Archive of SID

بررسی امکان بازیابی خواص مکانیکی سیم مستعمل نیکل–تیتانیوم از طریق عملیات الکترومکانیکی

ریحانه نقابت شیرازی*، دکتر سید خطیب‌الاسلام صدرنژاد**، دکتر حسن علی شفیعی***، دکتر مسعود رنگی****، دکتر مسعود سیفی*****، دکتر محمدجواد خرازی‌فرد******

چکیده

سابقه و هدف: *خواص مکانیکی مطلوب سیم نیکل-تیتانیوم باعث شده است تا برخی از ارتودنتیست‌ها از یک سیم دو بار و بلکه بیشتر استفاده نمایند. هدف از انجام این مطالعه، بررسی خواص مکانیکی سیم نیکل-تیتانیوم مستعملی است که تحت عملیات الکترومکانیکی قرار گرفته است.*

مواد و روشها: *این مطالعه تجربی-آزمایشگاهی بر روی سیم نیکل-تیتانیوم ۰/۰۱۸ اینچ با عنوان تجاری* ***American Orthodontics*** *صورت گرفت. جهت ارزیابی چگونگی رفتار سیم در دهان ابتدا با استفاده از آزمون مقاومت‌سنجی الکتریکی، دماهای استحالهٔ نمونه‌ها به دست آورده شد. سپس، این نمونه‌ها تحت عملیات الکترومکانیکی قرار داده شدند. نمونه‌های مورد نظر به سه گروه تقسیم شدند: ۱- سیم‌های خام، ۲- سیم‌هایی که تحت عملیات الکترومکانیکی با جریان الکتریکی کم قرار گرفتند، ۳- سیم‌هایی که تحت عملیات الکترومکانیکی با جریان الکتریکی زیاد قرار گرفتند. با استفاده از آزمون کشش، خواص مکانیکی سیم‌ها مورد بررسی قرار گرفتند. جهت مقایسهٔ میزان تنش ثابت بالایی، پایینی و کرنش باقیمانده در سه گروه از آزمون آنالیز واریانس یک راهه و تست تکمیلی از نوع* ***Tukey HSD*** *توسط نرم‌افزار* ***SPSS*** *نسخهٔ ۱۱/۵ استفاده شد.*

یافته‌ها: *میزان نیرو و یا به عبارتی، مقدار تنش ثابت بالایی و تنش ثابت پائینی در سیم‌هایی که تحت عملیات الکترومکانیکی قرار گرفتند، نسبت به سیم‌های خام کاهش یافت. همچنین، مشاهده شد که مقدار کرنش باقی مانده و مقدار انرژی کرنش الاستیک در نمونه‌هایی که تحت عملیات الکترومکانیکی قرار گرفته بودند، به ترتیب افزایش و کاهش یافت.*

نتیجه‌گیری: *با استفاده از عملیات الکترومکانیکی، خاصیت سوپرالاستیسیتهٔ سیم‌های مستعمل نیکل-تیتانیوم کاهش می‌یابد.*

کلید واژگان: *سیم نیکل-تیتانیوم، بازیابی، عملیات الکترومکانیکی*

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۸/۱/۲۳ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۹/۷/۱۹ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۹/۷/۱۹

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۸، شماره ۴، زمستان ۱۳۸۹، ۲۰۶-۲۰۰

مقدمه

امروزه استفاده از آلیاژهای حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم بدلیل دو ویژگی منحصر به فرد حافظه‌داری و رفتار سوپر الاستیسیته گسترش وسیعی یافته است. مقاومت خوردگی بالا، عمر خستگی طولانی (high fatigue life)، کرنش برگشت‌پذیر قابل توجه، زیست سازگاری (biocompatibility) مطلوب و خواص مکانیکی مطلوبی مانند استحکام، سفتی، شکل‌پذیری سبب استفاده روز افزون این آلیاژ در زمینه‌های مختلف پزشکی بویژه دندانپزشکی شده است(۱). از جمله این موارد می‌توان به سیم‌های قوسی (archwire) نیکل- تیتانیوم اشاره نمود. در این زمینه یکی از مهمترین پارامترهایی که باید مورد توجه قرار گیرد، میزان نیروی اعمال شده توسط این سیم‌ها به دندان می‌باشد که

