

ساخت و کاربرد بستهای حافظه دار نایتینول برای اتصال استخوان مچ و قوزک پا

سید ختیب الاسلام صدرنژاد

استاد دانشکده مهندسی و علم مواد - دانشگاه صنعتی شریف

رضا شرفی

فارغ التحصیل کارشناسی ارشد - دانشکده مهندسی و علم مواد - دانشگاه صنعتی شریف

علیرضا نوری

دانشجوی کارشناسی ارشد - دانشکده مهندسی پزشکی - دانشگاه صنعتی امیرکبیر

بهرتنگ دارایی مقدم

دانشجوی کارشناسی ارشد - دانشکده مهندسی پزشکی - دانشگاه صنعتی امیرکبیر

چکیده بستهای L شکل ساخته شده از آلیاژ حافظه دار نایتینول، می توانند در جراحی استخوانهای ظریف مانند استخوان مچ، قوزک پا و فک مورد استفاده قرار گرفته و باعث سادگی عمل جراحی و کوتاه شدن زمان مداوا شوند. افزایش دمای بست از طریق الکتریکی و یا گرم کردن توسط آب گرم، پس از نصب در محل شکستگی، سبب تغییر حالت آلیاژ از مارتنزیت به آستنیت و آزاد شدن کرنش باقیمانده شده و نزدیک شدن دو قطعه شکسته را سبب می شود. بسته شدن شیار شکستگی، در اثر اعمال نیروی فشاری بست، جلوی عوارضی همچون نقص جوش خوردگی را گرفته و سرعت ترمیم را افزایش می دهد. بدین ترتیب زمان تئیت با گچ کاهش یافته، حرکت عضو شکسته تسهیل گردیده و عملیات جراحی آسان می شود. در این مقاله، نتایج انجام شده برای ساخت و بکارگیری بستهای حافظه دار نایتینول گزارش شده و خواص حرارتی، مکانیکی و بیولوژیکی آنها مورد بررسی قرار گرفته اند. تحقیقات انجام شده نشان می دهد که تنظیم دمای تغییر حالت آلیاژ و میزان نیروی فشاری بدست آمده، تابع ترکیب شیمیایی و زمان و دمای آنبیل بعد از عملیات تک فاز سازی است.

مقدمه

آلیاژ حافظه دار نایتینول، به لحاظ خواص مطلوب مکانیکی، زیست سازگاری، خوردگی، سویرلاستیسیت و استحکام، بعنوان ماده ای ایده آل برای جراحی قطعات شکسته قوزک پا و مچ دست افرادی که دچار سانحه رانندگی، سیل، زلزله و ... شده اند، کاربرد دارد [۱، ۲]. بستهای حافظه دار از جنس نایتینول و دارای شکل L بوده و برای حذف فاصله بین قطعات شکسته استخوان به منظور ترمیم شکستگیهای حاد از طریق تغییر شکل همراه با کاهش طول در اثر گرم کردن، مورد استفاده قرار می گیرند [۳]. از جمله مزایای بکارگیری اینگونه بستها، تسریع در التیام و ایجاد امکان حذف گچ گیری است.

ویژگیهای مطلوب بک اینبانت جراحی استخوان، قابلیت انعطاف و برمی در هنگام کار، خم شدن و نشکستن پس از جراحی و توانایی ایجاد تنش فشاری فیزیولوژیکی برای متعادل سازی قسمتهای شکسته استخوان است. اینبانتهای یکطرفه^۱ نایتینول، از جالبترین مواد زیستی فیزی برای ارتوپدی و ترمیم شکستگیها هستند [۴]. این آلیاژها براساس می توانند تغییر شکل یافته و سپس با حرارت دیدن به شکل ایلی خود بازگردند. به این پدیده، اثر بحالطریبیری شکل^۲ گفته می شود. ترکیبهایی از این آلیاژها که برای کاشت در بدن مطرح شده اند دارای مفادیر مشابه نیکل و تیتانیوم بوده و هم آتسی^۳ خوانده می شوند.

برای ببحرکت نگاهداشتن شکستگی و جالاندازی استخوان، از بست حافظه دار استفاده می شود. دو قطعه شکسته شده به میزان لازم بهم فشرده شده و فشار مابین حذف می شود؛ زیرا حذف شدن فشار، می تواند باعث بدجوش خوردن قطعات، تمرکز تنش و شکستگیهای بعدی شود. موارد زیادی از شکستگیهای کشکک پا^۴، قوزک داخلی و جانبی، زندانسل^۵، زندانعلی^۶، مچ پا، مچ دست^۷ و بند انگشت^۸ تاکنون توسط بست حافظه دار در خارج از ایران مداوا شده و بهبود یافته اند [۲]. اما

اطلاعات ما درباره خصوصیات این نوع قطعات و روش ساخت و بکارگیری آنها بسیار ناچیز بوده و در حد قابل ملاحظه است. در این مقاله، آخرین دستاوردهای تحقیقاتی در باره شیوه ساخت، بررسی خواص و نتیجه بکارگیری بستهای حافظه دار در داخل کشور ارائه شده است.

