اثر میزان فعال سازی بر روی ویژگی‌های نیرو خمش سیم‌های نیکل تیتانیوم نو و بازیافت شده

براتعلی رمضانزاده [*]، فرزانه احراری [**]، برهمن سبزواری [***]

[*] دانشیار ارتودنسی، مرکز تحقیقات دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد، مشهد، ایران
[**] استادیار ارتودنسی، مرکز تحقیقات مواد دندان‌پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد، مشهد، ایران
[***] متخصص ارتودنسی

چکیده

بیان مساله: کاربرد سیم های نیکل- تیتانیوم در مرحله‌ی آغازین درمان ارتودنسی بسیار رایج است.

هدف: هدف از این پژوهش، بررسی اثر میزان فعال سازی بر روی ویژگی‌های نیرو خمش دو گونه سیم نیکل- تیتانیوم بود. همچنین، تغییراتی که در ویژگی‌های خمشی سیم‌ها در اثر بازیافت ایجاد می‌شود، بررسی گردید.

مواد و روش: در این پژوهش آزمایشگاهی، ۸۰ نمونه از دو نوع سیم Ni-Ti تک رشته‌ای (Rematitan "Lite") و چند رشته‌ای (SPEED Supercable) انتخاب شدند و در دو حالت "آغازین" و "پس از دو ماه قرارگیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو"، تحت آزمایش خمش سه نقطه‌ای قرار گرفتند. سیم‌ها تا مسافت‌های ۳ یا ۶ میلی‌متر فعال و نیروهای باربرداری توسط دستگاه زوویک (Zwick) ثبت شد. داده‌ها با استفاده از آزمون تی (T) واکاوی گردید.

یافته‌ها: در هر دو فعال سازی ۳ و ۶ میلی‌متر، نیروی سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای به گونه‌ی چشمگیری بالاتر از سیم چند رشته ای بود ($p < ۰/۰۵$). سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای در فعال سازی ۶ میلی‌متر نیروهای کمتری را نسبت به فعال سازی ۳ میلی‌متر نشان داد. در مقایسه، فعال سازی شدید سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای سبب ایجاد ناحیه‌ی پلاتوی طولانی‌تری شد و در نتیجه نیروی این سیم در خمش‌های ۱/۵، ۱/۰ و ۰/۵ میلی‌متر باربرداری در فعال سازی شدید نسبت به فعال سازی متوسط بیشتر بود. اثر بازیافت روی ویژگی‌های خمشی سیم‌ها از لحاظ بالینی چشمگیر نبود.

نتیجه گیری: کاربرد سیم نیکل تیتانیوم (NiTi) چند رشته‌ای در مواردی که نیروی خیلی سبک برای مرتب کردن دندان‌ها ضرورت دارد، مناسب است. نیروی ایجاد شده در آزمایش خمش سه براکتی بستگی به درجه‌ی فعال سازی دارد. سیم‌های مورد بررسی دست کم قابلیت یک بار استفاده‌ی دوباره را دارند.

واژگان کلیدی: نیکل- تیتانیوم، سیم ارتودنسی، نیرو خمش، بازیافت

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۱/۳۰ ، **تاریخ پذیرش مقاله:** ۹۰/۶/۶ ، *Shiraz Univ Dent J 2011; 12(3):184-194* **مقاله‌ی پژوهشی اصیل**

نویسنده‌ی مسوول مکاتبات: فرزانه احراری. مشهد، میدان پارک، دانشکده‌ی دندان‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد، گروه ارتودنسی
تلفن: ۱۷-۸۸۲۹۵۰۲-۰۵۱۱ پست الکترونیک: ahrarif@mums.ac.ir

درآمد

آلیاژهای نیکل تیتانیوم (Ni-Ti) در سال ۱۹۷۱ توسط اندرسن (Andreasen) و هیلمن (Hilleman) به حرفه‌ی ارتودنسی معرفی شدند [۱]. ویژگی‌های مکانیکی بی مانند این آلیاژها همچون سوپرالاستیسیته، به خاطر سپاری حافظه، ضریب کشسانی پایین و برگشت فنری، به همراه سازگاری زیستی مطلوب آنها سبب محبوبیت چشمگیر سیم‌های نیکل- تیتانیوم در ارتودنسی شده است. سوپر الاستیسیته یک ویژگی منحصر به فرد آلیاژهای نیکل- تیتانیوم است که در اثر کاربرد تنش ایجاد و سبب می‌شود نیروی وارد شده توسط سیم در طی دامنه‌های طولانی فعال سازی، که اصطلاحا به آن ناحیه‌ی پلاتو (Plateau region) گفته می‌شود، به نسبت ثابت باقی بماند [۲ و ۳]. گرچه در ارتودنسی وارد کردن نیروی ثابت به دندان‌های نامنظم بسیار جذاب به نظر می‌رسد، ولی سگنر (Segner) و ایبه (Ibe) [۴] در پژوهش خود نتیجه گرفتند، که برای بهره‌گیری از ویژگی سوپرالاستیسیته، تنها وجود پلاتوی سوپرالاستیک کافی نیست، بلکه سطح نیروی سیم در ناحیه‌ی پلاتو و میزان خمش لازم در سیم برای رسیدن به ناحیه‌ی پلاتو نیز باید مناسب باشد. در بسیاری از بررسی‌های پیشین، سطح نیروی سیم‌های مورد آزمایش در ناحیه‌ی پلاتوی باربرداری خیلی بالاتر از سطح نیروی مطلوب برای حرکت دندانی در ارتودنسی بوده است [۴ و ۵]. یک راه حل برای وارد کردن نیروی سبک پیوسته به دندان‌های نامنظم، کاربرد سیم‌های نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای (Multi-strand) سوپرالاستیک است. التجن (Oltjen) و همکاران، گزارش کردند که در پژوهش آنها، سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای کمترین سفتی را در میان سیم‌های گوناگون آزمایش شده نشان داد [۶].

درمان ارتودنسی در افرادی با شلوغی دندانی شدید، مستلزم خمش بیش از اندازه‌ی سیم در مناطقی است که دندان‌ها شدیدا جا به جا شده‌اند. یک نگرانی عمده در این موارد آن است که خم شدن بیشتر از اندازه‌ی سیم سبب وارد شدن نیروی زیاد به دندان-ها شود [۵] یا این که تغییر شکل دایمی در سیم ایجاد کند. به طور معمول درمان ارتودنسی در بیمارانی که یک یا دو دندان آنها شدیدا جا به جا شده است، با وارد شدن نیروی بسیار سبک به این دندان‌ها (برای نمونه با استفاده از سیم لیگاچور) یا با کاربرد یک سیم سنگین به عنوان آرچ پایه و یک سیم انعطاف پذیر به گونه‌ی اورلای (Overlay) [۷] انجام می‌شود. در سال‌های اخیر یک سیم نیکل- تیتانیوم هفت رشته‌ای با نام تجاری سوپرکیبل (Supercable) به بازار وارد شده است که ادعا می‌شود نیروهای بسیار سبکی به دندان‌ها وارد می‌کند و می‌توان آن را به سادگی در مرحله‌ی آغازین درمان ارتودنسی برای درگیر کردن و منظم نمودن دندان‌هایی با جا به جایی شدید به کار برد [۷]. سازنده‌ی سوپرکیبل بر این باور است، که استفاده از این سیم سبب حرکت دندانی موثر، بی درد و بی آسیب به بافت‌های نگهدارنده‌ی دندان می‌گردد.

