ارزيابي مقايسه‌اي خصوصيات نيرو - خمش سيم‌هاي ارتودنسي نيكل - تيتانيوم

دکتر محمد باصفا*، دکتر سیدخطیب‌الاسلام صدرنژاد**، دکتر سعید قریشی***

چکیده

سابقه و هدف: *به طور معمول سیمهای ارتودنسی نیکل - تایتانیوم به ظاهر یکسان دارای خصوصیات یکسان نبوده و یکسان عمل نمی‌کنند. در حال حاضر در بازار ارتودنسی ایران سیم‌های نیکل - تایتانیوم گوناگونی وجود دارد که انتخاب را برای عمل کننده دشوار ساخته است. این پژوهش با هدف مقایسه خصوصیات نیرو - خمش سیم‌های نیکل - تایتانیوم سوپرالاستیک موجود در بازار تجاری ایران و کمک به انتخاب سیم مناسب برای مصارف درمانی صورت گرفت.*

مواد و روشها: *این پژوهش از نوع توصیفی مقطعی بوده، و بصورت مشاهده‌ای صورت گرفت. در این پژوهش ۵۰ سیم سوپرالاستیک با مقطع ۰/۰۱۶ اینچ (۱۰ نوع سیم و از هر سیم ۵ نمونه) با روش «تست خمش سه براکتی» در دمای ۲۷ ° سانتیگراد توسط دستگاه Hounsefield مدل H10KS در دانشکده متالورژی دانشگاه صنعتی شریف مورد آزمایش قرار گرفته، میزان نیروی اعمال شونده از سوی سیم‌ها در فواصل ۰/۲۵ میلی‌متری از حالت صفر تا خمش ۳ میلی‌متر و سپس در حالت باربرداری از حد ۳ میلی‌متر تا ناحیه‌ای که نیرویی اعمال نمی‌شود (permanent set) اندازه‌گیری و جداول، نمودارها و منحنی نیرو - خمش مربوط به هر سیم ترسیم گردید. با کمک نرم‌افزار SPSS و توسط آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) تجزیه و تحلیل آماری صورت گرفت و هر سیم با ۹ سیم دیگر توسط آنالیز Tukey مقایسه شد.*

یافته‌ها: *اگر چه منحنی‌های بدست آمده شکل کلی منحنی سیم‌های سوپرالاستیک را دارا بود ولی میزان اعمال نیرو از سوی سیم‌ها در خمش‌های مختلف تفاوت‌های معنی‌دار آماری نشان داد. براین اساس ۱۰ سیم فوق برحسب میزان اعمال نیرو به ۳ گروه سبک (Rematitan، Global، Elastinol، Nitinol Sel)، متوسط (Chinese NiTi، Flex medics، Force II و Nitanium) و سنگین (Force I و Reflex TP) تقسیم شدند. به علاوه معلوم شد که حتی سیم‌های مربوط به یک کارخانه و یک بسته‌بندی نیز کاملاً یکسان عمل نمی‌کنند و با هم تفاوت‌هایی دارند که در این میان بیشترین پراکندگی در سیم‌های مربوط به کارخانه TP و کمترین پراکندگی در سیم‌های کارخانه Global مشاهده شد.*

نتیجه‌گیری: *این پژوهش نشان داد که تنها با مشاهده کلمه «سوپرالاستیک» بر روی بسته‌بندی سیم‌های نیکل - تایتانیوم و تبلیغات ارایه شده از سوی کارخانه سازنده نباید به خرید و مصرف یک سیم خاص برای درمان هر نوع ناهنجاری اقدام نمود. توصیه کلی این است که ضمن توجه دقیق به ویژگی‌های اعلام شده از سوی کارخانه، دقت و احتیاط لازم نیز به عمل آید و به نتایج تحقیقات نیز نوجه شود.*

کلید واژگان: *سیم نیکل – تایتانیوم، نسبت نیرو – خمش، کراودینگ*

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۳/۵/۳ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۳/۹/۲۴ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۳/۱۲/۸

مقدمه

با توجه به اینکه تمام سیم‌های نیکل - تایتانیومی که با نام سوپرالاستیک عرضه می‌شوند دارای خصوصیات یکسان نبوده و به یک شکل عمل نمی‌کنند و انتخاب آنها برای مصارف بالینی باید تحت معیارهای کنترل شده صورت گیرد، تصمیم گرفته شد تا با شبیه‌سازی وضعیت کاربرد این سیم‌ها در دهان، سیم‌های نیکل- تایتانیوم سوپرالاستیک موجود در بازار ایران

*نویسنده مسئول: دانشیار گروه ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد. E-mail:m_basafa52@yahoo.com

**استاد گروه متالورژی، دانشکده متالورژی، دانشگاه صنعتی شریف.

*** متخصص ارتودنسی.

Archive of SID

www.SID.ir

مورد بررسی قرار گرفته و با اندازه‌گیری نسبت نیرو – خمش در آنها – که مهمترین معیار انتخاب سیم در کلینیک می‌باشد – این سیم‌ها طبقه‌بندی و به انتخاب سیم مناسب برای مصارف درمانی کمک شود(۱،۲).

