



طراحی و ساخت مکانیزم دو درجه‌ی آزادی انگشت انسان به کمک آلیاژهای حافظه‌دار با قابلیت کنترل برخط نیرو توسط کامپیوتر

فرزام میرزاخانی¹، موسی آیتی²، پویا فهیمی¹، مصطفی باغانی^{2*}

¹ - کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

² - دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک دانشکده های فنی، دانشگاه تهران، تهران

* تهران، صندوق پستی 11155 - 4563 baghani@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله	چکیده
مقاله پژوهشی کامل دریافت: 3 مرداد 1397 پذیرش: 23 شهریور 1397 ارائه در سایت: دی 1397	در این تحقیق به کمک سیم‌های حافظه‌دار، یک کنترل‌کننده‌ی مدل مینا برای ردیابی نیروی نوک انگشتان دست مصنوعی توسعه یافته است. جنبه‌های مختلف مدل‌سازی از جمله بررسی استاتیکی، تحلیل انتقال حرارتی و بررسی مکانیزم سیم‌های حافظه‌دار که به عنوان عملگر استفاده شده‌اند مورد مطالعه قرار گرفته است. برای مدل‌سازی سیم‌های حافظه‌دار از مدل برینسون اصلاح شده استفاده شده است. مدل اصلی برینسون قادر به پیش‌بینی صحیح رفتار آلیاژ حافظه‌دار نبود بنابراین، برخی اصلاحات بر روی آن صورت گرفته است. برای کنترل اختلاف پتانسیل اعمالی به سیم‌های آلیاژ حافظه‌دار و بالتبع آن کنترل جریان ورودی به این سیم‌ها، یک کنترل‌کننده براساس مدل آلیاژهای حافظه‌دار طراحی شده است. هدف اصلی کنترل‌کننده‌ی ارائه شده کنترل نیروی انگشت دو درجه آزادی برای گرفتن اجسام مختلف می‌باشد. مدل شامل مدل‌سازی آلیاژهای حافظه‌دار می‌باشد و برای جبران کردن عدم اطمینان‌های سیستم از یک جبران‌ساز پی-ای-دی در یک سیستم مدار بسته استفاده شده است. اثر جبران‌ساز فقط بر روی حالت‌هایی از جنس مشتق اعمال می‌شود که تفاوت مقاله حاضر با کارهای مشابه می‌باشد. نتایج برای یک سیگنال مرجع دلخواه گزارش شد که پاسخ مدل ارائه شده به‌خوبی آزمایش تجربی را دنبال می‌نماید. مقادیر نسبی خطای آزمایش‌های عملی انجام شده برای سیگنال دلخواه بررسی شده برای بیشینه‌ی فرآهش نرمالیزه 18% می‌باشد و برای دنبال کردن سیگنال توسط شبیه‌سازی انجام شده در حدود 5% می‌باشد.
کلیدواژگان: آلیاژهای حافظه‌دار کنترل مدل مینا انگشت مصنوعی کنترل نیرو	

Design and implementation of a 2DOF human finger using shape memory alloys with computer-based online force control

Farzam Mirzakhani, Moosa Ayati, Pouya Fahimi, Mostafa Baghani*

School of Mechanical Engineering, College of engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

* P.O.B. 4563-11155, Tehran, Iran, baghani@ut.ac.ir

Article Information

Original Research Paper
Received 25 July 2018
Accepted 14 September 2018
Available Online January 2019

Keywords:

Shape memory alloys
Model-based control
Artificial finger
Force control

Abstract

In this paper, using shape memory alloy (SMA) wires, a model-based controller for force tracking of fingertips of an artificial hand finger is developed. Different aspects of modeling including static analysis, heat transfer analysis and also investigation of SMA wires, which are used as actuators, are studied. In order to parametrize the SMA wires a modified Brinson's model is used. Brinson's original model was not capable of accurately predicting all loading conditions thus some modifications are utilized. In order to control the applied potential difference of memory wires and consequently to control the electrical current to these wires and based on the model of shape memory wires a controller is designed. The main goal of presented controller is force controlling of a two DOF hand finger in order to grasp objects. This model contains SMA model and for compensation of system uncertainties, a proportional integrator derivative (PID) controller has been included in the closed-loop system. The effect of compensator will act only on the derivative type states and this is a new approach compared to similar literature. Simulation results of tracking a reference signal is reported which confirm that the model is in good agreement with experimental tests. The analysis of the relative tracking error for an arbitrary reference signal is 18% for the maximum normalized overshoot in experimental tests and 5% in the simulation.

1- مقدمه

حادثه و یا موارد دیگر از بین رفته است، در بدن جایگزین می‌شود و هدف آن بازگرداندن عملکرد طبیعی بدن می‌باشد. استفاده از مواد و تکنولوژی‌های جدید باعث قوی‌تر و سبک‌تر شدن و همچنین شبیه‌تر شدن آن‌ها به شکل واقعی عضو شده

در سال‌های اخیر پیشرفت قابل توجهی در زمینه‌ی توسعه اعضای مصنوعی برای بدن انسان صورت پذیرفته است. عضو مصنوعی برای جایگزینی عضوی از بدن که به علت بیماری و

Please cite this article using:

F. Mirzakhani, M. Ayati, P. Fahimi and M. Baghani, Design and implementation of a 2DOF human finger using shape memory alloys with computer-based online force control, *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, Vol. 5, No. 4, pp. 44-55, 2019 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

اصلی بکر-برینسون [19] و بوراوالا-خاندلوال در این خصوص قابل ذکر می‌باشند.

روش‌های کنترلی بسیاری توسط پژوهشگران در انواع خطی [21,20] و غیرخطی [23,22] بر عملگرهای از جنس آلیاژهای حافظه‌دار در سال‌های اخیر اعمال شده است. در یک تقسیم‌بندی، این کارها بر اساس مدل آلیاژهای حافظه‌دار به دو گروه تقسیم می‌شوند. برخی کارها فارغ از مدل‌های پیشین گزارش شده برای رفتار آلیاژهای حافظه‌دار عمل کرده و مدل دیگری برای آن‌ها در نظر گرفته‌اند [24]، حال آن‌که گروه دیگر از مدل‌های پیشنهادی و بهبود یافته‌ی آلیاژهای حافظه‌دار استفاده کرده‌اند [26,25]. در مطالعات انجام گرفته در این زمینه تمرکز اصلی استراتژی کنترلی جبران‌سازی اثرات عدم قطعیت‌های مدل بوده که با استفاده از جبران‌سازهای مختلفی مثل پی-آی-دی [27] و روش‌های جدیدتر مثل مود لغزشی [28] مقدور می‌باشد و همچنین در تحقیقات دیگری، این وظیفه بر عهده‌ی الگوریتم‌های هوشمندی نظیر ژنتیک می‌باشد [30,29].

تای و آهن [28] برای کنترل عملگر آلیاژ حافظه‌دار از الگوی تطبیقی مود لغزشی میزان گر پی-آی-دی استفاده کردند. در این روش، کنترل‌کننده‌ی کلاسیک به منظور تطابق با سطح لغزشی به کار گرفته شده و با توجه به رفتار غیرخطی سیستم، ضرایب آن به صورت متغیر با زمان و به کمک الگوی تطبیقی انتخاب می‌شود. در این پژوهش نشان داده شد که با این روش، اثرات غیر خطی هیستریزیس به طور کامل جبران می‌شوند. ال جنیده و همکارانش [31] از معکوس مدل پرائنتل-ایشلینسکی برای جبران‌سازی هیستریزیس آلیاژهای حافظه‌دار استفاده نمودند. نتیجه‌ی شبیه‌سازی‌های آن‌ها این بود که می‌توان از معکوس این مدل به عنوان جبران‌ساز پیش‌خوراند استفاده کرده و اثرات نامتقارنی و اشباع هیستریزیس را در عملگرهای آلیاژهای حافظه‌دار کاهش داد. جین و همکارانش [24] برای ردیابی موقعیت المان‌های به عنوان مثال دوار در سیستم‌های متشکل از آلیاژهای حافظه‌دار، یک کنترل‌کننده‌ی پیوسته‌ی غیرتکین بر اساس الگوریتم مود لغزشی و با در نظر داشتن تأخیر زمانی در تخمین ارائه دادند. هو و همکارانش [32] برای رفع اثر شدید غیرخطی آلیاژهای حافظه‌دار، یک کنترل‌کننده‌ی مبتنی بر الگوریتم فازی ارائه کردند. در این پژوهش ردیابی مسیر برای ورودی‌های سینوسی و پله بررسی و با کنترل‌کننده‌ی پی-آی-دی مقایسه شد.

در این مقاله، طراحی کنترل‌کننده‌ی سیم‌های از جنس آلیاژ

است که این تلاش‌ها با هدف بازگرداندن هر چه سریع‌تر بیمار به زندگی عادی انجام پذیرفته است.

