

ارزیابی مقایسه ای نسبت نیرو - خمش سیم های ارتدنتیسی استینلس استیل موجود در بازار ایران

دکتر محمد باصفا*#، دکتر سید مجتبی زبرد**، دکتر حبیب جهانبازی***

* دانشیار گروه ارتدنتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

** استادیار متالورژی دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد

*** متخصص ارتدنتیسی

تاریخ ارائه مقاله: ۸۴/۵/۱۲ - تاریخ پذیرش: ۸۴/۱۱/۱

Title: Evaluation of load-deflection rate of stainless-steel orthodontic wires available in Iran's commercial market

Authors:

Basafa M. Associate Professor*#, Zebarjad SM. Assistant Professor**, Jahanbazee H. Orthodontist

Address:

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

** Dept of Metallurgy, School of Engineering, Ferdosi University, Mashhad, Iran.

Introduction:

Different behavior of stainless-steel wires manufactured by different companies is observed in clinical situations. The purpose of this study was to compare the load-deflection rate of a specific size of stainless-steel wire from different companies which are available in Iran's commercial market. This comparison allows classification of these wires and also the wire with best characteristics will be clarified.

Materials & Methods:

This experimental study was carried on cross-sectional base. Round 0.016 inch stainless-steel wires from 9 different companies were used in this investigation. 14 wires from each company were chosen on random base. 14 Wires from each company were divided in two groups of 7, group A and B with 3 and 1.5mm deflection respectively. The tests were done using Zwick testing machine model Z250. Loading and Unloading forces of wires in predetermined distances were measured. The total of 126 tests were measured. Upon these measurements, the load-deflection curve was drawn. Using SPSS software the one-way analysis of variance (ANOVA) was done and each wire from a company was compared to other companies using Tukey analysis.

Results:

The load deflection curves obtained were similar to typical curve of stainless-steel wires. The one-way analysis of variance (ANOVA) showed that there was no significant difference between the wires belonged to group A in three different deflection, i.e. 2.5, 2, and 1.5mm at a level of 5%, but the difference between the wires belonged to group B in 1.5 mm deflection was significant ($P < 0.001$).

Conclusion:

In this study it was found out that among the 9 different wires, tested, the RMO wires produced the minimum force levels and Dentaurum wires produced the maximum force levels in both groups. This means that RMO wires had better tissue compatibility. Moreover, it was found out that even the wires made by the same factory did not have a similar behavior. Among the tested wires, the Ortho technology wires had minimum and the GAC ones had maximum similarity to each other.

Key words:

Load-deflection rate, three-bracket bending test, stainless steel wire.

Corresponding Author: m.Basafa@yahoo.com

Journal of Dentistry. Mashhad University of Medical Sciences, 2006; 30: 15-24.

چکیده

مقدمه:

تجربیات بالینی حاکی از این است که بعضی از سیم‌های استینلس استیل به ظاهر یکسان، در عمل دارای ویژگی‌های مکانیکی یکسان نبوده و به یک شکل عمل نمی‌کنند. هدف از پژوهش حاضر این بود که سیم‌های استینلس استیل موجود در بازار ایران

مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته و با اندازه‌گیری نسبت نیرو-خمشی در آنها، این سیم‌ها طبقه‌بندی و به انتخاب سیم مناسب برای مصارف درمانی کمک شود.

مواد و روش‌ها:

این پژوهش از نوع تجربی-توصیفی است و به صورت مقطعی صورت گرفته است. در این پژوهش ۹ نوع سیم استینلس استیل با مقطع $0.16 \pm$ اینچ و از هر نوع ۱۴ عدد در دو گروه ۷ تایی A و B با روش «تست خمش سه برکتی» توسط دستگاه دستگاه Zwick مدل Z250، به ترتیب با خمش‌های ۳ و ۵/۱ میلی متر مورد آزمایش قرار گرفت. در مجموع ۱۲۶ آزمایش انجام شد. سپس جداول، نمودارها و منحنی نیرو-خمشی مربوط به هر سیم ترسیم گردید. با کمک نرم افزار SPSS و توسط آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) تجزیه و تحلیل آماری صورت گرفت و هر سیم با ۸ سیم دیگر توسط آنالیز Tukey مقایسه شد و نتیجه گیری نهایی به عمل آمد.

یافته‌ها:

اگر چه منحنی‌های بدست آمده شکل کلی منحنی سیم‌های استینلس استیل را دارا بود ولی بین میزان نیروی اعمال شونده از سوی سیم‌های هر دو گروه در نواحی مختلف خمش هنگام باربرداری تفاوت‌های آماری معنی‌دار وجود داشت ($P < 0.001$).

