

# تأثیر میزان خم‌شدگی بر خواص بست حافظه‌دار برای اتصال استخوان

دکتر سید خطیب‌الاسلام صدرنژاد<sup>۱</sup>، دکتر سیدتقی نعیمی<sup>۲</sup>، دکتر سیدمهدی فتحی<sup>۳</sup>، مهندس ناهید حسن‌زاده نعمتی<sup>۴</sup>

دانشگاه صنعتی شریف-۱

دانشگاه صنعتی امیرکبیر-۲

دانشگاه تهران-۳

دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات-۴

## Effect of Bending on Shape Memory Staple for Joining Bone

Dr. S.K.Sadrnezhaad<sup>1</sup>, Dr.S.T.Naimi<sup>2</sup>, Dr. S.M.Fathi<sup>3</sup>, Eng. N.Hassanzadeh Nemati<sup>4</sup>

1-Sharif University of Technology

2- Amirkabir University of Technology

3- Tehran University

4- Azad University, Researches and Sciences Unit

### چکیده:

بست‌های حافظه‌دار ساخته شده از آلیاژ نیکل - تیتانیوم به گونه‌ای طراحی می‌شوند که جراح بتواند با قرار دادن دو پایه بست در داخل دو حفره تعبیه شده در اطراف محل شکستگی، قطعات استخوان را بهم متصل ساخته و با حرارت دادن بست المان حرارتی، ساختار آلیاژ را از حالت مارتنزیتی به حالت آستنیتی تبدیل کند. این تغییر ساختار باعث بازگشت آلیاژ به شکل قبل و نزدیک شدن دو لبه ترک به یکدیگر می‌شود. نزدیکی دو لبه ترک که می‌تواند با انک فشرده شدن دو قطعه ترک‌خورده به یکدیگر نیز توأم باشد، کاهش قابل ملاحظه زمان التیام و تنزل هزینه‌های درمان را به همراه دارد. در این مقاله ضمن بررسی خواص آلیاژ نیکل - تیتانیوم، اقدامات انجام شده برای ساخت بست‌های حافظه‌دار مورد استفاده برای التیام ترک استخوان شرح داده شده است. تأثیر میزان خم‌شدگی بین دو پایه بست بر عملکرد بست و تأثیر ترکیب شیمیایی، فرایند تولید، شرایط عملیات حرارتی و مکانیزم عمل بر کارایی بست مورد توجه و بررسی قرار گرفته است.

**کلمات کلیدی:** حافظه‌دار، بست، نایتینول، استحاله، آستنیت، مارتنزیت، خم‌شدگی

### ABSTRACT

Shape memory staples made of nickel - titanium alloy are designed so that the surgical physician can implant its legs like a hook across the fractured bone to fix the broken parts together. The alloy returns to its original shape after being heated by passage of an electric current or usage of a warm saline pad. The changing of its crystal structure (martensite to austenite) results in bending of the staple legs exerting a compressive force to both pieces of the broken bone to bring them close together. The fracture gap can thus be eliminated and the healing This paper reports on the most recent findings obtained on properties of the SMA staples time can be reduced. manufactured with laboratory made Ni-Ti alloy. Mechanical and microstructural characteristics of the staples are found to depend on the chemical composition, manufacturing process and the time duration and temperature at which the samples are heat-treated. Experimentally produced shape memory staples are used to determine the influences of the amount of bending as well as the applied plastic strains on healing behavior of the staples.

