دانشگاه صنعتی اصفهان
انجمن مهندسین متالورژی ایران
ایران خودرو

هشتمین کنگره سالانه انجمن مهندسین متالورژی ایران
دانشکده مهندسی مواد ، دانشگاه صنعتی اصفهان
۲۱ و ۲۲ مهرماه ۱۳۸۳

تأثیر زاویه خم شدگی بر عملکرد بست‌های حافظه دار در کاربردهای پزشکی

سید خطیب الاسلام صدر نژاد[۱]، سید تقی نعیمی[۲]، مهدی فتحی[۳]، ناهید حسن زاده نعمتی[۴]
۱- دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف
۲- دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر ۳- دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تهران
۴- دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی (واحد علوم و تحقیقات)

چکیده

به‌تازگی آلیاژ نایتینول حاوی دو عنصر نیکل و تیتانیم با درصد اتمی یکسان، به سبب داشتن ویژگی‌های منحصر به فرد همانند حافظه‌داری، زیست سازگاری و خواص مکانیکی مطلوب در فناوری‌های پیشرفته از جمله تولید مواد هوشمند، طراحی مکانیزم‌های خودکار و ساخت تجهیزات و کاشتنی‌های پزشکی کاربرد یافته است. بکارگیری آلیاژ نایتینول در ساخت بست‌های حافظه‌دار، قابلیت بارز این ماده برای ساخت قطعات مهندسی پزشکی را نشان می‌دهد. این بست‌ها به گونه ای طراحی می‌شوند که جراح بتواند با قرار دادن دو پایه بست در داخل دو حفره تعبیه شده در اطراف محل شکستگی، قطعات استخوان را به هم متصل ساخته و با حرارت دادن بست از طریق عبور جریان الکتریسیته یا کیسه آب گرم، ساختار آلیاژ را از حالت مارتنزیتی به حالت آستنیتی ببرد. این تغییر ساختار، بازگشت به شکل قبلی را لاجرم باعث شده و نزدیک شدن دو لبه ترک به یکدیگر، از طریق اعمال فشار را نتیجه می‌دهد. حاصل فرایند، کاهش قابل توجه زمان التیام و تنزل هزینه درمان است. در این مقاله ضمن بررسی خواص آلیاژ نایتینول، اقدامات انجام شده برای ساخت بست‌های حافظه‌دار بررسی شده است. تأثیر زاویه بین دو پایه بر عملکرد بست اهمیت فراوانی داشته و تأثیر ترکیب شیمیایی، فرایند تولید، شرایط عملیات حرارتی و مکانیزم عمل بر کارایی بست بحث شده است.

واژه های کلیدی: بست، حافظه‌دار، نایتینول، تبدیل فاز، عملیات حرارتی، زاویه خم شدگی

۱- استاد مهندسی و علم مواد ۲- استادیار مهندسی پزشکی- بیومواد ۳- استادیار جراحی فک و صورت
۴- کارشناس ارشد مهندسی پزشکی- بیومواد

مقدمه

آلیاژ حافظه دار ماده جدیدی با قابلیت بازگشت به شکل اولیه از پیش تعیین شده است. ساختار این ماده در دمای پایین مارتنزیت نامیده شده و نرمی فوق العاده، تنش تسلیم پایین و شکل پذیری قابل توجهی دارد. با افزایش دما، ساختار آلیاژ به آستنیت بدل شده و شکل اولیه آلیاژ بازیابی می‌شود. آستنیت استحکام تسلیم بالایی داشته و بسیار سفت تر از مارتنزیت است[۱]. خصوصیات برجسته آلیاژ نایتینول مربوط به تغییر حالت فازی است که تبدیل ترموالاستیکی مارتنزیتی نامیده می‌شود. دماهای مشخصه این تبدیل فاز عبارتند از: (۱) شروع استحاله مارتنزیتی (M_s)، (۲) اتمام استحاله مارتنزیتی (M_f)، (۳) شروع استحاله آستنیتی (A_s) و (۴) اتمام استحاله آستنیتی (A_f) [۲]. نایتینول با درصدهای یکسان اتمی نیکل و تیتانیوم یک آلیاژ حافظه‌دار است. این آلیاژ به سبب داشتن خواص زیست سازگاری مناسب، کاربرد فراوانی در ساخت عضله مصنوعی مورد استفاده در قلب مصنوعی، استنت عروقی، سیم راهنما، فیلتر خون، صفحه فکی و بست ارتوپدی (شکل ۱) بدست آورده است[۳].

