدود، و با در نظرگرفتن پارامترهای ضروری و عملی، عملکرد خستگی استنت ارزیابی شد.[۲۰] بر اساس نتایج به دست آمده، پلاک آترواسکلروتیک و پیچیدگی فیزیولوژیکی به‌عنوان متغیرهای واقعی به نحوه‌ی محاسبه‌ی چرخه‌ی عمر خستگی استنت اضافه شد. از روش‌های المان محدود به‌منظور محاسبه‌ی نیروهای شعاعی و تعیین عملکرد خستگی یک استنت هوشمند برای عروق آئورت شکمی استفاده شد[۲۱] و نیز با استفاده از روش‌های محاسباتی مبتنی بر اجزاء محدود با توجه به ترکیبات استنت، سیستم پیوند عملیاتی برای آنوریسم آئورت شکمی طراحی شد. محققان رفتار حرارتی محیطی و عوامل طراحی مؤثر بر عملکرد استنت ـ گرفت را با در نظر گرفتن تأثیرات استحکام نیروی شعاعی فلز به دست آوردند.[۲۲] پیوند استنت با استفاده از مدل خوکی در پیش‌بینی و کنترل و کاهش درد در داخل بدن بسیار مؤثر است. رویکردهای جدید و تاریخچه‌ی رویه‌های انجام شده، باعث بهبود سریع جریان خروجی می‌شود که می‌تواند در دوره‌ی نوسازی بالینی مؤثر واقع شود.

با توجه به عدم انجام و ارائه‌ی تحقیقات مدون در ارتباط با نقش خواص متالورژیکی و مکانیکی مواد در عملکرد مکانیکی استنت‌ها، هدف مقاله‌ی حاضر استفاده از روش اجزاء محدود برای بررسی رفتار مکانیکی و کلینیکی یک نوع استنت جدید طراحی شده از جنس آلیاژ هوشمند با خواص متالورژیکی و مکانیکی متفاوت با در نظرگرفتن مدل‌های ماکروسکوپی توصیف خواص مواد نظیر نظریه‌های ترمودینامیکی مبتنی بر انرژی‌های آزاد هلمهولتز و گیبس برای کاربرد درعروق محیطی تحت بارگذاری محوری (لهیدگی) است.

۲. تشریح فرایند مدل‌سازی

۱.۲. مدل‌های ماکروسکوپی رفتار آلیاژهای هوشمند

اولین مدل مادی برای توصیف رفتار ابرکشسانی آلیاژهای هوشمند، بر اساس مدل ماکروسکوپی آریشیو ـ تیلور مبتنی بر نظریه‌ی کشسانی ـ خمیری و بر پایه‌ی انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز است. در این مدل کرنش شامل دو بخش ۱. الاستیک خطی ۲. تغییر حالت (استحاله) است، که به صورت معادله‌ی ۱ نشان داده می‌شود. در این نظریه، تبدیل آستنیت به مارتنزیت بر اساس نیروهای برشی صورت می‌گیرد (معادله‌ی ۲). در این بازه تنش، که در آن این تحول انجام می‌شود (معادله‌ی ۳)، اگر به هر دلیلی تغییر در جهت‌گیری تنش اعمال شود، باعث جهت‌گیری مجدد مارتنزیت شده و اثرات قابل چشم‌پوشی 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 است و تنش کمتری نسبت به فشار، به دنبال دارد. پتانسیل انتقال توسط روش خطی مستقیم بارگذاری شده است:

$$\Delta \in = \Delta\epsilon^{\mathrm{eL}} + \Delta\epsilon^{\mathrm{tr}} \quad (۱)$$

$$\Delta\epsilon^{\mathrm{tr}} = \alpha\Delta\zeta\frac{\partial \mathrm{F}}{\partial\sigma} \quad (۲)$$

$$\mathrm{F}^{\mathrm{s}} \le \mathrm{F} \le \mathrm{F}^{\mathrm{F}} \quad (۳)$$

$$\mathrm{F} = \overline{\sigma} - \mathrm{Ptan}\beta + \mathrm{CT} \quad (۴)$$

که در آن $\Delta \in^{eL}$: کرنش الاستیک، $\Delta \in^{tr}$: کرنش تغییر حالت، α: ضریب کرنش، ζ: کسر حجمی مارتنزیت، F: تابع پتانسیل انتقال (شروع و پایان استحاله)، σ: تنش میانگین میسس، P: تنش فشاری، β: ثابت ماده، C: نسبت تنش به دما و T: دما است.[۲۹-۳۲]

دومین مدل مادی برای توصیف رفتار ابرکشسانی آلیاژهای هوشمند، بر اساس مدل ماکروسکوپی لاگوداس مبتنی بر انرژی آزاد ترمودینامیکی گیبس است. در مدل

حاضر انرژی آزاد تابعی از تنش، دما، کرنش تبدیل و درصد فاز مارتنزیت در نظر گرفته می‌شود (معادله‌ی ۵):