آلیاژ نیکل – تایتانیوم اولین بار توسط Buehler و همکاران در سال ۱۹۶۳ برای برنامه‌های فضایی به کار گرفته شد(۳). اولین سیم نیکل – تایتانیوم در اواخر ۱۹۷۰ توسط کمپانی Unitek با نام تجاری Nitinol وارد بازار ارتودنسی شد(۴). Yoneyama و همکاران در سال ۱۹۷۲، ۲۰ سیم نیکل – تایتانیوم تجاری مختلف را با یکدیگر مقایسه نمودند(۵). نتایج نشان داد که در سیم‌های با سوپرالاستیسیتی بالاتر از ۷۰، کفه (pleteau) مشخصی در منحنی نیرو – خمش دیده می‌شود و در مقادیر مختلف خمش نیروی نسبتاً ثابتی اعمال می‌گردد؛ در سیم‌های با ایندکس پایین‌تر از ۳۰، رابطه خطی بین میزان نیرو و خمش وجود دارد و در سیم‌های با ایندکس بین ۳۰ تا ۷۰، خواص حد واسط دو گروه دیده می‌شود.

O'brien در سال ۱۹۹۰ در یک مطالعه بالینی، نحوه عملکرد دو سیم Titanol و Nitinol را که اولی سوپرالاستیک و دومی غیرسوپرالاستیک است بر روی دو گروه بیمار با یکدیگر مقایسه نمود(۶). نتایج نشان داد که بین میانگین حرکت دندان در این دو گروه اختلاف آماری معنی‌داری وجود ندارد اما مزیت سیم تیتانول در بستن راحت‌تر آن به داخل براکت‌هاست. Khier و Brantley در سال ۱۹۹۱ سه نوع سیم سوپرالاستیک و سه نوع سیم غیرسوپرالاستیک با اندازه‌های مختلف را با یکدیگر مقایسه نمودند(۷). نتایج حاکی از شباهت زیاد سیم‌های هر گروه با یکدیگر بود. سیم‌های سوپرالاستیک در ناحیه باربرداری نیروی نسبتاً ثابتی اعمال می‌کردند، حال آنکه این خصوصیت در سیم‌های غیرسوپرالاستیک دیده نشد. بعلاوه، میزان تغییر شکل دائمی بعد از خمش ۸۰ درجه در سیم‌های سوپرالاستیـــک ۱۰ تا ۱۵ و در سیم‌های غیرسوپرالاستیک ۳۵ تا ۴۰ درجه بود. Melsen در سال ۱۹۹۴ تحقیقی بر روی ۱۹ کویل‌اسپرینگ سوپرالاستیک انجام داد. نتایج نشان دادند که بسیاری از فنرهایی که به نام سوپرالاستیک تبلیغ می‌گردند نیروی کمی اعمال می‌کنند و خواص واقعی سوپرالاستیک از خود بروز نمی‌دهند(۸). Barwart در سال ۱۹۹۶ تاثیر دما را بر مقدار نیرو مطالعه نمود. نتایج نشان دادند که در فنرهای سوپرالاستیک، افزایش دما باعث افزایش و کاهش آن باعث کاهش نیروی اعمال شونده می‌گردد(۹). Oltjen و همکاران در سال ۱۹۹۷، ۲۴ نوع سیم استیل و نیکل – تایتانیوم با اندازه‌های مختلف را با دو روش خمش سه براکتی و خمش سه نقطه‌ای مورد آزمایش قرار دادند(۱۰). نتایج نشان دادند که در روش سه براکتی میزان stiffness اندازه‌گیری شده ۱/۵ تا ۴ برابر روش سه نقطه‌ای است. در مطالعه Ibe در سال ۱۹۹۸، ۶ نوع سیم نیکل – تایتانیوم سوپرالاستیک در دمای دهان توسط روش خمش یکطرفه مورد بررسی قرار گرفت(۱۱). این مطالعه نشان داد که در ۴ مورد تفاوت بسیاری بین خواص سوپرالاستیک سیم‌ها با خواص ادعا شده توسط کمپانی‌های سازنده وجود دارد و فقط در ۲ مورد ادعاها صحیح است.

Gurgel در سال ۲۰۰۱ نسبت نیرو – خمش ۸ نوع سیم نیکل – تایتانیوم سوپرالاستیک را مورد بررسی قرار داد(۱). نتایج نشان دادند که سیم‌ها دارای خاصیت سوپرالاستیک بودند ولی مقادیر اعمال نیرو متفاوت بود. وی توصیه می‌کند که در انتخاب نوع سیم نیکل – تایتانیوم باید نوع کراودینگ مورد توجه قرار گیرد. هدف از تحقیق حاضر مقایسه ویژگی‌های مکانیکی سیمهای نیکل – تایتانیوم موجود در بازار ایران و کمک به انتخاب سیم مناسب برای مصارف درمانی بود.

