

ساخت فیلم نازک NiTi(Si) برای کاربرد در سیستم های میکروالکترومکانیکی زیستی قابل استفاده در پزشکی

Fabrication of NiTi(Si) Thin Film for Application in Bio-MEMs Usable in Medicine

سید خطیب الاسلام صدرنژاد*^۱، سهراب سنجابی^۳ و ناهید حسن زاده نعمتی^۴

۱- قطب تحقیقات فرایندهای تولید مواد پیشرفته، دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف

۲- پژوهشگاه مواد و انرژی

۳- دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه تربیت مدرس

۴- گروه بیومواد دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی (واحد علوم و تحقیقات)

چکیده

در این مقاله آخرین دستاوردهای حاصل از کندوپاش روی صفحه سیلیسیمی آلیاژ هوشمند نیکل - تیتانیوم به منظور ساخت فیلم نازک دارای خواص متفاوت گزارش شده است. کامپوزیت NiTi(Si) حاصل به سبب دارا بودن خواص مطلوبی همچون انعطاف پذیری، حافظه داری، سوپراالاستیسیته و استحکام، قابلیت استفاده در ساختارهای مرکب و ساده در مهندسی پزشکی و صنایع پیشرفته را دارد. فیلم های نازک دارای ساختار لایه ای چند گانه، در صنایع میکرونی مانند سامانه های میکروالکترومکانیکی می تواند به کار برده شود. زیست سازگاری خوب کامپوزیت حاوی فیلم نازک، کاربرد سیستم های میکروالکترومکانیکی زیستی را در وسایل جابجایی سلول، برداشتن تومور، رسانش دارو به سلول و برش اعصاب در حین عمل جراحی با حداقل آسیب رسانی توجیه می نماید.

کلمات کلیدی: آلیاژ حافظه دار NiTi(Si)، سیستم الکترومکانیکی، فیلم نازک، اسپاترینگ (کندوپاش)

Abstract

Recent findings about sputtering of Ni-Ti smart alloys on Si substrate for thin film manufacturing are reported in this article. The NiTi(Si) composites are usable in simple and complex biomedical engineering structures and advanced industrial systems. Thin films produced of polymorph structures are used in such micro-devices as micro-electromechanical systems. Good biocompatibility favors their usage in bio-MEMs used for cell displacement, tumor removal, drug delivery to sick cells and nerve clipping in noninvasive surgery.

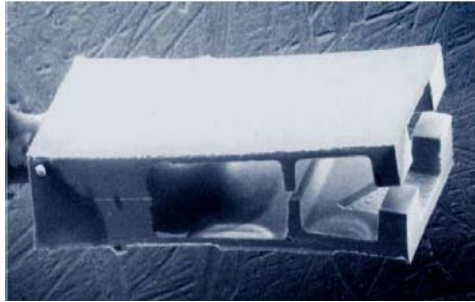
Keywords: NiTi(Si), MEMs, thin film, sputtering

خصوصیات برجسته این آلیاژ مستقیماً به تغییر حالت فازی آن مربوط می شود. این تغییر، تبدیل ترموالاستیکی مارتنزیتی نامیده می شود [۱]. استحاله مذکور در دمای M_s شروع شده و در دمایی پایین تر (M_f) کامل می شود. وقتی در شکل ظاهری آلیاژ با ساختار مارتنزیتی تغییر شکل رخ می دهد، کرنشی در آن ظاهر می گردد که با افزایش دما قابل بازیابی خواهد بود. بازیابی شکل اولیه در دمای A_s شروع شده و در دمای A_f پایان می پذیرد. درجه حرارت های مذکور از ویژگیهای آلیاژ محسوب می شود. میزان کرنش

مقدمه

آلیاژ حافظه دار NiTi به علت برخورداری از خواص منحصر بفردی همچون داکتیلیته بالا در دمای پایین، مقاومت به خستگی زیاد، حافظه داری مطلوب، توانایی تبدیل مستقیم حرارت به کار، زیست سازگاری قابل قبول و مقاومت به خوردگی بالا در صنایع پیشرفته بویژه عملگرهای^۱ مورد استفاده در صنعت و پزشکی مورد توجه قرار دارد [۱ و ۲].

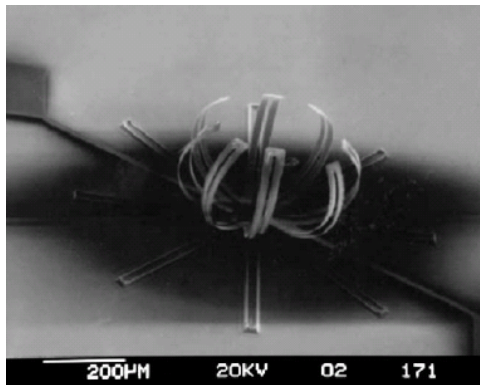
¹ Actuators-



شکل ۱ - طرح یک میکرو گیره ساخته شده با آلیاژ حافظه دار [۱۶].