بیشتر اطلاعات در مورد ویژگی‌های مکانیکی سیم‌های نیکل- تیتانیوم مربوط به سیم های نو است. از سویی، هزینه‌ی بالای سیم‌های نیکل- تیتانیوم سبب شده است که بسیاری از درمانگرها این سیم‌ها را دوباره در همان بیمار یا در بیماران دیگر استفاده نمایند [۸ و ۹]. این به ویژه درباره‌ی سیم‌های نیکل تیتانیوم نوین‌تر همچون سیم‌های نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای صادق بوده که قیمت آنها به گونه‌ی چشمگیر بالاتر از دیگر گونه‌های سیم‌های نیکل- تیتانیوم است. بوکتال (Buckthal) و همکاران دریافتند، که بیشتر درمانگرهایی که سیم‌های نیکل- تیتانیوم را بازیافت می‌کنند، نگران بدتر شدن ویژگی‌های مکانیکی این سیم‌ها هستند [۹]. گزارش‌های ضد و نقیضی در مورد اثرات بازیافت بر روی ویژگی‌های مکانیکی سیم‌های نیکل- تیتانیوم وجود دارد. کاپیلا (Kapila) و همکاران بیان کردند، که استفاده‌ی بالینی از سیم‌های نیکل- تیتانیوم به همراه استریلیزاسیون سرد، سبب تغییرات چشمگیری در ویژگی‌های خمشی این سیم‌ها و نیز افزایش خوردگی شد [۱۰]. در یک پژوهش دیگر، کاپیلا و همکاران بیان کردند، که استفاده‌ی بالینی از سیم‌های نیکل- تیتانیوم به همراه استریلیزاسیون حرارتی سبب کاهش سوپرالاستیسیته و افزایش سفتی این سیم‌ها گردید [۱۱]. بر خلاف آن، لی (Lee) و چانگ (Chang) گزارش کردند، که عمل بازیافت هیچ اثر چشمگیری بر روی خصوصیات مکانیکی سیم‌های نیکل- تیتانیوم مختلف نداشت [۱۲]. همچنین اسمیت (Smith) و همکاران، هیچ تفاوت بالینی چشمگیری میان سیم‌های نو و سیم‌هایی که به گونه‌ی بالینی استفاده شده و سپس سترون شده بودند، نیافتند [۱۳].

بنا بر اطلاعات ما، تاکنون پژوهش‌های ناچیزی در مورد ویژگی‌های نیرو- خمش سیم‌های نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای انجام شده است و اثر بازیافت و میزان فعال سازی بر روی ویژگی‌های نیرو- خمش این سیم‌ها به خوبی مشخص نیست. با

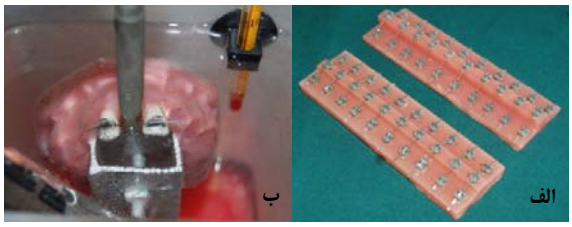
توجه به این ادعا که سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای نیروهای بسیار سبک و مداوم ایجاد می‌کند و می‌توان در موارد شلوغی دندانی شدید، سیم را از همان نخست در همه‌ی براکت‌ها درگیر کرد و بی نیاز به فعال سازی دوباره، آن را برای مدت طولانی در دهان باقی گذاشت، کاربرد این گونه سیم می‌تواند برتری‌های بی شماری را در درمان ارتودنسی به همراه داشته باشد. هدف از پژوهش کنونی، بررسی اثر میزان فعال سازی بر روی ویژگی‌های نیرو خمش سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای بود. همچنین تغییراتی که در ویژگی‌های خمشی این سیم‌ها در اثر قرارگیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون ایجاد می‌شود، بررسی گردید.

مواد و روش

در این پژوهش آزمایشگاهی دو گونه سیم نیکل- تیتانیوم ۰/۰۱۶ اینچ تک رشته‌ای (Rematitan "Lite"; Dentaurum, Ispringen, Germany) و چند رشته‌ای (SPEED Supercable; Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada) بررسی گردید. از هر گونه، بیست عدد سیم شکل داده شده‌ی فک بالا انتخاب شد. سیم‌ها در قسمت میانی و در فاصله‌ی ۳۵ میلی‌متر از نقطه‌ی میانی در دو طرف بریده شدند و به این ترتیب ۴۰ نمونه از ناحیه‌ی پیشین منحنی شکل هر نوع سیم به دست آمد. سپس، نمونه‌ها به چهار گروه بخش شدند. در گروه‌های ۱ و ۲، سیم‌های نو تا مسافت‌های ۳ میلی‌متر (گروه ۱) و ۶ میلی‌متر (گروه ۲) در طی آزمایش خمش فعال شدند تا شرایطی همانند با فعال سازی متوسط و شدید سیم-ها در محیط دهان ایجاد شود. در گروه‌های ۳ و ۴ نمونه‌ها روی صفحه‌های آکریلی که دارای پله‌ی ۳ (گروه ۳) یا ۶ میلی‌متری (گروه ۴) در قسمت میانی بودند (نگاره‌ی ۱الف)، نگهداری شدند. روی صفحه‌های آکریلی، ده ردیف براکت که هر ردیف شامل سه براکت فلزی استاندارد اج وایز سانترال بالا با اندازه‌ی شیار ۰/۰۳۰×۰/۰۱۸ اینچ (Dentaurum, Ispringen, Germany) بود، با یک ادهزیو نومیکس (Unite bonding adhesive, 3M Unitek, Monrovia, Calif) چسبانده شد. محور طولی براکت‌های واقع در هر ردیف، موازی با یکدیگر تنظیم شد. وجود پله‌ی سه یا شش میلی‌متری در قسمت میانی الگوی آکریلی سبب می‌شد که سیم به همان میزان تحت خمش قرار گیرد و شرایطی همانند با شلوغی متوسط یا شدید بخش پیشین فک بالا ایجاد شود. سیم‌ها روی الگوهای آکریلی با لیگاچورهای الاستومری نگه داشته شدند. صفحه‌های آکریلی در ظرف‌های پلاستیکی دارای بزاق مصنوعی قرار گرفت و در انکوباتور در درجه‌ی حرارت ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد به مدت دو ماه نگهداری شد. بزاق مصنوعی در دانشکده‌ی داروسازی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد فراهم گردید و ترکیب آن شامل MgCl2 (۰/۰۵g/l) ، CaCl2 (۰/۱ g/l) ، (۱۲ H۲۰) Na2HPO4 (۰/۳g/l) ، NaCl (۰/۴g/l)، KCl (۰/۶g/l) و محلول سوربیتال (۲۱/۴g/l) بود. پس از دو ماه، سیم‌ها از الگوهای آکریلی بیرون آورده شدند. سپس، سیم‌های هر گروه به گونه‌ی جداگانه در اتو کلاو با درجه‌ی حرارت ۱۲۱ درجه‌ی سانتی‌گراد و فشار ۱۵ تا ۲۰ پوند در اینچ مربع (psi) به مدت ۲۰ دقیقه سترون گردیدند. سیم‌های سترون شده تا زمان آزمایش که به طور معمول ۱ تا ۷ روز بعد بود، در حالت بی کشیدگی نگهداری شدند. از هر گروه، ۱۰ نمونه سیم آزمایش شد و به این ترتیب در مجموع ۸۰ آزمایش انجام گرفت.

