چهارمین همایش مشترک انجمن مهندسین متالورژی و انجمن علمی ریخته گری ایران
۲۴ و ۲۵ آبان ۱۳۸۹، دانشگاه علم و صنعت ایران

تاثیر عملیات پیرسازی و سرعت سردکردن بعد از آن بر دماهای استحاله در آلیاژهای متخلخل NiTi

سیدعلیرضا حسینی، عباس قاسمی، سید خطیب الاسلام صدرنژاد

۱- دانشجوی دکتری، مهندسی مواد، پژوهشگاه مواد و انرژی.
۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی شریف.
۳- استاد، مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی شریف.

چکیده

در این تحقیق آلیاژهای متخلخل NiTi ساخته شده به روش متالورژی پودر با ترکیب اتمی برابر از پودرهای نیکل و تیتانیم ساخته شده است. این قطعات پس از عملیات آنیل انحلالی، تحت عملیات پیرسازی قرار گرفته و سپس دماهای استحاله آن ها با استفاده از روش DSC مورد بررسی قرار گرفت. همچنین اثر سرعت سرد کردن بر دماهای استحاله بررسی شد. نتایج نشان می دهد که انجام عملیات پیرسازی باعث افزایش دماهای استحاله شده است. همچنین با انجام عملیات پیرسازی استحاله فاز R در نمونه بطور مشخصی اتفاق می افتد. نمونه ای که در کوره سرد شده است، بیشترین دمای استحاله را دارد و پیک استحاله ای تیز و مشخصی در بالای دمای محیط نشان می دهد. می توان گفت این نمونه خواص حافظه داری یا ترموالاستیک بهتری را نسبت به سایر نمونه ها از خود نشان می دهند.

مقدمه

در سالیان اخیر مطالعه بر روی قطعات متخلخل NiTi جهت استفاده های پزشکی بخصوص ارتوپدی مورد توجه قرارگرفته است. این آلیاژها رفتارهای حافظه داری و سوپرالاستیسیته را از خود نشان می دهد که بروز آن ها وابسته به دماهای استحاله های مارتنزیتی هستند. لذا جهت رسیدن به خواص مناسب و رفتار مورد نظر لازم است دماهای استحاله را تنظیم نمود. ساده ترین و مناسب ترین راه برای کنترل دماهای دگرگونی، انجام عملیات حرارتی پیرسازی روی نمونه های NiTi است.

روش تحقیق

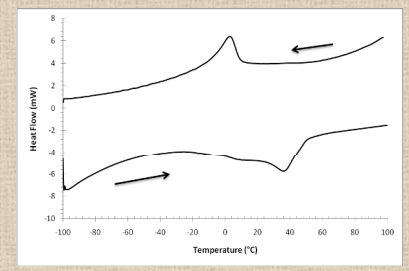
نمونه های متخلخل NiTi با ترکیب اتمی برابر (Ni-50%at Ti) با استفاده از پودرهای عنصری نیکل و تیتانیم به روش متالورژی پودر متداول ساخته شده است. مخلوط پودرها پس از فشرده سازی بوسیله پرس تک محوره، در دمای ۱۰۵۰ درجه سانتیگراد بمدت ۲ ساعت زینتر و سپس در کوره سرد شده اند. پس از آن قطعات تحت عملیات پیرسازی در دمای ۵۰۰ درجه سانتیگراد بمدت ۱ ساعت قرار گرفته و در شرایط مختلف سردشده اند. در نهایت دماهای استحاله با استفاده از روش DSC اندازه گیری شدند. در این آزمون سیکل های گرما و سرما با سرعت ۱۰ درجه سانتیگراد بر دقیقه بر روی نمونه ها اعمال شده است.

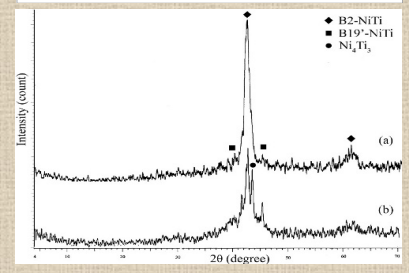
همچنین برای بررسی فازهای موجود در نمونه ها بعد از عملیات زینترینگ و پیرسازی در دمای اتاق، از روش (XRD) استفاده شده است.