دیاگرام دوجزئی Ni-Ti (شکل ۲) محدوده فازهای مختلف و از جمله TiNi حافظه دار را به وضوح آشکار می‌سازد. فازهای پایدار دیگر مانند $TiNi_3$ و Ti_2Ni که حافظه دار نمی‌باشند نیز در این دیاگرام مشاهده می‌شود. رسوب این فازها، ترکیب زمینه نایتینول را تغییر داده و به این ترتیب بر دماهای استحاله آلیاژ اثر می‌گذارد. رسوب فاز غنی از نیکل ($TiNi_3$) در زمینه آلیاژ، برای مثال دماهای استحاله را کاهش می‌دهد در حالی که رسوب فاز غنی از تیتانیم (Ti_2Ni) این دماها را افزایش می‌دهد.

بست‌های حافظه‌دار از نظر ظاهری شبیه به سوزن‌های ماشین دوخت (منگنه) می‌باشند که پایه‌های آن‌ها با زاویه مناسب طراحی شده به هم نزدیک گشته‌اند. این شکل در حافظه آلیاژ حفظ شده و بعداً بازیابی می‌شود. جراح پایه‌های بست را در بیرون از بدن به صورت موازی هم در آورده و در حفره‌های تعبیه شده در دو طرف ترک شکستگی فرو می‌برد. این کار سهولت کارگذاری ایمپلنت را باعث می‌شود. با افزایش دما، بست حافظه‌دار سعی در برگشت به حالت اولیه یعنی زاویه داری پایه‌ها که مربوط به ساختار آستنیتی است از خود نشان می‌دهد. در نتیجه، نیرویی فشاری بر لبه‌های ترک شکستگی وارد آورده و لبه‌های شکستگی را به هم نزدیک می‌کند. بدین ترتیب مدت التیام شکستگی کاهش می‌یابد. در شکل ۱ چگونگی عملکرد یک بست حافظه دار را مشاهده می‌نمایید.

افزون بر ۲۰۶ عدد استخوان قسمت عظیمی از بدن را تشکیل داده‌اند[۴] و وظایف مهمی از قبیل حرکت، خون‌سازی و محافظت از نسوج نرم را بر عهده دارند. بنابراین طراحی و ساخت ایمپلنت‌های ارتوپدی مناسب برای درمان شکستگی استخوان همواره مورد توجه محققین بوده است. بست حافظه‌دار با اعمال نیروی فشاری جلوی عوارضی همچون نقص جوش خوردگی را گرفته و سرعت ترمیم را افزایش می‌دهد[۵]. بدین ترتیب زمان تثبیت با گچ کاهش یافته و عملیات جراحی و حرکت عضو شکسته تسهیل می‌گردد. مزیت استفاده از ایمپلنت حافظه دار، باعث اهمیت یافتن ساخت آن شده است. اولین

آزمایش‌های بالینی بر بست‌های حافظه‌دار در سال ۱۹۸۱ میلادی در چین انجام گرفت[۶]. میزان استفاده از این آلیاژ از آن زمان تا کنون مرتب افزایش یافته است. در حال حاضر از بست‌های حافظه‌دار برای تثبیت شکستگی‌های فک [۷]، تصحیح شکستگی استخوان‌های پا[۸] و تصحیح انحراف ستون مهره‌ها [۹] استفاده می‌شود. طرح فیزیکی از جمله فاکتورهای مهمی است که بر عملکرد بست تأثیر می‌گذارد. لذا در این مقاله سعی شده است تا اثر زاویه خم شدگی (زاویه بین دو پایه) بر عملکرد بست بررسی شود.