**Key Words:** Staple, SMA, Nitinol, Shape Memory, Phase Transmission, Austenite, Martensite, Bending Angle

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 اخیراً در فن‌آوری‌های پیشرفته از جمله تولید مواد هوشمند، طراحی مکانیزم‌های خودکار و ساخت تجهیزات و کاشتنی‌های پزشکی کاربرد یافته است. آلیاژ حافظه‌دار ماده جدیدی با قابلیت بازگشت به شکل اولیه از پیش تعیین شده است. ساختار این ماده در دمای پایین مارتنزیت نامیده شده و نرمی فوق‌العاده، تنش تسلیم پایین و شکل‌پذیری 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 (Ms)، (۲) اتمام استحاله مارتنزیتی (Mf)، (۳) شروع استحاله آستنیتی (As) و (۴) اتمام استحاله آستنیتی (Af) [۲]. نایتینول با درصد‌های یکسان اتمی نیکل و تیتانیم یک آلیاژ حافظه‌دار است. این آلیاژ به سبب داشتن خواص زیست‌سازگاری مناسب، کاربرد فراوانی در ساخت عضله مصنوعی مورد استفاده در قلب مصنوعی، استنت عروقی، سیم راهنما، فیلتر خون، صفحه فکی و بست<sup>۱</sup> ارتوپدی بدست آورده است [۳].

دیاگرام دوجرئی Ni-Ti (شکل ۱) محدوده فازهای مختلف و از جمله TiNi حافظه‌دار را به وضوح آشکار می‌سازد. فازهای پایدار دیگر مانند Ti<sub>2</sub>Ni و TiNi<sub>3</sub> که حافظه‌دار نمی‌باشند نیز در این دیاگرام مشاهده می‌شود [۴]. رسوب این فازها، ترکیب زمینه نایتینول را تغییر داده و به این ترتیب بر دماهای استحاله آلیاژ اثر می‌گذارد. افزایش نیکل در زمینه آلیاژ، برای مثال دماهای استحاله را کاهش می‌دهد در حالی که افزایش تیتانیم در زمینه، این دماها را افزایش می‌دهد. رسوب هر دو فاز غنی از نیکل (TiNi<sub>3</sub>) و غنی از تیتانیم (Ti<sub>2</sub>Ni) سبب کاهش قابلیت کار گرم و ترک دار شدن آلیاژ هنگام شکل‌دهی در دمای بالا می‌شود. شکل دادن آلیاژ به روش‌های مختلف سرد و گرم انجام پذیر است. هرگونه انحراف از ترکیب استوکیومتری با درصد اتمی مساوی نیکل و تیتانیم باعث بزرگتر شدن رسوبات فازهای ثانویه گشته و بر قابلیت کار گرم تاثیر می‌گذارد. برای مثال آلیاژهای غنی از تیتانیم معمولاً ترد و ترکدار می‌شوند [۵].

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 حافظه دار 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 لیه‌های ترک شکستگی وارد آورده و لیه‌های شکستگی را به هم نزدیک می‌کند. بدین ترتیب مدت التیام شکستگی کاهش می‌یابد. در شکل ۲ چگونگی عملکرد یک بست حافظه‌دار را مشاهده می‌نمایید.

افزون بر ۲۰۶ عدد استخوان قسمت عظیمی از بدن را تشکیل داده‌اند [۶] 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 خورگی را گرفته و سرعت ترمیم را افزایش می‌دهد [۷]. بدین ترتیب زمان تثبیت با گچ کاهش یافته و عملیات جراحی و حرکت عضو شکسته تسهیل می‌گردد. مزیت استفاده از ایمپلنت حافظه‌دار، باعث اهمیت یافتن ساخت آن شده است.

<sup>۱</sup> - Shape Memory Staple

شکل ۱- دیاگرام دو جزئی Ni-Ti (۴)

شکل ۲- چگونگی اعمال نیروی فشاری توسط بست حافظه دار و نزدیک شدن لیه‌های شکستگی به یکدیگر (۷)

(الف)

(ب)

شکل ۳- (الف) تصویر قالب‌های فولادی مورد استفاده برای تغییر فرم پلاستیک آلیاژ حافظه دار و (ب) تصویر قطعات خم شده در مرحله اول و دوم شکل‌دهی

اولین آزمایش‌های بالینی بر بست‌های حافظه‌دار در سال ۱۹۸۱ میلادی در چین انجام گرفت [۸]. میزان استفاده از این آلیاژ از آن زمان تا کنون مرتب افزایش یافته است. در حال حاضر از بست‌های حافظه‌دار برای تثبیت شکستگی‌های فک [۹]، تصحیح شکستگی استخوان‌های پا [۱۰] و تصحیح انحراف ستون مهره‌ها [۱۱] 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 خم‌شدگی (زاویه بین دو پایه) بر عملکرد بست بررسی شود.

