



حل تحلیلی و عددی استنت آگزتیک با هندسه‌ی Re-entrant و بهینه‌سازی چندهدفه‌ی آن

پارسا بهین‌فر^۱، امیر نورانی^{۲*}

^۱دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

^۲دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۵/۱۴؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۱/۱۰/۰۶؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۱۷

چکیده

در پژوهش حال حاضر، خواص مکانیکی استنت‌های آگزتیک، با ساختار Re-entrant، مورد مطالعه قرار گرفته است. ابتدا هندسه‌ها به صورت پارامتری مدل شده‌اند و سپس با طراحی آزمایش‌ها به روش RSM و تعریف پارامترهای مکانیکی مورد نظر و انجام آزمون‌ها در نرم‌افزار تحلیل اجزای محدود آباکوس، رابطه‌ی ریاضی به صورت چند جمله‌ای، بین پارامترهای هندسی به عنوان ورودی و پارامترهای مکانیکی به عنوان خروجی به دست می‌آید که در نهایت می‌توان بهینه‌سازی را برای این رابطه انجام داد. در نهایت، استنت بهینه‌ی به دست آمده با ساختار آگزتیک Re-entrant، دارای پارامترهای خروجی مدول یانگ، مدول یانگ شعاعی، ضریب پواسون و صلبیت خمشی به ترتیب 253 MPa ، 752 MPa ، -0.58 و 40 mPa.m^4 است. ضمناً یک روش برای پیدا کردن یک راه حل تحلیلی برای استنت‌های الاستیک فلزی به منظور تأیید حل عددی پیشنهاد شد؛ همچنین تطابق پذیری استنت‌ها با سرخرگ برای استنت بهینه مورد ارزیابی قرار گرفت که کامپلاینس آن تطبیق‌پذیری مناسبی برای استفاده عملی را نشان داد.

کلمات کلیدی: آگزتیک؛ استنت؛ اجزای محدود؛ بهینه‌سازی؛ کامپلاینس.

Analytical and Numerical Solution for Auxetic Stent with Re-entrant Geometry and its Multi-Objective Optimization

Parsa Behinfar¹, Amir Nourani^{2,*}

¹M.Sc. student, Mech Eng, Sharif Univ, Tehran, Iran

²Assoc. Prof., Mech Eng, Sharif Univ, Tehran, Iran

Abstract

The present study examines the mechanical properties of auxetic stents with Re-entrant structure. Geometries were parametrically modeled, and the design of experiments (DOE) was developed by defining the elastic properties of the stents and using the response surface method (RSM). Finite element (FE) analysis was performed in order to find a polynomial relationship between the geometric parameters as inputs and the elastic parameters as the outputs. Then, the optimal stent was obtained in terms of elasticity parameters by using RSM method. As a result, the optimal parameters of the Re-entrant stent including flexural stiffness, axial elasticity modulus, radial elasticity modulus and Poisson's ratio were obtained as 40 mPa.m^4 , 253 MPa , 752 MPa and -0.58 , respectively. Moreover, a method was proposed to find an analytical solution for metal elastic stents in order to verify the FEM results. Finally, the blood vessel compliance of the optimal stent was evaluated, showing a good compliance for practical usage.

Keywords: Auxetic; Stent; Finite element; Optimization; Compliance.

۱- مقدمه

در دهه‌های اخیر استفاده از ساختارهای آگزتیک بسیار مرسوم شده است [۱]. این ساختارها که خواص الاستیسیته متفاوتی از جمله ضریب پواسون منفی دارند، قابلیت‌های مطلوبی را در صنایع مهندسی مکانیک و پزشکی از خود نشان داده‌اند. به علت وجود ضریب پواسون منفی، این ساختارها هنگامی که کشیده می‌شوند، سطح مقطع‌شان افزایش می‌یابد و برعکس در فشار سطح مقطع‌شان کاهش می‌یابد؛ همچنین دیده شده است که قابلیت جذب انرژی و ضربه در این ساختارها نسبت به ساختارهای مرسوم بالاتر است. خاصیت آگزتیک معمولاً یا در ریزساختار ماده خود را نشان می‌دهد و یا با استفاده از بعضی هندسه‌های خاص ساخت دست بشر قابل دستیابی است. از جمله کاربردهای صنعتی این ساختارها می‌توان به استفاده در صنایع نظامی برای ساخت دیواره‌های ضد انفجار یا جلیقه‌های ضد گلوله اشاره کرد. همچنین در صنایع وابسته به پزشکی و بیومکانیک، به عنوان زانوبندها، استنت‌های کارگذاری شده در داخل رگ و کفش‌های طبی و ورزشی خاص نیز کاربرد دارند. تا به حال پژوهش‌های مختلفی بر روی ساختارهای آگزتیک انجام شده است. به عنوان مثال گریم و همکاران [۲]، به ارزیابی ساختارهای هندسی ستاره‌ای دوبعدی تکرار شونده و با استفاده از تکنیک EMUDA که بر پایه‌ی میدان نیرو است پرداختند. با استفاده از این روش دیده شد که تعدادی از ساختارهای ستاره‌ای، ضریب پواسون منفی دارند و تعدادی نیز این خاصیت را ندارند؛ همچنین به توضیح علت این مسئله پرداخته شد. در مقاله‌ی دیگری گریم و همکاران [۳]، به شرح و بسط روش EMUDA که روشی جایگزین برای تحلیل ساختارهای آگزتیک است پرداختند. در این روش دو مکانیزم کشیدگی و چرخش در لینک‌های هر ساختار به سادگی و با استفاده از مکانیک مولکولی شبیه‌سازی می‌شد، همچنین دیده شد که نتایج به دست آمده از این روش به خوبی با نتایج به دست آمده از روش‌های تحلیلی سنتی تطبیق دارند. الیه و لانتادا [۴]، به ساخت برنامه‌ای کامپیوتری و به صورت یک کتابخانه پرداختند که شامل مدل‌های CAD انواع ساختارهای ۲ و ۳ بعدی مکعبی آگزتیک می‌شد. با استفاده از این کتابخانه می‌توان خواص مکانیکی اصلی یک ساختار از جمله ضریب پواسون، مدول یانگ معادل و بیشینه‌ی کاهش سطح یا حجم قابل دسترسی را پیدا کرد. لیم [۵] با اتصال دو ساختار Arrow-

Head، ساختار ۳ بعدی جدیدی معرفی کرد، او دریافت که با تغییر نیم زاویه راس و طول نسبی لینک‌ها، می‌توان مقدار ضریب پواسون را تا مقدار مناسبی تحت کنترل داشت و به عنوان مثال با استفاده از پرینت ۳ بعدی، ساختاری تولید کرد که در صفحات مختلف ضریب پواسون متفاوتی دارد. اتارد و همکاران [۶]، ساختار جدیدی به اسم Star-Chiral معرفی کردند، در این ساختار با برداشتن گره‌ی صلب ساختار Chiral و جایگزین کردن آن با یک گره‌ی ستاره‌ای به افزایش تغییر شکل ناشی از خمش کمک می‌شود، همچنین مقدار ضریب پواسون برای انواع مختلف این ساختارها به دست آمد. هانگ یانگ و لیما [۷]، به ارزیابی فوم‌های آگزتیک متقارن محوری پرداختند. این فوم‌ها از چرخش ۳۶۰ درجه‌ی یک ساختار ۲ بعدی همچون Re-Entrant، حول محور دوران به دست می‌آیند. علاوه بر تعریف و پیدا کردن پارامترهای الاستیسیته، دیده شد که این ساختارها نسبت به ساختارهای ۲ و ۳ بعدی مکعبی مشابه، مدول یانگ بالاتر و ضریب پواسون منفی‌تری دارند و در نتیجه برای کاربردهای جذب انرژی مفیدتر هستند. محمد صنمی و همکاران [۸]، به بررسی تاثیر استفاده از ساختار آگزتیک در کاربردهای ورزشی پرداختند. پس از تعدادی آزمون آزمایشگاهی، فشار و سخت دیده شد که مواد آگزتیک قابلیت جذب انرژی بالاتر و سختی مناسب‌تری نسبت به مواد مرسوم دارند. خوش گفتار و عباس زاده [۹]، به ارزیابی تاثیر پارامترهای هندسی ساختار Honey-Comb از جمله ضخامت، ابعاد نسبی و زاویه بین لینک‌ها بر ضریب پواسون پرداختند.