اعضای مصنوعی بالاتنه از دو دسته‌ی اصلی اعضای منفعل و فعال تشکیل می‌شوند که شامل بخش‌های مختلف تزئینی و عملیاتی برای بخش منفعل و تأمین‌کننده انرژی از بدن و خارج از بدن برای بخش فعال می‌باشند. مجموع فعالیت‌های اجرایی در این زمینه شامل آماده‌سازی این اعضا در مواجهه با چالش‌هایی نظیر وزن، اندازه، ظاهر مناسب و دوام و همچنین شناسایی رفتار حرکتی آن‌ها با روش‌های الکتریکی و مایوالکتریکی می‌باشد.

با پیشرفت علم مواد هوشمند، این دسته از مواد جایگاه خود را در صنعت پیدا کرده و یکی از دسته‌های مهم این مواد که کاربرد بسیاری نیز دارد آلیاژهای حافظه‌دار می‌باشد. آلیاژهای حافظه‌دار دسته‌ای از مواد هستند که قادرند پس از تغییر فرم طی یک چرخه ترمومکانیکی شکل اولیه‌ی خود را بازیابی نمایند. تغییرات مناسب در دما و تنش آن‌ها منجر به رفتارهای مکانیکی ویژه‌ای شده که به صورت رفتار حافظه‌داری و رفتار شبه‌الاستیک شناخته می‌شود. این رفتارها بسیاری از ویژگی‌های پرکاربرد نظیر تغییر شکل زیاد، چگالی انرژی عملگری بالا، قابلیت استفاده در فضاهای محدود و عملکرد با صدای پایین را فراهم می‌نمایند. از کاربردهای آلیاژهای حافظه‌دار می‌توان به استفاده در پزشکی [3-1]، هوافضا [4]، جاذب‌های انرژی [5] و همچنین به عنوان عملگر [7,6] اشاره کرد. در تمامی موارد اشاره شده فرم‌های مختلف آلیاژهای حافظه‌دار از جمله سیم، تیر و تیوب کاربرد فراوانی دارند [8-10].

مدل‌سازی آلیاژهای حافظه‌دار به صورت گسترده‌ای انجام پذیرفته است [12,11]. تاناکا [13] و پس از آن لیانگ و راجرز [14] مدلهایی پدیدارشناختی برای رفتار آلیاژهای حافظه‌دار ارائه کردند که پس از آن‌ها برینسون [15] با استفاده از مدل لیانگ و راجرز مدل صحیح‌تر و تکمیل‌تری ارائه کرد که این مدل توسط محققان مکرراً مورد استفاده قرار گرفته است. از مزایای این مدل می‌توان به توانایی پاسخ‌گویی در بازه زیاد دمایی، سادگی و تعداد پارامترهای کم اشاره کرد. با این حال این مدل نقص‌هایی هم داشته که محققان بسیاری در صدد حل آن‌ها برآمده‌اند. از میان این تحقیق‌ها، کارهایی نظیر پژوهش الهی‌نیا و احمدیان [16] برای حل مشکل بارگذاری، مقاله‌های چانگ و همکارانش [17]، بوراوالا و خاندلوال [18] برای رفع مشکل تبدیل دوگانه، مدل برینسون را دقیق‌تر کرده‌اند. برای پیش‌بینی اثر هیستریزیس نیز پژوهش‌های بسیاری بر اساس رفتار ماده و یا روش‌های ریاضیاتی وجود دارند که دو استراتژی

آقای اوان کاستر، فایل‌های آماده پرینت سه‌بعدی را در اختیار این پژوهش قرار داده است. در مدل اصلی دست مصنوعی استفاده شده در این پژوهش هر انگشت دارای سه‌بند و در واقع سه درجه آزادی می‌باشد که در اینجا با توجه به هدف پژوهش که بررسی دو درجه آزادی انگشت مصنوعی انسان می‌باشد، انگشت اشاره‌ی مدل مذکور با منحنی‌های معمول تخمین زده شده و به مدل دو درجه‌ی آزادی کاهش یافته است. مسیرهایی برای عبور سیم‌ها درون دست تعبیه شده و با اضافه کردن دو مفصل برای چرخش، مدل عملیاتی نهایی آماده شده است. مدل عملی به‌وسیله‌ی پرینتر سه‌بعدی ساخته شده است. بند انگشت مبدایی¹ و پیرو² در شکل 1 نمایش داده شده است.

3- مدل‌سازی سیستم عملگری

مدل ارائه شده برای سیستم عملگری انگشت مصنوعی شامل بخش‌های روابط نیرویی، روابط ساختاری آلیاژهای حافظه‌دار، معادله انتقال حرارت ملاحظات هیستریزیس می‌باشد که در ادامه هر بخش گزارش شده است.

3-1- روابط نیرویی

با استفاده از قوانین دینامیکی می‌توان روابط نیرویی بین نیروهای عملگری و نیروهای عکس‌العمل انگشت مصنوعی را در حالت عمومی بدست آورد. با این وجود در مورد عمل گرفتن، که توسط انگشت انجام می‌شود این روابط با استفاده از قوانین دینامیک بدست می‌آیند. شماتیک موقعیت انگشت که عمل گرفتن را توصیف می‌کند به‌مانند شکل 2 در نظر گرفته شده است.

در این شکل، N و R جفت نیروی تکیه‌گاهی، F_p و F_f نیروهای اعمالی به ترتیب بر بند انگشت ابتدایی و پیرو می‌باشند که نتیجه‌ی انتقال به سیم‌های معمولی بر اساس گرم شدن سیم‌های از جنس آلیاژ حافظه‌دار بوده و میزان جفت نیروی مماسی عکس‌العمل (F_t) و نیروی عمودی عکس‌العمل (F_n) را تغییر می‌دهند. این نیروهای متغیر براساس طول و زاویه‌های گزارش شده در شکل 2 بدست می‌آیند.

$$\begin{cases} F_t = \frac{1}{\sin(\theta_f + \theta_r)} \left[\frac{l_p}{l_1} \sin \alpha_p \sin \alpha_r F_p - f_t \right] \\ F_n = \frac{1}{\sin(\theta_f + \theta_r)} \left[\frac{l_p}{l_1} \sin \alpha_p \cos \alpha_r F_p - f_n \right] \\ f_t \triangleq \left[\sin \alpha_r \sin(\varphi_1) + \frac{l_f}{l_r} \sin \alpha_f \sin(\varphi_2) \right] F_f \\ f_n \triangleq \left[\cos \alpha_r \sin(\varphi_1) + \frac{l_f}{l_r} \sin \alpha_f \cos(\varphi_2) \right] F_f \end{cases}$$

حافظه‌دار با استفاده از مدل دینامیکی معکوس و به منظور استفاده در مدل انگشت انسان ارائه شده است. مدل انگشت به کار گرفته شده در این مقاله دو درجه‌ی آزادی داشته و طراحی کنترل‌کننده با هدف کنترل نیروی درخواستی کاربر به منظور گرفتن اجسام مختلف و با تحریک هر دو درجه‌ی آزادی انگشت صورت می‌پذیرد. همچنین مدل معکوس ذکر شده شامل معادلات دینامیکی دو درجه‌ی آزادی انگشت، روابط انتقال حرارت، معادلات کرنش-جابجایی و مدل ساختاری سیم‌های آلیاژ حافظه‌دار بوده که بسته به شرایط تحریک، تمامی حالات مختلف تغییر فاز سیم‌های آلیاژ حافظه‌دار محقق می‌شوند. برای تخمین متغیرهای حالت به کار رفته در معادلات کنترلی سیستم، به جای اندازه‌گیری مستقیم پارامترهای متفاوت و یا طراحی تخمین‌گرهای معمول از رؤیت‌گر مدل معکوس استفاده شده و همچنین برای جبران‌سازی اثرات تاخیر و لختی سیستم، یک کنترل‌کننده پی-آی-دی با موارد مذکور ترکیب شده است. این نکته قابل ذکر است که اثر جبران‌ساز تنها بر متغیرهای حالت از جنس مشتق پارامترهای معلوم اعمال شده که این مورد از مهم‌ترین تفاوت‌های این پژوهش با پژوهش‌های مشابه می‌باشد. استفاده از کنترل‌کننده‌های مدل مینا و به کارگیری مدل‌های مختلف و غالباً پیچیده‌تر مدت‌ها است که در ادبیات فن مرسوم بوده و همچنان نیز ادامه دارد؛ اما روش‌های بهبود دقت در عین عدم افزایش قابل ملاحظه هزینه‌ها به طور کل کنار گذاشته شده‌اند. ایده‌ی به کار گرفته شده در این پژوهش، یعنی اثر جبران‌ساز بر پارامترهای از جنس مشتق پارامترهای معلوم، به نظر می‌رسد که می‌تواند پاسخ‌هایی با دقت و سرعت مناسب و بدون هزینه بالا را در پی داشته باشد.