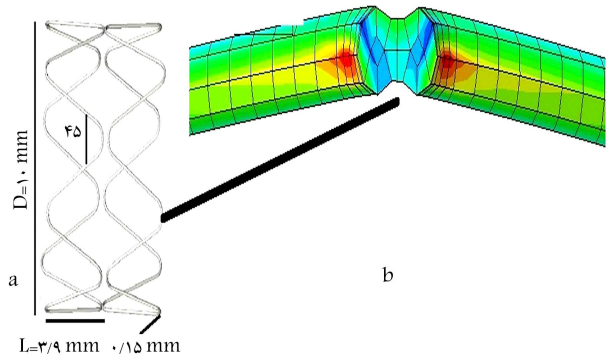
$$G\left(\sigma,T,\varepsilon^{t},\varsigma^{\varepsilon}\right)=-\frac{1}{2\rho}\sigma:S:\sigma-\frac{1}{\rho}\sigma:\left[\alpha\left(T-T_{\circ}\right)+\varepsilon^{t}\right]$$
$$+C\left[\left(T-T_{\circ}\right)-T\ln\left(\frac{T}{T_{\circ}}\right)\right]+\mathrm{U}_{\circ}-S_{\circ}^{T}+f\left(\varsigma^{\varepsilon}\right)$$

(۵)

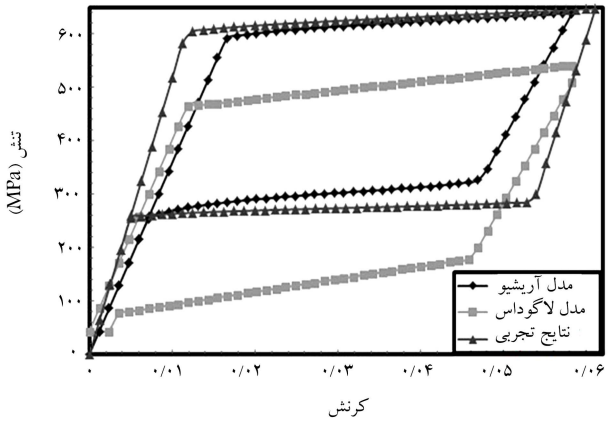
که در آن s، c، α، ρ، $s_{\circ}$ و $u_{\circ}$ به‌ترتیب ماتریس نرمی مؤثر، ماتریس ضرائب انبساط حرارتی مؤثر،دمای ویژه‌ی مؤثر، چگالی، آنتروپی ویژه‌ی مؤثر و انرژی داخلی مؤثر هستند. پارامترهای σ، T، $T_{\circ}$، ε^{t}، ξ نیز به‌ترتیب نشان‌دهنده‌ی تانسور تنشی کوشی، دما، دمای مبنا، کرنش تبدیل و کسر فاز مارتنزیت هستند. مقدار ξ برای فاز آستنیت خالص برابر صفر، برای فاز مارتنزیت خالص برابر ۱ و برای حالت تبدیل فاز عددی بین صفر و ۱ است؛ تابع $f(\xi)$ نیز تابع سختی است.[۲۹و۳۲]

۲.۲. طراحی استنت، ارزیابی و اعتبارسنجی نتایج

در این مقاله از نرم‌افزار آباکوس به دلیل دارا بودن مزیت‌هایی چون زیربرنامه‌های متنوع برای تعریف آلیاژ، تنوع حل صریح و استاندارد مسائل، توان محاسباتی در زمینه‌ی کاربردهای پزشکی نظیر استنت و همچنین امکان تعریف مواد به‌صورت زیربرنامه، نسبت به زبان‌های برنامه‌نویسی ویژوال استودیو و فرترن استفاده شده است. به‌دلیل وابستگی هندسه‌ی استنت‌ها به ثبت اختراع‌های سخت‌گیرانه، مطابق شکل ۱، یک نمونه‌ی هندسی جدید طراحی شده برای کاربرد در عروق محیطی با نرم‌افزار کتیا و بر اساس کاتالوگ‌ها، مقالات و گزارش‌های کلینیکی تهیه شد.[۵و۶] اعتبارسنجی نتایج تجربی و نظریه‌های به کارگرفته شده برمبنای کارهای آریشیو و لاگوداس انجام شد، خواص مواد مطابق جدول‌های ۱ تا ۴ به‌صورت زیربرنامه در نرم‌افزار آباکوس تعریف شد. قبل از انجام آزمایشات، ابتدا یک المان از ماده‌ی آلیاژ هوشمند تحت بارگذاری کششی در نظرگرفته و نتایج حاصله از مدل آریشیو[۳۰و۳۱] و مدل لاگوداس[۲۹و۳۲] با نتایج تجربی[۲۹و۱۲،۶] مقایسه شد. مطابق نمودار ۱، مدل آریشیو نسبت به مدل لاگوداس تطابق بهتری با نتایج تجربی داشت؛ در نتیجه خواص آلیاژ هوشمند برای استنت به‌صورت زیربرنامه‌ی مبتنی بر تئوری آریشیو تعریف شد.



شکل ۱. مشخصات هندسی استنت طراحی شده و محل مطالعه‌ی مشخص شده‌ی استنت برای بازکردن عروق محیطی.



