Archive of SID

اثر کشش آغازین (Prestretching) بر کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی

حمید رضا فتاحی [*]**، علیرضا پورسیاح** [**]

[*] عضو مرکز تحقیقات ارتودنسی و دانشیار گروه ارتودنتیکس، دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز
[**] متخصص ارتودنسی

چکیده

بیان مساله: ضعف بنیادین زنجیرهای الاستیکی در وارد کردن نیرو، کاهش سریع نیروی آنها است. کشش آغازین به عنوان یکی از راه‌های مفید در کم کردن کاهش نیروی این الاستیک‌ها پیشنهاد شده است. اما مستندات در ارتباط با مقدار و روش کشش آغازین متفاوت می باشد.

هدف: این پژوهش، برای بررسی اثر کشش آغازین بر کم کردن کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی طرح ریزی شد.

مواد و روش: در این پژوهش آزمایشگاهی در آغاز، زنجیرهای الاستومری مصنوعی به دو گروه بخش شدند. 1. شاهد (پره استرچ نشده)، 2. گروه آزمایش (پره استرچ شده). گروه‌های آزمایش تا 33، 50، 100 و 200 درصد طول آغازین پره استرچ شدند. 4 گروه شاهد و 16 گروه آزمایش از 4 شرکت ارزیابی گردید. نمونه‌های گروه آزمایش با سرعت 30 میلی‌متر در دقیقه پره استرچ شدند. سپس، به مدت 5 ثانیه در همین طول تحت کشش نگه داشته شدند. پس از آن همه‌ی نمونه‌های گروه آزمایش تا طول 25 میلی‌متر کشیده و در این طول بر روی فریم، ثابت گردیدند. سپس، فریم‌ها در آب 37 درجه‌ی سانتی‌گراد قرار گرفتند. نیروی آنان در زمان‌های صفر، یک ساعت، 24 ساعت، یک و سه هفته پس از آغاز کشش (وارد کردن نیرو) اندازه‌گیری شد. داده ها با آزمون‌های آماری گرین هاوس- گیستر (Greenhouse-Geisser) و آنوا (ANOVA) و فریدمن (Friedman) واکاوی گردید.

یافته‌ها: کاهش نیروی زنجیر الاستومری مصنوعی در طی زمان در همه‌ی20 گروه رخ داد ($p < 0/01$). سریع‌ترین کاهش نیرو (نزدیک به نصف کل کاهش نیرو) در یک ساعت نخست رخ داد ولی با گذشت زمان سرعت کاهش نیرو کمتر شد. در همه‌ی گونه‌های زنجیر الاستومری مصنوعی مورد بررسی، کاهش نیروی گروه آزمون در طول 200 درصد کشش آغازین از گروه شاهد کمتر بود (0/001 تا $p < 0/01$).

نتیجه‌گیری: از آنجا که طول‌های متفاوت کشش آغازین بر گونه‌های زنجیر الاستومری مصنوعی تولید شرکت‌های گوناگون اثرات متفاوت دارد باید طول کشش آغازین مناسب برای هر گونه زنجیر الاستومری مصنوعی تعیین شود.

واژگان کلیدی: زنجیر الاستومری مصنوعی، کشش، پیش کشش، کاهش نیرو

تاریخ دریافت مقاله: 89/6/16 ، تاریخ پذیرش مقاله: 89/10/12 *Shiraz Univ Dent J 2011; 12(1): 26-33* **مقاله‌ی پژوهشی اصیل**

نویسنده‌ی مسوول مکاتبات : حمیدرضا فتاحی. شیراز، خیابان قصرالدشت، قم آباد، دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی، گروه ارتودنسی
تلفن: 0711-6289913 پست الکترونیک: fattahihr@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