سیم‌ها به صورت بخشی از دستگاه ثابت روی یک فک پلاستیکی تحت خمش قرار گرفتند. آزمایش‌ها با دستگاه زوویک (Zwick GmbH & Co, Ulm, Germany) انجام گرفت که مجهز به لودسل (Load cell) ۲۵۰ کیلوگرمی بود. دو تیوب مولر استاندارد اج وایز با اندازه‌ی ۰/۰۳۰×۰/۰۱۸ اینچ (Dentaurum, Ispringen, Germany) روی دندان‌های ثنایای میانی و نیش راست یک فک بالای پلاستیکی چسبانده شد. به این ترتیب بخشی از سیم که براکت دندان ثنایای کناری راست را نگه می‌داشت آزاد بود تا با کاربرد نیروهای عمودی حرکت کند. تنظیم دقیق راستای قرارگیری تیوب‌ها توسط قرار دادن یک آرچ وایر چهارگوش در درون آنها پیش از سفت شدن سمان به دست آمد. به جای براکت از تیوب‌های مولر استفاده شد تا اصطکاک ناشی از نگهداری سیم با لیگاچورهای الاستومری از میان برود و شرایطی همانند با کاربرد براکت‌های سلف لیگیتینگ (Self-lighting) از گونه‌ی رویین (Passive) فراهم شود. فاصله‌ی میان نقطه‌ی وسط تیوب‌ها ۱۵/۵ میلی‌متر در نظر گرفته شد. این فاصله بر گرفته از اندازه‌ی طبیعی دندان‌های دایمی فک بالا در مردان سفید پوست است [۱۴]. سپس، بخش وسط نمونه‌ی سیمی با استفاده از بخش متحرک دستگاه زوویک که دارای یک شیار برای نگهداری سیم

بود، با سرعت کراس هد ۱ میلی‌متر در دقیقه خم شد. جهت حرکت کراس هد در گروه‌های ۱ و ۳ در آغاز، از بالا به پایین تا خمش ۳ میلی‌متر و سپس از پایین به بالا تا خمش صفر بود. در گروه‌های ۲ و ۴ حرکت کراس هد در آغاز از بالا به پایین تا خمش ۶ میلی‌متر و سپس از پایین به بالا تا خمش صفر انجام گردید. در نگاره‌ی ۱ب، ناحیه‌ی مورد آزمایش همراه با یک نمونه‌ی سیمی تحت خمش نشان داده شده است. همه‌ی آزمایش‌ها در یک محفظه‌ی دارای آب با درجه‌ی حرارت ثابت ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد انجام گرفت. دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد آب توسط یک المان برقی که به طور خودکار دمای محیط را در ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد حفظ می‌کرد، به دست آمد. در طی آزمایش، درجه‌ی حرارت آب با یک دماسنج با دقت ۰/۵± درجه‌ی سانتی‌گراد مهار می‌شد. نیروهای بارگذاری و باربرداری با استفاده از لودسل ثبت و به رایانه منتقل شد و منحنی‌های نیرو- خمش همه‌ی نمونه‌ها ترسیم گردید. برای آزمون آماری تنها نیروهای باربرداری مورد استفاده قرار گرفت، زیرا این نیروها بیانگر نیروی وارد شده توسط سیم به دندان‌هاست.



نگاره‌ی ۱ الف *صفحه‌های آکریلی با پله‌های ۳ و ۶ میلی‌متری برای نگهداری نمونه‌های سیمی در حالت تحت خمش* ***ب*** *نمای نزدیک از الگوی خمش سه نقطه ای تغییر یافته همراه با نمونه‌ی تحت خمش (درون آب)*

آزمون آماری

میانگین و انحراف معیار نیروهای ایجاد شده در فاصله‌های خمش ۰/۵ میلی‌متر در طی باربرداری (از ۲/۵ تا ۰/۵ میلی‌متر در فعال سازی ۳ میلی‌متر و از ۵/۵ تا ۰/۵ میلی‌متر در فعال سازی ۶ میلی‌متر) استخراج شد. محاسبه‌های آماری با استفاده از نرم افزار (SPSS, Version 11.0, SPSS Inc, Chicago, Ill) انجام گرفت. آزمون اندازه گیری های مکرر، یک اثر متقابل چشمگیر را میان میزان خمش، حالت سیم (نو یا بازیافت شده) و گونه‌ی سیم نشان داد ($p < ۰/۰۵$) و بنابراین لازم بود که متغیرها به گونه‌ی جداگانه بررسی شوند. بنابراین آزمون تی در هر یک از فعال سازی‌های ۳ و ۶ میلی‌متر، هم در سیم‌های نو و هم در سیم‌های ری سایکل شده انجام گرفت تا تفاوت میان میزان نیروی سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای در خمش‌های گوناگون بررسی شود. همچنین از آزمون تی استفاده شد تا تغییراتی که در اثر بازیافت در ویژگی‌های خمشی هر گونه سیم ایجاد می شود، مشخص گردد. در محاسبه‌های آماری $p <۰/۰۵$ معنادار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

جدول‌های ۱ و ۲ به ترتیب میانگین مقادیر نیرو را در فاصله‌های خمش ۰/۵ میلی‌متر در طی باربرداری پس از فعال سازی سیم‌ها به میزان ۳ یا ۶ میلی‌متر برای دو سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای در دو حالت آغازین (T0) و پس از نگهداری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو (T1) نشان می‌دهد. همان‌گونه که در این جدول‌ها دیده می‌شود، تفاوت آشکاری میان مقادیر نیروی این دو سیم وجود دارد و سطح نیروی سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای به گونه‌ی چشمگیری کمتر از تک رشته‌ای است. آزمون تی برای مقایسه‌ی سطح نیروی دو سیم پس از فعال سازی ۳ میلی‌متر، تفاوت‌های چشمگیر را در خمش‌های ۲/۵، ۲/۰، ۱/۵، ۱/۰ و ۰/۵ میلی‌متر،

جدول ۱ *میانگین و انحراف معیار نیروهای باربرداری در فعال سازی ۳ میلی‌متر برای سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای در دو حالت آغازین (T0) و پس از دو ماه قرار گیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو (T1)*