## آزمایشها و تجهیزات ساخت قالب

برای ساخت بست و انجام آزمایش‌های لازم از تسمه نایتینول ساخته شده طی تحقیقات قبلی با سطح مقطع یک میلی‌متر مربع [۱۲، ۱۳] استفاده شد. از آنجایی که جذب کمترین مقدار ناخالصی سبب ترد و شکننده شدن آلیاژ می‌شد، لذا عملیات شکل‌دهی با دقت فراوان و در چندین مرحله تا رسیدن به شکل نهایی انجام گردید. مقدار تغییر شکل در هر مرحله تا حد ممکن کم انتخاب می‌شد زیرا در غیر این صورت بعد از خارج‌سازی نمونه از کوره با قطعات شکسته مواجه می‌شدیم. علت شکسته شدن نمونه جلوگیری دیواره قالب از بازیابی شکل قطعه در هنگام حرارت‌دهی بود.

اگر از بازیابی شکل یک آلیاژ حافظه‌دار در طی تبدیل مارتنزیت به آستنیت ممانعت به عمل آید، تنش به بزرگی چند صد میلی پاسکال بر علیه مقاومت خارجی اعمال خواهد کرد که به تنش بازیابی شهرت یافته است [۱۴]. مقدار این تنش به علت تمرکز یافتن در نواحی ضعیف نمونه مانند محل‌های خم‌شدگی، مناطق دارای ترک و قسمت‌های حاوی تجمع ناخالصی می‌تواند به بیش از حد تسلیم افزایش یافته و سبب پارگی قطعه در آن بخشها شود. مقدار این تنش با فزونی دما افزایش یافته و سبب شکسته شدن قطعه در جاهای ضعیف نمونه می‌گردد. بررسی‌های تجربی نشان داده 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 می‌شوند. برای تامین هدف مذکور چهار قالب فولادی با استفاده از دستگاه برش و جرقه برق (Spark) ساخته شد. این قالب‌ها (شکل ۳) برای تولید قطعات با ابعاد دقیق و کوچک مورد استفاده قرار گرفت. شکاف‌هایی که برای شکل دادن به نمونه در قالب‌ها تعبیه شد از دقت ابعادی بالایی برخوردار بوده و سطوح داخلی آنها حتی الامکان صاف و صیقلی تهیه گردید.

برای ساخت سمبه دارای شکل و ابعاد مورد نظر، ورق مسی به ضخامت ۲/۵mm و عرض ۱cm با دستگاه خم کن به زوایای مورد نظر خم شد. با قرار دادن سمبه در فک دستگاه و ایجاد جرقه بین مس و قالب فولادی، شکل سمبه (شکل ۴) بر روی قالب حک گردید. ولتاژ دستگاه به هنگام تماس نمونه‌های مسی و قطعه کار به ۱۰۰V می‌رسید و هنگام قطع اتصال برابر ۵۰V بود. شدت جریان دستگاه به صورت تجربی بین ۲۲-۳۰ (اغلب ۲۷ آمپر) تنظیم گردید. براده‌برداری در محیط خنک‌کننده نفت انجام شد (شکل ۵).