درآمد

زنجیرهای الاستومری مصنوعی از زنجیره‌های الاستومری پلی‌مر پلی اورتان تشکیل شده‌اند، که بر اثر واکنش پلکانی پلی مری از مونومر -(NH)-(C=O)-O- ساخته شده اند. بر اثر این واکنش پلی مری (ایجاد باندهای آغازین) مولکول‌های خطی طویل تشکیل می‌شوند. در درون هر مولکول طویل خطی میان اتم‌های یک مونومر با اتم‌های مونومرهای غیرمجاور باندهای ضعیف ثانویه‌ای ایجاد می‌شود، که به مولکول خطی، شکل چین خورده (Folded) می‌دهد. این پیوندهای ثانویه به این مواد ویژگی انعطاف پذیری (Resiliency) و الاستیکی (Elasticity) می‌دهند. اگر نیروی کششی به این زنجیرها وارد شود، پیوندهای ثانویه می‌شکنند و زنجیرهای چین خورده صاف می‌شوند ولی با قطع وارد شدن نیروی کششی بیرونی، پیوندهای ثانویه دوباره تشکیل شده تا شکل صاف زنجیره‌ها، چین خورده و زنجیر الاستومری مصنوعی به شکل نخست خود برگردد. فرمول دقیق زنجیرهای الاستومری مصنوعی هر شرکت سرّی و ویژه‌ی آن شرکت است ولی آنچه مسلم است بخش اصلی این زنجیره‌های الاستومری پلی اتر یا پلی استر اورتان است [1 و 2].

ویژگی برگشت‌پذیری زنجیرهای الاستومری مصنوعی، آنان را برای وارد شدن نیروی ارتودنسی مناسب می‌سازد. اگر نیروی وارد شده به این مواد در محدوده‌ی الاستیک (Elastic range) باشد و از Elastic limit تجاوز نکند تغییر شکل این مواد موقتی بوده و به شکل نخست بر می‌گردد ولی اگر نیروی وارد شده از Elastic limit آنان تجاوز کند آنگاه پیوندهای آغازین میان مولکولی شکسته و تغییر شکل دایم رخ می‌دهد [2 و 3].

امروزه از زنجیرهای الاستومری مصنوعی در کارهای درمانی گوناگونی در درمانگاه ارتودنسی استفاده می‌شود. از این زنجیرهای الاستومری برای جابه‌جایی دندان‌ها، بستن فضا، اصلاح و مهار چرخش دندان استفاده می‌گردد [4 و 5].

زنجیرهای الاستومری مصنوعی دارای برتری‌های فراوان همچون استفاده‌ی آسان و سریع توسط درمانگر، نیاز نداشتن به همکاری بیمار ، ارزانی و بهداشت پذیرفتنی هستند [6 و 7].

زنجیره‌های الاستومری مصنوعی دارای عیب‌هایی نیز هستند، که مهم‌ترین آنها کاهش سریع و شدید نیروی آنهاست. به کاهش نیروی (Force degradation) زنجیرهای الاستومری مصنوعی در طی زمان در شرایطی که زنجیر الاستومری مصنوعی به طول ثابت نگه‌داشته شده است کاهش نیروی زنجیر الاستومری مصنوعی می‌گویند [7].

هر چند عامل قطعی کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی مشخص نیست ولی عوامل گوناگون زیر برای آن پیشنهاد شده است [8]:

1. عوامل محیطی: بزاق، آب ، دمای محیط (گرما)، PH محیط و آنزیم‌های محیط دهان

2. عوامل مکانیکی : سرعت کشش، شمار دفعات کشش و طول دوره‌های کشش

کاهش نیرو میان گونه‌های گوناگون زنجیره‌های الاستومری مصنوعی ساخت شرکت‌های گوناگون متفاوت است [2 و 3].

استفاده از کشش آغازین برای کم کردن کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی پیشنهاد شده است [2].

کشش آغازین یعنی کشیدن و رها کردن زنجیر الاستومری مصنوعی پیش از کشیدن زنجیرهای الاستومری مصنوعی برای کم کردن کاهش نیرو. ادعا شده است این کار با وارد کردن استرس آغازین به زنجیر الاستومری مصنوعی موجب کم کردن کاهش نیرو می‌شود [2].

چند پژوهش آزمایشگاهی درباره‌ی اثر کشش آغازین بر کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی گزارش شده که نتایج به دست آمده در این بررسی‌ها با یکدیگر همخوانی ندارد [2، 5، 15-9].

ونگ (Wong) انجام کشش آغازین به میزان یک سوم طول آغازین زنجیر الاستومری مصنوعی را برای کم کردن کاهش نیروی این مواد پیشنهاد کرد [2]. بروکس (Brooks) و همکار، استفاده از کشش آغازین را برای کم کردن کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی پیشنهاد نمودند [9].

