دوازدهمین سمینار سالانه جامعه ریخته گران ایران
تهران ۲۳ تا ۲۵ خرداد ۱۳۷۹
دانشکده فنی دانشگاه تهران

ساخت آلیاژ حافظه دار نایتینول به روش ذوب القایی تحت خلأ برای استفاده در مهندسی و پزشکی

سید خطیب‌الاسلام صدرنژاد
دانشکدهٔ مهندسی و علم مواد ـ دانشگاه صنعتی شریف

چکیده

آلیاژ حافظه‌دار نایتینول بلحاظ خصوصیات ایده‌ال حرارتی، شیمیایی، بیولوژیکی و دوام، دارای برتری چشمگیری نسبت به سایر آلیاژها می‌باشد؛ بطوریکه جایگزینی نایتینول بجای مواد مورد استفاده در ساخت بسیاری از وسایل و ابزارهای صنعتی و پزشکی اخیراً مطرح شده است. در این تحقیق، آلیاژ حافظه‌دار نایتینول به روش "ذوب القایی تحت خلأ" ساخته شده و خصوصیات فیزیکی، مکانیکی و بیولوژیکی آن اندازه‌گیری شده است. عملیات حرارتی و تغییرات ساختاری به منظور بهبود خواص مکانیکی و تنظیم دماهای تغییرحالت با هدف ایجاد امکان بکارگیری آلیاژ در پزشکی و صنعت انجام شده و نتیجهٔ تستهای بیولوژیکی در بارهٔ سازگاری آلیاژ با خصوصیات زیستی برای تطبیق خصوصیات آلیاژ با شرایط نسج زنده و مطلوبیت استفاده در فعالیتهای پزشکی مورد مطالعه و دقت نظر قرار گرفته است.

مقدمه

همه ساله، مبالغ هنگفتی ارز صرف خرید لوازم پیشرفتهٔ پزشکی و مهندسی می‌شود. در طراحی و ساخت بسیاری از این لوازم، مواد جدیدی همچون آلیاژهای حافظه‌دار بکار برده می‌شوند[۲،۱]. اما میزان مصرف و محل استفاده، معمولاً نامشخص است[۳]. بعلاوه غالب مصرف کنندگان به جزئیات طراحی و مکانیزم عملکرد وسیلهٔ مورد استفاده خود وقوف نداشته و به علت سادگی استفاده و پیچیدگی طراحی، برای آگاهی در بارهٔ این امور نیز کنجکاوی نشان نمی‌دهند.
تمایل وافر مصرف‌کنندگان به استفاده از وسائل تماماً خودکار و ابرپیشرفته، سبب توسعهٔ مصرف مواد نو شده[۵،۴]؛ بطوریکه بنظر نمی‌رسد هیچیک از تولیدکنندگان داخلی از بکارگیری این‌گونه مواد بی‌نیاز باشند. تنوع کالاهای وارداتی و سخت‌گیری کشورها در صدور تجهیزات پیشرفته، ضرورت امکان‌یابی ساخت و جایگزینی این نوع کالاها را آشکار می‌سازد.
یکی از مواد سودمند در این رابطه آلیاژ نایتینول است که نه تنها به عنوان مادهٔ جایگزین، بلکه به عنوان بهبود دهندهٔ مکانیزم عمل و خواص بیولوژیکی سیستمها نیز کاربرد دارد[۶]. بر این اساس، بنظر می‌رسد تحقیق در زمینهٔ فن‌آوری تولید و مصرف آلیاژ حافظه دار نایتینول، گامی در جهت توسعهٔ صنایع داخلی و کاهش حجم واردات باشد. بویژه که دستیابی به دانش فنی ساخت این‌گونه آلیاژها، زمینه توسعه سایر رشته‌های مهندسی و علمی را نیز فراهم می‌سازد.
نایتینول، بلحاظ خصوصیات حرارتی، شیمیایی، بیولوژیکی و فیزیکی ایده‌ال، دارای برتری چشمگیری نسبت به بسیاری از آلیاژها است و بنابراین قابلیت استفاده در قطعات خودرو، پزشکی استخوان و ساخت عضلات مصنوعی را دارد[۷-۱۲]. بکارگیری این آلیاژ برای ساخت ایمپلنتهای اتصال استخوان، سوزنهای بخیه و سیمهای ارتودنسی می‌تواند سادگی عمل جراحی، کاهش دوران نقاهت و تسریع در التیام بیمار را باعث شود[۱۳،۱۶]. درحالیکه استفاده از آن در خودرو می‌تواند سبب بهبود مکانیزم عمل سیستمهای کنترل سوخت، ارتعاش، حرکت، دما، تعلیق، تهویه، صدا،

ترمز، برف پاک‌کن و قفل‌مرکزی شود[۱۲].