میکروالکتروادهای ساخته شده از فیلم نازک NiTi نیز جزء گروه MEMS است که در برش و جدا سازی رشته های عصبی با کمترین آسیب رسانی در جراحیها مورد استفاده قرار می گیرد [۱۸].

میکرولفافه ها مانند انبرکهای کوچک در برداشتن تومورهای سرطانی و خارج سازی آنها از بدن کاربرد دارند. شکل ۲ ساختار یک میکرولفافه را نشان می دهد. ابعاد بازوهای این میکرولفافه در حدود $100\mu\text{m}$ می باشد که با کوچکترین جریان الکتریکی باز شده و با رفع آن بسته می شود و شکل یک قفس را ایجاد می کند [۱۶].



شکل ۲- تصویر یک میکرو لفافه ساخته شده از فیلم نازک NiTi [۱۶].

فیلم های نازک NiTi به تغییرات محیطی مانند تغییرات حرارتی، تنشی، مغناطیسی یا الکتریکی حساس هستند. لذا از آنها می توان در ساخت میکرووحسگرها استفاده نمود [۱۶].

روش های مختلفی برای ساخت فیلم های نازک پایه NiTi وجود دارد که مهم ترین آنها عبارتند از: کندگی لیزری^۳

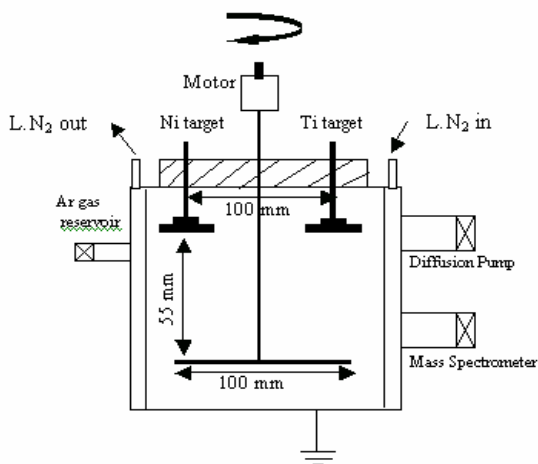
قابل برگشت بین ۲ تا ۱۰ درصد گزارش شده است [۳]. معروف ترین کاربردهای پزشکی آلیاژ حافظه دار نیکل-تیتانیوم از نوع ماکروسکوپی ساخت سیمهای ارتودنسی [۴]، میخ داخل مغزی [۵]، سیم راهنما [۶]، ماهیچه مصنوعی [۷] و بست ارتوپدی [۸] است که قدمت بیش از چند دهه دارد. اما استفاده در مقیاس میکروسکوپی از این آلیاژ در پزشکی در سالهای اخیر مورد توجه قرار گرفته است [۲]. تحقیقات نشان داده است که فیلم نازک NiTi(Si) یک ماده امید بخش و آینده دار در ساخت سیستم های میکروالکترومکانیکی (MEMS) است [۹-۱۳]. فیلم های نازک تهیه شده از آلیاژ حافظه دار در اثر عبور جریان الکتریسیته گرم شده و به دلیل بالا بودن نسبت سطح به حجم، با قطع جریان، سرد می شوند و بدین ترتیب از سرعت بالای عمل برخوردار هستند [۳]. این ریز عملگرها علاوه بر خواص مطلوب مکانیکی و الکتریکی از زیست سازگاری قابل قبولی نیز برخوردار بوده و نامزدهای مناسبی برای کاربردهای پزشکی مانند جراحی غیر تهاجمی، رهایش دارو، مهندسی بافت و تشخیص طبی می باشند [۱۴]. برای افزایش زیست سازگاری و خاصیت آنتی باکتریال MEMS، محققین مرجع ۱۵ اضافه کردن نقره به ترکیب نیکل-تیتانیوم و ساخت فیلم نازک Ni-Ti-Ag را پیشنهاد نموده اند.

میکروپمپ ها (Micropumps)، میکرودریچه ها (Microvalves)، میکروگیره ها (Microgrippers) و میکرولفافه ها (Microwrappers) از جمله ریز عملگرها هستند که در دسته MEMS قرار دارند [۱۶]. در ادامه مقاله، کاربردهای پزشکی هر کدام از این میکروابزارها به تفکیک آمده است.

میکرودریچه ها و میکروپمپ ها در سیستم های رهایش دارو مورد استفاده قرار گرفته اند و میکروگیره ها که طرح نمونه ای از آن در شکل ۱ نشان داده شده نیز به دلیل داشتن قابلیت انتقال اجسام کوچک مانند ابزارهای الکتریکی، جابجایی و انجام عملیات بر سلولها برای کاربردهای بیولوژیکی و نیز آندوسکوپی مورد توجه واقع شده اند. توانایی این گیره ها برای ایجاد حرکت شبه استاتیکی با دقت بالا و تنظیم جهت حرکت و جابجایی میکرونی از جمله ویژگیهای آلیاژ محسوب می شود [۱۷].

³ Laser Ablation

² Micro-Electro-Mechanical System



شکل ۴- نمای شماتیک دستگاه کندوپاش مورد استفاده [۲۵].