مواد و روشها

این تحقیق از نوع توصیفی مشاهده‌ای بوده، به صورت مقطعی

Archive of SID

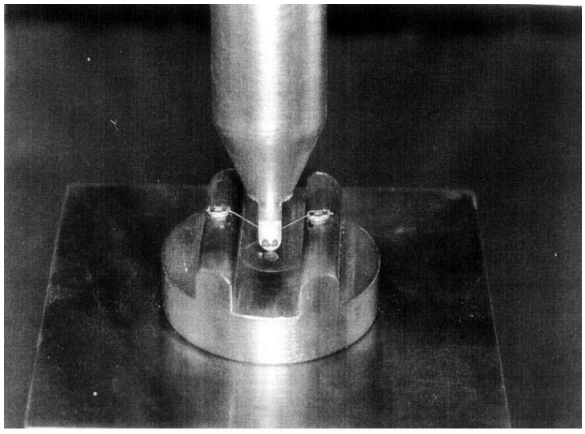
www.SID.ir

انجام گرفت. نمونه‌های تحقیق شامل ۱۰ نوع مختلف سیم نیکل – تایتانیوم سوپرالاستیک با مقطع ۰/۰۱۶ اینچ و از هر نوع ۵ عدد می‌باشد. سیم‌ها همگی بصورت فرم داده شده و متعلق به فک بالا بود. جدول ۱ نشان دهنده انواع سیم‌های به کار رفته در این تحقیق می‌باشد. تمام سیم‌ها طبق ادعای کارخانه‌های سازنده از نوع سوپرالاستیک بودند(۲).

جدول ۱ – سیم‌های سوپرالاستیک به کار رفته در این تحقیق

نام سیم	کارخانه
Nitinol SE	3M UNITEK
Force I	AMERICAN ORTHODONTICS
Force II	AMERICAN ORTHODONTICS
Rematitan	DENTAURUM
Nitanium	ORTHO ORGANIZER
Reflex TP	TP ORTHODONTICS
Flex Medics	G&H
Global	GLOBAL
Chinese Ni-Ti	ORSU
Elastinol	MASEL ORTHODONTICS

معیار انتخاب تعداد نمونه‌ها مطالعات قبلی در این زمینه بود. در مطالعات قبلی حجم نمونه در برخی موارد ۳ عدد (۱۲،۱۳) و در سایر موارد ۵ عدد در هر گروه بود(۱۴). برای اندازه‌گیری نسبت نیرو – خمش از روش خمش سه براکتی (three-bracket bending test) استفاده شد و الگوی کار به نحوی طراحی گردید که تا حد امکان با وضعیت حرکت دندان‌ها در محیط دهان مطابقت داشته باشد (شکل ۱). این روش مشابه روش طراحی شده توسط Miura (۱۹۸۶) جهت بررسی سیم Ni-Ti ژاپن بود (۱۵). به دلیل آنکه gripهای پیش‌ساخته فاصله مناسب جهت انجام آزمایش مورد نظر را فراهم نمی‌نمودند، مدل لازم برای انجام آزمایش با اندازه‌گیری توسط کولیس تا یک رقم اعشار بطور اختصاصی طراحی گردید.



شکل ۱ – مدل ساخته شده جهت تست خمش

مدل طراحی شده در این تحقیق شامل دو نیم استوانه به قطر ۸ میلی‌متر بود که به فاصله ۱۵/۵ میلی‌متر از یکدیگر قرار داده شدند. دو براکت فلزی استاندارد اج‌وایز سانترال فک بالا دارای قاعده foil mesh و اندازه slot ۰/۰۱۸×۰/۰۳۰ اینچ توسط چسب Super Glue روی دو استوانه به نحوی چسبانده شدند که فاصله midpoint براکت‌ها از یکدیگر ۱۵/۵ میلی‌متر باشد. این فاصله برگرفته از اندازه‌های نرمال دندان‌های دائمی فک بالا در مردان طبق مطالعه Moyers (۱۹۷۶) می‌باشد(۱۶). ۱۸ میلی‌متر سیم از انتهای سیم‌های مورد آزمایش بریده شده و از شیار برکتها عبور داده شد و با لیگاچور الاستیک شماره ۰۰-۰۰۲-۷۷۴ ساخت کارخانه دنتاروم ثابت گردید. براکت سوم بر روی نوک ۵ میلی‌متری یک استوانه تعبیه و به پیستون عمودی دستگاه متصل گردید. این پیستون به هنگام فرود آمدن از وسط سیم مذکور فرود آمده و عقربه دستگاه نیروی وارده را نشان می‌داد. در ساخت مدل از آلیاژ مس – روی (برنج) استفاده شد و دقت در ساخت مدل تا یک رقم اعشار بر حسب میلی‌متر رعایت گردید.

