بررسی تغییرات نیرو– خمش سیم نیکل– تایتانیوم پس از یک بار کاربرد بالینی در سه نوع کراودینگ مختلف

دکتر محمد باصفا*#، دکتر سید مجتبی زبرجد، دکتر محمد امین نریمانی*****

* استاد گروه ارتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

** دانشیار گروه متالرژی دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد

*** متخصص ارتدنسی

تاریخ ارائه مقاله : ۸۶/۲/۱۳ – تاریخ پذیرش : ۸۶/۱۱/۲

Title: Evaluation of Load-deflection Rate Changes of Nickel-titanium Wire after Single Clinical Application in Three Different Crowdings

Authors: Basafa M*#, Zebarjad SM**, Narimani MA***

* Professor of Orthodontics, Dept of Orthodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

** Assistant Professor, Dept of Metalorgy, School of Engineering, Ferdowsi University, Mashhad, Iran.

*** Orthodontist

Introduction: Desired mechanical properties of nickel-titanium wires have resulted in some orthodontists to recycle these wires and apply them repeatedly. The aim of this study was to evaluate load-deflection changes of nickel-titanium wires after single clinical application in three different types of crowding.

Materials & Methods: 80 nickel-titanium wires (Global trade mark) with 0.014 inch diameter were randomly divided into four groups as: control, mild, moderate and severe crowding. Wires were used in patients for a period of 6±1 weeks Then, load-deflection experiment, using Zwick machine was done. Data were analyzed by Hottelling, Fisher's exact and Duncan tests.

Results: Hottelling analysis showed a significant difference between the groups. Fisher's exact test showed that there was a significant difference between forces at 0.5, 1.0, 1.5, 2, 2.5 mm deflection loading and unloading but there was no significant difference in 3 mm loading deflection.

Conclusion: This study showed that although single application of nickel-titanium wire (at least for the wire used in this study) for one orthodontic visit causes significant decrease in force levels in different types of crowding, residual force after single clinical application is still enough for repeated clinical application.

Key words: Nickel-titanium wire, Load-deflection rate, Crowding, Clinical study.

 # Corresponding Author: BasafaM@mums.ac.ir

Journal of Mashhad Dental School 2008; 32(1): 1-10.

چکیده

مقدمه: خواص مکانیکی مطلوب سیم نیکل-تیتانیوم باعث شده است تا بعضی ارتدنتیست ها از یک سیم دو بار و بلکه بیشتر استفاده کنند. هدف از این مطالعه تعیین تغییرات نیرو-خمش سیم نیکل-تیتانیوم پس از یک بار کاربرد بالینی در سه نوع کراودینگ متفاوت بود.

مواد و روش ها: در این مطالعه تجربی - آزمایشگاهی ۸۰ سیم نیکل-تیتانیوم ۰/۰۱٤ اینچ با عنوان تجاری Global انتخاب و به صورت تصادفی به ٤ گروه: کنترل، کراودینگ خفیف، متوسط و شدید تقسیم شدند. سیم های مربوط به گروه‌های دارای کراودینگ در بیماران مربوطه به مدت ۱±٦ هفته در دهان استفاده شدند و سپس آزمایش نیرو-خمش بر روی آنها صورت گرفت. اطلاعات با استفاده از آنالیز Hotelling و دانکن مورد تجزیه و تحلیل و مقایسه قرار گرفت.

یافته ها: آنالیز Hotelling اختلاف معنی‌داری بین گروه‌های تحت مطالعه نشان داد. آنالیز فیشر نشان داد که اختلاف معنی‌داری در سطح P<۰/۰۵ در خمش‌های ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۲/۵ میلی‌متر بارگذاری و ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۲ و ۲/۵ میلی‌متر باربرداری در گروه‌های تحت مطالعه وجود داشت و تنها در خمش ۳ میلی‌متر بارگذاری اختلاف معنی‌داری بین گروه‌های مورد مطالعه وجود نداشت.

نتیجه گیری: این بررسی نشان داد که اگر چه یک بار استفاده از سیم نیکل تیتانیوم در کراودینگ‌های مختلف در دهان بیمار موجب افت معنی‌دار نیروی سیم می‌شود ولی نیروی باقی‌مانده در سیم پس از کاربرد بالینی- حداقل در سیم مورد استفاده در این پژوهش- همچنان برای استفاده مجدد کافی می‌باشد.

واژه های کلیدی: سیم نیکل-تیتانیوم، نسبت نیرو-خمش، کراودینگ، مطالعه بالینی.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۷ دوره ۳۲ / شماره ۱ : ۱۰-۱.