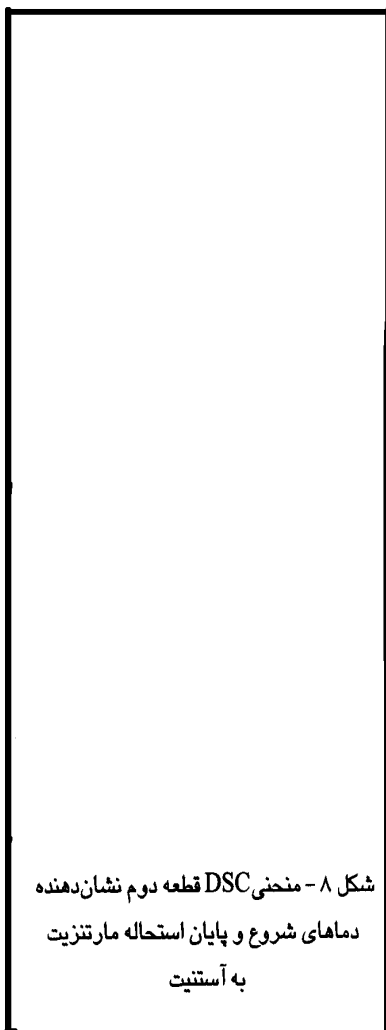
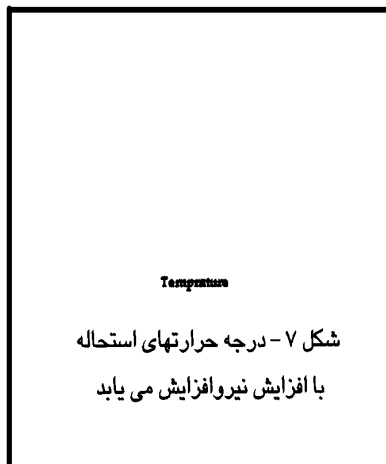
## عملیات حرارتی

عملیات حرارتی به طور مرحله‌ای و در قالب‌های فولادی محافظت شده انجام گرفت. هر قالب حاوی نایتینول مهار شده در داخل کوره ای با دمای ۵۲۰ °C به مدت ۱۵ min قرار گرفت. کوره مورد استفاده کوره دیجیتالی Nabertherm ساخت کشور آلمان بود که مشخصات آن در جدول ۱ آمده است. نمای از بالای قالب‌های فولادی در شکل ۳ (الف) آمده است. تصویر قطعات خم شده برای ساختن بست حافظه‌دار 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.

شکل ۴- سمبه های مسی مورد استفاده در این تحقیق

شکل ۵- تصویر قسمت براده برداری دستگاه اسپارک

شکل ۶- شکل های اسکن شده دو قطعه نایتینول که از بالا به پایین به ترتیب شکل اولیه، شکل ثانویه و شکل اولیه بازیابی شده بعد از قرارگیری در آب ۹۰ °C نشان داده شده است.



درجه حرارت‌های پایین ( $340-450^{\circ}\text{C}$ ) عملیات حرارتی هم به ایجاد فاز R در هنگام سرد کردن آلیاژ می‌انجامد [۱۵]. بنابراین دمای  $520^{\circ}\text{C}$  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.

جدول ۱ - مشخصات کوره عملیاتی حرارتی استفاده شده برای عملیات حرارتی نمونه های نایتینولی.

توان	ولتاژ	آمپراژ	فرکانس	حداکثر دما
۱۰ KW	۳۸۰ V	۲۲/۷ A	۵۰ HZ	$1310^{\circ}\text{C}$

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 اسکرن و نیز در یک مرحله دستگاه DSC سنجیده شد. تأثیر زاویه خم‌شدگی بر ریز ساختار آلیاژ نیز با استفاده از میکروسکوپ نوری بررسی شد. میزان نیروی اعمالی بست بر استخوان تحت تأثیر زاویه خم‌شدگی قرار داشت. برای اندازه‌گیری این تأثیر، وسیله‌ای مشتمل بر یک عدد کولیس (برای اندازه‌گیری میزان کرنش زاویه‌ای) و وزنه‌های مختلف فلزی (برای تعیین مقدار نیرو) طراحی و سر هم شد. با کمک روابط ساده ریاضی تأثیر زاویه خم‌شدگی بر نیروی بست‌های ساخته شده، اندازه‌گیری و ثبت شد.