نتیجه گیری:

در این بررسی مشخص شد که از میان ۹ نوع سیم مورد بررسی، سیم‌های RMO (راکی ماونتین) و دنتاروم به ترتیب کمترین و بیشترین میزان نیرو را اعمال می‌کنند. از طرف دیگر مشخص شد که بسته بندی سیم‌های GAC و Ortho technology به ترتیب دارای کمترین و بیشترین پراکندگی (تنوع) در ساخت می‌باشند.

واژه‌های کلیدی:

نسبت نیرو-خمشی، تست خمش سه برکتی، سیم استینلس-استیل.

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد / سال ۱۳۸۵ جلد ۳۰ / شماره ۱ و ۲

مقدمه:

سیم‌های Nitinol خواص مکانیکی متفاوتی نسبت به سیم‌های استیل دارند. این خواص موجب می‌شود به راحتی خم شوند و بتوان آنها را درون براکت بست^(۱). Kusy و همکار او در سال ۱۹۸۱ خواص مکانیکی سیم‌های Ni-Ti و بتا تایتانیوم، کروم-کبالت و استیل را مورد مقایسه قرار دادند. نتایج بدست آمده نشان داد که از سیم Ni-Ti در مرحله اول و از سیم بتا-تایتانیوم در مرحله دوم درمان - که آرچ واپیری با خواص انعطاف پذیری کمتر مورد نیاز است- می‌توان استفاده کرد و سیم‌های استیل و کروم-کبالت بعنوان آرچ واپر انتخابی جهت مرحله انتهایی درمان و در مواردی که احتیاج به ثبات فرم قوس است مناسب هستند^(۲).

Kaplia در سال ۱۹۸۹ خواص مکانیکی سیم‌های استیل، کروم کبالت، Nitinol، بتا تایتانیوم و مولتی استرند را با یکدیگر مقایسه نمود. وی اظهار

با روی کار آمدن آلیاژ استینلس استیل، مصرف آلیاژهای فلزی گرانبها در ارتدسنسی منسوخ گردید. به این ترتیب به دلیل خصوصیات بهبود یافته و قیمت پایین تر، آلیاژ استینلس استیل به عنوان ماده مورد استفاده در آرچ واپرها جایگزین طلا شد. معمولاً ترکیب آلیاژ این ماده دارای ۷۱٪ آهن، ۱۸٪ کروم، ۸٪ نیکل و کمتر از ۲٪ کربن می‌باشد^(۱).

Andresen و همکار او در سال ۱۹۷۸ خواص مکانیکی سیم استیل و Nitinol را مورد مقایسه قرار دادند. آزمایش‌ها نشان داد که تا خمش ۳۵ تا ۴۰ درجه، سیم $0.14 \pm$ اینچ استیل نیرویی مشابه با سیم Nitinol $0.18 \pm$ اینچ وارد می‌کند. میزان برگشت به حالت اولیه بعد از خمش 90° در سیم استیل، 60° ولی در Nitinol 85° بود. آنها این گونه نتیجه گرفتند که

نتایج نشان داد که سیم استیل کمترین اصطکاک را در محل تماس براکت با سیم فراهم می آورد^(۷). هدف از انجام این پژوهش این بود که با استفاده از تست خمش سه براکتی - که تا حدود زیادی تقلید کننده شرایط محیط دهان می باشد - سیم های استینلس استیل رایج در بازار ایران که در مطالعات قبلی مورد آزمایش قرار نگرفته و در کشور ما استفاده می شوند مورد بررسی و مقایسه قرار گیرند. امید است با استفاده از نتایج این پژوهش بتوان به انتخاب سیم یا سیم های استینلس استیل مناسب برای مصارف درمانی کمک نمود^(۸).

مواد و روش ها:

این پژوهش از نوع تجربی - توصیفی است و بصورت مقطعی صورت گرفت. نمونه های پژوهش شامل ۹ نوع مختلف سیم استینلس استیل با سطح مقطع گرد ۰/۰۱۶ - اینچ (۰/۴۱ میلیمتر) بود. سیم ها همگی از نوع مستقیم بوده و بصورت تصادفی از نمایندگی های هر شرکت تهیه شدند. جهت اطمینان از نوع جنس، علت خرید بیان نشد. هر یک از سیم ها با علامت اختصاری ذکر شده در جدول نامگذاری شد (جدول ۱).