توجه به این که ساختارهای استوانه‌ای آگزتیک از دو جهت طولی و عرضی به طور همزمان باز می‌شوند، باعث شد تا بسیاری از مهندسين حوزه بیومکانیک به بررسی خواص مکانیکی استنت‌های استوانه‌ای بپردازند. امروزه این ساختارها در بسیاری از عمل‌های آنژیو که مربوط به فرستادن استنت به همراه بالون به داخل رگ و باز کردن دیواره آن است استفاده دارند. بدین منظور به بررسی پژوهش‌های انجام شده حول استنت‌ها پرداخته می‌شود. پونکین و پرافت [۱۰]، به بررسی تاثیر استفاده از جنس‌ها و روش‌های مختلف برای ساخت استنت‌های داخل سرخرگ پرداختند. در قسمت نتایج پژوهش، جنس‌هایی از جمله برخی آلیاژهای Stainless-Steel،

همکاران [۱۸]، به بررسی و بهینه‌سازی جمع شدگی و باز شدگی استنت‌های منیزیمی به عنوان پارامتر هدف و هندسه استنت به عنوان ورودی‌ها پرداختند و ساختار مناسب را پیدا کردند. فیلهو و همکاران [۱۹]، با استفاده از بهینه‌سازی به روش PSO، پارامترهایی هندسی از جمله عرض و ضخامت ساختاری آگزتیک از جنس Rubber را به منظور پاسخگویی مناسب تحت آزمون کشش پیدا کردند و نتایج حاصله از اجزای محدود را با آزمون‌های آزمایشگاهی مطابقت دادند. آلامو و همکاران [۲۰]، به بهینه‌سازی چندهدفه استنت Nitinol با استفاده از الگوریتم ژنتیک پرداختند، تابع‌های هدف شامل عمر استنت و قابلیت باز کردن رگ می‌شد. به عنوان نتیجه، آن‌ها مجموعه‌ای از هندسه‌ها برای بهینه شدن پارامترهای هدف را به دست آوردند.

با بررسی و مرور پژوهش‌های شکل گرفته حول موضوع استنت‌های آگزتیک، کاستی‌هایی نیز به چشم می‌خورند. مثلا تا به حال بررسی عملکرد خمش استنت‌ها و حل تحلیلی آن‌ها، انجام نگرفته است. در این مطالعه قصد داریم تا ضمن ارائه روشی تحلیلی و جامع با استفاده از قضیه کاستیگیلیانو به ارزیابی ساختار آگزتیک Re-entrant بپردازیم و علاوه بر این، از پارامتری به عنوان کامپلینس کمک گرفته تا بتوانیم تطابق-پذیری استنت‌ها را با رگ خونی، مورد مطالعه قرار دهیم. از جمله نوآوری‌های دیگر انجام شده در این مقاله، می‌توان به بهینه‌سازی چند هدفه‌ی استنت‌ها به کمک روش RSM، اشاره کرد؛ اگر چه پیش از این در مواردی، با قرار دادن هدف‌های بهینه‌سازی در یک تابع کسری، به صورت ضرب و تقسیمی، بهینه‌سازی چند هدفه را به بهینه‌سازی تک هدفه تقلیل می‌دادند و آن را با استفاده از روش‌های بر پایه مشتق حل می‌کردند [۱۵].

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل‌سازی هندسی

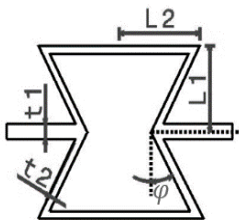
به منظور ارزیابی استنت آگزتیک Re-entrant به روش تحلیلی و اجزای محدود، ابتدا نیاز است تا هندسه را برای این کار مشخص کرده و مدل پارامتری آن را در نرم‌افزارهای مدل‌سازی از جمله Catia ترسیم کنیم. مزیت روش طراحی پارامتری نسبت به روش مرسوم در این است که اولاً پس از اتمام طراحی، با تغییر پارامترهای مورد نظر، مدل به راحتی به روز می‌شود،

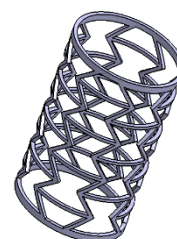
Nitinol, Titanium, Cobalt و Magnesium به عنوان جنس-های مطلوب از نظر سازگاری با بافت بدن و سطح دشواری ساخت، انتخاب شدند. گنگ و همکاران [۱۱]، به بررسی خواص مکانیکی استنت‌های آگزتیک ساخته شده با استفاده از روش SLS پرداختند. بدین منظور از روش ترکیبی اجزای محدود و CT-Scan برای ارزیابی خواص مکانیکی و در انتها از آزمون‌های آزمایشگاهی برای تصدیق نتایج استفاده شد و علاوه بر این نیز تاثیر پارامترهای هندسی بر خواص مکانیکی نیز به دست آمد. رامین همزه‌ای و همکاران [۱۲]، به بررسی و مقایسه‌ی میزان بازشدگی و جذب انرژی استنت با ساختار Anti-Tri-Chiral، پرداختند. با استفاده از آزمون آزمایشگاهی فشار و روش اجزای محدود، دیده شد که این ساختارها که به صورت مثلث‌های تکرار شونده هستند، نسبت به ساختار Chiral مرسوم، میزان بازشدگی عرضی و جذب انرژی بالاتری دارند. یک مسئله‌ی مهم در استفاده از استنت‌ها در داخل رگ، تطابق‌پذیری استنت با دیواره رگ است. بدین منظور معیارهای مختلف ریاضی برای این مسئله، تحت عنوان کامپلینس به وجود آمده است. در این معیار با در نظر گرفتن فشار خون کمینه و بیشینه، میزان بازشدگی استنت و رگ با یکدیگر مقایسه می‌شود و در صورتی که اختلاف این دو مقدار، طبق رابطه‌ی ریاضی مورد قبول نباشد، شرط تطابق‌پذیری استنت با رگ احراز نخواهد شد [۱۳] و [۱۴]. به عبارت دیگر دو مرجع اخیر، معیاری برای مطابقت استنت با رگ طبیعی ارائه می‌کنند که در بخش ۲-۴ (آنالیز کامپلینس) توضیح داده می‌شود. مسئله‌ی دیگری که در اخیرا در حوزه‌ی استنت‌ها اهمیت پیدا کرده است، بهینه‌سازی آن‌ها است، در این راستا، پژوهش‌های گوناگونی انجام شده است، به طور مثال لی و همکاران [۱۵] و امیرجانی و همکاران [۱۶]، معیارهایی برای عملکرد مطلوب استنت در داخل رگ معرفی کردند و به جای استفاده از بهینه‌سازی چند هدفه با معرفی پارامتری که از ضرب و تقسیم توابع هدف به دست می‌آمد، هندسه استنت مناسب را با استفاده از بهینه‌سازی تک هدفه پیدا کردند. ازوزی و همکاران [۱۷]، به بهینه‌سازی استنت‌ها با جنس نیتینول بر مبنای پارامترهای خستگی و چرخه‌ی عمر پرداختند. با استفاده از روش RSM و درونبایی Kriging، به مدل‌سازی ریاضی پرداخته شد و الگوریتم SQP نیز جهت بهینه‌سازی به منظور کمینه کردن میانگین و دامنه کرنش‌ها مورد بررسی قرار گرفت. لای و

لازم به ذکر است، به منظور این که استنت‌ها باید ابعادی متناسب با رگ داشته باشند (بین ۲ تا ۲۰ میلی‌متر) سعی شده است تا حتی المقدور با استفاده از سعی و خطا، یک بازه‌ی معقول برای پارامترهای ورودی از جمله طولی و زاویه‌ای انتخاب شود به طوری که برای قیدها نیز مشکلی ایجاد نشود (جدول ۱).