نمودار ۱. مقایسه‌ی رفتار المانی از آلیاژ هوشمند برمبنای نتایج تجربی خواص ماده درجدول‌های ۱ تا۴ [۱۲،۶و۲۹] برمبنای نظریه‌های آریشیو[۳۰و۳۱] و لاگوداس.[۲۳و۲۹]

۳.۲. المان‌بندی، شرایط مرزی و بارگذاری

با توجه به این که استنت‌های در حین کارکرد در بدن دچار خمیدگی، کمانش و تحت فشار به ویژه در جاگذاری آن در عروق محیطی می‌شوند، یکی از آزمایش‌های ارزیابی عملکرد استنت‌ها، آزمایش بارگذاری محوری فشاری (لهیدگی) است. مطابق شکل ۲، برای انجام آزمایش لهیدگی دو صفحه‌ی صلب موازی استنت در جهت

جدول ۱. لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۱، جهت عروق محیطی بر اساس مدل آریشیو.[۱۲،۶و۲۳-۳۱]

A	ν_A	E_M	ν_M	ε^L	$(\frac{\delta\sigma}{\delta T})_L$	σ_L^S	σ_L^E
۵۱۷۰۰	۰/۳	۱۸۵۵۴	۰/۳	۰/۰۶۳	۶/۵۲۷	۶۰۰	۶۷۰
$T_{\circ}$	$(\frac{\delta\sigma}{\delta T})_L$	σ_U^S	σ_U^E	σ_{CL}^S	ε_V^L	$\varepsilon_{\max}$	A_f
۳۱۰	۶/۵۲۷	۲۸۸	۲۵۴	۹۰۰	۰/۰۶۳	۰/۱۲	۲۹۳

جدول ۲. لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۲، جهت عروق محیطی بر اساس مدل آریشیو.[۱۲،۶و۲۳-۳۱]

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

جدول ۳. لیست پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۱ جهت عروق محیطی بر اساس مدل لاگوداس.[۶،۱۲،۲۳-۲۹و۳۲]

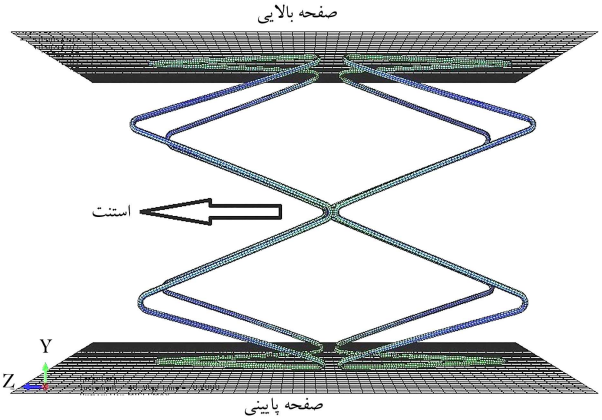
E_A	ν_A	E_M	ν_M	ρ	K_A	C_A	α_A
۵۱۷۰۰	۰/۳	۱۸۵۵۴	۰/۳	۶۴۵۰	۱۸	۳۲۰	۱۱×۱۰^{-۶}

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 مربوط به خواص ماده‌ی آلیاژ هوشمند ۲ جهت عروق محیطی بر اساس مدل لاگوداس.[۶،۱۲،۲۳-۲۹و۳۲]

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



شکل ۲. شماتیک شرایط بارگذاری تست لهیدگی شامل صفحات پایینی، بالایی و استنت.

محور x تحت فشار قرار داده شد. فاصله‌ی بین صفحات فوق متناسب با قطر خارجی استنت‌ها بود. تماس سطح بین صفحات سخت صلب و استنت، انعطاف‌پذیر و بدون اصطکاک برقرار شد. صفحه‌ی صلب پایینی در تمامی جهات بسته شد و صفحه‌ی صلب بالایی فقط در جهت x امکان حرکت داشت. چهارگره از استنت‌ها در جهات z و y بسته شد و فقط در جهت x امکان حرکت داشتند. جابه‌جایی در جهت x و از طریق صفحه‌ی صلب بالایی و به‌میزان ۷۰ و ۹۰ درصد کاهش قطر استنت اعمال و کاملاً باربرداری شد. به‌منظورکاهش زمان محاسبات و با استفاده از فواید تقارن محوری، تنها یک‌چهارم مدل‌ها مورد تحلیل قرارگرفت. از المان مکعبی C۳۸DI با تعداد المان ۱۲۶۲۴ برای استنت و از المان R۳D۴ با تعداد المان ۲۰۰۰۰ برای سطح صفحات صلب فشاردهنده‌ی استنت استفاده شد. به دلیل پیچیدگی زیاد و اندازه‌ی بسیار کوچک استنت‌ها، از نرم‌افزار هایپر مش برای مش زدن نمونه‌ها استفاده شد. دانسیته‌ی مش به‌طور تقریبی ۱۳۰ المان و ۱۰۲۵ گره بر میلی‌متر مربع به دست آمد.

۳. نتایج و بحث

استنت‌های هوشمند با داشتن ویژگی‌های زیر، کاربرد مکانیکی و کلینیکی مطلوبی خواهند داشت: حلقه‌ی هیسترزیس مکانیکی (ابرکشسانی) کامل، استحکام مکانیکی مناسب شعاعی برای بازکردن عروق محیطی COF[۱]، بیشترین استحکام مکانیکی مقاومت‌کننده‌ی شعاعی برای بازکردن عروق محیطی RRF[۲]، کرنش تغییر حالت بالا، تنش کمتر در نقاط بحرانی استنت، کرنش بالا (طول منطقه‌ی تغییر شکل ابرکشسان زیاد)، جابه‌جایی بیشینه، تشکیل درصد بالای مارتنزیت در ساختار استنت، عدم قرار گرفتن استنت در محدوده‌ی الاستیک و همچنین درمحدوده‌ی ایمن بودن استنت در برابر شکست.[۲۴-۲۹] از طرفی خواص ماده‌ی مورد استفاده در استنت‌های هوشمند با معادلات کلازیوس ـ کلاپیرون ارتباط دارد (معادله ۶):

$$\frac{\mathrm{d}\sigma}{\mathrm{dT}} = \frac{\rho \Delta \mathrm{Sfm}}{\varepsilon \mathrm{t}} = \frac{\rho \Delta \mathrm{Hfm}}{\mathrm{T_0} \varepsilon \mathrm{t}} \qquad (۶)$$