مواد و روش تحقیق

برای ساخت بست و انجام آزمایش‌های لازم از سیم نایتینول ساخته شده با سطح مقطع یک میلیمتر مربع [۱۰،۱۱] استفاده شد. از آنجایی که جذب کمترین مقدار ناخالصی سبب ترد و شکننده شدن آلیاژ می شد، لذا عملیات شکل دهی با دقت فراوان و در چندین مرحله تا رسیدن به شکل نهایی انجام شد. بررسی‌های به عمل آمده نشان داد که برای رسیدن به شکل نهایی، لااقل چهار مرحله ضروری است. قطعات در هر مرحله به مقدار مناسب از دو طرف خمیده شده و سپس عملیات حرارتی می‌شدند. برای تأمین هدف مذکور چهار قالب فولادی با استفاده از دستگاه برش و جرقه برق (Spark) ساخته شد.

عملیات حرارتی به طور مرحله ای و در قالب‌های فولادی محافظت شده انجام گرفت. هر قالب حاوی نایتینول مهار شده در داخل کوره ای با دمای $^{\circ}C$ ۵۲۰ به مدت min ۱۵ قرار گرفت. کوره مورد استفاده کوره دیجیتالی Nabertherm ساخت کشور آلمان بودکه مشخصات آن در جدول ۱ آمده است. نمای از بالای قالب های فولادی نیز در شکل ۳ الف آمده است. تصویر قطعات خم شده برای ساختن بست حافظه دار در شکل ۳ ب ارائه شده است. از نکات مهمی که باید مورد توجه قرار می‌گرفت تنظیم دما و زمان عملیات حرارتی و کنترل اتمسفر کوره بود زیرا نایتینول در دمای بالا اکسید می‌شود و در دمای پایین به فاز R تغییر حالت می‌دهد. خصوصیات حافظه‌داری آلیاژ در این صورت مختل شده و یا دچار تغییر می‌شود. ضمناً با افزایش دمای عملیات حرارتی، درجه حرارت شروع استحاله مارتنزیتی و نیز درجه حرارت شروع استحاله آستنیتی افزایش می‌یابد. درجه حرارت‌های پایین ($^{\circ}C$ ۴۵۰-۳۴۰) عملیات حرارتی هم به ایجاد فاز R در هنگام سرد کردن آلیاژ می‌انجامد [۱۲]. بنابراین، دمای $^{\circ}C$ ۵۲۰ برای عملیات حرارتی در نظر گرفته شد و برای ایجاد محیط احیایی در اطراف آلیاژ، بست مهار شده در قالب فولادی بوسیله پودر آهن با خلوص ۹۹ درصد ساخت شرکت Fluka پوشانده شد و سپس قالب فولادی در یک محفظه آهنی مملو از پودر چدن جای گرفت و مجموعه حاصله در کوره گذارده شد.

وجود هوا در محفظه عملیات حرارتی، ولو به میزان بسیار اندک سبب اکسید شدن سطح نمونه و طلایی رنگ شدن آن می‌شد. نمونه در این حالت بسیار شکننده شده و قابلیت شکل پذیری خود را از دست می‌داد. تکرار آزمایش‌ها نشان داد که بهتر است درصد تغییر فرم پلاستیک در هر مرحله کاهش یافته و در نتیجه تعداد مراحل افزایش یابد. دماهای شروع و خاتمه تشکیل آستنیت که از جمله پارامترهای مهم

حافظه داری است، با استفاده از دستگاه بن ماری و اسکنر و نیز در یک مرحله دستگاه DSC سنجیده شد. تأثیر زاویه خم شدگی بر ریز ساختار آلیاژ نیز با استفاده از میکروسکوپ نوری بررسی شد. میزان نیروی اعمالی توسط بست بر استخوان تحت تأثیر زاویه خم شدگی قرار داشت. برای اندازه گیری این تأثیر، وسیله ای مشتمل بر یک عدد کولیس (برای اندازه گیری میزان کرنش زاویه ای) و وزنه‌های مختلف فلزی (برای تعیین مقدار نیرو) طراحی و سر هم شد. با کمک روابط ساده ریاضی تأثیر زاویه خم شدگی بر نیروی بست‌های ساخته شده، اندازه گیری و ثبت شد.

