تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۱۷، شماره ۴، زمستان ۱۳۸۴،۴۶-۵۴

بررسی مقایسه‌ای ویژگیهای خمش سیمهای ارتودنسی نیکل تیتانیوم سوپرالاستیک (G&H, Rematitan lite, Force I)

دکتر شیوا علوی* - **دکتر مسعود شفیعی****

*- استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.

**- ارتودنتیست.

چکیده

زمینه و هدف: *منظور از سوپرالاستی‌سیتی این است که آرچ وایر ایده‌آل در درجات متفاوتی از فعالیتش، نیروی یکسانی را وارد نماید. نتایج کلینیکی نشان می‌دهد که در بسیاری موارد آرچ وایرها این خواص مورد انتظار را از خود نشان نمی‌دهند. هدف از این مطالعه بررسی خواص خمشی برخی از این آرچ وایرها می‌باشد.*

روش بررسی: *مطالعه به طریقه تجربی و آزمایشگاهی می‌باشد. تعداد هشت نمونه از هر یک از سیمهای با سطح مقطع گرد با ابعاد ۰/۰۱۴، ۰/۰۱۶ و ۰/۰۱۸ اینچ از نوع Force I، Rematitan lite و Superelastic G&H مورد آزمایش قرار گرفت. نمونه‌ها با استفاده از دستگاه Dartec تحت آزمایش Three point bending قرار گرفتند. داده‌ها با استفاده از آزمونهای آماری ANOVA و DUNCAN با دقت ۰/۰۵ مورد تحلیل قرار گرفت.*

یافته‌ها: *کلیه این مواد خواص سوپرالاستی‌سیتی یا Superelastic tendency داشتند. سیمهای ضخیمتر تمایل بیشتری برای بروز خواص سوپرالاستیک داشتند. ولی سطح نیروی پلاتو در بسیاری از این سیمها بیشتر از دویست گرم بود. متوسط نیرو در سطح پلاتو برای سیم ۰/۰۱۴ اینچ Rematitan lite حدود ۱۰۳/۸۲ گرم بود. به علاوه در کلیه این سیمها نقطه پایانی پلاتو هنگامی بود که سیم حداقل ۰/۶ میلی‌متر خمش پیدا کرده بود.*

نتیجه‌گیری: *در کلیه این سیمها سطح نیروی پلاتو بالاتر از میزان نیروی مطلوب برای حرکت Tipping دندانهاست.*

کلید واژه‌ها: *سوپرالاستیک - خواص خمشی - آرچ وایر - نیکل تیتانیوم - سوپرالاستی‌سیتی.*

وصول مقاله: ۸۳/۱۱/۱۵ اصلاح نهایی: ۸۴/۴/۲۰ پذیرش مقاله: ۸۴/۷/۱۲

نویسنده مسئول:گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان alavi@dnt.mui.ac.ir

مقدمه

در ارتودنسی ثابت یکی از مهمترین اجزا برای اعمال نیرو، آرچ وایرها هستند. انواعی از آرچ وایرهای ارتودنسی دارای خاصیت سوپرالاستیسیتی و Shape memory هستند. وجود این دو خاصیت در یک ماده به ترکیب و وضعیت کریستالی آن ماده مربوط می‌شود و با مختصر تغییری در درصد عناصر تشکیل دهندهٔ آلیاژ و یا تغییرات روند تولید، شاهد دگرگونی خواص، این قبیل مواد بود و چه بسا آلیاژ تولید شده دیگر چنین خواصی از خود بروز ندهد و یا خاصیت سوپرالاستیسیتی را در شرایطی بروز دهد که دیگر در حیطه درمانهای ارتودنسی، مفید به فایده نباشد. آلیاژ نیکل تیتانیوم در اوایل دهه ۱۹۶۰ در لابراتوار Naval ordinance در Maryland مورد تحقیق قرار گرفت.(۱) Modulus of elasticity خیلی پایین، دامنه قابل

Archive of SID

www.SID.ir

توجه نیروی الاستیک و Spring back زیادی که این آلیاژ در اختیار ارتودنتیست می‌گذارد این سیم را نسبت به سایر سیمهای مورد استفاده در ارتودنسی استثنایی جلوه می‌دهد.

خاصیت Shape memory در این آلیاژ توجه خاص متالوژیست‌ها را به خود جلب کرد. این خاصیت پدیده‌ایست که در آلیاژی رخ می‌دهد که در دمای پایین نرم و چکش‌خوار بوده و به سادگی قابل تغییر شکل است اما زمانی‌که تا یک دمای مطلوب گرم شود مجدداً تغییر شکل داده و به آسانی به شکل اولیه خود باز می‌گردد. در واقع آلیاژ NiTi دو مرحله کریستالی دارد مرحله پایدار آن Austenite نامیده می‌شود و مرحله دیگر آن Martensite است. با اعمال نیروی خارجی در آلیاژ NiTi تغییر شکل به صورت Martensitic transformation ایجاد شده و با گرم کردن این پدیده برعکس می‌شود و آلیاژ به مرحله Austenite بر می‌گردد که نهایتاً این تغییر شکل با بازگشت به سطح انرژی پایدار همراه است. این پدیده خاصیت Shape memory نامیده می‌شود.(۲)