σ: سطح تنش، ε_t کرنش استحاله، ΔH: آنتالپی استحاله در واحد حجم، ρ: چگالی استحاله، ΔS: تغییرات آنتروپی استحاله، T_0: دمای تعادل استحاله و f_m: درصد کسر حجمی مارتنزیت است.[۱۲] ΔT طبق معادله‌ی ۷ محاسبه می‌شود:

$$\Delta T = (T_{reference} - TA_f) \qquad (۷)$$

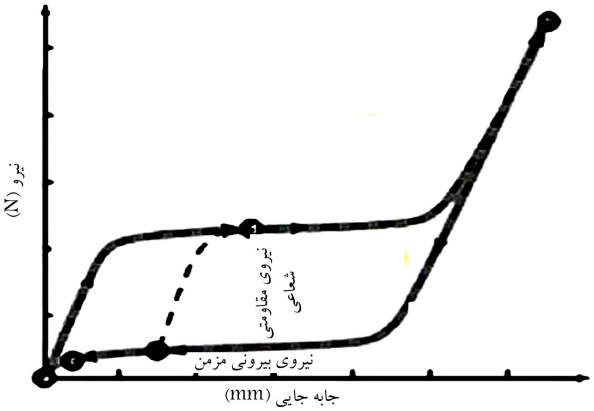
که در آن Treference مربوط به دماهای کلینیکی و T_{Af} مربوط به دماهای پایان استحاله‌ی آستنیتی بوده و به خواص ماده مرتبط است. تقریباً برای ۷ درجه‌ی سانتی‌گراد اختلاف دمای A_f، حدوداً ۵۰٪ تغییرات در سطح تنش‌های مسطح بالایی و تنش‌های مسطح پایینی در استنت‌های هوشمند قابل مشاهده است. به‌ازای هر ۱ درجه دمای A_f پایین‌تر، تنش مسطح بالایی و تنش مسطح پایینی در حد $۴MPa$ افزایش خواهد یافت.[۱۲] در نمودار ۲ شماتیک نیروهای موجود در هنگام بارگذاری و باربرداری در استنت هوشمند نشان داده شده است.[۱۲و۲۹] استنت‌های آلیاژ هوشمند طراحی شده برای کاربرد در عروق محیطی در شکل ۱ و با خواص مواد ذکر شده در جدول‌های ۱ تا ۴ مشخص شده است. آزمایش لهیدگی به میزان ۷۰ و ۹۰ درصد به نمونه‌های استنت عروق محیطی مطابق جدول‌های ۵ و ۶ و شکل‌های ۳ تا ۱۰ اعمال شد. مطابق شکل‌های ۳ تا ۶، جدول‌های ۱ تا ۴ و جدول ۵، تنش‌ها و کرنش‌ها برای شروع رفتار ابرکشسانی در ۷۰ درصد لهیدگی کافی نیست. همچنین نتایج مربوط به میزان تشکیل مارتنزیت نیز در جدول ۵، بیانگر عدم شروع استحاله‌ی مارتنزیتی و در واقع عدم اخذ رفتار ابرکشسانی برای استنت‌های مذکور است. بنابراین استنت‌های طراحی شده، به دلیل عدم ارائه‌ی رفتار ابرکشسانی، برای کاربرد در عروق محیطی مناسب نیستند.

جدول ۵. نتایج به دست آمده برای عروق محیطی با تغییر خواص مواد استنت برای ۷۰ درصد لهیدگی.

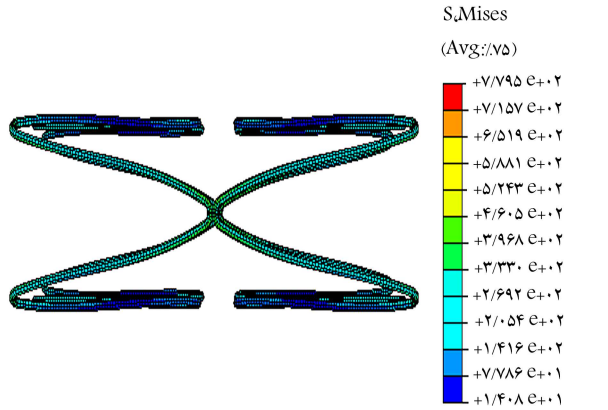
خواص ماده استنت	تنش فون میسس MPa	کرنش	درصد مارتنزیت تشکیل شده
استنت ماده ۱ (جدول ۱)	۷۷۹٫۵	۰٫۰۱۰۸	-
استنت ماده ۲ (جدول ۲)	۵۹۳٫۴	۰٫۰۱۰۷	-

جدول ۶. نتایج به دست آمده برای عروق محیطی با تغییر خواص مواد استنت برای ۹۰ درصد لهیدگی.

