بررسی خواص سوپر الاستیسیته سیم ارتودنسی NiTi با استفاده از خمش سه نقطه‌ای به کمک مدل شبیه سازی شده با دهان

مریم حاج فتحعلیان[۱]، محمود نیلی احمد آبادی*[۲]، محمد حبیبی پارسا[۳]، طاهره شاه حسینی[۴] حنانه قدیریان[۵] و طاهره حسین زاده نیک[۶]

[۱]فارغ التحصیل دوره کارشناسی متالورژی و مواد - پردیس دانشکده های فنی - دانشگاه تهران

[۲]استاد دانشکده مهندسی متالورژی و مواد - پردیس دانشکده های فنی - دانشگاه تهران

[۳]دانشیار دانشکده مهندسی متالورژی و مواد - پردیس دانشکده های فنی - دانشگاه تهران

[۴]کارشناس دانشکده مهندسی متالورژی و مواد - پردیس دانشکده های فنی - دانشگاه تهران

[۵]دستیار تخصّصی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

[۶]دانشیار دانشکده دندانپزشکی - دانشگاه علوم پزشکی تهران

(تاریخ دریافت ۸۵/۹/۲۹ ، تاریخ دریافت روایت اصلاح شده ۸۶/۱۲/۲۲ ، تاریخ تصویب ۸۷/۲/۱۴)

چکیده

یکی از موفق ترین کاربردهای آلیاژ نایتینول (نیکل-تیتانیم) سیم ارتودنسی می باشد. از ویژگی های بارز این سیم قابلیت بازگشت فنری یا خاصیت سوپرالاستیسیته است که علاوه بر جای گذاری آسان در طول مراحل مختلف درمانی دندان های نامرتب، موجب اعمال نیروی سبک ثابت و مداوم می گردد . در این تحقیق برای اولین بارفیکسچر خمش سه نقطه ای با استفاده از مدل شبیه سازی شده با دهان ساخته شده است تا در شرایط بارگذاری واقعی خواص سیم بررسی شود. با استفاده از فیکسچر ساخته شده به بررسی خواص سوپرالاستیک به کمک منحنی های نیرو-خمش پرداخته شده است. در این منحنی ها سطح نیروی ثابت (پلاتو) برای سیم نیکل-تیتانیم تجاری forceI بیش از ۱۵۰ گرم و میزان تغییر شکل مطلوب برای استفاده از خواص سوپرالاستیک سیم بیش از ۰/۷میلی متر می باشد.

واژه‌های کلیدی: نیکل تیتانیم - سیم ارتودنسی - سوپرالاستیسیته - خمش سه نقطه ای

مقدمه

در سال های نخست دهۀ ۶۰ ویژگی حافظه داری در آلیاژ نیکل- تیتانیم با نسبت اتمی معادل کشف گردید. این آلیاژ نایتینول نامیده شد و از آن زمان به بعد تحقیقات بسیار زیادی بر روی این آلیاژ و مکانیزم رفتار حافظه داری و سوپر الاستیسیته آن انجام شده است[۱]. آلیاژ نیکل- تیتانیم در مقایسه با سایر آلیاژهای مورد استفاده در پزشکی به دلیل ویژگیهای منحصر به فرد، در بعضی از موارد به عنوان بهترین انتخاب مطرح می گردد. در ارتودنسی ثابت برای اعمال نیرو از آرچ وایرها استفاده می شود. آرچ وایرهای ارتودنسی از آلیاژ نیکل- تیتانیم دارای خاصیت سوپرالاستیسیته و حافظه داری هستند. بررسی این خواص مهم آلیاژ نیکل- تیتانیم برای بهبود کار کلینیکی و مرتب شدن دندان های نامرتب ضروری می باشد. نیروی اعمالی توسط سیم ارتودنسی باید بتواند حرکت دندان ها را در جهت صحیح با ایجاد درد کمتر در بیمار و صرف وقت کمتر دندان پزشک ایجاد نماید. اساس رفتار آلیاژهای حافظه دار و سوپر الاستیک تغییر ساختار کریستالی آنها می باشد. این آلیاژها در دمای محیط دارای فاز آستنیت با ساختار شبکه ای مکعبی مرکزدار بوده که تحت اعمال تنش و یا سرد کردن تبدیل به فاز مارتنزیت با ساختار منوکلینیک می شوند. حافظه داری پدیده ایست که در آن آلیاژ پس از تغییر شکل، با حرارت دیدن تغییر فاز داده و به شکل اولیه باز می گردد. آلیاژ نایتینول در دمای پایین در حالت مارتنزیتی است، و قابلیت تغییر شکل دارد. در صورتی که آلیاژ مجدداً تا دماهای دگرگونی فازی حرارت داده شود، به حالت آستنیتی بر می گردد [۲،۱]. آلیاژهای نایتینول در صورتی که در دمایی بالاتر از دمای پایان استحاله آستنیت (Af) تغییر شکل داده شوند رفتار سوپرالاستیک از خود نشان می دهند. در صورت اعمال بار خمشی در