شرایط انجام آزمایش به شرح زیر در نرم‌افزار دستگاه تعریف شد. ماده تست شونده فلز؛ آزمایش flexure از نوع

Archive of SID
www.SID.ir

three - point؛ قطر سیم ۰/۴۱ میلی‌متر (۰/۰۱۶ اینچ)؛ خمش تا ۳ حد میلی‌متر؛ سرعت حرکت cross-head ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه؛ برگشت خودکار در حالت off (تا پس از حداکثر خمش مورد نظر، cross-head به جای اول خود برنگردد و در حالت باربرداری نیز میزان نیرو – خمش ثبت گردد)؛ جهت حرکت cross-head ابتدا از بالا به پایین تا خمش ۳ میلی‌متر و سپس از پایین به بالا تا خمش صفر؛ نیروی اولیه وارده از سوی cross-head صفر؛ ختم کار بر اساس خمش ۳ میلی‌متر؛ ثبت میزان نیرو– خمش در فاصله‌های ۰/۲۵ میلی‌متری؛ فاصله بین دو براکت ۱۵/۵ میلی‌متر؛ مقادیر نیرو بر حسب نیوتن تا ۲ رقم اعشار. برای انجام آزمایش، پایه‌های بالایی و پایینی طراحی شده در جای خود به طور محکم ثابت شدند. مقادیر نیرو بر حسب نیوتن تا ۲ رقم اعشار؛ مقادیر خمش برحسب میلی‌متر تا ۲ رقم اعشار در فواصل ۰/۲۵ میلی‌متری از صفر تا ۳ میلی‌متر و سپس از ۳ میلی‌متر تا صفر.

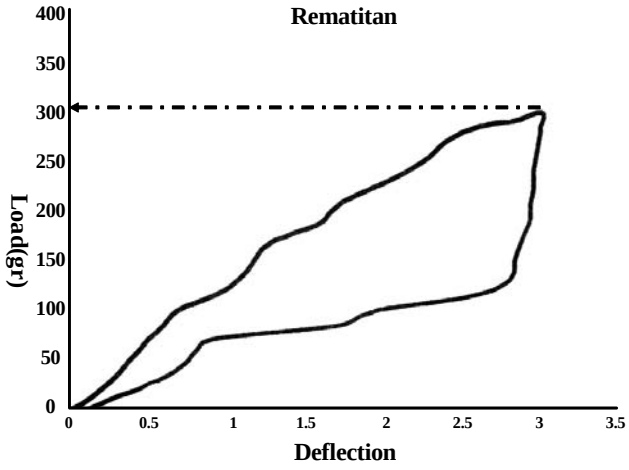
دستگاه مورد استفاده جهت انجام آزمایش دستگاه Hounsfield مدل H10KS ساخت کشور انگلستان بود. این دستگاه در دانشگاه صنعتی شریف موجود است و قابلیت انجام آزمایش‌های مختلف را دارد. سرعت حرکت رفت و برگشت cross-head دستگاه از یک هزارم تا ۱۰۰۰ میلی‌متر در دقیقه قابل تنظیم است و دقت در سرعت حرکت ۵ صد هزارم است. دستگاه به یک کامپیوتر متصل است و از برنامه نرم افزاری ویژه ای به نام QMAT برخوردار است.

آزمایش نیرو – خمش برای هر یک از ۵ سیم ساخت یک کارخانه بطور جداگانه تکرار شد. دمای اطاق هنگام انجام آزمایش‌ها ۲۷° سانتی‌گراد بود و تمام آزمایش‌ها توسط یک عمل‌کننده انجام می‌گرفت. اندازه‌گیری‌های انجام شده از ۵۰ سیم به نرم‌افزار Excel دستگاه منتقل شد و نمودار نیرو – خمش سیم‌ها ترسم گردید. برای اندازه‌گیری میزان نیرو و مقایسه آن در سیم‌های مختلف، ۴ نقطه بر روی ناحیه باربرداری نمودار مشخص گردید. از آنجا که نیروی اعمال شونده بر دندانها حائز اهمیت است، مقادیر این نیروها از سوی سیم‌ها در ناحیه باربرداری به عنوان معیار مقایسه در نظر گرفته شد. از نرم‌افزار SPSS جهت آزمون آماری استفاده شد. منحنی نیرو – خمش هر یک از سیم‌ها ترسیم و میانگین و انحراف معیار میزان نیرو در خمش‌های ۲/۵، ۲، ۱/۵ و۱ میلی‌متری و در ناحیه باربرداری ۱۰ نوع سیم و نیز میانگین کل محاسبه گردید. سپس از آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) برای مقایسه نیروی اعمال شونده در ۴ نقطه ذکر شده در ۱۰ نوع سیم استفاده شد. از تست Tukey برای مقایسه هر سیم با ۹ سیم دیگر استفاده گردید. برای ارزیابی تنوع در ساخت سیم‌های یک کارخانه (Intra batch variation) از فرمول ضریب تغییرات (coefficient of variation) CV = X/SD×۱۰۰ استفاده گردید و پراکندگی در ساخت سیم توسط کارخانه‌های مختلف مورد مقایسه قرار گرفتند.

