

## رفتار تحت بار و فاز شناسی سیمهای ارتدنیسی از جنس آلیاژ سوپرالاستیک نیکل - تیتانیوم

سید خطیب‌الاسلام صدرنژاد\*<sup>۱</sup>، سعید قریشی<sup>۲</sup>، امیر حسین توایی<sup>۳</sup>  
و نسیم بخشی‌زاده<sup>۴</sup>

\*تهران - خیابان آزادی - دانشگاه صنعتی شریف - دانشکده مهندسی و علم مواد  
قطب تحقیقات مواد پیشرفته - تلفن: ۶۱۶۵۲۱۵ داورنگار: ۶۰۰۵۷۱۷  
۱، ۳ و ۴ - دانشگاه صنعتی شریف و ۲ - دانشگاه علوم پزشکی مشهد  
sadrnezh@yahoo.com

### چکیده

ویژگی اصلی مورد نیاز برای سیمهای ارتدنیسی اعمال نیروی ثابت و پایدار در طول مراحل درمان می باشد. آلیاژهای سوپرالاستیک نیکل - تیتانیوم (نایتینول) با توجه به خواص مکانیکی مطلوب مانند استحکام، سفتی، شکل پذیری، قابلیت جوش و قابلیت لحیم، مناسبترین گزینه برای کاربرد گسترده در ارتدنیسی می باشند. از این رو شایسته است که با بررسی رفتار و خصوصیات سیمهای نایتینول، شناخت بهتری از کارکرد و تفاوت‌های موجود بین انواع آنها بدست آید. در این تحقیق، ابتدا رفتار خمشی سیمهای سوپرالاستیک نیکل - تیتانیوم متداول در کاربردهای ارتدنیسی بررسی شده و با یکدیگر مقایسه می گردند. سپس عملیات متالوگرافی و آنیل کاری برای بررسی تغییرات ساختاری و تحلیل خواص مکانیکی و عملکرد سیمها با توجه به استحاله‌های مارتنزیتی - آستنیتی انجام می شود. نتایج نشان می دهد که بر عکس نمونه‌های حافظه دار، اعمال تنش ناشی از انجام آزمایش خمش تأثیری بر مورفولوژی نمونه‌های سوپرالاستیک قبل و بعد از آنیل کردن ندارد.

واژه‌های کلیدی: سیم - ارتدنیسی - سوپرالاستیک - نایتینول - خمش - متالوگرافی

[۲ و ۱].

### مقدمه

هر دو رفتار سوپرالاستیسیته و حافظه‌داری بر مبنای یک استحاله مارتنزیتی - آستنیتی بروز می کند [۲]. خاصیت سوپرالاستیسیته در آلیاژهای نیکل تیتانیوم مربوط به استحاله مارتنزیت تحریک شده توسط تنش<sup>۱</sup> است [۲، ۳]. در این مورد خاص، تغییر شکل ماده بواسطه نیروی تنشی

آلیاژهای نیکل تیتانیوم با نام تجارتي نایتینول دارای خاصیت سوپرالاستیک و حافظه داری بوده و بواسطه ویژگیهایی نظیر مقاومت در برابر خوردگی عالی، عمر خستگی طولانی و کرنش برگشت پذیر بزرگ، جزء پرکاربردترین مواد هوشمند محسوب می شوند. تنها مشکل این مواد، در حال حاضر، قیمت بسیار بالای آنها نسبت به آلیاژهای مشابه نظیر آلیاژهای آهن و مس است

1 - Stress-induced martensite transformation.

و از طریق لغزش و یا حرکت نابجایی نمی‌باشد. بلکه ساختار آلیاژ از طریق بازآرایی و تغییر مکان جهات مرجح، در اثر اعمال تنش، به مارتنزیت بدل شده و تغییر شکل ظاهری صورت می‌گیرد. مقدار تنش حد بحرانی خاصی دارد که بعد از آن دیگر تغییر حالت مربوط به اعمال تنش اتفاق نمی‌افتد. با حذف نیرو، جهات مارتنزیت به دلیل تطابقت کریستالوگرافی در همان راستای پیشین قرار گرفته و در اثر انجام استحاله معکوس (مارتنزیت ← آستنیت) آلیاژ شکل اولیه خود را بازمی‌یابد [۴].