* نویسنده مسئول : تلفن : ۶۱۱۱۴۰۷۸ , فاکس : ۸۸۰۰۶۰۷۶ , Email: nili@ut.ac.ir

Archive of SID
www.SID.ir

دماهای بالاتر از Af بر روی سیم های نایتینول، پس از باربرداری دوباره سیم به حالت اولیه بر می گردد. به این نوع رفتار سوپرالاستیک در بارگذاری و سپس باربرداری خمشی، "بازگشت فنری" گفته می شود. بنابر این برای این که این خاصیت حفظ شود باید دمای (Af) آلیاژ پایین تر از دمای محیط دهان باشد [۲].

در بررسی خواص این آلیاژ تحقیقات بسیاری انجام شده است. واتانابه در تحقیقی خواص سیمهای ارتودنسی نیکل - تیتانیم را مورد مطالعه قرار داد [۳]. برستون و مورتون در تحقیقی سیم چینی NiTi را مورد بررسی قرار دادند [۴]. میورا، موجی و اوهارا نیز سیم ژاپنی NiTi را در معرض کشش تک محوری و آزمایش خمش سه نقطه ای برای تعیین استحکام و ارزیابی خاصیت بازگشت فنری قرار داده و کاربرد کلینیکی آن را برای ایجاد حرکت فیزیولوژیکی دندان تحت بار نسبتاً ثابت که در دورهٔ زمانی مشخصی اعمال می شود، بررسی نمودند [۵]. خییر و برنتلی در طی مطالعه ای چندین اندازه از سه نمونه سیم نیکل- تیتانیم سوپرالاستیک و سه نمونه سیم نیکل- تیتانیم غیر سوپر الاستیک را مورد آزمون خمش قرار دادند [۶]. ویلکینسون و جیمز به بررسی منحنی های نیرو- خمش سیم‌های ارتودنسی سوپرالاستیک نیکل- تیتانیم پرداختند. در این تحقیق با استفاده از آزمایش خمش سه نقطه ای دریافتند که نتایج حاصل از آزمایش و منحنی های نیرو-خمش به مدل فیکسچر، نوع براکت ها و مقدار تغییرشکل بستگی دارد [۷]. در تحقیقی دیگر پرویزی و راک منحنی های نیرو - تغییرشکل آرچ وایرهای ارتودنسی را در شرایطی وابسته به حرارت و مدل آزمایش بررسی نمودند [۸].

بررسی خواص سوپرالاستیسیته سیم ارتودنسی با استفاده از آزمایش خمش انجام می شود. خمش عبارت است از کوچک ترین شعاعی که می توان نمونه را تحت آن بدون آن که در سطح خارجی آن ترکی مشاهده شود خم نمود. یکی از انواع آزمایش‌های خمش، آزمون خمش سه نقطه‌ای می باشد که در آن سیم مورد نظر از دو طرف بر روی تکیه گاه قرار گرفته و برای ایجاد خمش، نیرو بر وسط سیم وارد می شود.

بیشترین اطلاعات موجود در باره خواص مکانیکی سیمهای ارتودنسی نیکل- تیتانیم از طریق آزمایش خمش سه نقطه ای تخت به دست آمده و در اکثر تحقیقات انتشار یافته تا کنون این روش تکرار شده است[۷-۱۲]. نکته مهم و قابل توجه این است که از جمع بندی تمامی این مطالعات می توان دریافت که طراحی مدل آزمایش تأثیر به سزایی در نتایج آزمایش خمش سه نقطه ای دارد. بنابراین باید مدل جدیدی برای آزمایش خمش سه نقطه ای طراحی شود که شرایط واقعی بارگذاری در داخل دهان را شبیه سازی نماید.