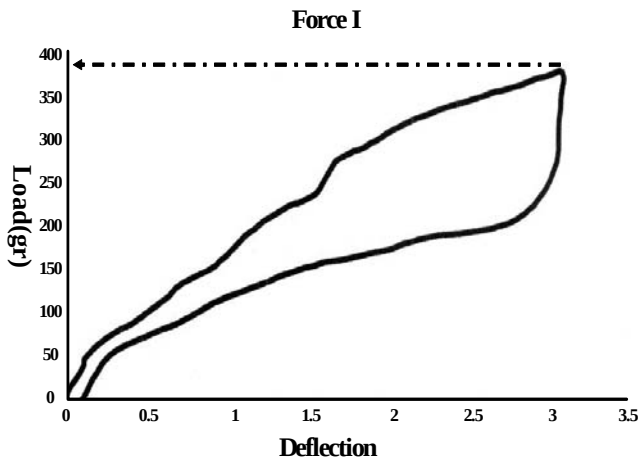
یافته‌ها

منحنی‌های نیرو – خمش (load-deflection) کلیه سیم‌ها استخراج شد. به عنوان نمونه منحنی دو سیم Rematitan و Force I که به ترتیب دارای بیشترین و کمترین میزان برگشت فنری هستند در دیاگرام‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است. هر یک از این منحنی‌ها میانگین ۵ نمونه آزمایش شده از یک نوع سیم می‌باشند. میزان خمش بر حسب میلی‌متر بر روی محور xها و مقدار نیرو بر حسب گرم بر روی محور yها نشان داده شده است. همان طور که در این شکل‌ها دیده می‌شود از یک طرف، این سیم‌ها در خمش خاصی وارد ناحیه plateau می‌شوند که برای هر سیم متفاوت است و از طرف دیگر در ناحیه باربرداری میزان افت نیرو از خمش ۲/۵ میلی‌متر تا ۱ میلی‌متر کم است. این دو ویژگی نشانه سوپرالاستیک بودن آن‌هاست.

Archive of SID
www.SID.ir



نمودار ۱ – منحنی نیرو – خمش سیم **Rematitan** مربوط به کارخانه **Dentaurum**



نمودار ۲ – منحنی نیرو – خمش سیم **Force I** مربوط به کارخانه **AO**

جدول ۲ به میانگین نیروی اعمال شونده کلیه سیم‌ها در خمش‌های ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ میلی‌متر اختصاص دارد. نتیجه آنالیز واریانس یکطرفه (ANOVA) در سطح ۵٪ از وجود اختلاف آماری معنی‌دار (P-value<۰/۰۰۱) بین سیم‌ها حکایت می‌کند. همانطور که در جدول دیده می‌شود، بیشترین میزان برگشت فنری در سیم Rematitan و کمترین میزان برگشت فنری مربوط به سیم Force I می‌باشد. نتیجه آنالیز واریانس یک‌طرفه (ANOVA) در سطح ۵٪ نشان داد که در میزان برگشت فنری سیم‌ها اختلاف آماری معنی‌دار (P<۰/۰۰۱) وجود دارد.

جدول ۲ – میانگین نیروی اعمال شده برحسب گرم در خمش‌های ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ میلی‌متر

نام	تعداد	میانگین	انحراف استاندارد	انحراف خطا	حداقل	حداکثر
Rematitan	۲۰	۸۰/۹۲	۱۶/۵۹	۳/۷۰۹	۷۲	۱۱۵
Global	۲۰	۹۹/۰۵	۲۹/۰۸	۶/۵۰۳	۶۰	۱۳۸
Elastinol	۲۰	۹۹/۱۵	۲۱/۰۵	۴/۷۰۷	۷۰	۱۲۸
Nitinol SE	۲۰	۱۰۲/۶۵	۲۱/۴۴	۴/۷۹۴	۷۰	۱۲۷
Flex Medix	۲۰	۱۰۷/۶۵	۱۷/۹۵	۴/۰۱۵	۸۷	۱۳۶
Chinese Ni-Ti	۲۰	۱۱۷/۲۵	۲۰/۸	۴/۶۵۱	۸۱	۱۹۱
Nitanium	۲۰	۱۱۴/۸۰	۲۱/۹۷	۴/۹۱۳	۸۶	۱۴۹
Force II	۲۰	۱۲۸/۳۵	۳۳/۸۷	۷/۵۷۳	۸۲	۱۷۴
Reflex TP	۲۰	۱۴۵/۳۵	۲۴/۱۱	۵/۳۹۱	۱۱۱	۱۷۸
Force I	۲۰	۱۵۹/۶۵	۲۰/۰۵	۶/۷۲۰	۱۱۵	۱۹۷

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۳ میزان افت نیرو (plateau gap) از خمش ۲/۵ تا ۱ میلی‌متر در سیم‌ها را به ترتیب از کمترین تا بیشترین نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود سیم‌های Force II، Force I و Global افت نیروی زیادی از خمش ۲/۵ تا ۱ میلی‌متر از خود نشان می‌دهند و دارای ناحیه plateau شیب‌دارتری در زمان unloading هستند. سیم‌های Rematitan و Flex Medics دارای کمترین میزان افت نیرو می‌باشند.

برای ارزیابی تنوع در ساخت سیم‌های یک کارخانه (Intra batch variation) از فرمول ضریب تغییرات استفاده شد. جدول ۴ ضریب پراکندگی اعمال نیرو از سوی سیم‌های ساخت کارخانه‌های مختلف را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود بیشترین ضریب پراکندگی در ساخت سیم، مربوط به کارخانه TP و کمترین مربوط به کارخانه Global می‌باشد.