رفتار سوپرالاستیسیتی اولین بار در مقالات ارتودنسی که بر روی آلیاژ Japanese NiTi مطالعاتی انجام داده بودند مورد توجه قرار گرفت.(۲)، Super elastic property پدیده‌ایست که به طور خلاصه این‌گونه تعریف می‌گردد، که تا یک نقطهٔ خاص از تغییر شکل سیم (Wire deformation) مقدار نیرو تقریباً ثابت باقی می‌ماند و به طور مشابه هنگامی‌که سیم از حالت تغییر شکل یافته به حالت اول برمی‌گردد دوباره مقدار نیرو تقریباً ثابت باقی می ماند.(۳)

Watanabe در ۱۹۸۲ در تحقیقی خواص Japanese NiTi را مورد مطالعه قرار داد و با آزمون‌های Tensile و Bending این سیمها را مورد مطالعه قرار دادند و نتایج آنها نشان داد که در منحنی تنش–کرنش (Stress–Strain) مربوط به Japanese NiTi یک ناحیه پلاتو (Plateau) مشاهده می‌شود. در واقع به واسطه Stress induced transformation است که در ساختمان کریستالی این سیم اتفاق می‌افتد و زمانی که فشار کاهش می‌یابد کرنش تقریباً به نقطه صفر بر می‌گردد.(۴)

Burstone و همکاران در تحقیقی در سال ۱۹۸۵، Chinese NiTi wire را مورد مطالعه قرار دادند و با استفاده از Bending test دریافتند که Chinese NiTi در طی Deactivation دارای منحنی غیرمعمولی است که در طی آن در دامنه وسیعی از تغییر شکل سیم، مقدار نیروی تولید شده تقریباً ثابت باقی می‌ماند.(۵)

Kapila و همکاران در سال ۱۹۹۱ به بررسی خواص مکانیکی آلیاژهای نیکل تایتانیوم پرداختند و دریافتند نیروی سیمهای NiTi در طی مراحل بارگذاری (Loading) و تخلیه بار (Unloading) به صورت معنی‌داری بزرگتر از نیروی سیمهای Superelastic NiTi است. در این آزمایش در طی دو میلی‌متر خمش سیم، حداکثر نیروی Nitinol نزدیک به دو برابر حداکثر نیروی NiTi سوپرالاستیک بود. همچنین سیم NiTi دارای رفتاری سوپرالاستیک بود بدین ترتیب که در طی مراحل بارگذاری و تخلیه بار مقدار نیرو در طی دامنه‌ای از خمش ثابت باقی می‌ماند، در صورتی‌که این رفتار هرگز در Nitinol مشاهده نمی‌شود.(۲) Khire و همکاران در طی مطالعه‌ای در سال ۱۹۹۱ چندین اندازه از سه نمونه سیم نیکل تیتانیوم سوپرالاستیک و سه نمونه سیم نیکل تیتانیوم غیر سوپرالاستیک را با Cantilever bending test مورد آزمون قرار دادند. نتایج نشان‌دهنده خواص Bending مشابه در نمونه‌های سوپرالاستیک و خواص مشابه در نمونه‌های غیرسوپرالاستیک بود اما اختلاف زیادی بین دو گروه مشاهده شد و سیمها با قطر کوچکتر نیز خواص سوپرالاستیک بهتری از خود بروز می‌دادند.(۶) Segner و Ibe نیز در سال ۱۹۹۵ تحقیقی روی ۱۶ نوع مختلف با اندازه‌های متفاوت از آرچ وایرهایی انجام

Archive of SID

www.SID.ir

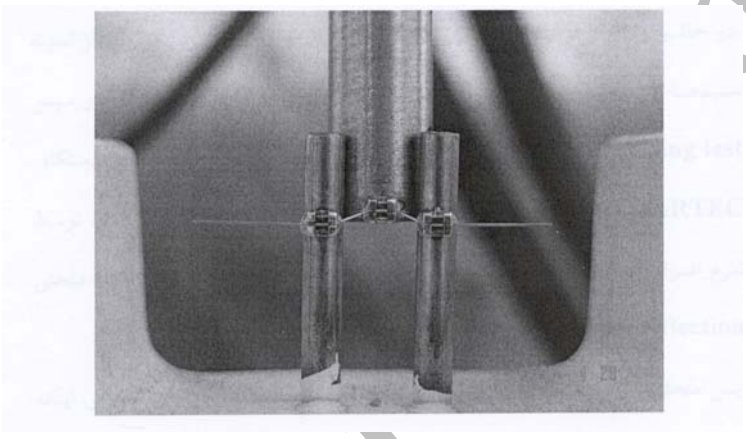
دادند که سازندگان کلیه این سیمها ادعا می‌کردند که سیمهای ایشان دارای خواص سوپرالاستیک هستند نتایج نشان داد که بسیاری از این مواد یا اصلاً خواص سوپرالاستیسیتی را نشان نمی‌دهند و یا اگر این خواص را دارند، خصوصیاتشان به گونه‌ای است که در طی اعمال کلینیکی ارتودنسی هیچ گونه مزیتی نسبت به آلیاژهای نیکل تیتانیوم غیرسوپرالاستیک ندارند.(۷)

هدف از این مطالعه ارزیابی خصوصیات خمش سه نمونه از سیمهای سوپرالاستیک که بیشتر در دسترس متخصصان ایرانی است، می‌باشد.