خواص ماده استنت	تنش فون میسس (MPa)	کرنش	درصد مارتنزیت تشکیل شده
استنت هوشمند با خواص ماده ۱	۱۱۲۹	۰٫۰۱۹۸	۰٫۱۸۸
استنت هوشمند با خواص ماده ۲	۷۵۱٫۴	۰٫۰۲۱۱	۰٫۳۲۹

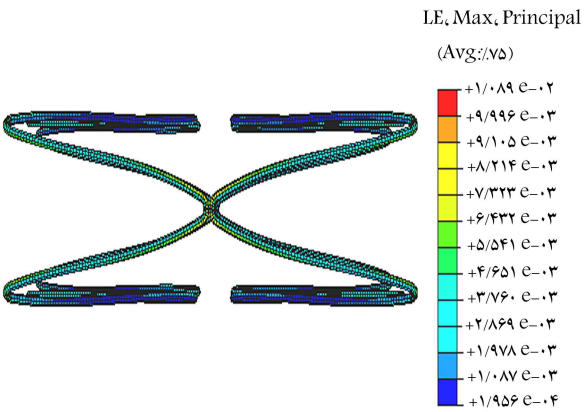


نمودار ۲. شماتیک نیروهای موجود در هنگام بارگذاری و باربرداری استنت هوشمند.[۱۲و۲۹]

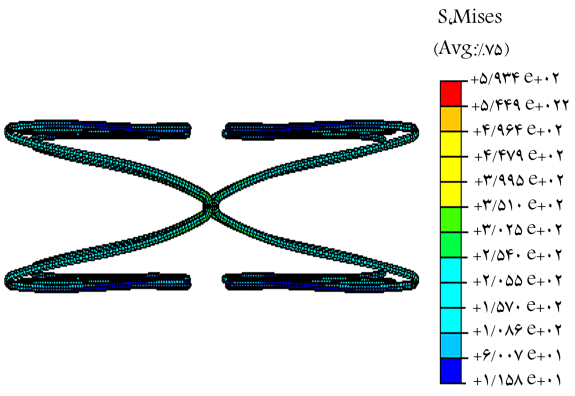


شکل ۳. تنش فون میسس به دست آمده ناشی از ۷۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده ۱ در جدول ۱.

با افزایش درصد لهیدگی از ۷۰ درصد به ۹۰ درصد در نمونه‌های مورد بررسی استنت‌ها، مقایسه‌ی نمونه استنت با خواص ماده‌ی ۱ در جدول ۱، جدول ۶ و شکل‌های ۷ و ۸ و نمونه‌ی استنت با خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲، جدول ۶ و شکل‌های ۹ و ۱۰ مربوط به توزیع تنش و کرنش در منحنی درونی استنت‌ها بیان‌گر کاهش تنش از ۱۱۲۹ MPa به ۷۵۱٫۴ MPa، افزایش کرنش از ۰٫۰۱۹۸ به ۰٫۰۲۱۱ و افزایش درصد مارتنزیت تشکیل شده از ۰٫۱۸۸ به ۰٫۳۲۹ است. نسبت این تغییرات تقریباً ۳۳٫۶۲، ۶٫۵۶ و ۷۵ درصد است. بیشترین تنش در

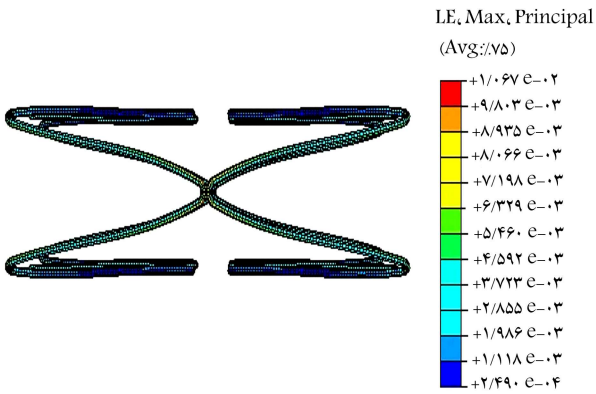


شکل ۴. کرنش به دست آمده ناشی از ۷۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده ۱ در جدول ۱.

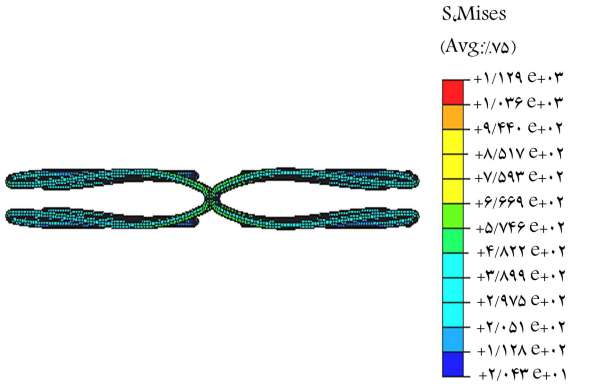


شکل ۵. تنش فون میسس به دست آمده ناشی از ۷۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲.

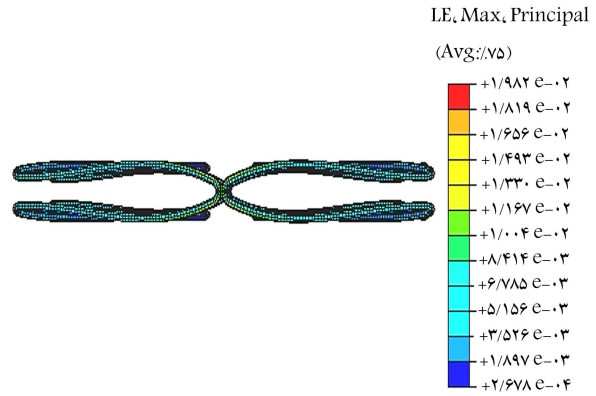
منحنی درونی نمونه‌ی استنت با خواص ماده‌ی ۱ در جدول ۱ بیشتر از نمونه‌ی استنت با خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲ بوده، نمونه‌ی دومی نسبت به اولی به‌لحاظ مکانیکی (متأثر از تنش کمتر) برای کاربرد در عروق محیطی ترجیح داده می‌شود. کرنش بیشینه در منحنی درونی نمونه‌ی استنت با خواص ماده‌ی ۱ در جدول ۱ کمتر از نمونه‌ی استنت با خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲ بوده، نمونه‌ی دومی نسبت به اولی به دلیل رفتار دینامیکی مطلوب (متأثر از کرنش بیشتر) با عروق محیطی



شکل ۶. کرنش به دست آمده ناشی از ۷۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده ۲ در جدول ۲.