ساخت آلیاژ

برای ساخت آلیاژ از شمش تیتانیوم، تیتانیوم اسفنجی و شمش نیکل کاندی استفاده شد. عناصر دیگر همچون کبالت، من و آهن، عموماً به شکل پودر مورد استفاده قرار گرفتند. آلیاژسازی در یونته گرافیتی انجام شد زیرا تهیه و بکارگیری یونته گرافیتی سهل تر بود. به علت اختلاف چگالی و دمای ذوب تیتانیوم و نیکل، هنگام آلیاژسازی، فاز مذاب می بایست شدت بهم زده می شد [۵]. به همین دلیل ذوب در کوره القایی تحت خلأ [۶] انجام شد [۵-۷].

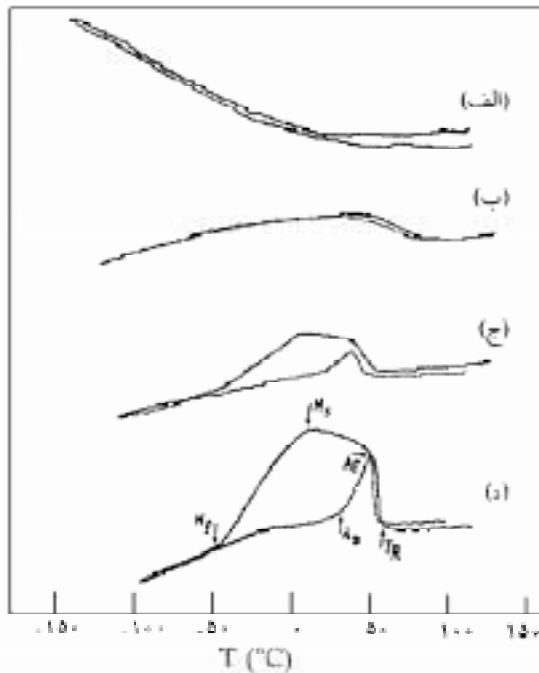
عملیات پگواخت سازی نیز تحت خلأ به مدت ۱۰ ساعت در دمای ۱۰۰۰°C انجام شد و نمونه ها برای عملیات ترمومکانیکی، به قطعات کوچکتر تقسیم شدند. شکل دهی نمونه ها از طریق برشکاری، آهنگری، نورد گرم و نورد سرد انجام شد و سپس توسط محلول آب / اسید نیتریک / اسید فلوریدیک با نسبت به ترتیب ۱ / ۴ / ۵ اکسید زدایی شد. نمونه ها به مدت ۱ ساعت در دمای ۱۰۰۰ درجه سانتیگراد و خلأ ۱۰^{-۵} تور تحت عملیات محلولی قرار گرفته و سپس

Equiatomic. ۳	Shape Memory Effect. ۲	One Way. ۱
Metacarpus. ۷	Radius. ۶	Ulna. ۵
		Phalanges. ۸

جدول ۱ - خواص آلیاژ 55Ni45Ti [۸-۲]

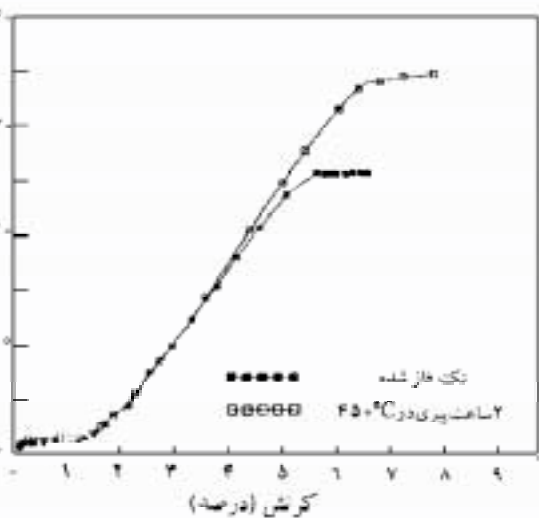
ویژگی	مارتنزیت	تحول (۵۵°C)	آستنیت
چگالی (g/cm ³)		۶/۵۶/۴	
نقطه ذوب (°C)		۱۳۱۰	
مدول یانگ (GPa)	۶۹-۲۱		۱۱۰-۸۳
تنش تسلیم ۰/۲ (MPa)	۱۳۸-۳۴		۷۹۳-۶۲۱
استحکام کشش (UTS) (MPa)	۸۶۲-۱۰۳		۱۱۷۲-۸۲۷
کرنش شکست (%)	> ۶۰		۱۵-۱
مقاومت الکتریکی (μΩm)	۰/۷۰		۱
هدایت حرارتی (W/m °C)	۸/۵		۱۸
پتانسیل خوردگی (μV)		-۵۱۸	
pH2		-۴۳۱	
pH7-0.1MNaCl			
چگالی جریان شریعال		۰/۶۱	
pH2 (μA/cm ²)		۰/۲۴	
pH7-0.1MNaCl			
پتانسیل افت BreakDown		۹۶۰	
pH2 (μV)		۸۹۰	
pH7-0.1MNaCl			

