طراحی و ساخت یک اسفنکتر مصنوعی با استفاده از آلیاژ حافظه دار نیکل تیتانیم-قسمت اول

محمد رضا دیلمی⁽، سید خطیب الاسلام صدرنژاد^۲، علی مقداری^۲ دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شریف قطب علمی طراحی، رباتیک و اتوماسیون (*CEDRA*) m_deilami@mech.sharif.edu

چکیدہ

در این مقاله به طراحی و ساخت یک نمونه جدید از اسفنکترهای مصنوعی پرداخته شده است. عملگر تحریک در این وسیله، یک سیم ساخته شده از آلیاژ حافظه دار نیکل تیتانیم می باشد. در ابتدا طرحی بهینه برای ساخت هندسه اسفنکتر ارائه شده است و سپس، روابط اصلاح شده استحاله لیانگ-راجرز که در آن تغییر خواص متالورژیکی آلیاژ حین استحاله مارتنزیتی لحاظ شده، معرفی گردیده است. در قسمت بعدی، عملگر بر این اساس طراحی و شبیه سازی شده است. در نهایت این شبیه سازی با نتایج تجربی مقایسه شده ست.

واژههای کلیدی: اسفنکتر –آلیاژ حافظه دار – معادلات لیانگ – خواص متغیر.

مقدمه

آلیاژهای حافظه دار دسته ای از مواد هوشمند هستند که دارای قابلیت بازیابی شکل اولیه خود پس از رسیدن به دماهای خاص می باشند. به علاوه در دماهی بالا شاهد خاصیت دیگری هستیم که در آن، آلیاژ قابلیت رسیدن به کرنشهای الاستیک بالا (در حدود ۱۰٪) از خود نشان می دهد. این قابلیت در اثر استحاله های فازی بین فاز دما پایین (مارتنزیت) و دما بالا (آستنیت) می باشد [۱]. به خاصیت اول حافظه داری و به خاصیت دوم فوق الاستیسیتی می گویند. این قابلیت ها باعث استفاده فراوان از این دسته از مواد به عنوان عملگرهای فعال و نیز منفعل

در کاربردهای مختلف مانند رباتیک، سازه های هوشمند، میکروسکوپهای دقیق و غیره شده است. علاوه بر این، به دلیل سازگاری این مواد با بدن انسان، در کاربردهای پزشکی نظیر ماهیچه های مصنوعی، سیم های ارتودنسی و نیز بخیه های هوشمند، توجه خاصی به این مواد شده است[۲].

اسفنکتر های مصنوعی، دسته خاصی از دستگاههای بیو مکانیک هستند که برای مسدود کردن مجاری تخلیه گاهی بدن در انسانهای معلول و نیز کودکان ناتوان استفاده می شود. اولین نمونه از این دستگاهها، 800– AMS می باشد که در آن، از یک پمپ هیدرولیکی کوچک به عنوان عملگر

۱- کارشناس ارشد

۲– استاد

استفاده شده است. هزینه بالای تهیه این دستگاه، جراحی مشکل برای نصب آن در بدن و کارکرد نامناسب آن با گذشت زمان منجر به تلاش برای یافتن وسایل جایگزین شده است. آلیاژ های حافظه دار، اولین بار در [۳] برای تحریک اسفنکتر های مصنوعی به کار گرفته شد. با این حال، از آنجا که در این طرح از شکل تسمه ای آلیاژ استفاده شده، این نمونه از اسفنکتر بسیار بزرگ شده است و نصب آن در بدن عوارض جانبی زیادی را در پی خواهد داشت. در طرح پیشنهادی این مسئله با بکارگیری آلیاژ به شکل سیم و نیز انتخاب پروفیل مناسب برای لبه های اسفنکتر، تا حد زیادی برطرف شده است.

استفاده صحیح از این مواد، مستلزم داشتن مدلی مناسب از رفتار حاکم بر آلیاژ می باشد. اگر چه بدین منظور مدلهای فراوانی تا کنون ارائه شده، لیکن می توان از مدلهای تاناکا [۴]، لیانگ و راجرز [۵] و برینسون [۶] به عنوان پرکاربرد ترین این مدلها نام برد. مدلهای تاناکا و لیانگ فوق الاستیسیتی و مدل برینسون هر دو خاصیت حافظه داری و فوق الاستیسیتی را در بر می گیرند. مهمترین ویژگی این سه مدل این است که پارامترهای به کار رفته در آنها، همگی از لحاظ کاربردی قابل اندازه گیری می باشند.