شکل ۷. تنش فون میسس به دست آمده ناشی از ۹۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده‌ی ۱ در جدول ۱.

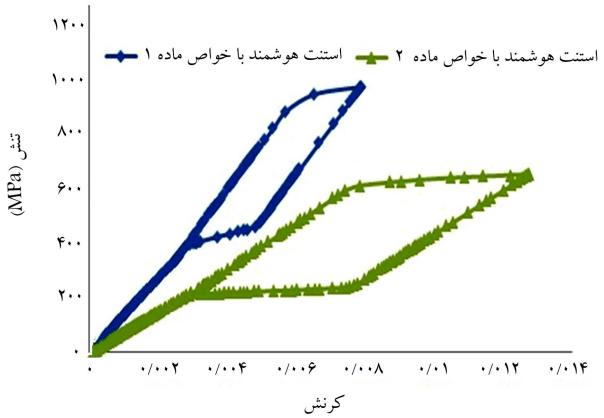


شکل ۸. کرنش به دست آمده ناشی از ۹۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده‌ی ۱ در جدول ۱.

ترجیح داده می‌شود. درصد تشکیل مارتنزیت در منحنی درونی نمونه استنت با خواص ماده‌ی ۱ در جدول ۱ کمتر از نمونه‌ی استنت با خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲ بوده، نمونه‌ی دومی نسبت به اولی به دلیل انجام مطلوب استحاله‌ی مارتنزیتی با عروق محیطی ترجیح داده می‌شود. مطابق مطالعات پیشین، استنت‌های نایتینولی باید در منحنی تنش و کرنش مربوطه‌ی ناحیه‌مارتنزیت تحت تنش برای نشان دادن

شکل ۹. تنش فون میسس به دست آمده ناشی از ۹۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲.

شکل ۱۰. کرنش به دست آمده ناشی از ۹۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲.



نمودار ۳. مقایسه‌ی رفتار ابرکشسان ناشی از ۹۰ درصد لهیدگی انجام شده روی نمونه‌های استنت عروق محیطی در شکل ۱ و برای خواص ماده‌ی ۱ در جدول ۱ و خواص ماده‌ی ۲ در جدول ۲.

رفتار ابرکشسان ارائه کنند.[۲۸] مطابق جدول ۶ و نمودار ۳، هر دو نمونه‌ی استنت رفتار ابرکشسان متأثر از استحاله‌ی مارتنزیت تحت تنش در منحنی تنش و کرنش را ارائه دادند. لذا برای کاربرد در عروق محیطی مناسب‌اند، چراکه با توجه به تأثیرات دمای A_f آلیاژ استنت هوشمند، هرقدر دمای A_f پایین‌تر باشد، سطح بارگذاری

و باربرداری تنش در حلقه‌ی هیسترزیس مکانیکی ابرکشسانی بالاتر خواهد رفت (به‌ازای ۱ درجه پایین‌تر دمای A_f از دمای بدن، تنش بارگذاری و باربرداری در حد MPa ۴ افزایش می‌یابد) و هرچه دمای A_f استنت بالاتر بوده و به دمای بدن نزدیک‌تر باشد، تنش‌های کمتری هم به عروق وارد می‌کند.[۲۴-۲۹،۳۲] با توجه به خواص مواد استفاده شده در جدول‌های ۱ تا ۴ که به‌ترتیب دمای A_f آنها $۲۹۳^\circ K$ و $۳۰۳^\circ K$ است. محدوده‌ی اختلاف تنش‌های مسطح بارگذاری و باربرداری حدود MPa ۴۰ است، که با نتایج ارائه شده در نمودار ۳ تطابق مناسبی دارد. علاوه بر آن مطابق استانداردهای ارزیابی استنت‌های نایتینولی در برابر بارگذاری‌های مکانیکی ایمن هستند، این موضوع با کارهای تحقیقاتی دیگران نیز تطابق دارد.[۲۸،۲۹،۳۲] همچنین با توجه به معادلات ۶ و ۷، جدول ۱ و ۲ و نمودار ۳، تغییرات تنش‌های مسطح بالایی و پایینی با تغییرات دمایی بین دماهای کلینیکی و دمای پایان آستنیتی سیم‌های ارتودنسی نیز رابطه‌ی مستقیم دارد و با تغییر ۱۰ درجه‌یی دمای پایان آستنیتی از ۲۹۳ تا ۳۰۳ درجه کلوین، تنش‌های مسطح بالایی و پایینی حدود ۱۲ درصد (معادل حدود MPa ۴۰) افزایش به دست آمد. از این جهت نیز استنت هوشمند با خواص ماده ۲ به دلیل سطح بالاتر اختلاف تنش‌های مسطح بالایی و پایینی در جهت عملکرد مناسب آنها گزینه مناسبی است.