* فوق لیسانس مهندسی پزشکی، بیومواد، واحد علوم و تحقیقات، دانشکدهٔ مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی

** استاد گروه متالورژی، دانشکدهٔ مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف.

*** استادیار گروه ارتودنسی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

**** استادیار گروه مهندسی مواد-متالورژی، دانشگاه امام حسین.

***** نویسندهٔ مسئول: استاد گروه ارتودنسی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. E-mail: mseifi@dent.sbmu.ac.ir

****** مشاور آمار، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.

www.SID.ir

Archive of SID

این امر می‌تواند در انتخاب نوع سیم توسط پزشک معالج و همچنین طول دوره درمان تاثیر بسزایی داشته باشد. استفاده از سیم‌های سوپرالاستیک نیکل- تیتانیوم با اعمال یک نیروی ثابت و مداوم موجب افزایش بازدهی و کاهش طول دوره درمان می‌گردد(۴-۲).

رفتار آلیاژهای حافظه‌دار بر اساس یک دگرگونی فازی و تغییر ساختار کریستالی رخ می دهد. فاز دمای بالای آستنیت با ساختار کریستالی B_2 در حین سرد شدن به فاز دمای پایین مارتنزیت با ساختار کریستالی $B_{19'}$ (منوکلنیک) تبدیل می‌شود. در حین گرم کردن استحاله معکوس رخ می‌دهد. این استحاله فازی در یک دما شروع و در یک دما کامل می‌گردد. دمای شروع و پایان تشکیل مارتنزیت در حین سرد کردن به ترتیب با M_s و M_f و دمای شروع و پایان تشکیل آستنیت در حین گرم کردن به ترتیب با A_s و A_f نشان داده می‌شود(۵). با اعمال تنش به آلیاژ در دمایی بالاتر از دمای A_f، آلیاژ از فاز مادر آستنیت تبدیل به فاز مارتنزیت می‌شود. به این نوع مارتنزیت که در اثر اعمال تنش تشکیل می‌شود، مارتنزیت تحت تنش (stress-induced martensite) گفته می‌شود. با رسیدن تنش به حد معینی، کرنش قابل توجهی در نمونه ایجاد می‌شود که در اثر تبدیل فاز آستنیت به مارتنزیت می‌باشد. با حذف تنش، کرنش ایجاد شده طی تغییر حالت معکوس (تبدیل فاز مارتنزیت تحت تنش به فاز آستنیت) به صورت کامل بازیابی می‌شود. مقدار کرنش بازیابی شده در سیم‌های نیکل- تیتانیوم که دارای رفتار سوپرالاستیسیته کاملی می‌باشند به حدود ۱۰٪ نیز می‌رسد(۶).

خواص مکانیکی مطلوب سیم‌های قوسی نیکل-تیتانیوم باعث شده است تا بعضی ارتودنتیست‌ها از یک سیم دو بار و بلکه بیشتر استفاده کنند. در همین راستا مطالعات اندکی توسط محققینی چون Kapila (۷،۸) و Lee (۹) در زمینهٔ روش‌های مختلف بازیابی سیم‌های مستعمل صورت گرفته است. این تحقیق با هدف بررسی اثر عملیات الکترومکانیکی به منظور بازیابی سیم‌های مستعمل صورت پذیرفت.

مواد و روشها

تحقیق حاضر یک مطالعهٔ تجربی است که به صورت آزمایشگاهی انجام شده است. در این تحقیق، از ۳۰ سیم نیکل-تیتانیوم متعلق به قوس فک پایین با عنوان تجاری ®American Orthodontics (ساخت کشور آمریکا) و سطح مقطع ۰/۰۱۸ اینچ با ترکیب شیمیایی ۵۵٪ نیکل – ۴۵٪ تیتانیوم استفاده شد.