سیم‌های ارتدسنسی، نیاز به اعمال یک نیروی ثابت، پایدار و همیشگی با نیروی کششی تعریف شده به دندانها دارند. با توجه به امکان اعمال چنین نیرویی توسط سیمهای نیکل - تیتانیوم در هنگام برگشت به حالت اولیه در اثر انجام استحاله معکوس، سیمهای سوپر الاستیک نایتینول گزینه بسیار مناسبی برای استفاده در ارتدسنسی می‌باشند [۵ و ۶]. خواص جانبی ایده آل این نوع سیمها، مانند مقاومت به خوردگی عالی و شکل‌پذیری سرد بسیار مناسب، کار با آنها را بسیار آسان می‌سازد.

## تئوری

با توجه به اینکه تمام سیمهایی که با نام سوپر الاستیک عرضه می‌گردند، به یک شکل عمل نمی‌کنند، لذا انتخاب آنها برای مصارف بالینی باید تحت معیارهای کنترل شده انجام گیرد. بدین سبب تحقیق حاضر می‌تواند به عنوان نوعی راهنما در انتخاب سیم با خصوصیات مکانیکی مناسب بکار گرفته شود.

شبکه سه بعدی آلیاژ نیکل - تیتانیوم در فاز مارتنزیت می‌تواند به شکل مکعب مرکزدار یا تتراگونال مرکزدار و در فاز آستنیت می‌تواند از نوع هگزاگونال با وجوه مرکزدار باشد. فاز حد واسطی به نام "فاز آر" R-Phase با ساختمان هگزاگونال ساده نیز در این آلیاژ شناسایی شده است [۷ و ۱].

هر سیم نیکل تیتانیوم دارای دامنه دمایی خاصی است که تغییر فاز در آن دامنه رخ می‌دهد. دمای Ms اولین درجه حرارتی است که فاز مارتنزیت شکل می‌گیرد و دمای Mf

درجه حرارتی است که در آن ساختمان سیم بطور کامل مارتنزیت شده است. دماهای As و Af به ترتیب درجه حرارت‌های شروع و خاتمه تشکیل فاز آستنیت می‌باشند [۸ و ۴].

در دماهای پایین (کمتر از Mf)، آلیاژ بطور کامل متشکل از فاز مارتنزیت است. اما با افزایش دما از As به Af، آلیاژ دچار تحول تشکیل فاز آستنیت می‌گردد. در دماهای بالاتر از Af، آلیاژ بطور کامل بصورت فاز آستنیت است.

خاصیت به خاطر سپاری شکل (Shape Memory) به معنای آن است که به سیم در حالی که در فاز آستنیت قرار دارد، شکل خاصی داده می‌شود. با پایین آوردن دما، سیم به فاز مارتنزیت تبدیل می‌شود و به راحتی می‌توان آن را خم کرده و تغییر شکل داد. زمانی که دما بیشتر از Af بشود، سیم شکل اولیه خود را که مربوط به فاز آستنیت است، باز می‌یابد. این خاصیت به نام one-way shape memory effect نامیده می‌شود. چون در این حالت فقط شکل مربوط به فاز آستنیت به خاطر سپرده شده و با اعمال حرارت قابل بازیابی است [۸].

وجود حافظه داری لزوماً به معنای تامین نیروی سبک و مداوم نیست. برای آنکه خاصیت حافظه داری از لحاظ کلینیکی قابل استفاده باشد، لازم است دمای Af آلیاژ اندکی پایین تر از دمای محیط دهان باشد تا سیم در محیط دهان کاملاً در فاز آستنیت قرار گیرد. از طرفی وقتی آلیاژ کاملاً تبدیل به فاز آستنیت می‌شود (دماهای بالاتر از Af)، نمودار تنش - کرنش آن شبیه شکل مربوط به سایر آلیاژها مانند فولاد می‌شود؛ بطوریکه بین میزان تنش وارده و کرنش ایجاد شده، رابطه ای خطی وجود داشته و آلیاژ فاقد ناحیه تنش ثابت سوپر الاستیک خواهد بود. این موضوع بدان معنا است که آلیاژ نیکل تیتانیومی که در دمای پایداری فاز آستنیت قرار دارد، اگر چه نسبت به سایر آلیاژها، الاستیسیته بالاتری دارد ولی فاقد خاصیت سوپر الاستیسیته است [۸-۱۰].

در اکثر آلیاژهای ارتدسنسی با Af پایین تر از دمای دهان، فاز آستنیت در شرایط عادی فاز غالب است. در حالیکه درصد اندکی از ساختار آلیاژ را نیز ممکن است فاز مارتنزیت و حتی فاز R تشکیل داده باشد.