هدف از این تحقیق ساخت فیکسچر خمش سه نقطه ای با استفاده از مدل شبیه سازی شده با دندان در شرایط بارگذاری مشابه دهان و سپس بررسی رفتار سوپرالاستیک سیم نیکل- تیتانیم تجاری forceI تحت تغییرشکل خمشی بوده است.

روش تحقیق

نظر به این که در شرایط واقعی دهان، خمش سه نقطه ای بر بخشی از یک کمان وارد می شودکه شعاع آن در نقاط مختلف دهان متفاوت می باشد به نحوی با دقت فراوان و با استفاده از اطلاعات کلینیکی، مدل جدیدی ابداع، طراحی و ساخته شد. که اولاً سه نقطه اصلی آزمایش بر روی یک راستا نبوده، بلکه بر روی کمان U شکل استاندارد قرار گرفته اند. ثانیاً انتخاب هرسه نقطه از این کمان استاندارد برای هرمیزان خمش مورد نظر امکان پذیر است.

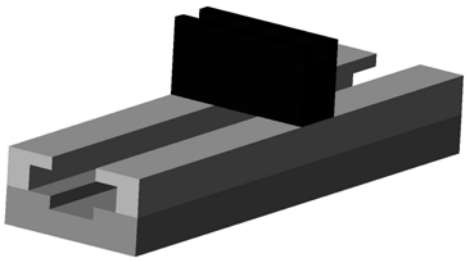
در این تحقیق ابتدا به منظور بررسی خواص سوپرالاستیسیته سیم ارتودنسی نیکل- تیتانیم، فیکسچر خمش سه نقطه‌ای جدید ساخته شد. طراحی اولیه این فیکسچر با الگو برداری از فیکسچر خمش نمونه های تخت انجام گرفت و نقشه‌های مقدماتی پایهٔ فیکسچر توسط نرم افزار اتوکد طراحی شد. بخش پائینی (ریل فیکسچر) از فولاد و بخش بالایی آن(پایه شیاردار) از آلومینیوم انتخاب گردید (شکل ۱).

برای این که شرایط بارگذاری کاملاً شبیه به شرایط طبیعی سیم برروی دندانها باشد، مدل شبیه سازی شده با دهان برای بررسی خواص سیم ابداع و بدین منظور کمان متوسط استاندارد برای دندان های بالا انتخاب و مختصات آن توسط نرم افزار محاسبه گردید. برای تعیین محل دقیق هر براکت بر روی کمان، با استفاده از فاصله های بین براکت پیشنهاد شده توسط ویلکینسون، جای هر دندان و فاصله مرکز تا مرکز هر دندان مشخص

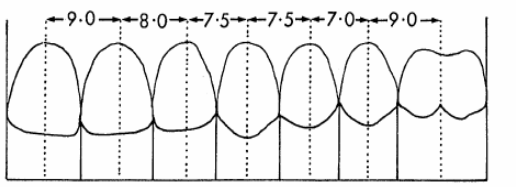
Archive of SID

www.SID.ir

شد. در شکل (۲) فاصله های بین براکت پیشنهادی ویلکینسون مشاهده می شود [۷] .

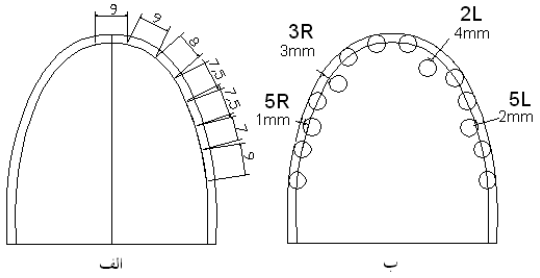


شکل ۱: نمای پایه فیکسچر.