بسیاری از مواد و قطعات مورد استفاده در ساخت دست و پای مصنوعی و جراحی استخوان، مانند محور، پیچ، مفصل، پرچ و ایمپلنت، از نظر عملکرد مکانیکی، خصوصیات متالورژیکی، مقاومت به خوردگی، سازگاری زیستی و قیمت، شرایط ایده‌الی نداشته و امکان بهینه سازی آنها از طریق جایگزینی با نایتینول لااقل قابل بررسی می‌باشد.

یکی از عوامل کنترل کنندهٔ کاربرد، قیمت است. استفاده از آلیاژ نایتینول به سبب قیمت بالا و مشکلات دستیابی، هم اکنون بسیار محدود است. هزینه تولید آلیاژ نیز به دلیل گرانی مواد اولیه و مشکلات ساخت، از قیمت سایر آلیاژهای حافظه‌دار بمراتب بیشتر است. اما درصورت توسعهٔ دانش فنی و ایجاد امکان تولید داخلی، بدون شک کاربرد نایتینول به لحاظ فزونی عرضه و تنزل قیمت، افزایش خواهد یافت.

یکی از دلائل بالا بودن قیمت نایتینول، دشواری ساخت این آلیاژ به علت میل ترکیبی شدید تیتانیوم با مواد موجود در محیط ساخت است. اگر چه مقالاتی درگذشته دربارهٔ مشکلات ذوب و ریخته گری آلیاژهای تیتانیوم و روش حل آنها انتشار یافته [۱۷-۲۰]، اما در بارهٔ روش بهینهٔ ذوب آلیاژ نایتینول اطلاعات قابل توجهی در دسترس قرار ندارد. این مقاله به ارائه آخرین دستاوردهای تحقیقاتی در بارهٔ روش ساخت آلیاژ حافظه‌دار نایتینول از طریق ذوب القـایی و ریخته گری تحت خلأ و بررسی خواص حرارتی، مکانیکی و بیولوژیکی آن در ایران می‌پردازد.

روش تحقیق

ترتیب مراحل مربوط به ساخت، شکل دادن، عملیات حرارتی و تربیت کردن آلیاژ نایتینول در شکل ۱ نشان داده شده است. روش بهینهٔ ساخت، به خصوصیات مطلوب و امکانات موجود بستگی دارد. در این تحقیق، از روش "ذوب و ریخته گری تحت خلأ"، برای ساخت استفاده شد. شمش و یا قطعات اسفنجی تیتانیوم و شمش نیکل کادمی ابتدا توزین و سپس در بوته ذوب بار شدند (جدول ۱).

آلیاژسازی در بوتهٔ گرافیتی انجام شد زیرا اولاً تهیه و بکارگیری بوتهٔ گرافیتی سهل‌تر بود و ثانیاً به دلیل ویـژگیهایی همچون هدایت الکتریکی، هدایت حرارتی، دیرگدازی، مقاومت در برابر شوک حرارتی، مقاومت در برابر خوردگی، سبکی و ارزانی، گرافیت مادهٔ مناسبی برای ساخت بوته محسوب می‌شد. لذا یک الکترود کوره قوسی به قطعات کوچک بریده شده و سپس برای رسیدن به ابعاد لازم ماشینکاری شد. مشکل اصلی گرافیت، انحلال آن در آلیاژ وکاستن از شکل پذیری فلز بود. برای حل این مشکل راههای مختلفی از جمله پوشش دادن بوته توسط سولفیدهای سریوم و لانتانیوم و کاهش زمان تماس نمونه ذوب شده با بوته، آزمایش شد؛ اما نتایج چندان رضایتبخش نبود.

مواد خام اولیه در محفظهٔ گرافیتی بار شده و داخل کورهٔ خلأ قرار گرفت (شکل ۲). برای آب بندی قسمتهای فوقانی کوره، از گل نسوز و برای پرکردن اطراف بوته از پودر نرم آلومینا استفاده شد. برای جلوگیری از تماس مستقیم فلز مذاب با هوا و همچنین ممانعت از پاشش فلز به خارج از بوته، ابتدا فشار هوا تا حد ممکن کاهش یافت، سپس حرارت دادن تا دمای ۷۰۰°C ضمن تخلیه مداوم هوای درون کوره بتدریج افزایش یافت و نهایتاً حرارت دادن با سرعت زیاد تا رسیدن به فوق گداز لازم و بهم خوردن شدید فلز مذاب ادامه یافت. زمان تماس بین فلز مذاب و بوته از طریق تسریع عملیات ذوب و ریخته گری به حداقل ممکن تنزل داده شد.

کاتد نیکل به ابعاد مناسب برای بار شدن در بوته بریده شد. اسفنج یا شمش تیتانیوم به نسبت لازم برای تولید آلیاژ حافظه

دار توزین و در بوته بار شد. با توجه به تفاوت چگالیها، نیکل روی تیتانیوم قرار داده شد. از ورود ناخالصیهای مزاحم طی عملیات ذوب و ریخته گری بداخل قطعه حتی‌الامکان جلوگیری شد؛ زیرا حضور این ناخالصیها می توانست سبب تخریب قابلیت شکل پذیری و عملیات نوردگرم و ترک خوردن قطعه در اثر کرنش پلاستیکی شدید در فرایند تولید شده و افزایش ضایعات را سبب گردد.