داشت که سیم استیل به دلیل قابلیت فرم پذیری، سازگاری نسبی، ثبات محیطی، سختی، انعطاف پذیری و قیمت مناسب، هنوز هم به عنوان یکی از پرطرفدارترین آرچ وایرها می باشد. علاوه بر آن، سختی بالای این سیم موجب می شود که در مقابل نیروهای کششی داخل و خارج دهان تغییر شکل ندهد و از آن بتوان در مراحل نهایی درمان استفاده نمود^(۴).

Oltjen و همکاران در سال ۱۹۹۷، ۲۴ نوع سیم استیل و نیکل تایتانیوم با اندازه های مختلف را با دو روش خمش سه نقطه ای و سه براکتی مورد آزمایش قرار دادند و سیم ها تا حد ۳ میلیمتر خم شدند. نتایج حاصل از آنالیز آماری در قسمت باربرداری منحنی ها نشان داد که در روش خمش سه براکتی، سختی ۱/۵ تا ۴ برابر روش سه نقطه ای است^(۵).

Yang در سال ۲۰۰۱ نسبت نیرو - خمش سیم استیل ساده و مولتی لوپ را با یکدیگر مقایسه نمود. نتایج نشان داد که نسبت نیرو - خمش سیم های مولتی لوپ نسبت به استیل بدون لوپ ۷/۵۴:۱ می باشد^(۶).

Krishnan و همکاران در سال ۲۰۰۴ خواص مکانیکی و خصوصیات سطحی سه نوع سیم استیل، TMA و Ti-Molium را با هم مقایسه کردند.

جدول ۱: انواع سیم های بکار رفته و علایم اختصاری آنها

نام شرکت سازنده	آدرس
Dentaurum (T1)	Dentaurum Co. Ispringen- Germany
Ortho technology (T2)	17401 Park Blvd. Tampa, Florida 33647
All star (T3)	Columbus, In U.S.A
Tiger (T4)	Bohemia, NY 11716 U.S.A
3M Unitek (T5)	2724 South Peck Rood Monrovia, CA 91016 U.S.A
GAC (T6)	U.S.A
Ortho Organizers (T7)	1619 S.Rancho Santa Fe. Rd. San Marcos CA U.S.A
American Orthodontics (T8)	1714 Cambridge Avenue, Sheboygan, WI U.S.A
R.M.O (T9) (Roky Mountain)	1.800 RMO. Ortho U.S.A

مدل آزمایش (فیکسچر) به نحوی طراحی شد که حرکت سیم تا حد امکان مشابه وضعیت حرکت آن در دهان باشد. مدل طراحی شده در این پژوهش شامل دو نیم استوانه به قطر ۶ میلیمتر بود. دو براکت فلزی استاندارد اج و ایز پرمولر اول فک بالا با اندازه Slot $0.30 \times 0.18 \times 0.07$ اینچ و پهنای ۳ میلیمتر^۱ توسط چسب^۲ Super Glue روی دو نیم استوانه به نحوی چسبانده شدند که فاصله سطوح مجاور (داخلی) براکت ها از یکدیگر ۱۳ میلیمتر بود. این فاصله برگرفته از مطالعه Nanda می باشد^(۹). پایه که روی آن هم یک براکت چسبانده شده بود روی قسمت متحرک دستگاه نصب گردید (شکل ۱).



شکل ۱: فیکسچر و نمونه سیم در حالت خمش

برای انجام تست، پایه های بالایی و پایینی طراحی شده در جای خود ثابت گردید. Slot هر سه براکت در امتداد یک خط قرار داده شد. از هر سیم ۳۰ میلیمتر

تعداد نمونه ها با توجه به مشاوره آماری انجام شده و پس از یک مطالعه اولیه (Pilot study) انتخاب شد. سپس با استفاده از واریانس به دست آمده و فرمول مربوطه، حجم نمونه محاسبه گردید و سرانجام ۷ عدد از هر سیم کافی اعلام شد. برای اندازه گیری نسبت نیرو-خم از روش تست خمش سه براکتی استفاده شد.

دستگاه مورد استفاده جهت انجام تست دستگاه Zwick مدل Z250 ساخت کشور آلمان بود. این دستگاه در دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی و در آزمایشگاه خواص مکانیکی مواد گروه مهندسی متالورژی موجود می باشد. این دستگاه قابلیت انجام تست های مختلف همچون کشش، خمش و فشار را تا نیروی ۲۵۰ KN دارد. دستگاه به یک کامپیوتر متصل است و از برنامه نرم افزاری ویژه ای به نام X-pert test جهت انجام انواع تست ها برخوردار می باشد.