شکل ۲ : تعیین فاصله بین براکتها بر حسب میلی متر[۷]

لازم به ذکر است که در شکل (۲)، فاصله دندان ها بر روی یک خط راست در نظر گرفته شده، در حالی که در مدل شبیه دهان فاصله ها بر روی کمان متوسط استاندارد برای دندان های بالا محاسبه و طراحی گردیده است. این طراحی نیز توسط نرم افزار اتوکد انجام شد و مختصات دقیق مرکز هر دندان به دست آمد (شکل ۳-الف).

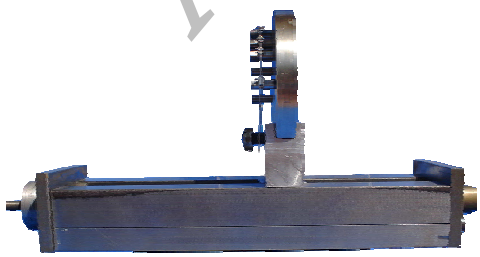


شکل ۳- الف : تطبیق فاصله دندان ها بر روی کمان متوسط استاندارد ب- انتخاب محل دندان های دارای انحراف از کمان.

برای اعمال خمش به میزان یک تا چهار میلی متر به ترتیب دندان های ۵ راست، ۵ چپ، ۳ راست و ۲ چپ بالا بر روی کمان استاندارد در نظر گرفته شدند (شکل۳-ب). به همین منظور جای این دندان ها برروی فیکسچر خالی گذاشته شد، تا نیروی خمشی دقیقاً در این نقاط بر روی سیم اعمال گردد. به این ترتیب خواص خمشی سیم در نقاط مورد نظر که در آن دندان بیمار دارای انحراف به میزان ۱تا ۴ میلی متر است قابل بررسی می باشد.

برای ساخت این قسمت از فیکسچر صفحه دایره ای از جنس فولاد زنگ نزن۳۱۶L با قطر ۸۰ میلی متر و ضخامت ۱۰ میلی متر تهیه گردید و در محل های مشخص شده برای هر دندان روی کمان استاندارد، میله فولادی با قطر ۵ میلی متر و طول مفید ۱۰ میلی متر کاشته شد (شکل ۴). برای اطمینان از صلبیت هنگام بارگذاری، این میله ها درون سوراخ هائی با قطر ۵ میلی متر توسط پرس جازده شد و با جوشکاری تحت گاز محافظ آرگون اتصال یافت. بر روی سطح میله ها یک ناحیه تخت کاملاً موازی با کمان استاندارد ماشین کاری گردید تا سطحی مشابه با روی دندان ایجاد شود و براکت توسط چسب قطره ای بر روی این نواحی تخت چسبانده شد. در آخرین مرحله سیم مورد آزمایش توسط دندانپزشک بر روی این براکت ها مستقر و با استفاده از رینگ های الاستیک در جای خود ثابت گردید. نهایتاً دیسک فولادی بر روی پایه شیاردار فیکسچر برای انجام آزمایش ها نصب شد (شکل۴و ۵). با چرخاندن دیسک بر روی پایه شیاردار، موقعیت دل خواه از کمان استاندارد و دندان انتخاب شده با میزان انحراف معین در مکان اعمال نیروی خمشی قرار گرفت.

شکل ۴ : نمای روبرو دیسک ساخته شده از فولاد زنگ نزن.



شکل ۵ : نمای کلی فیکسچر(به همراه تمامی اجزا).

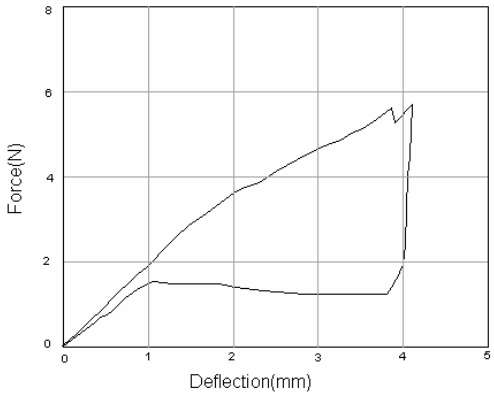
آزمایش های خمش توسط دستگاه Zwick ساخت کشور آلمان انجام شد. دستگاه فوق با لود سل ۲/۵

Archive of SID
www.SID.ir

کیلونیوتن و سرعت حرکت فک ۱mm/min تنظیم گردید. آزمایش ها بر روی سیم ارتودنسی نیکل- تیتانیم تجاری forceI به قطر ۰/۰۱۶ اینچ با میزان تغییر شکلهای (۱) و (۳) و (۴) میلی متر انجام گرفت. آزمایش بر روی مکان فرض شده برای هر دندان نامرتب سه بار تکرار گردید. خمش mm ۱ برروی مکان دندان ۵ راست بالا، خمش mm ۳ برروی مکان دندان ۳ راست بالا و خمش ۴mm بر روی مکان دندان ۲ چپ بالا اعمال شد.