مولف مسؤول، آدرس : مشهد، فلکه پارک، دانشکده دندانپزشکی، گروه ارتودانتیکس، تلفن: ۱۵- ۸۸۲۹۵۰۱-۰۵۱۱

E-mail: BasafaM@mums.ac.ir

مقدمه

سیم‌های نیکل-تایتانیوم از خواص مکانیکی مناسبی همچون انعطاف پذیری زیاد، فنریت خوب، سختی کم و داشتن حافظه برخوردارند و به همین دلیل در ارتودنسی نوین کاربرد گسترده ای دارند.[۱و۲] خواص مکانیکی مناسب این سیم از یک سو و قیمت نسبتاً بالای آن از سوی دیگر، باعث شده است تا بعضی ارتدنتیست ها از یک سیم برای بار دوم و بلکه بیشتر در همان بیمار و یا حتی بیمار دیگر استفاده کنند. به‌کارگیری این سیم‌ها، باعث قرار گرفتن آن‌ها در معرض تغییرات مکانیکی، حرارتی و شیمیایی موجود در حفره دهان می‌شود. خواص مکانیکی سیم‌های نیکل-تایتانیوم در مطالعات Kapila، Smith، Drescher، Nakano، Lee، Yokoyama، Ijiama، Parvizi، Prymak، باصفا و همکارانشان،[۳-۱۳] اثرات تغییرات دمایی در مطالعات Buckatel، Wong، Water، Odegard و همکارانشان[۱۴-۱۷] و اثر فلوراید در مطالعه هروی، Walker و همکارانشان بررسی شده است.[۱۸و۱۹] اثر ترکیبات شیمیایی موجود در محیط دهان بر روی سیم‌های نیکل-تایتانیوم به خوبی مشخص نیست.[۵] هدف از مطالعه حاضر مشخص نمودن اثرات تجمعی عوامل مکانیکی، شیمیایی و حرارتی موجود در حفره دهان (در این مطالعه در قالب تغییرات نیرو-خمش) بر روی سیم نیکل-تایتانیوم بود.

مواد و روش ها

تحقیق انجام شده یک مطالعه تجربی است که به صورت آزمایشگاهی انجام شده است. نمونه‌های مورد استفاده در این تحقیق تعداد ۸۰ سیم نیکل-تیتانیوم متعلق به قوس فک پائین با عنوان تجاری Global بود که همگی دارای سطح مقطع ۰/۰۱۴ اینچ (۰/۳۵ میلیمتر) بوده و بصورت فرم داده شده بودند. انتخاب این نوع سیم با توجه به محدویت تهیه انواع دیگر سیم و همچنین وجود تحقیق قبلی در مورد خواص این سیم بوده است.[۱۳] نمونه‌ها با روش تصادفی ساده به چهار گروه ۲۰ تایی تقسیم شدند. مبنای استفاده از این تعداد سیم در هر گروه براساس مطالعات قبلی بوده است.[۵] از سیم های گروه اول بعنوان گروه کنترل و از سیم های سه گروه بعدی بعنوان گروه های آزمایش استفاده گردید.

گروه بندی بیماران بر اساس آنالیز Nance صورت گرفت. این افراد از میان بیماران ارتدنسی مراجعه کننده به مطب خصوصی محقق انتخاب شدند. با بررسی فضای موجود و فضای مورد نیاز در قوس فک پائین، میزان کمبود فضا مشخص شد. کمبود فضا در حد ۰ تا ۴ میلی‌متر کراودینگ خفیف، در حد ۴ تا ۸ میلی‌متر کراودینگ متوسط، و در حد بیشتر از ۸ میلی‌متر کراودینگ شدید تلقی شد. تمامی بیماران در دوره دندانی دائمی بودند. از براکت های استاندارد با اندازه شیار ۱۸ و ساخت شرکت GAC استفاده گردید. برای بی‌حرکت کردن سیمها داخل براکت، از اورینگ ساخت شرکت دنتاروم با شماره کاتالوگ ۰۰-۵۳-۷۷۴ استفاده شد. سیمها درون براکت تمامی دندانها و تا حد امکان بدون اعمال نیروی زیاد Engage شدند. پس از انجام سفارشات لازم به بیماران، برای آنها وقت مراجعه بعدی برای ۶ هفته تعیین شد. در مراجعه بعدی بیمار، با استفاده از قالب مطالعه روی سیم در محل‌هایی که بیشترین کراودینگ وجود داشت با ماژیک ضد آب علامت زده شد. اورینگ‌ها و سپس سیم با دقت خارج شدند. سطح سیم به ملایمت با آب شهر شستشو داده شد و با دستمال کاغذی خشک گردید. هر سیم در پاکتی جداگانه که روی آن مشخصات بیمار، شماره پرونده و نوع کراودینگ نوشته شد نگهداری شد. فاصله زمانی خارج کردن سیم از دهان بیمار تا انجام آزمایش حداکثر دو هفته بود. سیم‌هایی که طی دو هفته جمع آوری می‌شدند یکجا مورد آزمایش قرار می‌گرفتند. برای انجام آزمایش از روش خمش سه براکتی استفاده شد. برای این منظور مدل خاصی طراحی گردید که فرم قوس فک پائین را دارا بود (تصویر ۱).

مشابه براکت های به‌کار گرفته شده در دهان بر روی دندانهای مدل نیز چسبانده شد. این براکتها به نحوی چسبانده شد که هیچ گونه Tip و یا تورکی از طرف سیم بر براکت اعمال نگردد. برای این منظور ابتدا سیم به براکت متصل گردید و سپس با استفاده از چسب Super Glue II، براکتها بصورت غیرفعال (Passive) به سطح دندانهای آکریلی متصل

شدند. یک براکت به رأس Cross head دستگاه چسبانده شد تا بتواند تقلیدی از اعمال نیرو به صورت سه نقطه‌ای را فراهم نماید و تا حد امکان مشابه شرایط بالینی باشد. پس از جمع‌آوری نمونه ها، از سیم داخل هر پاکت ۳۰ میلی‌متر بریده شد. در هر مورد نقطه علامت‌گذاری شده در وسط این قطعه از سیم قرار داشت.