مداوم پمپ دیفیوژیون به مدت یک شبانه روز و جریان نیتروژن مایع حداقل ۱-۲ ساعت قبل از عمل لایه نشانی حاصل شد. جریان ازت مایع به اطراف جداره سیستم توسط یک پمپ و سنسورهای خاص کنترل گردید. با کاهش دمای محفظه، فشار جزئی گازهای اکسیژن، نیتروژن و بخار آب کاهش یافت. این فشار که نمادی از فشار کل محفظه بود، توسط دستگاه Mass Spectrometer کنترل شد. برای کاهش بخار آب از کمر بند گرم کننده استفاده شد. نگهدارنده نمونه توسط یک موتور مکانیکی چرخانده شد. یک رایانه سرعت چرخش را کنترل می نمود (شکل ۴).

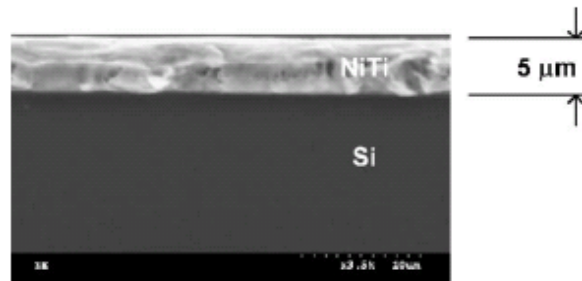
پیش از عملیات لایه نشانی، آرگون خالص (۹۹/۹۹۹٪) توسط والو متصل به سیستم، تنظیم فشار شد. پتانسیل تارگت توسط کامپیوتر کنترل شد. نیم ساعت قبل از لایه نشانی، ناخاصی و اکسیدهای سطحی تارگت از بین برده شد و سپس عملیات نهایی لایه نشانی برنمونه انجام پذیرفت. پس از عملیات لایه نشانی، خلا محفظه شکسته شده و نمونه ها برای آنالیز خارج شدند.

نتایج و بحث

کنترل ترکیب شیمیایی فیلم NiTi بوسیله تکنیک اسپاترینگ بسیار دشوار است [۳]. برای کنترل ترکیب شیمیایی از روش Energy Dispersive Spectroscopy (EDS) همراه دستگاه میکروسکوپ روبشی SEM(JEOL5800LV) در ولتاژ ۱۵ کیلو ولت استفاده

رسوب پاشی^۴، ذوب چرخان^۵ [۱۹] و رسوب دهی با لیزر پالسی PLD^۶ [۲۰]. در این مقاله به روش رسوب پاشی (اسپاترینگ) می پردازیم.

فیلم نازک تهیه شده به این روش شامل یک ماده زیر لایه از جنس سیلیسیم و ماده رسوب داده شده NiTi می باشد (شکل ۳) [۲۲، ۲۱]. استفاده از Si به عنوان زیر لایه از محسنات این کامپوزیت است؛ زیرا NiTi(Si) نیز همچون NiTi خاصیت حافظه داری داشته [۲۳، ۲۲] و نیز چسبندگی نفوذی خوبی بین Si و NiTi بر اثر نفوذ Ni ایجاد ترکیبات Ni-Si بین فیلم نازک NiTi و زیرلایه Si بوجود می آید [۲۴].



شکل ۳- لایه نازک NiTi روی یک لایه سیلیسیم [۲].

مواد و آزمایشها

لایه نازک ترکیب نیکل-تیتانیوم توسط دستگاه کندوپاش به روش لایه نشانی همزمان ساخته شد. پس از انجام لایه نشانی، کنترل ترکیب شیمیایی آلیاژ توسط میکروسکوپ الکترونی SEM(EDAX) تعیین شد. خواص حافظه داری و مشخصات فیلم نازک از طریق تفرق اشعه ایکس XRD در دماهای اتاق و بالاتر، مقاومت الکتریکی و کالریمتری تفاضلی DSC تعیین شد. نمای دستگاه کندوپاش مورد استفاده در شکل ۴ نشان داده شده است.

دستگاه کندوپاش از نوع مغناطیسی با برق مستقیم DC بوده و در محیط ابر خلا (Ultra high vacuum) کار می کرد. این دستگاه حاوی دو یا سه تارگت مغناطیسی با ابعاد ۳۵×۵۵ میلیمتر بود. عمل کندوپاش در سطح تارگت ها انجام شد. خلا مورد نیاز حدود ۱۰^{-۸} تور بود که توسط کار