از آنجا که آستنیت نسبت به فازهای بینابینی دیگر سختی

جدول ۱ - مشخصات سیمهای سوپر الاستیک  
آزمایش شده.

نام سیم	کارخانه	آدرس
Nitino I SE	3M UNITEK	2724 South Peck Road, Monrovia CA 91016 U.S.A
Force I	AMERICAN ORTHODONTICS	1714 Cambridge Avenue Sheboygan Wisconsin P.O. Box 1048, U.S.A
Reflex TP	TP ORTHODONTICS	Laporte, Ind.

جدول ۲ - زمان حک کردن نمونه ها.

t	۵	۱۰	۱۵	۲۵	۴۰	۶۰	۷۱	۹۵	۱۲۰	۱۵۰	۱۸۰
۱	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
۲	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
۳			x	x	x	x	x	x	x		
۴					x	x	x				

نقطه three bracket bending استفاده شد. سیستم اعمال نیرو مشابه وضعیت حرکت دندان در دهان طراحی شد.

در استاندارد ADA برای بررسی خمش سیم، تست از نوع cantilever است. این روش برای ارزیابی فنریت سیم معمولی قابل قبول است. اما در سیم های دارای خاصیت فنری بالا مانند خاصیت سوپرالاستیسیته، این روش دقت چندانی ندارد. زیرا در نتیجه افزایش زاویه نمونه، ارزیابی نیرو و خمش با دشواری مواجه می شود. لذا برای رفع این مشکل، ما در این تحقیق از روش خمش سه نقطه (three bracket bending) استفاده کردیم.

وسیله آزمایش مشتمل بر دو نیم استوانه به قطر ۸ میلیمتر بود که به فاصله ۱۵/۵ میلیمتر از یکدیگر بطور افقی قرار داده شده بودند و دو براکت فلزی استاندارد اج وایز سانترال ماگزایلا دارای بیس foil mesh و اندازه slot

بیشتری دارد، لذا ایجاد فاز مارتنزیت برای پیدایش خاصیت سوپرالاستیسیته الزامی است. خوشبختانه فاز مارتنزیت می تواند بدون نیاز به تغییر درجه حرارت و صرفاً از طریق اعمال نیرو ایجاد گردد. خمش سیم توام با اعمال نیرو بوده و سبب ایجاد یک تغییر فاز مارتنزیتی می شود. به فاز مارتنزیت ایجاد شده Stress Induced Martensite (SIM) گفته می شود [۷ و ۱۱].

دمای Md بالاترین دمایی است که در کمتر از آن، فاز مارتنزیت می تواند شکل بگیرد. در آلیاژهای آستنیتی، دمای Md بالاتر از دمای Af بوده و لذا بالاتر از دمای محیط دهان است. این موضوع سبب می شود که در مناطقی از سیم که تحت تنش قرار می گیرد، به دلیل پدیده SIM، فاز مارتنزیت بوجود آید؛ در حالیکه سیم در سایر نواحی آستنیت باشد. ایجاد مارتنزیت تحت تنش (SIM)، فرایندی برگشت پذیر است. لذا اگر تنش برداشته شود، حالت سیم به وضعیت اول یعنی فاز آستنیت بر می گردد.

برای آنکه از خاصیت SIM بنحو احسن استفاده کنیم، بهتر است Af آلیاژ اندکی پایین تر از دمای محیط دهان باشد. ولی در صورتیکه Af آلیاژ خیلی پایین تر از دمای محیط دهان باشد، شبکه آلیاژ تمایل زیادی به ماندن در فاز آستنیت داشته و برای ایجاد مارتنزیت تحت تنش (SIM) نیاز به انرژی فراوانی خواهد داشت. این نوع آلیاژها را در مواردی که دندانهای بیمار بیش از حد نامرتب بوده و نیاز به اعمال نیروهای بزرگ دارند، باید بکار برد [۱۱]. برای موارد عادی، استفاده از سیمهای دارای دمای Af اندکی پایین تر از دمای محیط دهان، مناسب می باشد.

## مواد و روش تحقیق

### مواد

نمونه های تحقیق شامل ۳ نوع سیم نیکل - تیتانیوم سوپرالاستیک مختلف با مقطع  $0.41 \text{ mm}^2$  و همگی به صورت فرم داده شده و متعلق به فک بالا بودند (جدول ۱).

### تست خمش

برای اندازه گیری نیرو- خمش از روش آزمایش سه

جدول ۳ - نیروی باقی مانده در خمش ۱ mm.