در این مطالعه، جهت ارزیابی چگونگی رفتار سیم در دهان، ابتدا به ارزیابی دماهای استحالهٔ نمونه‌ها پرداخته شد. از آنجا که آلیاژهای حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم دارای ساختارهای کریستالی متفاوتی می‌باشند، میزان رسانایی در فازهای مختلف آلیاژ متفاوت است. برای اندازه‌گیری میزان رسانایی الکتریکی نمونه‌ها و تعیین دماهای استحاله آلیاژ از آزمون مقاومت‌سنج الکتریکی استفاده شد. دستگاه مورد استفاده جهت انجام آزمون مقاومت‌سنجی الکتریکی، توسط کارشناسان پژوهشگاه مواد و انرژی ایران ساخته شد. این دستگاه شامل یک ترموکوپل برای اندازه‌گیری دما، یک مخزن نیتروژن مایع برای سرد کردن نمونه‌ها و یک گرم‌کن شامل بشر محتوی آب و نمک طعام برای گرم کردن نمونه‌ها بود. طی انجام دو سیکل سرمایش و گرمایش، داده‌های خروجی در بازه دمایی ۱۰۰+ تا ۱۵۰- درجه سانتی‌گراد ثبت شده، با انتقال آنها به نرم‌افزار Microsoft Excel منحنی تغییرات رسانایی الکتریکی نمونه‌ها بر حسب دما بدست آورده شد. در شکل ۱، تجهیزات به کار گرفته شده برای اندازه‌گیری میزان رسانایی الکتریکی نمونه‌ها نشان داده شده است.

سپس، برای عبور جریان الکتریسیته از نمونه‌ها و بکارگیری عملیات الکترومکانیکی، ابتدا یک صفحه مسطح JIG طراحی و ساخته شد. جنس این صفحه از ماده پلی‌آمید انتخاب گردید تا از نظر الکتریکی از محیط اطراف ایزوله باشد. برای عبور جریان الکتریسیته از نمونه‌ها از جریان الکتریکی DC استفاده شد، به این ترتیب ابتدا نمونه‌های مورد نظر توسط گیره‌های نگه‌دارنده‌ای که بر روی صفحه مسطح JIG تعبیه

شکل ۱ (الف) – دستگاه مقاومت‌سنج الکتریکی: تجهیزات مورد نیاز برای اندازه‌گیری میزان رسانایی الکتریکی سیم‌ها

www.SID.ir

Archive of SID

شکل ۱(ب) – نحوه قرارگیری نمونه و اتصال آن به الکترودهای دستگاه

شده بودند، به صورت مدار شکل ۲ قرار داده شدند. میزان جریان مورد نظر توسط یک منبع تغذیه DC با عنوان تجاری HYelee مدل HY3005D (ساخت چین) تامین شد که قابلیت تنظیم جریان خروجی ۰ تا ۵ آمپر و ولتاژ ۰ تا ۳۰ ولت را داشت. جهت قطع و وصل نمودن جریان عبوری از نمونه مورد نظر، از یک سوئیچ الکتریکی استفاده شد. دمای نمونه نیز توسط یک دماسنج دیجیتالی اندازه‌گیری گردید. به این ترتیب، نمونه‌های مورد نظر به سه گروه تقسیم شدند:

۱- سیم‌های خام

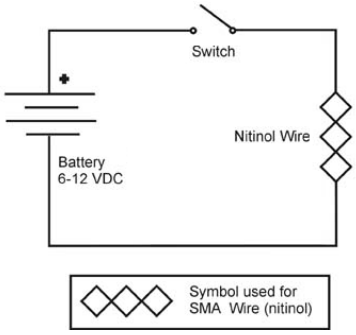
۲- سیم‌هایی که تحت عملیات الکترومکانیکی با جریان الکتریکی کم قرار گرفته‌اند.

۳- سیم‌هایی که تحت عملیات الکترومکانیکی با جریان الکتریکی زیاد قرار گرفته‌اند.

جهت بررسی و مقایسه رفتار سوپر الاستیک سیم‌ها، آزمون کشش برای نمونه‌های هر سه گروه انجام شد. برای انجام این آزمایشات، از دستگاه کشش با مارک تجاری Santam مدل STM-20 (ساخت کشور ایران) استفاده شد. آزمایشات در دمای اتاق (۲۷°C) و با سرعت کشش ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه صورت گرفت. طول موثر نمونه‌ها نیز ۱۴۰ میلی‌متر در نظر گرفته شد.