^۴ Sputter Deposition

^۵ Melt Spinning

^۶ Pulse Laser Deposition

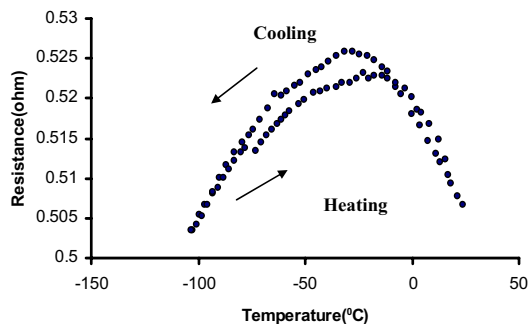
وهمکارانش [۲۶] نیز قبلاً این پدیده را مشاهده کرده اند. آنها نشان داده اند که هرگاه فشار گاز Ar در فرایند رسوب دهی افزایش یابد، فیلم تهیه شده حاوی زبریها و میکروتورکهایی بر سطح خواهد بود [۲۶]. گسترش این ترکها در فیلم نازک متأثر از استحکام چسبندگی سطحی است [۲۷]. چسبندگی فصل مشترک در کامپوزیت باید به اندازه ای بزرگ باشد تا به کامپوزیت اجازه دهد تا در موقعیتهای نرمال بدون تخریب عمل کند. اما این مقدار نباید به اندازه ای باشد که با رشد ترک در آن شکست فاجعه انگیزی در کامپوزیت به وجود آید [۲۸].

تلفیق خواص مطلوب فیلم نازک نایتینول [۲۹-۳۳] با زمینه سیلیسیم، ساخت MEMs مورد استفاده در پزشکی را میسر می سازد [۲۱].

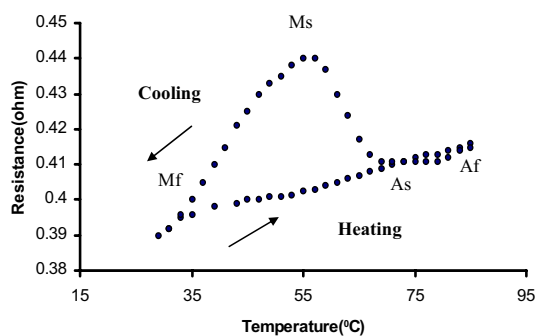
آزمایش نشان داد که لایه نشانده شده در فشارهای آرگون بالا، ترکیب هم اتمی داشت. اما خاصیت حافظه داری نداشت. شکل (۶-الف) مقاومت الکتریکی لایه را برای نمونه ساخته شده در فشار آرگون بالا نشان می دهد. با وجود

شد. دلیل انتخاب این ولتاژ، برابر بودن عمق نفوذ پرتو الکترونی با ضخامت لایه نشانده شده (۱-۲ میکرون) بود. نتایج نشان داد که تنها عناصر نیکل و تیتانیم رسوب می کنند. با کنترل کردن موقعیت انرژی الکترونی اکسیژن، هیچگونه اثری از وجود اکسیژن در لایه مشاهده نشد. بنابراین لایه نشانی از کیفیت بالایی برخوردار بود.

عوامل متعددی بر خواص فیلم تهیه شده به روش کندوپاش تاثیر دارند. این عوامل مشتمل بر فشار گاز آرگون، وضعیت زیر لایه، نحوه فرایند و دمای زیر لایه هستند. گاز آرگون می تواند باعث محو حلقه حافظه داری شده و ساختاری متخلخل به دست دهد. این مساله به پدیده Shadowing در نشست لایه مربوط می شود. در فشار گاز آرگون بالا، به علت کاهش انرژی بمباران اتمی، ریزساختاری مملو از حفرات ایجاد می شود. حتی عملیات حرارتی هم نمی تواند این نواقص را برطرف کند. شکل ۵ تاثیر فشار آرگون را بر ترکدار شدن ریزساختار نشان می دهد. هانگ

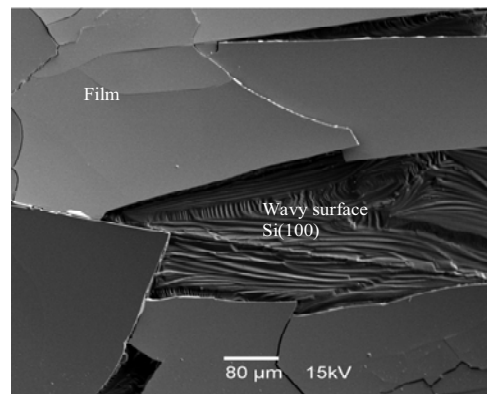


()

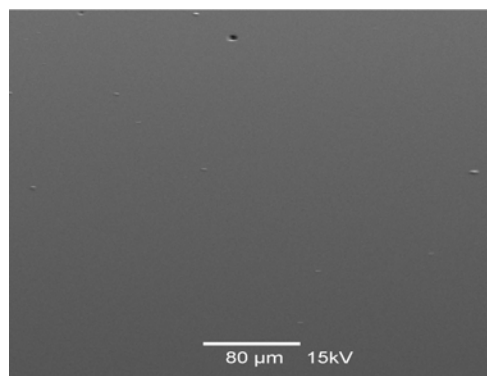


()