با وارد شدن نیرو و جا به جایی سیم به میزان خمش معین، نمودار نیرو بر حسب جا به جائی برای هر بار آزمایش ثبت گردید. میزان خمش (جا به جائی یا انحراف) بر حسب میلی متر روی محور افقی و مقدار نیرو (بار) بر حسب نیوتن روی محور عمودی نشان داده شده اند.

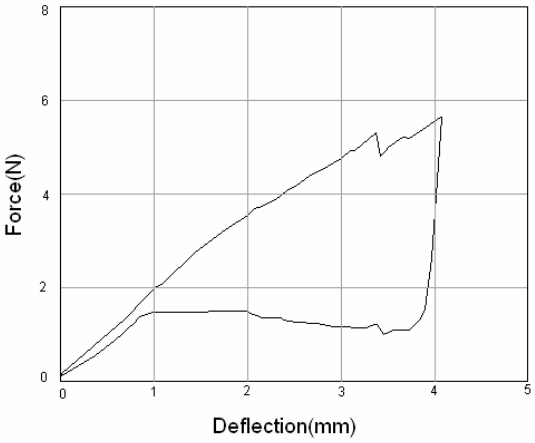
در منحنی بارگذاری بعد از یک ناحیه خطی نیرو- جا به جائی، پلاتو دیده می شود. ناحیه پلاتو ناحیه ایست که در آن دندان بیمار تحت تنش ثابت قرار می گیرد. بنابراین برای ارزیابی خواص سوپرالاستیسیته باید به بررسی ناحیه پلاتو پرداخت، در نتیجه باید ناحیه تغییر شیب را مشخص نمود تا ناحیه شروع پلاتو تعیین شود. محل تلاقی خطوط مماس به دست آمده، ناحیه پلاتو را مشخص می کند.



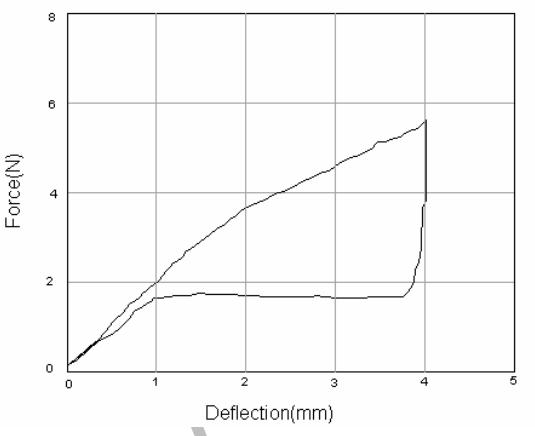
شکل ۶ : منحنی نیرو – جا به جائی برای خمش ۴ میلی متری بر روی سیم forceI ،آزمایش اول.

نتایج

با استفاده از فیکسچر ساخته شده و دستگاه Zwick برای اعمال نیرو بر روی سیم های forceI نمودارهای شکل های (۱۱-۶) به دست آمد. شکل (۶) منحنی نیرو بر حسب جا به جائی خمشی به میزان ۴ میلی متر در آزمایش اول را نشان می دهد. شکل های (۷) و (۸) نیز منحنی نیرو- جا به جایی را در آزمایش دوم و سوم در خمش ۴ میلی متری و شکل های (۹) و (۱۰) منحنی های نیرو- جا به جائی را در خمش ۳ میلی متری نشان می دهند. در شکل (۱۱) منحنی نیرو بر حسب جا به جائی در خمش به میزان ۱ میلی متر مشاهده می شود. همان طور که در شکل مشخص است سیم با این میزان خمش وارد ناحیه پلاتو نشده و رفتار سوپر الاستیک از خود نشان نداده است.