### بحث و بررسی نتایج آزمایش‌ها

حداکثر کرنش قابل بازیابی بستگی به عوامل متعدد شیمیایی و فیزیکی دارد و می‌تواند به ۸٪ یا حتی بیشتر نیز برسد. نتایج آزمایش‌ها بیانگر این موضوع است که با افزایش مقدار تغییر فرم سرد، کرنش برگشتی کاهش می‌یابد. در عوض کرنش باقیمانده افزایش می‌یابد. این موضوع قبلاً نیز در مرجع ۱۶ مورد بررسی قرار گرفته است. بازیابی حافظه در قطعات نشان داده شده در شکل ۳ (ب) در شکل ۶ نشان داده شده است. افزایش خم‌شدگی منجر به افزایش انرژی ذخیره شده همراه با ازدیاد عیوب کریستالی مانند نابجایی‌ها 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 که با کاهش مقدار خم‌شدگی ثانویه، تغییر حالت به دماهای کوچکتر سوق داده شده است. نتایج حاصله در جدول‌های ۲ و ۳ ارائه شده است. البته باید به این مطلب اشاره کرد که برای ایجاد خمیدگی بیشتر (نسبت به حالت تثبیت شده آلیاژ) نیروی بزرگتری مورد نیاز است. تحقیقات بیانگر این مطلب است که با افزایش مقدار نیروی اعمالی، درجه حرارت‌های استحاله افزایش پیدا می‌کند [۱۷] (شکل ۷). همچنین ممکن است حافظه‌داری سه مرحله‌ای شود یعنی فاز R که یک فاز میانی است در آلیاژ به هنگام سرد کردن و گرم کردن حد فاصل بین فازهای مارتنزیت و آستنیت بوجود آید [۱۸]. برای تعیین دمای  $A_s$ ، نقطه مرزی موقعیتی انتخاب شد که قطعه در اثر افزایش دما از شکل ثانویه خارج شده و تمایل به برگشت به حالت نخست از خود نشان می‌داد. دمای  $A_f$  نیز دمایی گرفته شد که آلیاژ در درجه حرارت‌های بالاتر دیگر هیچ تغییری از خود نشان نمی‌داد و یا مقدار این تغییرات قابل اغماض بود. از مقایسه ارقام داده شده در جدول‌های ۲ و ۳، درجه حرارت‌های  $A_s$  و  $A_f$  بدست آمده از روش حمام آب با نتایج حاصل از دستگاه DSC تطبیق خوبی داشت (شکل ۸). در نتیجه معلوم شد که در اثر افزایش تغییر فرم پلاستیک (خم‌شدگی ثانویه) مقدار  $A_s$  از  $40^{\circ}\text{C}$  به  $39^{\circ}\text{C}$  و  $A_f$  از  $60^{\circ}\text{C}$  به  $52^{\circ}\text{C}$  درجه سانتیگراد کاهش می‌یابد.

جدول ۲ - نتایج مربوطه به نمونه اول.

وضعیت	خم شدگی اولیه	خم شدگی ثانویه	$A_s$	$A_f$	
دما ( $^{\circ}\text{C}$ )	۲۴	۲۴	۳۹	۴۲	۵۲
زاویه (درجه)	۱۱۲	۸۹	۹۰	۹۴	۱۰۴

جدول ۳ - نتایج مربوطه به نمونه دوم.