نام	حداکثر	حداقل	میانگین	تعداد
Nitinol SE	۷۳	۷۰	۷۱/۶	۵
Force I	۱۱۸	۱۱۵	۱۱۷	۵
Reflex TP	۱۱۳	۱۱۱	۱۱۲/۲	۵

جدول ۴ - نیروی باقی مانده در خمش ۱/۵ mm.

نام	حداکثر	حداقل	میانگین	تعداد
Nitinol SE	۹۴	۹۱	۹۲/۸	۵
Force I	۱۵۲	۱۵۱	۱۵۱/۶	۵
Reflex TP	۱۴۱	۱۳۹	۱۳۹/۶	۵

جدول ۵ - نیروی باقی مانده در خمش ۲ mm.

نام	حداکثر	حداقل	میانگین	تعداد
Nitinol SE	۱۱۷	۱۱۴	۱۱۵/۴	۵
Force I	۱۷۵	۱۷۲	۱۷۳/۶	۵
Reflex TP	۱۵۳	۱۵۱	۱۵۲/۲	۵

جدول ۶ - نیروی باقی مانده در خمش ۲/۵ mm.

نام	حداکثر	حداقل	میانگین	تعداد
Nitinol SE	۱۲۷	۱۲۶	۱۲۶/۸	۵
Force I	۱۹۷	۱۹۵	۱۹۶/۴	۵
Reflex TP	۱۹۷	۱۹۵	۱۹۷/۴	۵

جدول ۷ - نیروی لازم برای ۳ mm خمش.

نام	حداکثر	حداقل	میانگین	تعداد
Nitino 1 SE	۱۲۷	۷۰	۱۰۲/۶۵	۲۰
Force I	۱۹۷	۱۱۵	۱۵۹/۶۵	۲۰
Reflex TP	۱۷۸	۱۱۱	۱۴۵/۳۵	۲۰

۰/۴۶×۰/۷۶mm توسط چسب superglue روی دو استوانه به نحوی چسبانده شدند که فاصله نقطه میانی براکت ها از یکدیگر ۱۵/۵ میلیمتر بود. این فاصله برگرفته از اندازه نرمال دندان های دائمی ماگزیلای مردان بود. استوانه فوقانی از جنس آلایژ برنج به قطر ۵ میلیمتر ساخته شد. دقت اندازه گیری در ساخت وسیله اندازه گیری یک دهم میلیمتر بود. از دستگاه Hounsfield مدل H10KS ساخت کشور انگلستان برای انجام تست خمش استفاده شد.

مشخصات آزمایش به صورت زیر تعریف شده و در نرم افزار دستگاه ذخیره شد:

- قطر : ۰/۴۱ میلیمتر
- خمش : تا حد ۳ میلیمتر
- سرعت دستگاه : ۰/۵ میلیمتر بر دقیقه
- پیش بار (preload) : صفر
- طول موثر سیم : ۱۵/۵ میلیمتر

#### متالوگرافی

برای بررسی ریزساختار سیمها، ابتدا جفت نمونه‌هایی از سیمهای کشیده شده و کشیده نشده تهیه شده و سپس در محلولهای زیر حک گردیدند. محلولهای اچ :



زمان حک شدن در چندین مرحله به صورت فواصل زمانی قید شده در جدول ۲ بود. نمونه‌ها سپس ۳ بار به مدت یک ساعت در دماهای ۸۰°C، ۱۰۰°C و ۱۳۵°C به طور بسته آنیل شدند. آنگاه توسط میکروسکوپ نوری انعکاسی مدل PME3 و روش نوارسکی بررسی ساختاری شدند.

#### بحث و نتیجه گیری

##### خمش

منحنی های نیرو - خمش بدست آمده از سیمها در شکلهای ۱، ۲ و ۳ آمده است. هرکدام از منحنی‌ها، میانگین ۵ تست انجام شده بر یک نوع سیم می‌باشد. میزان خمش بر حسب میلیمتر روی محور افقی و مقدار

میزان افت نیرو در سیم‌های مختلف متفاوت است، ولی در تمام سیم‌ها، این ناحیه از منحنی به وضوح قابل رویت است. در انتهای منحنی unloading، برگشت رابطه نیرو و خمش به شکل خطی دوباره مشاهده می‌گردد و تا رسیدن به ناحیه permanent set که در آن نیرویی اعمال نمی‌گردد، ادامه دارد. شیب منحنی در ناحیه unloading به میزان برگشت سیم به حالت اولیه بستگی دارد و هر قدر میزان recovery بیشتر باشد، شیب unloading نیز کمتر خواهد بود.