ثانیا از تعریف پارامترهای وابسته تا حد امکان خودداری شده و صرفا مجموعه‌ای کمینه از پارامترهای اساسی و مستقل به دست می‌آیند که به کمک آن‌ها هندسه قابل باز تولید است. البته لازم به ذکر است که در این روش هم، تعدادی قید به صورت نامساوی وجود دارند که به کمک آن‌ها محدوده‌ی پارامترها به دست خواهند آمد؛ همچنین دامنه‌ای فرضی برای پارامترهای ورودی هندسی که با قیدهای داده شده در جدول در تطابق هستند، در نظر گرفته شده است.

جدول ۱- پارامترهای ساختار آگزتیک

استنت ۳ بعدی	دامنه‌ی ورودی‌ها	قیدهای هندسی	نوع سلول و پارامترهای اصلی
	$25^\circ < \varphi < 45^\circ$		Re-entrant
	$0.3\text{mm} < t_1 < 0.6\text{mm}$	$\frac{t_2}{\cos\varphi} + \frac{L_1}{\cot\varphi} \leq L_2$	
	$0.3\text{mm} < t_2 < 0.6\text{mm}$	$t_1 \leq L_1$	
	$1\text{mm} < L_1 < 2\text{mm}$		
	$3\text{mm} < L_2 < 4.5\text{mm}$		
	$4 < n_1 < 8$		
	$4 < n_2 < 8$		



$$\nu^* = - \frac{\varepsilon_{radial}}{\varepsilon_{axial}} \quad (2)$$

$$E_r = \frac{E^*}{(\nu^*)^2} \quad (3)$$

در رابطه‌ی (۱) F ، نیروی کششی اعمالی برای کرنش محوری ε_{axial} معین، R_{avg} ، برابر شعاع میانگین استنت قبل از اعمال کشش و t ، ضخامت استنت است که در همه‌ی حالات برابر 0.4 میلی‌متر در نظر گرفته شده است. لازم به ذکر است که دو پارامتر E^* و ν^* ، برای یک ساختار و طبق روابط بالا محاسبه می‌شوند و با مدول یانگ و ضریب پواسون ماده متفاوت هستند که مقداری داده شده است؛ همچنین در رابطه‌ی (۲)، ε_{radial} ، با کرنش شعاعی استنت برابر است که مقدار آن در شعاع متوسط مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. رابطه‌ی (۳) نیز با به کارگیری اصل دو طرفه‌ی بتی- ماکسول و با فرض همگن و همسانگرد بودن ماده، برای دو جهت عمود بر هم شعاعی و محوری، تعریف شده است.

به منظور مدل‌سازی ساختار در نرم‌افزار Catia، ابتدا سلول تشکیل‌دهنده‌ی ساختار را به صورت دوبعدی ترسیم می‌کنیم. سپس با بسط آن در دو جهت افقی و عمودی، آرایه‌ای دوبعدی از سلول‌ها تشکیل می‌شود. در نهایت هم با تصویر کردن این آرایه بر روی استوانه‌ای که محیط آن برابر طول آرایه‌ی دو بعدی است، استنت ۳ بعدی استوانه‌ای پدید می‌آید.

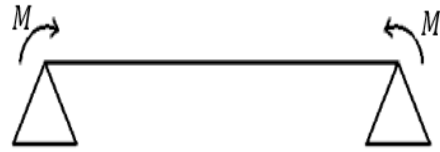
۲-۲- طراحی آزمایش و بهینه‌سازی به روش RSM

پس از به دست آوردن مدلی هندسی برای استنت، ابتدا نیاز است تا پارامترهای مورد تحلیل معرفی شوند. این پارامترها عبارتند از مدول یانگ محوری ساختار (E^*) ، ضریب پواسون ساختار (ν^*) ، مدول یانگ شعاعی ساختار (E_r) و صلبیت خمشی ساختار (EI) . هر یک از ۳ پارامتر اول با استفاده از آزمون کشش استنت و از طریق روابط ذیل به دست می‌آیند:

$$E^* = \frac{F(tensile)}{(2\pi R_{avg} t) \varepsilon_{axial}} \quad (1)$$

به منظور این که استنتت به خوبی در رگ قرار بگیرد، نیاز است تا E^* و EI کمی داشته باشد تا به راحتی در راستای محوری حرکت کند و همچنین انعطاف پذیری خمشی خوبی از خود نشان دهد تا به رگ آسیب نزنند. همچنین لازم است تا قدر مطلق ضریب پواسون ساختار آن (ν^*)، مقدار زیادی باشد، تا دیواره رگ را به خوبی باز کند و علاوه بر این E_r بالایی داشته باشد تا این افزایش شعاع دیواره را حفظ کند و با اعمال نیروی هر چند کم از طرف دیواره‌ی رگ، بسته نشود.

به منظور دستیابی به استنتت بهینه، ابتدا نیاز است تا به تعریف آزمایش پردازیم. در طراحی آزمایش انجام گرفته به روش RSM، مطلوب این است که با انجام حداقل تعداد آزمایش ممکن، رابطه‌ای ریاضی به صورت چند جمله‌ای بین پارامترهای ورودی (شامل پارامترهای هندسی و جنس) و پارامترهای خروجی شامل E^* ، ν^* ، E_r ، EI به دست آوریم. جنس‌های مورد نظر برای تحلیل، از جنس‌های مرسوم و سازگار با بدن انتخاب می‌شوند که خواص مکانیکی آن‌ها در ادامه آمده است.



شکل ۱- شرایط مرزی آزمون خمش

با توجه به این که استنتت، ساختاری متفاوت از لوله‌ی جدار نازک دارد، محاسبه‌ی صلبیت خمشی آن کار ساده‌ای نیست، لذا برای یافتن رابطه‌ای برای اندازه‌گیری صلبیت خمشی (EI)، از روشی نوآورانه استفاده خواهد شد. بدین منظور ابتدا استنتت را بر روی دو مفصل دورانی در دو سمت آن قرار می‌دهیم. سپس گشتاور M را به دو سر آن وارد کرده و خیز وسط استنتت را اندازه می‌گیریم. با استفاده از روابط خیز و شیب تیرها و مقاومت مصالح می‌دانیم که:

$$EI = \frac{ML_{stent}^2}{8y_{max}} \quad (4)$$

در رابطه‌ی اخیر، y_{max} برابر خیز وسط دهانه است. همچنین طول استنتت L_{stent} و گشتاور M نیز، داده شده است. لذا صلبیت خمشی (EI)، قابل محاسبه خواهد بود. لازم به ذکر است، رابطه‌ی گشتاور اعمالی و خیز ماکزیمم خطی است، بنابراین نسبت آنها ثابت است.

جدول ۲- خواص مواد به کار رفته در استنتت‌ها

جنس ماده	چگالی (kg/m^3)	مدول یانگ (GPa)	تنش تسلیم (MPa)	ضریب پواسون
Stainless-steel (316LVM)	۷۹۵۰	۱۹۷	۳۳۰	۰/۲۹
Cobalt MP35N	۸۴۳۰	۲۳۹	۵۱۶	۰/۳۷
Titanium ASTM F67	۴۵۰۰	۱۱۳/۸	۱۰۰	۰/۳۴

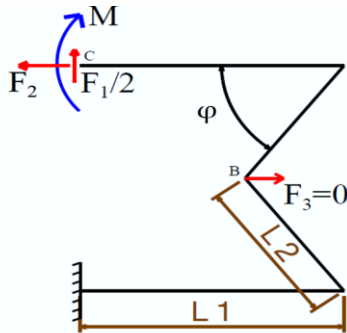
آزمایش خمش، رابطه‌ای ریاضی بین ورودی‌ها و خروجی‌ها به صورت چندجمله‌ای درجه ۲ به دست می‌آید. معمولاً شکل

خروجی‌ها (Y) بر حسب ورودی‌ها (x_1 ، x_2 و ...) در طراحی RSM به شرح زیر خواهد بود:

$$Y = f(x_1, x_2, \dots) = c_1x_1^2 + c_2x_2^2 + c_3x_1x_2 + c_4x_1 + c_5x_2 + c_6 + \dots \quad (5)$$