یافته ها و بحث

حداکثر کرنش قابل بازیابی بستگی به عوامل متعدد شیمیایی و فیزیکی دارد و می‌تواند به ۸ درصد یا حتی بیشتر نیز برسد. نتایج آزمایش‌ها بیانگر آن است که با افزایش مقدار تغییر فرم سرد، کرنش برگشتی کاهش می‌یابد. در عوض کرنش باقیمانده افزایش می‌یابد. این موضوع قبلاً نیز مورد بررسی قرار گرفته است. شکل ۴ حافظه‌داری را در قطعات نشان داده شده در شکل ۳ ب نشان می‌دهد. افزایش خم شدگی منجر به افزایش انرژی ذخیره شده همراه با ازدیاد عیوب کریستالی مانند نابجایی ها و در نتیجه بی‌نظمی در ساختار بلورین نمونه می‌شود. بدین ترتیب انرژی کمتری برای بازگشت به حالت نخست قطعه مورد نیاز است. اندازه‌گیری دمای شروع و پایان استحاله آستنیتی (A_s و A_f) نشان می‌دهد و که با افزایش مقدار خم شدگی، تغییر حالت به دماهای کوچکتر سوق داده شده است. نتایج حاصل در جدول‌های ۲و ۳ ارائه شده است. برای تعیین دمای A_s، نقطه مرزی موقعیتی انتخاب شده که قطعه در اثر افزایش دما از شکل ثانویه اعمال شده خارج شده و تمایل به برگشت به حالت نخست از خود نشان دهد. دمای A_f نیز دمایی گرفته شده که آلیاژ در درجه حرارت‌های بالاتر دیگر هیچ تغییری از خود نشان ندهد و یا مقدار این تغییرات قابل اغماض باشد. از مقایسه ارقام داده شده در جدول‌های ۲ و ۳ نتیجه می‌شود که در اثر افزایش تغییر فرم پلاستیک (خم شدگی) مقدار A_s از ۴۰ به ۳۹ و A_f از ۶۰ به ۵۲ درجه سانتی‌گراد کاهش یافته است. از آنجا که دمای طبیعی بدن حدود ۳۷ درجه سانتی‌گراد است، افزایش بیش از حد دما در اطراف ایمپلنت ولو به مدت کوتاه ممکن است سبب آسیب دیدگی بافت استخوان شود. بنابراین، بست‌های با خم شدگی بیشتر بر بست‌های با خم شدگی کمتر ترجیح داده می‌شوند زیرا با اندکی افزایش دما می‌توانند تغییر شکل کافی بدست دهند. مقدار مناسب A_s معمولاً $37\ ^\circ C$ و حداکثر A_f در عمل زیر $50\ ^\circ C$ در نظر گرفته می‌شود. از آن جا که وجود ناخالصی‌های همراه می‌تواند سبب فزونی دماهای A_s و A_f نسبت به مقادیر مطلوب شود، استفاده از محیط‌های بسیار تمیز و شرایط به شدت کنترل شده در هنگام ساخت، شکل‌دهی و عملیات حرارتی آلیاژ مورد استفاده در بست حافظه دار ضروری است.