جدول ۳ – افت نیرو از خمش ۲/۵ تا ۱ میلی‌متر

نام	تعداد	میانگین	انحراف استاندارد
Rematitan	۵	۴۰/۴۰	۰/۸۹۴۴
Flex Medix	۵	۴۶/۴۰	۰/۸۹۴۴
Nitinol SE	۵	۵۵/۲۰	۱/۳۰۴
Elastinol	۵	۵۶	۱/۵۸۱
Chinese Ni-Ti	۵	۵۶/۴۰	۱/۹۴۹
Nitanium	۵	۵۹	۱/۸۷۱
Reflex TP	۵	۶۵/۲۰	۱/۰۹۵
Global	۵	۷۶/۶۰	۰/۸۹۴۴
Force II	۵	۷۹/۴۰	۱/۶۷۳
Force I	۵	۹۰	۱/۲۲۵

جدول ٤ – پراکندگی سیمهای ساخت کارخانه‌های مختلف

نام	تعداد
Global	۳/۴۰۶۱
Nitanium	۳/۶۸
Force II	۳/۷۸۹۴
Elastinol	۴/۷۱۰۲
Nitinol SE	۴/۷۸۷۷
Force I	۵/۳۱۲۸
Chinese Ni-Ti	۵/۳۴۸
Rematitan	۵/۵۹۳۷
Flex Medix	۵/۹۹۷۲
Reflex TP	۶/۰۲۸۶

بحث

منحنی‌های بدست آمده در این تحقیق، شکل کلی منحنی‌های سوپرالاستیک بدست آمده توسط Burstone در سال ۱۹۸۵، Miura در سال۱۹۸۶، Khier در سال ۱۹۹۱، Tonner در سال ۱۹۹۴، Oltjen در سال ۱۹۹۷، Gurgel در سال ۲۰۰۱ و Wilkinson در سال ۲۰۰۲ را دارا بودند(۱،۷،۹،۱۰،۱۳،۱۵،۱۷). در هر یک از تحقیقات فوق برخی از سیم‌ها با سیم‌های این مطالعه مشترک بودند.

بطور کلی شکل منحنی‌های بدست آمده در این تحقیق از وجود پدیدهٔ سوپرالاستیسیتی و تغییر فاز مارتنسیتی در آنها حکایت دارد. اگر چه شکل کلی منحنی‌ها به هم شبیه است و با شکل کلی منحنی سیم‌های سوپرالاستیک کتابهای درسی نیز شباهت دارد ولی میزان اعمال نیرو در ناحیه باربرداری و شیب منحنی‌ها در این ناحیه در سیم‌های مختلف با هم تفاوت دارد و حاکی از عملکرد غیریکسان این ۱۰ نوع سیم در شرایط یکسان انجام آزمایش می‌باشد. براساس جدول ۲ که میانگین اعمال نیرو از جانب این سیم‌ها را از خمش ۲/۵ تا ۱ میلی‌متر نشان می‌دهد – سیم‌های سوپرالاستیک این تحقیق را می‌توان براساس میزان اعمال نیرو در زمان باربرداری به ۳ گروه تقسیم نمود:

۱–گروهی که نیروی زیاد اعمال می‌کنند:(Force I و Reflex TP).

۲– گروهی که نیروی متوسط اعمال می‌کنند:(Chinese NiTi، Flex medics، Force II و Nitanium).

Archive of SID

www.SID.ir

۳- گروهی که نیروی کم اعمال می‌کنند: (Rematitan، Global ,Elastinol، Nitinol Sel).