مدل یانگ در حقیقت مدل اصلاح شده تاناکا می باشد که نارسایی های آن را در نقاط شروع و انتهای استحاله می پوشاند. ضمن اینکه به علت پیچیدگی نسبی مدل برینسون (که در حقیقت، این مدل هم از اصلاح مدل یانگ برای در



شکل ۱: سطح مقطع لوله Urethra در دوحالت a باز و b بسته



شکل ۲: استفاده از پروفیل دایروی برای بستن لوله Urethra استفاده می شود. در عوض از مدل یانگ در بیشتر مقالات به عنوان مدل ریاضی آلیاژ حافظه دار استفاده شده است [۷].در این مقاله نیز ضمن استفاده از این مدل، با دخیل دادن نقاط حافظه در مدل (که مدل یانگ از آنها چشم پوشی کرده) و نیز با تاثیر دادن کسر مارتنزیت در خواص مختلف آلیاژ نظیر مدول الاستیسیته، مقاومت الکتریکی، ظرفیت حرارتی ویژه و تنسور استحاله، این مدل تا حد زیادی اصلاح شده است.

طراحي ابعادي اسفنكتر

به طور کلی مکانیزمهایی را که برای ساخت اسفنکتر به کار می برند، می توان به دو دسته مکانیزمهای باز و بسته دسته بندی کرد. مکانیزمهای باز به دلیل راحتی نصب در هنگام عمل جراحی، بیشتر مورد توجه قرار دارند [۸]. در این مقاله نیز از یک مکانیزم باز به عنوان ساختار اسفنکتر استفاده شده است. ابعاد این مکانیزم بایستی به گونه ای باشد که ضمن جای گرفتن در بدن انسان، در یک کورس كامل خود بتواند سطح مقطع لوله Urethra را كاملا باز و بسته نماید. پس از مشورت با متخصصین پزشکی، قطر خارجی تا ۳۰mm را می توان برای اسفنکتر به کار گرفت. ابعاد لوله Urethra در افراد با سنین مختلف و نیز بسته به جنسیت آنها، متفاوت می باشد لیکن به طور معمول برای یک انسان بالغ، ابعاد به صورت نمایش داده شده در شکل (۱) می باشد[۹]. اگر بخواهیم لوله را به همین صورت نشان داده شده ببندیم، طول فک مورد نیاز متناسب با مقدار L نسبتا زیاد می شود. در یک طرح ابتکاری این کار بر روی یک فک گرد انجام گرفته است. این طرح در شکل (۲) به تصویر کشیده شده است. در این حالت با در نظر



حال مي توانيم بنويسيم:

$$Y = r\sin(\theta) = r' + 0.3 = 4.8 \tag{(?)}$$
$$r\sin(\theta) = 4.8 \implies r = \frac{4.8}{\sin(\theta)}$$

با قرار دادن مقدار متناظرr در تابع هدف، خواهیم داشت:

$$f = r\theta = \frac{4.8\theta}{\sin(\theta)} \tag{(f)}$$

اگر از تابع فوق مشتق بگیریم، خواهیم دید که در بازه محدود شده θ توسط قیود، تابع هدف اکیدا صعودی است و در نتیجه با قرار دادن کمترین مقدار θ ممکن کمینه می شود. با توجه به این مسئله و نیز ملاحظات ساخت مقادیر شود. با توجه به این مسئله و نیز ملاحظات ساخت مقادیر r=10 mmو r=10 mmجزئیات بیشتر نظیر محاسبات هندسی و نیز نقشه های نهایی ساخت، می توانید به [۸] مراجعه نمایید.

معادلات حاکم بر رفتار ترمومکانیکال آلیاژ

همانگونه که در مقدمه بیان شد، در اینجا نیز از روابط لیانگ-راجرز برای مدلسازی رفتار ترمومکانیکال آلیاژ استفاده می شود. طبق این روابط خواهیم داشت [۵]:

$$d\sigma = Dd\varepsilon + \Omega d\zeta + \Theta_T dT \tag{(a)}$$

گرفتن قطر داخلی لوله Urethra که باید بسته شود، قطر مورد نیاز فک برابر خواهد بود با:

$$\frac{1}{4}\pi D = \frac{1}{2}\pi \times 4.5 \implies D = 9\,mm\tag{1}$$

در این حالت، طول فک نسبت به حالت اول به اندازه ۴۲/۷ درصد کمتر شده و به مقدار L=4.5 mm می رسد. حال به طراحی مابقی مکانیزم می پردازیم. شماتیک مکانیزم مد نظر در شکل (۳) نشان داده شده است. با چرخش لغزنده حول محوی مرکزی اسفنکتر، لوله به حالتهای باز و بسته در می آید. در شکل (۴) جزئیات بیشتری از مکانیزم در حالت تمام باز نشان داده شده است. برای اینکه کورس حرکتی مورد نیاز لغزنده (و در نتیجه مقدار کرنش مورد نیاز آلیاژ) را تا حد ممکن کم کنیم، تابع هدف $f = r \theta$ را معرفی می کنیم که بایستی کمینه شود. از طرفی قید هندسی زیر نیز باید ارضا شوند:

$$0.5 + r' < r < R - r' \tag{(Y)}$$



شکل ۳: شماتیک مکانیزم به کار رفته

در این رابطه، D، Ω ، و T_{Θ} به ترتیب مدول الاستیسیته، تنسور استحاله و تنسور دما و ζ کسر مارتنزیت موجود در آلیاژ می باشد. در حالت کلی هر سه مقدار فوق، کمیتهایی ترمومکانیکال می باشند و به دما و تنش بستگی دارند. البته از آنجا که حساسیت تنسور دما نسبت به دو کمیت دیگر کمتر است، آن را مقداری ثابت می گیرند. علاوه بر این، در بیشتر مقالات ارائه شده، مدول الاستیسیته را به صورت بیشتر مقالات ارائه شده، مدول الاستیسیته را به صورت متوسط مدول الاستیسیته آلیاژ در حالتهای تمام مارتنزیت و تمام آستنیت فرض می کنند[۷]. در این صورت خواهیم داشت:

$$\sigma - \sigma_0 = D(\varepsilon - \varepsilon_0) + \Omega(\zeta - \zeta_0)$$

$$+ \Theta(T - T_0)$$
(۶)

که در آن اندیسهای صفر، بیانگر حالت اولیه آلیاژ می باشد. داده های تجربی نشان می دهد که مقدار کرنش قابل بازیابی آلیاژهای حافظه دار مقداری ثابت است که جزء خواص آن آلیاژ به حساب می آید [۶]. این مقدار را می توان طی فرآیندهای تربیت آلیاژ در آن ایجاد کرد. در این صورت جهت سازگاری رابطه (۶) با رفتار آلیاژ در دماهای پایین تنسور استحاله برابر خواهد بود با:

$$\Omega = -\varepsilon_L D \tag{Y}$$

استحاله زمانی رخ می دهد که دما و تنش موجود در آلیاژ به مقادیر معینی برسد. در این صورت، برای استحاله مستقیم از فاز مادر (آستنیت) به فاز مارتنزیت خواهیم داشت:

$$\zeta = \frac{1 - \zeta_0}{2} \cos[a_m (T - M_f - \frac{\sigma}{C_M})] + \frac{1 + \zeta_0}{2}$$
(A)
$$C_M (T - M_s) < \sigma < C_M (T - M_f)$$

همچنین، در استحاله معکوس داریم:

$$\zeta = \frac{\zeta_0}{2} \{ \cos[a_A (T - A_s - \frac{\sigma}{C_A})] + 1 \}$$

$$C_A (T - A_s) < \sigma < C_A (T - A_s) \}$$

$$(9)$$

ذکر این نکته قابل توجـه اسـت کـه ایـن روابـط فقـط در محدوده فوق الاستیک معتبر هستند [۵].

حال به بررسی ایرادات وارده به این مـدل مـی پـردازیم. در ابتدا فرض کنید که استحاله به صورت ناقص صورت گیـرد. یعنی اینکه قبل از اینکه تمام آلیاژ از فاز آستنیت به فاز