برای بررسی ریز ساختار نمونه‌های بست از محلول اچ $5\%HF + 5\%CH_3CooH + 90\%HNO_3$ استفاده گردید. تأثیر ناخالصی‌ها و زاویه خم شدگی بر مقطع شکست قابل توجه بود. تصویر قطعات شکسته شده بر اثر اعمال کرنش بیش از حد در هنگام عملیات حرارتی و در نتیجه تمرکز تنش در نقاط خم شدگی در

بزرگنمایی X۲۰۰ در شکل ۵ نشان داده شده است. با مقایسه این شکل ها می‌توان به این نتیجه رسید که قطعه A که چهار بار قبل از شکست عملیات حرارتی شده از خم شدگی بیشتری نسبت به قطعه B که سه بار قبل از شکست عملیات حرارتی شده برخوردار بوده و دارای تعداد بیشتری تیغه‌های مارتنزیت نسبت به قطعه B است. مقایسه سختی این دو نمونه نیز که با دستگاه ریزسنج در نقاط مختلف اندازه گرفته شده (جدول۴) موید این مطلب است که هرچه خم شدگی بیشتر باشد سختی کمتری وجود خواهد داشت. که به معنای ظریف تر بودن بافت مارتنزیتی نسبت به نمونه B می‌باشد. مارتنزیت ظریف‌تر امکان بازگشت بیشتر شکل در اثر تبدیل به فاز آستنیت را نشان می‌دهد. عملیات ترمومکانیکی فوق نشان می‌دهد که رعایت حد بهینه تغییر فرم پلاستیک در هر مرحله قبل از عملیات حرارتی نمونه‌های اولیه بست، دارای اهمیت فراوانی بوده و باید به آن توجه شود. برای اندازه‌گیری فشار اعمالی توسط پایه‌های بست، بست حافظه‌دار ساخته شده که پایه راست آن به اندازهٔ °۱۰۳ و پایه چپ آن به میزان °۱۰۸ خم شده بود (زاویه بین امتداد دو پایه= °۳۱ درجه) به گونه‌ای به کولیس متصل شد که یک پایه در مبدأ قرار گرفت و پایه دیگر در فاصله 2mm از پایه اول واقع شد. با اعمال نیروهای مختلف به پایه دوم تغییر فاصله بین دو پایه اندازه گرفته شد. با رسیدن این فاصله به مقدار حدود ۴mm که پایه‌ها تقریباً در حالت موازی قرار می‌گرفتند نیروی اعمالی محاسبه شد. خارج قسمت نیرو بر مساحت مقطع، مقدار تنش را برابر MPa ۲۷/۴۷ یعنی حدود $\left(\mathrm{kg}/\mathrm{mm}^2\right)$ ۲/۷۴۷ بدست داد.

رابطه (۱) بستگی شعاع انحنای نمونه را با لنگر خمشی و ضریب کشسانی بیان می‌دارد [۱۴]. لنگر خمشی با طول پایه و میزان نیرو متناسب است. از آن‌جاکه با افزایش مقدار خم شدگی شعاع انحنای نمونه کاهش می‌یابد، در نتیجه لنگر خمشی افزایش یافته و نیروی اعمالی هم زیاد می‌شود. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که بست‌های با خم شدگی بیشتر برای شکستگی‌هایی که نیاز به نیروی بیشتر فشاری دارند مناسب‌ترند. اما افزایش خم شدگی در حین عملیات ترمومکانیکی باید به طور تدریجی و طی چندین مرحله انجام شود به گونه ای که نمونه دچار کرنش مومسان (پلاستیک) بیش از حد و در نتیجه شکست موضعی نشود.

$$\frac{1}{r}=\frac{M}{EI} \qquad M=F.X \qquad (۱)$$

در رابطه‌های فوق E ضریب کشسانی، I لنگر لختی، F نیرو، X طول پایه، M لنگر خمشی و r شعاع انحنای پایه نمونه است. بررسی موضعی نمونه‌ها نشان داد که به سبب تفاوت در مقدار خم شدگی در دو نقطه از یک قطعه، دماهای تغییر حالت A_s و A_f در این نقاط فرق داشته و رفتارهای پیچیده ای را در آلیاژ بروز می‌دهد. مشابه این مسأله می‌تواند از طریق ناهمگنی در ترکیب شیمیایی و ریز ساختار حاصل شود. نواحی غنی از نیکل برای مثال، دارای دماهای تغییر حالت کوچک تری بوده و ممکن است تغییر شکل طی فرایند گرم سازی را زودتر آغاز کرده و در نهایت بیشتر خم شوند.