میکروانهم (مقیاس نسبی)



شکل ۱ - نمودار مقاومت الکتریکی بر حسب دما در آلیاژ حافظه‌دار TiNi (الف) پس از آنکه یک ساعت در ۱۰۰۰°C نلک فاز شده و آنکه در آب سرد شده (ب) پس از مرحله الف، یک ساعت در ۴۰۰°C پور شده سپس در آب سرد شده (ج) پس از مرحله الف، یک ساعت در ۴۵۰°C پور شده سپس در آب سرد شده (د) و (د) پس از مرحله الف، ۱۰ ساعت در ۴۵۰°C پور شده سپس در آب سرد شده است.

تنش (کیلوگرم بر سانتیمتر مربع)



شکل ۲ - تغییر فرآیند برگردن بر رفتار مکانیکی آلیاژ ناپیول.

نیمه پایدار R بوجود خواهد آمد.

رفتار مکانیکی

نمودار تنش - کرنش یک نمونه نلک فاز شده و یک نمونه پور شده به مدت ۲ ساعت در ۴۵۰°C در شکل ۲ نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که پور شدن باعث افزایش استحکام نمونه شده است. علت بروز

۴. Quench - ۱۰. Eching - ۱۱. Instron

در آب سرد کونوج^۹ شدند. نمونه‌ها را بوسیله محلول آب/اسید نیتریک/اسید فلوریدیک با نسبت به ترتیب ۵/۱۵/۸۵، حکاکی^{۱۰} کرده و سپس سطح مقطع آنها متالوگرافی و تصویر برداری شد. آزمایش کشش با دستگاه اینسترون^{۱۱} مدل ۱۱۱۵ و با سرعت کشش ۰/۰۷ - سانتیمتر بر دقیقه انجام گردید و دماهای تغییر حالت با استفاده از دستگاه دست ساز منحنش مقاومت الکتریکی تعیین شد. خصوصیات حافظه داری از طریق اندازه گیری زاویه برگشت آلیاژ به شکل قبلی معین شد. خواص نمونه‌ای از آلیاژ 55Ni45Ti در جدول ۱ نوشته شده است [۸].

یکی از فعالیتهای اصلی در ساخت آلیاژ، تنظیم دماهای تغییر حالت در محدوده قابل قبول برای استفاده در جراحی استخوان و تثبیت این دماها در محدوده مورد نیاز بود. برای دستیابی به این مقصود، لازم بود تنش تغییرهای قابل کنترل در طراحی و ساخت آلیاژ را تعیین و مورد بهره‌برداری قرار می‌دادیم. ترکیب شیمیایی آلیاژ، عناصر ناخالصی، عملیات پیرسازی و چرخه‌های حرارتی از جمله مهمترین این عوامل بودند که نحوه و میزان تأثیرشان بر خواص حرارتی و مکانیکی آلیاژ، منحصراً مورد تحقیق و بررسی قرار گرفت.

نتایج

گرچه آلیاژ قابل کاشت در بدن، مفادیر تقریباً مساوی نیکل و تیتانیوم دارد، اما به لحاظ حساسیت شدید خواص نسبت به ترکیب شیمیایی و وجود عناصر ناخالصی - حتی به میزان بسیار جزئی - امکان ساخت دو نمونه مجزا با خصوصیات کاملاً یکسان تقریباً وجود نداشت و هر آلیاژ ساخته شده دارای خصوصیات منحصر به خود بود. در عین حال به علت نسای تغییریی دو جزء اصلی سازنده، آلیاژ ساخته شده از نوع هم‌انسی [۹] بوده و حافظه شکلی را همراه شکل پذیری در دمای پائین دارا بود.

شکل ۱ منحنی مقاومت الکتریکی بر حسب دما را در چهار حالت بدون پیرکردن، ۱ ساعت پیری در ۴۰۰°C، ۱ ساعت پیری در ۴۵۰°C و ۱۰ ساعت پیری در ۴۵۰°C نشان می‌دهد. دیده می‌شود که آلیاژ پور نشده، تغییر حالت مارتنزینی را در دمای پائین از سر می‌گذراند؛ در حالی که پیرکردن، دمای تبدیل به مارتنزیت را به دمای محیط نزدیک کرده و تغییر حالت ۲ مرحله‌ای R → M → B2 را حین سرد کردن سبب می‌شود؛ بطوریکه قبل از تولد مارتنزیت از فاز مادر - B2 - فاز