در نهایت مطابق نمودار ۳ و معیارهای مطلوب کلینیکی و مکانیکی استنت‌ها مطابق استاندارد، استنت هوشمند با خواص ماده ۲ در جدول ۲، چون دارای COF کمتر، RRF نسبتاً بیشتر، کرنش تغییر حالت بالاتر، حلقه هیسترزیس مکانیکی مربوط به خاصیت ابرکشسانی کامل‌تر، تنش کمتر و کرنش بیشینه در منحنی درونی استنت است، عملکرد مکانیکی و کلینیکی بهتری دارد.

۴. نتیجه‌گیری

شبیه‌سازی رفتار لهیدگی استنت‌های هوشمند به دلایلی نظیر رفتار کاملاً غیرخطی ماده، هندسه‌ی پیچیده، تغییرشکل زیاد و مشکل تماس، بسیار دشوار است. به دلیل رفتار ابرکشسانی استنت هوشمند، از ایجاد تنش‌های اضافی در لبه به‌هنگام بارگذاری و باربرداری صرف نظر شد. از مدل آریشیو به دلیل تطابق بیشتر با نتایج تجربی نسبت به مدل لاگوداس، استفاده شد. این مدل بر اساس المان محدود غیرخطی سه‌بعدی، توانایی پیش‌بینی رفتارهای مکانیکی و کلینیکی استنت‌های هوشمند برای بازکردن عروق محیطی را دارند. با تغییر دمای پایان آستنیتی از ۲۹۳ تا ۳۰۳ درجه‌ی کلوین (حدود ۱۰ درجه کلوین)، اختلاف تنش‌های مسطح بالایی و پایینی حدود ۴۰ مگاپاسکال (معادل حدود ۱۲ درصد) افزایش یافت. به طورکلی استنت هوشمند با دمای آستنیتی بالا به دلایلی نظیر نیروی بیرونی مزمن (COF) کم، نیروی مقاومتی شعاعی (RRF) زیاد، کرنش بالا، حلقه‌ی کامل هیسترزیس مکانیکی وابسته به رفتار ابرکشسانی و تنش کمتر در منحنی درونی استنت، رفتار مکانیکی مطلوبی را نشان داد. در نظرگرفتن نوع و جنس پلاک تشکیل شده در عروق محیطی به همراه درجه‌ی گرفتگی و انحنای آن، می‌تواند میزان دقت شبیه‌سازی را افزایش دهد. این نوشتار می‌تواند راهی مناسب برای تعیین رفتار مکانیکی استنت‌های مورد کاربرد در عروق محیطی، با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و مکانیکی آنها ارائه کند.

علائم و اختصارات

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 تغییرحالت؛

$(\frac{\delta\sigma}{\delta T})_L$: تغییرات تنش به دما در حال بارگذاری $MPa\ T^{-1}$؛

σ_L^S: شروع تنش تغییرحالت بارگذاری MPa؛

σ_L^E: پایان تنش تغییرحالت بارگذاری MPa؛

$(\frac{\delta\sigma}{\delta T})_U$: تغییرات تنش به دما در حال باربرداری $MPa\ T^{-1}$؛

σ_U^S: شروع تنش تغییرحالت باربرداری MPa؛

σ_U^E: پایان تنش تغییرحالت باربرداری MPa؛

σ_{CL}^S: شروع تنش فشاری تغییرحالت باربرداری MPa؛

ε_V^L: کرنش حجمی تغییرحالت؛

$\varepsilon_{\max}$: کرنش ماکزیمم؛

ρ: چگالی Kg/m^3؛

K_A: ضریب هدایت حرارتی $W/(m.K)$؛

C_A: ظرفیت گرمایی آستنیت $J/(kg.K)$؛

α_A: ضریب انبساط حرارتی آستنیت $1/K$؛

α_M: ضریب انبساط حرارتی مارتنزیت $1/K$؛

ρS_A: تغییرات تنش به دما در حال بارگذاری در حالت آستنیتی MPa/K؛

ρS_M: 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؛

$T_\circ$: دمای مرجع K؛

COF: نیروی بیرونی مزمن N؛

RRF: نیروی مقاومتی شعاعی N.

تقدیر و تشکر

نویسندگان مقاله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه اراک به خاطر پشتیبانی از این طرح در قالب طرح پژوهشی تحت عنوان «بهینه‌سازی چند هدفی طراحی استنت» سپاسگزاری می‌کنند.

پانوشت‌ها

1. Chronic Outward Force
2. Radial Resistive Force

منابع (References)

1. Stoeckel, D. and Pelton, A. "Self-expanding nitinol stents: material and design considerations", *European Radiology*, **14**, pp. 292-301 (2004).