Gurgel (۱) در سال ۲۰۰۱ در ارزیابی میزان نیروی اعمال شده از سوی ۸ سیم، نیروی این سیم‌ها را در ناحیه ۱ میلی‌متری منحنی باربرداری به عنوان مبنای مقایسه در نظر گرفت و نشان داد سیم‌های Rematitan و Elastinol – که با مطالعه حاضر مشترک می‌باشند – در زمان باربرداری نیروی کمی اعمال می نمایند. Wilkinson نیز در در سال ۲۰۰۲ با مقایسه ۷ سیم در ۵ شکل مختلف، میزان نیرو را در نقاط مختلف منحنی باربرداری اندازه گرفت(۱۳). میزان نیروی اعمال شده از سیم Reflex TP – که یکی از ۱۰ سیم این تحقیق نیز می‌باشد – در خمش ۳ براکتی در ناحیه ۲/۵ میلی‌متری unloading در دمای ۲۰ درجه سانتیگراد، ۱۰۵ گرم بود که نسبت به مطالعه حاضر حدود ۷۰ گرم کاهش نشان می‌دهد. یکی از دلایل این امر می‌تواند اختلاف دما بین دمای تحقیق فوق (۲۰ درجه) و تحقیق حاضر (۲۷ درجه) باشد. Tonner در سال ۱۹۸۵ در مطالعه بر روی سیم GAC Sentalloy نشان داد که مقادیر نیروی اعمال شده حین بارگذاری و باربرداری با افزایش دما از ۲۵ به ۳۰ درجه سانتیگراد افزایش یافته و با کاهش دما تا حدود ۵ درجه سانتیگراد، در زمان باربرداری ناحیه plateau در سیم‌ها از بین می‌رود(۱۷). Moore در سال ۱۹۹۹ نشان داد که دمای محیط دهان طی ۲۴ ساعت، در ۷۹٪ موارد بین ۳۳ تا ۳۷ درجه سانتیگراد می‌باشد و نتیجه گرفت بهترین دما برای انجام این آزمایش‌ها، دمای ۳۵/۵ درجه سانتیگراد می‌باشد که در تحقیق حاضر به علت عدم وجود اتاقک تنظیم دما، آزمایش در دمای ۲۷ درجه سانتیگراد انجام شد(۱۸)،بنابراین نیروهای اندازه‌گیری شده در این تحقیق اندکی کمتر از مقادیر واقعی این سیم‌ها در دهان می‌باشند. Thayer در سال ۱۹۹۵ میزان نیروی اعمال شده از سیم SE Nitinol را حدود یک سوم نیروی اندازه‌گیری شده نسبت به تحقیق حاضر برآورد کرد(۱۴). البته در مطالعه Thayer (۱۹۹۵) از تست خمش سه نقطه‌ای استفاده شده بود. Oltjen (۱۹۹۷) نشان داد که در روش خمش سه براکتی میزان نیروی اندازه‌گیری شده ۱/۵ تا ۴ برابر میزان نیروی اندازه‌گیری شده در روش خمش ۳ نقطه‌ای می‌باشد، چرا که در روش خمش سه براکتی، مجموع نیروی اصطکاک، نیروی اعمال شونده از سیم و نیروی binding با یکدیگر اندازه‌گیری می‌شوند که می‌تواند نشان دهنده نیروی واقعی این سیم‌ها در شرایط بالینی باشد(۱۰). Tonner در مطالعه خود در سال ۱۹۸۵ بر روی ۱۰ سیم مختلف، متوجه اختلاف زیادی بین نیروهای اعمال شده از سیم‌ها شد. در مطالعه وی سیم Sentalloy (کارخانه GAC) – که در ۳ نوع سنگین، متوسط و سبک ارائه می‌شود – به عنوان سیم مناسب برای مصرف بالینی معرفی گردید(۱۷).

با توجه به تقسیم‌بندی سیم‌ها بر اساس میزان اعمال نیرو، انتخاب سیم مناسب در شرایط متفاوت بالینی باید بر اساس میزان کراودینگ صورت گیرد. از آنجا که برای ایجاد SIM (stress-induced martensitic) در سیم‌ها، حداقل ایجاد ۲ میلی‌متر خمش در یک طول ۱۳ میلی‌متری ضروری است، بهتر است در موارد کراودینگ کم از سیم‌های گروه ۱، در موارد کراودینگ متوسط از سیم‌های گروه ۲ و در موارد کراودینگ شدید، از سیم‌های گروه ۳ استفاده شود. به دلیل آنکه سیم‌های Reflex TP و Force I نیروی نسبتاً زیادی اعمال می‌کنند، در صورتی که در کراودینگ متوسط استفاده می‌شوند نباید به طور کامل درون براکت engage گردند. در این موارد بستن سیم‌ها از دور با سیم لیگاچور یا استفاده از همین سیم ولی با قطر کمتر (۰/۰۱۴ اینچ) توصیه می‌گردد. Wilkinson (۲۰۰۲) نشان داد که engage کردن کامل سیم در مراحل اولیه در کراودینگ‌های خیلی شدید ممکن است به خمشی حدود ۴ میلی‌متر یا بیشتر نیاز داشته باشد که در این موارد استفاده از سیم‌های نیکل – تایتانیوم حرارتی مانند

Archive of SID
www.SID.ir

Neosentalloy، به دلیل اعمال نیروی کم، افت بسیار کم نیرو در زمان باربرداری و engage کردن راحت‌تر با کمک سرما، توصیه می‌گردند(۱۳).

جدول ۴ میزان پراکندگی سیم‌های ساخت کارخانه‌های مختلف را نشان می‌دهد. Tonner (۱۹۹۴) در تحقیق خود تنوع در سیم‌های ساخت یک کارخانه را از لحاظ قطر و میزان اعمال نیرو نشان داد(۱۹). در تحقیق حاضر سیم ساخت کارخانه Global کمترین پراکندگی و سیم کارخانه TP بیشترین میزان پراکندگی در ساخت را از خود نشان دادند. البته با توجه به اینکه تعداد نمونه‌ها در هر گروه ۵ عدد بود، بهتر است تعداد بیشتری سیم برای ارزیابی میزان پراکندگی سیم‌های ساخت یک کارخانه مورد ارزیابی قرار گیرد.

به دلیل عدم امکان تنظیم دما در تحقیق حاضر بهتر است تحقیقات دیگری در این زمینه با دستگاه‌هایی که دارای اتاقک تنظیم دما بوده، قابلیت انجام آزمایش در دمای ۳۵ تا ۳۷ درجه سانتیگراد را دارند، انجام گیرد. همچنین برای نزدیک کردن شرایط آزمایش به محیط دهان از مدل‌هایی که شباهت بیشتری با نحوه استفاده از این سیم‌ها در کلینیک ایجاد می‌کنند استفاده شود.