داده‌های حاصل از آزمون کشش برای هر سه گروه ده‌تایی از نمونه‌های مورد بررسی ثبت و به نرم افزار Microsoft Excel انتقال داده شد. جهت مقایسهٔ میزان تنش ثابت بالایی، پایینی و کرنش باقیمانده در سه گروه از آزمون آنالیز واریانس یک راهه و تست تکمیلی از نوع Tukey HSD توسط نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۱/۵ استفاده شد. منحنی تنش-کرنش برای هر یک از گروه‌های نمونه‌ای با استفاده از میانگین هر ده آزمون انجام شده، واریانس ۰ تا ۱/۵۵ درصد حاصل گردید.

(الف)



(ب)

شکل ۲- صفحه مسطح JIG و مدار DC طراحی شده.
الف- صفحه مسطح JIG ؛ ب- مدار DC طراحی شده

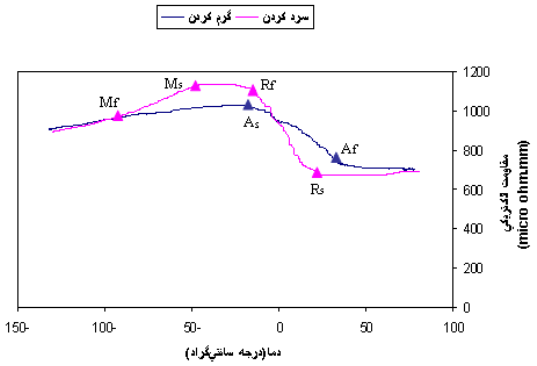
شکل ۳- دستگاه کشش مورد استفاده

www.SID.ir

Archive of SID

یافته‌ها

بر اساس آزمایشات انجام شده در آزمون مقاومت‌سنجی الکتریکی، نمودار نشان داده شده در شکل ۴ حاصل می‌شود. از نمودار حاصل می‌توان علاوه بر بررسی تغییرات رسانایی الکتریکی، دماهای استحاله آلیاژ و تغییرات فازی آن را بدست آورد. در جدول ۱، دماهای استحاله نمونه‌های مورد آزمایش که از آزمون مقاومت‌سنجی الکتریکی به دست آمده، آورده شده‌اند.



شکل ۴- منحنی تغییرات رسانایی الکتریکی بر حسب دما.

به هنگام استفاده از سیم‌های نیکل- تیتانیوم در ارتودنسی توجه به اختلاف بین دمای دهان و دمای A_f سیم مورد نظر، در طول درمان از اهمیت فراوانی برخوردار است و این مسئله می‌تواند طول دوره درمان را تغییر دهد. برای آنکه از خاصیت سوپر الاستیک سیم‌های نیکل- تیتانیوم در درمان ارتودنسی به نحو احسن استفاده شود بهتر است دماهای استحاله آلیاژ کمتر از دمای بدن باشد.

جدول۱- دماهای استحاله حاصل از آزمون مقاومت‌سنجی الکتریکی

As	Af	Rs	Rf	Ms	Mf
-۱۹ °c	۳۳ °c	۲۱ °c	-۱۶ °c	-۴۸ °c	-۹۲ °c

همان‌طور که در جدول فوق ملاحظه می‌شود با توجه به اینکه دمای A_f نمونه‌های مورد آزمایش برابر ۳۳ °C می‌باشد؛ بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که نمونه‌های تحت بررسی در دمای محیط دهان از فاز آستنیت تشکیل شده‌اند.