حال با استفاده از نرم‌افزار Design-Expert، ورودی‌ها و خروجی‌ها را برای انجام آزمایش تعریف می‌کنیم. ورودی‌ها شامل متغیرهای کمی پیوسته، همچون طول یک لینک، متغیرهای کمی گسسته شامل تعداد سلول‌ها در راستای محیطی یا محوری و متغیرهای کیفی همچون جنس می‌باشند. خروجی‌ها نیز تماماً کمی و پیوسته هستند. به عنوان مثال دیده می‌شود که برای ساختار Re-entrant، با انجام ۷۰ آزمایش کشش و ۷۰

است. در گام اول با استفاده از روش اجزای محدود، نشان می‌دهیم که مدول یانگ و ضریب پواسون ساختار در هر دو حالت ۲ و ۳ بعدی، بسیار نزدیک به هم است، پس از این، یک سلول تکی ۲ بعدی را نیز با استفاده از اجزای محدود تحلیل کرده و مدول یانگ و ضریب پواسون آن را نیز به دست می‌آوریم و با بخش قبل مقایسه می‌کنیم. همچنان انتظار می‌رود که ضریب پواسون و مدول یانگ، برای سلول تکی ۲ بعدی، بسیار نزدیک به دو حالت قبل باشد. اکنون خواهیم دید که تحلیل ریاضی سلول ۲ بعدی آگزتیک با استفاده از روش‌های انرژی و اصل کاستیگلیانو، نسبت به دو حالت قبلی، بسیار ساده‌تر خواهد بود و چون نتایج برای یک سلول آگزتیک، بسیار مشابه نتایج برای یک استنت است، تایید شدن نتایج مربوط به یک سلول آگزتیک به مفهوم تایید نتایج اجزای محدود استنت خواهد بود. به منظور حل تحلیلی سلول آگزتیک تحت کشش، با استفاده از روش کاستیگلیانو، ابتدا فرض می‌شود که انرژی ذخیره شده در سلول تنها ناشی از مکانیزم‌های خمش و کشش باشد و از بخش برشی به علت ناچیز بودن، صرف نظر می‌شود؛ همچنین به منظور سادگی در حل، سلول‌ها را مانند شکل ۲، به طور عمودی برش زده و نصف آن را تحلیل می‌کنیم و اضافه بر این، بدون کم شدن از کلیت، یک سر آن را به صورت گیردار فرض کرده و فقط بخش بالایی را متحرک در نظر می‌گیریم. برای ایجاد قطعه‌ی برش خورده‌ی عمودی، نیاز است تا نیروها و گشتاورهای مقطعی نیز قرار بگیرند.



شکل ۲- شرایط مرزی نیم سلول تحت بارگذاری

انرژی کل ناشی از بخش خمش و کشش با استفاده از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید:

که ضرایب c_1 تا c_6 ، به همراه بقیه‌ی ضرایب مشابه، توسط نرم افزار و برازش منحنی به دست می‌آیند. همانطور که ذکر شد، ورودی‌ها، پارامترهای هندسی اشاره شده در جدول ۱ هستند که در این رابطه با x_1 و x_2 ... مشخص هستند و خروجی‌ها E^* ، EI و v^* هستند که باید بهینه شوند و در رابطه‌ی ۵ با Y مشخص است (یعنی Y می‌تواند هر یک از خروجی‌های فوق باشد).

به منظور انجام آزمون‌های کشش و خمش، از نرم‌افزار تجاری اجزای محدود ABAQUS استفاده شده است. در تمامی آزمون‌های کشش، استنت‌ها را به اندازه‌ی کرنشی برابر با 0.005 از دو سمت می‌کشیم، که در مجموع کرنش نهایی برابر با 0.01 خواهد شد. علت استفاده از این مقدار کم برای کرنش‌های کششی این است که مطمئن شویم، هیچ یک از المان‌ها وارد تسلیم نمی‌شوند. با توجه به این که هندسه‌ی استنت‌ها کمی پیچیده است، مجبور شدیم تا از مش‌زنی به روش دستی (Bottom-up) کمک بگیریم تا بتوانیم از المان‌های ۶ وجهی استفاده کنیم که نتایج قابل قبول‌تری دارند. نوع المان‌های به کار رفته، C3D8R است.

پس از انجام آزمون‌ها در ABAQUS و پر کردن جداول آزمایش، رابطه‌ی ریاضی بین ورودی‌ها و خروجی‌ها به دست می‌آید، در مرحله‌ی بعد، بهینه‌سازی چندهدفه نیز با مشخص شدن معیار مطلوبیت (کم یا زیاد بودن) هر یک از پارامترهای خروجی انجام شد و مجموعه‌ای از استنت‌های بهینه به دست آمد که شامل Desirability-Factor های مختلف بود.

۲-۳- حل تحلیلی استنت آگزتیک Re-entrant

به منظور صحت‌سنجی نتایج به دست آمده از اجزای محدود، حل تحلیلی، برای استنت آگزتیک Re-entrant، انجام گرفته است. با توجه به بالا بودن تعداد حفره‌ها در یک استنت، لازم است تا از روشی نوآورانه، برای تحلیل استنت‌ها استفاده شود، چرا که تحلیل ریاضی یک استنت به طور مستقیم، به معادلات سازگاری متعدد و پیچیده‌ای می‌انجامد که حل آن‌ها به طور همزمان بسیار دشوار خواهد بود. بدین منظور ابتدا یک استنت را تحت کشش و با استفاده از اجزای محدود تحلیل می‌کنیم، سپس حالتی را در نظر می‌گیریم که در آن، استنت از خطی موازی محور برش خورده و در صفحه‌ی ۲ بعدی گسترش یافته

جابجایی افقی نقطه‌ی C، شرط مرزی چهارم، به صورت زیر نوشته خواهد شد.

$$\frac{\partial U}{\partial F_3} = \Delta_2 \quad (11)$$

با ترکیب هر یک از معادلات (۸) تا (۱۱)، با معادله‌ی اصلی (۷)، به ترتیب روابط زیر حاصل خواهند شد:

$$\alpha M + \beta \frac{F_1}{2} + \gamma F_2 = \Delta_1 \quad (12)$$

$$\alpha' M + \beta' \frac{F_1}{2} + \gamma' F_2 = 0 \quad (13)$$

$$\alpha'' M + \beta'' \frac{F_1}{2} + \gamma'' F_2 = 0 \quad (14)$$

$$\alpha^* M + \beta^* \frac{F_1}{2} + \gamma^* F_2 = \Delta_2 \quad (15)$$

که ضرایب $\alpha, \beta, \gamma, \alpha', \beta', \gamma', \alpha'', \beta'', \gamma'', \alpha^*, \beta^*, \gamma^*$ به صورت تابعی از پارامترهای هندسی و خواص به صورت ذیل به دست خواهند آمد:

$$\alpha = \frac{1}{(EI)_1} (L_1^2) + \frac{1}{(EI)_2} (2L_1 L_2 - \cos(\varphi) L_2^2) \quad (16)$$

$$\beta = \frac{1}{(EI)_1} \left(\frac{2L_1^3}{3} \right) + \frac{1}{(EI)_2} \left(2L_2 L_1^2 + \right. \quad (17)$$

$$\left. \frac{2}{3} L_2^3 \cos^2 \varphi - 2 \cos \varphi L_1 L_2^2 \right) +$$

$$\frac{1}{(AE)_2} (2L_2 \sin^2 \varphi)$$

$$\gamma = \frac{1}{(EI)_1} (-L_1^2 L_2 \sin(\varphi)) + \quad (18)$$

$$\frac{1}{(EI)_2} (L_2^3 \sin(\varphi) \cos(\varphi) - 2 \sin(\varphi) L_1 L_2^2)$$

$$\alpha' = \frac{2L_1}{(EI)_1} + \frac{2L_2}{(EI)_2} \quad (19)$$

$$\beta' = \frac{1}{(EI)_1} (L_1^2) + \frac{1}{(EI)_2} (2L_1 L_2 - L_2^2 \cos(\varphi)) \quad (20)$$

$$\gamma' = \frac{1}{(EI)_1} (-2L_1 L_2 \sin(\varphi)) + \frac{1}{(EI)_2} (-2L_2^2 \sin(\varphi)) \quad (21)$$