شکل ۷ : منحنی نیرو- جا به جائی برای خمش ۴ میلی متری بر روی سیم forceI، آزمایش دوم.

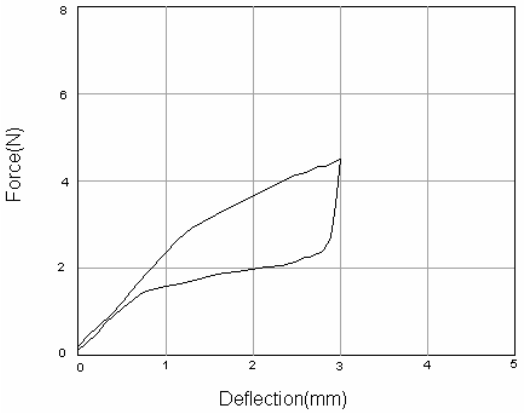


شکل ۸ : منحنی نیرو- جا به جائی برای خمش ۴ میلی متری بر روی سیم forceI، آزمایش سوم.

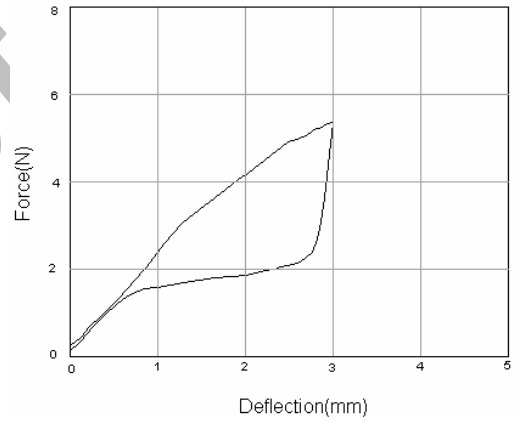
در تصاویر فوق منحنی بارگذاری دارای دو ناحیه با شیب متفاوت است. در ناحیه خطی اول (صفر تا یک میلی متر خمش) تغییرشکل الاستیک استنیت رخ می دهد. پس از ناحیه خطی الاستیک شیب منحنی در بارگذاری کاهش می یابد که بیانگر شروع استحاله استنیت به مارتنزیت است. این تغییر فاز نیز برگشت پذیر بوده و به همین دلیل به رفتار ماده، سوپرالاستیک گفته می شود.

2 of SID
www.SID.ir

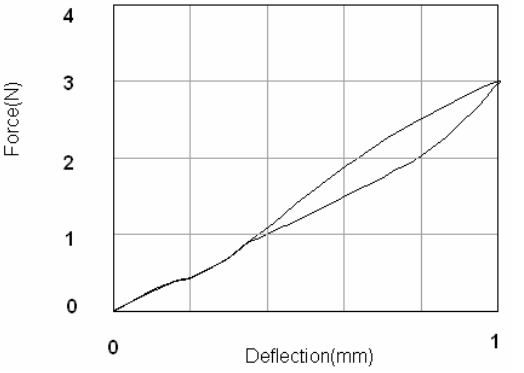
منحنی باربرداری نیز دارای دو ناحیه با شیب کاملاً متفاوت ناحیه مسطح یا پلاتو (بالاتر از ۰/۷ میلی مترخمش) و ناحیه الاستیک استنیت (۰/۷ تا صفر میلی متر خمش) می باشد.



شکل ۹ : منحنی نیرو- جا به جائی برای خمش ۳ میلی متری بر روی سیم forceI ، آزمایش اول.



شکل ۱۰: منحنی نیرو- جا به جائی برای خمش ۳ میلی متری بر روی سیم forceI ، آزمایش دوم.



شکل ۱۱ : منحنی نیرو- جابجائی برای خمش ۱ میلی متری بر روی سیم forceI ، آزمایش اول.