شکل ۶- اثر فشار گاز آرگون بر خاصیت حافظه داری لایه نازک



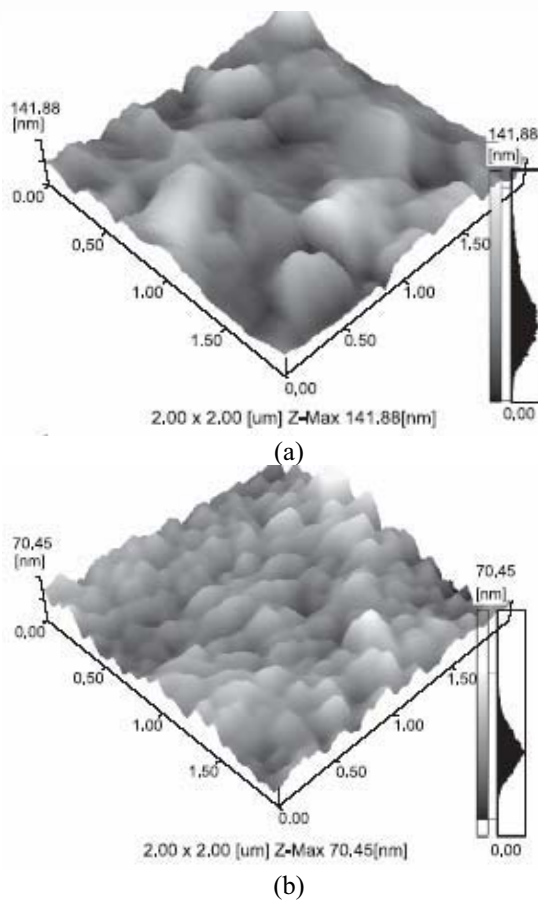
()



()

شکل ۵ - تصویر میکروسکوپ روبشی از سطح لایه نشانده شده در فشار

آرگون (الف) بزرگ و (ب) کوچک [۲۵].



شکل ۷ - تصویر AFM از مورفولوژی سطح نایتینول (Ti-51.3%at Ni) حاصل از روش اسپاترینگ در دمای ۴۵۰ درجه سانتیگراد بر Si با صفحه کریستالی؛ (a) (۱۰۰) و (b) (۱۱۱) [۱۹].

پذیر بوده و و نیازی به تارگت های آلیاژی برای سهولت کار نیست. با توجه به نتایج به دست آمده، مشکل انحراف در ترکیب شیمیایی که در روش های قبلی وجود داشته تا حد قابل قبولی حل شده است. بطوریکه با کنترل شرایط لایه نشانی هر گونه ترکیب شیمیایی قابل حصول به نظر می رسد. لایه های نازک هوشمند نایتینول با درصد اتمی یکسان از نیکل و تیتانیوم ساخته شده است.

اثر فشار گاز آرگون بر میکروساختار و در نتیجه خاصیت حافظه داری لایه ها بررسی شده و ملاحظه شده است که در فشارهای گاز آرگون بالا، نه تنها لایه ترک دار می شود بلکه خاصیت نرمال حافظه داری خود را نیز از دست می دهد. وجود نگهدارنده چرخان در لایه نشانی لازم بوده است.

دقیق بودن ترکیب شیمیایی، حلقه تغییر فاز در حین گرم کردن و سرد شدن مشاهده نمی شود. شکل (۶-ب) نتیجه کاهش فشار گاز آرگون را نشان می دهد که با توجه به ترکیب هم اتمی، حلقه حافظه داری در لایه نشاندگی شده کاملاً مشهود است.

بررسی تصاویر AFM تهیه شده به روش اسپاترینگ نشان داده است که ساختار کریستالی زیر لایه Si به علت چگالی متفاوت شبکه ای می تواند رفتار رشد فیلم رسوب داده شده و در نتیجه مورفولوژی سطح را تغییر دهد. اما با اضافه نمودن لایه بافر SiO₂ تاثیر نوع ساختار کریستالی کم رنگ تر می شود. ساختار کریستالی بر زبری سطح (RMS⁷) اثر دارد. به طور مثال، زبری فیلم تشکیل شده روی صفحه (۱۰۰) Si نسبت به صفحه (۱۱۱) بیشتر است. همچنین سطح ایجاد شده بر (۱۱۱) یکنواخت تر می باشد (شکل ۷) [۱۹].