تصویر ۱ : مدل طراحی شده جهت قرار دادن سیم جهت انجام آزمایش به همراه Cross head مربوطه

فاصله بین مرکز دو براکت ۱۲ میلی‌متر انتخاب شد. این فاصله بر گرفته از مطالعات موجود می‌باشد.[۲۰] سپس سیم با استفاده از اورینگ ذکر شده با کمک Mosquito Forceps به مدل متصل گردید و مدل در محل مشخص شده بر روی دستگاه Zwick روی Fixture دستگاه قرار داده شد.

پس از قرار دادن Fixture در دستگاه، تنظیمات زیر در نرم افزار مربوطه (Quick expert) صورت گرفت:

- نوع آزمایش: خمش سه نقطه ای
- قطر سیم : ۰/۳۵ میلی‌متر
- مقدار خمش (Deflection): حداکثر ۳ میلی‌متر
- سرعت حرکت فک (Cross head) دستگاه: ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه
- دستگاه در حالت Auto return قرار داده شد. دستگاه طوری تنظیم گردید تا پس از خمش ۳ میلی‌متری در حالت بارگذاری، به طور اتوماتیک در حالت باربرداری نیز نیرو را ثبت نماید.
- جهت حرکت Cross head: ابتدا از بالا به پائین تا خمش ۳ میلی‌متر و سپس از پائین به بالا تا خمش صفر تعریف گردید.
- Preload: در وضعیت ۰/۲۵ نیوتن قرار داده شد تا ثبت منحنی از این نقطه شروع شود. به دلیل اینکه قرارگیری کامل و دقیق سیم با قطر ۰/۳۵ میلیمتر در شیار براکت در ابتدای حرکت قابل بررسی نبود، بنابراین شرط فوق اعمال گردید تا شرایط آزمایش برای تمام نمونه ها یکسان باشد.
- نقطه ختم: برای حالت بارگذاری ۳ میلی‌متر و برای حالت باربرداری صفر میلی‌متر تعریف شد.
- Registration: ثبت مقادیر نیرو-خمش در فواصل هزارم میلی‌متر صورت می گرفت بطوریکه پس از یک حرکت رفت و برگشت بطور تقریبی ۳۲۰۰ خمش و نیروی مربوط به آن ثبت گردیده بود.

مقادیر نیرو تا سه رقم اعشار و مقادیر خمش نیز تا سه رقم اعشار به ترتیب بر اساس واحد نیوتن و میلی‌متر در حافظه دستگاه ثبت گردید. در انتهای هر آزمایش، منحنی نیرو-خمش حاصله به طور خودکار توسط دستگاه ثبت و برروی منحنی‌های قبلی سوپرایمپوز می‌گردید.

پس از اتمام آزمایشات، اطلاعات عددی ثبت شده از دستگاه استخراج و در نرم افزار Excell مقادیر نیروی ثبت شده برای خمش‌های ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵ و ۳ میلی‌متر حالت

بارگذاری و ۲/۵، ۲، ۱/۵، ۱ و ۰/۵ میلی‌متر حالت باربرداری استخراج گردید. مقادیر مربوطه وارد نرم افزار SPSS گردید. اطلاعات با استفاده از آنالیز چند متغیره Hotelling، آنالیز واریانس یک طرفه و و آزمون دانکن مورد تجزیه و تحلیل و مقایسه قرار گرفت. در همه آزمون ها سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

تعداد نمونه های بکار گرفته شده در این تحقیق ۸۰ نمونه بود که در چهار گروه ۲۰ تایی در گروه‌های کنترل (C)، کراودینگ خفیف (T۱)، متوسط (T۲) و شدید (T ۳) بررسی گردیدند. نمونه های گروه کنترل مورد بررسی قرار گرفتند. در گروه با کراودینگ خفیف، به دلیل عدم مراجعه دو بیمار در زمان مقرر، این دو نمونه از مطالعه حذف گردید. یک نمونه نیز به دلیل اینکه سیم از محیط دهان بیمار خارج گردیده بود حذف گردید. در کراودینگ متوسط و شدید نیز به دلیل عدم مراجعه به موقع سه بیمار، آنها نیز از مطالعه خارج شدند. بنابراین نتایج استخراج شده برآمده از اطلاعات ۲۰ نمونه در گروه کنترل و ۱۷ نمونه در هر یک از گروه‌های دارای کراودینگ خفیف، متوسط و شدید می‌باشد. جدول ۱ بیانگر خلاصه توصیفی متغیرهای زمینه‌ای بررسی شده می‌باشد.