نتایج و بحث

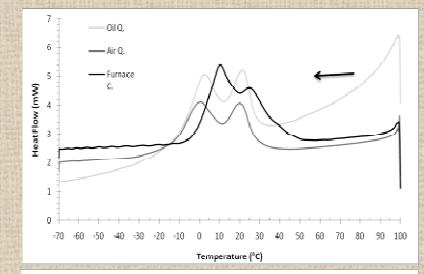
همانطورکه در شکل زیر مشاهده می شود برای نمونه های بدون عملیات پیرسازی یک پیک مشخصه در سیکل سرد کردن مربوط به استحاله مارتنزیتی از ساختار آستنیتی B_2 به فاز مارتنزیتی B_{19}' وجود دارد. در سیکل گرم کردن نیز پیک استحاله معکوس از ساختار B_{19}' به فاز B_2 مشاهده می شود.

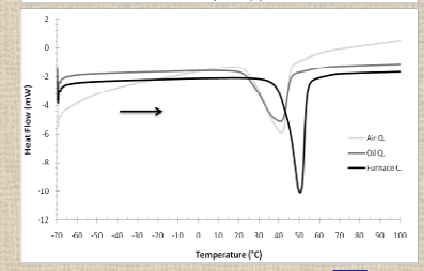
پس از پیرسازی، با تشکیل رسوبات Ni_4Ti_3 دماهای استحاله افزایش و ساختار مارتنزیتی پایدار گشته است که پیک های آن در الگوی پراش مشاهده می شود.





همانطورکه مشخص است پس از پیرسازی بطورکلی دماهای استحاله افزایش می یابد. این افزایش برای نمونه سرد شده در کوره بیشتر است. اما نتایج برای نمونه های سرد شده در هوا و روغن تقریبا مشابه است. وجود پیک های تیزتر در نمونه خنک شده در کوره را می توان به عدم وجود تنش های پسماند در نمونه و کامل شدن فرآیند رسوب گذاری در این نمونه می توان نسبت داد.





نتیجه گیری

قطعات NiTi متخلخل تولید شده به روش متالورژی پودر پس از عملیات زینترینگ در دمای اتاق دارای ساختار آستنیتی هستند. با انجام عملیات پیرسازی دماهای استحاله افزایش یافته و فاز مارتنزیتی پایدار گشته است. افزایش دمای استحاله برای نمونه سرد شده در کوره محسوس تر است. همچنین استحاله فاز R در حین سیکل سرد کردن این نمونه ها مشاهده می شود که ناشی از تشکیل رسوبات کوهرنت در نمونه است.

مراجع

1- C. Greiner, S. M. Oppenheimer and D. C. Dunand, "High strength, low stiffness, porous NiTi with superelastic properties", Acta Biomaterialia, 1, 2005, 705–716.
2- A. Bansiddhi, T.D. Sargeant, S.I. Stupp and D.C. Dunand, "Porous NiTi for bone implant: A review," Acta Biomaterialia, 4, 2008, 773-782.
3- G. Ryan, A. Pandit and D. P. Apatsidis, "Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications," Biomaterials, 27, 2006, 2670, 2006.
4- C.L. Chu, C.Y. Chung, P.H. Lin and S.D. Wang, "Fabrication of porous NiTi shape memory alloy for hard tissue implants by combustion synthesis", Materials Science and Engineering A, 366, 2004, 114–119.
5- S.K. Sadrnezhaad, S.A. Hosseini, "Fabrication of porous NiTi-shape memory alloy objects by partially hydride titanium powder for biomedical applications", Materials and Design, 30, 2009, 4483–4487.
6- K. Otsuka and X. Ren, " Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys", Progress inMaterials Science, 50, 2005, 511–678.
7-K.Otsuka and X.Ren, " Factors Affecting the Ms Temperature and its Control in Shape-Memory Alloys", Materials Science Forum, 394-395, 2002, 177-184.
8- K.W.K. Yeung, K.M.C. Cheunga, W.W. Lua and C.Y. Chungb, "Optimization of Tthermal Treatment Parameters to Alter Austenitic Phase Transition Temperature of NiTi Alloy for Medical Implant", Materials Science and Engineering A, 383, 2004, 213–218.
9- S.A. Hosseini, S.K. Sadrnezhaad, A. Ekrami, "Phase transformation behavior of porous NiTi alloy fabricated by powder metallurgical method", Materials Science and Engineering C, 29, 2009, 2203–2207.
10- F.M.H. Zarandi and K. Sadrnezhad, "Thermomechanical Study of Combustion Synthesized Ti-Ni Shape Memory Alloy", Materials and Manufacturing Processes, 12, 1997, 1093-1105.
11- K.W.K. Yeung, K.M.C. Cheunga, W.W. Lua and C.Y. Chungb, "Optimization of Tthermal Treatment Parameters to Alter Austenitic Phase Transition Temperature of NiTi Alloy for Medical Implant", Materials Science and Engineering A, 383, 2004, 213–218.

printed by MegaPrint Inc. www.postersession.com