شکل منحنی‌ها در حالت کلی حکایت از وجود پدیده سوپرلاستیسیته و تغییر فاز مارتنزیتی تحت تنش دارد. اگرچه شکل کلی منحنی‌ها بهم شباهت دارند، ولی میزان اعمال نیرو در ناحیه unloading و شیب منحنی‌ها در این ناحیه حاکی از عملکرد غیر یکسان سیم‌ها در شرایط یکسان انجام آزمایش است.

سیم‌ها را بر اساس جداول ۲ تا ۶ به ۲ دسته می‌توان تقسیم کرد:

۱- گروه پرنیرو (heavy force) که نیروی بزرگی را در زمان unloading اعمال می‌کنند مانند Force I و Reflex TP.

۲- گروه کم نیرو (light force) که نیروی کوچکی را در زمان unloading اعمال می‌کنند: مانند Nitinol SE. برای تعیین ارتباط خصوصیات مکانیکی با حالات فازی، از روش‌های متداول ساختار شناسی می‌توان کمک گرفت.

#### متالوگرافی

بعد از زمان طولانی حک کردن (بیش از ۳ دقیقه) توسط محلول‌های ۱ و ۲، هیچ گونه تغییری در ریز ساختار مشاهده نشد و عملاً محلول‌های مذکور از حوزه بررسی ریز ساختاری خارج شدند. با حک کردن (بیش از ۲ دقیقه) توسط محلول شماره ۳، فازهایی در سطح نمونه‌ها ظاهر شد که تفاوت چندانی با فازهای ظاهر شده در نمونه‌های خم نشده نداشتند. تصویرهای ۴ و ۵ مربوط به نمونه‌های به ترتیب Nitinol SE و Force I هستند. تصاویر "الف" نمونه‌های اولیه و "ب" نمونه‌های خمیده شده، می‌باشند.

برای درک بهتر و دقیق تر وضعیت تغییر فاز، تصاویر سطوح حک شده نمونه‌های سوپر الاستیک با سطوح

نیرو بر حسب نیوتن روی محور عمودی نشان داده شده‌اند. همان‌طور که در شکل‌ها دیده می‌شود، تمام سیم‌ها در خمش خاصی وارد ناحیه نیرو ثابت (plateau) می‌گردند. این مقدار برای هر سیم متفاوت است. آزمایش‌ها نشان می‌دهد که رفتار هر سه سیم با یکدیگر مشابه است؛ ولی مقادیر کرنش و نیرو با یکدیگر فرق دارند.

در هنگام بار برداری، افت تدریجی نیرو از خمش ۲/۵ میلیمتر آغاز شده و تا خمش ۱ میلیمتر با شیب تقریباً ثابت ادامه می‌یابد. آگاهی از مقادیر دقیق این نیروها و میزان خمش وابسته، اهمیت فراوانی در برنامه ریزی نحوه استفاده از سیم‌های سوپر الاستیک برای کوتاه کردن دوره درمان و افزایش بازدهی عملیات تنظیم فاصله داندانها با رعایت رفاه حال بیمار و حد اقل صرف وقت پزشک دارد. آگاهی از ارقام مربوط به سیم‌های مختلف، انتخاب بهینه ترکیبی از سیم‌های ارتدسنسی را در هنگام معالجه توسط پزشک آسان می‌سازد.

نیروهای بدست آمده در خمش ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵ و ۳ میلیمتری در ناحیه باربرداری در جدول‌های ۳ تا ۷ برحسب گرم داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، کمترین نیرو مربوط به سیم Nitinol SE و بیشترین میزان نیرو مربوط به سیم Force I است. همچنین سفتی سیم Force I از سفتی سیم Nitinol SE بیشتر است. این مقادیر برای سیم Reflex TP در مقایسه با دو سیم دیگر در حد وسط قرار دارد.