نتیجه‌گیری

افزایش مقدار خم شدگی منجر به کاهش A_s و A_f می‌شود. این تغییر می‌تواند سبب کاهش دمای تغییر حالت مورد نیاز برای متصل سازی قطعات شکسته استخوان شده و کاهش آسیب‌های حرارتی در بافت استخوانی را نتیجه دهد. هرچه مقدار خم شدگی بیشتر باشد، مقدار نیروی فشاری اعمالی بر لبه‌های ترک شکستگی استخوان بیشتر بوده و زمان درمان کمتری را سبب می‌شود. وجود ناخالصی، ناهمگنی و تغییرات ناخواسته ترکیب شیمیایی نسبت به ترکیب شیمیایی تعادلی (۵۰٫۵۰ اتمی) سبب کاهش یا افزایش مقادیر عمومی یا موضعی دماهای تغییر حالت A_S و A_f شده و رفتار تغییر شکل آلیاژ را تحت تأثیر قرار می‌دهد. میزان تغییر شکل مومسان نمونه‌ها در هنگام عملیات ترمومکانیکی و دستگاه شکل دهنده آلیاژ برای ساخت بست حافظه دار از اهمیت ویژه ای برخوردار بوده و لازم است در حد بهینه به دقت کنترل شود.

قدردانی

بدین وسیله از آقای مهندس صادق بدخشان به سبب تهیه آلیاژ خام اولیه، آقای مهندس محمد رضا بخشنده به سبب همکاری در راه اندازی و استفاده از دستگاه تراش قالب اسپارک، خانم الهام صالحی و آقای شایگان ریاضتی به سبب همکاری در نمونه سازی و آقای مهندس برخورداری برای کمک در بررسی‌های ساختاری و سختی سنجی قدردانی و تشکر می‌شود.

مراجع

1- S. T. Davies et al., “Characterization of Micromachining Processes during KrF Excimer Laser Ablation of TiNi Shape Memory Alloy Thin Sheets and Films”, Smart Mater. Struct., 2002; 11: 708-714.
2- J. Uchil, et al., “Effect of Thermal Cycling on R-Phase Stability in a NiTi Shape Memory Alloy”; Materials Science and Engineering A, 2002; 322: 25-28.
۳- ن. حسن زاده نعمتی، "تأثیر زاویه خم شدگی بر عملکرد بست‌های حافظه‌دار مورد استفاده در ارتوپدی"، پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی (واحد علوم و تحقیقات)، ۱۳۸۲.
۴- ب. الهی، استخوان شناسی، ۱۳۷۹، تهران، انتشارات جیحون.
۵- س. خ. صدر نژاد، ر. شرقی، ع. نوری و ب. دارابی، "ساخت و کاربرد بست‌های حافظه دار نایتینول برای جراحی مچ و قوزک پا"، نهمین کنفرانس مهندسی پزشکی، تهران، دانشگاه علم وصنعت، ۱۳۷۸، ص.ص. ۱۲-۱۶.
6- D. Mantovani, “Shape Memory Alloys: Properties and Biomedical Application”, JOM, 2000; 52 (10): 36-44.
7- Z Laster, et al., “Fixation of Forontozygomatic Fracture with a Shape-Memory Staple”, British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2001; 39: 324-325.
8- A. Arndt, et al., “Effects of Fatigue and Load Variation on Metatarsal Deformation Measured In-Vivo during Barefoot Walking”, Journal of Biomechanics, 2002; 35: 621-628.