شکل۵: منحنی تنش کرنش در دو حالت استحاله کامل و ناقص مارتنزیت در آید، بار از روی آلیاژ برداشته شود و یا اینکه در این لحظه دمای آلیاژ بالا رود. در شکل (۵) یک سیم نمونه با خواص برگرفته از مر جع [۷] را در دمای ثابت و در حالت فوق الاستیک تحت دو نوع بار قرار داده ایم و منحنی تنش-کرنش آن را در دو حالت استحاله کامل و ناقص ترسیم کرده ایم. طبق روابط ترمودینامیکی حاکم بر آلیاژ های حافظه دار، نقطه شروع استحاله عکس در حالت ناقص بایستی بر روی قطر منحنی هیسترزیس قرار گیرد [۱۰]. در حالیکه مدل لیانگ این نکته را در بر نمی گیرد. بستگی دارد بلکه به کسر مارتنزیت در بارگذاری قبلی نیز بستگی دارد. این مسئله را می توان به راحتی با یک تناسب بندی حل نمود. برای این کار، جهت سادگی ابتدا تنش های بحرانی ابه صورت زیر می نویسیم:

$$\sigma_{1} = C_{M} (T - M_{s})$$

$$\sigma_{2} = C_{M} (T - M_{f})$$

$$\sigma_{3} = C_{A} (T - A_{s})$$

$$\sigma_{4} = C_{A} (T - A_{f})$$
(9)

حال پارامتر های واسط مورد نیاز را طبق رابطه (۱۰) تعریف می نمائیم. در این پارامترها، اندیس صفر برای هر کمیت به معنی مقدار آن کمیت در انتهای آخرین بارگذاری (ابتدای استحاله عکس) می باشد. در نهایت با به کاربردن این مقادیر واسط، تنشهای بحرانی اصلاح شده (در اینجا فقط برای حالتیکه استحاله مستقیم ناقص بماند) به شکل رابطه (۱۱) بیان می شوند.

حال به بررسی مسئله تغییر خواص آلیاژ حین استحاله می پردازيم. مطالعات نشان مي دهد كه مدول الاستيسيته آلياژ به شدت به تغییرات کسر مارتنزیت حساس است [۱۱]. به صورت یک تقریب خطی، می توان این مدول را به صورت زیر نوشت:

$$D = D_a + (D_m - D_a)\zeta \tag{17}$$

کے در این رابطے، $D_{a} \in D_{m}$ و D_{m} بے ترتیب برابے محول الاستیسته در حالتهای تمام آستنیت و تمام مارتنزیت است. با تعريف مدول الاستيسيته جديد، جهت برقراري شرط سازگاری، تنسور استحاله نیز مستلزم تغییر است. برای یافتن این مقدار جدید، با نوشتن بسط تیلور حول نقطه اوليه داريم:

$$D = D_0 + (\zeta - \zeta_0) \frac{\partial D}{\partial \zeta} \Big|_{\zeta_0}$$

$$\Omega = \Omega_0 + (\zeta - \zeta_0) \frac{\partial \Omega}{\partial \zeta} \Big|_{\zeta_0}$$
(14)

در صورتیکه فـرض کنـیم خـواص آلیـاژ مـستقل از کـسر مارتنزیت باشد، با بررسی شکل (۷) خواهیم داشت: (فرض كنيد كه استحاله مستقيم كامل انجام شود)

$$\begin{aligned} \zeta_0 &= 0 \quad , \quad \mathcal{E}_0 &= 0 \\ \zeta &= 1 \quad , \quad \mathcal{E} &= \mathcal{E}_L \end{aligned} \tag{10}$$

حال از معادله (۶) که در یک فرآیند دما ثابت نوشته شده باشد، داريم:

$$0 = D_0 \varepsilon_L + \Omega_0 \quad \to \quad \Omega_0 = -D_0 \varepsilon_L \tag{19}$$



شکل ۷: منحنی تنش کرنش برای $M_{\,\rm s} < T < A_{\,
m s}$ و با شرط اوليه تمام مارتنزيت [8]





$$\varepsilon_{1} = \frac{\sigma_{2}}{D}$$

$$\varepsilon_{2} = \frac{\sigma_{4}}{D} + \varepsilon_{L}$$

$$P = \frac{\sigma_{3} - \sigma_{1}}{\varepsilon_{2} - \varepsilon_{1}}$$

$$Q = \sigma_{1} - P \varepsilon_{1}$$

$$R = \sigma_{0} - D \varepsilon_{0}$$

$$\sigma' = \frac{P(Q - R)}{\varepsilon_{1}} + Q$$
(1...)

$$\sigma_3 = \frac{1}{D-P} + Q \tag{11}$$
$$\sigma_4' = \zeta_0 \sigma_4 + (1-\zeta_0)\sigma_1$$