$$\alpha'' = \frac{1}{(EI)_2} (-2 \sin(\varphi) L_2^2) + \quad (22)$$

$$\frac{1}{(EI)_1} (-2L_2 L_1 \sin(\varphi))$$

$$U = \int \frac{P(s)^2}{2AE} ds + \int \frac{M(s)^2}{2EI} ds \quad (6)$$

که در معادله‌ی بالا $P(s)$ همان تابع نیروی کششی در هر مقطع و $M(s)$ گشتاور خمشی است. با بسط دادن عبارت انتگرالی بالا برای ۲ بازوی افقی و ۲ بازوی مورب، نهایتاً انرژی کرنشی کل، به صورت دقیق‌تر ذیل نوشته خواهد شد:

$$U = \int_0^{L_1} \frac{(M + \frac{F_1 x}{2})^2}{2(EI)_1} dx + \int_0^{L_1} \frac{F_2^2}{2(AE)_1} dx + \int_0^{L_2} \frac{(M + \frac{F_1}{2}(L_1 - x \cos \varphi) - F_2 x \sin \varphi)^2}{2(EI)_2} dx + \int_0^{L_2} \frac{(\frac{F_1}{2} \sin(\varphi) - F_2 \cos(\varphi))^2}{2(AE)_2} dx + \int_0^{L_2} \frac{(M + \frac{F_1}{2}(L_1 - (L_2 - x) \cos(\varphi)) - F_2(L_2 + x) \sin(\varphi) + F_3 x \sin(\varphi))^2}{2(EI)_2} dx + \int_0^{L_2} \frac{(\frac{F_1}{2} \sin(\varphi) + F_2 \cos(\varphi) - F_3 \cos(\varphi))^2}{2(AE)_2} dx + \int_0^{L_1} \frac{(M + \frac{F_1}{2}(L_1 - x) + F_3 L_2 \sin(\varphi) - F_2(2L_2 \sin(\varphi)))^2}{2(EI)_1} dx + \int_0^{L_1} \frac{(F_2 - F_3)^2}{2(AE)_1} dx \quad (7)$$

در معادله‌ی بالا، اندیس ۱ و ۲ در مخرج انتگرال‌ها، به ترتیب مربوط به بازوهای افقی و مورب است. با توجه به این که نیروی F_1 به کل سلول وارد می‌شود و در نظر گرفتن این نکته که ساختار متقارن است، باعث می‌شود تا نیروی $\frac{F_1}{2}$ را برای نصف آن لحاظ کنیم، همچنین نیروی مجازی $F_3 = 0$ ، صرفاً برای تعیین جابجایی افقی نقطه‌ی B با استفاده از اصل انرژی، کاربرد دارد. شرایط مرزی نقطه‌ی C نیز با توجه به متقارن بودن ساختار و در یاد داشتن این نکته که شیب، خیز و جابجایی افقی در نقطه‌ی C برابر صفر است، عبارتند از:

$$\frac{\partial U}{\partial (\frac{F_1}{2})} |_C = \Delta_1 \quad (8)$$

$$\frac{\partial U}{\partial M} |_C = 0 \quad (9)$$

$$\frac{\partial U}{\partial F_2} |_C = 0 \quad (10)$$

در معادله‌ی ۸، پارامتر Δ_1 معرف جابجایی عمودی نقطه‌ی C است. علاوه بر معادلات بالا، با در نظر گرفتن Δ_2 ، به عنوان

$$E^* = \frac{2L_2 \sin(\varphi)}{L_1 t_3 \xi_1} \quad (32)$$

۲-۴- آنالیز کامپلاینس

به منظور بررسی این که استنت بهینه‌ی به دست آمده از قسمت‌های قبل، با رگ تطابق پذیر است یا خیر، از آنالیز کامپلاینس استفاده شده است. برای این کار، با اعمال شرایط مرزی فشار خون در حدود دو عدد ۸۰ و ۱۲۰ میلی‌متر جیوه، به سطح درونی استنت، میزان بازشدگی شعاعی آن در دو حالت، اندازه گرفته می‌شود و سپس پارامتر کامپلاینس طبق رابطه‌ی ذیل توسط مطالعات [۱۳] و [۱۴]، به دست می‌آید.

$$\% \text{ Compliance per } 100 \text{ mmHg} = \frac{(R_{P1} - R_{P2}) / R_{P1}}{(P_1 - P_2)} \cdot 10^4 \quad (33)$$

در معادله‌ی بالا، R_{P2} و R_{P1} ، به ترتیب شعاع بیشینه‌ی رگ در فشارهای $p_1 = 80 \text{ mmHg}$ و $P_2 = 120 \text{ mmHg}$ است که واحد آن میلی‌متر است؛ همچنین با مروری بر پژوهش‌های پیشین دیده شده است که این پارامتر برای دیواره‌ی رگ در حدود ۲۱ درصد بر میلی‌متر جیوه است، لذا استنت طراحی شده، بایستی دارای تغییرات نسبی کمتری در شعاع و در نتیجه پارامتر کامپلاینس کمتری باشد تا بتوان آن را در داخل رگ قرار داد.

۳- نتایج

۳-۱- نتایج طراحی آزمایش و بهینه‌سازی به روش RSM

ابتدا رابطه‌ی ریاضی از نوع درجه ۲ به صورت معادله‌ی (۵)، برای مدول یانگ E^* با واحد MPa، ضریب پواسون ν^* مدول یانگ شعاعی E_r با واحد MPa و صلبیت خمشی EI با واحد Pa.m^4 ، به صورت تابعی از هندسه‌ی قطعه و جنس آن، به دست آمد:

$$\begin{aligned} (\text{Parameter})^k &= a_1 + a_2 \phi + a_3 t_1 + a_4 t_2 + \\ &a_5 L_1 + a_6 L_2 + a_7 n_1 + a_8 n_2 + b_1 \phi t_1 + b_2 \phi t_2 + \\ &b_3 \phi L_1 + b_4 \phi L_2 + b_5 \phi n_1 + b_6 \phi n_2 + c_1 t_1 t_2 + \\ &c_2 t_1 L_1 + c_3 t_1 L_2 + c_4 t_1 n_1 + c_5 t_1 n_2 + d_1 t_2 L_1 + \\ &d_2 t_2 L_2 + d_3 t_2 n_1 + d_4 t_2 n_2 + e_1 L_1 L_2 + \\ &e_2 L_1 n_1 + e_3 L_1 n_2 + f_1 L_2 n_1 + f_2 L_2 n_2 + \\ &g_1 n_1 n_2 + h_1 \phi^2 + h_2 t_1^2 + h_3 t_2^2 + h_4 L_1^2 + h_5 L_2^2 + \\ &h_6 n_1^2 + h_7 n_2^2 \end{aligned} \quad (34)$$

$$\beta'' = \frac{1}{(EI)_2} (-2L_1 L_2^2 \sin(\varphi) + \quad (23)$$

$$\sin(\varphi) \cos(\varphi) L_2^3) + \frac{1}{(EI)_1} (-L_2 L_1^2 \sin(\varphi))$$

$$\gamma'' = \frac{2L_1}{(AE)_1} + \frac{2L_2 \cos^2(\varphi)}{(AE)_2} + \frac{1}{(EI)_1} (4L_1 L_2^2 \sin^2 \varphi) + \quad (24)$$

$$\frac{1}{(EI)_2} \left(\frac{8}{3} L_2^3 \sin^2 \varphi \right)$$

$$\alpha^* = \frac{1}{(EI)_2} \left(\frac{L_2^2}{2} \sin(\varphi) \right) + \frac{1}{(EI)_1} (L_2 L_1 \sin(\varphi)) \quad (25)$$

$$\beta^* = \frac{1}{(AE)_2} (-L_2 \sin(\varphi) \cos(\varphi)) + \quad (26)$$

$$\frac{1}{(EI)_1} \left(\frac{L_2 L_1^2}{2} \sin(\varphi) \right) + \frac{1}{(EI)_2} \left(\frac{L_1 L_2^2}{2} \sin(\varphi) - \right.$$

$$\left. \frac{L_2^3}{6} \sin(\varphi) \cos(\varphi) \right)$$

$$\gamma^* = \frac{1}{(EI)_2} \left(-\frac{5}{6} L_2^3 \sin^2 \varphi \right) + \quad (27)$$

$$\frac{1}{(EI)_1} (-2L_1 L_2^2 \sin^2 \varphi) + \frac{1}{(AE)_1} (-2L_1) +$$

$$\frac{1}{(AE)_2} (-L_2 \cos^2 \varphi)$$

حال فرض می‌شود که نیروی $\frac{F_1}{2}$ داده شده است، در این صورت با نوشتن دو معادله‌ی (۱۳) و (۱۴) به صورت ماتریسی دیده می‌شود که:

$$\begin{bmatrix} \alpha' & \gamma' \\ \alpha'' & \gamma'' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} M \\ F_2 \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \beta' \\ \beta'' \end{bmatrix} \frac{F_1}{2} \quad (28)$$