برای انجام پژوهش، باید شرایط انجام آزمایش در نرم افزار X-pert test تعریف می شد. ابتدا نوع ماده تست شونده (فلز) انتخاب شد. تنظیم سایر پارامترها برای انجام این پژوهش از این قرار بود:

* Diameter (قطر): 0.41 میلیمتر

* Deflection (خمش): $1/5$ و 3 میلیمتر

* Cross head speed (سرعت حرکت میله عمودی

دستگاه): $1/27$ میلیمتر (0.05 اینچ) بر دقیقه

* Setup: Auto return* دستگاه در حالت off قرار

داده شده تا پس از خمش $1/5$ و 3 میلیمتر Cross-head به جای اول خود برنگردد و در حالت باربرداری نیز میزان نیرو ثابت گردد.

* Direction: جهت حرکت Cross-head ابتدا از بالا به

پایین تا خمش $1/5$ و 3 میلیمتر و سپس از پایین به بالا تا خمش صفر تعریف گردید.

* Preload: در حالت 0.5 نیوتن قرار داده شد

1. Dentaurum Ulteration
2. Super Glue, Alteco Japan

تعریف شده برای سیم های هر دو گروه محاسبه گردید و سپس از آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) برای مقایسه نیروهای ۹ نوع سیم استفاده شد. از تست Tukey برای مقایسه هر سیم با ۸ نوع سیم دیگر استفاده گردید. میزان حداکثر نیروی بارگذاری در خمش ۳ میلیمتر برای سیم های گروه A و در خمش ۱/۵ میلیمتر برای سیم های گروه B نیز محاسبه گردید. میزان افت نیرو در گروه A و B پس از رسیدن به حالت ۱/۵ میلیمتری ناحیه باربرداری نیز تعیین و با یکدیگر جداگانه مقایسه شد.

برای ارزیابی تنوع در ساخت سیمهای یک کارخانه از فرمول ضریب تغییرات $CV = SD/X \times 100$ استفاده گردید و پراکندگی در ساخت سیم ها توسط کارخانه های مختلف مقایسه شد. منحنی های گروه A و B با یکدیگر مقایسه شد.

یافته ها:

منحنی های بدست آمده از شباهت های کلی برخوردارند. در شکل های زیر فقط نمودار نیرو-خمش بدست آمده از دو سیم که یکی بیشترین و دیگری کمترین مقدار نیرو را اعمال میکرد، از هر گروه یک نمونه، نشان داده شده است. هر کدام از این منحنی ها، میانگین ۷ نمونه تست شده از یک نوع سیم می باشد. میزان خمش بر اساس واحد میلیمتر بر روی محور X ها و مقادیر نیرو بر اساس نیوتن^۵ بر روی محور Yها نشان داده شده است.

توسط Side cutter^۱ بریده و در Slot براکت ها قرار داده شد. با توجه به اینکه پهنای مزیو-دیستالی براکت ها ۳ میلیمتر و فاصله بین سطوح مجاور (داخلی) دو براکت پایه ۱۳ میلیمتر تعیین شده بود، فاصله بین براکت ها قبل از اعمال نیرو و هنگامی که براکت ها در یک راستا قرار می گرفتند ۵ میلیمتر می شد. این فاصله حدوداً برابر فاصله بین براکتی حین درمان ارتدنیسی در بیماران است. برای ثابت نگه داشتن سیم ها درون براکت از 2^۲ (O-ring) Dentalastics و 3^۳ Mosquito forceps استفاده شد.

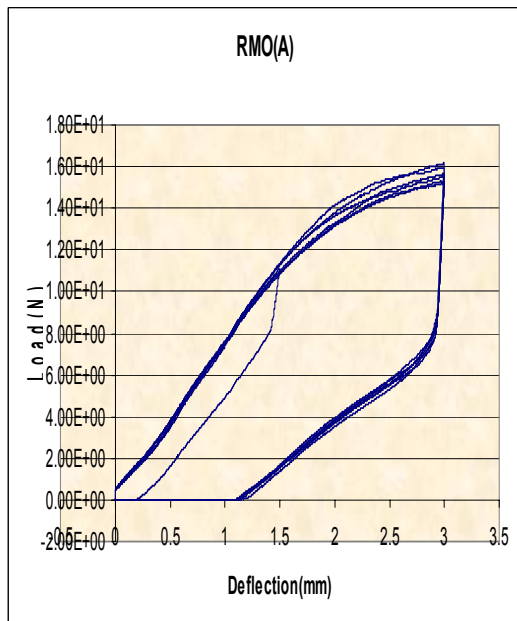
از هر یک از سیم های ۹ گانه، ۱۴ عدد انتخاب شد. ۷ عدد در گروه A و ۷ عدد در گروه B قرار داده شد. سیم های گروه A از صفر تا ۳ میلیمتر و سیم های گروه B از صفر تا ۱/۵ میلیمتر مورد اعمال نیرو و خمش قرار گرفت و مقادیر نیرو در حالت بارگذاری و سپس در حالت باربرداری در حالت های ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۱/۵ میلیمتری برای گروه A و در حالت ۱/۵ میلیمتری برای گروه B ثبت شد. مقادیر نیرو بر اساس واحد نیوتن با دقت ۲ رقم اعشار و مقادیر خمش بر اساس واحد میلیمتر با دقت ۳ رقم اعشار ثبت شد. تمام تست ها توسط یک عمل کننده^۴ انجام شد. اندازه گیری های انجام شده از ۱۲۶ سیم به نرم افزار Excel منتقل و نمودار نیرو-خمش سیم ها رسم شد. از آنجا که برای ارتدنتیست نیروی باربرداری (نیروی اعمال شونده بر دندانها از سوی سیم) حائز اهمیت است نه نیروی بارگذاری، نیروهای حالت باربرداری به عنوان معیار مقایسه در نظر گرفته شد.