9- New Surgical Treatments for Scoliosis, News from Shriners Hospotals, Internet Search Engines.

۱۰-ص. بدخشان راز، س. ح. میرابوالقاسمی و س. خ. صدر نژاد، "تأثیرات متقابل ریز ساختار و عملیات نورد گرم و سرد در آلیاژ حافظه دار نیکل – تیتانیوم تولید شده از طریق روش ذوب و ریخته گری"، اولین کنفرانس شکل دادن فلزات و مواد، تهران، دانشگاه صنعتی شریف، ۱۳۸۱، ص.ص. ۳۰۵ – ۲۹۷.

11- S. Badakhshan Raz and S. K. Sadrnezhaad, "Effects of VIM Frequency on Chemical Composition, Homogeneity and Microstructure of NiTi Shape Memory Alloy", Materials Science and Technology, Vol. 20, No. 5, 2004, pp 593-598.

12- A. Serneels, "Shape Memory Alloy Characterization and Optimization", AXT Medical Technologies, 2002.

۱۳-س.خ. صدر نژاد، س.ت. نعیمی و ع. نوری،"اندازه‌گیری خاصیت حافظه‌داری در آلیاژ ریختگی نایتینول و تأثیر چرخه‌های حرارتی بر بازگشت کرنش"، مهندسی متالورژی، شماره ۱۵، تابستان و بهار ۱۳۸۲، ص ص ۲۹-۳۶.

14- N. B. Morgan, "Medical Shape Memory Alloy Applications - the Market and Its Products", Materials Science and Engineering A, 2004, (In Press).

۱۵-ر. جانسون و ف. پی ویر، ترجمه محمد رضا افضلی و مجید ملکان، مقاومت مصالح، ۱۳۷۶، تهران، انتشارات دانشگاه صنعتی شریف.

16- J.L. Murray, "Ni-Ti Phase Diagram", Binary Alloy Phase Diag., 1991; 2.319.

جدول ۱ - مشخصات کوره عملیاتی حرارتی استفاده شده برای ساخت بست حافظه دار.

توان	ولتاژ	آمپراژ	فرکانس	حداکثر دما
۱۰KW	۳۸۰V	۲۲/۷ A	۵۰Hz	۱۳۱۰ °C

جدول ۲ - نتایج مربوطه به نمونه اول.

وضعیت	خم شدگی اولیه	خم شدگی ثانویه	A_S			A_f	
دما (°C)	۲۴	۲۴	۳۹	۴۲	۴۵	۵۲	۶۰
زاویه (درجه)	۱۱۲	۸۹	۹۰	۹۴	۹۹	۱۰۴	۱۰۵

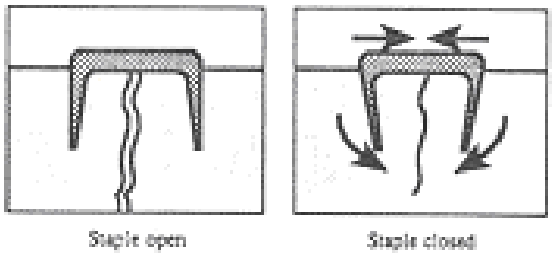
جدول ۳- نتایج مربوطه به نمونه دوم.

وضعیت	خم شدگی اولیه	خم شدگی ثانویه	A_S			A_f	
دما (°c)	۲۴	۲۴	۴۰	۴۵	۵۰	۶۰	۷۰
زاویه (درجه)	۱۰۹	۷۸	۸۰	۸۰	۸۹	۱۰۳	۱۰۵

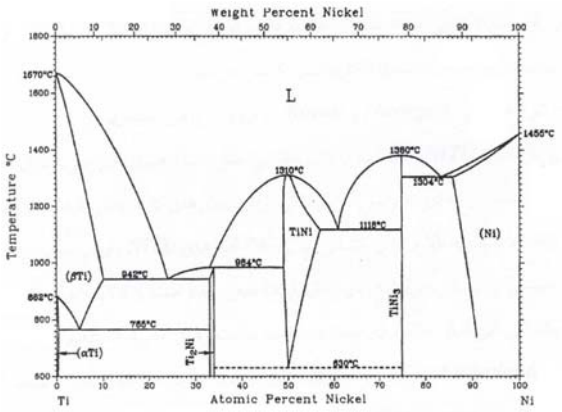
جدول ۴ - سختی دو قطعه B,A.