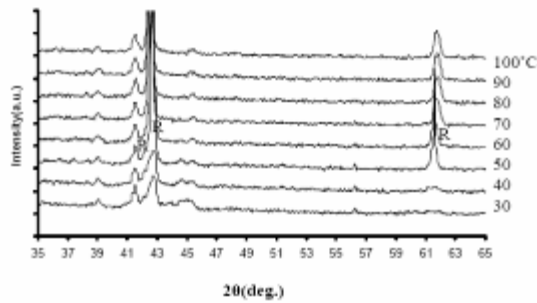
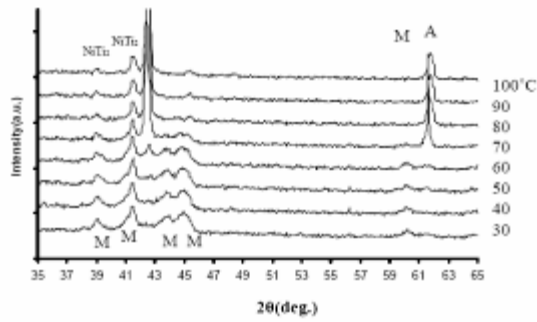
عملیات حرارتی لایه NiTi تشکیل شده بر زیر لایه Si، سطح را یکنواخت تر می کند. هر چه این دما بالاتر باشد، یکنواختی کمتر شده و زبریهای جزیره مانند روی سطح بیشتر می شود (شکل ۸) [۱۹]. با توجه به تغییر فاز آلیاژ نایتینول از ساختار مونوکلینیک به آستنیت و امکان وجود فازهای دیگری همچون رومبوهدرال، بررسی ساختاری فازها امری ضروری است. لذا آنالیز ساختار فازی لایه نشاندگی شده در حالت آمورف و بعد از عملیات حرارتی (دمای ۵۰۰ درجه سانتیگراد) توسط دستگاه XRD مجهز به سامانه کنترل دما انجام پذیرفت (شکل ۹).

نتیجه تست DSC (شکل ۱۰) بیانگر این مساله بود که استحاله در فاصله ۳۰۸-۳۶۳K اتفاق می افتد. این دما از طریق عملیات ترمومکانیکی قابل تغییر بوده و در حدود دماهای قابل کاربرد در MEMS و مهندسی پزشکی است [۳۵،۲۱].

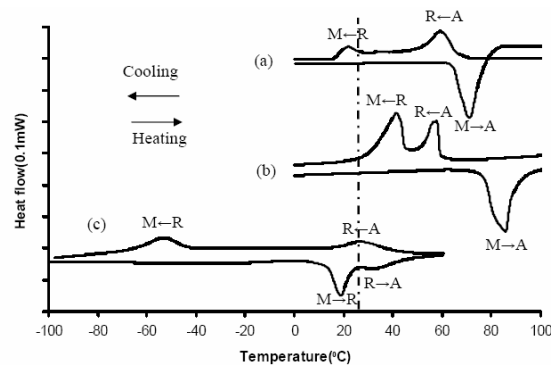
نتیجه گیری

در این مقاله کاربرد روش کندوپراش برای لایه نشانی آلیاژهای پایه نایتینول برای ساخت فیلم هوشمند NiTi(Si) مورد بررسی قرار گرفته است. کنترل ترکیب شیمیایی از طریق تغییر پتانسیل اعمالی به تارگت ها امکان

⁷ Root-Mean-Squer-

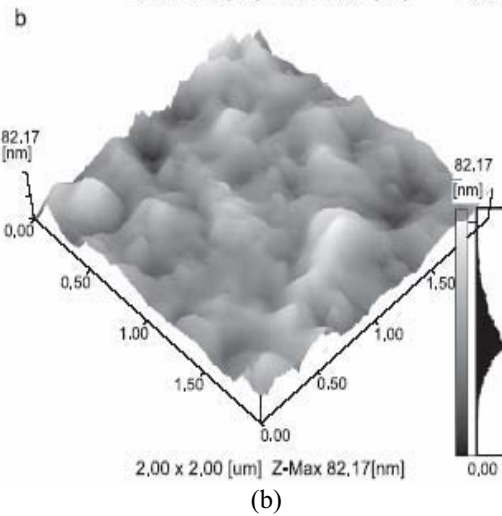
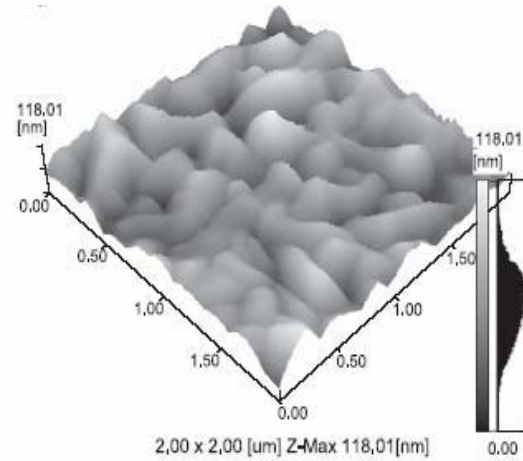


شکل ۹ - طیف XRD تابعی از دما (a) گرم کردن، (b) سرد کردن.



شکل ۱۰ - منحنی DSC: (a) Ti-rich ($\text{Ti}_{52.8}\text{Ni}_{47.2}$)، (b) Ni-rich ($\text{Ti}_{48.8}\text{Ni}_{51.2}$)، (c) $\text{Ti}_{50.6}\text{Ni}_{49.4}$

نتایج XRD وجود فازهای مارتنزیت با ساختار مونوکلینیک و آستنیت را با ساختار مکعب ساده تصدیق نموده است. نتایج حاصل از DSC و اندازه گیری مقاومت الکتریکی نشان از وجود تحولات نرمال در لایه های نشانده شده در مقایسه با حالت بالک ماده داشته است. وجود فاز R در لایه های نشانده شده نایتینول در کمتر از ۱۵ درصد اتمی مشاهده گردیده است.