جدول ۱ : خلاصه توصیفی متغیرهای زمینه ای بررسی شده در گروه‌های T۱ ، T۲ و T ۳

	T ۳ N=۱۷			T۲ N=۱۷			T۱ N=۱۷		
	سن بیماران به سال	میزان شلوغی دندان در قوس پایین بر حسب میلی متر	مدت زمان باقی ماندن سیم در دهان به روز	سن بیماران به سال	میزان شلوغی دندان در قوس پایین بر حسب میلی متر	مدت زمان باقی ماندن سیم در دهان به روز	سن بیماران به سال	میزان شلوغی دندان در قوس پایین بر حسب میلی متر	مدت زمان باقی ماندن سیم در دهان به روز
میانگین	۱۸/۰۶	۹/۶۷	۴۱/۶۴	۱۶/۴۲	۵/۶۷	۴۱/۶۴	۱۵/۷۴	۲/۴۷	۴۱/۸۸
انحراف معیار	۵/۴۱	۱/۴۹	۲/۲۶	۳/۱۹	۱/۱۹	۲/۲۶	۲/۷۳	۱/۰۲	۲/۵۴
حداقل	۱۰/۲	۸	۳۷	۱۱/۱	۷/۵	۳۷	۱۱/۹	۰	۳۷
حداکثر	۲۹/۵	۱۳	۴۵	۲۱/۹	۴/۵	۴۵	۲۱/۲	۳/۵	۴۷
دامنه	۱۹/۳	۵	۸	۱۰/۸	۳	۸	۹/۳	۳/۵	۱۰

منحنی نیرو–خمش سیم نیکل–تیتانیوم استفاده شده در این پژوهش شبیه منحنی نیرو–خمش سیمهای نیکل–تیتانیوم در تحقیقات دیگر بود.

با توجه به اینکه در این مطالعه مقادیر نیرو در ۱۱ خمش مختلف مورد بررسی قرار گرفت ابتدا آنالیز چند متغیره Hotelling انجام گردید تا در سطح خطای ۵ درصد امکان وجود اختلاف بررسی گردد. آنالیز Hotelling اختلاف معنی‌داری را بین گروه‌های تحت مطالعه C، T۱ ، T۲ و T ۳ نشان داد (P<۰/۰۰۱).

سپس با استفاده از آنالیز واریانس یک طرفه وجود هر گونه اختلاف معنی‌دار در هر کدام از متغیرهای مستقل در گروه‌های تحت مطالعه C، T۱ ، T۲ و T ۳ بررسی گردید. نتایج حاصله نشان داد که اختلاف معنی‌داری در سطح P<۰/۰۵ در خمش‌های ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ میلی‌متر بارگذاری و ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۲ و ۲/۵ میلی‌متر باربرداری در گروه‌های تحت مطالعه وجود دارد و تنها در خمش ۳ میلی‌متر بارگذاری اختلاف معنی‌داری بین گروه‌های مورد مطالعه وجود ندارد.

سپس جهت مقایسه دوبدوی گروه‌های تحت بررسی، آزمون دانکن در سطح ∝=۰/۰۵ برای مقادیر خمش‌های متفاوت انجام شد. با توجه به اهمیت تغییرات نیرو در طی باربرداری، نتایج حاصله در خمش‌های متفاوت باربرداری در

جداول ۲ تا ۶ ارائه گردیده است. گروه‌هایی که در یک زیر گروه (ستون) قرار گرفته اند اختلاف معنی‌داری با یکدیگر نداشته ولی گروه‌هایی که در زیرگروه‌های مختلف قرار می‌گیرند اختلاف آماری معنی‌داری داشته اند.

جدول ۲ : نتیجه آزمون دانکن در خمش ۲/۵ میلی‌متر در حالت باربرداری

گروه‌ها	تعداد	زیر گروه‌ها		
		۱	۲	۳
T۱	۱۷	۱۰۸/۳۵	---	---
T۲	۱۷	---	۱۳۹/۲۹	---
T۳	۱۷	---	۱۵۱/۱۲	---
کنترل	۲۰	---	---	۲۱۲/۶۵
Sig.		۱/۰۰۰	۰/۲۸۲	۱/۰۰۰

جدول ۳ : نتیجه آزمون دانکن در خمش۲ میلی‌متر در حالت باربرداری

گروه‌ها	تعداد	زیر گروه‌ها		
		۱	۲	۳
T۱	۱۷	۴۸/۲۹	---	---
T۲	۱۷	---	۸۴/۷۶	---
T ۳	۱۷	---	۹۶/۰۶	---
کنترل	۲۰	---	---	۱۸۰/۹۵
Sig.		۱/۰۰۰	۰/۳۳۷	۱/۰۰۰