نمونه‌ها در کورهٔ القائی با فرکانس متوسط تحت خلأ ذوب شد و تحت همان شرایط در قالب مسی با مقطع گرد ریخته شد. به منظور شستشوی لایه‌های اکسیدی تشکیل شده روی نمونه طی مراحل ذوب، نورد و آنیل‌کردن، از محلول اسیدی شامل $H_2O: HNO_3 : HF = 5 : 4 : 1$ استفاده شد. برای سردکردن نمونه‌ها، از نیتروژن مایع و برای حکاکی آنها از مخلوط اسید فلوریدریک و الکل استفاده گردید.

برای ایجاد شکل، ابعاد و خواص نهایی، کار مکانیکی گرم و سرد و سپس عملیات حرارتی بر آلیاژهای ریخته شده، انجام شد. برای عملیات حرارتی، از کورهٔ مقاومتی تحت خلأ استفاده شد. عملیات حرارتی برای ایجاد خواص ابرکشسانی و حافظه‌داری "یکطرفه"، "دوطرفه" و "تماماً مدور" بر نمونه‌ها انجام شد[1]. شرایط سیکلهای حرارتی با توجه به ترکیب شیمیایی، دمای تغییر حالت، درصدکرنش یا تنش مورد نیاز و نوع و درصدکار مکانیکی انتخاب شد. بعنوان مثال برای تولید آلیاژهای دوطرفه، یک مرحله عملیات حرارتی اضافی نسبت به آلیاژهای یک طرفه تحت عنوان عملیات تربیت کردن، بر آلیاژ اعمال گردید. سختی نمونه‌ها با استفاده از فرورونده‌های ویکرز تحت بارهای مختلف اندازه گیری شد. استفاده از روشهای اندازه گیری سختی بین‌دانه‌ای و میان‌دانه‌ای نیز با انجام سختی سنجی در مقیاس ریز (میکروهاردنس) انجام گرفت.

مشاهدات متالوگرافی با استفاده از میکروسکپهای نوری و الکترونی انجام شد. لکن برای بررسی تغییرات ساختاری در هنگام گرم و سرد کردن نمونه‌ها، یک دستگاه میکروسکوپ نوری مدل Olympus مجهز به دوربین فیلمبرداری از طریق کابل رابط به دستگاه نمایش و ضبط تصویر متصل شده و با تعبیه سیستم تبرید و حرارت دادن، تغییرات ساختاری نمونه‌های ساخته شده، بررسی شد.

از مشخصه‌های مهم حافظه‌داری، دماهای تغییرحالت است. بهترین روش برای اندازه گیری دماهای تغییرحالت، تعیین تغییر مقدار یکی از خواص فیزیکی آلیاژ در محدودهٔ حرارتی تبدیل آستنیت به مارتنزیت است. در این رابطه، اندازه گیری تغییرات مقاومت الکتریکی برحسب دما می تواند بسیار کارساز باشد. بدین منظور از یک دستگاه سنجش پیوسته مقاومت برحسب دما با دقت کوچکتر از میکرو اهم[۲۱] استفاده شد.

این دستگاه مشتمل بر کارت تبدیل آنالوگ به دیجیتال و کامپیوتر برای انجام محاسبات و رسم دیاگرامهای تغییر مقاومت برحسب دما بود. با بررسی منحنی مقاومت الکتریکی برحسب دما، نه تنها دماهای تغییر حالت مارتنزیت به آستنیت (As، Af، Ms و Mf)، بلکه دماهای تغییر حالت آستنیت به فاز رمبوئدرال نیز تعیین شدند. به منظور تعیین رفتار ابرکشسانی و کرنش باقیمانده، از یک دستگاه کشش اینستران استفاده شد.

۱- اصطلاح یکطرفه برای آلیاژهایی که فقط در اثر گرم شدن تغییر شکل می‌دهند و اصطلاح دوطرفه برای آلیاژهایی که هم درهنگام گرم شدن و هم درهنگام سرد شدن تغییر شکل می‌دهند، بکار می‌رود. اصطلاح تماماً مدور مربوط به آن دسته از آلیاژهاست که قادر به تغییر شکل دورانی تا حد ۳۶۰ درجه هستند.

سختی نمونه‌ها با استفاده از فرورونده‌های ویکرز تحت بارهای مختلف اندازه گیری شد. از دستگاه سختی سنج مقیاس ریز نیز برای اندازه گیری سختی رسوبات و سختی فازهای زمینه استفاده شد. میانگین سختی لااقل ۵ نقطه متفاوت روی قطعه یا درون فاز مورد نظر اندازه گیری و ثبت شد.

