

اثر جریان الکتریسته بر میزان حافظه‌داری شکلی گره‌های پزشکی نایتینولی

ناهید حسن زاده نعمتی^{۱*}، فاطمه فرهادی^۲، سحر شاپورگان^۳

تاریخ دریافت: ۲۳ اردیبهشت ۹۲ تاریخ پذیرش: ۱۷ مرداد ۹۲

چکیده

گیره‌های پزشکی از جمله کاربردهای آلیاژهای حافظه‌دار نایتینول می‌باشد که پایه‌های آن‌ها برای عملکرد مناسب باید بتوانند در دمای تعیین شده با زاویه‌ی مناسبی خم شوند. این امر در اثر خاصیت حافظه‌داری قابل حصول است. برای این منظور نمونه‌هایی از آلیاژ NiTi سوپرالاستیک در یک قالب فولادی با زاویه‌های مختلف خمیده شده و به شکل بست‌های ارتوپدی درآمدند. سپس با استفاده از فرآیند پیری تحت نیرو در تمامی نمونه‌ها خاصیت حافظه‌داری ایجاد شد. اعمال حرارت و بازیابی شکل گیره‌های ساخته شده در این پژوهش از طریق عبور جریان الکتریسته مورد بررسی قرار گرفت. دماهای استحاله فازی نمونه‌ها به وسیله تکنیک DSC سنجیده گردید. نتایج نشان داد که میزان و مدت زمان اعمال جریان برای بازیابی بست‌های با زاویه‌ی خمش کم‌تر نسبت به بست‌های با زاویه‌ی خمش بیشتر پایین‌تر می‌باشد و کرنش بازیابی شده در شرایط یکسان اعمال جریان در نمونه‌های با زاویه‌ی خمش کم‌تر، بیشتر می‌باشد. نتایج این تحقیق می‌تواند در ساخت گیره‌های پزشکی ساخته شده از آلیاژ NiTi کارگشا باشد.

واژگان کلیدی: گیره‌های پزشکی، آلیاژ NiTi، حافظه‌داری شکلی، جریان الکتریسته، کرنش بازیابی شده.

۱. مقدمه

بیومواد فلزی آهنگ رو به رشدی برای کاربرد در پزشکی پیدا کرده‌اند [۳]. از معروف ترین کاربردهای پزشکی این آلیاژ می‌توان به سیم‌های ارتودنسی [۴]، میخ داخل مغزی [۵]، سیم راهنما در آندوسکوپی [۶]، ماهیچه مصنوعی [۷]، فیلترهای لخته خون و استنت در سیستم‌های قلبی و عروقی [۱] و بست ارتوپدی [۸] اشاره نمود. بست ارتوپدی از جمله گیره‌های پزشکی با قدمت طولانی است که در تثبیت شکستگی‌های کوچک استخوانی به‌ویژه در ناحیه دست، پا و زانو مورد استفاده قرار گرفته است [۹]. کاهش زمان التیام شکستگی، ممانعت از عفونت ناشی از تثبیت خارجی و فشار دینامیکی سطوح شکستگی از جمله مزایای آن‌ها نسبت به سایر کاشتنی‌های ارتوپدی می‌باشد [۱۰].

آلیاژهای حافظه‌دار (SMA)^۱ خانواده‌ی جدیدی از مواد می‌باشند، که خاصیت برگشت پذیری به شکل اولیه و از پیش تعیین شده را دارند. اثر حافظه‌داری در نتیجه استحاله مارتنزیتی رخ می‌دهد [۱]. طی استحاله مذکور فاز مارتنزیت (M) با ساختار کریستالی مونوکلینیک شبه پایدار در دمای پایین، به فاز آستنیت (A) با ساختار کریستالی CsCl پایدار در دمای بالا تبدیل می‌شود [۲].

آلیاژهای NiTi با درصد اتمی تقریباً یکسان از نیکل و تیتانیوم، مشهور به نایتینول، از جمله اعضای خانواده آلیاژهای حافظه‌دار می‌باشند که به دلیل مقاومت به خوردگی مناسب در محیط فیزیولوژیکی بدن و نیز رفتار منحصر به فرد سوپرالاستیکی و حافظه‌داری در مقایسه با سایر

^۱ عضو هیات علمی دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده مهندسی پزشکی

^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشکده مهندسی پزشکی ftmh_farhadi@yahoo.com

^۳ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشکده مهندسی پزشکی

قبل از انجام عملیات آنیل، تمام نمونه‌ها با استن شسته شدند. سپس تمامی آن‌ها در یک قالب فولادی دو تکه‌ای پیچ شده به هم، جای داده شدند که روی تکه‌ی پایینی شیارهایی صاف و به موازات هم با سطح مقطع $1 \times 1 \text{ mm}^2$ و طول 20 cm تعبیه شده بود. قالب مذکور در دمای 850°C به مدت ۳۰ دقیقه حرارت داده شد و نمونه‌های سیمی بعد از خارج شدن از قالب در آب کوئنچ شدند. بدین ترتیب نمونه‌های صافی تهیه شد (نمونه کد ۱). لایه اکسیدی تشکیل شده بر سطح آن‌ها در اثر سنباده زدن با کاغذ سنباده درجه ۶۰۰ و شستشو با محلول اسیدی حاوی ۴۰٪ اسید نیتریک، ۱۰٪ اسید هیدروفلوئوریک و ۵۰٪ آب مقطر به مدت ۱۰ ثانیه رفع گردید.