خمش (میلی‌متر)	سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای				سیم‌های نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای			
	T0		T1		T0		T1	
	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)
۲/۵	۳۴۹	۷/۹	۳۷۴	۳۴/۷	۴۸	۱۵/۴	۶۷	۱۱
۲/۰	۳۲۰	۱۶/۹	۳۴۷	۲۴/۷	۴۵	۱۴/۷	۶۰	۱۰
۱/۵	۳۱۶	۱۰	۳۳۴	۱۸/۱	۳۹	۱۵/۲	۵۸	۱۷
۱/۰	۲۷۱	۹/۷	۲۹۰	۱۹	۳۱	۱۳/۴	۴۷	۱۲/۲
۰/۵	۱۸۹	۱۰/۱	۱۹۸	۱۶	۱۵	۱۱/۲	۱۹	۷/۱

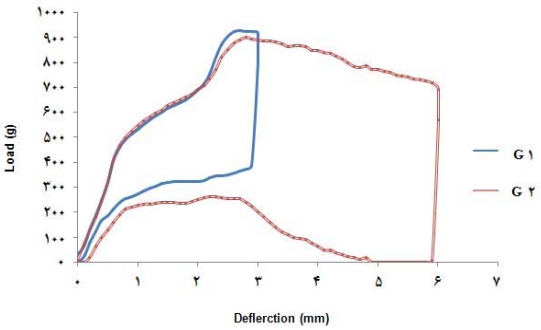
جدول ۲ *میانگین و انحراف معیار نیروهای باربرداری در فعال سازی ۶ میلی‌متر برای سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای در دو حالت آغازین (T0) و پس از دو ماه قرار گیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو (T1)*

خمش (میلی‌متر)	سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای				سیم‌های نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای			
	T0		T1		T0		T1	
	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)	میانگین (گرم)	انحراف معیار (SD)
۵/۵	۰	۰/۰	۰	۰	۰	۰/۰	۰	۰
۵/۰	۹	۴/۱	۲۳	۸/۶	۰	۰/۰	۳	۱/۲
۴/۵	۲۸	۸/۹	۳۷	۱۲/۴	۲	۱/۱	۸	۳/۵
۴/۰	۶۵	۱۴/۵	۵۸	۱۷/۳	۸	۳/۵	۱۳	۳/۵
۳/۵	۱۰۶	۱۵/۱	۸۹	۲۵/۷	۱۵	۵/۶	۲۱	۵/۳
۳/۰	۲۰۰	۱۹/۱	۱۶۱	۲۷	۳۷	۷/۸	۲۸	۶/۶
۲/۵	۲۵۴	۱۲/۲	۱۸۴	۳۶/۷	۴۱	۸/۱	۳۴	۵/۳
۲/۰	۲۵۰	۱۴/۲	۱۷۹	۳۲/۶	۴۵	۷/۹	۳۴	۶/۱
۱/۵	۲۳۷	۱۴/۷	۱۵۷	۳۱/۶	۴۱	۸/۲	۳۳	۵/۶
۱/۰	۲۲۷	۱۶/۳	۱۳۶	۲۹/۵	۴۱	۷/۱	۲۴	۴/۵
۰/۵	۱۲۷	۸/۶	۷۲	۱۳/۷	۲۳	۳/۸	۱۲	۳

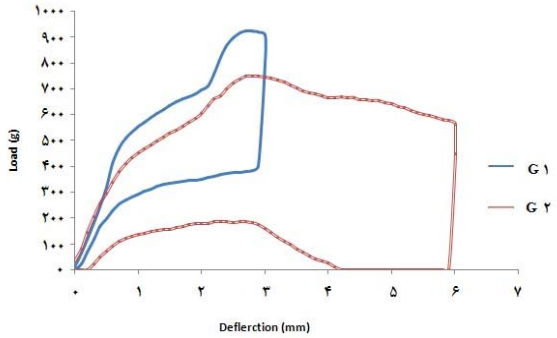
هم در سیم‌های نو و هم در سیم‌های بازیافت شده نشان داد، به گونه‌ای که نیروی سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای در همه‌ی خمش‌ها به گونه‌ی چشمگیر بیشتر از چند رشته‌ای بود ($p < ۰/۰۵$). در فعال سازی ۶ میلی‌متر نیز آزمون تی تفاوت چشمگیر را در سطح نیروی دو سیم در همه‌ی خمش‌های مورد بررسی، هم پیش و هم پس از بازیافت نشان داد ($p < ۰/۰۵$)، به جز خمش‌های ۵/۰ و ۵/۵ میلی‌متر که تفاوت چشمگیری میان گروه‌ها وجود نداشت ($p >۰/۰۵$).

پس از قرارگیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون، افزایش ناچیزی در سطح نیروی هر دو سیم در گروه فعال سازی ۳ میلی‌متر دیده شد، ولی آزمون تی هیچ تفاوت چشمگیری را میان نیروی سیم‌های نو و بازیافت شده نشان نداد ($p > ۰/۰۵$). در فعال سازی ۶ میلی‌متر، گرچه در برخی خمش‌ها سطح نیروی سیم های بازیافت شده کمی بیشتر از گروه شاهد بود، ولی در بیشتر خمش‌های مورد بررسی سطح نیرو پس از بازیافت کاهش یافت. آزمون تی برای مقایسه‌ی سطح نیروی سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته ای در حالت آغازین و پس از قرارگیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون نشان داد که کاهش نیرو در سیم‌های بازیافت شده در خمش‌های ۲/۵ ، ۲/۰ ، ۱/۵ ، ۱/۰ و ۰/۵ میلی‌متر معنادار بود ($p < ۰/۰۵$)، ولی در دیگر خمش‌ها تفاوت چشمگیری میان نیروی این سیم در دو حالت مورد بررسی وجود نداشت ($p > ۰/۰۵$). در مورد سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای در فعال سازی ۶ میلی‌متر، آزمون تی هیچ تفاوت چشمگیری را میان سطح نیروی سیم‌های نو و بازیافت شده نشان نداد ($p > ۰/۰۵$).