وضعیت	خم شدگی اولیه	خم شدگی ثانویه	$A_s$				$A_f$
دما ( $^{\circ}\text{C}$ )	۲۴	۲۴	۴۰	۴۵	۵۰	۵۶	۶۰
زاویه (درجه)	۱۰۹	۷۸	۸۰	۸۰	۸۹	۹۴	۱۰۳

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 زاویه خم‌شدگی بیشتر بر بست‌های با خم‌شدگی کمتر ترجیح داده میشوند؛ زیرا با اندکی افزایش دما می‌توانند تغییر شکل کافی به‌دست دهند. مقدار مناسب  $A_s$  معمولاً ۳۷ $^{\circ}\text{C}$  و حداکثر  $A_f$  در عمل زیر ۵۰ $^{\circ}\text{C}$  در نظر گرفته می‌شود. از آنجا که وجود ناخالصی‌های همراه می‌تواند سبب فزونی دماهای  $A_s$  و  $A_f$  نسبت به مقادیر مطلوب شود، لذا استفاده از محیط‌های بسیار تمیز و شرایط به‌شدت کنترل شده در هنگام ساخت، شکل‌دهی و عملیات حرارتی آلیاژ مورد استفاده در بست حافظه‌دار ضروری است. در ضمن در ساخت بست سعی ما بر این بود که با استفاده از کاغذ سنباده و پودر اکسید آلومینیم سطح قطعه تا حد امکان صیقلی شود تا خوردگی آن در محیط بیولوژیکی به حداقل برسد. مقاومت به خوردگی به فاکتورهایی مانند کیفیت سطح، مقدار پس‌مانده‌ها و میزان یکنواختی ریز ساختار از طریق رهایش یون‌ها و در نتیجه ایجاد سمیت بستگی دارد [۱۹].

برای بررسی ریز ساختار نمونه‌های بست از محلول اچ  $5\%\text{HF}+5\%\text{CH}_3\text{COOH}+90\%\text{HNO}_3$  استفاده گردید. وجود فاز  $\text{Ti}_2\text{Ni}$  در تصاویر میکروسکوپی نشان‌دهنده تردی نمونه و آسانی شکست آن بود (شکل ۹-الف). به دلیل هم ساختاری [۵] و شباهت تصاویر متالوگرافی فازهای  $\text{Ti}_2\text{Ni}$ ،  $\text{Ti}_4\text{Ni}_2\text{O}$  و  $\text{Ti}_4\text{Ni}_2\text{N}$ ، تشخیص نوع رسوب در نمونه‌ها در عین حال مشکل بود. از مقایسه نتایج بررسی‌های ریز ساختاری، نوع فازها تا حد ممکن مشخص شد (شکل ۹). اگر چه هر سه فاز دارای سختی بالاتری از زمینه بوده و باعث تردی آلیاژ می‌شوند، اما تاثیر تردکنندگی دو فاز  $\text{Ti}_2\text{Ni}$  و  $\text{Ti}_4\text{Ni}_2\text{O}$  از فاز نیتريدی به مراتب بیشتر بوده و در عملیات شکل‌دهی مزاحم محسوب می‌شوند.

تأثیر ناخالصی‌ها و زاویه خم‌شدگی 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 خم‌شدگی در شکل ۱۰ نشان داده شده است. با مقایسه این اشکال 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 مارتنزیتی نسبت به قطعه B است. مقایسه سختی این دو نمونه نیز که با دستگاه ریزسنج در نقاط مختلف اندازه گرفته شده (جدول ۴) موید این مطلب است که هرچه خم‌شدگی بیشتر باشد سختی کمتری خواهیم 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.

← 50 $\mu\text{m}$  →  
(الف)

(ب)

شکل ۹ - تصویر میکروسکوپی نمونه ساخته شده به روش ذوب القایی قبل از عملیات شکل دهی نشان دهنده:

(الف) فاز  $\text{Ti}_2\text{Ni}$

(ب) فاز  $\text{Ti}_4\text{Ni}_2\text{N}$

جدول ۴ - سختی دو قطعه A, B.