از آنجاکه دماهای تغییر حالت و رفتار فوق الاستیک آلیاژ تابع عملیات حرارتی و ترمومکانیکی بود، نمونه E برای بررسی رفتار فوق‌الاستیک انتخاب شده و به مدتهای ۲، ۵ و ۱۰ ساعت در ۴۵۰ درجه سانتیگراد پیر گردید. این نمونه همچنین توسط دستگاه کشش تحت شرایط بارگذاری و باربرداری با سرعت ثابت ۰/۰۰۳۳ میلیمتر در ثانیه قرار گرفته و دماهای تغییر حالت و رفتار کششی آن بررسی شد.

نتایج و بحث

جدول ۲، وزن و ترکیب تعدادی از نمونه‌ها را نشان می‌دهد. نتایج سختی سنجی میکرو و ماکرو و تجزیه شیمیایی تعدادی از نمونه‌ها در جدول ۲ ارائه شده است. این نتایج نشان دهنده ورود کربن طی عملیات ذوب و ریخته گری بداخل قطعه می‌باشد. بررسیها نشان می‌دهد که ورود ناخالصیها و نایکنواختی ترکیب، تأثیر شدیدی بر قابلیت شکل‌پذیری و امکان نورد گرم قطعه داشته و افزایش ضایعات در اثر کرنش پلاستیکی در هنگام شکل دادن را سبب می‌شود.

کاربرد آلیاژ برای ساخت وسائل صنعتی و پزشکی، مستلزم آگاهی از خواص حرارتی، مکانیکی و بیولوژیکی فلز است. دمای تغییر حالت، مدول الاستیسیته، تنش تسلیم، چقرمگی، انبساط پذیری طولی، سوپرالاستیسیته و خواص حافظه‌داری از جمله مهمترین این خصوصیات بشمار می‌آیند. برخی از این خصوصیات در جدولهای ۳ و ۴ خلاصه شده‌اند. تأثیر عملیات پیری بر دماهای تغییر حالت آلیاژ E در جدولهای ۴ و ۵ خلاصه شده است. همانطورکه از این داده‌ها پیداست، پیری می‌تواند بعنوان یکی از روشهای تنظیم دماهای تغییر حالت و در نتیجه عامل طراحی بهینهٔ آلیاژ به حساب آید.

نمودار تنش ـ کرنش آلیاژ E پس ۲ ساعت پیری در دمای ۴۵۰ درجه سانتیگراد تحت شرایط بارگذاری و بار برداری در شکل ۳ نشان داده شده است. همانطورکه از شکل پیدا است پدیده فوق‌الاستیک با تنش تسلیم اولیه ۱/۲۴ کیلوگرم بر میلیمترمربع شروع و تاکرنش حدود ۱/۷۵ درصد، در تنش ثابت، ادامه می‌یابد. حدود ۱/۱٪ کرنش باقیمانده پس از حذف بارگذاری به سبب اعمال تغییر فرم پلاستیک و ایجاد حرکتهای لغزشی برگشت ناپذیر در نمونه مشاهده می‌شود. اندازه گیری نرخ خوردگی، میزان محصولات سمی و تعداد اوستئوبلاستها و فیبروبلاستهای تولید شده پس از کشت، نشان می‌دهد که نایتینول یونهای Ni^{2+} بیشتری نسبت به فولاد زنگ نزن آزاد می‌سازد؛ اما پس از حدود دو روز، غلظتها نسبتاً برابر می‌شوند. بر طبق همین مشاهدات، نایتینول سازگاری خوبی با اوستئوبلاستها و فیبروبلاستهای بدن داشته و با وجود بیشتر بودن نیکل حل شدهٔ نایتینول در بدو امر، هیچ اثر سمّی، کاهش در تکثیر سلول یا بازدارندگی در رشد سلولهای در تماس با سطح آلیاژ مشاهده نمی‌شود[۲۲].

برای بررسی سازگاری نسجی، نمونه‌ای از آلیاژ ساخته شده به ابعاد ۲mm×۰/۴mm×۰/۷mm از طریق برش با دستگاه اسپارک، سنگ زنی، سنباده زنی و پولیش تهیه شد و بصورت ایمپلنت در داخل ماهیچه پای موش صحرایی نر کاشته شد[۲۳]. نمونه دیگری از یک آلیاژ خارجی با همان ابعاد نیز تهیه و در پای دیگر همان موش کاشته شد. برای بررسی تأثیر شرایط آزمایش و محیط کار، در یک گروه مجزا، در یک طرف، فقط ماهیچه برش داده شده و بخیه زده شد و طرف مقابل بعنوان شاهد (نسج نرمال) نگه داشته شد.

نمونه‌های نسجی مجاور آلیاژ، نمونه کنترل و شاهد، پس از ۲۱ روز بریده و رنگ آمیزی شدند تا میزان التهاب در آنها مشخص شود. نتیجه پاتولوژی نشان داد که همه نمونه‌ها دارای مقداری التهاب و واکنش جسم خارجی هستند؛ اما از نظر میزان عروق خونی، تفاوتی بین گروه تست، کنترل و شاهد نبود. از نتایج بدست آمده چنین نتیجه می‌شود که سازگاری نسجی آلیاژ ساخته شده با سازگاری آلیاژ تجارتی برابر بوده و کلاً در حد قابل قبول قرار دارد.