این پدیده، تشکیل رسوبهایی همچون Ti_3Ni_4 و Ti_2Ni_3 است که باعث رسوب سخت شدن آلیاژ شده‌اند [۱۰]. اما طول منطقه افقی که نشان دهنده مقدار مارتنزیت تشکیل شده در اثر اعمال تنش است [۱۱]، در هر دو نمونه یکسان بوده و تحت تأثیر پیرکردن قرار نگرفته است. تحقیقات محققین قبلی نشان داده است که در صورتیکه نمونه‌هایی با شرایط یکسان در دماهای مختلف مورد آزمایش قرار گیرند، تنش لازم برای تشکیل مارتنزیت با افزایش دما افزایش می‌یابد و رابطه بین دمای آزمایش و تنش لازم برای تشکیل مارتنزیت یک رابطه خطی است که از معادله کلاریوس - کلاپیرون تبعیت می‌کند [۱۲-۱۴]. به عبارت دیگر هر چه اختلاف بین دمای آزمایش و M_s بیشتر شود، تنش مورد نیاز برای تشکیل مارتنزیت نیز افزون‌تر خواهد شد.

سازگاری نسجی

برای بررسی سازگاری نسجی، نمونه‌ای از آلیاژ ساخته شده به ابعاد $2 \times 0.4 \times 0.4 \text{ mm}^3$ از طریق برش با دستگاه اسپارک، سنگ زنی، صیقل زنی و پولیش تهیه شد و بصورت ایمپلنت در داخل ماهیچه پای موش صحرایی نر کاشته شد. 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 شد و بقیه 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 گروه‌ها نیست، شاهد نیست. از نتایج بدست آمده چنین نتیجه شد که سازگاری نسجی آلیاژ ساخته شده با سازگاری آلیاژ تجارتي برابر بوده و کلاً در حد قابل قبول قرار داشت.

بحث

گلدشتاین [۱۵] افزایش مقاومت الکتریکی را یکی از پدیده‌های مرتبط با تغییر حالت می‌داند بطوریکه با تشکیل فاز R تشنه‌ای موجود در فاز مادر افزایش یافته و در نتیجه مقاومت الکتریکی نمونه بالا می‌رود. زمانی که مقدار این تشنه بیشتر از تنش برشی لازم برای تشکیل فاز مارتنزیت شود، مارتنزیت تشکیل شده و تشنه‌ها و مقاومت الکتریکی نمونه کاهش می‌یابند. در صورتیکه عملیات پیرکردن تحت بارگذاری انجام شود، رسوبهای $Ti_{11}Ni_{14}$ نیز تشکیل خواهند شد. تبدیل این رسوبها به یکدیگر، در اینصورت، به فرار زیر خواهد بود [۱۶-۱۷]:

$$\beta_1 + Ti_{11}Ni_{14} + Ti_2Ni_3 + Ti_3Ni_4 \rightarrow \beta_2 + Ti_{11}Ni_{14} \quad (1)$$

و β_1 آلیاژ اولیه فوق الشاغ از نیکل است، β_2 ترکیب زمینه در تعادل با $Ti_{11}Ni_{14}$ است و ... تشکیل و پیدایش این رسوبها طی فرآیند پیرکردن موجب تغییر شکل منحنیهای مقاومت الکتریکی، دماهای تفسیر حالت، خصوصیات مکانیکی و ... می‌شود.

بنابراین تغییر دمای استحاله آلیاژ برنیکل در اثر پیری را می‌توان به تشکیل رسوبهای شبه پایدار و نیمه پایدار همچون Ti_3Ni_4 و Ti_2Ni_3 نسبت داد که باعث پایداری فاز رسوب لغزالی می‌شوند. البته با ادامه سرد کردن، فاز رسوب لغزالی، مجدداً به مارتنزیت تغییر حالت می‌دهد. برعکس، به لحاظ عدم وجود رسوبهای بین فازی برنیکل در نمونه‌های با درصد انی یکسان، ساختار R بوجود نیامده و تغییر حالت در حین سرد کردن شک مرحله‌ای و بصورت $M \rightarrow B2$ خواهد بود.

نکته دیگری که در منحنیهای مقاومت الکتریکی بر حسب دما باید به آن توجه داشت اختلاف زیادی است که بین دامنه پیکهای تشکیل شده در مرحله سرد کردن با مرحله گرم کردن وجود دارد. بعنوان مثال در مرحله سرد کردن ممکن است مقاومت الکتریکی یک آلیاژ حتی تا

۱۵٪ نیز افزایش یافته و یک پیک کاملاً مشخص تولید نماید؛ درحالیکه در چرخه گرم کردن، ممکن است پیک حاصل از تغییر حالت معکوس حتی به سختی قابل تشخیص باشد [۱۵].

علت بروز چنین اختلافی ناتوانی آستنیت در آزادسازی تشنه‌های حاصل از تحولات فازی حین سرد شدن است که باعث افزایش تدریجی مقاومت الکتریکی و ایجاد پیک می‌شود. درحالیکه در مرحله گرم کردن، کرنشهای ایجاد شده در اثر تحولات فازی، به علت در یافت پوسته حرارت، توسط فرآیندهایی از قبیل آرایش مجدد صفحات مارتنزیت و دوقلویی، منجر به کوچک شدن پیکهای بوجود آمده در منحنیهای مقاومت الکتریکی می‌شود.