روش بررسی

این مطالعه به روش تجربی آزمایشگاهی انجام شده است. محل انجام آن، آزمایشگاه فیزیک پزشکی دانشکده پزشکی اصفهان می‌باشد. نمونه‌های مورد مطالعه سه نوع سیم سوپرالاستیک با سطح مقطع گرد و اندازه‌های ۰/۰۱۴، ۰/۰۱۶ و ۰/۰۱۸ اینچ بودند که در ارتودنسی مورد استفاده قرار می‌گیرند. این سیمها عبارت بودند از: Force I از شرکت American orthodontics، Rematitan lite از شرکت دنتاروم و سوپرالاستیک از شرکت G & H. نمونه‌های مذکور جهت اطمینان از نمایندگیهای شرکتهای مزبور خریداری شدند. حجم نمونه با درصد اطمینان ۹۵٪، هشت عدد از هر سیم تعیین شد.

از اندازه‌های ۰/۰۱۴، ۰/۰۱۶ و ۰/۰۱۸ اینچ سیمهای نوع Rematitan lite، G&H و Force I و از هر نمونه هشت نمونه تهیه شد و اندازه‌گیریها با دستگاه تست دارتک (Universal test Dartec) انجام گردید (شکل ۱). برای انجام آزمایشات یک سری وسایل اضافه ساخته و به دستگاه ملحق شد. تا انجام آزمایشات امکان‌پذیر گردد. این وسایل عبارت بودند از پایه‌ای که روی آن یک براکت مخصوص دندان کانین با شکافی به اندازه ۰/۰۱۸ ساخت شرکت Unitec از نوع استاندارد و نوع Dynalock متصل شد و این پایه روی بازوی متحرک دستگاه دارتک سوار می‌گردید. قسمت دیگر پایه‌ای برای الحاق به بازوی ثابت دستگاه دارتک بود که روی آن دو عدد براکت (از همان نوع قبلی) متصل می‌شد به نحوی که فاصله مرکز این براکت‌ها از یکدیگر ۱۴ میلی‌متر بود و براکت متصل به بازوی متحرک دستگاه می‌توانست بین این دو براکت در جهت عمودی حرکت نماید، در حالی که شکاف هر سه براکت در امتداد یک خط قرار گرفته بود هر یک از نمونه سیمها در داخل براکت‌ها توسط پلاستیک لیگاچور ثابت می‌شد و سپس Bending test با دامنهٔ دو میلی‌متر و با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه با دستگاه Dartec انجام می‌شد.



شکل ۱: نمایی نزدیک از بازوهای ثابت و متحرک دستگاه Universal test DARTEC همراه با پایه های نصب شده بر روی این بازوها

در ادامه اطلاعات توسط نرم‌افزار Workshop به کامپیوتر انتقال یافته و با نرم‌افزار Excel منحنی Load deflection مربوط به هر یک از نمونه‌ها ترسیم گردید و توسط این نرم‌افزار، با Curve fitting در نواحی مورد نیاز معادله منحنی بدست آمد. جهت تعیین نقاط ابتدا و انتهای پلاتو، حداقل مشتق دوم محاسبه گردید تا بدین‌وسیله نقاط دقیق شروع و

www.SID.ir

پایان پلاتو بدست آید. با داشتن نقاط ابتدا و انتهای پلاتو (در منحنی Deactivation) و نقطه Proportional limit، شیب ناحیه الاستیک، شیب ناحیه پلاتو در طی Deactivation، شیب انتهایی منحنی Deactivation، مقدار نیرو در انتهای پلاتو و نیز متوسط نیرو در سطح پلاتو محاسبه گردید. تغییر شکل دائمی نیز با توجه به داده‌های اخذ شده از دستگاه Dartec قابل مشاهده خواهد بود.

برای بررسی خواص سوپرالاستیک در سیمهای مورد مطالعه پارامترهای ویژه‌ای نیز روی منحنی Deactivation مورد ارزیابی قرار گرفت که عبارت بودند از:

– Superelastic ratio یعنی نسبت شیب ناحیه انتهایی از منحنی Deactivation به شیب ناحیه پلاتو

– مقدار خمش آرچ وایر در پایان ناحیه پلاتو

– حداقل نیرو در پایان سوپرالاستیک پلاتو نیز محاسبه شدند.

سپس اندازه‌های بدست آمده از این ۷۲ عدد آزمایش، توسط آزمونهای آماری ANOVA و DUNCAN مورد ارزیابی قرار گرفت.