درحالیکه استحکام آلیاژ نایتینول، قابل مقایسه با استحکام فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L هست، اکسید سطحی TiO_2 در این آلیاژ می‌تواند از حل شدن Ni در محیط بدن جلوگیری کرده و با استحالهٔ فازی آستنیت ـ مارتنزیت در محدودهٔ دمایی ۲۲۳ الی ۳۷۰ درجهٔ کلوین، بسته به میزان Ni، رفتار حافظه‌داری مطلوبی از خود بروز دهد. تلاشهای انجام شده در سالهای اخیر، بیشتر در زمینهٔ گسترش استفاده از آلیاژ در پزشکی و بویژه یافتن روشهایی برای تولید نایتینول با دماهای دگرگونی فازی در حدود دماهای محیط و بدن انسان و بررسی خواص سازگاری با بدن برای ساخت ایمپلنتهای حافظه‌دار بوده است. تغییر درصد نیکل به میزان ۲ درصد، برای مثال، می‌تواند دمای استحاله را تا ۳۵۰ درجهٔ کلوین تغییر دهد. درحالیکه اشکالات مربوط به جذب نیکل در مواقع استفاده از ایمپلنت در بدن[۲۳] را می‌توان با توجه به کوچک بودن ابعاد و امکان خارج ساختن قطعه پس از التیام، تا حد زیادی قابل برطرف شدن دانست.

نتیجه‌گیری

به سبب فعالیت شدید تیتانیوم مذاب و تأثیر نامطلوب عناصر موجود در بدنه بوته، اتمسفر کوره، مجرای مذاب و قالب ریخته‌گری بر خواص آلیاژ نایتینول، لازم است فرآیندهای ذوب و انجماد در کوتاه‌ترین زمان ممکن و در محیطی عاری از هر نوع ناخالصی انجام پذیرد. برای دستیابی به این شرایط، با توجه به امکانات موجود، از یک کوره القایی فرکانس متوسط با سیستم خلأ برای ذوب و ریخته‌گری تحت شرایط کاملاً کنترل شده، استفاده شد. عمل ذوب در بوته گرافیتی و ریخته‌گری در قالب فلزی انجام گردید. مزایای انتخاب این سیستم بدین قرار است:

۱ ـ با ایجاد خلأ، تماس فلز مذاب با گازهای موجود در محیط مثل H_2، O_2 و N_2 به حداقل می‌رسد.

۲ ـ به دلیل کاهش طول مدت ذوب، زمان تماس فلز مذاب با بوته حداقل می‌شود.

۳ ـ حرکت فاز مذاب در اثر القاء جریان الکترومغناطیسی باعث بهم خوردن فلز و ایجاد یکنواختی در ترکیب شیمیایی می‌شود.

بررسیهای انجام شده در بارهٔ خواص حرارتی، مکانیکی، شکل‌پذیری، بیولوژیکی و حافظه‌داری آلیاژ همراه با تأثیر عملیات پیری و بارگذاری و باربرداری بر دماهای تغییر حالت و خصوصیات فوق‌الاستیک آلیاژ نشان می‌دهد که کمیت و کیفیت این خواص برای استفاده مطلوب در مصارف متداول مهندسی و پزشکی قابل کنترل و ارتقاء است.

قدردانی

این تحقیق در چارچوب طرح ملی مصوب شورای پژوهشهای علمی کشور انجام شده است. بدینوسیله از شورای پژوهشهای علمی کشور، سازمان برنامه و بودجه و دانشگاه صنعتی شریف بخاطر حمایت از انجام طرح قدردانی می‌شود. از دانشگاه شهید بهشتی بخاطر کمک به انجام آزمایشهای پاتولوژی قدردانی می‌گردد.

مراجع

۱ - س. خ. صدرنژاد، ر. شرقی، ب. دارابی و ع. نوری، ارائه شده به نهمین کنفرانس مهندسی پزشکی، ۱۰ - ۱۲ اسفند ۱۳۷۸، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران.

۲ - س. خ. صدرنژاد و ح. ع. شفیعی، ارائه شده به چهلمین کنگرهٔ علمی سالانه و هفتمین کنگرهٔ بین‌المللی انجمن دندانپزشکان ایران، فروردین ۱۳۷۹، مرکز همایشهای بین‌المللی صدا و سیما، تهران.