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

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

(الف)

(ب)

(ج)

شکل ۱۰ - تصویر میکروسکوپی از  
(الف) قطعه صاف،  
(ب) قطعه A و  
(ج) قطعه B  
در مقیاس  $100 \mu m$

شکل ۱۱ - تصویر از  
یک بست ساخته شده

برای اندازه‌گیری فشار اعمالی توسط پایه‌های بست، بست حافظه‌دار ساخته شده (شکل ۱۱) که پایه راست آن به اندازه  $10.3^\circ$  و پایه چپ آن به میزان  $10.8^\circ$  خم شده بود (زاویه بین امتداد دو پایه  $= 31^\circ$  درجه) به قسمی به کولیس متصل شد که یک پایه در مبدأ قرار گرفت و پایه دیگر در فاصله  $2 mm$  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  $4 mm$  که پایه‌ها تقریباً در حالت موازی قرار میگرفتند نیروی اعمالی محاسبه شد. خارج قسمت نیرو بر مساحت مقطع، مقدار تنش را برابر  $27/47 MPa$  یعنی حدود  $2/747 kg/mm^2$  بدست داد.

رابطه ۱ بستگی شعاع انحناى نمونه را با لنگر خمشی و مدول الاستیسیته بیان می‌دارد [۲۰]. لنگر خمشی با طول پایه و میزان نیرو متناسب است. از آنجاکه با افزایش مقدار خم‌شدگی شعاع انحناى نمونه کاهش می‌یابد، در نتیجه لنگر خمشی افزایش یافته و نیروی اعمالی هم زیاد می‌شود. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که بست‌های با خم‌شدگی بیشتر برای شکستگی‌هایی که نیاز به نیروی بیشتر فشاری دارند مناسب‌ترند. اما افزایش خم‌شدگی در حین عملیات ترمومکانیکی باید به‌طور تدریجی و طی چندین مرحله انجام شود به گونه‌ای که نمونه دچار کرنش پلاستیک بیش حد و در نتیجه شکست موضعی نشود.

$$r EI \quad M = F.X \quad (1)$$

در رابطه‌های فوق  $E$  مدول الاستیسیته،  $I$  لنگر لختی،  $F$  نیرو،  $X$  طول پایه،  $M$  لنگر خمشی و  $r$  شعاع انحناى پایه نمونه است. بررسی موضعی نمونه‌ها نشان داد که به سبب تفاوت در مقدار خم‌شدگی در دو نقطه از یک قطعه، دماهای تغییر حالت  $A_s$  و  $A_f$  در این نقاط فرق داشته و رفتارهای پیچیده‌ای را در آلیاژ بروز می‌دهد. مشابه این مسأله می‌تواند از طریق ناهمگنی در ترکیب شیمیایی و ریز ساختار حاصل شود. نواحی غنیاز نیکل برای مثال، دارای دماهای تغییر حالت کوچکتری بوده و ممکن است تغییر شکل طی فرایند گرم‌سازی را زودتر آغاز کرده و در نهایت بیشتر خم شوند.

### نتیجه‌گیری و خاتمه

افزایش مقدار خم‌شدگی منجر به کاهش  $A_s$  و  $A_f$  می‌شود. این تغییر می‌تواند سبب کاهش دمای تغییر حالت مورد نیاز برای متصل‌سازی قطعات شکسته استخوان شده و کاهش آسیب‌های حرارتی در بافت استخوانی را نتیجه دهد. هرچه مقدار خم‌شدگی 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 ( $50/50$  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 تاثیر قرار می‌دهد. میزان تغییر فرم پلاستیک نمونه‌ها در هنگام عملیات ترمومکانیکی و دستگاه شکل‌دهنده آلیاژ برای ساخت بست حافظه‌دار از اهمیت ویژه‌ای برخوردار بوده و لازم است در حد بهینه به دقت کنترل شود.