در این صورت، شرط داشتن استحاله معکوس قرار گرفتن مقدار تنش در بازه بحرانی جدید می باشد. علاوه بر این، رابطه سینتیک استحاله (۹) نیز به صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\zeta_{5} = \frac{\zeta_{0}}{2} \{ \cos[\pi \frac{\sigma - \sigma'_{3}}{\sigma'_{4} - \sigma'_{3}}] + 1 \}$$

$$\sigma'_{3} < \sigma < \sigma'_{4}$$
(17)

بایستی به این نکته توجه کرد که در روابط جدید، دما خود را در تنشهای بحرانی نشان داده و بدین ترتیب نقش خود را در استحاله ایفا می کند. در شکل (۶)، دوباره بارگذاری به روی همان سیم انجام شده و نتیجه به تصویر کشیده شده است. قرار گرفتن نقاط شروع استحاله عکس بر روی قطر منحنى هيسترزيس كاملا مشهود است.

پس با مشتق گیری از این رابطه و ترکیب آن با رابطه (۱۴) خواهیم داشت:

$$\frac{\partial \Omega_0}{\partial \zeta} |_{\zeta_0} = -\left(\frac{\partial D_0}{\partial \zeta} |_{\zeta_0}\right) \mathcal{E}_L = -\mathcal{E}_L \frac{D - D_0}{\zeta - \zeta_0} \tag{1Y}$$

با قرار دادن مقادیر بدست آمده از روابط (۱۶) و (۱۷) در رابطه (۱۴) داریم:

$$\Omega(\zeta) = -\varepsilon_L D(\zeta) \tag{1A}$$
$$= -\varepsilon_L \{D_a + (D_m - D_a)\zeta\}$$

حال نوبت به حل معادله اساسی (۵) با داشتن ضرایب جدید می رسد. با قرار دادن مدول الاستیسیته و تنسور استحاله جدید در این رابطه و انتگرال گیری از آن داریم:

$$\int d\sigma = \int \{D_a + (D_m - D_a)\zeta\} (d\varepsilon - \varepsilon_L d\zeta)$$

$$+ \int \Theta_T dT$$
(19)

با حل این انتگرال خواهیم داشت:

$$\sigma = D_a \varepsilon + \zeta (D_m - D_a) + f(\zeta) - \varepsilon_L D_a \zeta \qquad (\Upsilon \cdot)$$
$$-\varepsilon_L (D_m - D_a) \frac{\zeta^2}{2} + \Theta_T T + C$$

که با بازنویسی آن خواهیم داشت:

$$\sigma = D\varepsilon + \Omega\zeta + \Theta_T T + \varepsilon_L (D_m - D_a) \frac{\zeta^2}{2}$$

$$+ f(\zeta) + C$$
(11)

در این روابط، C یک عدد ثابت است که از شرایط اولیه بدست می آید و (ζ) نیز یک تابع عمومی از ζ است. با قرار دادن شرایط اولیه با اندیس صفر خواهیم داشت:

$$\begin{split} C &= \sigma_0 - \{ D_0 \varepsilon_0 + \Omega_0 \zeta_0 + \Theta_T T_0 + \\ \varepsilon_L (D_m - D_a) \frac{{\zeta_0}^2}{2} + f(\zeta_0) \} \end{split} \tag{YY}$$

برای تعیین این تابع، دوباره به شکل (۷) مراجعه می کنیم. همانگونه که قبلا هم بدان اشاره شد، مقدار کرنش قابل بازیابی در یک آلیاژ حافظه دار مقداری ثابت است که آنرا \mathcal{J} نامیدیم. کرنش پسماند در شکل (۷) همواره مقداری کمتر یا برابر با این کرنش است. حالت برابر به زمانی بر می گردد که استحاله در آلیاژ کامل شده باشد. با یک تقریب می توان این دو فاکتور را از طریق رابطه (۲۳) به هم مرتبط کرد [۶]:



شکل ۸: نمودار تنش-کرنش برای آلیاژ با خواص متغییر

$$\varepsilon_{res} = \zeta \varepsilon_L \tag{(TT)}$$

اگر در شکل (۲) فرآیندی با شرایط اولیه تمام آستنیت و بدون کرنش اولیه، در یک دمای ثابت به اندازه ای بارگذاری شود که در آن استحاله ناقص رخ دهد و سپس کاملا بار از آن برداشته شود:

$$0 = D(\varepsilon_L \zeta) + \varepsilon_L (D_m - D_a) \frac{\zeta^2}{2}$$

$$f(\zeta) - f(\zeta_0) - \varepsilon_L D\zeta$$
(14)