برای آزمون آماری از نرم افزار SPSS استفاده شد. میانگین و انحراف معیار میزان نیروها در نواحی

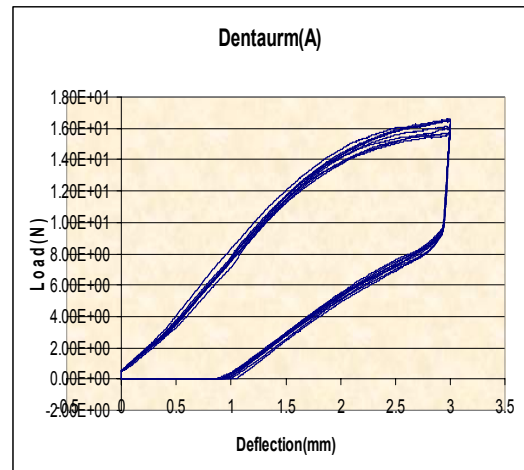
1. Side cutter: Dentaurum Company
2. Plastic ligatures: Dentaurum Company
3. Mosquito forceps: Dentaurum Company

5. واحد تبدیل نیوتن به گرم عبارتست از: $1N = 101/937gf$

۴. مهندس رشته متالورژی



نمودار ۴: سیم RMO (T9) از گروه A



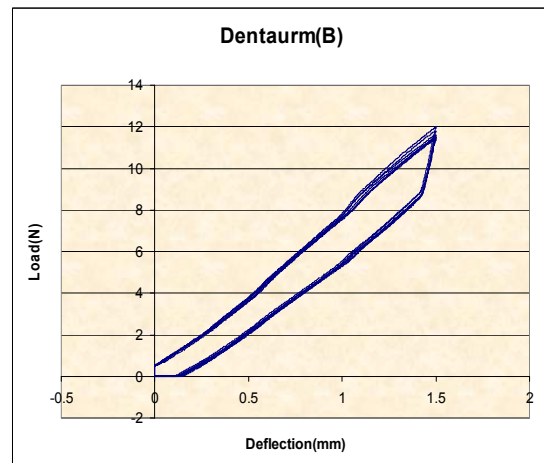
نمودار ۱: سیم Dentaurum (T1) از گروه A

همانطور که در این نمودارها دیده می شود در خمش ۳ میلیمتر در ناحیه باربرداری افت شدید نیرو دیده می شود.

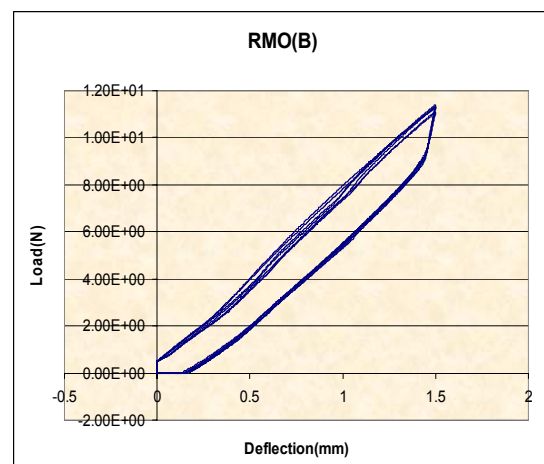
میانگین نیروی باربرداری ۹ نوع سیم در نواحی سه گانه ۲/۵، ۲، ۱/۵ میلیمتر از گروه A در جدول ۲ نشان داده شده است. همانطور که در جدول و نمودار مشاهده می شود بطور کلی سیم Dentaurum (T1) بیشترین میزان نیرو و سیم RMO (T9) کمترین میزان نیرو را در همه موارد اعمال می کند.