منحنی‌های نیرو- خمش سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای پس از فعال سازی‌های ۳ و ۶ میلی‌متر در حالت‌های آغازین و پس از دو ماه قرارگیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو، در نگاره‌های ۲ تا ۵ نشان داده شده است. بخش باربرداری از منحنی نیرو- خمش همه‌ی نمونه‌ها یک ناحیه‌ی تقریبا افقی یا دامنه‌ی پلاتو را نشان داد، که در این پلاتو نیروهای باربرداری تقریبا ثابت بود. مقایسه‌ی منحنی‌های نیرو- خمش سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای نو، پس از فعال سازی‌های متوسط و شدید نشان داد که مقدار نیروی این سیم در خمش‌های ۲/۵، ۲/۰، ۱/۵، ۱/۰ و ۰/۵ میلی‌متر باربرداری پس از فعال سازی ۶ میلی‌متر نسبت به فعال سازی ۳ میلی‌متر کمتر بود (نگاره‌ی ۲). با مقایسه‌ی مقادیر نیروی سیم نیکل تیتانیوم چند رشته‌ای نو پس از فعال سازی‌های ۳ و ۶ میلی‌متر رویداد جالبی دیده شد. در خمش‌های ۲/۵ و ۲/۰ میلی‌متر باربرداری، مقدار نیروی وارد شده توسط سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای پس از فعال سازی ۶ میلی‌متر کمتر از فعال سازی ۳ میلی‌متر بود، ولی میان خمش۲/۰ و ۱/۵ میلی‌متر یک ناحیه‌ی تقاطع وجود داشت، به گونه‌ای که مقدار نیروی این سیم در خمش‌های کمتر از ۲/۰ میلی‌متر، در فعال سازی ۶ میلی‌متر بیشتر از فعال سازی ۳ میلی‌متر شد (نگاره‌ی ۵). شکل کلی منحنی نیرو خمش سیم‌های بازیافت شده همانند با سیم‌های گروه شاهد بود،



نگاره‌ی ۲ *منحنی های نیرو خمش سیم نیکل-تیتانیوم تک رشته‌ای در حالت آغازین در فعال سازی‌های ۳ و ۶ میلی‌متر (G1 =سیم نو، فعال سازی ۳ میلی‌متر؛ G2=سیم نو، فعال سازی ۶ میلی‌متر)*



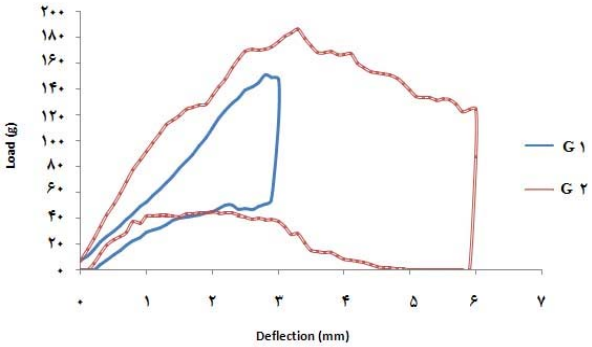
نگاره‌ی ۳ *منحنی‌های نیرو خمش سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای پس از دو ماه قرار گیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو در فعال سازی‌های ۳ و ۶ میلی‌متر (G1 = سیم استفاده شده، فعال سازی ۳ میلی‌متر؛ G2 = سیم استفاده شده، فعال سازی ۶ میلی‌متر)*

به جز این که در بیشتر موارد، مقادیر نیروی باربرداری در سیم‌های بازیافت شده در فعال سازی ۳ میلی‌متر نسبت به سیم‌های نو بیشتر و در فعال سازی ۶ میلی‌متر نسبت به سیم‌های نو کمتر بود (نگاره‌های ۳ و ۵).

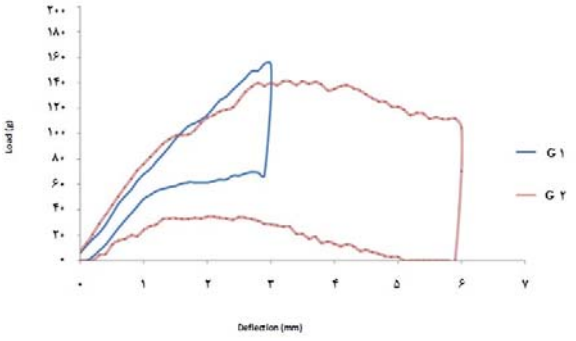
بحث

در این پژوهش، از یک گونه‌ی تغییر یافته از آزمایش خمش سه نقطه‌ای برای ارزیابی ویژگی‌های خمشی سیم‌ها استفاده شد. این روش قابلیت تکرار خوبی دارد و نتایج آن را می‌توان به سادگی با بررسی‌های دیگر مقایسه کرد [۱۷-۱۵]. با وجود این، برخی پژوهشگران بر این باور هستند، که این آزمایش نمی‌تواند به خوبی شرایط محیط دهان را همانند سازی کند. بنابراین، استفاده از آن به عنوان روش استاندارد در ارزیابی ویژگی‌های نیرو خمش سیم‌ها باید با احتیاط انجام شود [۱۴ و ۱۸]. برای آزمایش، از تیوب مولر به جای براکت استفاده شد تا اصطکاک ناشی از نگهداری سیم با لیگاچورهای الاستومری از میان برود، چرا که بررسی‌های پیشین نشان داده‌اند، که اصطکاک روی نیروی ایجاد شده توسط سیم‌های ارتودنسی اثر می‌گذارد [۲۲-۱۹]. با از میان بردن اصطکاک، دستگاه می‌توانست به طور دقیق‌تری نیروهای ایجاد شده توسط سیم‌ها را اندازه‌گیری نماید. از آنجا که در محیط دهان نیروی وارده بر سیم‌های نیکل- تیتانیوم روی بخش منحنی شکل آنها وارد می‌شود، در این بررسی همانند با پیشنهاد فتحعلیان و همکاران [۲۳]، از آزمایش خمش سه نقطه‌ای قوسی شکل و قسمت منحنی سیم‌ها برای ارزیابی ویژگی‌های خمشی آنها استفاده شد. در بیشتر بررسی‌های پیشین [۲۷-۲۴]، آزمایش خمش در دمای آب ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد انجام شده است تا به گونه‌ی نزدیک‌تری شرایط محیط دهان تقلید شود و به همین دلیل در پژوهش کنونی نیز ویژگی‌های خمشی سیم‌ها در این دما اندازه‌گیری گردید.

در این پژوهش، مقادیر نیروی ثبت شده برای سیم نیکل-



نگاره‌ی ٤ *منحنی های نیرو خمش سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای در حالت آغازین در فعال سازی‌های ۳ و ۶ میلی‌متر (G1 =سیم نو، فعال سازی ۳ میلی‌متر؛ G2 =سیم نو، فعال سازی ۶ میلی‌متر)*



نگاره‌ی ۵ *منحنی های نیرو خمش سیم نیکل-تیتانیوم چند رشته‌ای پس از دو ماه قرار گیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو در فعال سازی‌های ۳ و ۶ میلی‌متر (G1 = سیم استفاده شده، فعال سازی ۳ میلی‌متر؛ G2 = سیم استفاده شده، فعال سازی ۶ میلی‌متر)*