نتیجه‌گیری

در تحقیق حاضر ۱۰ نوع سیم نیکل – تایتانیوم سوپرالاستیک (۵ نمونه از هر یک) با قطر ۰/۰۱۶ اینچ موجود در بازار ایران مورد بررسی و نسبت نیرو – خمش در آنها بر اساس روش خمش سه براکتی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت.

نتایج حاصل از این تحقیق به شرح ذیل بود:

۱- منحنی نیرو – خمش تمام سیم‌ها شکل کلی منحنی سیم‌های سوپرالاستیک را تقلید می‌نمود ولی شیب منحنی در زمان بارگذاری و باربرداری و برگشت سیم‌ها به حالت اول در تمام سیم‌ها با یکدیگر اختلاف معنی‌دار داشت.

۲- مقایسه ضریب پراکندگی در ساخت سیم‌های کارخانه‌های مختلف حاکی از وجود تنوع در ساخت سیم‌های یک کارخانه بود.

با توجه به نتایج بدست آمده استفاده از سیم‌هایی که نیروی کمی در زمان باربرداری اعمال می‌کنند و دارای حداقل میزان افت نیرو هستند در موارد کراودینگ شدید (Rematitan، Elastinol، Nitinol Sel وGlobal)، سیم‌هایی که نیروی متوسط اعمال می‌کنند و افت متوسط نیرو دارند در موارد کراودینگ متوسط (Chinese NiTi، Flex medics، Force II و Nitanium) و سیم‌هایی که نیروی زیادی اعمال کرده، افت زیاد نیرو دارند در موارد کراودینگ خفیف (Force I و Reflex TP) توصیه می‌شوند. در مورد اخیر بهتر است سیم‌ها به طور کامل درون براکت‌ها engage نشوند و یا از سیم‌های با قطر کمتر، مثلا ۰/۰۱۴ اینچ، استفاده شود).

تقدیر و تشکر

محققان بر خود لازم می‌دانند از آقایان دکتر حسینی، ریاست محترم دانشکده دندانپزشکی مشهد و دکتر حسین پورجاجرم، قائم مقام محترم این دانشکده که پرداخت قسمتی از هزینه تحقیق را متقبل شدند، صمیمانه سپاسگزاری نمایند.

References

1. Gurgel J, Kerr S, Powers J: Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. Am J Orthod 2001; 120: 378-82.
2. Basafa M, Sarnejad K, Ghorashi S: Comparison of load-defelection characteristics of nickel-titanium orthodontic wires. Postgraduate thesis. Dental School, Mashhad University of Medical Sciences, Iran 2003.

Archive of SID
www.SID.ir

3. Buhler W, Glifrich J, Riley R: Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near the composition of TiNi. J Appl Phys 1963; 34: 1475-477.
4. Andreasen G, Brady P: A use hypothesis for 55 nitinol wire for orthodintics. Angle Orthod 1972; 42: 172-77.
5. Yoneyama T, Doi H, Hamaka H, Nanda T: Evaluations of superelasticity characteristics of orthodontic Ni-Ti alloy wire Kokubyo-Gakkai- Zasshi 1989; 56: 93-101.
6. O'brien K, Lewis D, Shaw W, Combe E: A clinical trial of aligning arch wires. Eur J Orthod 1990; 12: 380-84.
7. Khier S, Brantley W, Fournelle R: Bending properties of superelastic and non-superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod 1991; 99: 310-18.
8. Melsen B, Falkenberg T, Melsen H. Force system developed from closed coil springs. Eur J Orthod 1994;16:531-39.
9. Barwart O: The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi Coil spring in the superelastic range. Am J Orthod 1996; 110: 553-58.
10. Oltjen J, Duncanson M, Ghosh J, Nanda R, Curria G: Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. Angle Orthod 1997; 67: 209-18.
11. Ibe D, Segner D: Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. J Orfac Orthop 1998; 59: 29-38.
12. Meling T, Odegaard J: The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am J Orthod 2001; 119: 263-73.
13. Wilkson P, Dysart P, Hood J: Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod 2002;121:483-95.
14. Thayer T, Bagby M, Moore R, De Angelis R: X-ray diffraction of nitinol orthodontic archwires. Am J Orthod 1995; 107: 604-12.
15. Miura F, Mogi M, Ohura Y: The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod 1986; 90: 1-10.
16. Moyers RE, van der Linden FPGM, Riolo ML, McNamara JA: Standards of human occlusal development. Ann Arbor: Center of Human Growth and development; University of Michigan; 1976.
17. Andreasen G, Wass K, Chan K: A review of superelastic and thermodynamic nitinol wire. Quintessence international 1985; 9: 623-26.
18. Moore R, Watts J, Hood J, Burritt D: Intraoral temperature variation over 24 hours. Eur J Orthod 1999; 21: 1-13.
19. Tonner R, Waters N: The characteristics of superelastic Ni-Ti wires in three-point bending part II: intra-batch Variation. Eur J Orthod 1994; 16: 421-25.

Archive of SID

www.SID.ir