پژوهشی هم نشان داد که انجام کشش آغازین بر زنجیرهای الاستومری مصنوعی بی‌فاصله موثر و بر زنجیر الاستومری مصنوعی با فاصله‌ی بی اثر است [5]. برانتلی (Brantley) و همکاران، استفاده از کشش آغازین را برای کم کردن کاهش نیروی زنجیر الاستومری مصنوعی موثر یافتند [10]. چنگ (Chang)، انجام کشش آغازین به میزان 100 درصد، 200 درصد و 300 درصد طول آغازین زنجیر الاستومری مصنوعی را بررسی کرده است. او انجام کشش آغازین به میزان 100 درصد طول آغازین زنجیر الاستومری مصنوعی را موجب کم کردن

www.SID.ir

Archive of SID

کاهش نیرو ولی به میزان 200 درصد ،300 درصد طول آغازین را موجب زیاد کردن کاهش نیروی زنجیره‌های الاستومری مصنوعی یافت [11]. ویلیام (William) و همکاران، انجام کشش آغازین را موجب کم کردن کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی یافتند ولی به علت کمی این کم کردن کاهش نیرو انجام کشش آغازین را پیشنهاد نکردند [12]. استوری (Storie) و همکار، اثر کشش آغازین را کم و انجام آن را در مطب بی ارزش دانستند [13]. پژوهشی دیگر انجام کشش آغازین به میزان 50 درصد طول آغازین به مدت یک دقیقه را برای کم کردن کاهش نیرو پیش از استفاده از زنجیر الاستومر مصنوعی در دهان پیشنهاد می‌کند [14]. نادا (Nanda)، در کتاب خود با تکیه بر بررسی‌های پیشین [2 و 5] انجام کشش آغازین را پیشنهاد کرد [15].

با توجه به اینکه بررسی‌های پیشین به هم رایی نرسیده و ابهام دارد و از سویی دیگر اهمیت این‌کار بر میزان نیروی آغازین و کاهش نیروی الاستیک چین‌ها مبهم است، بررسی کنونی جهت پاسخگویی به پرسش‌های زیر طرح ریزی شد. کشش آغازین بر کم کردن کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی اثر دارد یا خیر، اثر مقدارهای گوناگون کشش آغازین بر کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی چیست و پاسخ زنجیرهای الاستومری مصنوعی ساخت شرکت‌های گوناگون با یکدیگر همانند است یا خیر.

مواد و روش

در این بررسی آزمایشگاهی (Experimental)، برای تعیین اثر کشش آغازین بر کاهش نیرو، زنجیرهای الاستومری مصنوعی در دو گروه شاهد (کشش آغازین نشده) و آزمایش (کشش آغازین شده) قرار گرفتند. مقدارهای طولی متفاوت کشش آغازین آزمایش شد تا آشکار شود کدام مقدار طولی کشش آغازین بر کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی موثر تر است. 4 طول 33 درصد، 50 درصد، 100 درصد و 200 درصد طول آغازین برای کشش آغازین آزمایش شده بنابراین گروه آزمایش بر پایه‌ی مقدار کشش آغازین به 4 زیر گروه تقسیم شد. با توجه به تفاوت احتمالی ترکیب شیمیایی و پاسخ مکانیکی، زنجیرهای الاستومری مصنوعی 4 شرکت بزرگ تولید کننده‌ی مواد و وسایل ارتودنسی (دنتاروم (Den) آلمان و ارتوتکنولوژی (OT)، امریکن (Am)، و جی انداج (G&H)) ساخت کشور آمریکا آزمایش گردید. بنابراین شمار گروه‌های گروه شاهد و آزمایش 4 برابر شد. یعنی گروه شاهد به 4 گروه و همچنین 4 زیر گروه آزمایش به 16 گروه بخش شدند.

گروه شاهد
- Pre.0% ← گروه .Den، گروه.OT، گروه.Am، گروه G&H

گروه آزمایش
- 33درصد.Pre ← گروه .Den، گروه.OT، گروه.Am، گروه G&H
- 50 درصد .Pre ← گروه .Den، گروه.OT، گروه.Am، گروه G&H
- 100درصد.Pre ← گروه .Den، گروه.OT، گروه.Am، گروه G&H
- 200درصد.Pre ← گروه .Den، گروه.OT، گروه.Am، گروه G&H