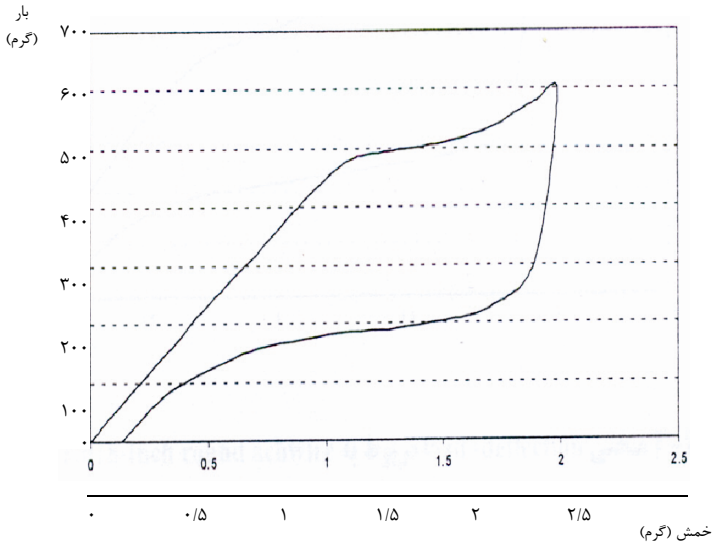
اطلاعات مربوط به خصوصیات و رفتار سوپرالاستیک مربوط به هر یک از سیمهای مورد مطالعه در جدول ۱ آمده است، به عنوان نمونه سه دیاگرام مربوط به سیم ۰/۰۱۴ ارائه گردیده است (نمودارهای ۱، ۲ و ۳). براساس نتایج حاصل از تست ANOVA:

– تفاوت مقدار خمش در شروع پلاتو در طی Deactivation میان نُه نمونه سیم مورد مطالعه معنی‌دار نبود. (P.v=۰/۳)

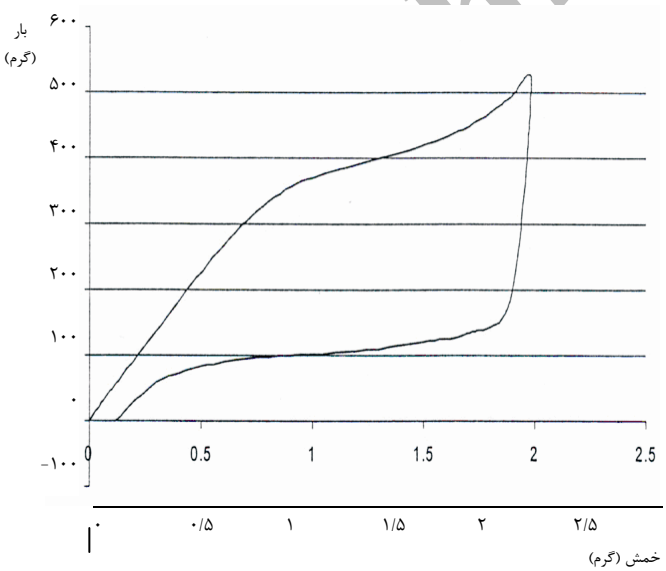
– سایر پارامترها بین نُه نمونه سیم مورد مطالعه از تفاوت معنی‌داری برخوردار بودند (P.v <۰/۰۰۰۱). براساس آزمون Duncan: در طی مرحله Deactivation:

ـ مقدار نیرو در شروع پلاتو در میان سیمهای Rematitan lite، ۰/۰۱۸ اینچ و سوپرالاستیک، ۰/۰۱۶ اینچ (G&H) تفاوت معنی‌داری نداشت.

– مقدار خمش در پایان پلاتو بین سیمهای Force I ۰/۰۱۴ اینچ و Force I، ۰/۰۱۶ اینچ تفاوت معنی‌دار نداشت.



نمودار ۱: منحنی Load - deflection مربوط به آرچ‌وایر گرد ۰/۰۱۴ اینچ Force I



نمودار ۲: منحنی Load – deflection مربوط به آرچ وایر گرد ۰/۰۱۴ اینچ Rematitan lite