منحنی‌های بدست آمده از ۳ نوع سیم تست شده در هنگام loading-unloading در خمش ۳ میلیمتر، شکل کلی منحنی‌های سوپرلاستیک را که توسط Burstone در سال ۱۹۸۵ و Miura در سال ۱۹۸۶ آزمایش شده بودند دارا هستند [۱۲]. در زمان loading بعد از یک ناحیه خطی load-deflection ناحیه plateau منحنی را خواهیم داشت که در آن نیروی سیم با افزایش بیشتر خمش افزایش زیادی نمی‌یابد و رابطه خطی بین میزان نیروی خمش وجود ندارد. در هنگام برگشت cross-head بعد از خمش ۳ میلیمتر یک افت ناگهانی نیرو در تمام سیم‌ها مشاهده می‌گردد و بعد از آن افت نیرو به میزانی اندک را در ناحیه unloading plateau در سیم‌ها داریم. اگرچه شیب این ناحیه و

نمونه های مشابه ولی حافظه دار مقایسه شد. تفاوت قابل توجهی بین این تصاویر وجود داشت. به این ترتیب که در نمونه های حافظه دار، تیغه های مارتنزیت در سطح دیده می شد که پس از اعمال نیرو و باربرداری علائم تغییر ساختار و ریز شدن دانه از خود بروز می دادند؛ اما سطوح خارجی نمونه های سوپر الاستیک ظاهراً حالت آستنیتی قبل خود را حفظ کرده و در اثر خمش تغییر اساسی در آنها مشاهده نمی شد. این تغییرات بویژه وقتی که نمونه های حافظه دار تحت عملیات آنیلینگ قرار می گرفتند بشدت خود نمایی می کرد در حالیکه عملیات آنیلینگ تاثیر قابل توجهی بر ریز ساختار نمونه های سوپر الاستیک نداشت.

از ریز شدن تیغه های مارتنزیت مشخص شد که حضور تنشهای سطحی در نمونه های حافظه دار خم شده، فرایند بازیابی و تبلور مجدد را تحت تاثیر قرار داده و تغییراتی را در ساختار آلیاژهای نایتینول حافظه دار پدید می آوردند؛ ولی در آلیاژهای سوپر الاستیک، به علت موقت بودن تشکیل مارتنزیت تحت تنش که پس از برداشتن نیرو خنثی می شود، این تغییرات حتی در اثر عملیات حرارتی نیز پدید نمی آید، کاربرد مجدد آلیاژها حتی در شرایطی که نیاز به استریلیزاسیون حرارتی (Sterilization) هست، نیز امکان پذیر به نظر می رسد.

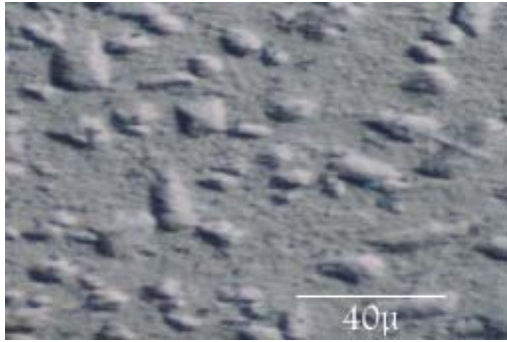
بعد از ۷۰ ثانیه حک کردن در محلول شماره ۴، ساختار تیغه ای با دانه بندی ریز که تیغه ها در تمام طول دانه امتداد یافته اند در بخشی از نمونه ها که ساختار مارتنزیت تحت تنش خود را حذف کرده بودند، مشاهده شد. نکته قابل توجه، حفره دار شدن (Pitting) بسیار شدید این نمونه ها بود که از همان زمانهای آغازین حک کردن (حدود ۱۰ تا ۱۵ ثانیه) شروع شده و با طولانی تر شدن زمان حک کردن بر میزان و وسعت این حفره ها افزوده می شد. البته در این مورد، نمونه های کشیده شده و کشیده نشده، تفاوت چندانی نداشتند و از لحاظ دانه بندی و ضخامت دانه ها تا حد زیادی مشابه هم بودند. اما در نمونه های کشیده شده، به نظر می رسد که تعداد حفره ها به میزان کمی افزایش یافته و خصوصاً پهنا و احتمالاً عمق آنها نیز افزایش یافته است. بنظر می رسد که این امر ناشی از وجود تنش بیشتر ناشی از عملیات خمش در این