به منظور شکل دهی (خم نمودن) نمونه‌ها برای ساخت بست ارتوپدی از یک قالب فولادی که طرح شماتیک و تصویر آن در شکل ۱ آورده شده است استفاده گردید. برای ساخت قالب از دو قطعه فلز فولاد زنگ نزن ۳۱۶ به ابعاد $10 \times 40 \times 10 \text{ mm}^3$ استفاده شد. سپس مدل‌های مسی مشابه طرح شماتیک ارائه شده در شکل ۱-الف، تهیه و با استفاده از تکنیک اسپارک، شیارهایی به شکل مدل‌های مذکور روی یکی از قطعات فولادی ایجاد شد. هندسه‌ی شیارهای مذکور مطابق با هندسه‌ی بست‌ها بوده به طوری که شکل نهایی بست‌های تولید شده همانند شیارهای موجود بر روی قالب می‌باشد. شیارها به گونه‌ای طراحی شد که با قرار گیری سیم‌ها در داخل آن‌ها و تولید بست‌ها، کاربرد مناسب و صحیح ابزارهای مذکور در ترمیم شکستگی‌های استخوانی مقدور باشد. قطعه‌ی دوم به وسیله ۴ پیچ به قطعه بالایی متصل شد. تا هم از خارج شدن نمونه‌ها از شیارها جلوگیری نماید و هم از نفوذ ناخالصی‌های گازی ممانعت به عمل آورد. هم‌چنین برای به حداقل رساندن نفوذ اکسیژن در آلیاژ، قالب با استفاده از یک فویل آلومینیومی به طور کامل پوشانده شد. به این ترتیب نمونه‌ها تحت نیرو در کوره حاوی اتمسفر معمولی در دمای 450°C به مدت ۸ ساعت پیر شدند. تصاویر نمونه‌ها بعد از خارج شدن از قالب که بر اساس مقادیر مختلف زاویه‌ی خم α (شکل ۲-الف) در جدول ۱ کدگذاری شده بودند، در شکل ۲-ب آورده شده است.

برای بررسی اثر عملیات حرارتی و میزان زاویه‌ی خم α بر دماهای استحاله‌ی نمونه‌ها، از آزمون DSC استفاده شد.

کاهش حرکت نسبی دو قطعه شکسته در محل آسیب دیده حائز اهمیت است. بست‌های نایتینولی نسبت به انواع فلزی معمولی ضمن فراهم کردن نیروی فشاری متناوب منجر به پایداری محل آسیب دیده نیز می‌شود [۱۱ و ۱۲].

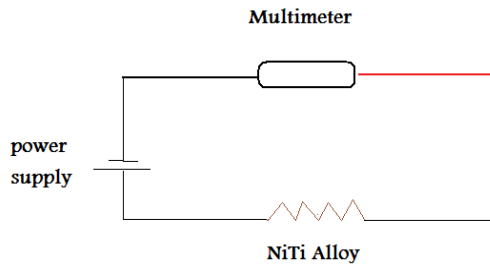
عموما بست‌های نایتینول به سه دسته تقسیم می‌گردند: ۱- انواعی که در دمای اتاق سوپر الاستیک هستند، ۲- انواعی که شکل اولیه خود را در اثر گرم شدن تا دمای بدن بازیابی می‌کنند و ۳- انواعی که شکل اولیه خود را با حرارت داده شدن تا بالای دمای بدن و به کمک یک منبع حرارتی خارجی به دست می‌آورند. هریک از طرح‌های ذکر شده ویژگی‌های عملکردی متفاوتی را آشکار می‌کنند. طرح اخیر که فعال‌سازی آن توسط یک منبع حرارتی خارجی انجام می‌شود بهترین گزینه برای پاسخگویی به کنترل روش و درمان شکستگی‌ها می‌باشد [۱۳]. در پژوهش حاضر از اعمال جریان الکتریکی به نمونه‌های ساخته شده به عنوان عامل ایجاد حرارت استفاده شد.

آلیاژهایی که درصد اتمی نیکل و تیتانیوم تقریباً یکسان دارند، مقاومت الکتریکی بالایی داشته و به همین علت به راحتی تا دمای فعال شدن گرم می‌شوند [۱۴]. بدین ترتیب ایجاد حرارت و بازیابی شکل آلیاژ در دمای بالا از طریق عبور جریان الکتریسیته از آلیاژ امکان پذیر است [۱۵ و ۱۶]. بنابراین می‌توان با عبور مستقیم جریان الکتریسیته و یا قطع آن، از آلیاژ انتظار رفتار حافظه‌داری و بازیابی شکل از پیش تعیین شده را داشت [۱۷ و ۱۸]. لذا بررسی جریان عبوری، زمان عبور جریان و ولتاژ اعمال شده که از جمله پارامترهایی هستند که می‌توانند بر روی خواص حافظه‌داری آلیاژ اثرگذار باشند ضرورت دارد [۱۴]. در تحقیق حاضر موارد مذکور و اثر آن‌ها بر درصد حافظه‌داری شکلی مورد ارزیابی قرار گرفت.