شکل ۸ - تصویر AFM از مورفولوژی سطح نایتینول (Ti- Si (۱۰۰) 48.2at%Ni-1.8at% Cu رسوب داده شده بر صفحه (a) در دمای اتاق که در ۶۵۰ درجه سانتیگراد عملیات حرارتی شده و (b) در ۴۵۰ درجه سانتیگراد عملیات حرارتی شده است [۱۹].

زیرا یکنواختی لازم در آلیاژ تابع چرخش نگهدارنده است. لایه های نشانده شده در درجه حرارت اتاق آمورف بوده و امکان کریستالیزاسیون آنها از طریق عملیات حرارتی وجود دارد. دمای کریستالیزاسیون وابسته به ترکیب آلیاژ می باشد.

وجود خلا بالا برای عملیات حرارتی نمونه ها بسیار ضروری است. نتایج حاصل از XRD و بررسی سطحی نشان داده است که کوره ههای تحت خلاء بالاتر از 10^{-7} تور قابل قبول می باشند. عملیات حرارتی لایه های نایتینول خالص در ۵۰۰ و با سرعت گرم و سرد شدن ۵۰ درجه بر دقیقه نتایج خوبی به دست داده است.

- 213-221, 1998.
13. Y.Q. Fu, W.M. Huang, H.J. Du, X. Huang, J.P. Tan and X.Y. Gao, "Characterization of TiNi shape-memory alloy thin films for MEMs Applications", *Surf. Coat. Technol.*, Vol. 145, pp. 107-112, 2001.
 14. S.K. Nah and Z.W. Zhong, "A microgripper using piezoelectric actuation for micro-object manipulation", *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 133, No. 1, pp. 218-224, 2007.
 15. C. Zamponi, M. Wuttig and E. Quandt, "Ni-Ti-Ag shape memory thin films", *Scripta Materialia*, Vol. 56, pp. 1075-1077, 2007.
 16. Y. Fu, H. Du, W. Huang, S. Zhang, M. Hu, "TiNi-based thin films in MEMs applications: a review", *Sensors and Actuators A*, Vol. 112 pp. 395-408, 2004.
 17. O. Millet, P. Bernardoni, S. Régnier, P. Bidaud, E. Tsitsiris, D. Collard and L. Buchaillot, "Electrostatic actuated micro gripper using an amplification mechanism", *Sensors and Actuators A*, Vol. 114, pp. 371-378, 2004.
 18. S. Takeuchi, I. Shimoyama, "A three-dimensional shape-memory alloy microelectrode with clipping structure for insect neural recording, *J. MEMS.*, Vol. 9, pp. 24-31, 2000.
 19. X. Huang, Y. Liu, "Surface morphology of sputtered NiTi-based shape memory alloy thin films", *Surface & Coatings Technology*, Vol. 190, pp. 400-405, 2005.
 20. A. Campaseo, N. Puccini, F. Fuso, M. Allegniri, E. Arimondo and A. Tuissi, "Laser deposition of shape memory alloy for MEMES applications", *Applied Surface Science*, Vol. 208-209, pp. 518-521, 2003.
 21. Y. Fu, W. Huang, H. Du, X. Huang, J. Tan, X. Gao, "Characterization of TiNi shape-memory alloy thin films for MEMs applications", *Surface Coatings and Technology*, Vol. 145, pp. 107-112, 2001.
 22. D. Xu, L. Wang, G. Ding, Y. Zhou, A. Yu and B. Cai, "Characteristics and fabrication of NiTi/Si diaphragm micro pump", *Science and Actuators A*, Vol. 91, pp. 87-92, 2001.
 23. H. Matsumoto, "Characterization of transformation behavior in NiTi(Si)", *Journal of Alloys and Compounds*, Vol. 366, pp. 182-186, 2004.
 24. I. Jarrige, P. Holliger and P. Jonnard, "Diffusion processes in NiTiySi, NiTiySiO and NiTiySiN systems under annealing", *Thin Solid Films*, Vol. 458, pp. 314-321, 2004.
 25. S. Sanjabi, S.K. Sadmezhaad, K. Yates, Z. H. Barber, "Growth and Characterization of Ti_xNi_{1-x} Shape Memory Thin Films Using Simultaneous Sputter Deposition From Separate Elemental Targets", *Thin Solid Films*,