مطالعات قبلی در مورد زیست سازگاری و خوردگی آلیاژ نایتینول نتایج مشابهی را نشان داده است [۴]. در این تحقیقات استوانه‌هایی از جنس نایتینول درون ماهیچه‌های اطراف مهره‌ها در موش کاشته شده و پس از ۲ تا ۱۲ روز، مطالعات بافت‌شناسی همچون به‌عملی از خوردگی نایتینول را نشان نداده، درحالیکه بافت سردگی ضعیفی در امتداد سطح مشترک مشاهده نظر مشاهده گردیده است [۴].

علت خورده نشدن، تولید طبیعی پوشش اکسید نیتانوم در محیطهای بیولوژیکی بر سطح آلیاژ است که میزان تخریب را به حداقل می‌رساند. لذا برای ایجاد پایداری سطحی و کاهش رهاش نیکل، می‌توان آلیاژ را بطور مصنوعی نیز پوشش داد. برای این کار می‌توان از پوششهایی نظیر اکسید نیتانوم، فسفات کلسیم و هیدروکسی آپاتیت استفاده کرد. آماده سازی سطح (مانند پولیش الکتروشیمیایی) و حداقل کردن تشنه‌های مکانیکی موضعی نیز راهی موثر در بهبود مقاومت خوردگی آلیاژ است [۱۸].

کاربرد عملی

استخوان گرچه از بافت نسبتاً سختی تشکیل شده ولی نظیر سایر بافتهای زنده بدن، دارای یاخته‌هایی است که فعالیت حیاتی دارند. یاخته‌های استخوانی 14 و ماده بین یاخته‌ای 15 ، دو قسمت تشکیل دهنده هر استخوان است. رسوب مواد آهکی در ماده بین یاخته‌ای باعث سخت شدن استخوان می‌شود. مواد بین یاخته‌ای بصورت تیفه‌های مدور، پهلوی هم قرار گرفته و در مرکز خود مجرایی محوی رنگهای خونی، اعصاب و رنگهای لنفی را جای داده‌اند. هر تیفه به نام لایه 16 و مجرای مرکزی به نام مجرای هاورس 17 نامیده می‌شود (شکل ۳).

از نظر طرز قرار گرفتن لایه‌های استخوانی، استخوانها را می‌توان به دو نوع تقسیم کرد:

- ۱- استخوان قشری 18 یا تراکم 19
 - ۲- استخوان اسفنجی
- در استخوان تراکم، مجرای هاورس بطور فشرده پهلوی هم قرار گرفته و فضایی بین آنها وجود ندارد. درحالیکه در استخوان اسفنجی، تیفه‌های استخوانی در امتداد نیروی فشار وارد بر استخوان قرار گرفته و بین تیفه‌های استخوانی فضاها وجود دارد که غالباً از مغز استخوان پر شده است. شکستگی باعث به هم خوردن تیفه‌های استخوانی می‌شود. اگر ضربه وارده شدید باشد، استخوان خرد شده و قطعات آن جابجا می‌شوند و اگر خفیف باشد، باعث ترک خوردن و در بعضی موارد، شکستگی میکروسکوپی می‌شود [۱۹].

- بطور کلی، استخوانهای بدن را می‌توان به چهار گروه تقسیم کرد:
- ۱- دراز - ران 21 ، درشت نی 22 ، نازک نی 23 ، بازو 24 .
 - ۲- کوتاه - استخوان مچ دست و مچ پا.

۱۶ - Osteocyte	۱۷ - Constraint Aging	۱۸ - Goldstein
۱۹ - Haversian Canal	۲۰ - Lamella	۲۱ - Matrix
۲۲ - Cancellous یا Spongy	۲۳ - Compact	۲۴ - Cortical
۲۵ - Humerus	۲۶ - Fibula	۲۷ - Tibia
۲۸ - Femur		

جدول ۲ - استخوانها بر حسب محل استقرار [۱۹].

اندام فوقانی (۱۶۴)	اندام تحتانی (۱۶۲)
Shoulder	استخوان لگن
Scapula	خاستره
Clavicle	ورک
Upper Arm	عانه
Humerus	ران
Lower Arm	استخوان ران
Radius	زانو
Ulna	کشکته
Wrist(Carpal)	ساق پا
Capitate	درشتنمی - تالوتکنی
Tamare	کف پای (۵ عدد)
Lunate	مچ پا (۷ عدد)
Pisiform	پاشنه
Scaphoid	مکمی
Trapezium	مغزی داخلی
Trapezoid	مغزی میانی
Triquetral	مغزی خارجی
Hand	استخوان ناری
Metacarpal	استخوان قاب
Fingers	انگشتان پا
Phalanges	بند انگشتان



شکل ۳ - تصویر میکروسکوپی منطبق استخوان (الف) عرضی و (ب) طولی [۱۹]



شکل ۴ - (الف) جگه‌نگی ابعاد فشار توسط یک دست حافظه دار و (ب) چند نمونه بست حافظه دار [۲]

۳- پهن - استخوان لگن^{۲۵}، جناغ سینه^{۲۶}، استخوان کف.
 ۴- تا منظم - مهره‌ها^{۲۷}، فک پایین^{۲۸}.