هنگامی که معادله‌ی بالا، برای دو مجهول M و F_2 حل شود، نتیجه می‌گیریم که:

$$\begin{bmatrix} M \\ F_2 \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \alpha' & \gamma' \\ \alpha'' & \gamma'' \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \beta' \\ \beta'' \end{bmatrix} \frac{F_1}{2} = \begin{bmatrix} u' \\ u'' \end{bmatrix} \frac{F_1}{2} \quad (29)$$

و با استفاده از (۱۲)، (۱۵) و (۲۹)، برای Δ_1 و Δ_2 دیده می‌شود که:

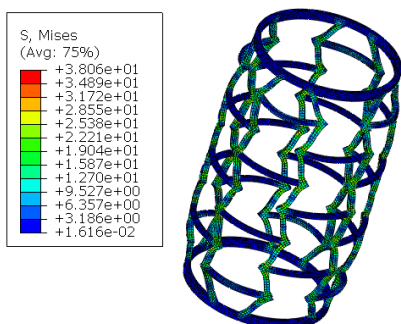
$$\begin{bmatrix} \Delta_1 \\ \Delta_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha & \beta \\ \alpha^* & \beta^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u' \\ u'' \end{bmatrix} \frac{F_1}{2} = \begin{bmatrix} \xi_1 \\ \xi_2 \end{bmatrix} \frac{F_1}{2} \quad (30)$$

و در نهایت مدول یانگ E^* و ضریب پواسون ν^* برای سلول Re-entrant، برابر است با:

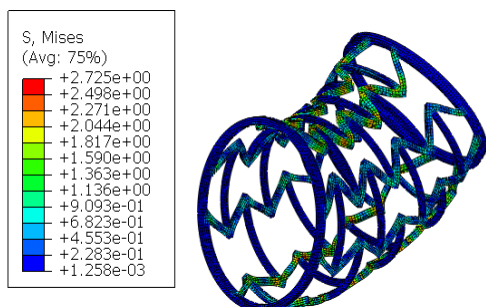
$$\nu^* = - \frac{\xi_2 (2L_2 \sin(\varphi))}{\xi_1 (2L_1 - L_2 \cos(\varphi))} \quad (31)$$

۳-۲- نتایج آزمون‌های اجزای محدود

به منظور صحت‌سنجی مدل‌های ریاضی برازش شده، استنت بهینه‌ی موجود در جدول ۲ قسمت ضمایم، با استفاده از روش اجزای محدود و توسط دو آزمون کشش و خمش نیز مورد بررسی قرار گرفته است و دیده شده که نتایج کاملا نزدیک به هم هستند.



شکل ۳ - استنت بهینه تحت کشش



شکل ۴ - استنت بهینه تحت خمش

در آزمون کشش و خمش، طول استنت بهینه‌ی شماره (۱) برابر ۱۶ میلی‌متر، شعاع آن برابر ۵/۸ میلی‌متر و ضخامت شعاعی آن برابر ۰/۴ میلی‌متر است. با اعمال کرنش ۰/۰۱ و انتخاب ۱۴۶۴۳ المان ۶ وجهی از نوع C3D8R، کانتور تنش فون میسر همانند شکل ۳ خواهند بود. رفتار آگزتیک (باز شدن شعاعی) کاملا در شکل بالا مشهود است. در شکل ۴ نیز استنت، تحت بار خمشی ۱N.mm، قرار گرفته است. مشاهده می‌شود که بیشینه‌ی تنش فون میسر برای کشش برابر ۳۸ مگاپاسکال و در حالت خمش ۲/۷ مگاپاسکال است. لازم به ذکر است که این تنش‌ها در محدوده‌ی الاستیک قرار دارند و

در رابطه‌ی بالا، n_1 و n_2 برابر تعداد سلول‌ها در راستای محیطی و محوری و عبارت *Parameter*، می‌تواند هر یک از خروجی‌های الاستیسیته باشد؛ همچنین در جدول ۱ موجود در قسمت ضمایم، نتایج مربوط به آنالیز ANOVA که شامل پارامترهای آماری از جمله میانگین، انحراف معیار استاندارد، ضریب تغییرات، ضریب همبستگی R^2 ، مقدار P-Value، F-Value برای کل مدل و همچنین مقدار باقی‌مانده‌ها است، آورده شده است. همانطور که دیده می‌شود، مقدار P-Value، بسیار کم بوده و کفایت مدل برازش شده را نشان می‌دهد. همچنین ضریب همبستگی نزدیک به ۱ و ضریب تغییرات اندک، نزدیکی مدل با آزمون‌های آزمایشگاهی را نشان می‌دهد.

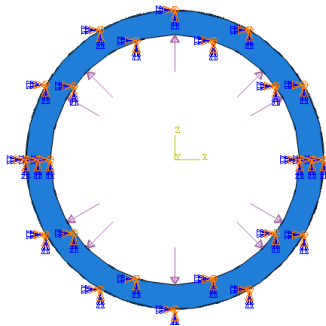
در جدول ۲ موجود در ضمایم، با در نظر گرفتن مدول یانگ E^* کم، صلبیت خمشی *EI* کم، مدول یانگ شعاعی E_r بالا و ضریب پواسون ν^* منفی‌تر به عنوان نوع خروجی‌های مطلوب و در دست داشتن رابطه‌ی ریاضی به دست آمده از قسمت قبل، بهینه‌سازی RSM-Search، انجام شده است و ۵ ساختار هندسی با در نظر گرفتن جنس‌های متفاوت به عنوان خروجی داده شده‌اند.

با بررسی نتایج به دست آمده برای استنت‌های بهینه دیده می‌شود که جنس تیتانیوم، بهترین مجموعه خواص را از خود نشان می‌دهد، همچنین کم بودن ضخامت‌ها، بالا بودن طول لینک‌ها، بالا بودن مقدار زاویه‌ی بین بازوها و کم بودن تعداد سلول‌ها در راستای محیطی، باعث باز شدن بیشتر هر یک از لینک‌ها و به تبع آن باعث ضریب پواسون منفی‌تر می‌شود که خود به طور غیر مستقیم، ساختاری با صلبیت خمشی پایین‌تر و مدول یانگ پایین‌تر را نتیجه می‌دهد. علاوه بر این با استناد به این که مدول یانگ شعاعی E_r با توان دوم ضریب پواسون نسبت عکس و با مدول یانگ نسبت مستقیم دارد، می‌توان نتیجه گرفت که کاهش مدول یانگ به کاهش مدول یانگ شعاعی نیز می‌انجامد. در صورتی که لازم باشد، صرفاً یک استنت به عنوان استنت بهینه شده با استفاده از روش RSM، معرفی شود، تنها استنت موجود در جدول ۲ قسمت ضمایم را در نظر می‌گیریم، چرا که طبق معیار اولویت-Desirability Factor داده شده توسط نرم‌افزار Design-Expert، بالاترین اولویت را دارد.