ساختار مقاله به این صورت است که ابتدا ساختار انگشت مصنوعی استفاده شده معرفی می‌شود و سپس مدل عملگری تعبیه شده برای سیستم ارائه می‌شود که در آن رابطه ساختاری استفاده شده برای رفتار آلیاژهای حافظه‌دار نیز مختصراً گزارش می‌شود و همچنین در ادامه روابط سینماتیکی مربوطه ارائه می‌گردد. در بخش بعدی روابط مربوط به کنترل سیستم و پس از آن نحوه‌ی انجام آزمایش‌های تجربی و نتایج آن ارائه می‌گردد و در انتها خلاصه و نتیجه‌گیری گزارش شده است.

2- انگشت مصنوعی

مدل انگشت مصنوعی دو درجه آزادی که برای این پژوهش آماده شده در شکل 1 نمایش داده شده است. این مدل، ساده شده‌ی مدل دست مصنوعی جی دی-1 می‌باشد که طراح آن

¹ Proximal

² Follower

$$\dot{\sigma} = E\dot{\varepsilon} + \dot{\Theta}T + \Omega_S\dot{\xi}_S + \Omega_T\dot{\xi}_T \quad (3)$$

که در آن σ ، ε و T به ترتیب نشان‌دهنده‌ی تنش، کرنش و دما می‌باشد. همچنین E و Θ به ترتیب بیانگر مدول الاستیسیته و ضریب انبساط دمایی می‌باشد درحالی‌که Ω_S و Ω_T به ترتیب ضرایب تغییر فاز برای بخش‌های القا شده توسط تنش و القا شده توسط دما می‌باشند. در این روابط علامت دات مشخص‌کننده‌ی نرخ تغییرات می‌باشد. همچنین در مقاله برینسون گزارش شده است که ضریب تغییر فاز برای بخش القا شده توسط دما برابر با صفر می‌باشد ($\Omega_T = 0$) و همچنین ضریب تغییر فاز برای بخش القا شده توسط تنش به صورت خطی با مدول الاستیسیته ارتباط دارد.

$$\Omega_S = -\varepsilon_L E \quad (4)$$

که در آن ε_L ماکزیمم کرنش قابل بازیابی می‌باشد. بنابراین، خلاصه شده رابطه ساختاری برینسون به صورت رابطه (5) مشخص می‌شود.

$$\dot{\sigma} = E(\dot{\varepsilon} - \varepsilon_L\dot{\xi}_S) + \dot{\Theta}T \quad (5)$$

همچنین، طبق مدل برینسون مدول الاستیسیته به صورت خطی با کسر حجمی مارتنزیت ارتباط دارد. رابطه برای بدست آوردن مدول الاستیسیته به صورت رابطه (6) می‌باشد.

$$E(\xi) = E_A + \xi(E_M - E_A) \quad (6)$$

که در آن E_A مدول الاستیسیته برای فاز آستنیت و E_M مدول الاستیسیته برای فاز مارتنزیت می‌باشد. به منظور توضیح بهتر فرایند تغییر فاز، برینسون دیاگرام فازی به مانند شکل 3 ارائه کرده است. با توجه به این دیاگرام C_A و C_M به ترتیب شیب‌های تنش-دما در فازهای آستنیت و مارتنزیت هستند.

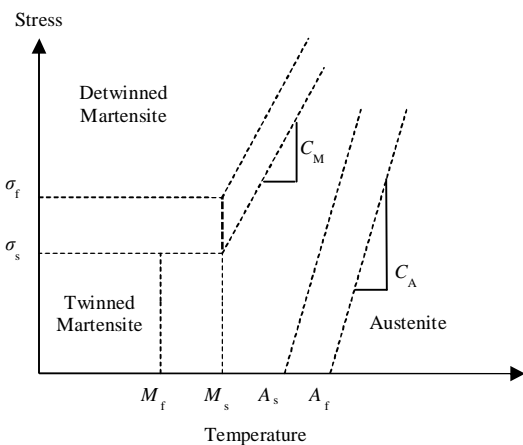


Fig. 3 Phase diagram of a shape memory alloy [15]

شکل 3 دیاگرام فاز برای آلیاژ حافظه‌دار [15]

A_f و A_s به ترتیب دماهای شروع و پایان آستنیت می‌باشند و

$$\varphi_1 = \theta_f - \alpha_f \quad (1)$$

$$\varphi_2 = \theta_f + \theta_r + \alpha_r$$

سیستم معادلات بالا برای نیروی مماسی مشخص و نیروی عمودی درخواستی کاربر حل شده و F_f و F_p را برای ورودی‌های کنترلی تعیین می‌کنند.

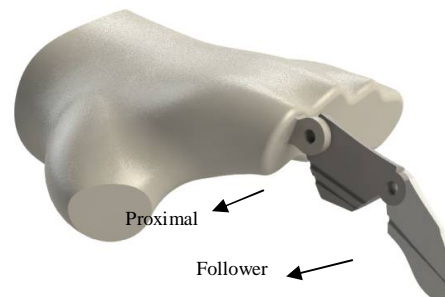


Fig. 1 Two degrees of freedom finger model

شکل 1 شماتیک مدل دو درجه آزادی انگشت مصنوعی

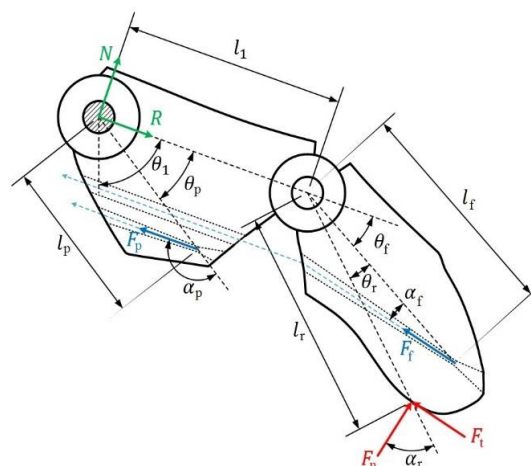


Fig. 2 Geometrical characteristics of two degree of freedom model

شکل 2 مشخصات هندسی مدل دو درجه آزادی

2-3- روابط ساختاری آلیاژ حافظه‌دار

به منظور مدل‌سازی رفتار سیم حافظه‌دار استفاده شده به عنوان عملگر در انگشت مصنوعی از مدل برینسون [15] استفاده شده است که در این بخش مختصراً معرفی می‌گردد. در این مدل کسر حجمی مارتنزیت از دو قسمت القا شده از تنش و القا شده از دما تشکیل شده است.

$$\xi = \xi_S + \xi_T \quad (2)$$

که در آن ξ کسر حجمی مارتنزیت، ξ_S کسر حجمی مارتنزیت القا شده توسط تنش و ξ_T کسر حجمی مارتنزیت القا شده توسط دما می‌باشد. رابطه ساختاری برای رفتار آلیاژ حافظه‌دار به صورت رابطه (3) مشخص می‌گردد.

تبدیل آستنتیت به مارتنزیت دوقلویی

$$M_f < T < M_s \text{ و } \sigma < \sigma_f \text{ و } \dot{T} < 0 \quad \text{برای:}$$

$$\xi_S = 0$$

$$\xi_T = \frac{\xi_{T_0}}{2} \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} \dot{\sigma} \sin\left(\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\sigma - \sigma_f)\right)$$

$$\xi_T = -\frac{1 - \xi_{S_0} - \xi_{T_0}}{2} \frac{\pi}{M_s - M_f} \dot{T} \sin \phi_2 \quad (10)$$

غیردوقلویی شدن

$$T < M_s \text{ و } \sigma_s < \sigma < \sigma_f \text{ و } \dot{\sigma} > 0 \quad \text{برای:}$$

$$\xi_S = -\frac{1 - \xi_{S_0}}{2} \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} \dot{\sigma} \sin\left(\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\sigma - \sigma_f)\right)$$

$$\xi_T = \frac{\xi_{T_0}}{2} \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} \dot{\sigma} \sin\left(\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\sigma - \sigma_f)\right) \quad (11)$$

سینتیک تغییر فازی که تا به حال ارائه شده، تغییرات کسر حجمی مارتنزیت را طی فرآیند تغییر فاز کامل بیان می‌کند. یکی از چالش‌های اصلی کار با آلیاژهای حافظه‌دار مدل کردن تغییر کسر حجمی مارتنزیت در مسیرهای ناتمام می‌باشد. برای این منظور، بکر و برینسون [19] مفهوم حافظه کسر حجمی مارتنزیت را توسعه داده و یک استراتژی برای آن ارائه کردند که این هدف را ممکن می‌سازد. بر اساس روش آن‌ها، کسر حجمی مارتنزیت انتهای یک تغییر فاز در حافظه ماده ذخیره شده و تغییر فاز بعدی با این مقدار آغاز می‌شود. بر اساس این رویکرد هر ناحیه‌ای از محدوده‌ی تغییر فاز استعداد شروع تغییر فاز مجدد را در هر نقطه‌ای از آن دارا می‌باشد. برای توضیح بیشتر نحوه‌ی تغییر فاز در مورد گفته شده در شکل 4 شکل 4، نقطه‌ی a نماینگر ورود به ناحیه‌ی تغییر فاز بوده و تغییر فاز از این نقطه و با کسر حجمی مارتنزیت اولیه‌ی ماده آغاز می‌شود. این تغییر فاز تا نقطه‌ی b که نقطه‌ی بازگشت است ادامه پیدا می‌کند و پس از این تغییر جهت، کسر حجمی ماده در این نقطه به عنوان حافظه‌ی کسر حجمی ذخیره می‌شود. از نقطه‌ی b تا نقطه‌ی c در ماده تغییر فازی صورت نخواهد گرفت، اما پس از تغییر جهت در نقطه‌ی c ، مجدداً تغییر فاز از این نقطه شروع شده و کسر حجمی مارتنزیت ذخیره شده از نقطه‌ی b معادل شرایط اولیه‌ی جدید در نظر گرفته می‌شود.