تیتانیوم تک رشته‌ای بسیار بالاتر از سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای بود. این نشان می‌دهد که اضافه کردن شاخه‌های گوناگون به یک سیم بی تغییر دادن قطر آن سبب کاهش چشمگیر میزان نیرو می‌گردد. در بررسی پیشین توسط برگر (Berger) و همکاران [۲۸]، سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای نیرویی برابر با یک سوم نیروی وارد شده توسط سیم‌های نیکل- تیتانیوم دیگر با قطر همانند وارد کرد. مقدار نیروی سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای در فعال سازی ۳ میلی‌متر از حدود ۵۰ گرم در خمش ۲/۵ میلی‌متر تا ۱۵ گرم در خمش ۰/۵ میلی‌متر متغیر بود. در فعال سازی ۶ میلی‌متر این سیم هیچ نیرویی در خمش‌های ۵/۵ و ۵/۰ میلی‌متر وارد نکرد. سطح نیرو به تدریج از خمش ۴/۵ میلی‌متر تا خمش ۲/۰ میلی‌متر افزایش یافت و به ۴۵ گرم رسید. سپس، میزان نیرو به تدریج کاهش یافت، به گونه‌ای که در خمش ۰/۵ میلی‌متر مقدار نیروی وارد شده توسط سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای ۲۳ گرم بود. گرچه نیروی وارد شده توسط سیم نیکل تیتانیوم چند رشته‌ای بسیار سبک بود، ولی این نیروها برای حرکت دندانی در مرحله‌ی آغازین درمان مناسب به نظر می‌رسند. استفاده از نیروهای سبک در ارتودنسی افزون بر حرکت دندانی موثر، سبب درد و ناراحتی کمتر بیمار و آسیب کمتر به دندان‌ها و پریودونشیوم در طی مرحله‌ی منظم کردن دندان‌ها می‌گردد [۲۹ و ۳۰]. بنابراین، کاربرد این گونه سیم نیکل- تیتانیوم می‌تواند در مواردی همچون شلوغی دندانی شدید یا در بیماران بزرگسال با مشکلات پریودنتال و نیز در افراد دارای دندان‌های ضربه دیده برای پیشگیری از فرسودگی احتمالی ریشه مفید باشد.

سطح نیروی سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای در فعال سازی ۳ میلی‌متر از ۳۴۹ گرم در خمش ۲/۵ میلی‌متر تا ۱۸۹ گرم در خمش ۰/۵ میلی‌متر متغیر بود. در فعال سازی ۶ میلی‌متر، این سیم هیچ نیرویی در خمش ۵/۵ میلی‌متر وارد نکرد. میزان نیرو به تدریج از خمش ۵/۰ میلیمتر تا خمش ۲/۵ میلیمتر افزایش یافت و از ۹ به ۲۵۴ گرم رسید. سپس، مقدار نیرو به تدریج تا ۱۲۷ گرم در خمش ۰/۵ میلی‌متر کاهش یافت. سطح نیروی سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای برای منظم کردن دندان‌ها در مرحله‌ی آغازین درمان ارتودنسی به نسبت بالاست. با وجود این، به نظر می‌رسد که کاربرد این گونه سیم در موارد شلوغی دندانی خفیف تا متوسط و نیز برای تصحیح چرخش‌های دندانی مناسب باشد. البته باید توجه داشت، که نیروهای اندازه‌گیری شده در آزمایش خمش سه نقطه ای به گونه‌ی مستقیم قابل انتقال به شرایط بالینی نیستند و به همین دلیل برخی پژوهشگران یادآوری کرده‌اند که به جای توجه به مقادیر نیرو بر پایه‌ی گرم، باید بیشتر روی رتبه بندی نیروی وارد شده توسط سیم‌ها تاکید شود [۱۴ و ۲۰].

در فعال‌سازی ۳ میلی‌متر، مقدار نیروی وارد شده توسط هر دو سیم از خمش ۲/۵ تا ۰/۵ میلی‌متر به تدریج کاهش یافت. بر خلاف انتظار، در فعال سازی ۶ میلی‌متر، هر دو سیم مورد بررسی تقریباً هیچ نیرویی در یک میلی‌متر نخست باربرداری وارد نکردند و مقدار نیروی آنها تا خمش ۲/۰ یا ۲/۵ میلی‌متر به تدریج افزایش و سپس کاهش یافت. این پدیده در بررسی‌های پیشین نیز گزارش شده است. مالوری (Mallory) و همکاران گزارش کردند که در پژوهش آنها، پس از فعال سازی سیم‌های حرارتی و سوپرالاستیک تا مسافت ۵ میلی‌متر، یک کاهش آشکار در مقدار نیرو در طی ۰/۵ میلی‌متر نخست باربرداری وجود داشت، به گونه‌ای که مقدار نیروی ثبت شده برای برخی سیم‌ها صفر گرم بود. این نویسندگان افت نیرو در طی ۰/۵ میلی‌متر نخست باربرداری را به فعال سازی شدید سیم در طی آزمایش خمش نسبت دادند [۲۶]. فرانچی (Franchi) و همکاران گزارش کردند، که وقتی از لیگاچورهای الاستومری مرسوم برای نگهداری سیم در شیار براکت‌ها استفاده شد، مقدار نیروی آزاد شده در آزمایش خمش سه براکتی در خمش‌های ۴/۵ و ۶/۰ میلی‌متر حدود ۵ گرم بود، ولی پس از کاربرد لیگاچورهای الاستومری کم اصطکاک، میزان نیروی ثبت شده در این خمش‌ها به حدود ۱۰۰ گرم رسید [۲۲]. برخی از پژوهشگران نیز بیان کرده‌اند، که در صورت استفاده از لیگاچورهای الاستومری مرسوم در آزمایش خمش، اگر میزان بی نظمی دندانی به اندازه ۴/۵ میلی‌متر یا بیشتر باشد، هیچ نیرویی برای منظم کردن دندان آزاد نمی‌شود [۲۱ و ۳۱]. برخی از نویسندگان، دلیل کاهش نیرو در خمش‌های زیاد را نیروی ناشی از اصطکاک و الاستیسیته‌ی لیگاچورهای الاستومری دانسته‌اند [۲۱، ۲۲ و ۳۱]. کوزی (Kusy) و همکاران [۳۲] بیان کردند، که ثبت نیروهای پایین در فعال سازی‌های شدید ممکن است به خاطر وجود خطا در آزمایش خمش باشد، زیرا در خمش‌های زیاد سیم در عرض نقاط تکیه گاه دچار لغزش می‌شود و همین دلیل آنها پیشنهاد کردند که میزان فعال سازی سیم در شرایط آزمایشگاهی از ۵ درصد فاصله‌ی میان نقاط تکیه گاه بیشتر نشود.

با وجود این، در درون دهان میزان خمش سیم بسیار متغیر است و فعال سازی شدید سیم برای درگیر کردن دندان‌های بیرون از قوس مثل دندان‌های نیش باکالی پیاپی رخ می‌دهد [۳۲]. به همین دلیل در بررسی کنونی سیم‌ها تا مسافت‌های ۳ و ۶ میلی‌متر فعال شدند.