تصاویر فوق نشان می دهند که پس از باربرداری ناحیه مسطح یا پلاتو مشاهده می شود. که این پلاتو در سطح نیروی پائین تری بوده و با ادامه باربرداری مجدداً وارد ناحیه الاستیک می شود (پلاتو ناحیه ایست که در آن دندان بیمار تحت نیروی ثابت و مداوم قرار می گیرد). بنابراین برای بررسی خواص سیم ارتودنسی باید به بررسی ناحیه پلاتو پرداخت. برای تعیین نقاط شروع و پایان ناحیه پلاتو باید نقاط تغییر شیب را مشخص نمود. به عبارت دیگر محل تلاقی خطوط مماس بر منحنی، ناحیه پلاتو را مشخص می کند. با رسم مماس بر نمودارها و تعیین معادلات خط از نقاط انتخابی بر آنها، ناحیه پلاتو برای هر آزمایش محاسبه گردید. در جدول (۱) محاسبه معادلات خط و محل تلاقی آنها در نمودار خمش ۴ میلی متری نشان داده شده است.

جدول۱: معادلات خط و محل تلاقی آنها در نمودار خمش ۴ میلی متری.

X (mm)	Y (N)	معادلات خط	محل تلاقی(x)	محل تلاقی (Y)
۲	۱/۸۷	Y=۰/۱۲X+۱/۴۲	X=۰/۹۹	Y=۱/۵۰
۱	۱/۸۱			
۰/۸	۱/۷۰	Y=۲/۵X-۰/۳		
۰/۵	۰/۹۴			

بدین ترتیب برای سایر نمودارها نیز با رسم خطوط مماس و یافتن شیب و معادله خط آنها ناحیه پلاتو به دست آمد. در این آزمایش ها مشخص گردید که سیم های نیکل - تیتانیم تجاری forceI دارای سطح نیروئی بیشتر از۱/۵ نیوتن (۱۵۰ گرم) هستند که این مقدار نیرو برای حرکت دندان های نامرتب در جهت صحیح مناسب می باشد. در منحنی های نیرو جا به جائی برای خمش های بالاتر از ۱ میلی متر، ناحیه پلاتو در منحنی باربرداری به خوبی مشاهده می شود. ناحیه پلاتو این سیم در محدوده ۰/۸۸-۰/۷۲ میلی متر شروع می شود، بنابراین در این سیم ها نقطه شروع پلاتو هنگامی است که سیم حداقل ۰/۷میلی متر خمش پیدا کرده باشد. اگر سیم کمتر از این مقدار خم شود، در حالت

Archive of SID
www.SID.ir

آستنیت باقی می ماند و استحاله مارتنزیتی در آن رخ نداده و در نتیجه رفتار سوپر الاستیک را بروز نمی دهد. بنابراین پزشک زمانی باید این سیم را انتخاب کند که نامرتبی دندان بیمار بیش از ۰/۷ میلی متر باشد تا بتواند از خواص سوپر الاستیک سیم استفاده نماید. در موارد انحراف کمتر از ۰/۷ میلی متر در دندان از فولاد های زنگ نزن استفاده می شود.

برای جا به جایی به میزان ۳ و ۴ میلی متر، با تکرار آزمایش سطح زیر منحنی و به عبارت دیگر هیسترزیس افزایش یافته است. افزایش این کمیت به معنای افزایش سطح نیروی منحنی بارگذاری و کاهش سطح نیروی باربرداری می باشد. یعنی پزشک هنگام جاگذاری سیم بر روی دندان ها باید نیروی بیشتری به کار برد و در عوض نیروی باربرداری که سیم در طول یک ماه بر دندان ها وارد می کند،کمتر است. بنابراین نتایج نشان می دهد که در شرایط تکرار آزمایش راندمان انرژی کاهش یافته و با تکرار سیکل های بارگذاری و باربرداری برای جابجائی۳و ۴ میلی متر، شکل کلی منحنی نیرو - جا به جائی تغییر نمی کند اما سطح ثابت پلاتو به مقادیر نیروی کمتری میل پیدا کرده است. میزان افت نیرو در شرایط تکرار آزمایش برای جابجایی۳ میلی متر بسیار کم ، و برای جابجایی ۴ میلی متر درآزمایش دوم و سوم حدود ۰/۱ تا ۰/۲ نیوتن می باشد. بنابراین در صورت تکرار استفاده از سیم انتظار می رود نیروی ثابتی که به طور مداوم بر دندان ها وارد می شود، در حد ۰/۱ تا ۰/۲ نیوتن کاهش یابد. این نتایج نشان می دهند که سیم های نیکل- تیتانیم مورد آزمایش دارای قابلیت استفاده مجدد حداقل تا یک بار دیگر می باشند.