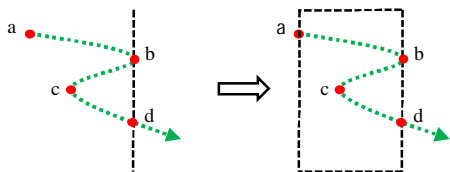


Fig. 4 Modeling hysteresis behavior of shape memory alloys [19]
 شکل 4 مدل‌سازی رفتار هیستریزس آلیاژ حافظه‌دار [19]

همچنین M_f و M_s به ترتیب دماهای شروع و پایان مارتنزیت هستند. σ_f و σ_s به ترتیب تنش‌های شروع و پایان تغییر فاز هستند. برینسون با توجه به دیاگرام فاز فوق، توابع سینماتیکی ارائه نمود که استفاده از آن ساده می‌باشد. با این حال، این روابط مشکلاتی در پیش‌بینی رفتار آلیاژهای حافظه‌دار داشت که بعدها محققان آن را اصلاح نمودند. دو نمونه از اصلاحاتی که بر روی مدل برینسون انجام پذیرفته، اصلاح شرایط بارگذاری است که توسط الهی‌نیا و احمدیان [26] انجام شده و دیگری اصلاحی است که بر روی تابع سینماتیکی تغییر فاز در حالت تغییر فاز دوگانه مارتنزیت می‌باشد که توسط چانگ و همکارانش [17] ارائه شده است. در ادامه با توجه به دو اصلاح اشاره شده روابط سینماتیک برای تبدیل فاز آلیاژهای حافظه‌دار ارائه شده است.

تبدیل مارتنزیت به آستنتیت

$$T > A_s \text{ و } \eta_1 < \sigma < \eta_2 \text{ و } \dot{T} - \frac{\dot{\sigma}}{C_A} > 0 \quad \text{برای:}$$

$$\xi_S = -\frac{\xi_{S_0}}{2} \frac{\pi}{A_f - A_s} \left(\dot{T} - \frac{\dot{\sigma}}{C_A}\right) \sin \phi_1$$

$$\xi_T = -\frac{\xi_{T_0}}{2} \frac{\pi}{A_f - A_s} \left(\dot{T} - \frac{\dot{\sigma}}{C_A}\right) \sin \phi_1$$

$$\eta_1 = C_A(T - A_f) \quad , \quad \eta_2 = C_A(T - A_s)$$

$$\phi_1 = \frac{\pi}{A_f - A_s} \left(T - A_s - \frac{\sigma}{C_A}\right) \quad (7)$$

تبدیل آستنتیت به مارتنزیت غیردوقلویی

$$T > M_s \text{ و } \eta_3 < \sigma < \eta_4 \text{ و } \dot{\sigma} - C_M \dot{T} > 0 \quad \text{برای:}$$

$$\xi_S = -\frac{1 - \xi_{S_0}}{2} \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\dot{\sigma} - C_M \dot{T}) \times$$

$$\sin\left\{\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} [\sigma - \sigma_f - C_M(T - M_s)]\right\}$$

$$\xi_T = \frac{\xi_{T_0}}{2} \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\dot{\sigma} - C_M \dot{T}) \times$$

$$\sin\left\{\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} [\sigma - \sigma_f - C_M(T - M_s)]\right\}$$

$$\eta_3 = \sigma_s + C_M(T - M_s)$$

$$\eta_4 = \sigma_f + C_M(T - M_f) \quad (8)$$

تبدیل دوگانه

برای:

$$\xi_S = -\frac{1 - \xi_{S_0}}{2} \frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} \dot{\sigma} \sin\left(\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\sigma - \sigma_f)\right)$$

$$\xi_T = \frac{1}{4} \left\{ \left[-(1 - \xi_{S_0} - \xi_{T_0}) \frac{\pi \dot{T}}{M_s - M_f} \sin \phi_2 \right] \right.$$

$$\times \left[1 - \cos\left(\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\sigma - \sigma_f)\right) \right]$$

$$\left. + \left[\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} \dot{\sigma} \sin\left(\frac{\pi}{\sigma_s - \sigma_f} (\sigma - \sigma_f)\right) \right] \right.$$

$$\times \left. \left[(1 - \xi_{S_0} - \xi_{T_0}) \cos \phi_2 + 1 - \xi_{S_0} + \xi_{T_0} \right] \right\}$$

$$\phi_2 = \frac{\pi}{M_s - M_f} (T - M_f) \quad (9)$$

3-3- روابط سینماتیک حاکم بر مساله

رابطه کرنش سیم‌های حافظه‌دار به دلیل وابستگی بسیار آن به مکانیزم به کار رفته و تنش و دمای اعمالی، قابل استخراج در یک فرم کلی نمی‌باشد. در کارهایی نظیر پژوهش حاضر، رویکردهایی نظیر استفاده از سیم‌های حافظه‌دار با قطرهای مختلف یا طول‌های مختلف، استفاده از انواع مختلف سیم‌های حافظه‌دار و طراحی مکانیزم‌های انتقال نیروی مختلف استفاده شده‌اند. در این تحقیق، از یک نوع سیم در تعداد مختلف استفاده شده است و دلیل اصلی آن هم منبع تغذیه الکتریکی بوده است. با این روش، ترکیب یک یا چند سیم حافظه‌دار که به یک سیم معمولی (با تنش تسلیم بالا) وصل می‌شود، سیستم پایه‌ای است که برای هر یک از درجات آزادی به کار می‌رود. انتخاب بهترین تعداد سیم‌های حافظه‌دار برای هر درجه آزادی بستگی به زاویه بین انگشتان، ضریب اصطکاک در سر انگشت و نیروهای اعمالی دارد. نمایش دادن نیروی خروجی در سر انگشت بر حسب سه پارامتر دیگر (نیروی اعمالی بر بند انگشت مبدایی، نیروی اعمالی بر بند انگشت پیرو و زاویه بین دو بند انگشت مذکور) در صفحه امکان پذیر نمی‌باشد. اما با توجه به نوع رویکرد انتخاب شده که استفاده از یک نوع سیم با کمیت متغیر می‌باشد، می‌توان از نمایش نرمالیزه شده‌ی نیروها استفاده کرد. بدین صورت که نیروی سیم بند انگشت پیرو به عنوان شاخص در نظر گرفته شده و نیروهای سیم بند انگشت مبدایی و نیروی سر انگشت به صورت ضریبی از نیروی شاخص منظور شوند. در این صورت نمودار نیروی خروجی نرمالیزه شده بر حسب نیروی بند انگشت مبدایی نرمالیزه شده و زاویه بین بند انگشتان در نمودار سه بعدی به صورت شکل 5 قابل ارائه می‌باشد.

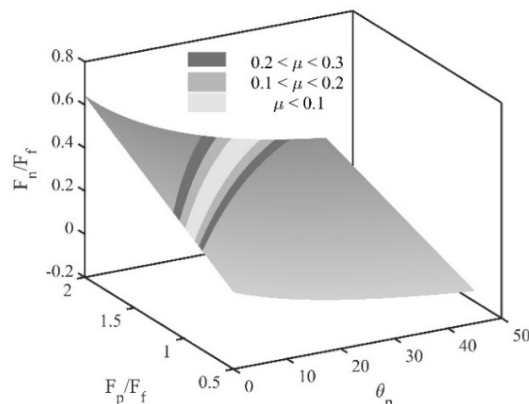


Fig. 5 Relation between finger forces, coefficient of friction of fingertip and angle between phalanxes

شکل 5 نمودار نسبت نیروی عمودی تکیه‌گاهی بر نیروی سیم پیرو بر حسب زاویه‌ی بین بند انگشتان و نسبت نیروی سیم بند انگشت مبدایی بر نیروی سیم بند انگشت پیرو

در نمودار شکل 5، نسبت نیروی عمودی تکیه‌گاهی بر نیروی مماسی تکیه‌گاهی با نماد μ و تحت عنوان ضریب اصطکاک، برای چند μ منتخب نمایش داده شده است. با توجه به شکل 5، مشخص می‌شود که کمینه هزینه تعداد سیم‌های حافظه‌دار در ضریب اصطکاک منطقی 0/1 در نسبت 1/5 رخ می‌دهد که با توجه به این موضوع دو سیم حافظه‌دار برای انگشت پیرو و سه سیم حافظه‌دار برای انگشت مبدایی در نظر گرفته می‌شود. با توجه به این روش مقدار کرنش در سیم‌های حافظه‌دار مطابق رابطه‌ی زیر بدست می‌آید.