جدول ۲ نشانگر دو گروه استخوانهای اندام فوقانی و اندام تحتانی بدن است. استخوانهای کوتاه مانند استخوانهای مچ دست و فورتک با بندرت در اثر ضربه مستقیم می‌شکنند؛ بلکه غالباً در اثر ضربه غیرمستقیم و بصورت باز می‌شکنند [۱۹]. برای مثال شکستگی در اثر پریدن از ارتفاع، با اعمال فشار و دور شدن^{۲۹}، نزدیک شدن^{۳۰}، چرخش به بیرون^{۳۱} یا مخلوطی از آنها در استخوانهای فورتک پا ایجاد می‌شود [۱۹]. ۱۷٪ شکستگیهای بخش اورژانس، ۷۰٪ شکستگیهای عمومی و بیش از نصف جراحات دست، مربوط به مچ بوده و غالباً در اسکافوئید (ناری) اتفاق می‌افتد [۲۰]. این نوع شکستگی در اثر زمین خوردن روی دست درحالیکه مچ رو به بالا خم شده و به طرف استخوان رادیوس انحراف پیدا کرده بوجود می‌آید [۲۰]. در شکستگی مچ دست، استخوان هرمی^{۳۲} دویم، معمولاً آسیب می‌بیند [۲۰]. شکستگیهای این استخوان و استخوانهای کف دست عموماً بسبب ایراد مستقیم فشار یا نیروهای برشی بوجود آمده و با کشندگی رباط همراه می‌شود [۲۰].

برای بی حرکت نگاه داشتن شکستگیها و جاناندازی استخوان، بخصوص استخوانهای کوتاه، از بستهای حافظه دار استفاده می‌شود [۱]. بکاربردن این بستها می‌تواند باعث اعمال فشار مورد نیاز برای جاناندازی استخوان^{۳۳} و بسته شدن شیار شکستگی شود [۲]. بستهای حافظه‌دار مورد استفاده در ترمیم شکستگیهای استخوانهای فورتک پا و مچ دست دارای قطر ۱/۵ میلی‌متر با بدنه موج دار^{۳۴} و دو بازوی به هم رسیده با زاویه ۶۰° نسبت به انتهای بدنه هستند [۱]. بدنه موج دار می‌تواند در دامنه حرارتی - تا ۵°C توسط جراح صاف شده و بازوهای بست در بافت استخوان وارد شوند. دمای بدن و لایه‌های داغ نمکی می‌توانند سبب بازگشت بست صاف شده به شکل موج دار اولیه شده و در نتیجه نیروی فشاری به قطعات استخوان وارد کنند [۱]. صاف شدن در آب و

مچ و سپس حرارت دادن در دمای ۳۷°C، نیروی بازبافتی^{۳۵} $\frac{kg}{min}$ بدست داده است؛ در حالیکه حرارت دادن در دماهای بالاتر و سپس سرد شدن تا دمای ۳۷°C، نیروی بازبافتی بیشتری (تا $\frac{kg}{min}$ ۵/۵) را باعث گردیده است [۱]. شکل ۴ نحوه عملکرد بست حافظه دار را قبل و بعد از گرم شدن و چند نمونه بست حافظه‌دار را نشان می‌دهد [۲]. از مشخصات اصلی این بستها، تسریع بهبود استخوان و توانایی در رفع بی‌حرکی^{۳۶} در گنج‌گرفتگی محل شکستگی معمولی است [۱]. استفاده از صفحه‌های فشرده اتصال درونی، و از جمله صفحه شکاف دار استخوان^{۳۷} که در سالهای اخیر، به منظور ترمیم بون فاصله انتهای دو استخوان، متداول شده تأثیرات نامطلوبی مانند بومی و شکستگی صفحه‌های استخوان در برداشته است. درحالیکه بستهای حافظه‌دار ناپیچول، بدون داشتن این معایب، ساده‌ای ایده‌آل برای اتصالات درونی بوده و هیچ واکنش خاصی با بافت تولید نکرده‌اند [۱]. بست فشاری ناپیچول دارای دوطایه و یک قطعه موجی شکل با زاویه ۶۰-۷۰ است [۱]. بسته به نوع و محل شکستگی، این بست می‌تواند بصورتهای صیغی، زانویی^{۳۸}، خاردار، میوزی و لچکی نیز ساخته شود [۲۱]. بدنه موجی شکل بست، امکان اعمال فشار بیشتر در ناحیه شکستگی و کاربرد در محل مورد نیاز را فراهم می‌سازد. کافی است شکافی کوچک بر روی پوشش (ضریح) ایجاد کرده و سوراخی از میان شکاف در هر استخوان ایجاد نمایم. با این روش، خسارت وارده به بافت درون استخوان^{۳۹} به حداقل خود رسیده و شرایط مطلوبی برای