### قدردانی

بدینوسیله از آقای مهندس صادق بدخشانی به سبب تهیه آلیاژ خام اولیه، آقای

مهندس محمد رضا بخشنده به سبب همکاری در راه‌اندازی و استفاده از دستگاه تراش قالب اسپارک، خانم الهام صالحی و آقای شایگان ریاضتی به سبب همکاری در نمونه‌سازی و آقای مهندس برخورداری برای کمک در استفاده از کوره عملیات حرارتی 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 خم‌شدگی بر عملکرد بست‌های حافظه‌دار مورد استفاده در ارتوپدی"، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی (واحد علوم و تحقیقات)، ۱۳۸۲.
- 4- J.L. Murray, (Ni-Ti Phase Diagram), Binary Alloy Phase Diag., ASM, NY, 1991, 2.319.
- 5- K.N. Melton, (Ni-Ti Based Shape Memory Alloys), Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, (Ed. T.W. Duerig, K.N. Melton, D. Stockel and C.M. Wayman), 1990, Butterworth-Heinman, London, 21-35.
- ۶- ب. الهی، "استخوان شناسی"، ۱۳۷۹، انتشارات جیحون، تهران.
- ۷- س. خ. صدرنژاد، ر. شرقی، ع. نوری و ب. دارابی، "ساخت و کاربرد بست‌های حافظه‌دار نایتینول برای جراحی مع و قوزک پا"، نهمین کنفرانس مهندسی پزشکی، تهران، دانشگاه علم و صنعت، ۱۳۷۸، ص.ص. ۱۲-۱۶.
- 8- D. Mantovani, (Shape Memory Alloys: Properties and Biomedical Application), JOM, 2000; 52 (10), 36-44.
- 9- Z Laster, et al., (Fixation of Forontozygomatic Fracture with a Shape-Memory Staple), British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2001; 39, 324-325.
- 10- 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.
- 11- <http://www.shrinershq.org/whatsnewarch/archives01/viewpoint8-01.html>, New Surgical Treatments for Scoliosis, Internet Search Engines, November 6, 2004.
- ۱۲- ص. بدخششان‌راز، س. ح. میرابی‌القاسمی و س. خ. صدرنژاد، "تأثیرات متقابل ریز ساختار و عملیات نورد گرم و سرد در آلیاژ حافظه‌دار نیکل - تیتانیوم تولید شده از طریق روش نوب و ریخته‌گری"، اولین کنفرانس شکل دادن فلزات و مواد، تهران، دانشگاه صنعتی شریف، ۱۳۸۱، ص.ص. ۲۹۷ - ۳۰۵.
- 13- S. Badakhshan Raz and S. K. Sadrnezhad, (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.
- 14- Y. Li, L.S. Cui, H.B. Xu, D.Z. Yang, (Constrained Phase-Transformation of a TiNi Shape Memory Alloy), Metallurgical and Materials Transactions A, Vol. 34A, Feb. 2003, pp 219-223.
- 15- A. Serneels, (Shape Memory Alloy Characterization and Optimization), AXT Medical Technologies, 2002.
- ۱۶- س. خ. صدرنژاد، 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.
- 17- <http://smart.tamu.edu/>, Texas A & M Smart Lab., October 30, 2004.
- 18- P.C. Su, S.K. Wu, (The Four Step Multiple Stage Transformation in Deformed and Annealed Ti49Ni51 Shape Memory Alloy), Acta Materialia 52, 2004, pp 1117 1122.
- 19- M. Es-Souni, M. Es-Souni, H. Fischer-Brandies, (On the Properties of Two Binary NiTi Shape Memory Alloys: Effects of Surface Finish on the Corrosion Behavior and in vitro Biocompatibility), Biomaterials 22, 2002, pp 2887-2894.
- ۲۰- ر. جانسون و ف. پی‌ویر، ترجمه محمدرضا افضلی و مجید ملکان، "مقاومت مصالح"، ۱۳۷۶، تهران، انتشارات دانشگاه صنعتی شریف.