جدول ۴ : نتیجه آزمون دانکن در خمش ۱/۵ میلی‌متر در حالت باربرداری

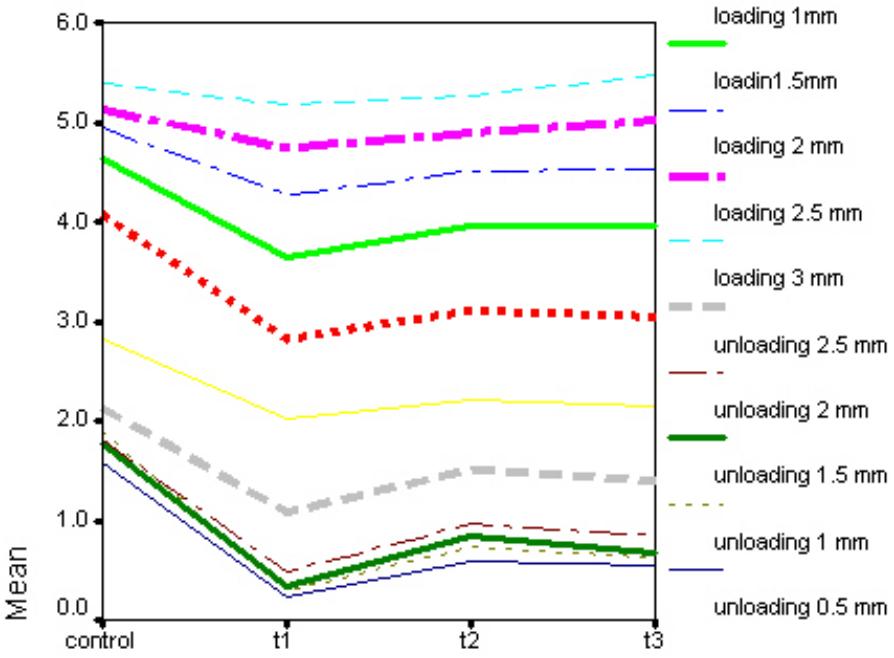
گروه‌ها	تعداد	زیر گروه‌ها		
		۱	۲	۳
T۱	۱۷	۳۴/۳۵	---	---
T۲	۱۷	---	۶۸/۰۶	---
T ۳	۱۷	---	۸۴/۸۲	---
کنترل	۲۰	---	---	۱۷۷/۳۵
Sig.		۱/۰۰۰	۰/۱۹۳	۱/۰۰۰

جدول ۵ : نتیجه آزمون دانکن در خمش ۱ میلی‌متر در حالت باربرداری

گروه‌ها	تعداد	زیر گروه‌ها		
		۱	۲	۳
T۱	۱۷	۲۹/۱۸	---	---
T۲	۱۷	---	۶۲/۲۷۱	---
T ۳	۱۷	---	۷۳/۲۹	---
کنترل	۲۰	---	---	۱۸۹/۲۵
Sig.		۱/۰۰۰	۰/۴۱۱	۱/۰۰۰

جدول ۶ : نتیجه آزمون دانکن در خمش ۰/۵ میلی‌متر در حالت باربرداری

گروه‌ها	تعداد	زیر گروه‌ها		
		۱	۲	۳
T۱	۱۷	۲۳/۳۵	---	---
T۲	۱۷	---	۵۴/۶۵	---
T ۳	۱۷	---	۵۸/۴۱	---
کنترل	۲۰	---	---	۱۵۸/۰۵
Sig.		۱/۰۰۰	۰/۷۳۸	۱/۰۰۰



نمودار ۱ : مقادیر نیرو در خمش‌های متفاوت دز گروههایC، T۱، T۲ و T ۳

نمودار ۱ مقایسه مقادیر نیرو در خمش‌های متفاوت در چهار گروه را نشان می دهد. همان طور که مشاهده می‌شود در تمامی خمش‌ها، مقادیر نیروی مربوط به گروه T۱ حداقل بوده و با اختلاف کم و معنی دار نسبت به آ ن گروه T۲ قرار دارد؛ سپس با اختلاف کم ولی غیر معنی دار نسبت به گروه T۲، گروه T ۳ قرار دارد. بعد از گروه T ۳ ، با اختلاف زیادتر و معنی‌دار، مقادیر مربوط به گروه کنترل قرار دارد.

بحث

منحنی نیرو-خمش سیم نیکل-تیتانیوم استفاده شده در این پژوهش شباهت کلی با منحنی‌های نیرو-خمش سایر سیمهای نیکل-تیتانیوم دارد. مشاهده منحنی‌های سیم‌های گروه کنترل، بیانگر آن است که همه این سیم‌ها دارای خاصیت سوپرالاستیک هستند. مشاهده منحنی‌های گروه‌های T۱، T۲ و T ۳ نشان داد که تغییراتی در خواص سیم سوپرالاستیک پس از کاربرد بالینی رخ داده است. این مسئله بیانگر آن است که اتفاقاتی در ارتباط با کار - سختی (Work-hardening)- که در اثر نیروهای جویدن و محیط شیمیایی و تغییرات دمای دهان ایجاد شده- رخ داده که تغییرات فازی آلیاژ و در نهایت میزان نیروی اعمال شده از طرف آن را متأثر کرده است.

مقدار افت نیرو (از خمش سه میلی‌متر بارگذاری به خمش ۲/۵ باربرداری) در گروه‌های کنترل، T۱، T۲ و T ۳ به ترتیب ۳۲/۶۴، ۴۰/۹، ۴۰/۷۱ و ۳۷/۵۷ گرم می‌باشد که در نهایت در خمش ۲/۵ میلی‌متری باربرداری مقدار نیروی اعمال شده در گروه‌های کنترل، T۱، T۲ و T ۳ به ترتیب ۲۱۲/۶، ۱۰۸/۶، ۱۳۹/۳ و ۱۵۱/۱ گرم بوده است. به نظر می رسد میزان نیروی اعمال شده در هر چهار گروه بخصوص در گروه کنترل برای ایجاد حرکات دندانی زیادتر از حد لازم می‌باشد.