3. F. M. H. Zarandi and K. Sadrnezhaad, *Materials and Manufacturing Processes*, 1997, 12, 6, 1093.

4. L. H. McCarty, *Design News*, 1990, 2, 12, 180.

5. Goldstein et al., *U.S Patent-Patent No. 4,282,033*, Aug. 4, 1981.

6. G. H. Schippereit R. M. Lang and J. G. Kura, *Trans. AFS*, 1971, 6, 5, 229.

7. J. Hey, *Mater. Sci. Eng.*, 1994, A188, 291.

8. Bastin and Rieck, *Metallurgical Trabsactions*, August 1974, 4, 5, 1827.

9. Vehara, Sasano, Kelieda and Susuki, *Powder Metallurgy Int.*, 1985, 17, 5, 229.

10. Morris, *Mater. Sci. Eng.*, 1989, A110, 139.

11. G. E. Dieter, "Mechanical Metallurgy", 2nd ed, 1976, McGraw-Hill, 658.

12. R. N. Boggy, *Design News*, 1993, 6, 21, 72.

13. S. Fukuyo, R. C. L. Sachdeva and E. Sairenji, *Trans. Mat. Res. Soc. Jpn.*, 1994, 18B, 1155.

۱۴ - ف. مشهدی و س. خ. صدرنژاد، دومین کنگره ارتوپدی فنی ایران، تهران، اردیبهشت ۱۳۷۴.

15. R. P. Kusy, *The Angle Orthodontist*, 1997, 67, 3, 197.

16. S. Braun, R. C. Sijursen and H. L. Legan, *The Angle Orthodontist*, 1997, 67, 3, 219.

17. H. Hero, M. Syverud and M. Waarli, *Journal of Materials science: Materials in Medicine*, 1993, 4, 296.

18. H. Hero, M. Syverud, M. Waarli, E. Reeven and K. Niom, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 1993, 4, 210.

19. V. G. Mishanova and G. L. Khodorovski, *Metalloved*, 1992, 4, 10.

20. D. Goldstein and A. Scott, *US Patent No. 4,282,033*, 1981.

۲۱ - س. خ. صدرنژاد و م. ب. اذانی، ارائه شده به نهمین کنفرانس مهندسی پزشکی، ۱۰ - ۱۲ اسفند ۱۳۷۸، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران.

22. J. Ryhanen, E. Niemi, W. Serlo, E. Niemela, P. Sanvik, H. Pernu, T. Salo, *Journal of Biomedical Materials Research*, June 1997, 51 , 4, 754.

۲۳ - س. خ. صدرنژاد، م. سیفی و پ. بهلولی؛ خلاصه مقالات سی‌ونهمین کنگرهٔ علمی سالانه و ششمین کنگرهٔ بین‌المللی انجمن دندانپزشکی ایران، ۲۳ - ۲۶ فروردین ۱۳۷۸، تهران، صفحهٔ ۲۶۰.

جدول ۱ - مشخصات نیکل و تیتانیوم مورد استفاده برای ساخت آلیاژ حافظه دار نایتینول.

ماده	ترکیب شیمیائی (درصد وزنی)	نوع
لوحه نیکل کاتدی	۹۹/۵	وارداتی
شمش تیتانیوم	۹۹/۴	وارداتی
تیتانیوم اسفنجی	۹۹/۹	- محصول شرکت Matthey Alfa Aesar - اندازهٔ ذرات: ۴ تا ۲۸ مش *

جدول ۲ - نمونه‌های نایتینول ساخته شده از طریق ذوب القایی تحت خلأ.

نمونه	جرم تیتانیوم (گرم)	جرم نیکل (گرم)	جرم کل (گرم)
A	۱۳۱/۷	۱۶۱/۴	۲۹۳/۱
B	۱۶۷/۶	۲۰۵/۴	۳۷۳
C	۱۸۲/۰	۲۲۳/۱	۴۰۵/۱
D	۱۹۳	۲۳۶/۵	۴۳۰
E	۱۵۷/۴	۱۹۲/۵	۳۵۰
F	۱۴۰/۸	۱۷۹/۲	۳۲۰
G	۱۵۵/۷۵	۱۹۴/۲۵	۳۵۰
H	۱۲۴/۶	۱۵۵/۴	۲۸۰

جدول ۳ - میانگین سختی ماکرو و میکرو و درصد فازها.

نمونه	میانگین سختی ماکرو (ویکرز)	میانگین سختی میکرو (ویکرز)		درصد فاز		
		فاز اصلی	فاز ثانویه	اصلی	دوم	ثانویه
A	۵۰۶	۷۲۸	۱۸۹۲	۶۱/۹۹	۲۰/۲۷	۱۷/۱۸
B	۴۵۲	۵۳۹		۸۰/۵۸	۱۹/۴۲	
C	۳۸۵	۵۷۰	۶۴۲	۸۷	۱۳	

جدول ۴- سختی، تنش تسلیم و آنالیز نمونه‌ها.