www.SID.ir

جدول ۱: لیست پارامترهای محاسبه شده برای هر یک از انواع سیمهای مورد آزمایش

خصوصیات / نوع سیم	SE	شروع پلاتو در فاز deactivation		انتهای پلاتو در فاز deactivation		شیب پلاتو در فاز deactivation (گرم/میلی‌متر)	متوسط نیروی پلاتو در فاز deactivation (گرم)	حد الاستیک		شیب الاستیک بخش activation (گرم میلی‌متر)	خمش دائمی (میلی‌متر)	نسبت سوپرالاستیک
		خمش (میلی‌متر)	نیرو (گرم)	خمش (میلی‌متر)	نیرو (گرم)			خمش (میلی‌متر)	نیرو (گرم)			
Force I ۰/۰۱۴ اینچ	X	۱/۳۷	۱۸۷/۷	۰/۵۹	۱۳۷/۰۶	۶۳/۶۴	۱۶۲/۶	۰/۸۸	۴۰۳/۴	۴۵۵/۹۵	۰/۱۳۸	۷/۴۹
Force I ۰/۰۱۶ اینچ	X	۱/۳۷	۲۹۹/۷۳	۰/۵۷	۲۰۷/۹۱	۱۱۳/۷۵	۲۳۳/۸۲	۰/۷۵	۵۵۴/۹۶	۷۴۰/۰۶	۰/۱۶۲	۶/۷۶
Force I ۰/۰۱۸ اینچ	XX	۱/۳۹	۴۹۱/۳	۰/۶۸	۳۷۹/۱۴	۱۵۶/۴۱	۴۳۵/۲۲	۰/۵۵	۸۰۱/۳	۱۴۶۳/۶۵	۰/۱۸۲	۹/۷۵
G&H ۰/۰۱۴ اینچ	XX	۱/۳۸	۲۵۴/۳۴	۰/۶۳	۱۹۵/۲۸	۷۸/۳۲	۲۲۴/۸۱	۰/۶۹	۳۸۴/۱۸	۵۵۵/۲۵	۰/۱۳۸	۸/۲۳
G&H ۰/۰۱۶ اینچ	XX	۱/۳۷	۳۳۴	۰/۶۵	۲۶۳/۲۱	۹۷/۸۵	۲۹۸/۶۱	۰/۶۵	۵۴۱/۷۶	۸۳۱	۰/۱۵۵	۱۱/۱۱
G&H ۰/۰۱۸ اینچ	XX	۱/۳۸	۴۱۱/۰۵	۰/۶۸	۳۳۲/۴۹	۱۱۱/۶	۳۷۲	۰/۴۹	۸۰۴/۴۵	۱۶۲۶/۵۳	۰/۱۷۵	۱۲/۱۹
Rematitan lite ۰/۰۱۴ اینچ	XX	۱/۳۷	۱۱۶/۲۴	۰/۶۵	۹۱/۴	۳۴/۳	۱۰۳/۸۲	۰/۵۹	۲۶۵/۹۵	۴۵۲/۴۱	۰/۱۲۳	۹/۴۷
Rematitan lite ۰/۰۱۶ اینچ	XX	۱/۳۶	۲۲۴/۵۳	۰/۶۵	۱۸۹/۶۹	۴۹/۳۳	۲۰۷/۱۱	۰/۵۹	۵۰۵/۷۹	۸۶۲	۰/۱۴۲	۱۵/۲۹
Rematitan lite ۰/۰۱۸ اینچ	XX	۱/۳۹	۳۳۷/۰۳	۰/۶۴	۲۵۶/۱۸	۱۰۷/۹۵	۲۹۶/۶۱	۰/۵۸	۸۰۴/۲۳	۱۳۸۸/۵	۰/۱۶۵	۱۰/۹۰
P-value<			۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱

ستون SE بیان می‌کند آیا سیم مورد مطالعه خواص سوپرالاستیک را نشان می‌دهد یا نه. علامت O دلالت بر این دارد که سیم مورد مطالعه رفتار سوپرالاستیک ندارد، علامت X برای نشان دادن Superelastic tendency و علامت XX برای نشان دادن رفتار کاملاً سوپرالاستیک است.

ـ مقدار خمش در پایان پلاتو در میان سیمهای ۰/۰۱۴ اینچ و ۰/۰۱۶ اینچ و ۰/۰۱۸ اینچ از نوع Rematitanlite و ۰/۰۱۴ اینچ و ۰/۰۱۶ اینچ Superelastic (G&H) تفاوت معنی‌داری نداشت.

ـ مقدار خمش در پایان پلاتو بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۸ اینچ و Rematitan lite، ۰/۰۱۴ اینچ و Rematitan lite، ۰/۰۱۶ اینچ و Rematitan lite، ۰/۰۱۸ اینچ و Superelastic، ۰/۰۱۶ اینچ تفاوت معنی‌دار نداشت.

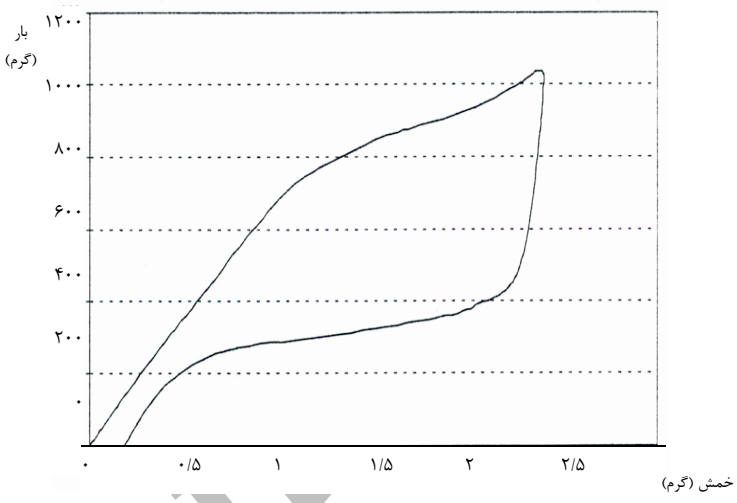
ـ شیب ناحیه پلاتو بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۶ و Rematitan، ۰/۰۱۸ اینچ تفاوت معنی‌دار نداشت.

ـ شیب ناحیه انتهایی منحنی Deactivation بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۴ و Rematitan lite، ۰/۰۱۴ تفاوت معنی‌دار نداشت.