مطالعه‌ای که در آن مقادیر نیرو در خمش‌های متفاوت به صورت تفکیکی در گروه‌های کنترل و در انواع مختلف کراودینگ و در شرایط بالینی انجام شده باشد وجود ندارد. در مطالعه حاضر مقادیر نیرو در خمش‌های متفاوت حالت بارگذاری و باربرداری در بین کراودینگ های مختلف مورد مقایسه قرار گرفته است تا اثر کراودینگ را بررسی نماید. اینکه چرا تغییرات در گروه T۱ (کرادینگ خفیف) زیادتر از سایر گروه‌ها بوده و در اغلب خمش‌ها با سه گروه دیگر تفاوت معنی‌داری داشته اشت موضوعی است که دلیل موجهی برای آن مشاهده نشد و در سایر مطالعات نیز به آن اشاره نشده است. هر چند به بعضی عوامل مربوط به شرایط آزمایش مثل استفاده از نواحی متفاوت سیم منحنی شکل با توجه به ابعاد متفاوت قوسهای دندانی، نوسانات دمایی و تفاوتهای میان افراد می توان اشاره کرد. با بررسی میانگین مقادیر نیرو در گروه کنترل، مشخص می‌شود که میزان اعمال نیرو در ابتدای حالت باربرداری در خمش ۲/۵ میلی‌متری در حد ۲۱۲/۶ گرم می‌باشد که برای حرکت دادن دندان در ابتدای درمان بسیار زیاد بنظر می‌رسد. اعمال نیرو در این خمش در گروه‌های T۱، T۲ و T ۳ نیز برای ایجاد حرکات دندانی زیاد بنظر می رسد. این مسئله مؤید آن است که اگر چه تغییرات رخ داده طی ۶ هفته کاربرد بالینی باعث کاهش معنی‌دار میزان نیرو گشته ولی در پایان هفته ششم هنوز میزان نیروی اعمال شده در خمش ۲/۵ میلی‌متر از نظر بالینی برای حرکت دندانی زیاد و حتی نامناسب است. بنابراین اتصال کامل (Engagement) سیم به براکت در این میزان خمش، نیروی بسیار زیادی را اعمال می کند که در حد پاسخهای بیولوژیک نبوده و اثر مخرب برروی ساختمانهای نگهدارنده دندان دارد. با کم شدن میزان خمش، مقدار نیرو در گروه کنترل کاهش یافته و به ترتیب در خمش‌های ۲، ۱/۵، ۱ و ۰/۵ میلی‌متر به مقادیر ۱۸۰/۹۵، ۱۷۷/۳، ۱۸۹/۳ و ۱۵۸/۱ گرم می رسد. تغییرات نیرو از خمش ۲ میلی‌متر به ۰/۵ میلی‌متر از نظر آماری معنی دار بوده است. مقادیر این نیروها برای حرکت دندان زیاد بنظر می‌رسد. وضعیت فوق در گروه‌های با کراودینگ خفیف، متوسط و شدید افت شدید، نیرو را نشان می‌دهد به‌طوریکه در خمش ۲/۵ میلی‌متر حالت باربرداری، نیروی بدست آمده در گروه‌های فوق به ترتیب ۱۰۸/۴، ۱۳۹/۳ و ۱۵۱/۱ گرم می‌باشد که برای حرکات دندانی در ابتدای درمان زیاد بنظر می رسد. با کاهش میزان خمش، تغییرات نیرو با شدت زیادتری در گروه‌های T۱، T۲ و T ۳ ادامه می یابد تا

جایی که در خمش ۲ میلی‌متر باربرداری، با کاهش ۶۰-۵۰ درصدی، نیرو به میزان ۴۸/۳، ۸۴/۸ و ۹۶/۱ گرم در گروه‌های T۱، T۲ و T ۳ کاهش می یابد. در نهایت نیرو در خمش ۰/۵ میلی‌متر باربرداری، با ۷۸/۳ درصد کاهش در گروه T۱، ۶۰/۴ درصد کاهش در گروه T۲ و ۶۱/۴ درصد کاهش در گروه T ۳ ، به ترتیب به ۲۳/۴، ۵۴/۶ و ۵۸/۴ گرم می رسد. با بررسی مقادیر فوق مشخص می‌شود که میزان اعمال نیرو برای ایجاد حرکات دندانی در خمش‌های کمتر مناسب تر است.