نتیجه آنالیز واریانس یکطرفه در سطح خطای ۵٪ برای مقایسه نیروی باربرداری ۹ سیم، نشان می دهد که اختلاف آماری معنی دار بین سیم های گروه A از نظر نیروی باربرداری وجود ندارد (جدول ۲).

آنالیز واریانس یکطرفه در سطح ۵٪ نشان می دهد که تفاوت معنی داری بین نیروی باربرداری ۹ سیم در گروه B وجود دارد ($P < 0.001$) (جدول ۳). نتیجه آزمون توکی در گروه B در جدول ۴ آورده شده است.



نمودار ۲: سیم Dentaurum (T1) از گروه B



نمودار ۳: سیم RMO (T9) از گروه B

جدول ۵: مقایسه میزان افت نیرو در ناحیه ۱/۵ میلیمتری حالت

باربرداری گروه A و B

انحراف استاندارد	میانگین	تعداد	گروه	نام سیم
۰/۱۷۴۹۷	۲/۷۷۸۲	۷	A	T _۱
۰/۱۶۷۶۲	۱۱/۵۱۴۳	۷	B	
۰/۱۰۸۷۵	۱/۹۵۸۶	۷	A	T _۲
۰/۱۲۵۳۶	۱۱/۰۷۱۴	۷	B	
۰/۰۵۷۰۵	۱/۹۱۴۲	۷	A	T _۳
۰/۲۰۰۰۰	۱۰/۶۰۰۰	۷	B	
۰/۱۰۴۵	۱/۶۶۵۰	۷	A	T _۴
۰/۲۴۳۰۰	۱۰/۷۲۸۶	۷	B	
۰/۱۶۱۲۹	۲/۰۱۶۱	۷	A	T _۵
۰/۱۹۸۸۱	۱۰/۷۵۷۱	۷	B	
۰/۲۰۲۵۵	۲/۶۴۸۵	۷	A	T _۶
۰/۲۳۴۰۱	۱۱/۶۸۵۷	۷	B	
۰/۲۳۰۰۲	۲/۴۷۷۱	۷	A	T _۷
۰/۱۸۱۲۷	۱۲/۹۴۲۹	۷	B	
۰/۱۲۷۹۱	۲/۳۳۵۶	۷	A	T _۸
۰/۲۰۵۸۷	۱۱/۴۲۸۶	۷	B	
۰/۱۰۱۷۰	۱/۵۷۳۵	۷	A	T _۹
۰/۲۴۹۷۶	۱۱/۳۲۸۴	۷	B	

بحث:

روش های مختلفی برای بررسی ویژگی های مکانیکی سیم ها به ویژه ویژگی نیرو-خمش وجود دارد. برای انجام این پژوهش روشی تست خمش سه براکتی انتخاب شد. این روش شباهت زیادی با روش کار ارتدنیسی دارد. در این روش ضمن این که سیم درون برکت بسته می شود، مستقیماً مقدار نیروی حاصل از یک مقدار مشخص خمش را می توان محاسبه کرد. البته باید خاطر نشان کرد که با تغییر نوع برکت، ترکیب بزاق و نوع Ligation، نتایج تغییر می کند که مشخص کردن اثر هر یک از این متغیرها مستلزم انجام پژوهش های جداگانه است. در این پژوهش تنها حرکات اکلوژو جینجیوالی سیم مورد آزمایش قرار گرفت. این روش می تواند برای حرکات باکولینگوالی نیز بکار رود. از نظر تئوری بنظر می رسد آزمایش هایی که در آنها رابطه تنش- کرنش محاسبه می شود، برای ارزیابی ها و محاسبات سودمندتر باشند، ولی آزمایش حاضر که بر مبنای محاسبه نسبت نیرو-خمش انجام شده است، از انطباق بیشتری با وضعیت های کلینیکی برخوردار است.