با عبور جریان الکتریسیته از نمونه‌ها، میزان دمای آنها به تدریج افزایش می‌یابد. با توجه به قانون اول ترمودینامیک و یا به عبارتی، اصل بقای انرژی می‌توان نشان داد:

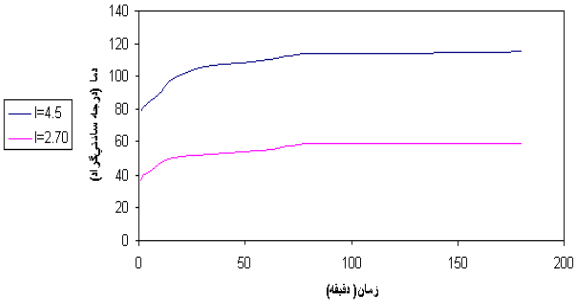
$$\rho C_P V \frac{dT}{dt} = Ri^2 - hA(T - T_\infty) \qquad (۱)$$

در این رابطه V, A, R به ترتیب مقاومت الکتریکی، سطح مقطع و حجم سیم می‌باشند. جرم ویژه ρ و گرمای ویژه C_P از جمله مشخصات ذاتی ماده و h ضریب انتقال حرارت بین سیم و محیط اطراف آن در دمای T_∞ است. برخی از پارامترهای فیزیکی در این معادله در حین تغییر دما به خصوص در حین انجام استحاله ثابت نیستند. این تغییرات در پارامترهای R و C_P مشاهده می‌شوند. از تغییر حجم در حین استحاله (در حدود ۰/۱۶٪) صرف نظر می‌شود.

افزایش دما در نمونه‌ها بعد از گذشت مدت زمان معینی تغییر نکرده، ثابت باقی می‌ماند که در این حالت سیستم به حالت پایدار خواهد رسید. به این ترتیب با فرض $\frac{dT}{dt} = 0$ از معادله (۱) خواهیم داشت:

$$T - T_\infty = \frac{R}{hA} i^2 \qquad (۲)$$

با توجه به فرمول (۲)، جریان الکتریکی نمونه و دمای آن قابل ارزیابی است. در شکل ۵، نمودار مربوط به تغییرات دمای نمونه‌ها برای جریان‌های مختلف آورده شده است.

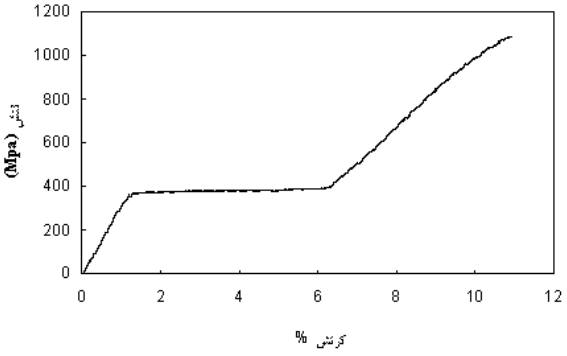


شکل ۵- نمودار مربوط به تغییرات دما بر حسب زمان برای جریان‌های مختلف

نتایج حاصل از آزمون کشش نشان می‌دهد که میزان تغییر طول نسبی یکنواخت در نمونهٔ خام در حدود ۶/۵٪ می‌باشد. این آزمون برای به دست آوردن استحکام شکست و کرنش شکست سیم خام انجام می‌شود. در شکل ۶، منحنی تنش- کرنش سیم خام مشاهده می‌شود.

www.SID.ir

Archive of SID



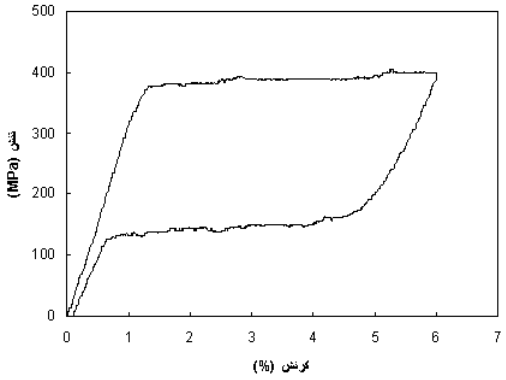
شکل ۶- منحنی تنش- کرنش سیم خام تا نقطه شکست.

همان طور که ملاحظه می‌شود برای کرنش‌های بیشتر از ۶/۵٪ نمونه وارد ناحیه تغییر شکل پلاستیک شده، کرنش ایجاد شده در آن برگشت‌پذیر نخواهد بود.