منحنی‌های نیرو خمش هر دو سیم مورد بررسی در این پژوهش شکل کلی منحنی‌های سوپرالاستیک را نشان داد. مقدار نیرو در مرکز ناحیه‌ی پلاتو در فعال سازی ۳ میلی‌متر برای سیم‌های نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای در حالت آغازین به ترتیب حدود ۳۲۰ و ۴۰ گرم بود. مقادیر همانند در فعال سازی ۶ میلی‌متر برای دو سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای و چند رشته‌ای به ترتیب حدود ۲۴۰ و ۴۴ گرم بود. مقایسه‌ی منحنی‌های نیرو خمش سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای در فعال سازی‌های متوسط و شدید نشان داد، که مقدار نیروی باربرداری این سیم در خمش‌های ۲/۵، ۲/۰، ۱/۵، ۱/۰ و ۰/۵ میلی‌متر در فعال‌سازی ۶ میلی‌متر کمتر از فعال سازی ۳ میلی‌متر بود. این مساله یافته‌های بررسی‌های پیشین را تایید می‌کند که میزان سفتی سیم در ناحیه‌ی باربرداری تحت اثر درجه‌ی فعال سازی است، به گونه‌ای که هر چه فعال سازی سیم بیشتر باشد، سفتی آن کمتر می‌شود و سیم نیروی کمتری را وارد خواهد کرد [۲، ۲۶ و ۳۳]. به همین دلیل است که برخی نویسندگان پیشنهاد کرده‌اند، که در طی درمان ارتودنسی باید نیروی وارد شده توسط سیم‌های نیکل- تیتانیوم را توسط باز کردن و دوباره بستن آنها در شیار براکت‌ها افزایش داد [۳۳]. بر خلاف انتظار، سیم نیکل تیتانیوم چند رشته‌ای در خمش‌های کمتر از ۲ میلی‌متر، نیروی بیشتری را در فعال سازی ۶ میلی‌متر نسبت به فعال سازی ۳ میلی‌متر نشان داد، که این می‌تواند یک برتری مهم این سیم در مقایسه با سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای به شمار رود، زیرا نشان می‌دهد که پس از فعال سازی شدید، این سیم حتی در خمش‌های کوچک نیز نیروی مناسب برای حرکت دندان را وارد خواهد کرد. این مساله شاید به این دلیل باشد که در سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای، افزایش میزان فعال سازی سیم سبب ایجاد دامنه‌ی پلاتوی طولانی تر گردیده و به همین دلیل سطح ثابت نیرو در خمش‌های پایین تر نیز حفظ شده است.

در پژوهش کنونی، نگهداری سیم‌ها در حالت تحت خمش و به دنبال آن استریلیزاسیون با اتوکلاو، اثرات ناچیزی روی ویژگی‌های نیرو خمش سیم‌های نیکل تیتانیوم داشت. در فعال سازی ۳ میلی‌متر، سطح نیروی نمونه‌های ری سایکل شده قدری بیشتر از سیم‌های شاهد بود، ولی این افزایش از لحاظ آماری چشمگیر نبود. افزایش ناچیز در میزان نیروها پس از استریلیزاسیون با اتوکلاو را می‌توان به تغییرات ایجاد شده در ساختار کریستالی سیم‌ها در اثر حرارت نسبت داد. بررسی‌های پیشین نتایج ناهمخوانی را در مورد اثرات درمان حرارتی روی ویژگی‌های مکانیکی سیم‌های نیکل تیتانیوم گزارش کرده‌اند. برستون (Burstone) و همکاران بیان کردند، که درجه‌ی حرارت ۶۰ درجه‌ی سانتی‌گراد، سبب افزایش تغیر شکل دایمی و کاهش برگشت فنری سیم نیکل- تیتانیوم شد [۲]. در پژوهش علوی و همکاران، استریلیزاسیون با حرارت خشک سبب کاهش نیروهای وارد شده توسط سیم‌های سوپرالاستیک گردید [۳۴]. بر خلاف آن، مایهیو (Mayhew) و کوزی (Kusy) بیان کردند، که دوره‌های پی در پی از استریلیزاسیون با حرارت خشک یا اتوکلاو هیچ اثر مضری روی ضریب کشسانی، توپوگرافی سطحی، یا ویژگی‌های کششی سیم‌های نیکل تیتانیوم نداشت [۳۵]. در فعال سازی ۶ میلی‌متر، سطح نیروی هر دو سیم مورد بررسی پس از قرار گیری در محیط دهانی تقلید شده و استریلیزاسیون با اتوکلاو نسبت به گروه شاهد کاهش یافت. این کاهش در مورد سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای تنها در خمش‌های کمتر از ۳/۰ میلی‌متر چشمگیر بود و در سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای در هیچ یک از خمش‌ها اهمیت آماری نداشت. کاهش سطح نیرو در گروه‌های فعال سازی ۶ میلی‌متر ممکن است به علت خمش بیشتر از اندازه‌ی سیم در طی دوره‌ی نگهداری در محیط دهانی تقلید شده باشد که مشخص شده سبب ایجاد اثر کار سختی (Working hardening) در سیم می‌شود [۱۰ و ۲۷] و قابلیت انعطاف آن را افزایش می‌دهد. گر چه پس از استریلیزاسیون سطح نیروی سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای به صورت چشمگیر در برخی خمش‌ها کاهش یافت، ولی نیروی این سیم برای حرکت دندان در مرحله‌ی آغازین درمان ارتودنسی هنوز هم به نسبت بالا بود. بنابراین، سیم‌های مورد بررسی در این پژوهش حداقل قابلیت یک بار استفاده‌ی دوباره را دارا هستند.

اثر بازیافت بر روی ویژگی‌های مکانیکی سیم‌های ارتودنسی در پژوهش‌های گوناگون بررسی شده است. لی (Lee) و چانگ (Chang)، هیچ تغییر چشمگیر در حداکثر استحکام کششی،

ضریب کشسانی و خستگی خمشی سیم‌های نیکل تیتانیوم پس از قرارگیری در بزاق مصنوعی و استریلیزاسیون با اتوکلاو ندیدند [۱۲]. بر خلاف آن، کاپیلا (Kapila) و همکاران گزارش کردند، که نیروهای بارگذاری و باربرداری سیم‌های نیکل- تیتانیوم که به شکل بالینی استفاده شده و به دنبال آن با حرارت خشک سترون شده بودند، از لحاظ آماری بیشتر از سیم‌های گروه شاهد بود [۱۱]. باصفا و همکاران بیان کردند، که استفاده‌ی بالینی از سیم نیکل- تیتانیوم در کراودینگ‌های گوناگون سبب کاهش معنادار نیروی سیم می‌شود، ولی نیروی برجا مانده در سیم پس از کاربرد بالینی همچنان برای استفاده‌ی دوباره کافی است [۳۶].