$$\begin{cases} \dot{\varepsilon} + \dot{\varepsilon}_C = 0 \\ n\sigma \left(\pi \frac{d_C^2}{4} \right) = \frac{E_C \dot{\varepsilon}_C}{\sigma_C} \left(\pi \frac{d_C^2}{4} \right) \Rightarrow \dot{\varepsilon} = -\frac{n\dot{\sigma}}{E_C} \left(\frac{d}{d_C} \right)^2 \end{cases} \quad (12)$$

که در آن $\sigma, \dot{\sigma}, d$ به ترتیب قطر سیم حافظه‌دار، تنش در سیم حافظه‌دار و نرخ تغییرات تنش می‌باشند، در حالی که $\dot{\varepsilon}$ و n نرخ کرنش و تعداد کل سیم‌های حافظه‌دار استفاده شده می‌باشد (در مورد حاضر $n = 5$ می‌باشد). همچنین سیم عادی استفاده از جنس مس می‌باشد که در رابطه فوق d_C قطر آن و E_C مدول الاستیسیته آن می‌باشد و همچنین $\dot{\varepsilon}_C$ نرخ کرنش آن می‌باشد. در ادامه به مقادیر عددی پارامترهای مربوط به سیم‌های حافظه‌دار و همچنین سیم مسی پرداخته شده است.

3-4- انتقال حرارت جابجایی

معادله انتقال حرارتی که شامل جریان الکتریکی و همرفت طبیعی می‌باشد و دما و نرخ تغییر دمای سیم را تخمین می‌زند به صورت زیر مدل شده است.

$$mC_p \dot{T} = RI^2 - hA_c(T - T_\infty) \quad (13)$$

که در آن m, C_p و R به ترتیب جرم واحد طول، گرمای ویژه و مقاومت الکتریکی واحد طول سیم حافظه‌دار می‌باشند درحالی‌که h, A_c به ترتیب جریان الکتریکی سیم، ضریب انتقال حرارت جابجایی و مساحت جانبی سیم حافظه‌دار که در تماس با محیط است، می‌باشد. همچنین T_∞ دمای محیط پیرامون می‌باشد.

4- کنترل با استفاده از مدل معکوس

استراتژی کنترلی اعمال شده در این پژوهش بر اساس مدل عملکرد می‌باشد. ترکیب معادلات گفته شده در مدل‌سازی و تعریف هدف کنترلی منجر به یافتن ولتاژ مناسب می‌شود. مدل معکوس مورد نیاز برای محاسبه ولتاژ با استفاده از ترکیب معادلات مدل‌سازی برای هر کدام از حالات مختلف تغییر فاز

توجه داشت که با توجه به استراتژی کنترلی اتخاذ شده، مقادیر واقعی متغیرها و مقادیر تخمینی آنها در تعیین فاز ماده و به تبع آن رابطه استفاده شده برای محاسبه ولتاژ اعمالی نقش داشته و این انتخاب می‌باید با حساسیت بالایی صورت گیرد. به همین دلیل، از بین انواع مختلف تخمین‌گرها، از تخمین‌گر مدل مبنا (به جای انواع دیگر نظیر فیلتر کالمن و یا سایر رویکردهای مرتبه کامل و ...) استفاده شده است. تنش‌های هدف، باید قبل از ارائه شدن به معادله (14) از یک فیلتر عبور داده شوند تا دنبال کردن هدف کنترلی و جبران‌سازی ضعیف‌های مدل‌سازی میسر شود. در این پژوهش، دو جبران‌سازی پی‌آی-دی مختلف با رابطه به صورت $(K_p + K_{DS} + K_I \frac{1}{s})$ ، برای فازهای متفاوت آستنیست و مارتنزیت استفاده شده است و ضرایب آن برای هر دو فاز در جدول 1 آورده شده است. تفاوت رفتار و مدل ریاضی حاکم بر سیستم در تبدیل فاز به مارتنزیت و آستنیست عامل استفاده از دو جبران‌ساز متفاوت بوده و ضرایب جدول 1 نیز بر همین اساس و به صورت تجربی تعیین شده‌اند. این درحالی است که می‌توان از دیگر انواع فیلترهای کلاسیک و مدرن استفاده کرد که در پژوهش‌های دیگر این کار انجام شده است. متغیرهای حالت اندازه‌گیری شده یا تخمین زده شده برای فهمیدن این که ماده در چه شرایط تغییر فازی قرار دارند پراهمیت می‌باشند. این در حالی است که، برای دنبال کردن هدف کنترلی از مقادیر جبران شده در معادله (14) استفاده می‌شود. در این پژوهش، فقط نرخ تغییر تنش (و به تبع آن نرخ تغییر دما) برای استفاده در معادله (14) اصلاح می‌شود و مقادیر تنش و دمای به کار گرفته شده در آن مقادیر اندازه‌گیری شده یا تخمین زده خواهند بود. این استراتژی بیان می‌کند که خطای ردیابی تنش در گام بعدی زمان نمونه برداری جبران خواهد شد و سیستم در راستای این هدف تلاش می‌کند تا هر آن جا که می‌تواند در طی یک گام به سمت این هدف برود و این روند برای گام‌های بعدی تکرار می‌شود. این استراتژی در مقابل دیگر تحقیقاتی که تمامی متغیرهای حالت اصلاح می‌شوند قرار دارد. برای موقعیت توضیح داده شده معادله (7) به صورت رابطه (15) اصلاح می‌شود. روابط برای سایر حالات نیز به طور مشابه نوشته می‌شوند.

Table 1 PID compensator coefficients

جدول 1 ضرایب جبران‌ساز پی‌آی-دی الحاقی کنترل‌کننده

پارامتر	K_p	K_D	K_I
تبدیل به آستنیست	0/1	0/8	0/02
تبدیل به مارتنزیت	0/3	1	0/05

قابل به دست آمدن می‌باشد. به عنوان مثال، نحوه به‌دست آمدن رابطه ولتاژ در تبدیل به آستنیست به صورت زیر می‌باشد و این روابط برای حالات تبدیل فاز در شرایط دیگر نیز مشابه همین رابطه به‌دست می‌آیند.

$$\begin{aligned} \dot{\sigma} &= E(\xi)(\dot{\varepsilon} - \varepsilon_L \dot{\xi}_S) + \Theta \dot{T} \\ &= E \left(-\frac{n\dot{\sigma}d^2}{E_c d_c^2} - \varepsilon_L \dot{\xi}_S \right) \\ &\quad + \Theta \left(\frac{RI^2 - hA_c(T - T_{\infty})}{mC_p} \right) \\ &= -E \left(\frac{n\dot{\sigma}d^2}{E_S d_S^2} - \varepsilon_L \frac{\xi_{S0}}{2} \psi_1 \sin \psi_2 \right) + \Theta \times \psi_3 \Rightarrow \\ V &= L_w \sqrt{R[mC_p \psi_7 + hA_c(T - T_{\infty})]} \\ \psi_1 &= \frac{\pi}{A_f - A_s} \left(\dot{T} - \frac{\dot{\sigma}}{C_A} \right) \\ \psi_2 &= \frac{\pi}{A_f - A_s} \left(T - A_s - \frac{\sigma}{C_A} \right) \\ \psi_3 &= \frac{RI^2 - hA_c(T - T_{\infty})}{mC_p} \\ \psi_4 &= \varepsilon_L \frac{\xi_{S0}}{2} \frac{\pi}{A_f - A_s} \frac{1}{C_A} \sin \left(\pi \frac{T - A_s - \frac{\sigma}{C_A}}{A_f - A_s} \right) \\ \psi_5 &= E_A + (\xi_S + \xi_T)(E_M - E_A) \\ \psi_6 &= \frac{\pi}{A_f - A_s} \sin \left(\pi \frac{T - A_s - \frac{\sigma}{C_A}}{A_f - A_s} \right) \\ \psi_7 &= \frac{1 + \psi_5 \left[\frac{nd^2}{E_c d_c^2} + \psi_4 \right]}{\Theta + \psi_5 \times \varepsilon_L \frac{\xi_{S0}}{2} \psi_6} \end{aligned} \quad (14)$$

چالش اصلی کنترل‌کننده‌های مدل مبنا، در کنار جبران‌سازی ضعیف‌های مدل‌سازی، وارد کردن مقادیر مرتبط با هم تنش، دما و مشتق‌هایشان می‌باشد. به عنوان مثال، در مقاله حاضر، ورودی دادن مقادیر بالای تنش بدون انتخاب مقادیر دمای قابل توجه منجر به این می‌شود که رابطه (14) جوابی داشته باشد که تفسیر فیزیکی ندارد. به علاوه، دنبال کردن هدف کاربر نیازمند تصحیح درست مقادیر ورودی می‌باشد که این وظیفه بر عهده کنترل‌کننده است. دیاگرام بلوکی کنترل‌کننده برای اعمال بر مکانیزم انگشت دو درجه‌ی آزادی پژوهش حاضر، در شکل 6 نمایش داده شده است.