2. Duerig, T. and Wholey, M. A. "comparison of balloon and self-expanding stents", *Minimal InvasTher Allied Technol*, **11**(4) p. 173 (2002).
3. Pelton, A.R., Schroeder, V., Mitchell, M.R. and et al. "Fatigue and durability of Nitinol stents", *Journal Mechanical Behavior Biomedical Material*, **1**(2), pp. 153-164 (2008).
4. Valiboy, A.R., Mwipatayi, B.P. and Sieunarine K. "Fracture of a carotid stent: an unexpected complication", *Social Vascular Surgical*, **45**(3), pp 603-606 (2007).
5. Runciman, A., Xu, D., Pelton, A.R. and et al. "An equivalent strain/coffin-manson approach to multiaxial fatigue and life prediction in superelastic nitinol medical devices", *Biomaterials*, **32**, pp. 4987-4993 (2011).
6. Kleinstreuer, C. and Li, Z. "Computational mechanics of Nitinol stent grafts", *Journal of Biomechanic*, **41**, pp. 2370-2378 (2008).
7. Wu, W. and Qi, M. "Delivery and release of nitinol stent in carotid artery and their interactions: a finite element analysis", *Journal of Biomechanic*, **40**(13), pp. 3034-3040 (2007).
8. Azaouzi, M., Makradi, A. and Belouettar, S. "Deployment of a self-expanding stent inside an artery: a finite element analysis", *Material Design*, **41** pp. 410-420 (2012).
9. Garcia, A., Pena, E. and Martinez, M.A. "Influence of geometrical parameters on radial force during self-expanding stent deployment. application for a variable radial stiffness stent", *Journal Mechanical Behavior Biomedical Material*, **10**, pp. 166-175 (2012).
10. Sanjay, P., Georges, L., Nick, P.C. and et al. "Multiobjective design optimization of coronary stents", *Biomaterials*, **32**, pp. 7755-7773 (2011).
11. Ning, L., Hongwu, Z. and Huajiang, O. "Shape optimization of coronary artery stent based on a parametric model", *Finite Element Analysis Design*, **45** pp. 468-475 (2009).
12. Nematzadeh, F. and Sadrnezhaad, S.K. "Effects of crimping on mechanical performance of nitinol stent designed for femoral artery: finite element analysis", *Journal of Materials Engineering and Performance*, **22**(11), pp. 3228-3236 (2014).
13. Wang, R., Zuo, H., Yang, Y.M. and et al. "Finite element simulation and optimization of radial resistive force for shape memory alloy vertebral body stent", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, **28**(15), pp. 2140-2150 (2017).
14. Nematzadeh, F. "Computational evaluation of the impact of friction coefficient on self-expanding stent and peripheral artery during contact", *Journal of Environmental Friendly Materials*, **2**(2), pp. 29-35 (2018).
15. Zheng, Q., Mzafari, H., Li, Z. and et al. "Mechanical characterization of braided self-expanding stents: impact of design parameters", *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, **19**, pp.1-16 (2019).
16. Kumar, G.P., Commillus, A.L. and Cui, F. "A finite element simulation method to evaluate the crimpability of curved stents", *Medical Engineering & Physics*, **4** pp. 162-165 (2019).
17. Chen, C., Chen, J., Wu, W. and et al. "In vivo and in vitro evaluation of a biodegradable magnesium vascular stent designed by shape optimization strategy", *Biomaterials*, **221**, pp.1-30 (2019).
18. Rouhani, F., Fereidoonnezhad, 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 stenosed artery", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* (2019). DOI: https://doi.org/10.1177/1045389X19880021.
19. 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*, (2019). DOI: https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2019.11.091.
20. Lei, L., Qi, X., Li, S. and 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**, pp. 205-214 (2019).
21. Zhou, X.C., Yang, F., Yan Gong, X. and et al. "New Nitinol endovascular stent-graft system for abdominal aortic aneurysm with finite element analysis and experimental verification", *Rare Metals* (2019). DOI: https://doi.org/10.1007/s12598-019-01250.
22. Elsisy, M., Tillman, B., GO, C. and 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), pp.2192-2203 (2020). DOI: https://doi.org/10.1002/jbm.b.34557.
23. Masoumi Khalil Abad, E., Pasini, D. and Cerere, R. "Shape optimization of stress concentration-free lattice for self-expandable nitinol stent-grafts", *Journal of Biomechanices*, **45**, pp. 1028-35 (2012).
24. Santillo, M. "Fracture and crack propagation study of a superficial femoral artery nitinol stent", Ms Thesis. University of Pavia, Italy (2008).
25. De Beule, M., Van Cauter, S., Mortier, P. and et al. "Virtual optimization of self-expandable braided wire stents", *Medical Engineering Physices*, **31**, pp. 448-53 (2009).
26. Nuutinen, J.-P., Clerc, C. and Tormala, P. "Theoretical and experimental evaluation of the radial force of self-expanding braided bioabsorbable stents", *Journal of Biomaterials Science Polymre Edition*, **14**(7), pp. 677-687 (2003).
27. Morgan, R. and Adam, A. "Use of metallic stents and balloons in the esophagus and gastrointestinal tract", *Journal Vascular Interventional Radiology*, **12**(3), pp. 283-297 (2001).
28. Petrini, L. and Migliavacca, F. "Computational studies of shape memory alloy behavior in biomedical applications", *Journal Iomechanices Engineering*, **127**(4), pp. 716-725 (2005).
29. Nematzadeh, F. and Sadrnezhaad, S. "Effects of material properties on mechanical performance of nitinol stent designed for femoral artery: finite element analysis", *Scientia. Irnica*, **19**(6), pp. 1564-1571 (2012).

30. Auricchio, F. and Taylor, R. "Shape-memory alloys: modeling and numerical simulations of the finite-strain super elastic behavior", *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, **143**, pp. 175-194 (1996).

31. Lubliner, J. and Auricchio, F. "Generalized plasticity and shape memory alloy", *International Journal of Solids and Structures*, **33**, pp. 991-1003 (1996).

32. Gong, X. and 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).