۲- روش تحقیق

در این پژوهش از سیم‌های ارتودنسی سوپر الاستیک نایتینول با سطح مقطع $0.43 \times 0.63 \text{ mm}^2$ ساخت شرکت MIB فرانسه استفاده شد. آلیاژ مورد استفاده حاوی ۴۹/۱ درصد اتمی تیتانیوم و ۵۰/۹ درصد اتمی نیکل بود. به منظور انجام عملیات حرارتی از کوره ATBIN ساخت داخل استفاده گردید.

کد نمونه	۱	۲	۳	۴	۵
زاویه α	۰	۳۰	۶۰	۹۰	۱۲۰



شکل (۳): طرح شماتیک مدار

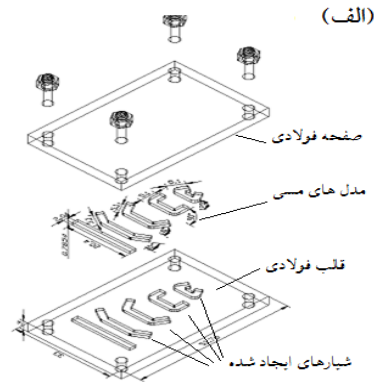
ولتاژ اعمالی ۱ تا ۶ ولت بود که با استفاده از دستگاه DC Power Supply ساخت شرکت Matrix مدل ۳-۳۰۰۳L-3MPS به دو سر نمونه اعمال شد. جریان عبوری از نمونه‌ها هم توسط مولتی‌متر دیجیتال مدل DM-۴۴۱۸ اندازه‌گیری گردید. عبور جریان الکتریکی از نمونه‌ها منجر به ایجاد حرارت و بازیابی مقداری از کرنش ایجاد شده در نمونه‌ها گردید. جریان از همه نمونه‌ها در دو زمان مختلف ۱ و ۳ دقیقه عبور داده شد.

۳- نتایج و بحث

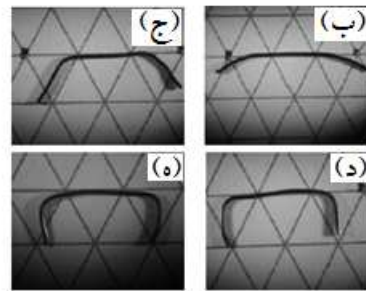
منحنی‌های حاصل از آزمون DSC در شکل‌های ۴ و ۵ نشان داده شده و دماهای استحاله نیز در جدول ۲ گزارش شده است. همان‌طور که از نتایج پیداست، افزایش زاویه خمشی که منجر به ازدیاد عیوب کریستالی می‌شود دماهای استحاله را افزایش داده است.

همان‌طور که در شکل ۶ پیداست، با افزایش میزان ولتاژ اعمال شده، جریان عبوری از آلیاژ در تمامی نمونه‌ها در هر دو زمان ۱ و ۳ دقیقه افزایش یافته است. هم‌چنین به‌دلیل نزدیک بودن دماهای استحاله، منحنی‌های جریان-ولتاژ همه‌ی نمونه‌ها تقریباً بر هم منطبق است.

نمونه‌ها با سرعت $10^\circ\text{C}/\text{min}$ با استفاده از دستگاه آنالیز حرارتی DSC مدل SETARAM ساخت فرانسه گرم شدند. به‌منظور اعمال جریان الکتریکی به نمونه‌ها و بررسی اثر جریان از یک مدار الکتریکی DC ساده استفاده شد. سپس نمونه‌ها مطابق شکل ۳ در مدار قرار داده شد.

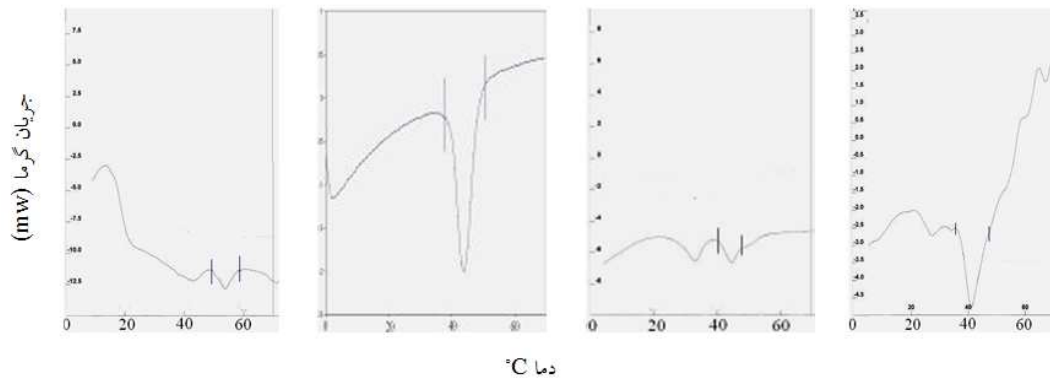


شکل (۱): (الف) طرح شماتیک و (ب) تصویر قالب فولادی تهیه شده برای شکل دادن نمونه‌ها