در این شکل $\dot{\sigma}_d = d(\sigma_d - \sigma)/dt$ نرخ تغییر تنش (یا نرخ خطای تنش) است. قابل توجه است که اندازه‌گیری دما به جای تخمین زدن آن بهتر خواهد بود، ولی تهیه یک حسگر دقیق و سریع در اندازه‌گیری هزینه بالایی خواهد داشت و به همین دلیل طراحی تخمین‌گرها بیشتر معمول می‌باشند. برخی انواع تخمین‌گرها برای این منظور قابل استفاده خواهند بود، اما باید

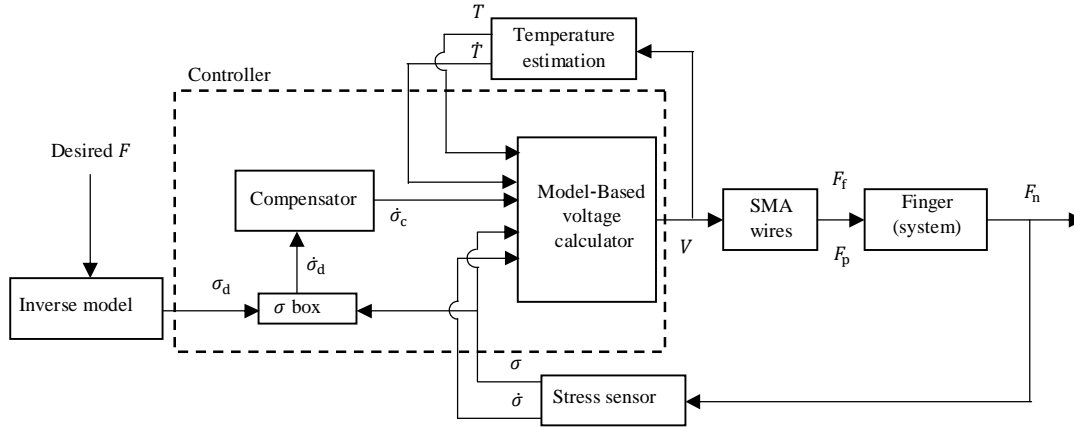


Fig. 6 Block diagram of the control system

شکل 6 دیاگرام بلوکی مدار کنترلی سیستم

گرم کردن:

$$\begin{cases} \dot{\sigma}_d < 100 \text{ و } \dot{T} > 15 \\ \text{یا} \\ \dot{\sigma}_d > 100 \text{ و } \dot{T} > T_0 \end{cases} \quad V = 0$$

$$\begin{cases} \text{در سایر حالات} \\ T_0 = 35 + 0.05(\dot{\sigma} - 400) \end{cases} \quad V = 5 \quad (16)$$

سرد کردن:

$$\begin{cases} \dot{\sigma}_d < -100 \text{ و } \dot{T} < -1 \\ \dot{\sigma}_d < -100 \text{ و } \dot{T} < -4 \\ \text{در سایر حالات} \end{cases} \quad \begin{matrix} V = V_1 \\ V = V_2 \\ V = 0 \end{matrix}$$

$$\begin{matrix} V_1 = 1.35 + 0.075(\dot{\sigma} + 400) \times 10^{-3} \\ V_2 = 2 + 0.2(\dot{\sigma} + 400) \times 10^{-3} \end{matrix} \quad (17)$$

5- آزمایش‌های تجربی و نتایج آن

مجموعه آماده شده برای آزمایش‌های تجربی شامل چهار قسمت می‌باشد. قسمت اول شامل ساختار عملگری سیستم می‌باشد که به وسیله‌ی سیم‌های حافظه‌دار و تغییر دادن نیرو در نوک انگشتان دست مصنوعی تأمین شده است. ولتاژ اعمالی توسط منبع تغذیه الکتریکی به نام پی-اس-پی 405 که بیشتر اشاره شد تأمین شده است. اندازه‌گیری نیرو در نوک انگشتان به وسیله‌ی یک نیروسنج با قابلیت اندازه‌گیری تا مقدار 500 گرم می‌باشد که مقادیر اندازه‌گیری شده توسط یک برد الکتریکی آردینو¹ به کامپیوتر انتقال یافته است. روش کنترلی توسط نرم‌افزار متلب تأمین شده است که شماتیک مدار بسته استراتژی کنترل در شکل 7 نمایش داده شده است.

$$V = L_w \sqrt{R[mC\dot{T}_d + hA_c(T - T_\infty)]}$$

$$\dot{T}_d = \frac{1 + E \left[\frac{nd^2}{E_s d_s^2} + \varepsilon_L \frac{\xi_{S_0}}{2} \lambda_1 \right]}{\theta + E \varepsilon_L \frac{\xi_{S_0}}{2} \frac{\pi}{A_f - A_s} \lambda_2} \dot{\sigma}_c$$

$$\dot{\sigma}_c = \frac{G_{cPID} \dot{\sigma}_d}{\frac{\sigma_d - \sigma}{T_s}}$$

$$\lambda_1 = \frac{\pi}{A_f - A_s} \frac{1}{C_A} \sin \left(\pi \frac{T - A_s - \frac{\sigma}{C_A}}{A_f - A_s} \right)$$

$$\lambda_2 = \frac{\pi}{A_f - A_s} \sin \left(\pi \frac{T - A_s - \frac{\sigma}{C_A}}{A_f - A_s} \right) \quad (15)$$

یک مسئله مهم که در استراتژی کنترلی توصیف شده رخ می‌دهد محدودیت عملی در نحوه اعمال ولتاژ مناسب برای ردیابی سیگنال است. به عنوان مثال، اگر سیستم در محدوده تغییر فاز به مارتزیت باشد و هدف کنترلی بالا بردن تنش باشد، معادله (14) مقادیر منفی برای زیر رادیکال پیش‌بینی می‌کند که صحیح نیست. برای این موارد، سیستم باید خارج از قاعده معادله (14) گرم شود (و در شرایط مخالف سرد شود) و این نحوه گرمایش (سرمایش) به تجهیزات وابسته است. برای منبع تغذیه‌های سریع که اختلاف ولتاژ بالا را در کمتر از یک‌دهم ثانیه میسر می‌کنند، روال گرم کردن می‌تواند تا ورود به محدوده تغییر فاز ادامه یابد. این در حالی است که، در این پژوهش از منبع تغذیه پی-اس-پی 405 استفاده شده که به اندازه کافی سریع نیست و تغییر از ولتاژ ذکر شده (خارج از قاعده (14)) باید قبل از ورود سیستم به ناحیه تغییر فاز صورت گیرد. مقادیر اختلاف پتانسیل تبیین شده برای این روش در زیر ارائه شده است.

¹ Arduino

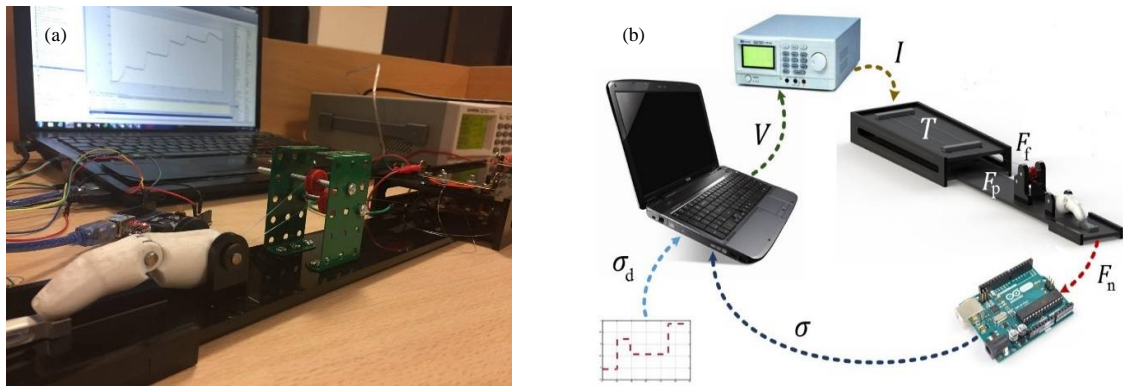


Fig. 7 Closed-loop controlling strategy a- Experimental set-up b- Schematic

شکل 7 استراتژی کنترلی مدار بسته a- ست-آپ آزمایشگاهی b- شماتیک

Table 2 Material parameters for SMA wire for Brinson model [33]

جدول 2 پارامترهای سیم از جنس آلیاژ حافظه‌دار برای مدل برینسون [33]

پارامتر	واحد	مقدار پارامتر
مدول‌ها	GPa	$E_A = 31.5, E_M = 20$
تنش‌های تبدیل	MPa	$\sigma_s = 25, \sigma_f = 78$
شیب‌های تنش-دما	MPa/°C	$C_M = 6.32, C_A = 6.73$
کرنش‌های تبدیل	-	$\epsilon_L = 4.1\%$
دماهای تبدیل فاز	°C	$M_f = 43.9, M_s = 48.4, A_s = 68, A_f = 73.75$
قطر سیم	mm	$d = 0.25$