جدول ۲- نتایج حاصل از آزمون کشش برای نمونه خام

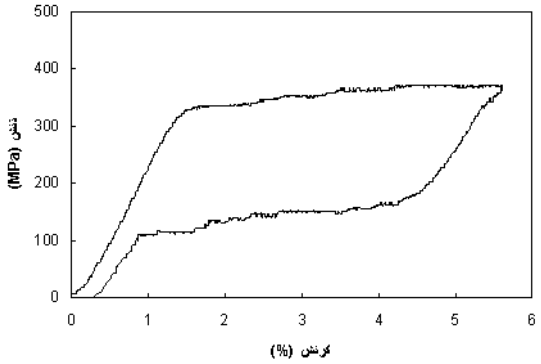
مدول الاستیسیته	۳۱۰ MPa
حد تسلیم	۳۷۰ MPa
استحکام شکست	۱۱۰۰ MPa
تغییر طول نسبی یکنواخت	۶/۵ درصد
تغییر طول نسبی غیر یکنواخت	۴/۵ درصد

بنابراین، با توجه به نمودار حاصل از شکل ۶ برای ارزیابی رفتار سوپرالاستیسیتهٔ سیم‌ها و بررسی منحنی بارگذاری و باربرداری آنها از آزمون Cyclic استفاده شد. نمونه‌ها تا کرنش ۶٪ تحت کشش قرار گرفتند. به این ترتیب، نمودار مشاهده شده در شکل ۷ حاصل گردید.



شکل ۷- منحنی تنش- کرنش سیم خام تا کرنش ۶ درصد.

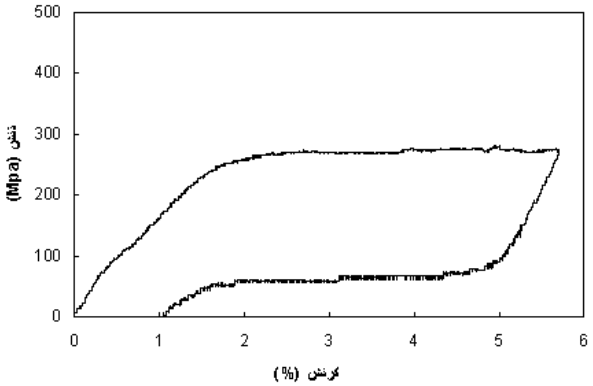
همان‌طور که در شکل ۷ ملاحظه می‌شود، مقدار کرنش باقی‌مانده در نمونه خام که تحت عملیات الکترومکانیکی قرار نگرفته است در حدود ۰/۰۸ درصد می‌باشد؛ به این ترتیب می‌توان گفت تقریباً کرنش باقی‌مانده‌ای در نمونه وجود نداشته و سیم دارای رفتار سوپرالاستیسیته کاملی می‌باشد. با توجه به این نمودار ملاحظه می‌شود که پس از تغییر طول الاستیکی که در نمونه ایجاد شده است، منحنی وارد ناحیه تنش ثابت بالایی (upper plateau stress) می‌شود که در این مرحله تنش وارد بر سیم با افزایش کرنش ایجاد شده، افزایش چندانی نمی‌یابد و این میزان تا زمانی که کرنش ایجاد شده در نمونه به میزان ۶ درصد برسد ثابت باقی می‌ماند. در کرنش معادل ۶ درصد منحنی وارد مرحله باربرداری می‌شود. به هنگام باربرداری یک افت ناگهانی تنش در نمونه ظاهر خواهد شد و سپس منحنی وارد ناحیه تنش ثابت پائینی (lower plateau stress) شده، در انتهای مرحله باربرداری رابطه تنش- کرنش به صورت خطی برقرار می‌شود. باید توجه داشت که هدف از استفاده از سیم‌های نیکل- تیتانیوم در ارتودنسی اعمال یک نیروی یکنواخت و دائم به دندان‌ها در طول دوره درمان است که این امر مستلزم وجود ناحیه تنش ثابت در منحنی تنش- کرنش سیم مورد نظر می‌باشد. آزمون Cyclic برای نمونه‌هایی که تحت عملیات الکترومکانیکی قرار گرفتند، نشان می‌دهد که بین میزان تنش ثابت بالایی، پایینی و کرنش باقی مانده در هر سه گروه اختلاف آماری معنی‌داری وجود ندارد ($p<0/001$).