هر یک از نمودارها دو منحنی را نشان می دهد. منحنی بالایی مربوط به مرحله بارگذاری و منحنی پائینی مربوط به مرحله باربرداری است. منحنی های به دست آمده از ۹ نوع سیم تست شده در گروه های A و B بیانگر آن است که یک رابطه خطی بین میزان نیرو و خمش وجود دارد. به عبارت دیگر با افزایش نیرو، خمش نیز متناسب با آن افزایش می یابد. این تعریف برای سیم های استیل که از قانون Hook پیروی می کنند صادق است. این قانون رفتار الاستیک سیم ها را، وقتی که در قسمت خطی منحنی نیرو-خمش خود قرار دارند، تعریف می کند. در منحنی برگشت در گروه های A و B در تمام سیم ها افت ناگهانی نیرو مشاهده می شود. بطور کلی شکل منحنی های بدست آمده از هر دو گروه حاکی از آن است که هر قدر

جدول ۶: «پراکنندگی در ساخت» سیمهای کارخانه های مختلف

نام سیم	ضریب تغییرات
T _۶	۳۶/۷۴۳۷۷
T _۱	۳۶/۷۶۱۵۵
T _۷	۴۰/۶۱۰۳۶
T _۸	۴۰/۶۶۹۰۷
T _۵	۴۰/۷۲۸۱
T _۳	۴۱/۸۸۱۱۵
T _۴	۴۶/۷۹۸۹۲
T _۹	۵۸/۸۰۸۹۲
T _۲	۶۱/۶۱۷۶۱

در جدول ۵ نکته قابل توجه در مورد میزان افت نیرو در ناحیه ۱/۵ میلیمتر گروه های A و B، کاهش شدید افت نیرو در گروه A نسبت به گروه B می باشد. دلیل این امر را می توان این گونه توجیه کرد که سیم های گروه A جهت رسیدن به حد ۱/۵ میلیمتر، مسیره های ۳، ۲/۵، ۲ و ۱/۵ میلیمتر را پشت سر گذاشته اند و مقدار اعظمی از اثر کار سختی (Work hardening) ناشی از خمش ۳ میلیمتر را در هنگام باربرداری از دست داده اند. این در حالی است که در سیم های گروه B اثر کار سختی ناشی از خمش ۱/۵ میلیمتر در سیم به صورت نهفته باقی مانده است.

جدول ۶ میزان «پراکندگی در ساخت» سیم های ساخت کارخانه های مختلف را نشان می دهد. در پژوهش حاضر سیم های ساخت کارخانه اورتکنولوژی بیشترین پراکندگی و سیم های کارخانه GAC کمترین میزان پراکندگی در ساخت را از خود نشان دادند. البته با توجه به اینکه تعداد نمونه ها در هر گروه ۷ عدد بود، توصیه میشود تعداد بیشتری سیم برای ارزیابی میزان پراکندگی سیم های ساخت یک کارخانه مورد ارزیابی قرار گیرد تا بتوان با اطمینان بیشتری اظهار نظر کرد.

نتیجه گیری:

در پژوهش حاضر ۹ نوع سیم استیل با قطر ۰/۱۶ اینچ موجود در ایران مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. برای این بررسی از روش خمش سه براکتی استفاده شد. نتایج حاصل از این پژوهش به شرح زیر بود:

۱- سیم های استینلس استیل شرکت های مختلف در هر یک از خمش ها نیروی متفاوتی اعمال می کردند و اختلاف بین آنها معنی دار بود ($P < 0/001$).

۲- سیم های شرکت های دنتاروم و راکمی ماونتین به ترتیب دارای بیشترین و کمترین نسبت نیرو-خمش در ناحیه باربرداری بودند و تفاوت بین آنها از نظر آماری معنی دار بود ($P < 0/001$).

میزان خمش بیشتر باشد میزان افت نیرو در اولین لحظه باربرداری (رسیدن به حالتی که ارتباط بین خمش و باربرداری در سیم ها به صورت خطی در آید) بیشتر است.

از آنجا که تاکنون هیچ پژوهشی در مورد مقایسه نیرو-خمش سیم های مختلف گرد ۰/۱۶ اینچ استیل صورت نگرفته است، نمی توان نتایج این تحقیق را با پژوهش دیگری مقایسه کرد. لازم به ذکر است که در بسیاری از پژوهش ها مشاهده می شود که مثلاً سیم های گرد استیل یک شرکت را به عنوان نماینده سیم های استیل، با سیم های نیکل-تیتانیوم و یا بتا-تیتانیوم مقایسه و نسبت نیرو-خمش را ارزیابی کرده اند. با توجه به اینکه در این پژوهش شاهد اختلاف آماری معنی دار بین سیم های استیل شرکت های مختلف بودیم، مقایسه یک نمونه سیم استیل تولید شده توسط یک کارخانه با سیم های نیکل-تیتانیوم و یا بتا-تیتانیوم، نمی تواند بیانگر حقایق باشد.