ـ متوسط نیرو در سطح پلاتو در طی Deactivation بین سیمهای Rematitan lite، ۰/۰۱۶ و Superelastic (G&H)، ۰/۰۱۴ و همچنین بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۶ و Superelastic (G&H)، ۰/۰۱۴ تفاوت معنی‌داری نداشت.

علاوه بر این مقدار نیرو در محل Proportional limit در میان سیمهای Force I، ۰/۰۱۸ اینچ و Rematitan lite، ۰/۰۱۸ تفاوت معنی‌دار نداشت.

Archive of SID
www.SID.ir



نمودار ۳ - منحنی Load – deflection مربوط به آرچ‌وایر گرد ۰/۰۱۴ اینچ G&H Superelastic

نسبت سوپرالاستیسیتی بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۴ و Force I، ۰/۰۱۶ و همچنین بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۴ و Superelastic، ۰/۰۱۴ اینچ و بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۸ اینچ و Rematitan lite، ۰/۰۱۴ اینچ و همچنین بین سیمهای Force I، ۰/۰۱۸ اینچ و Rematitan lite، ۰/۰۱۸ اینچ و نیز در میان سیمهای Rematitan lite، ۰/۰۱۸ اینچ و ۰/۰۱۶ اینچ سوپرالاستیک تفاوت معنی‌داری نداشت.

مقدار خمش در محل Proportional limit در میان سیمهای ۰/۰۱۴ اینچ، ۰/۰۱۶ اینچ و ۰/۰۱۸ اینچ نمونه‌های Rematitan lite تفاوت معنی‌دار نداشت.

مقدار تغییر شکل دائمی بعد از دو میلی‌متر خمش در میان سیمهای Force I، ۰/۰۱۴ اینچ و Rematitan، ۰/۰۱۶ اینچ و سوپرالاستیک، ۰/۰۱۴ اینچ و همچنین در میان سیمهای Force I، ۰/۰۱۶ اینچ و Rematitan lite، ۰/۰۱۸ اینچ و همچنین در میان سیمهای Force I، ۰/۰۱۸ اینچ و Superelastic (G&H)، ۰/۰۱۸ اینچ تفاوت معنی‌دار نداشت.

با توجه به نتایج جدول مشخص می‌شود که سیمهای Force I با قطر ۰/۰۱۴ و ۰/۰۱۶ اینچ تنها خواص Superelastic tendency از خود نشان می‌دهند (چون نسبت سوپرالاستیسیتی در این سیمها به ترتیب ۷/۴۹ و ۶/۷۶ بود) در حالی که سایر نمونه‌ها کاملاً سوپرالاستیک بودند. (نسبت سوپرالاستیسیتی در آنها بیشتر از هشت بود). Load deflection rate یا شیب ناحیه الاستیک از منحنی Activation نیز محاسبه گردید این شیب در کلیه نمونه سیمهای دارای قطر یکسان تقریباً مشابه بود و مثلاً سیمهای Force I و G&H و Rematitan lite با قطر ۰/۰۱۴ اینچ شیب ناحیه الاستیک مشابهی داشتند. همچنین در تمامی انواع سیمهای مورد مطالعه شیب ناحیه الاستیک در سیمهای با قطر ۰/۰۱۸ اینچ بیشتر از سیمهای با قطر ۰/۰۱۶ بود و در سیمهای با قطر ۰/۰۱۶ اینچ بیشتر از سیمهای با قطر ۰/۰۱۴ اینچ بود. همچنین در جدول ملاحظه می‌شود در کلیه سیمهای مورد آزمایش حداقل خمش برای شروع تغییر مرحله Martensitic Transformation در حدود ۰/۶ میلی‌متر و یا حتی بیشتر از ۰/۶ میلی‌متر است و اگر سیمی کمتر از این مقدار خم شود تغییر مرحله Martensitic Transformation در آن رخ نمی‌دهد و در مرحله Austenite باقی می‌ماند و رفتار سوپرالاستیک را بروز نمی‌دهد. متوسط نیرو در سطح پلاتو برای سیم ۰/۰۱۴ اینچ Force I در حد ۱۶۲/۶ گرم و برای سیم ۰/۰۱۴ اینچ Rematitan lite در حد ۱۰۳/۸۲ گرم بود. در مورد بقیه سیمها مقدار متوسط نیرو در سطح پلاتو بیشتر از دویست گرم بود. علاوه بر آن در جدول با مشاهده نقاط ابتدایی و انتهایی پلاتو در طی Deactivation به وضوح دیده می‌شود کلیه سیمهای مورد آزمایش در فاصله حدود ۱/۴ میلی‌متر تا ۰/۴ میلی‌متر خمش، یک ناحیه پلاتو نشان می‌دهند. حداقل نیرو در پایان پلاتو در هفت نمونه سیم مورد مطالعه حدود دویست گرم و یا بیشتر از آن بود و در مورد سیم ۰/۰۱۴، Force I نیرو در حدّ ۱۳۷/۴۹ گرم و در مورد سیم ۰/۰۱۴ اینچ Rematitan lite نیرو حدود ۹۱/۴ گرم بود. مقدار

Archive of SID
www.SID.ir

تغییر شکل دائمی بعد از آزمایش حدود ۰/۱۲– ۰/۱۸ میلی‌متر بود که بسیار کم است.