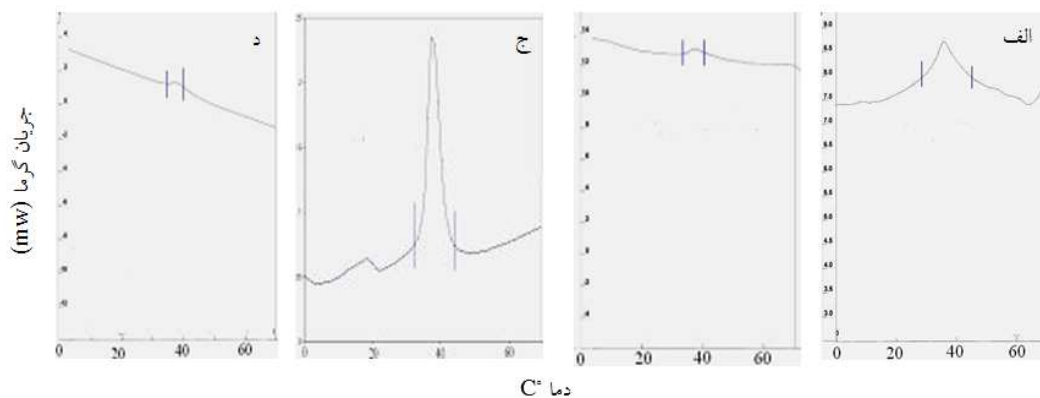


شکل (۲): (الف) نمایش شماتیک زاویه α در نمونه‌های تهیه شده، تصاویر نمونه‌های کد (ب) ۲، (ج) ۳، (د) ۴ و (ه) ۵

جدول (۱): کدگذاری نمونه‌ها بر حسب زاویه‌ی خمشی



شکل (۴): منحنی‌های DSC نمونه‌های کد (الف) ۲، (ب) ۳، (ج) ۴ و (د) ۵ در سیکل گرم کردن



شکل (۵): منحنی‌های DSC نمونه‌های کد (الف) ۲، (ب) ۳، (ج) ۴ و (د) ۵ در سیکل سرد کردن

جدول (۲): دماهای استحاله (درجه سانتی‌گراد) برای نمونه‌های با زوایای مختلف

کد نمونه	۲	۳	۴	۵
A _S	۳۷/۱۱	۴۰/۵۸	۳۹/۹۲	۵۰/۱۵
A _F	۴۸	۵۷/۴۸	۴۸/۱۴	۵۷/۱۴
R _S	۴۲/۶۲	۴۱/۰۴	۴۱/۴۶	۴۲/۲۹
R _F	۲۹/۷۱	۳۳/۱۴	۳۴/۸۹	۳۶/۲۹

ایجاد شده در آلیاژ را افزایش می‌دهد. لذا با حرکت بیشتر اتم‌های موجود در آلیاژ در اثر افزایش دما در ولتاژ اعمالی مساوی میزان جریان عبوری اندکی کم می‌شود.

نمونه‌های کد ۲ تا ۵ در دمای اتاق و قبل از شروع آزمایش منعطف بودند که با اعمال نیرو زاویه α آن‌ها تقریباً به صفر رسانده شده و نمونه‌ها صاف شدند. زاویه α با اعمال جریان افزایش پیدا کرد (شکل ۷). در جریان‌های کم‌تر از ۵/۵ A (ولتاژ کم‌تر از 1 ولت) شیب منحنی تندتر می‌باشد. این بدین دلیل است که حتی بدون اعمال جریان زاویه α نمونه‌های کد ۳ تا ۵ بعد از گذشت زمان کوتاه به ترتیب مقادیر ۳۳، ۶۸ و ۹۹

با توجه به نتایج DSC (جدول ۲) ساختار کریستالی تمامی نمونه‌های پیر شده در دمای اتاق و قبل از اعمال ولتاژ، فاز R+M می‌باشد و تقریباً در ولتاژ ۱ ولت کاملاً فاز R کل ساختار را در بر می‌گیرد و با افزایش عبور جریان ساختار آلیاژ را به سمت تشکیل فاز A سوق می‌دهد و از میزان مقاومت الکتریکی می‌کاهد (گرمای ایجاد شده در اثر اعمال جریان منجر به ایجاد استحاله مذکور می‌شود).

افزایش مدت زمان عبور جریان از ۱ دقیقه به ۳ دقیقه تفاوت قابل توجهی در آلیاژ ایجاد نمی‌کند. اما مقایسه شکل ۶-الف و ۶-ب نشان می‌دهد که افزایش مدت زمان اعمال جریان، گرمای

می‌رسید. با اعمال جریان، سرعت این تغییر شکل بیشتر می‌شود. بعد از این مرحله شیب تمامی نمودارهای جریان / زاویه کاهش می‌یابد. ساختار آلیاژ در این هنگام در حال گذر از فاز R به A می‌باشد. با افزایش میزان جریان اعمالی ساختار تری گونال فاز R کاملاً به ساختار CzCl فاز A تغییر ماهیت می‌دهد. در نهایت با بازیابی حداکثر کرنش قابل بازیابی، میزان زاویه α تغییر نمی‌کند.

زاویه واقعی خمش α تربیت شده، برای هر نمونه به دلیل نازک بودن سیم‌ها در داخل قالب و اختلاف ضخامت با شیار ایجاد شده در قالب به‌ویژه در مورد نمونه کد ۲، از میزان زاویه اعلام شده در جدول ۱ به میزان ۱۰ درجه کمتر می‌باشد.