شکل ۸- منحنی تنش- کرنش سیم در اثر عبور جریان الکتریسیته ۲/۷ آمپر.

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۹- منحنی تنش- کرنش سیم در اثر عبور جریان الکتریسیته ۴/۵ آمپر.

جدول ۳- نتایج حاصل از آزمون Cyclic برای نمونه خام و نمونه‌های تحت عملیات الکترومکانیکی ۲/۷ آمپر و ۴/۵ آمپر

	تنش ثابت بالایی (MPa)	تنش ثابت پایینی (MPa)	کرنش باقی مانده (٪)
سیم خام	۳۹۰	۱۴۴	۰/۰۸۲۷۸۵
	۶/۷	۲/۱	۰/۰۰۰۱۷
عملیات الکترومکانیکی با	۳۷۰	۱۳۰	۰/۲۷۰۹۲۸
جریانی معادل ۲/۷ آمپر	۴/۲	۳/۷	۰/۰۰۰۳۵
عملیات الکترومکانیکی با	۲۷۰	۶۶	۱/۰۵۱۷۱۴
جریانی معادل ۴/۵ آمپر	۵/۱	۱/۹	۰/۰۰۱۴۸

برای اندازه‌گیری مقدار انرژی کرنش الاستیک که برای با سطح زیر منحنی باربرداری است، از نرم‌افزار MATLAB استفاده شده، با بکارگیری روش fit کردن، تابع مربوط به منحنی باربرداری هر یک از نمونه‌ها به دست می‌آید. با انتگرال‌گیری از هر یک از توابع مربوطه، نتایج مندرج در جدول ۴ به دست می‌آید.

جدول۴- مقادیر انرژی کرنش الاستیک برای نمونه خام و نمونه‌های تحت عملیات الکترومکانیکی

	انرژی کرنش الاستیک (Nm)
سیم خام	۰/۲۲۱۵۰
عملیات الکترومکانیکی با جریانی معادل ۲/۷ آمپر	۰/۱۹۴۴۰
عملیات الکترومکانیکی با جریانی معادل ۴/۵ آمپر	۰/۰۸۱۶۰

بحث

از جمله پارامترهایی که جهت مقایسه نمونه‌های تحت بررسی در نظر گرفته شدند، میزان نیرو یعنی مقدار تنش ثابت بالایی و تنش ثابت پائینی است. هرچه مقدار تنش ثابت بالایی کمتر باشد، نیروی مورد نیاز برای تبدیل فاز آستنیت به فاز مارتنزیت کمتر خواهد بود. بنابراین نیروی مورد نیاز برای تغییر شکل سیم توسط پزشک کاهش می‌یابد. از طرفی، هر چه مقدار تنش ثابت پایینی کمتر باشد، میزان بازیابی کرنش در نمونه کمتر خواهد بود.

از جمله دیگر مواردی که باید مورد توجه قرار گیرد، مقدار کرنش باقی مانده در نمونه‌ها است. شیب منحنی در ناحیه باربرداری به میزان برگشت سیم به حالت اولیه بستگی دارد. هر چه میزان بازیابی در نمونه بیشتر باشد، شیب منحنی باربرداری بیشتر مقدار کرنش باقی مانده در نمونه کمتر خواهد بود.

یکی دیگر از موارد قابل توجه میزان انرژی کرنش الاستیک می‌باشد. این انرژی به صورت انرژی پتانسیل عمل کرده، باعث انجام استحاله معکوس و تبدیل فاز مارتنزیت به آستنیت می‌شود. به عبارت دیگر، این انرژی عامل بازیابی کرنش بوجود آمده در نمونه‌ها می‌باشد. بنابراین، هر چه مقدار این انرژی بیشتر باشد، کرنش بوجود آمده در نمونه‌ها سریع‌تر بازیابی شده، طول دوره درمان کاهش می‌یابد.