با انجام آنالیز چند متغیره Hotelling، معلوم شد که در خمش‌های مختلف بارگذاری و باربرداری، بین نیروی اعمال شده در گروه‌های کنترل, T۱، T۲ و T ۳ ، به جز در خمش ۳ میلی‌متر بارگذاری، اختلاف معنی دار ی وجود دارد. این یافته، مشابه یافته Kapilla و همکاران[۴و۳] Lee و همکاران[۸] می‌باشد. طی این مطالعات تغییرات قابل توجهی در خواص سوپرالاستیک سیم های نیکل-تیتانیوم با سطح مقطع ۱۶ هزارم اینچ بعد از یک و دو دوره کاربرد بالینی در مدت زمان ۱±۸ یک هفته گزارش شده است. البته در مطالعات اخیر، سیم پس از کاربرد بالینی، با روش‌های استریلیزاسیون متفاوت استریل گشته بود. از طرفی مطالعات Bukatel و همکاران،[۱۴] نشان می دهد که روش‌های مختلف استریلیزاسیون، تأثیر قابل توجهی در مقادیر نیروهای بارگذاری و باربرداری ایجاد نمی‌کند. یافته بدست آمده با یافته مطالعه Smith و همکاران[۵] مغایرت دارد. در مطالعه Smith، کاربرد بالینی سیم نیکل-تیتانیوم و استریلیزاسیون آن با یدوفور، اتوکلاو و حرارت خشک، اثر قابل توجهی در مقادیر نیرو-خمش اندازه گیری شده در تست خمش سه نقطه ای ایجاد نکرده بود. مطالعه Smith و همکاران برروی سیم ۱۶ هزارم اینچ انجام شده بود و نمونه های بکار گرفته شده در مطالعه Smith، از بیماران ۸ رزیدنت و اساتید شاغل در دانشگاه Louisville طی مدت زمان ۱۰ ماه جمع آوری گردیده بود و طی درمان, عمل‌کننده‌ها مجاز بودند تا بر طبق خواسته خود نسبت به Engagement سیم در براکت تصمیم بگیرند. در پایان، سیم ها همگی با روش های یاد شده استریل گشته بودند. طی جمع‌آوری سیم‌ها تعدادی از آنها از مطالعه خارج شده بودند. دلیل واضحی برای خروج نمونه ها از مطالعه ذکر نگردیده بود. از ۴۰ سیم به کار گرفته شده، در نهایت ۱۰ سیم مورد بررسی قرار گرفته بود.

مقادیر نیروی بدست آمده در این تحقیق زیادتر از مقادیر نیروی بدست آ مده در مطالعه باصفا و همکاران[۱۳] می‌باشد که احتمالاً ناشی از تفاوت‌های دو آزمایش است. در مطالعه آنها طول سیم (فاصله مرکز دو براکت) ۱۸ میلیمتر بوده است؛ از ناحیه صاف سیم استفاده شده؛ نقطه سوم اعمال نیرو براکت نبوده؛ نوع Fixture متفاوت بوده و دستگاه استفاده شده برای آزمایش، دستگاه Instrun بوده است. در مطالعه ای که Parvizi و همکاران،[۱۱] برروی سیم های نیکل تیتانیوم Thermally activated انجام دادند، اثر نوع Fixture در انجام آزمایش بررسی گردیده است و نشان داده شده که روش آزمایشی که در آن از Phantom head و Beam test استفاده شده تفاوتهای قابل توجه آماری دارد که در مطالعات فوق، نوع Fixture استفاده شده مشابه Fixture استفاده شده در این تحقیق نمی‌باشد. از آنجا که کاربرد عملی تحقیق و تعمیم آن به شرایط محیط دهان، فواید زیادی دارد، در این تحقیق از تست سه براکتی استفاده گردید تا شرایط موجود تا حد زیادتری مشابه شرایط بالینی باشد. هر چند امکان فراهم‌نمودن تمام شرایط برای بازسازی شرایط موجود در دهان امکان پذیر نمی‌باشد.

در مطالعه حاضر آزمایشات همگی در دمای اطاق در دمای ۲۰-۱۳ درجه سانتی گراد (دامنه تغییرات دمایی ۷-۵ درجه سانتی گراد) انجام گرفت. بنابراین بررسی شرایط دمایی حائز اهمیت می‌باشد. رفتار مکانیکی سیم های نیکل-تیتانیوم دارای دمای ترانسفورماسیون متفاوت در ارتباط با دما و استرس در دماهای ثابت ۲۳، ۳۷ و ۶۰ درجه و در تغییرات دمایی تدریجی ۶۰-۳۷ درجه سانتی‌گراد و عکس آن در مطالعه Iijima و همکاران[۱۰] بیانگر آن است که مقادیر نیرو طی تغییر تدریجی دما از ۳۷ به ۲ درجه سانتی گراد برابر با نیروی اندازه گیری شده در دمای ثابت است. مطالعه Wong و

همکاران[۱۵] نیزنشان داده است که اثرات مکرر افزایش دما به ۷۰ درجه سانتی گراد در دوره های ۱ دقیقه و ۷ دقیقه، خصوصیات سیم نیکل تیتانیوم را متأثر نمی کند. در مطالعه Waters و همکاران،[۱۶] تغییرات منحنی‌های بارگذاری و باربرداری تحت تأثیر دما گزارش گردیده است، به طوری که در محدوده دمایی فوق، Stiffness سیم بطور قابل توجهی کاهش می یابد. مطالعه Odegard و همکاران[۱۷] تغییرات دمایی کوتاه مدت را علت ایجاد تغییرات در خواص مکانیکی سیم بیان نموده است هر چند این تغییرات گذرا و وابسته به فاز خمشی گزارش شده است.