لذا همان‌طور که در شکل ۷-الف مشخص است می‌توان ادعا نمود حداکثر زاویه ایجاد شده در نمونه کد ۲ در حدود ۱۲ درجه می‌باشد که با جریان اعمالی در حدود A ۱ کاملاً بازیابی شده است و زمان، تاثیر قابل توجهی در رفتار آلیاژ نداشته است. در نمونه کد ۳ وقتی نمودار در حدود زاویه ۵۰ درجه به شکل خطی درآمده است، می‌توان فهمید برای اعمال چنین تغییری در حدود A ۳ جریان لازم است. هم‌چنین هرچه زمان اعمال جریان بیشتر باشد، جریان لازم برای بازیابی کرنش ایجاد شده کاهش پیدا می‌کند (شکل ۷-ب). نمونه کد ۴ هم رفتاری مشابه کد نمونه ۳ دارد. با این تفاوت که میزان جریان لازم برای بازیابی کرنش ایجاد شده تا ولتاژ ۶ ولت بیش از A ۳ می‌باشد و شیب تندتری وجود دارد و نمودار به شکل خطی در نیامده است و باید اعمال جریان افزایش یابد تا کرنش ایجاد شده به طور کامل بازیابی گردد. در مورد نمونه کد ۵ نیز همین موضوع صادق است و بعد از اعمال A ۳ همچنان شیب نمودار تندتر شده و برای بازیابی شکل، اعمال جریان بیشتری لازم است. یعنی با افزایش میزان زاویه‌ی خمش، اعمال جریان برای بازیابی کرنش ایجاد شده افزایش می‌یابد. بررسی اثر زمان اعمال جریان بر میزان زاویه بازیابی شده در مورد نمونه کد ۵ به علت کرنش اعمالی بیشتر، با توجه به نمودار ۷-د پیچیده تر می‌باشد. ایجاد تغییر شکل که منجر به صاف شدن نمونه کد ۵ شده است، باعث افزایش عیوب کریستالی سر راه حرکت صفحات دوقلویی برای رسیدن به آرایش فاز A می‌شود. بدین ترتیب علی‌رغم رفتار مشابه با نمونه کد ۴ بعد از حدود A ۱/۵ مقاومت الکتریکی

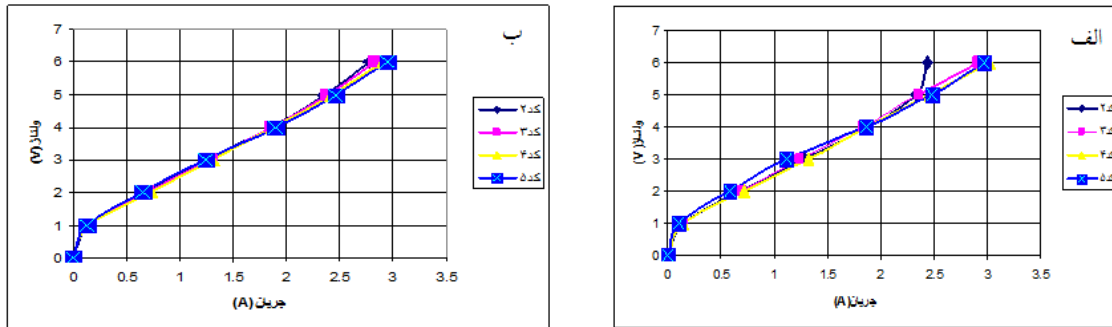
کاهش می‌یابد در نتیجه دمای آلیاژ کاهش می‌یابد و در میزان جریان‌های مساوی در زمان کم‌تر، بازیابی بالاتر کرنش اعمال شده را شاهد هستیم. اگر نمونه‌ها در دمای محیط صاف نشوند و یا به عبارتی بر آن‌ها نیرویی اعمال نشود، نمودارهای جریان-زاویه تقریباً به شکل خطی درآمده و با افزایش میزان جریان، زاویه نیز افزایش پیدا می‌کند (شکل ۸).

در مورد نمونه کد ۲ که دماهای استحاله پایین‌تری دارد و زاویه α تربیت شده برای آن کم می‌باشد، نمودار آن در هر دو حالت اعمال نیرو و بدون اعمال نیرو تقریباً یکسان است لذا مجدداً رسم نشده است. اما در مورد کد نمونه‌های ۳ تا ۵ همان‌طور که در شکل ۸ پیداست منحنی‌ها که تقریباً خطی هستند شیب کمی دارند و در انتهای محدوده ولتاژ ۱-۶ ولت به شکل افقی در می‌آیند که نشان از حداکثر زاویه بازیابی شده می‌باشد. در مورد نمونه‌های کد ۳ تا ۵ میزان اعمال جریان برای حداکثر زاویه α در محدوده A ۲/۵-۳ می‌باشد. بدین ترتیب می‌توان ادعا نمود که استحاله آستنیتی در محدوده‌ی جریان مذکور کامل می‌گردد و حداکثر دمای آلیاژ در محدوده‌ی ۴۸-۵۷/۱۴ تغییر می‌کند.