Table 3 Material parameters for SMA wire for heat transfer [16]

جدول 3 پارامترهای سیم از جنس آلیاژ حافظه‌دار برای روابط انتقال حرارت [16]

پارامتر	واحد	مقدار پارامتر
مدول ترموالاستیک	MPa/°C	$\theta = -0.55$
جرم بر واحد طول	Kg/m	$m = 1.14 \times 10^{-4}$
ظرفیت گرمایی	Kcal/Kg°C	$C_p = 0.2$
ضریب انتقال حرارتی بین سیم و محیط	J/m²°Cs	$h = 120$
مقاومت الکتریکی بر واحد طول	Ω/l	$R = 50.8$

برای مقادیر نسبی خطای آزمایش‌های عملی انجام شده برای سیگنال دلخواه برای نرم بی‌نهایت نرمالیزه 68% و برای بیشینه‌ی فراجش نرمالیزه 18% می‌باشد. همچنین، خطای نسبی شبیه‌سازی برای نرم بی‌نهایت نرمالیزه 75% می‌باشد و همچنین مقدار خطای واقعی شبیه‌سازی‌های انجام شده برای نرم بی‌نهایت نرمالیزه 57% می‌باشد و همین‌طور برای دنبال کردن سیگنال حدود 5% است. لازم به ذکر است، مواردی همچون خطای مربوط به عدم قطعیت‌های مربوط به طول و اتصالات سیم‌های آلیاژ حافظه‌دار، خطاها و نویزهای اندازه‌گیری، در نمودار شکل 9، درصد خطای نسبی بین سیگنال هدف و سیگنال‌های عملی و شبیه‌سازی نمایش داده شده است.

بر مبنای نیروی مورد نظر کاربر (نیروی مرجع کنترلی)، سیگنال‌هایی به صورت پله‌های افزایشی، پله‌های کاهش‌ی و هر ترکیب دیگری از این نوع ورودی‌ها قابل اعمال به سیستم است و نتایج آن قابل ارائه می‌باشد. در ادامه نتایج سیستم برای یک سیگنال ترکیبی دلخواه ارائه شده و به مقایسه‌ی نتایج عملی و شبیه‌سازی پرداخته می‌شود. سیم حافظه‌دار استفاده شده برای آزمایش‌های حاضر، پیشتر توسط ذاکرزاده و همکارانش [33] تست شده و ثوابت مربوط به تست برینسون در جدول 2 گزارش شده است. همچنین، ثوابت مربوط به روابط انتقال حرارت از کار الهی‌نیا و همکارانش [16] برداشت شده است و در جدول 3 گزارش شده است. سیم مسی استفاده شده در این مقاله دارای قطر 0.25 mm و مدول الاستیسیته 130 GPa می‌باشد همچنین دمای محیط آزمایشگاه $T_{\infty} = 27\text{ °C}$ و تنش اولیه‌ی سیم حافظه‌دار $\sigma_0 = 10\text{ MPa}$ می‌باشد. در ادامه نتیجه‌ی عملی و شبیه‌سازی برای ترکیب چند سیگنال پله گزارش شده است. سیگنال هدف که به صورت خط در شکل نمایش داده شده است، نیرویی است که باید در سر بند انگشت حس شود. همان‌طور که مشخص است، هدف کنترلی توسط کنترل‌کننده‌ی طراحی شده تعقیب می‌شود. نایقینی‌های مربوط به ضرایب اندازه‌گیری شده و مواردی از این دست بر ایجاد خطای بین مقادیر دلخواه و شبیه‌سازی شده در قیاس با مقادیر حقیقی تأثیرگذار می‌باشند. اما الگوی کنترلی طراحی شده موفق عمل کرده و روند پیش‌بینی شده را نیز رعایت می‌کند. نتایج عملی و شبیه‌سازی برای یک سیگنال دلخواه مرکب به صورت شکل 8 ارائه شده است.

این سیگنال مقادیر نسبی خطاهای بیشینه‌ی فراجش و بیشینه‌ی اختلاف سیگنال ارائه شده‌اند تا درک بهتری از تحلیل‌های ارائه شده در موارد پیشین باشد. با این ابزار، مقایسه‌ی نتایج سیگنال‌های هدف متفاوت راحت‌تر خواهد بود.

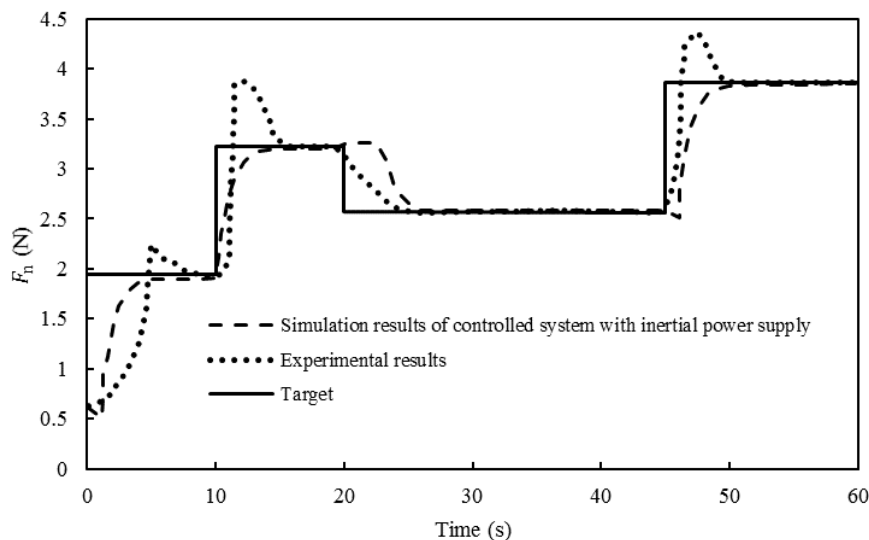


Fig. 8 Experimental and simulation results for arbitrary signal

شکل 8 نتایج عملی و شبیه‌سازی برای سیگنال دلخواه

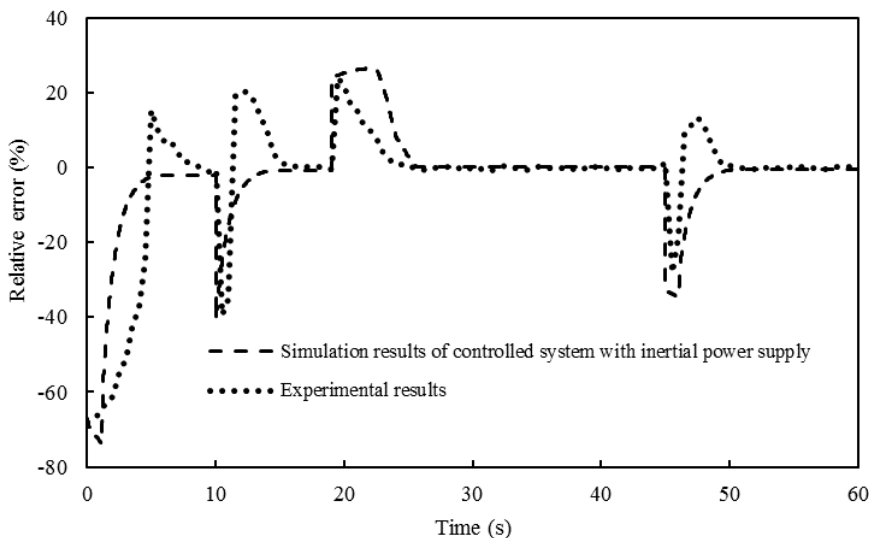


Fig. 9 Experimental and simulation relative error for arbitrary signal

شکل 9 خطای نسبی برای نتایج عملی و شبیه‌سازی برای سیگنال دلخواه

6- نتیجه‌گیری

در این تحقیق یک کنترل‌کننده‌ی مدل مبنا برای ردیابی نیروی نوک انگشتان دست مصنوعی توسعه یافت. به دلیل اهمیت مدل‌سازی برای این هدف جنبه‌های مختلف مدل‌سازی از جمله تحلیل استاتیکی برای روابط نیرویی، مدل‌سازی انتقال حرارت و مدل‌سازی مکانیزم شامل سیم‌های حافظه‌دار با در نظر گرفتن موارد جانبی آن به دقت مورد بررسی قرار گرفت. استراتژی کنترلی برای اعمال به سیستم با استفاده از روش مدل‌سازی معکوس و استفاده از بازخورد تنش و کرنش و دما به جای استفاده از تمامی چهار متغیر حالت صورت گرفت. این استراتژی

صرف‌نظر از مواردی که به دلیل تغییر سیگنال هدف توسط کاربر منجر به جهش بزرگی در نمودار خطا گشته است، درصد خطای بین سیگنال‌های ذکر شده در کنار یکدیگر قابل مقایسه می‌باشند. همانطور که از این نمودار نیز مشخص است، درصد خطای مربوط به ردیابی مناسب بوده و تنها تفاوت خطای عملی در مقایسه با حالت شبیه‌سازی مربوط به فراجهدش‌های سیستم در زمان پله‌های افزایشی می‌باشد که برای رفع آن به الگوهای پیچیده‌تر و ابزار با حساسیت بالاتر و به طور کلی هزینه بیشتری نیاز خواهد بود.