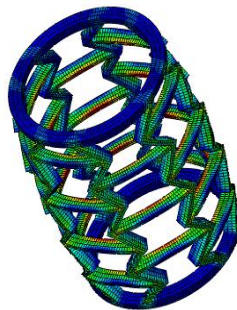
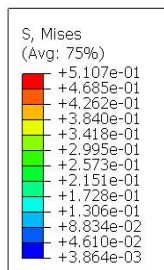
همچنین در مقاله‌ی زنگ و همکاران [۲۲]، ساختار Tetra-star-chiral، از منظر آزمون‌های تجربی فشاری مورد ارزیابی قرار گرفت. در این آزمون‌ها دیده شده است که ضریب پواسون برای آرایه‌ی دوبعدی با ابعاد سه در سه، در کرنش‌ها و سرعت‌های بارگذاری مختلف، در حدود ۰/۴ است که این مقدار، بسیار به مقدار ۰/۴۲- به دست آمده در این پژوهش برای آرایه‌ی دو بعدی با ابعاد چهار در هشت نزدیک است.

۳-۴- نتایج آنالیز کامپلینس

با اعمال فشارهای ۸۰ و ۱۲۰ میلی‌متر جیوه به سطح داخلی استنت، میزان بازشدگی استنت به دست آمد و دیده شد که مقدار کامپلینس طبق رابطه‌ی (۳۳)، برابر ۰/۰۰۷ است، در نتیجه مقدار آن از عدد ۲۱ که مربوط به رگ طبیعی است، کم‌تر بوده و استنت به دست آمده، برای قرارگیری در داخل رگ مناسب است. در ادامه کانتور تنش‌های فون میسز و شرایط مرزی اعمال شده برای حالت فشار داخلی مساوی ۱۲۰ میلی‌متر جیوه، داده شده است.



شکل ۶- شرایط مرزی فشار داخلی و دو سرگیردار



شکل ۷- کانتور تنش فون میسز

هیچ‌گاه به تسلیم نمی‌رسند، همچنین شرایط مرزی آزمون خمش، دقیقاً مانند همان وضعیتی است که در مقاله‌ی موری و سایتو [۲۱]، دیده شده است.

به منظور بررسی وضعیت استنت‌ها در بازه‌ی بزرگتری از کرنش‌ها یعنی از ۰ تا ۰/۴، یا همان کرنش شکست تیتانیوم، تست‌های کششی، بر روی استنت بهینه انجام شده است و نتایج آن‌ها در ضمایم (شکل ض ۱) قابل مشاهده است. همانطور که دیده می‌شود، با افزایش کرنش‌ها، ضریب پواسون بین ۰/۵۵- و ۰/۶۵- متغیر شده است، مدول یانگ کاهش پیدا کرده است که اثر مثبتی است و تنش فون میسز هم با افزایش کرنش، افزایش پیدا کرده است.

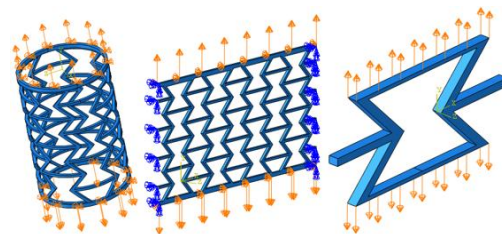
۳-۳- مقایسه‌ی حل تحلیلی و اجزای محدود

به منظور صحت‌سنجی نتایج به دست آمده با استفاده از اجزای محدود و حل تحلیلی، ابتدا ۳ حالت استنت استوانه‌ای، استنت باز شده به صورت صفحه‌ای و سلول تکی مربوط به حالت بهینه‌ی داده شده در جدول ۲ ضمایم، تحت بار کششی با کرنش ۰/۰۰۱ قرار گرفت، دیده شده که ضریب پواسون و مدول یانگ، برای هر ۳ حالت، بسیار نزدیک به هم است.

جدول ۳- مقایسه استنت با ساختار دو بعدی و سلول تکی

پارامتر	استنت	استنت باز شده ۲ بعدی	سلول تکی استنت (اجزای محدود)
$E^* (MPa)$	۲۵۶	۲۷۵	۲۵۴
ν^*	-۰/۵۳	-۰/۶۱	-۰/۵۹

همچنین در شکل پایین، شرایط مرزی برای هر ۳ حالت، نشان داده شده است.



شکل ۵- مقایسه‌ی ۳ سناریو مختلف برای صحت‌سنجی

۴- جمع بندی

چند جمله‌ای) نیز، به علت وجود تعداد بالای شرایط مرزی آزاد، دشواری‌های خاص خود را دارد. تحلیل استنت و یا حتی یک آرایه‌ی دو بعدی از ساختارهای آگرتیک، به دلیل وجود تعداد بالایی از معادلات سازگاری، عملاً غیر ممکن است. در بهینه‌سازی چند هدفه به روش الگوریتم ژنتیک، نمی‌توان چهار هدف را به طور همزمان در نظر گرفت، چرا که نمایش جبهه Pareto، در حالت چهار بعدی ممکن نیست؛ در نتیجه صرفاً به بهینه‌سازی چهار هدفه با استفاده از RSM، اکتفا شده است. به طور مثال استنت بهینه به دست آمده با ساختار آگرتیک Re-entrant، دارای پارامترهای خروجی مدول یانگ، مدول یانگ شعاعی، صلبیت خمشی و ضریب پواسون به ترتیب 253 MPa ، 752 MPa ، 0.58 و 40 mPa.m^4 است.

به منظور پیشنهاد برای ادامه پژوهش، می‌توان به مقایسه‌ی انرژی کرنشی استنت‌های مختلف به همراه دیگر پارامترهای الاستیسیته موجود در این پژوهش، در استنت‌ها با ساختارهای مختلف ولی با تعداد سلول‌ها در راستای محیطی و محوری مشابه پرداخت. یا مثلاً می‌توان به منظور صحت‌سنجی نتایج و آماده‌سازی شرایط ساخت، به بهینه‌سازی وزن، قیمت و انجام آزمون‌های آزمایشگاهی پرداخت. ضمناً تحلیل استنت تحت بارگذاری با کرنش‌های بزرگ و با استفاده از آلیاژهای حافظه‌دار نیز می‌تواند در کارهای آتی مورد توجه قرار گیرد.

در این پژوهش، ابتدا به مدل‌سازی پارامتری استنت یک ساختار آگرتیک در نرم‌افزار CATIA پرداخته شد، سپس با استفاده از روش RSM، بین پارامترهای ورودی و پارامترهای خروجی مربوط الاستیسیته، رابطه‌ی ریاضی به صورت چندجمله‌ای درجه ۲ به دست آمد. با دانستن این رابطه و استفاده از بهینه‌سازی به روش RSM، مجموعه‌ای از استنت‌ها که بهترین پارامترهای خروجی را دارند پیدا شد. سپس استنت بهینه‌ی به دست آمده از روش RSM با استفاده از حل تحلیلی بر پایه روش‌های انرژی مورد ارزیابی مجدد قرار گرفت و دیده شد که نتایج به دست آمده از اجزای محدود و حل تحلیلی، یکدیگر را تایید می‌کنند. در نهایت هم تطابق‌پذیری استنت بهینه‌ی اصلی، در مقیاس کوچک‌تر با استفاده از پارامتر کامپلینس، مورد ارزیابی قرار گرفت و دیده شد که این پارامتر برای استنت بهینه‌ی اصلی، مقدار مناسبی دارد و برای قرار-گیری در داخل رگ، مشکلی ایجاد نخواهد کرد. محدودیت‌های اصلی این پژوهش در حل تحلیلی و بهینه‌سازی چندهدفه پارامترها نهفته است. به طور مثال در حل تحلیلی، اعمال هر گونه بارگذاری دلخواه در راستای شبیه‌سازی شرایط (Displacement Controlled) یک استنت، به سلول ممکن نیست، چرا که یا با کمبود شرایط مرزی مواجه شده و یا پیدا کردن بارگذاری نیرویی گسترده‌ای که به این جابجایی بیانجامد به دلیل وجود انتگرال‌های چندگانه، کاری دشوار و عملاً نشدنی خواهد بود. استفاده از تئوری‌های الاستیسیته خطی و در نظر گرفتن توابع ایری مربوط به تنش صفحه‌ای (مثلاً از نوع