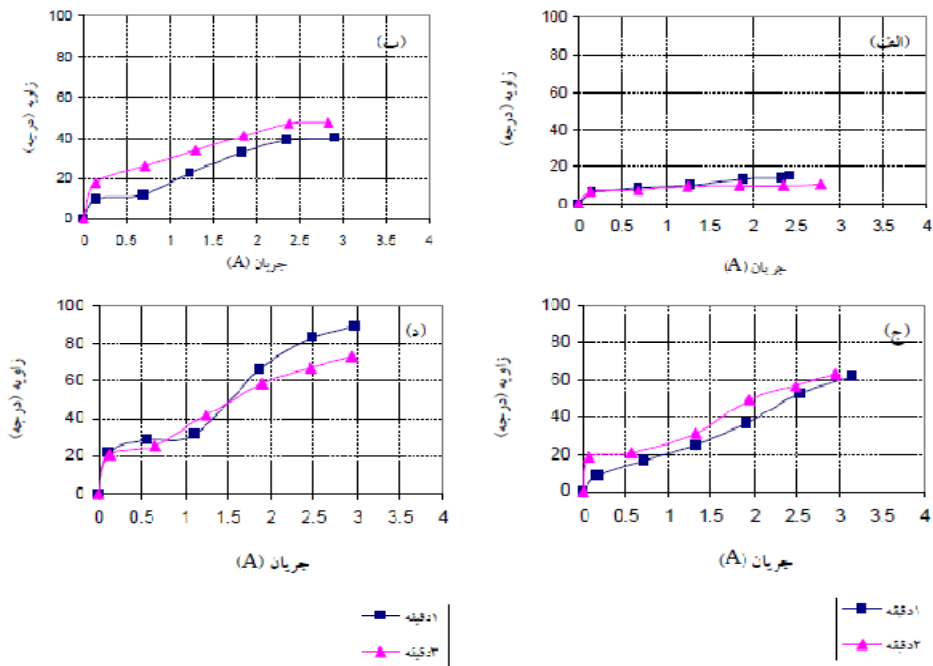
وقتی نمونه‌ها بدون صاف شدن در دمای محیط اعمال جریان می‌شوند، نمودارهای با زمان اعمال جریان ۱ و ۳ دقیقه تقریباً برهم منطبقند اما نمونه‌هایی که قبل از اعمال جریان با اعمال نیرو صاف شده‌اند رفتار پیچیده‌تری دارند و منحنی‌های ۱ و ۳ دقیقه با هم متفاوت هستند.

منحنی‌های کرنش بازیابی شده-جریان برای نمونه‌های صاف شده و نشده قبل از اعمال جریان در دو زمان متفاوت ۱ و ۳ دقیقه در شکل ۹ آورده شده است. همان‌طور که در شکل پیداست. با افزایش میزان جریان عبوری از آلیاژ (تمامی نمونه‌ها) درصد کرنش بازیابی شده بیشتر شده است. این افزایش به‌ویژه در مورد نمونه‌هایی که تحت نیرو صاف نشده‌اند قابل توجه‌تر بوده است. به استثنای نمونه‌ی کد ۲ که به دلیل زاویه‌ی خمشی کم جا انداختن آن در قالب مشکل بود و تنش‌های وارده بر آن نتایج را تحت تاثیر قرار داده است، مشاهده می‌شود که میزان جریان لازم برای بازیابی حداکثر کرنش اعمال شده با افزایش زاویه‌ی خمش زیاد می‌شود. این مساله به‌ویژه در مورد

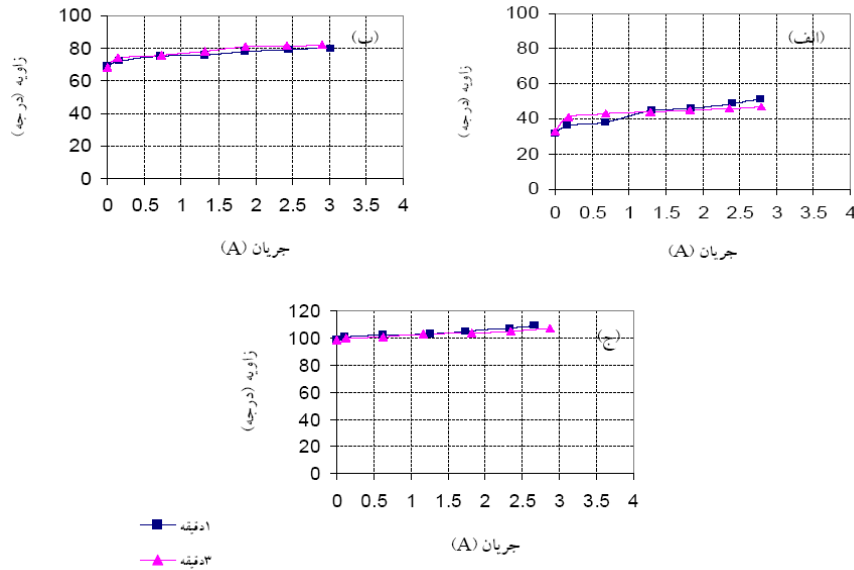
نمونه‌هایی که با اعمال نیرو در ابتدای آزمایش صاف شده‌اند نمود بیشتری دارد.