علاوه بر آن مشاهده می‌شود که مقدار تغییر شکل دائمی در سیمها با قطر ۰/۰۱۸ بیشتر از سیمها با قطر ۰/۰۱۶ و در سیمهای با قطر ۰/۰۱۶ هم بیشتر از سیمهای با قطر ۰/۰۱۴ اینچ است.

بحث

روش استاندارد برای انجام تست خمش (Bending test) بر روی مواد سازنده آرچ وایرها روش Spec. No.32 است که در طی آن یک نمودار تنش ـ کرنش به دست می‌آید (۱۹۹۷، ADA). نتایج این آزمایش و سایر روشهای اصلاح شده آن را نمی‌توان به سادگی به موقعیتهای کلینیکی انتقال داد، چون نیروی مؤثری روی یک دندان وارد می‌شود بستگی دارد به: تنش، طول بخشی از آرچ وایر که بین براکت‌ها قرار دارد و نیز مقدار گشتاوری که روی آن بخش از آرچ وایر اعمال شده است. (۷)

در کاربرد کلینیکی تعیین مقدار کرنشی که به آرچ وایر وارد می‌شود، تقریباً غیرممکن است. به علاوه اصطکاک بین آرچ وایرها و براکت‌ها تأثیر بسیار مهمی روی نیروی مؤثری که به دندان وارد می‌شود دارد. بنابراین برای انجام این آزمایش روشی انتخاب شد که به وسیله آن ضمن وجود اصطکاک بین براکت‌ها و سیم، مستقیماً نیروی حاصل از یک مقدار مشخص از خمش را بتوان داشت. البته باید اذعان داشت که با تغییر نوع براکت، نوع سیم، ترکیب بزاق، روش بستن سیم به براکت و حتی دمای محیط، نتایج مختصری تغییر می‌کند که مشخص کردن اثر هر یک از این عوامل مستلزم انجام تحقیقاتی جداگانه است.

در این مطالعه تنها حرکات اکلوزوجینجیوالی به طور مستقیم مورد آزمایش قرار گرفت، ولی این روش می‌تواند برای حرکات باکولینگوالی هم قابل استفاده باشد.

Watanabe، Burstone و Miura در طی تحقیقاتشان یا خواص ویژه سیمهای سوپرالاستیک را با سیمهای استنلس استیل، کروم – کبالت مقایسه کردند و توجهی به سطح نیروی پلاتو نداشتند و یا اینکه از تست خمش کانتیلور استفاده کردند و منحنی تنش – کرنش این سیمها را مورد مطالعه قرار دادند، بنابراین در این مبحث مقایسه‌ای بین نتایج آنها و نتایج این تحقیق صورت نمی‌گیرد.(۱، ۴–۵)

آزمایشات حاضر بر مبنای منحنیهای Load – deflection انجام پذیرفت و این روش از انطباق بیشتری با وضعیتهای کلینیکی برخوردار است. کلیه سیمهایی که در این مطالعه مورد آزمون قرار گرفتند سوپر الاستیک حقیقی بودند و یا از خواص Superelastic tendencies بالایی برخوردار بودند. همچنین سیمها با قطر بزرگتر از خواص سوپرالاستیک بهتری برخوردار بودند که این مطلب برخلاف یافته‌های Khier و همکار وی می‌باشد.(۶) اما این نتایج با یافته‌های Segner و Ibe مطابقت داشت.(۷)

البته Khier از تکنیک آزمون خمش کانتیلور استفاده کرد که با توجه به تغییرات زاویه‌ای ویژه، از منحنی تنش – کرنش استفاده کرد و بنا به عقیده Segner این موضوع ممکن است بتواند دلیل این اختلاف را در نتایج توضیح دهد. مواد سوپرالاستیک تنها زمانی مزیت دارند که Working point آن هنوز روی پلاتو واقع بوده و در بخش انتهایی منحنی نباشد. به عبارتی تنها زمانی می‌توان از خواص سوپرالاستیک موجود در این سیمها استفاده کرد که دندانهای بیمار به قدر کافی نامنظم باشند تا در سیم خمشی بیشتر از ۰/۶ میلی‌متر ایجاد شود. زمانی که موقعیت دندانها تا اندازه‌ای اصلاح شد و خمش سیم به کمتر از حد پلاتو رسید، سیم مانند مواد معمولی رفتار کرده

Archive of SID
www.SID.ir

و نیروی آن مطابق با شیب ناحیه انتهایی منحنی Deactivation کاهش می‌یابد. این موضوع نتایج Schumacher و همکاران را توضیح می‌دهد که ابراز کردند بسیاری از آرچ‌وایرهای Leveling که یکی از آنها هم سوپرالاستیک بودند، نمی‌توانند به یک Leveling کامل برسند.(۷).