۵- ضمائم

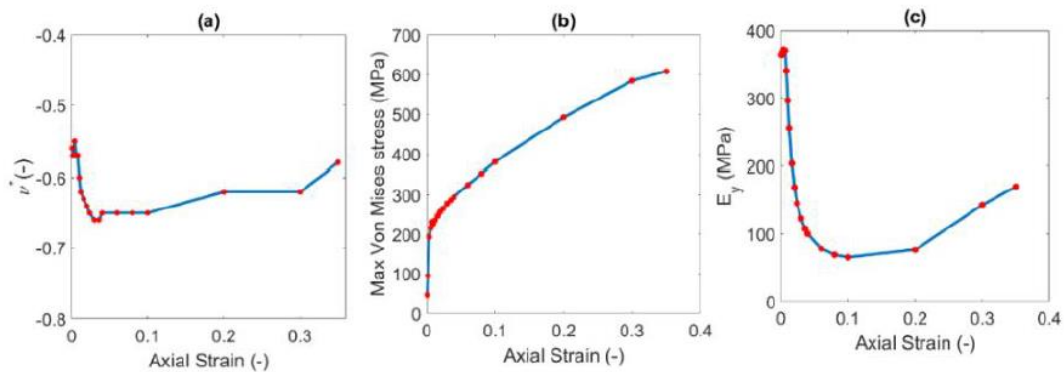
جدول ض ۱- نتایج مربوط به آنالیز واریانس (انوا) برای ساختار Re-entrant

Parameter	Mean	Std. Dev.	C.V.%	R ²	F-Value	P-Value	Square of Residuals
E* (MPa)	۱,۷۳	۰,۰۰۸	۰,۴۶۴۴	۰,۹۹۹	۴۰۴,۶۱	<۰,۰۰۰۱	۰,۰۰۰۶
v* (-)	-۰,۳۶	۰,۰۶۹	۱۹,۰۱	۰,۹۸۸	۱۴,۰۵	<۰,۰۰۰۱	۰,۰۴۸۸
EI (mPa.m ⁴)	۱,۰۵۸	۰,۰۲۳	۲,۱۷	۰,۹۹۹	۳۶۱,۴۵	<۰,۰۰۰۱	۰,۰۰۵۶
E _r (MPa)	۰,۵۴۴	۰,۰۱۲	۲,۲۴	۰,۹۹۶	۴۸,۴۶	<۰,۰۰۰۱	۰,۰۰۱۵

جدول ض ۲ - نتایج مربوط به بهینه‌سازی برای ساختار Re-entrant

φ	t_1	t_2	L_1	L_2	n_1	n_2	Material	E^* (MPa)	ν^*	E_r (MPa)	EI (mPa. m ⁴)
۴۵	۰.۳	۰.۳۴	۲	۳.۴۴	۴	۴	Titanium	۲۵۳	-۰.۵۸	۷۵۲	۴۰

شکل ض ۱ - وضعیت پارامترهای استنت در کرنش‌های بالاتر



- [6] D. Attard, P. S. Farrugia, R. Gatt, and J. N. Grima (2020) "Starchirals—A novel class of auxetic hierarchal structures," *Int. J. Mech. Sci.*, vol. 179, no. November 2019, 2020.
- [7] H. Yang and L. Ma (2020), "Design and characterization of axisymmetric auxetic metamaterials," *Compos. Struct.*, vol. 249.
- [8] M. Sanami, N. Ravirala, K. Alderson, and A. Alderson (2014), "Auxetic materials for sports applications," *Procedia Eng.*, vol. 72, pp. 453–458.
- [9] M. J. Khoshgoftar and H. Abbaszadeh (2021) "Experimental and finite element analysis of the effect of geometrical parameters on the mechanical behavior of auxetic cellular structure under static load," *J. Strain Anal. Eng. Des.*, vol. 56, no. 3, pp. 131–138.
- [10] P. Poncin and J. Proft (2003), "Stent tubing: Understanding the desired attributes," *Med. Device Mater. - Proc. Mater. Process. Med. Devices Conf.* 2003, no. September, pp. 253–259.
- [11] L. C. Geng, X. L. Ruan, W. W. Wu, R. Xia, and D. N. Fang (2019) "Mechanical Properties of Selective Laser Sintering (SLS) Additive Manufactured

مراجع

- [۱] عین آبادی و همکاران، (۱۴۰۰) پاسخ معادلات مشخصه فرکانسی پانل‌های ساندویچی با هسته لانه زنبوری آگزتیک بر اساس تئوری بهبود یافته مرتبه سوم ردی نشریه علمی مکانیک سازه‌ها و شماره‌ها، دوره ۱۱، شماره ۱، صفحه ۲۹۱–۳۱۰.
- [2] J. N. Grima, R. Gatt, A. Alderson, and K. E. Evans (2005) "On the potential of connected stars as auxetic systems," *Mol. Simul.*, vol. 31, no. 13, pp. 925–935.
- [3] J. N. Grima, R. Gatt, T. G. C. Bray, A. Alderson, and K. E. Evans (2005), "Empirical modelling using dummy atoms (EMUDA): An alternative approach for studying 'auxetic' structures," *Mol. Simul.*, vol. 31, no. 13, pp. 915–924.
- [4] J. C. Álvarez Elipse and A. Díaz Lantada (2012) "Comparative study of auxetic geometries by means of computer-aided design and engineering," *Smart Mater. Struct.*, vol. 21, no. 10
- [5] T. C. Lim (2016) "A 3D auxetic material based on intersecting double arrowheads," *Phys. Status Solidi Basic Res.*, vol. 253, no. 7, pp. 1252–1260.

- of self-expanding Nitinol stent,” *Mater. Des.*, vol. 50, pp. 917–928.
- [18] J. Li, F. Zheng, X. Qiu, P. Wan, L. Tan, and K. Yang (2014) “Finite element analyses for optimization design of biodegradable magnesium alloy stent,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 42, pp. 705–714.
- [19] S. L. M. R. Filho, T. A. A. Silva, L. M. G. Vieira, T. H. Panzera, K. Boba, and F. Scarpa (2014) “Geometric effects of sustainable auxetic structures integrating the particle swarm optimization and finite element method,” *Mater. Res.*, vol. 17, no. 3, pp. 747–757.
- [20] G. Alaimo, F. Auricchio, M. Conti, and M. Zingales (2017) “Multi-objective optimization of nitinol stent design,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 47, pp. 13–24.
- [21] K. Mori and T. Saito (2005) “Effects of stent structure on stent flexibility measurements,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 33, no. 6, pp. 733–742.
- [22] X. Zhang, X. Ren, W. Jiang, and X. Zhang (2021) “A novel auxetic chiral lattice composite: Experimental and numerical study,” no. February 2022, 2021.
- Chiral Auxetic Cylindrical Stent,” *Exp. Mech.*, vol. 59, no. 6, pp. 913–925.
- [12] R. Hamzehei, S. Rezaei, J. Kadkhodapour, A. P. Anaraki, and A. Mahmoudi (2019) “2D triangular anti-trichiral structures and auxetic stents with symmetric shrinkage behavior and high energy absorption,” *Mech. Mater.*, vol. 142, no. September 2019, p. 103291.
- [13] L. Soletti et al.(2010) “A bilayered elastomeric scaffold for tissue engineering of small diameter vascular grafts,” *Acta Biomater.*, vol. 6, no. 1, pp. 110–122.
- [14] F. Khoffi, F. Dieval, N. Chakfé, and B. Durand (2011) “A development of a technique for measuring the compliance of the textile vascular prostheses,” *Phys. Procedia*, vol. 21, pp. 234–239.
- [15] N. Li, H. Zhang, and H. Ouyang (2009) “Shape optimization of coronary artery stent based on a parametric model,” *Finite Elem. Anal. Des.*, vol. 45, no. 6–7, pp. 468–475.
- [16] A. Amirjani, M. Yousefi, and M. Cheshmaroo (2014) “Parametrical optimization of stent design; A numerical-based approach,” *Comput. Mater. Sci.*, vol. 90, pp. 210–220.
- [17] M. Azaouzi, N. Lebaal, A. Makradi, and S. Belouettar (2013) “Optimization based simulation