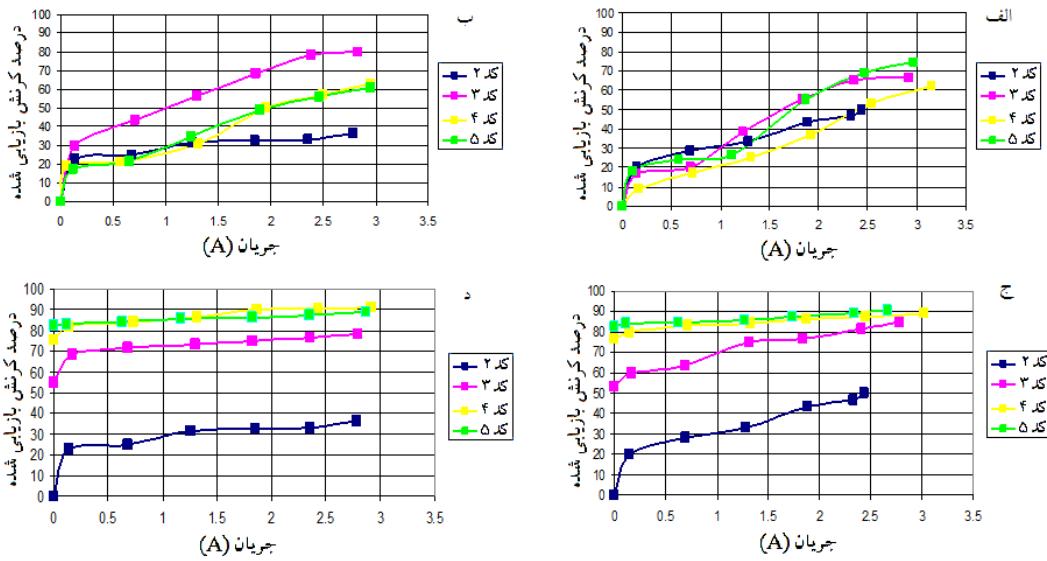
شکل (۶): نمودار ولتاژ/ جریان با زمان عبور جریان (الف) ۱ دقیقه، (ب) ۳ دقیقه



شکل (۷): نمودارهای زاویه/جریان نمونه‌های کد (الف) ۲، (ب) ۳، (ج) ۴ و (د) ۵ (نمونه‌هایی که قبل از اعمال جریان صاف شده‌اند).



شکل (۸): نمودارهای زاویه/جریان نمونه‌های کد (الف) ۳، (ب) ۴، (ج) ۵ (نمونه‌هایی که قبل از اعمال جریان صاف شده‌اند).



شکل (۹): نمودارهای درصد کرنش بازیابی شده/جریان نمونه‌های مختلف در زمان اعمال جریان (الف) ۱ و (ب) ۳ دقیقه و نمونه‌های مختلف (صاف نشده) در زمان اعمال جریان (ج) ۱، (د) ۳ دقیقه.

۴- نتیجه‌گیری

نتایج عملی با داده‌های تئوری کاملاً منطبقند و این امر صحت آزمایشات را نشان می‌دهد.

۱- نتایج نشان داد که نمونه‌های با زاویه‌ی خمش بالاتر، از دماهای استحاله بیشتری برخوردار است.

۲- نتایج حاصل از آزمون DSC نشان می‌دهد که

ساختار تمامی نمونه‌ها در دمای اتاق R+M می‌باشد.

این ساختار بعد از اعمال ولتاژ ۱ ولت تبدیل به فاز

R می‌گردد.

۳- مقاومت الکتریکی آلیاژ مورد استفاده ثابت

نبوده و شیب منحنی ولتاژ/جریان با افزایش جریان

می‌گردد و حداکثر دمای آلیاژ در نمونه‌های ۱ تا ۴ در محدوده ۴۸ تا ۵۷/۱۴ تغییر می‌کند. محدوده جریان، ولتاژ و دمایی به دست آمده برای نمونه‌های ساخته شده در کاربردهای پزشکی مانند میکروعملگرهای زیستی مناسب می‌باشد.

۸- نتایج حاصل از DSC بیانگر حافظه‌دار شدن نمونه‌ها بوده که این امر بر مبنای تغییر شکل آن‌ها می‌باشد و تغییرات ناشی از عبور جریان الکتریکی در اثر ایجاد حرارت را توجیه می‌کند.

۹- مدت زمان اعمال جریان تاثیر چندانی بر روی ولتاژ و جریان عبوری نداشته و منحنی جریان-ولتاژ در دو زمان ۱ و ۳ دقیقه تقریباً بر هم منطبقند.

۱۰- پیر سازی آلیاژ آنیل شده در ۴۵۰ درجه سلسیوس باعث سازگاری دماهای استحاله آن با محیط بدن شده و آلیاژ به دست آمده از این عملیات حرارتی برای کاربردهای پزشکی مناسب است.

۱۱- برای بهره‌گیری از خاصیت حافظه‌داری دو طرفه در بدن دماهای تشکیل فاز R در محدوده‌ی مناسبی قرار دارد.

الکتریکی تغییر کرده‌است. این پدیده می‌تواند نشانگر استحاله‌های فازی باشد.

۴- افزایش مدت زمان اعمال جریان، گرمای ایجاد شده در آلیاژ را افزایش می‌دهد. لذا با حرکت بیشتر اتم‌های موجود در آلیاژ در اثر افزایش دما در ولتاژ اعمالی مساوی میزان جریان عبوری اندکی کم می‌شود. هم‌چنین هر چه زمان اعمال جریان بیشتر باشد، جریان لازم برای بازیابی کرنش ایجاد شده کاهش می‌یابد.

۵- برای بازیابی زاویه‌ی خمش بالاتر جریان بیشتری لازم است.