تأثیر دیگر نقطهٔ انتهایی پلاتو هنگامی آشکار می‌شود که فاصله بین براکتی افزایش یابد. در این حالت با همان میزان خمش مقدار کمتری کرنش در سیم ایجاد می‌شود و به این ترتیب رسیدن به رفتار سوپرالاستیک غیرممکن می‌شود. برای سیمهای سوپرالاستیک حقیقی سطح نیرویی که مورد استفاده قرار می‌گیرد عمدتاً به سطح نیروی پلاتو بستگی دارد و به اندازه کمی به مقدار خمش مربوط می‌شود. اما در سیمهای فاقد خواص سوپرالاستیک سطح نیرو عمدتاً به مقدار خمش بستگی دارد که آن هم بستگی به میزان نامنظمی دندانها دارد. برای این نوع سیمها هیچ محدودیتی برای نیروی اعمال شده وجود ندارد مگر اینکه براکت کنده شود و یا سیم دچار تغییر شکل دائمی گردد و بنابراین چنین سیمهایی هیچ گونه شباهتی با سیمهای سوپرالاستیک ندارند و ارتودنتیست باید به دقت حداکثر نیروی اعمال شده توسط آرچ وایر را با سطح نیروی مطلوب برای حرکت دندانها هماهنگ کند. از نظر بسیاری از محققان نظیر Profit و Rickets مقدار نیرو برای انجام حرکت Tipping در دندانهای پرمولر و اینسایزور نباید از ۶۰ – ۷۰ گرم تجاوز کند.(۷–۸)

برای اینسایزورهای پایین، نیرو از این حدّ هم باید کمتر شود. همچنین باید به یاد داشت در سیمهای سوپرالاستیک نیرو به صورت مداوم و پیوسته، و با مقدار کمی تغییر در مقدار اعمال می‌شود و بنابراین اگر نیرو زیاد باشد لیگامان پریودنتال فرصتی برای بازسازی نخواهد داشت. تنها تعداد کمی از سیمهای مورد آزمایش سطح نیروی پلاتو در آنها، نزدیک به محدوده نیروی مطلوب قرار گرفت. بیشتر این مواد نمی‌توانند از وارد آمدن نیروی زیاد به دندانها جلوگیری کنند. سطوح نیروی موضعی که روی دندانهای اینسایزور پایین وارد می‌شود نیاز به توجه بیشتری دارد. از آنجا که فاصله بین براکتی در بین دندانها کوچکتر است. مقدار خمشی مثلاً یک میلی‌متری در آرچ وایر منجر به ایجاد کرنش بزرگتری در مقایسه با دندانهای فک بالا می‌شود و در نتیجه Working point به مقدار بیشتری به سمت راست منحنی Load - defelction متمایل می‌شود. مقدار نیرو در ناحیه اینسایزورهای پایین تنها در صورتی محدود می‌شود که سطح نیروی پلاتو پایین باشد و الا در مقایسه با اینسایزورهای بالا، نیروی بیشتری به این دندانها وارد می‌شود. آرچ وایرهای نازکتر، آرچ‌وایرهایی که دارای بخشی با نیروهایی سبکتر در ناحیه اینسایزورهای پایین باشند و یا آرچ وایرهایی که سطح نیروی پلاتو در آنها پایینتر باشد، برای اینسایزورهای پایین لازم است تا نیروها در حدّ مورد اطمینان باشند.

نتیجه‌گیری

آرچ‌وایرهای مورد استفاده در این مطالعه دارای خواص سوپرالاستیک هستند یا به این خواص Tendency دارند، اما سطح نیروی پلاتو در این سیمها بالاتر از حدّ نیروی فیزیولوژیک برای حرکت دندانها می‌باشد.

این موضوع به ویژه در مورد اینسایزورهای پایین اهمیت بیشتری دارد. از میان نُه سیم مورد مطالعه، سیمهای با مقطع کوچکتر از نیروی کمتری در سطح پلاتو برخوردار بودند. متوسط نیرو در سطح پلاتو در سیمهای گرد ۰/۰۱۴ اینچ Rematitan lite کمترین فاصله را با حدّ نیروی فیزیولوژیک برای حرکت دندانها داشت. در این سیم متوسط نیرو ۱۰۳/۸۲ گرم بود.

Archive of SID
www.SID.ir

REFERENCES:

1. Miura F, Mogi M, Ohura Y. The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod 1986;90(1):1-10.
2. Kapila S, Reichold GW. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel – titanium alloy wires. Am J Orthod Dent Orthop 1991;100(5):428-435.
3. Matasa CG. Biomaterials in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL. Orthodontics current principles and techniques, 4th ed. Saint Louis: Mosby;2000,305-322.
4. Watanabe K. Studies on new superelastic NiTi orthodontic wire. (part 1) tensile and bending test. Shika Rikogaku Zasshi 1982;23(61):47-57.
5. Burstone CJ, Morton JY. Chinese NiTi wire – a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985;87(6): 445-52.
6. Khier SE, Brantley WA. Bending properties of superelastic and non superelastic Nickel titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dent Orthop 1991; 99(4):310-318.
7. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Eur J Orthod 1995; 17(5):395-402.
8. Proffit WR, Fields HW. Contemporary orthodontics, 3th ed. Saint Louis: Mosby;2000, 326-329.

Archive of SID

www.SID.ir