در مقایسه با مطالعات گذشته می‌توان گفت با وجود آنکه استفاده از حمام نمک برای کنترل مقدار گرمای داده شده به سیم نیکل-تیتانیوم تغییر شکل یافته می‌تواند به تغییر شکل سیم به شکل جدید منجر شود، اما از آنجا که بکارگیری این روش مستلزم استفاده از تجهیزات حجیم است، جهت کاربردهای کلینیکی چندان مناسب نمی‌باشد. در حالی که با استفاده از جریان الکتریسیته می‌توان برای گرم نمودن سیم از مقاومت الکتریکی خود سیم استفاده کرده، گرما ایجاد نمود. از آنجا که تجهیزات مورد استفاده در این روش بسیار کوچک و سبک می‌باشند، بنابراین، می‌توان از این روش جهت کاربردهای کلینیکی استفاده نمود. از طرفی، برخلاف حمام نمک یا کوره‌های حرارتی که در آن تمام سیم تحت تأثیر دما قرار می‌گیرد، در این روش، با استفاده از جریان الکتریکی این امکان فراهم می‌شود تا تنها قسمتی از سیم که مورد نظر پزشک معالج می‌باشد، تحت عملیات حرارتی قرار گیرد که این مسأله از جمله مزیت‌های این روش می‌باشد.

www.SID.ir

Archive of SID

نتیجه‌گیری

با بکارگیری عملیات الکترومکانیکی بر روی نمونه‌های مستعمل، کرنش باقی مانده قابل ملاحظه‌ای در نمونه‌ها ایجاد می‌شود و سطح ناحیه تنش ثابت پایینی در منحنی‌های تنش-کرنش ماده کاهش می‌یابد که این امر به کاهش خاصیت سوپر الاستیسیته سیم‌ها منجر می‌گردد. دلیل چنین رفتاری را می‌توان به از بین رفتن اثر کار سرد و کاهش چگالی نابه‌جایی‌ها در اثر عملیات الکترومکانیکی نسبت داد. اما از طرفی با وجود افت معنی‌دار نیرو در سیم‌ها، هنوز نیروی باقی مانده برای استفاده مجدد آنها کافی می‌باشد. استفاده از عملیات الکترومکانیکی می‌تواند ارتودنتیست را در کاربردهای بالینی جهت کنترل مقدار نیروی اعمال شده به دندان‌ها یاری نماید. به این ترتیب که می‌توان با استفاده از مقادیر مختلف جریان الکتریسیته، نیروی اعمال شده توسط سیم‌ها را کنترل نمود و در پایان دوره درمان، بر اساس صلاحدید پزشک برای اعمال نیروهای کمتر در دوره‌های بعدی مراجعه بیمار از همان سیم مجدداً استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

از سرکار خانم مهندس حسن‌زاده و جناب آقای مهندس چاهی که در انجام این پژوهش ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

References

1. Lekston Z, Drugacz J, Morawiec H: Application of super elastic NiTi wires for mandibular distraction. Materials Sciences and Engineering A 2004;378:537-541.
2. Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY: Estimation of force produced by nickel-titanium super elastic arch wires at large deflections. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:604-609.
3. Hurst C, Duncanson M, Nanda R, Angolkar P: An enaluation of the shape memory phenomena of nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod 1990;98:72-76.
4. Brantley KS, Fournelle W, Bendig R: Properties of superelastic and non super elastic Ni-Ti orthodontics wires. Am J Orthod 1991;99:310-318.
5. Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Misoguchi I: Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. Dent Mater 2002;18:88-93.
6. Morgan NB: Medical shape memory alloy application/ the market and its products. Material Sciences and Engineering A 2004;378:16-23.
7. Kapila S, Reichold JW: Effect of clinical recycling on mechanical property of Ni-Ti alloy wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:428-435.
8. Kapila S, Haugen JW, Watanable LG: Load deflection characteristic of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992;102:120-126.
9. Lee H, Young II Chang: Effect of clinical recycling on mechanical properties and surface topography of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:654-663.

www.SID.ir