در نهایت، از روابط (۲۱)، (۲۳)، و (۲۴) خواهیم داشت:

$$\sigma - \sigma_0 = D\varepsilon - D_0\varepsilon_0 + \Omega\zeta \tag{7}$$
$$-\Omega_0\zeta_0 + \Theta_T (T - T_0)$$

در شکل (۸) نمودار تنش-کرنش برای همان آلیاژ نمونه با انجام تصحیح ترسیم شده است. ذکر این نکته لازم است که در اینجا هم با تعریف تنشهای بحرانی جدید (دقیقا

همانند حالت قبل)، نقـاط شـروع و خاتمـه اسـتحاله هـای ناقص تصحیح می شوند.

آزمایشات تجربی حاکی از آن است که خواص دیگر آلیاژ مانند مقاومت الکتریکی[۱۲]، ظرفیت حرارتی ویژه، رسانش گرمایی و سایر موارد دیگر به کسر مارتنزیت موجود در آلیاژ بستگی دارند [۱۱]. اگر چه در اکثر کاربردهای مهندسی، این پارامترها را به صورت میانگین آن در حالتهای تمام مارتنزیت و تمام آستنیت می گیرند، کلیه این پارامترها را می توان با رابطه ای مانند رابطه (۱۳) به صورت تابعی از کسر مارتنزیت مدل کرد. در قسمت پاسخ



شکل ۹: نحوه قرار گیری سیم حافظه دار در اسفنکتر ساخته شده [۸].

دینامیکی اسفنکتر، نمونه ای از شبیه سازی آلیاژ با خواص وابسته به کسر مارتنزیت را خواهیم دید.

طراحي نقطه كاري اسفنكتر

با توجه به امکانات موجود، آلیاژ مورد استفاده به شکل سیمی با قطر ۰/۲۵ میلیمتر می باشد. با توجه به یک طرفه بودن آلیاژ، برای ایجاد کرنش پلاستیک قابل بازیاب در آن، از یک فنر خطی پیچشی استفاده شده است. ایـن فنـر بـه گونه ای طراحی شده که در حالت عادی که اسفنکتر بسته است، تنشى برابر با تنش اتمام استحاله مستقيم (در دماى بدن) در سیم ایجاد کند و در نتیجه آن را به حالت تمام مارتنزیت در آورد. همچنین، در حالت تحریک که اسفنکتر تماما باز است، فنر باید تنشی معادل با تنش اتمام استحاله معکوس (در دمای تحریک) در آلیاژ ایجاد کند که در نتیجه آنرا به حالت تمام آستنیت درآورد و کرنش پلاستیک را بازیابی کند. هر چند می توان سطح خارجی اسفنکتر که سیم های حافظه دار بر روی آن قرار می گیرنـد را بـا یـک پوسته عایق گرما از بافتهای بدن ایزوله کرد، با این حال برای جلوگیری از آسیب احتمالی به بافتهای اطراف، دمای تحریک را به دمایی زیر ۸۰ درجه سانتیگراد محدود کرده ایم [۲]. همچنین با توجه به محدودیتهای تکنولوژیکی برای تامین انرژی الکتریکی مورد نیاز اسفنکتر در بدن، ولتاژ تحريک را به ۶ ولت محدود کرده ايم. با انجام محاسبات با توجه به قيود فوق، در حالت تمام باز اسفنكتر که آلیاژ در آن کاملا آستنیت است، دما برابر ۷۵ درجه سانتیگراد و کرنش مورد نیاز برابر $\varepsilon = 5.2 \times 10^{-4}$ بدست

آمده است. همچنین حالت اولیه آلیاژ که محاسبات بر مبنای آن انجام می گیرد، به صورت تمام آستنیت و بدون داشتن تنش و کرنش و نیز دمای ۱۲۷/۸۴ درجه سانتیگراد گرفته شده که سیم در این حالت بر روی اسفنکتر تمام باز بسته می شود. سختی فنر مورد نیاز برابر با ۴۹/۲۱ نیوتن-میلیمتر بدست آمده است. فنر در حالت بسته اسفنکتر به اندازه ۱/۴۴۵ رادیان پیچیدگی دارد و در حالت تمام باز این پیچیدگی به ۱/۹۶۹ رادیان می رسد. برای مطالعه دقیق تر محاسبات می توانید به مرجع [۸] مراجعه نمایید.