در ارزیابی که در مطالعه Oltjen در سال ۱۹۹۷ بین سیم های استیل و نیکل-تیتانیوم انجام شد نشان داده شد که نیروی اعمال شونده از سوی سیم های استیل ۳/۵ تا ۷ برابر سیم های نیکل-تیتانیوم است^(۵). Kusy^(۱۱) این اختلاف را بین ۳ تا ۵ برابر، Burstone^(۱۲) ۴/۴ برابر و باصفا^(۱۳) ۵/۱ برابر نیروی سیم های نیکل-تیتانیوم گزارش کرده است. Oltjen نشان داد که در روش خمش سه براکتی میزان نیروی اندازه گیری شده ۱/۵ تا ۴ برابر میزان اندازه گیری شده نسبت به روش سه نقطه ای می باشد. دلیل آن این است که در روش خمش سه براکتی مجموع نیروی اصطکاک، نیروی اعمال شونده از سیم و نیروی Binding با یکدیگر اندازه گیری می شوند که می تواند نشان دهنده نیروی واقعی این سیم ها در شرایط بالینی باشد. بنابراین، این امر می تواند دلیل بالا بودن میزان نیرو در پژوهش حاضر باشد.

Ligation را مورد پژوهش قرار داد. همچنین می توان با طراحی دستگاه های مناسب، نسبت نیرو-خمش در سیم های استیل را طی حرکات باکولینگوالی مورد ارزیابی قرار داد.

تشکر و قدردانی:

این پژوهش با حمایت مالی و معنوی معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد و همکاری صمیمانه مسئولین و معاونت محترم پژوهشی دانشکده دندان پزشکی مشهد انجام شده است که بدین وسیله مراتب سپاسگزاری خود را از همه عزیزان اعلام می داریم. از جناب آقای دکتر جباری کارشناس محترم آمار به خاطر همکاری بی دریغ در سرپرستی کارهای آماری نیز صمیمانه تشکر می شود.

۳- افت نیرو در سیم های گروه A در نواحی مختلف باربرداری تفاوت معنی داری نداشت ولی این اختلاف در گروه B معنی دار بود ($P < 0/001$).

۴- منحنی های باربرداری در تمام فعال کردن ها یکسان بود.

۵- «ضریب پراکندگی در ساخت» در سیم های ساخت کارخانه های مختلف با یکدیگر تفاوت داشت. در بین سیم های مورد آزمایش، سیم های ارتوتکنولوژی بیشترین و سیم های GAC کمترین میزان پراکندگی در ساخت را نشان دادند.

توصیه به سایر محققین:

در رابطه با نسبت نیرو-خمش در سیم های استیل مورد استفاده در ارتدنیسی می توان اثر تغییر در نوع براکت، اثر تغییر در ترکیب بزاقت و نیز اثر تغییر در نوع

منابع:

1. Bishara SE. Text book of orthodontics. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 2001. P. 186.
2. Andreasen G, Morrow R. Laboratory and clinical analysis of nitinol wire. Am J Orthod 1978; 73: 142-51.
3. Kusy RP, Greenberg AR. Effects of composition and cross section on the elastic property of orthodontic wires. Angle Orthod 1981; 51: 325-41.
4. Kaplia S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod 1989; 96: 100-9.
5. Oltjen J, Duncanson M, Ghosh J, Nanda R, Curria G. Stiffness deflection behavior of selected orthodontic wires. Angle Orthod 1997; 67: 209-18.
6. Yang W, Kim B, Kim Y. A study of the regional load-deflection rate of multiple edgewise archwire. Angle Orthod 2001; 71: 103-9.
7. Krishnan V, Kumar J. Mechanical properties and surface characteristics of three Archwire Alloys. Angle Orthod 2004; 74: 825-31.
۸. جهانبازی حبیب. استاد راهنما: محمد باصفا، سید مصطفی زبرجد. ارزیابی مقایسه ای نسبت نیرو-خمش سیمهای ارتدنیسی استیتلس استیل موجود در بازار ایران. مقطع دکترای تخصصی، پایان نامه شماره ۲۹۶، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۴-۱۳۸۳.
9. Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997. P. 11.
10. Kusy RP, Stevens LE. Triple standard stainless steel wire: Evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloy alternatives. Angle Orthod 1987; 57: 18-32.
11. Burstone C, Qin B, Morton Y. Chinesees NiTi wire-a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985; 87: 445-52.
۱۲. قریشی، سعید. استاد راهنما: محمد باصفا، سید خطیب الاسلام صدرنژاد. ارزیابی مقایسه ای خصوصیات مکانیکی سیمهای ارتدنیسی از جنس نیکل-تایتانیوم رایج در بازار تجاری ایران. مقطع دکترای تخصصی، پایان نامه شماره ۲۵۹-ت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۳-۱۳۸۲.