- 1248, 2011.
- [9] A. Nassiri-monfared, M. Baghani, M. R. Zakerzadeh, P. Fahimi, Developing a semi-analytical model for thermomechanical response of SMA laminated beams, considering SMA asymmetric behavior, *Meccanica*, Vol. 53, No. 4, pp. 1-15, 2017.
- [10] P. Fahimi, M. Baghani, M. R. Zakerzadeh, Torsional modeling and experimental characterization of a shape memory alloy rod using Brinson's asymmetric model, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 12, pp. 469-477, 2018 (in Persian).
- [11] J. Arghavani, F. Auricchio, R. Naghdabadi, A. Reali, S. Sohrabpour, A 3-D phenomenological constitutive model for shape memory alloys under multiaxial loadings, *International Journal of Plasticity*, Vol. 26, No. 7, pp. 976-991, 2010.
- [12] A. C. Souza, E. N. Mamiya, N. Zouain, Three-dimensional model for solids undergoing stress-induced phase transformations, *European Journal of Mechanics-A/Solids*, Vol. 17, No. 5, pp. 789-806, 1998.
- [13] K. Tanaka, A Thermomechanical Sketch of Shape Memory Effect : One-Dimensional Tensile Behavior, *Res Mechanica*, Vol. 18, pp. 151-263, 1986.
- [14] C. Liang, C. Rogers, One-Dimensional Thermomechanical Constitutive Relations for Shape Memory Materials, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 8, No. 4, pp. 285-302, 1997.
- [15] L. C. Brinson, 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, No. 2, pp. 229-242, 1993.
- [16] M. Elahinia, *Nonlinear Control of Shape Memory Alloys Actuated Manipulator*, Master of Science Thesis, Villanova University, Villanova, 2001.
- [17] J.-H. Chung, J.-S. Heo, J.-J. Lee, Implementation strategy for the dual transformation region in the Brinson SMA constitutive model, *Smart Materials and Structures*, Vol. 16, No. 1, pp. 1-5, 2006.
- [18] V. Buravalla, A. Khandelwal, Evolution kinetics in shape memory alloys under arbitrary loading: experiments and modeling, *Mechanics of Materials*, Vol. 43, No. 12, pp. 807-823, 2011.
- [19] A. Bekker, L. Brinson, Phase diagram based description of the hysteresis behavior of shape memory alloys, *Acta Materialia*, Vol. 46, No. 10, pp. 3649-3665, 1998.
- [20] M. Van der Wijst, P. Schreurs, F. Veldpaus, Application of computed phase transformation نیازمند اصلاحاتی در شرایط غیرهمگن بود که این اصلاحات با اعمال کردن مقادیر تکراری انجام گرفت. نتایج آزمایش‌های تجربی برای سیگنال مرجع دلخواه گزارش شد و با مدل ارائه شده مقایسه گردید. صحت نتایج عملی و شبیه‌سازی با یکدیگر مقایسه شده و ارتباط متناظر آن‌ها مورد بحث قرار گرفته است. با توجه به دقت مناسب ردیابی گزارش شده، می‌توان از مدل ارائه شده در تحقیقات علمی و صنعتی بهره برد. همچنین، در راستای حذف فراجش‌های مزاحم و توسعه این شیوه به منظور ردیابی سیگنال‌های پیوسته استفاده از کنترل‌کننده‌های دیگر به عنوان فعالیت‌های آتی پیشنهاد می‌شود.

7- مراجع

- [1] S. M. Russell, Design considerations for nitinol bone staples, *Journal of Materials Engineering and Performance*, Vol. 18, No. 5-6, pp. 831-835, 2009.
- [2] S. Rhalmi, S. Charette, M. Assad, C. Coillard, C. H. Rivard, The spinal cord dura mater reaction to nitinol and titanium alloy particles: a 1-year study in rabbits, *European Spine Journal*, Vol. 16, No. 7, pp. 1063-1072, 2007.
- [3] P. P. Poncet, Applications of superelastic nitinol tubing, *International Conference on Shape Memory and Super Elastic Technologies*, California: SMST, 1994.
- [4] D. Hartl, J. Mooney, D. Lagoudas, F. Calkins, J. Mabe, Use of a Ni60Ti shape memory alloy for active jet engine chevron application: II. Experimentally validated numerical analysis, *Smart Materials and Structures*, Vol. 19, No. 1, pp. 015021, 2009.
- [5] Y. L. Han, Q. Li, A. Q. Li, A. Leung, P. H. Lin, Structural vibration control by shape memory alloy damper, *Earthquake Engineering & Structural Dynamics*, Vol. 32, No. 3, pp. 483-494, 2003.
- [6] H. Basaeri, M. Reza Zakerzadeh, A. Yousefi-Koma, S. Saeid Mohtasebi, Design and Aerodynamic Analysis of a Morphing Wing with Shape Memory Alloy Actuator, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 5, 2015. (in Persian)
- [7] M. Jokar, M. Ayati, A. Yousefi-Koma, H. Basaeri, Experiment-based hysteresis identification of a shape memory alloy-embedded morphing mechanism via stretched particle swarm optimization algorithm, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 28, No. 19, pp. 2781-2792, 2017.
- [8] C. Chapman, A. Eshghinejad, M. Elahinia, Torsional Behavior of NiTi Wires and Tubes: Modeling and Experimentation, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 22, No. 11, pp. 1239-

- alloys, in *Proceeding of Computer Aided Control System Design, International Conference on Control Applications*, Munich, Germany: IEEE, pp. 3229-3234, October 4-6, 2006.
- [28] N. T. Tai, K. K. Ahn, Adaptive proportional–integral–derivative tuning sliding mode control for a shape memory alloy actuator, *Smart Materials and Structures*, Vol. 20, No. 5, pp. 055010, 2011.
- [29] K. K. Ahn, N. B. Kha, Modeling and control of shape memory alloy actuators using Preisach model, genetic algorithm and fuzzy logic, *Mechatronics*, Vol. 18, No. 3, pp. 141-152, 2008.
- [30] K. Nagaya, H. Ryu, Deflection shape control of a flexible beam by using shape memory alloy wires under the genetic algorithm control, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 7, No. 3, pp. 336-341, 1996.
- [31] M. Al Janaideh, S. Rakheja, C.-Y. Su, An analytical generalized Prandtl–Ishlinskii model inversion for hysteresis compensation in micropositioning control, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 16, No. 4, pp. 734-744, 2011.
- [32] R. Hu, F. Gao, Y. Zhang, H. Deng, Force tracking Fuzzy Control of a shape memory alloy actuator, in *Proceeding of Advanced Information Management, Communicates, Electronic and Automation Control Conference (IMCEC)*, Xi'an, China: IEEE, pp. 1752-1756, October 3-5, 2016.
- [33] M. R. Zakerzadeh, H. Salehi, H. Sayyaadi, Modeling of a nonlinear Euler-Bernoulli flexible beam actuated by two active shape memory alloy actuators, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 22, No. 11, pp. 1249-1268, 2011.
- power to control shape memory alloy actuators, *Smart Materials and Structures*, Vol. 6, No. 2, pp. 190, 1997.
- [21] S. Shakiba, M. R. Zakerzadeh, M. Ayati, Experimental characterization and control of a magnetic shape memory alloy actuator using the modified generalized rate-dependent Prandtl-Ishlinskii hysteresis model, *IMEchE: Journal of Systems and Control Engineering*, Vol. 232, No. 2, pp. 1-9, 2018.
- [22] K. Kuribayashi, A new actuator of a joint mechanism using TiNi alloy wire, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 4, No. 4, pp. 47-58, 1986.
- [23] N. F. Rad, M. Ayati, H. Basaeri, A. Yousefi-Koma, F. Tajdari, M. Jokar, Hysteresis modeling for a shape memory alloy actuator using adaptive neuro-fuzzy inference system, in *Proceeding of IEEE 3rd RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (IEEE-ICROM)*, Tehran, Iran: IEEE, pp. 320-324, October 7-9, 2015.
- [24] M. Jin, J. Lee, K. K. Ahn, Continuous nonsingular terminal sliding-mode control of shape memory alloy actuators using time delay estimation, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 20, No. 2, pp. 899-909, 2015.
- [25] M. H. Elahinia, M. Ahmadian, An enhanced SMA phenomenological model: I. The shortcomings of the existing models, *Smart Materials and Structures*, Vol. 14, No. 6, pp. 1297, 2005.
- [26] M. H. Elahinia, M. Ahmadian, An enhanced SMA phenomenological model: II. The experimental study, *Smart Materials and Structures*, Vol. 14, No. 6, pp. 1309, 2005.
- [27] E. Asua, V. Etxebarria, A. Garcia-Arribas, Micropositioning control using shape memory