مراجع

1. V. Brailovski, F. Trochu, "Review of Shape Memory Alloys Medical Applications in Russia", *Bio-Medical of Materials and Engineering*, Vol. 6, No. 4, pp. 291-298, 1996.
2. W.M. Huang, Q.Y. Liu, L.M. He and J.H. Yeo, "Micro NiTi-Si cantilever with three stable positions", *Sensors and Actuators A*, Vol. 114, pp. 118-122, 2004.
3. F.M. Braz Ferdandes, R. Martins, M.T. Nogueira, I.J.C. Silva, P. Nunes, D. Costa, I. Freira, R. Martins, "Structural characterization of NiTi thin film shape memory alloys", *Sensors and Actuators A*, Vol. 99, pp. 55-58, 2002.
4. M. Iijima, H. Ohno., I. Kawashima, K. Endo and I. Misoguchi, "Mechanical Behavior at Different Temperatures and Stresses for Superelastic Nickel-Titanium Orthodontic Wires Having Different Transformation Temperatures", *Dental Materials*, Vol. 18, pp. 88-93, 2002.
5. S. Kugala, J. Ryhanen, T. Jamsa, A. Danilov, J. Saaranen, A. Pramila and J. Tuukkanen, "Bone Modeling Controlled by a Ni-Ti Shape Memory Alloy Intramedullary Nail", *Biomaterials*, Vol. 23, pp. 2535-2543, 2002.
6. M. Takashi, M. Toshiaki, W. Yushiyuki, K. Seiya, H. Youichi and E. Masayoshi, "An Active Guide Wire with Shape Memory Alloy Bending Actuator Fabricated by Room Temperature Process", *Sensors and Actuators A*, Vol. 97-98, pp. 632-637, 2002.
7. K. Koray, G. George and S. Adams, "Modeling and simulation of an artificial muscle and its application to biomimetic robot posture control", *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 41, pp. 225-243, 2002.
8. س.خ. صدر نژاد، س. ت. نعیمی، م. فتیحی، ن. حسن زاده نعمتی، "تاثير زاويه خم شدگی بر عملکرد بستهای حافظه دار در کاربردهای پزشکی"، مجموعه مقالات هشتمین کنگره مهندسی متالورژی، مهر ماه ۱۳۸۳.
9. P. Krulevitch, A.P. Lee, P.B. Ramsey, J.C. Trevino, J. Hamilton and M.A.M.A. Northrup, "Thin film shape-memory alloy micro-actuators", *J. MEMS.*, Vol. 5 pp. 270-282, 1996.
10. S. Miyazaki, A. Ishida, "Martensitic transformation and shape memory behavior in sputter-deposited TiNi-base thin films", *Mater. Sci. Eng. A*, Vol. 273-275, pp. 106-133, 1999.
11. R.H. Wolf, A.H. Heuer, "TiNi (shape memory) films on silicon for MEMs applications", *J. MEMS*, Vol. 4, pp. 206-212, 1995.
12. H. Kahn, M.A. Huff and A.H. Heuer, "The TiNi shape-memory alloy and its applications for MEMs", *Micromech. Microeng.*, Vol. 8 pp.

- Traisnel b, J. Breme, H. F. Hildebrand, "Biocorrosion and cytocompatibility assessment of NiTi shape memory alloys", *Scripta Materialia*, Vol. 50, pp. 255-260, 2004.
32. D. Bogdanskia, M.K. Ollera, D. M. Ullera, G. Muhra, M. Bramb, H. Buchkremerb, D. St Overb, J. Choic and M. Epplec, "Easy assessment of the biocompatibility of Ni-Ti alloys by in vitro cell culture experiments on a functionally graded Ni-NiTi-Ti material", *Biomaterials*, Vol. 23, pp. 4549-4555, 2002.
 33. M. Es-Sounia, Ma. Es-Sounib and 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*, Vol. 23, pp. 2887-2894, 2002.
 34. B. O'Brien, W.M. Carrollb and M.J. Kelly, "Passivation of nitinol wire for vascular implants for demonstration of the benefits", *Biomaterials*, Vol. 23, pp. 1739-1748, 2002.
 35. K. Sadrnezhad, F. Mashhadi and R. Sharghi, "Heat Treatment of Ni-Ti Alloy for Improvement of Shape Memory Effect", *Materials and Manufacturing Processes*, Vol. 12, No. 1, 1997, pp 107-115.
 - 491, 2005, pp 190-196.
 26. X. Huang, Y. Liu, "Surface morphology of sputtered NiTi-based shape memory alloy thin films", *Surface & Coatings Technology*, Vol. 190, pp. 400-405, 2005.
 27. D. Ray, B.K. Sarkar, A.K. Rana, "Fracture behavior of vinylester resin matrix composites reinforced with alkali-treated jute fibers", *J Appl. Polym. Sci*, Vol. 85, No. 12, 2003.
 28. N.A. Smitha, G.G. Antounb, A.B. Ellisa, W.C. Cronec, "Improved adhesion between nickel-titanium shape memory alloy and a polymer matrix via silane coupling agents", *Composites: Part A*, Vol. 35, pp. 1307-1312, 2004.
 29. S.A. Shabalovskaya, "Surface, corrosion and biocompatibility aspects of Nitinol as an implant material", *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol. 12, pp. 69-109, 2002.
 30. C. Wirtha, V. Comtea, C. Lagneau, P. Exbrayata, M. Lissaca, N. Jaffrezic-Renaultb and L. Ponsonnetb, "Nitinol surface roughness modulates in vitro cell response: a comparison between fibroblasts and osteoblast", *Materials Science and Engineering C*, Vol. 25, No. 1, pp. 51-60, 2005.
 31. P. Rocher, L. El Medawar, J.C. Hornez,