نتیجه گیری

۱ - خواص سوپرالاستیسیته سیم های ارتودنسی، باید در شرایط بارگذاری خمش سه نقطه ای، مشابه شرایط تنشی در داخل دهان بررسی شوند، در نتیجه آزمایش خمش سه نقطه ای قوسی شکل دارای ارجحیت نسبت به آزمایش خمش سه نقطه ای تخت می باشد.

- ناحیه پلاتو سیم مورد آزمایش درحدود ۰/۸۸-۰/۷۲ میلی متر شروع می شود و سطح نیروی متناظر با آن حدود ۱/۵ نیوتن می باشد.

۲ - به دلیل شروع ناحیه پلاتو بعد از ۰/۷ میلی متر پزشک بهتر است زمانی این سیم را انتخاب کند که نامرتبی دندان بیمار بیش از ۰/۷ میلی متر باشد تا بتواند از خواص سوپر الاستیک سیم استفاده نماید.

۳ - با تکرار سیکل های بارگذاری و باربرداری برای جا به جائی ۳ و ۴ میلی متر، شکل کلی منحنی نیرو – جا به جائی تغییر نکرده و علی رغم افزایش هیسترزیس، کاهش سطح نیروی پلاتو بسیار کم بوده و بنابراین سیم های Ni-Ti مورد آزمایش را می توان حداقل یک بار دیگر مورد استفاده مجدد قرار داد.

تقدیر و تشکر

نویسندگان مقاله از جناب آقای دکتر اسماعیل حریریان استاد دانشکده داروسازی دانشگاه علوم پزشکی تهران به دلیل مساعدت ودر اختیار قرار دادن تجهیزات آزمایشگاهی تشکر و قدردانی می نمایند.

مراجع

1 - Burstone, C. J. (1981). "Variable-modulus orthodontics." *Am. J. Orthod.,* Vol. 80, PP. 1-16.

2 - Nili-Ahmadabadi, M. and Shahhoseini, T. (2007). *Introduction to Biomaterials.* Chapter 3, Biomaterials Reasearch Center, University of Tehran Pub., PP.50-91

3 - Watanabe, K. (1982). "Studies on new superelastic NiTi orthodontic wire." *(part 1) tensile and bending test, SHIKA Rikogaku Zasshi*, Vol.23, No.61, PP. 47-57.

4 - Burstone, C. J. and Morton. J. Y. (1985). "Chinese NiTi wire – a new orthodontic alloy." *Am. J. Orthod.,* Vol. 87, No.6, PP. 445-452.

5 - Miura, F., Mogi, M. and Ohura, Y. (1986). "The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics." *Am. J. Orthod.,* Vol. 90, No. 1, PP. 1-10.

Archive of SID

www.SID.ir

6 - Khier, S. E. and Brantley, W. A. (1991). “Bending properties of superelastic and non superelastic nickel-titanium orthodontic wires.” *Am. J. Orthod.,* Vol. 99, No. 4, PP. 310-318.

7 - Wilkinson, P. D. and James, A. (2002). “Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires.” *Am. J. Orthod.,* Vol.121, No.5, PP. 483-495.

8 - Parvizi, F. and Rock, W. P. (2003). “The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic arch wires.” *European Journal of Orthodontics,* Vol. 25, PP. 417-421.

9 - Harris, E. F., Newman, S. M. and Nicholson, J. A. (1998). “Nitinol archwire in a simulated oral environment: changes in mechanical properties.” *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop*., Vol. 93, No. 4, PP. 508-13

10 - Kapila, S., Reichhold, G. W., Anderson, R. S. and Watanabe, L.G. (1991). “Effect of clinical recycling on mechanical properties of Nickel-Titanium alloy wires.” *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop*., Vol. 100, No. 5, PP.428-35

11 - Smith, G. A., Fraunhofer, J. A. and Casey, G.R. (1992). “The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic archwires.” *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop.,* Vol. 102, No.2, PP.153-9

12 - Alavi, Sh. And Shafiei, M. (2005). “A comparative study of bending properties of superelastic orthodontic Nickel-Titanium wires.” *J. of Islamic Association Dentists*, Vol.17, No.4, PP.46-54

Archive of SID

www.SID.ir