اگر چه تحقیقات نشان می دهد که کرنشهایی تا ۱۰ درصد در آلیاژ های حافظه دار قابل بازیابی هستند، لیکن کرنش زیاد باعث خستگی کم چرخه در آلیاژ و از دست رفتن خواص مطلوب آن در بارگذاریهای دینامیکی می شود [۱۲]. بدین دلیل در تحقیق انجام گرفته، به اندازه ای سیم به کار رفته که تنها ۳/۵ درصد کرنش در آن ایجاد شود. همچنین جهت ایجاد تقارن در بارگذاری و افزایش نیروی قابل دریافت از عملگر، سیم در دو ردیف متقارن به دور اسفنکتر پیچیده شده است. نحوه قرار گیری سیم ها در شکل (۹) به نمایش در آمده است. با توجه به این مقدار کرنش و پیش کرنشی که در حالت تمام باز در سیم مورد نیاز است و نیز کورس حرکتی لغزنده، طول سیم مورد نیاز برابر ۴۴۰/۳۸ میلیمتر می باشد. اسفنکتر با مشخصات فوق در دانشگاه صنعتی شریف ساخته و مورد آزمایش قرار گرفته است [۸]. نتایج حاصل از این آزمایش به همراه طراحی کنترلر برای اسفنکتر، در قسمت دوم مقاله آورده شده است.

نتيجه گيرى

در این مقاله در ابتدا به معرفی اسفنکتر مصنوعی پرداخته شد و یک نمونه طرح بهینه برای این کار پیشنهاد گردید. در ادامه با توجه به استفاده از روابط استحاله لیانگ-راجرز به برطرف سازی نقص های این مدل پرداخته شد. ابتدا تنش های بحرانی اصلاح یافته تعیین شد و نتیجه مدل جدید با مدل قبلی مقایسه گردید. در ادامه مدول الاستیسیته و تنسور استحاله به صورت تابعی از کسر مارتنزیت بیان شد و معادله ساختاری برای آلیاژ با خواص متغییر استخراج شد. در قسمت دوم این مقاله به طراحی Mathematical and computer modeling, Vol. 34, 2001, PP.1307-1355.

- 11. Amalraj J. J., Bhattacharyya A.," Finite element modeling of phase transformation in shape memory alloy wires with variable material properties", Smart Mater. Struct. 9, 2000, pp 622-631.
- 12. Ikuta K., "Micro/Miniature Shape Memory Alloy Actuator", IEEE J. Rob. Autom., 3. pp. 2156-2161.

مراجع

- Muller I., Seelecke S., "Shape memory alloy actuators in smart structures: Modeling and simulation". Appl Mech Rev, Vol. 57, No. 1, 2004, PP. 23-46.k
- Song C., Campbell P. A., et al. "Thermal modeling of shape memory alloy fixator for medical application", Smart Mater. Struct. 11, 2002, pp 312-316.
- 3. Chonan S., Jiang Z. W. et al, "Development of an artificial urethral valve using SMA actuators", Smart Mater. Struct. 6, 1997, pp 410-414.
- Tanaka K., "A Thermomechanical Sketch of Shape Memory Effect: One-Dimensional Tensile Behavior". Research Mechanics, Vol. 18, 1986, PP. 251-263.
- Liang C., Rogers C. A. "One-Dimensional Thermomechanical Constitutive Relations for Shape Memory Materials". Journal of Intelligent Material Systems and Structures, Vol. 8, April 1997, PP. 285-302.p
- Brinson L. C., "One-Dimensional Constitutive Behavior of Shape Memory Alloys: Thermomechanical Derivation with Non-Constant Material Functions and Redefined Martensite Internal Variable". Journal of Intelligent Material Systems and Structures, Vol. 4, April 1993, pp. 229-242.
- Elahinia M. H., "Nonlinear control of a shape memory alloy actuated manipulator". Jornal of Vibration and Acoustics, Vol. 124, 2002, pp 566-575.

۸. م دیلمی. "طراحی و ساخت یک نمونه اسفنکتر مصنوعی با استفاده از آلیاژ حافظه دار نیکل-تیتانیم". پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، پاییز ۱۳۸۴.

- 9. Anthony C. D., et al. "The Indiana experience with artificial urinary sphincters in children and young adults", The journal of Urology, Vol. 169, 2003, pp 650-654.
- 10. Muller I., Seelecke S., "Thermodynamic Aspects of shape memory alloys".