سرانجام، نتایج این پژوهش، نشان می‌دهد که سیم نیکل تیتانیوم چند رشته‌ای نیروهای بسیار سبکی ایجاد می‌کند و بنابراین، می‌توان آن را بدون نگرانی از وارد کردن نیروی زیاد برای منظم کردن دندان‌هایی که به گونه‌ی شدید بیرون از قوس قرار گرفته‌اند به کار برد، ولی استفاده از سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای برای این منظور ممکن است به دلیل ایجاد نیروی زیاد سبب عوارض نامطلوب در دندان‌های مجاور و نیز درد و ناراحتی زیاد بیمار گردد. گرچه در این بررسی‌ها تفاوت چشمگیری در سطح نیروی سیم‌های نو و بازیافت شده دیده نشد، باید در نظر داشت که استفاده‌ی طولانی مدت از سیم‌های نیکل تیتانیوم ممکن است سبب خوردگی شود [۱۰، ۱۲، ۳۷و ۳۸] که خود می‌تواند اثر نامطلوبی روی ویژگی‌های نیرو خمش سیم‌ها بگذارد. همچنین، مقداری افزایش در خشونت سطحی و ضریب اصطکاکی در سیم‌های نیکل تیتانیوم بازیافت شده گزارش شده است [۱۲]. باید توجه داشت که گرچه سطح نیروی دو گونه سیم نیکل- تیتانیوم مورد بررسی در این پژوهش تفاوت چشمگیری با یکدیگر داشت، ولی وجود تفاوت میان سیم‌ها در شرایط آزمایشگاهی نشان دهنده‌ی وجود تفاوت در کارایی بالینی آنها نیست [۱۴]. در محیط دهان شرایط بارگذاری سیم‌ها به دلیل وارد شدن نیروهای جونده بسیار پیچیده است و تنوع بی شماری در درجه‌ی حرارت و PH محیط وجود دارد که ممکن است روی ویژگی‌های فیزیکی سیم‌ها اثر بگذارد. بررسی‌های بالینی بیشتر در مورد کارایی سیم‌های نیکل تیتانیوم نو و بازیافت شده در فعال‌سازی‌های گوناگون پیشنهاد می‌شود.

نتیجه گیری

۱- سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای نیروی بسیار سبکی ایجاد کرد، که نشان می‌دهد کاربرد این سیم ممکن است در مواردی که نیروهای بسیار کم برای جا به جایی دندان‌ها مورد نیاز است، همچون بیمارانی با شلوغی دندانی شدید یا بیماران بزرگسال با مشکلات پریودنتال و نیز در دندان‌های ضربه دیده مفید باشد.

۲- نیروی ایجاد شده توسط سیم نیکل تیتانیوم تک رشته‌ای نسبتا زیاد بود. با این حال کاربرد این سیم در موارد شلوغی دندانی خفیف تا متوسط و نیز در تصحیح چرخش‌های دندانی مناسب به نظر می‌رسد.

۳- نیروی ایجاد شده در آزمایش خمش سه براکتی بستگی به میزان فعال سازی داشت. سیم نیکل- تیتانیوم تک رشته‌ای در فعال سازی ۶ میلی‌متر نیروهای کمتری را در خمش‌های ۲/۵، ۲/۰، ۱/۵، ۱/۰ و ۰/۵ میلی متر نسبت به فعال سازی ۳ میلی‌متر نشان داد. در مقایسه، فعال سازی شدید سیم نیکل- تیتانیوم چند رشته‌ای سبب ایجاد ناحیه‌ی پلاتوی طولانی تر شد و در نتیجه نیروی این سیم در خمش‌های ۱/۵، ۱/۰ و ۰/۵ میلی‌متر باربرداری در فعال سازی شدید نسبت به فعال سازی متوسط بیشتر بود.

۴- قرار دادن سیم‌ها در محیط دهانی تقلید شده به همراه استریلیزاسیون با اتوکلاو، اثرات ناچیزی بر روی ویژگی‌های نیرو خمش سیم‌های مورد بررسی داشت. بنابراین، سیم‌های مورد بررسی را می‌توان دست کم برای یک بار بازیافت نمود.

سپاسگزاری

این طرح با پشتیبانی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد انجام گردیده است، که به این وسیله از آنان سپاسگزاری می‌گردد.

References

1. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 1971; 82: 1373-1375.
2. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985; 87: 445-452.
3. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986; 90: 1-10.
4. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Eur J Orthod 1995; 17: 395-402.
5. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. Eur J Orthod 2003; 25: 417-421.
6. Oltjen JM, Duncanson MG Jr, Ghosh J, Nanda RS, Currier GF. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. Angle Orthod 1997; 67: 209-218.
7. Graber. TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. Orthodontics: current principles and techniques. 4th ed., Saint Louis: Mosby; 2005. p.322-324, 725-728.
8. Ackerman JL, Chanda LH, Creekmore TD, Meyer M, Nelson GD. Round table: Nitinol wire. J Clin Orthod 1978; 12: 479-485.
9. Buckthal JE, Mayhew MJ, Kusy RP, Crawford JJ. Survey of sterilization and disinfection procedures. J Clin Orthod 1986; 20: 759-765.
10. Kapila S, Reichhold GW, Anderson RS, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 100: 428-435.
11. Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992; 102: 120-126.
12. Lee SH, Chang YI. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120: 654-663.
13. Smith GA, von Fraunhofer JA, Casey GR. The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992; 102: 153-159.
14. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 121: 483-495.
15. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96: 100-109.
16. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: Intra-batch variation. Eur J Orthod 1994; 16: 421-425.
17. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. Eur J Orthod 1994; 16: 409-419.
18. Waters NE, Stephens CD, Houston WJ. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires--part 2. Br J Orthod 1975; 2: 73-80.
19. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 100: 513-522.

20. Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sandham JA. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. Br J Orthod 1998; 25: 197-202.
21. Franchi L, Baccetti T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129: 687-690.
22. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136: 316.e1-e6.
23. Fathalian MH, Ahmadabadi MN, Parsa MH, Shahhoseini T, Ghadirian H, Nik TH. Evaluation of superelastic properties of orthodontic Ni-Ti wire in three point bending through an oral-simulated model. J of Eng School 2008; 42: 631-637.
24. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. Angle Orthod 2007; 77: 991-998.
25. Kasuya S, Nagasaka S, Hanyuda A, Ishimura S, Hirashita A. The effect of ligation on the load deflection characteristics of nickel titanium orthodontic wire. Eur J Orthod 2007; 29: 578-582.
26. Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126: 110-112.
27. Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 115: 390-395.
28. Berger J, Byloff FK, Waram T. Supercable and the SPEED system. J Clin Orthod 1998; 32: 246-253.
29. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129: 469. 1-32.
30. Noda K, Arai C, Nakamura Y. Root resorption after experimental tooth movement using superelastic forces in the rat. Eur J Orthod 2010; 32: 681-687.
31. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, Defraia E, Barbato E. Forces produced by different nonconventional bracket or ligature systems during alignment of apically displaced teeth. Angle Orthod 2009; 79: 533-539.
32. Kusy RP, Dilley GJ. Elastic modulus of a triple-stranded stainless steel arch wire via three- and four-point bending. J Dent Res 1984; 63: 1232-1240.
33. Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 119: 263-273.
34. Alavi S, Raji SH, Ghorbani AA. Effects of steam and dry-heat sterilization on bending properties of NiTi wires. Orthod Waves 2009; 68: 123-128.
35. Mayhew MJ, Kusy RP. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988; 93: 232-236.
36. Basafa M, Zebarjad SM, Narimani MA. Evaluation of load-deflection rate changes of nickel-titanium wire after single clinical application in three different crowdings. J Mashhad Dent School 2008; 32: 1-10.
37. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. Eur J Orthod 2000; 22: 317-326.
38. Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. J Oral Rehabil 1983; 10: 121-128.