۶- درصد کرنش بازیابی شده در تمامی نمونه‌ها با افزایش میزان جریان عبوری در آلیاژ بیشتر شده است. این افزایش به‌ویژه در مورد نمونه‌هایی که تحت نیرو صاف نشده‌اند بیشتر قابل توجه است.

۷- در مورد نمونه‌های کد ۳ تا ۵ میزان اعمال جریان برای بازیابی حداکثر زاویه α در محدوده ۲/۵ تا ۳ آمپر می‌باشد. بدین ترتیب می‌توان ادعا نمود که استحاله آستنیتی در محدوده جریانی مذکور کامل

- [1] Hamming, L.M, Fan, X.W., Messersmith, P.B. and Brinson, L.C.; "Mimicking mussel adhesion to improve interfacial properties in composites"; *Composite Science and Technology*, 68, pp. 2042-2048, 2008.
- [2] Hamming, L.M, Fan, X.W., Messersmith, P.B. and Brinson, L.C.; "Mimicking mussel adhesion to improve interfacial properties in composites"; *Composite Science and Technology*, 68, pp. 2042-2048, 2008.
- [3] Favier, D., Orgeas, L., Liu, Y., Sandel, A., Debove, L. and Comte-Gaz, P.; "Influence of Thermomechanical Processing on the Superelastic Properties of a Ni-rich Nitinol Shape Memory Alloy"; *Materials Science and Engineering A*; 429, pp. 130-136, 2006.
- [4] Iijima, M., Ohno, H., Kawashima, I., Endo, K. and Misoguchi, I.; "Mechanical Behavior at Different Temperatures and Stresses for Superelastic Nickel-Titanium Orthodontic Wires Having Different Transformation Temperatures", *Dental Materials*, 18, pp. 88-93, 2002.
- [5] Kugala, S., Ryhanen, J., Jamsa, T., Danilov, A., Saaranen, J., Pramila, A. and Tuukkanen, J.; "Bone Modeling Controlled by a Ni-Ti Shape Memory Alloy Intramedullary Nail", *Biomaterials*, 23, pp. 2535-2543, 2002.
- [6] Takashi, M., Toshiaki, M., Yushiaki, W., Seiya, K., Youichi, H. and Masayoshi, E.; "An Active Guide Wire with Shape Memory Alloy Bending Actuator Fabricated by Room Temperature Process", *Sensors and Actuators A*, 97-98, pp. 632-637, 2002.
- [7] Koray, K., George, G., and Adams, S.; "Modeling and simulation of an artificial muscle and its application to biomimetic robot posture control", *Robotics and Autonomous Systems*, 41, pp. 225-243, 2002.
- ۸- صدرنژاد، س.خ.، نعیمی، س.ت.، فتاحی، م. و. حسن زاده نعمتی، ن. "تاثیر زاویه خم‌شدگی بر عملکرد بست‌های حافظه‌دار در کاربردهای پزشکی"، هشتمین کنگره مهندسی متالورژی، اصفهان، مهر ماه ۱۳۸۳.
- [9] Bargar, W.L., Sharkey, N.A., and Paul, H.A.; "Efficacy of Bone Staples for Bone Fixation", *J. Orthop. Trauma*, 1(4), pp. 326-330, 1987.
- [10] Merea, T.M. and Ford, T.C.; "Nitinol Compression Staples for Bone Fixation in Foot Surgery", *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 96(2), pp. 102-106, 2006.
- [11] Forsythe, A.K. and Green, C.J.; "Bone Fracture Compression Device and Method of Usage", *U.S. Patent 3,866,607*, 18, 1976.
- [12] Costanza, G., Tata, M.E. and Calisti, C. "Nitinol one-way shape memory springs: Thermo mechanical characterization design"; *Journal of Sensors and Actuators A: Physical*, 157, pp. 113-117, 2010.
- [13] Russel, S.M. "Design Considerations for Nitinol Bone Staples", *J. Materials Engineering and Performance*, 18(5-6), pp. 831-835, 2008.
- [14] Wang, Y.B., Zheng, Y.F. and Liu, Y.; "Effect of short-time direct current heating on phase transformation and superelasticity of Ti-50.8at.%Ni alloy", *Journal of Alloys and Compounds*, 477, pp. 764-767, 2009.
- [15] Pozzi, M. and Airoidi, G. "The electrical transport properties of shape memory alloys", *Material Science & Engineering*, 273-275, pp. 300-304, 1999.
- [16] An, L., Huang, W.M., Fu, Y.Q. and Guo, N.Q.; "A note on size effect in actuating NiTi shape memory alloys by electrical current"; *Materials & Design*, 29, 1432-1437, 2008.
- [17] Uchil, J., Mahesh, K. and Ganesh Kumara, K.; "Electrical resistivity and strain recovery studies on the effect of thermal cycling under constant stress on R-phase in NiTi shape memory alloy"; *Material Science & Engineering A*, 324, pp. 419-428, 2002.
- [18] Wang, Z. G., Zu, X. T., Feng, X. D., Zhu, S., Deng, J. and Wang, L. M.; "Effect of electrothermal annealing on the transformation behavior of TiNi shape memory alloy and two-way shape memory spring actuated by direct electrical current"; *Physica B: Condensed Matter* 349, pp. 365-370, 2004.