سری نمونه ها نسبت به نمونه های آزمایش نشده باشد. تنش اضافی می توانست عامل موثری بر افزایش سرعت خوردگی باشد. یکسان بودن ریز ساختار اصلی (تیغه ای) در دو سری نمونه می توانست ناشی از انجام عملیات مکانیکی محدود در هنگام پولیش کردن باشد. تیغه های مشاهده شده با توجه به مطالعات و دانسته های قبلی نشان دهنده ریز ساختار مارتنزیتی در نمونه بود که تایید کننده باقی ماندن مارتنزیت ایجاد شده تحت تنش در جهات کاملاً تصادفی پس از برداشتن نیرو بود. برای بررسی اثر عملیات آنیلینگ و نیز تدقیق شرایط ظهور و پایداری فاز مارتنزیت در نمونه ها، عملیات آنیل کردن در دماهای  $80^{\circ}\text{C}$ ،  $100^{\circ}\text{C}$  و  $135^{\circ}\text{C}$  به مدت یک ساعت در شرایط بسته بر نمونه های حک شده توسط محلول ۴ انجام شد. پس از بررسی متالوگرافی هیچ گونه تغییری در وضعیت سطوح نمونه ها از نظر میزان فاز مارتنزیت مشاهده نشد. این موضوع نشانگر تثبیت نسبی بخش قابل رویت فاز مارتنزیت در سطح نمونه بود که با عملیات آنیل کردن تحت شرایط ذکر شده حذف نمی شد و نیاز به دما و زمان آنیل کردن فراتر و یا عملیات برگشت تنش تحت نیروی متقابل را داشت.

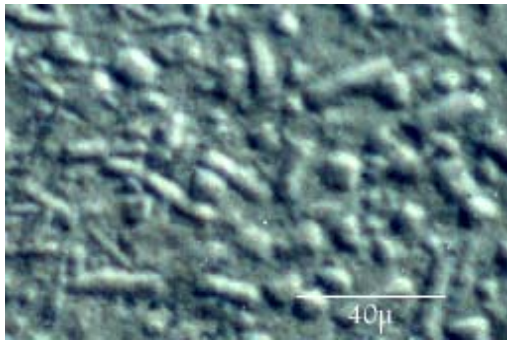
### مراجع:

1. Kazuhiro Otsuka, Xiaobing Ren "Recent Developments in the Research of Shape Memory Alloys", *Intermetallics* 7, (1999), 511-528.
2. S. Miyazaki, A. Ishida, "Martensitic Transformation and Shape Memory Behavior in Sputter-Deposited TiNi-Base Thin Films", *Materials Science and Engineering*, A273-275, (1999) 106-133.
3. L. Orgeâas and D. Favier, "Stress-Induced Martensitic Transformation of A NiTi Alloy in Isothermal Shear, Tension and Compression", *Acta Mater.*, Vol. 46, No. 15, (1998), 5579-5591.
4. István Mihálcz, "Fundamental Characteristics and Design Method for Nickel-Titanium Shape Memory Alloy", *Periodica Polytechnica Ser. Mech. Eng.*, Vol. 45, No. 1, (2001), 75-86.
5. C. Hurst, M. Duncanson, R. Nanda and P. Angolkar, "An Evaluation of the Shape Memory Phenomena of Nickel-Titanium Orthodontic Wires", *Am. J. Orthod.*, (1990), 98, 72-76.
6. Khier S. Brantley W. Fournelle R. Bendig "properties of superelastic and non superelastic

- Properties of Several Nickel-Titanium Alloy Wires in Three Point Bending Test”, *Am. J. Orthod.*, (1999), 115, 390-395.
10. W. Brantley and T. Eliades, “Orthodontic Material”, 1 Ed., New York, (2001), 90.
  11. T. Meling and J. Odegaard, "The Effect of Short-Term Temperature Changes on Superelastic Nickel-Titanium Archwire Activated in Orthodontic Bending", *Am. J. Orthod.*, (2001), 119, 263-273.
  - nickel-titanium orthodontic wires". *Am J Orthod* 1991;99:310-18
  7. R. Liu and D.Y. Li, "Indentation Behavior of Pseudoelastic TiNi Alloy", *Scripta Materialia*, Vol. 41, No. 7, (1999), 691–696.
  8. Manfred Wuttig, Yun Zheng, J.S. Slutsker, Kiyotaka Mori and Quanmin Su, "Stress Induced Martensite in NiTi Corrugated Films", *Scripta Materialia*, Vol. 41, No. 5, (1999), 529–533.
  9. H. Nakano, S. Kazoro, et al., “Mechanical

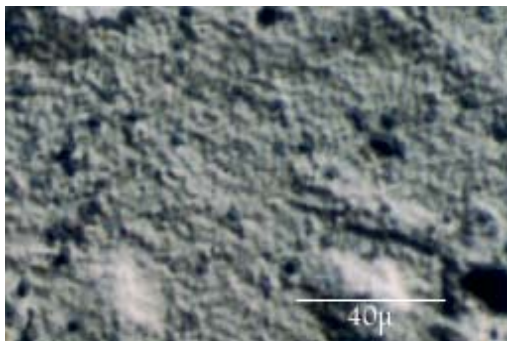


(الف)