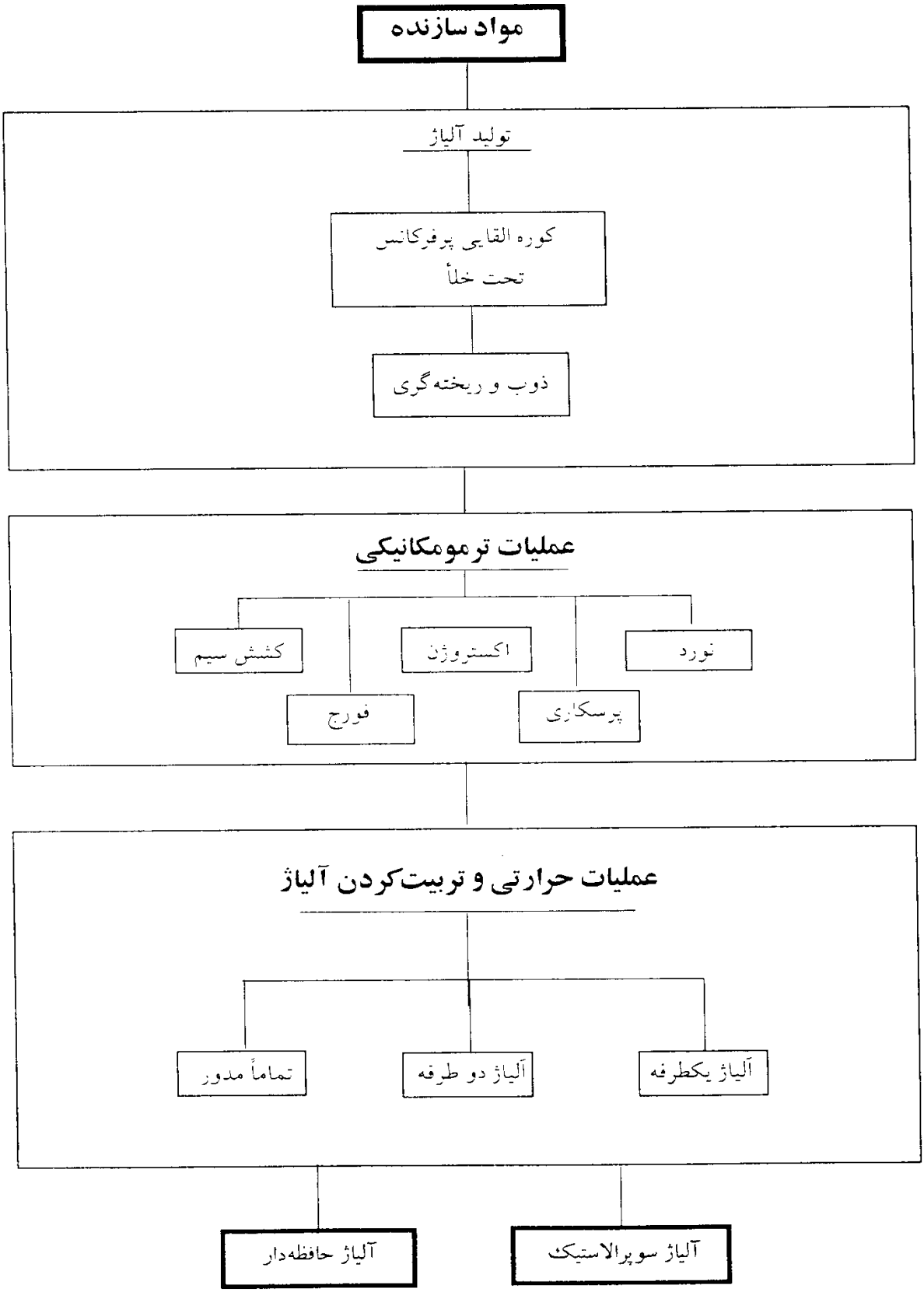
نمونه	میانگین سختی ماکرو (ویکرز)	σ_Y (Kg/mm^2)	$\sigma_{P\to M}$ (Kg/mm^2)	تیتانیوم	نیکل	کربن
D	۶۴۰	-	-	۴۵/۶۵	۴۷/۷۹	۳/۲۵
E	۳۲۰	۳۵	۰/۶۵	۴۸/۴۸	۴۹/۴۶	۰/۶۷
F	۲۸۰	-	-	۴۷/۲۶	۵۱/۷۸	۰/۷۸
G	۳۵۰	-	-	۴۸/۸۸	۴۹/۶۹	۱/۱۹
H	۳۱۰	-	-	۴۹/۳۲	۴۹/۹۰	۰/۷۲

جدول ۵. تأثیر یک ساعت پیری بر دماهای تغییر حالت آلیاژ E.