قطعه A		قطعه B	
سختی (ویکرز)	$(\mu m)^{1}$ $D_1 = D_2$	سختی (ویکرز)	(μm) $D_1 = D_2$
۳۸۵/۹	۱۵/۵	۶۸۹	۱۱/۸
۷۶/۱	۳۳/۱	۶۲۲/۹	۱۲/۲
۶۶۵/۹	۱۱/۸	۷۱/۹	۳۵/۹
۸۷/۷	۳۲/۵	۵۳۲	۱۳/۲

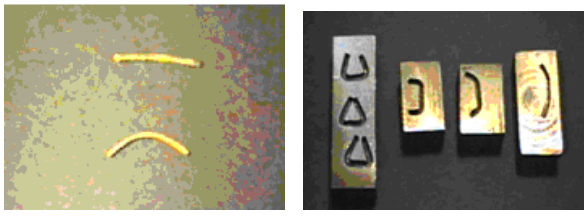
۱ - D_1 و D_2 دو قطر الماسی دستگاه ریز سختی سنج هستند.



شکل ۱- چگونگی اعمال نیروی فشاری توسط بست حافظه دار و نزدیک شدن لبه‌های شکستگی به یکدیگر [۵].

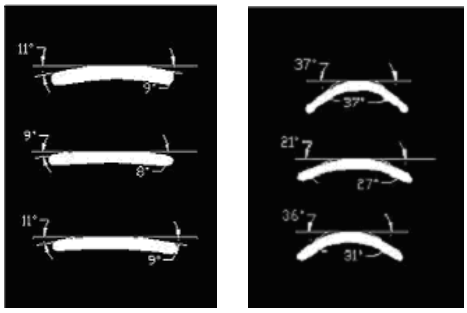


شکل ۲ - دیاگرام دو جزئی Ni-Ti [۱۶].

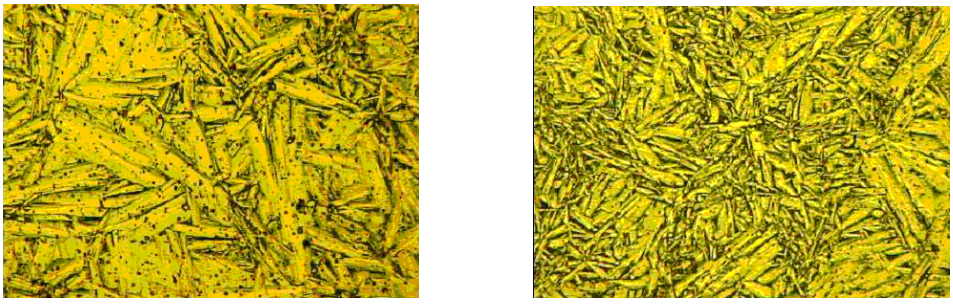


(ب) (الف)

شکل ۳ – (الف) تصویر قالب‌های فولادی مورد استفاده برای تغییر فرم پلاستیک آلیاژ حافظه دار و (ب) تصویر قطعات خم شده در مرحلهٔ اول و دوم خم شدن.



شکل ۴- تصاویر دو قطعه نایتینول که از راست به چپ به ترتیب شکل اولیه، شکل ثانویه و شکل اولیه بازیابی شده بعد از قرار گیری در آب $90\,^{\circ}C$ نشان داده شده است.



(ب) (الف)

شکل ۵ – تصویر میکروسکوپی از (الف) قطعه A و (ب) قطعه B در بزرگنمایی ۲۰۰.