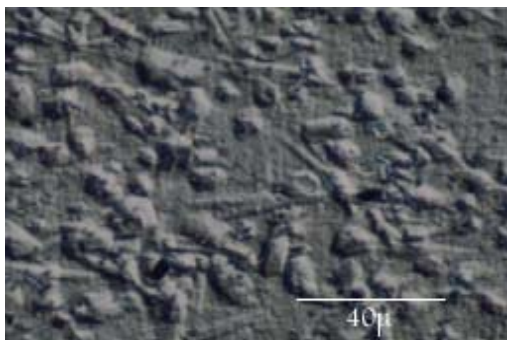


(ب)

شکل ۴ - فاز های ظاهر شده در نمونه (الف) خم نشده و (ب) خم شده Nitinol SE.



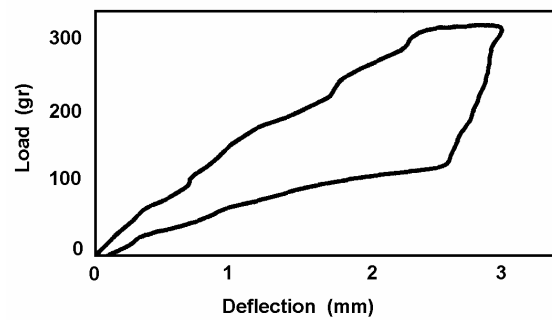
شکل ۵ (الف)



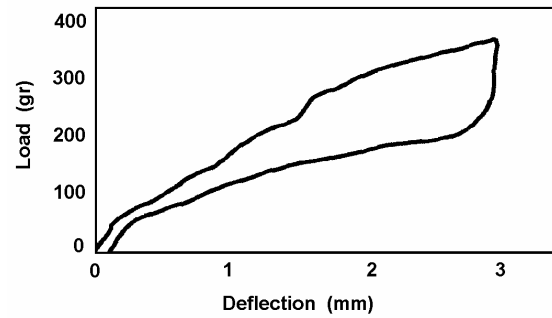
شکل ۵ (ب)

شکل ۵ - فاز های ظاهر شده در نمونه (الف) خم نشده و (ب) خم شده نمونه Force I

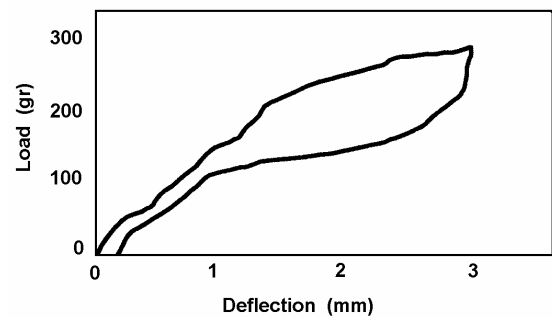
12. C. Qin, B. Morton and J. Chinese, "NiTi Wire: A New Orthodontic Alloy", *Am. J Orthod.*, (1985), 87, 445-452.



شکل ۱- منحنی نیرو - خمش برای نمونه Nitinol SE.



شکل ۲- منحنی نیرو - خمش برای نمونه Force I.





# 11<sup>th</sup> Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBM 2004)

## Mechanical Behavior and Phase Characteristics of the Ni-Ti Orthodontic Superelastic Wires

S. K. Sadrnezhad<sup>1</sup>, S. Ghorashi<sup>2</sup>, A. H. Tavabi<sup>3</sup> and N. Bakhshizadeh<sup>4</sup>

<sup>1,3,4</sup>Department of Materials Science and Engineering

Sharif University of Technology

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Mashhad University of Medical Science

### Abstract

A good orthodontic wire is one that can exert a continuing constant force during clinical treatment of the teeth. Ni-Ti (Nitinol) wires are desirable because they can produce an almost constant force together with such desirable properties as strength, stiffness, formability, weldability and capability to be soldered. It is therefore appropriate to investigate the Ni-Ti mechanical and metallographic properties in order to understand their actual behavior under clinical treatment as compared to those of the other popular orthodontic wires. In this research, we have first determined the loading–unloading curves of a number of superelastic Ni-Ti wires by three-bracket-bending method and then compared their behavior to introduce the most suitable one with respect to the specific clinical application. Structural studies revealed that the low-temperature application of stress during loading-unloading tests does not affect the morphology of the superelastic specimens, while this seemed reverse in the shape memory NiTi wires.

**Key Words:** Wire, Orthodontic, Superelastic, Nitinol, Bending, Metalgraphy