- ۲۵ Pelvis
- ۲۶ Sternum
- ۲۷ Vertebra
- ۲۸ Maxilla
- ۲۹ Abduction
- ۳۰ Adduction
- ۳۱ Lateral Rotation
- ۳۲ Triquetrum
- ۳۳ Osteosynthesis
- ۳۴ Undulate Body
- ۳۵ Retrieving Force
- ۳۶ Immobilization
- ۳۷ Slotted Bone Plate
- ۳۸ Endosteum
- ۳۹ Offset

Staples", *Proceeding of Intr. Symp. on SMA*, Guilin, China, pp 438-443, 1986.

2. Haasters, I., et al., "The Use of Ni-Ti as an Implant Material", *Proceeding of Intr. Symposium on SMA*, Guilin, China, 1986.

3. Dai, K. R. and Wu, R. S., "Orthopedic Applications of NiTi SMA", *Proceeding of Intr. Symposium on SMA*, Guilin, China, pp 430-431, 1986.

4. Webster, J. G., "Biocompatibility Overview ..", *Encyclopedia of Medical Devices And Instrumentation*, 1, 189, 1988.

5. Goldstein, D. M., et al., "Melting Method for High-Homogeneity Precise-Composition Nickel-Titanium Alloy", *U.S Patent-Patent No. 4,282,033*, 1981.

6. Sadrezaad, K., Mashhad, F. and Sharghi, R., "Heat Treatment of Ni-Ti Alloy for Improvement of Shape Memory Effect", *5th World Heat Treatment & Surface Engineering Seminar*, pp 195-200, 1995.

7. Zarahi, F. M. H. and Sadrezaad, K., "Thermomechanical Study in Combustion Synthesized Ti-Ni Shape Memory Alloy", *Materials and Manufacturing Processes*, Vol. 12, No. 6, pp 1093-1103, 1997.

8. Black, J. and Hastings, G., "Hand Book of Biomaterial Properties", Chapman & Hall, pp 198, 1998.

۹. پارک، ج. بی. و لیکن، د. سی.، مقدمه‌ای بر بیومتریالها، ترجمه محمد حسین فیضی، ۱۳۷۷، ۱۱۶، ۱۲۹.

10. Shimizu, K., "Ageing and Thermal Cycling Effects in Shape Memory Alloys", *J. Electron Microsc.*, Vol. 34, No. 4, 277-288, 1985.

11. Miyazaki, S., Otsuka, K. and Suzuki, Y., "Transformation Pseudoelasticity and Deformation Behavior in a Ti-50.6 at % Ni Alloy", *Scripta Metall.*, Vol. 15, 287-292, 1981.

12. Delacy, L., Krishnan, R. V., "Thermoelasticity, Pseudoelasticity and the Memory Effects Associated with Martensitic Transformation", *J. Mater. Sci.*, No. 9, 1521-1536, 1974.

13. Christian, J. W. and Medalist, R. F., "Deformation by Moving Interface", *Metall. Trans. A*, Vol. 13A, No. 4, 509-538, 1982.

14. Melton, K. N. and Mercier, O., "The Mechanical Properties of NiTi - Based Shape Memory Alloys", *Acta Metall.*, Vol. 29, (1981), 293-398.

15. Goldstein, D. M., "Nitinol Strain Effects", *Journal of Metals*, No. 9, 23-27, 1987.

16. Nishida, M. and Wayman, C. M., "Electron Microscopy Studies of Precipitation Processes in Near-Equiatomic TiNi Shape Memory Alloys", *Mater. Sci. and Eng.*, Vol. 94, 191-203, 1987.

17. Nishida, M. and Wayman, C. M., "Electron Microscopy Studies of the $Ti_{13}Ni_{14}$ Phase in an Aged Ti -50.2 at % Ni Shape Memory Alloy", *Scripta Metall.*, Vol. 19, 983-985, 1985.

18. Ryhanen, et al., "Biocompatibility of Ni-Ti SMA and ...", *J. Biomed. Mater. Res.*, 35, 451-457, 1997.

۱۹. اعلی، بی. اصول ارتوپدی و شکسته بندی، چاپ نیش، جرمس ۱۰-۳ و ص ۱۳۷۰، ۱۳۷۰، ۲۳۲-۲۳۳.

20. Berquist, T. H., "Imaging Atlas of Orthopedic Appliances And Prostheses", Raven Press Ltd., pp 575-656, 831-885, 1995.