در مطالعه Drescher و همکاران[۶] اثر خستگی، در مطالعه Yokoyama و همکاران[۹] اثر شارژ Hydrogen، در مطالعه Prymak و همکاران[۱۲] اثر فلوراید و اسیدهای متفاوت موجود در رژیم غذایی متفاوت و در مطالعه هروی و همکاران[۱۸] اثر فلوراید بر روی سیم نیکل-تیتانیوم بررسی گردیده است. در مطالعه Walker[۱۹] و Edie و همکاران[۲۱] خوردگی باعث تغییرات قابل توجه خصوصیات نیرو-خمش سیم نیکل -تیتانیوم گزارش گردیده است. از آنجا که محیط دهان گذرگاه عبور مواد غذایی با خصوصیات متفاوت از نظر خواص، ترکیبات، دما و سایر شرایط می‌باشد و همچنین سیم موجود در دهان تحت تأثیر عوامل مکانیکی و شیمیایی متفاوت ناشی از حضور وسایل ارتودنسی و اعمال نیروهای جویدن و ارتودنتیک می‌باشد، ترکیبی از عوامل فوق در بروز تغییرات فوق مؤثر می‌باشد که با وجود شرایط بالینی متفاوت و تفاوتهای فیزیولوژیک در بین افراد، بررسی آن بسیار پیچیده بوده و در مطالعات آینده باید مد نظر قرار گیرد.

نتیجه گیری

۱- به کارگیری سیم نیکل-تیتانیوم با نام تجاری Global با سطح مقطع ۱۴ هزارم اینچ در دوره های درمانی ۱±۶ هفته، کاهش آماری قابل توجهی در مقادیر نیرو-خمش سیم ایجاد می‌کند.

۲- به رغم کاهش آماری معنی‌دار مقدار نیرو پس از یک بار کاربرد بالینی، نیروی باقی‌مانده، برای استفاده مجدد کافی است.

۳- به نظر می‌رسد اتصال (Engagement) کامل این سیم درون براکتها در خمش‌های زیادتر از ۱ میلی‌متر، نیروی خارج از تحمل بیولوژیک به ساختمانهای نگهدارنده دندان وارد می‌کند.

منابع

1. Proffit WR, Fields H. Contemporary orthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. P. 328.
2. William A, Brantley, Eliades T. Orthodontic materials, New York, Thieme 2001. P. 12-36.
3. Kapila S, Rechhold GW, Anderson RS, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 100(5): 428-35.
4. Kapila S, Havgen JW, Watanabe LG. Load deflection characteristic of nikel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992; 102(2): 120-6.
5. Smith GA, Von Fraunhofer JA, Casey GA. The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992; 102(2): 153-9.
6. Drescher D, Bouracvel C, Sonneborn W, Schmuth GP. The long term fracture resistance of orthodontic nickel-titanium wires. Schweiz Monat Schr Zahnmed. 1994; 104(5): 578-84.
7. Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, Katsura H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three point bending test. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 115(4): 390-5.
8. Lee H, Young II Chang. Effect of recycling on the mechanical properties and surface topography of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120(6): 654-63.
9. Yokoyama K, Hamada K, Moriyama K, Asaoka K. Degradation and fracture of Ni-Ti superelastic wire in an oral cavity. Biomaterials 2001; 22(16): 2257-62.
10. IiJama M, Ohno H, Kawashima I. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. Dent Mater 2002; 18(1): 88-93.
11. Parvizi E, Rock WP. The load-deflection characteristics of thermally activated orthodontic wires. Eur J Orthod 2003; 25 (4): 417-21.
12. Prymak O, Klocke A, Kahl-Nieke B, Epple M. Fatigue of orthodontic nickel-titanium wires in different fluids under constant mechanical stress. Material Science and Enginecring A 2004; 378(1,2): 110-4.

۱۳. باصفا م، صدرنژاد خ، قریشی س. ارزیابی مقایسه ای خصوصیات نیرو–خمش سیمهای نیکل–تیتانیوم. مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ۱۳۸۵؛ دوره ۲۴، شماره ۲: ۹–۱۷۱.

14. Buckthal JE, Mayhew MJ, Kusy RP, Crawford JJ. Survey of sterilization and disinfection procedures. J Clin Orthod 1986; 20(11): 759-65.
15. Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic arch wires over time. Aust Orthod J 1994; 13(3): 152-8.
16. Waters NE, Tonner RI. The characteristics of Ni-Ti wires in three point bending. part 2: Intra batch variation. Eur J Orthod 1994; 16(5): 421-5.
17. Odegaard J, Meling TR. The effect of short term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop: 2001; 119(3): 263-73.

۱۸. مخبر ن. اساتید راهنما: هروی ف، موید ه. بررسی آزمایشگاهی خوردگی سیم‌های ارتدنسی نیکل–تیتانیوم تحت تأثیر یون فلوراید. مقطع دکترای تخصصی، پایان نامه شماره ۲۶۳،دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۳–۱۳۸۲.

19. Walker MP, White RJ, Kula KS. Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium based wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 127(6): 662-9.
20. Peck S, Peck H. Crown dimensions and mandibular incisor alignment. Angle Orthod 1972; 42(2): 148-53.
21. Edie JW, Andreasen GF, Zaytoun MP. Surface corrosion of Nitinol and stainless steel under clinical condition. Angle Orthod 1981; 51(4): 319-24.