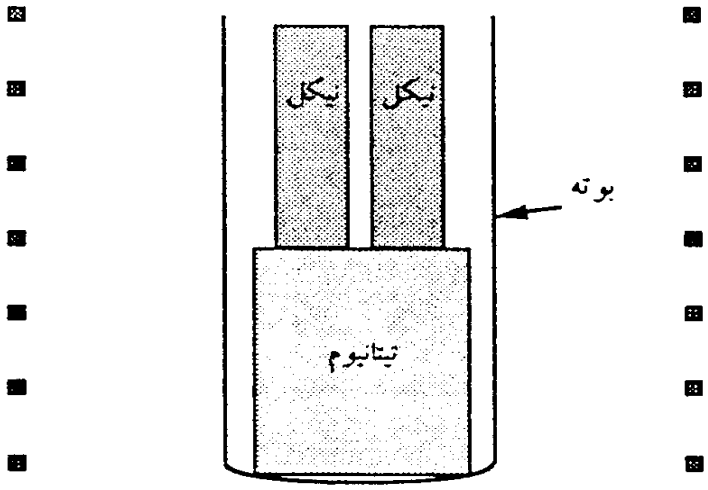
نمونه	دمای پیرکردن	T_{min}	T_R'	A_f	A_S	M_f	M_s	T_R
D ۱	۳۰۰	-۱۶۰	۵۲	-	-	-	-۹۵	۵۲
D ۲	۴۰۰	-۱۶۰	۴۷	۴	-۱۵	-۱۱۰	-۲۰	۴۷
D ۳	۴۵۰	-۱۴۶	۳۹	۱۷	+۲	-۹۸	-۲	۴۴
D ۴	۵۰۰	-۱۱۱	۲۸	۱۹	۵	-۸۳	۰	۳۴
D ۵	۵۵۰	-۱۱۵	۱۷	۴	۰	-۸۵	-۵	۲۹
D ۶	۶۰۰	-۱۶۰	۰	-۶	-۱۰	-۹۰	-۱۳	۱۷

جدول ٦. تأثیر زمان پیری بر دماهای تغییر حالت آلیاژ E. دمای پیری ۴۵۰ درجه سانتیگراد بوده است.

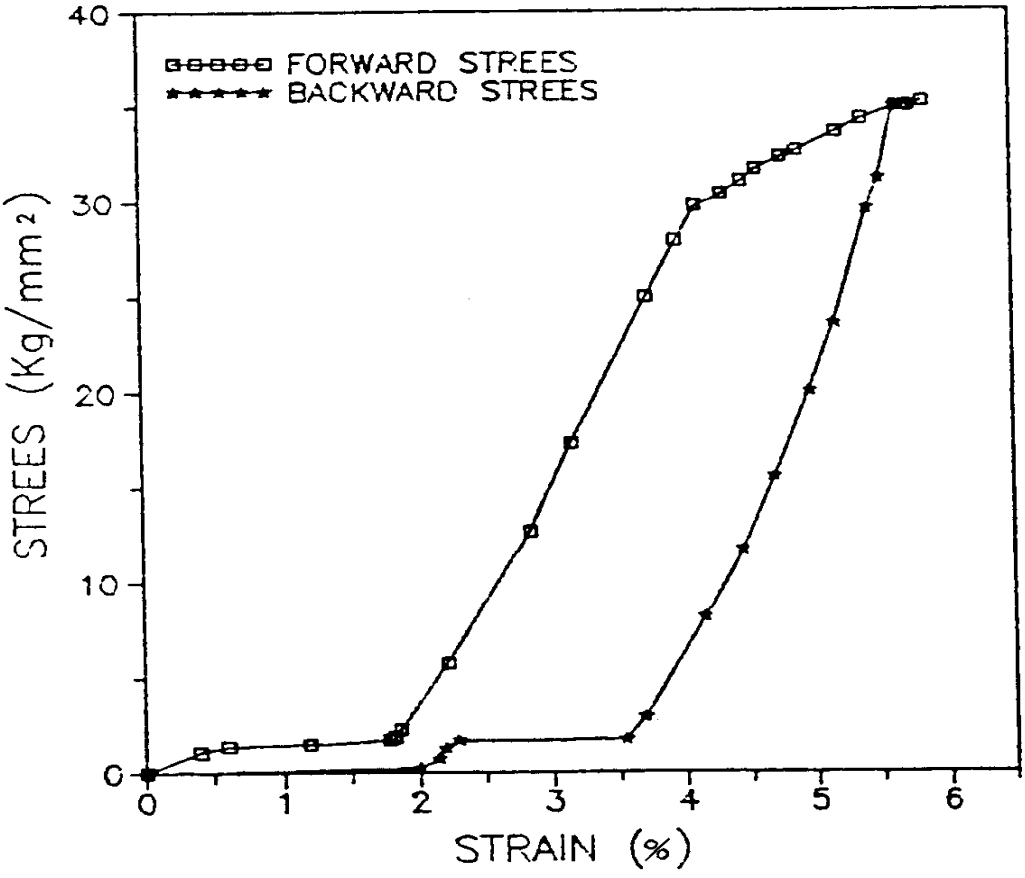
نمونه	زمان پیرکردن	T_{min}	T_R	A_f	A_S	M_f	M_s	T_R
D ۷	۱	-۱۶۵	۴۳	۱۲	-۴	-۱۱۶	-۲۱	۴۵
D ۸	۱۰	-۱۴۰	۴۴	۲۴	۱۶	-۶۶	-۷	۴۶
D ۹	۲۸	-۱۰۰	۴۶	۴۰	۳۰	-۳۶	۱۲	۴۵



شکل ۱. شیوه‌ها و مراحل ساخت آلیاژ نایتینول.



شکل ۲ - نحوهٔ قرار گرفتن شمشها در بوته برای حداقل شدن زمان ذوب.



شکل ۳ - نمودار تنش - کرنش آلیاژ E در دمای $T > A_f$.