21. Annual Book of ASTM Standards, "Standard Specification for Bone Staples", Section 13, pp 76-77, 1997.

22. Andreasen, G. F. and Morrow, R. E., "Laboratory and Clinical Analyses of Nitinol Wire", *Am. J. Orthodont.*, 73, 2, 1-142, 1978.

بهبود استخوان حاصل می‌شود [۱]. اندازه گیریهای آزمایشگاهی نشان داده است که سیمهای بست با قطر ۱ و ۱/۵ میلی‌متر که بعد از ازدیاد طول نسبی تا دمای ۸۳°C گرم شده‌اند، نیروی بازبافتی ۲/۵۵ و ۶/۹۶ کیلوگرم اعمال کرده و بعد از نازل دادن به دمای ۲۷°C به ترتیب ۲/۴۵ و ۵/۵۵ کیلوگرم اعمال کرده‌اند [۳]. هنگام ساخت بستها باید مراقب بود که نمونه از دمای تغییر حالت گرم‌تر نشود [۲]؛ زیرا در اینصورت تغییرات اساسی در خواص آن پدید می‌آید. علاوه بر خاصیت حافظه داری، سوپرلاستیسیته آلیاژهای حافظه دار نیکل-تیتانیوم نیز نقش بالنده مهمی در جراحی ارتوپدی بازی می‌کند [۱۸]. این آلیاژها دارای خواص فنریت^۴ و لاستیکی^۴ بی‌نظیری هستند بطوریکه قادرند پس از تحمل ضربه، به شکل اولیه خود برگردند و چنانچه تا ۹۰° خم شوند، می‌توانند در اثر گرم شدن مجدداً کاملاً صاف شوند [۲۲].

نتیجه گیری

برای افزایش سرعت جراحی، از بین بردن شیار شکستگی و اعمال نیروی مثبت، می‌توان از بستهای حافظه دار تایتنول استفاده کرد. موارد متعددی از کاربرد موفقیت آمیز این بستها که باعث التیام در شکستگی استخوانهای کوچک شده، در منابع علمی گزارش گردیده است. نحوه عمل بدین ترتیب است که بعد از استفاده از بست برای اتصال قطعات شکسته، دمای آلیاژ به علت تماس با بدن و یا بطور دستی افزایش یابد و بست به شکل اولیه خود برمی‌گردد. این عمل باعث اعمال نیرویی به قطعه شکسته می‌شود که در نتیجه شیار را کاملاً مسدود می‌کند.

اگرچه در سالهای اخیر، صفحات فشرده اتصال درونی و میخهای مغزی بسیار مورد استفاده قرار گرفته‌اند، ولی تأثیرات نامطلوب بوجود آمده چون پوکی استخوان و شکستگی صفحاتی را نمی‌توان نادیده گرفت. در حالیکه مطالعات پرتونوگرافی تاکنون پوکی استخوان در بافت‌های اطراف بستها را نشان نداده و در شرایطی که بستها عمقی نشاند شده‌اند هیچ شکستی در ارتباط به بستها از بیماران شنیده نشده است. نکته مهمی که باید به آن توجه شود انتخاب نوعی از آلیاژ است که دمای بازگشت به شکل اولیه آن با دمای بدن انسان یکسان بوده یا حداقل نزدیک به آن باشد. بطور کلی بستهای فشاری حافظه دار دارای مزایای ذیل در کاربردهای ارتوپدی می‌باشند [۳، ۱].

۱- در مواقعی که مکان و یا نوع شکستگی استخوان به گونه‌ای است که نمی‌توان از صفحات جاناندازی استخوان و یا میخهای مغزی استفاده کرد، بکارگیری بستهای حافظه‌دار، عمل جراحی را ساده می‌سازد.

۲- بستها دارای اندازه‌های کوچکی بوده و حمل و استفاده از آنها بسیار آسان است.

۳- بستها در برابر خوردگی مقاوم بوده و دارای استحکام کافی هستند.

۴- بستها تنش فشاری فیزیولوژیکی مطلوب برای متحد سازی استخوان در قسمت شکسته شده را ایجاد کرده و در برابر تنش کششی مقاومت می‌کنند.

۵- جراحی و کارگذاری بستها ساده است.

۶- کار با بست، ضایعات جراحی و نیاز به تشریح^۴ را کاهش می‌دهد.

۸- استفاده از بست، بهبود را سریع کرده و زمان بيمرکت نگاه داری یا گچ‌گیری را کاهش می‌دهد.

۹- استفاده از بست، خسارت بافتی را نازل داده و از پوکی استخوان که توسط صفحات جاناندازی و میخهای مغزی ایجاد می‌شوند، جلوگیری می‌کند.

قدردانی

از شورای پژوهشهای علمی کشور و سایر نهادهای ذیربط به سبب تصویب طرح ملی تولید انبوه آلیاژ حافظه‌دار تایتنول قدردانی می‌شود.

مراجع

1. Yang, P. J., et al., "Internal Fixation with Compressive