در هر گروه 10 نمونه وجود داشت هر نمونه یک قطعه‌ی 4 حلقه‌ای (متناسب با فاصله دندان کانین تا دندان مولر نخست) زنجیر الاستومری مصنوعی بی‌درنگ شفاف بود. نمونه‌های گروه آزمایش در آغاز با دستگاه اینسترون مدل Zwic/Roell-Zo20 زیر کشش با سرعت ثابت 30 میلی‌متر در دقیقه و به مدت 5 ثانیه نگه داشته کشش آغازین شدند. سپس همه‌ی نمونه‌های گروه‌های شاهد و آزمایش تا طول ثابت 25 میلی‌متر کشیده (stretch) شده و سپس بر روی فریم‌ها، ثابت شدند. این فریم‌ها از بیس آکریلی ساخته شده بودند و بر روی آنان دو ردیف میخ فولادی با فاصله‌ی ثابت 25 میلی‌متر (متناسب با فاصله وسط دندان کانین تا وسط دندان مولر نخست بالا) قرار داشت. سپس فریم‌های حامل نمونه‌ها به محیط آب 37 درجه‌ی سانتی‌گراد (برای شباهت به دهان) منتقل شد. نیروی نمونه‌های گروه‌ها در زمان‌های صفر، یک ساعت، 24 ساعت، یک هفته و سه هفته پس از آغاز Stretching به کمک دستگاه اینسترون و با دقت گرم و با سرعت سی میلی‌متر در دقیقه اندازه‌گیری و ثبت گردید. پس از آن میانگین نیروی هر گروه در هر زمان ارزیابی (جدول 1) و واکاوی آماری تفاوت نیروی گروه شاهد و آزمایش با استفاده از آزمون‌های آماری آنوا، فریدمن و گرین هاوس- گیسر انجام شد.

یافته‌ها

همان گونه که جدول‌های 1 و 2 نشان می‌دهد نتایج به دست آمده در طول‌های گوناگون کشش آغازین متفاوت بوده است. یافته‌ها به گونه‌ی جداگانه در زیر خواهد آمد.

*** گروه‌های شاهد در برابر گروه‌های آزمون با کشش آغازین 33 درصد**

هر چند در زمان صفر در زنجیر الاستومری مصنوعی OT میان نیروی گروه آزمون با گروه شاهد تفاوت وجود نداشت ولی در همین زمان میان گروه آزمایش و شاهد G&H ، Den وAm تفاوت معنادار بود، که نیروی گروه آزمایش از گروه شاهد .Am و .Den کمتر ولی در برند .G&H بیشتر است. در زمان یک ساعت تنها در

www.SID.ir

Archive of SID

جدول 1 *میانگین نیرو (بر پایه‌ی گرم) و درصد کاهش نیروی کشش تا طول 25 میلی‌متر در گونه‌های زنجیرهای الاستومری مصنوعی در زمان‌های گوناگون بر پایه‌ی میزان کشش آغازین*

گروه‌های مقایسه	درصد طولی کشش آغازین (درصد)	نیرو در زمان‌های گوناگون میانگین					درصد کاهش نیرو از کل نیروی آغازین	
		صفر	یک ساعت	24 ساعت	یک هفته	سه هفته	یک هفته (درصد)	سه هفته (درصد)
Dentaurum	0	730	543	436	321	302	25	59
	33	653	482	414	328	318	26	51
	50	770	556	449	317	300	27	61
	100	714	517	418	339	333	27	53
	200	559	460	402	329	314	17	43
Orthotechnology	0	759	475	317	212	210	39	72
	33	764	464	306	211	208	39	72
	50	754	455	303	196	193	39	74
	100	761	458	288	192	180	39	76
	200	671	436	273	211	201	35	70
American Orthodontics	0	825	463	429	215	198	43	76
	33	806	462	409	213	205	42	74
	50	797	727	392	187	181	46	77
	100	802	451	399	198	190	43	76
	200	666	444	400	210	183	33	71
G&H	0	850	501	439	190	169	40	80
	33	871	500	445	194	174	42	80
	50	844	537	477	235	210	36	72
	100	872	580	513	244	219	33	76
	200	764	556	491	250	227	27	70

زنجیر الاستومری مصنوعی .Den تفاوت آماری معنادار و نیروی گروه آزمایش از گروه شاهد کمتر بود. در زمان‌های 24 ساعت، یک و سه هفته در هیچ یک از گونه‌های زنجیر الاستومری مصنوعی نیروی گروه آزمایش با گروه شاهد تفاوت آماری نشان نداد.

*** گروه‌های شاهد در برابر گروه‌های آزمون با کشش آغازین 50 درصد**

در زمان صفر تنها برند Am تفاوت آماری معنادار داشت، که نیروی گروه آزمایش از گروه شاهد کمتر بود. در زمان یک ساعت تنها زنجیر الاستومری مصنوعی G&H و .Am تفاوت آماری نشان دادند، که نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. در زمان 24 ساعت تنها برند Am و G&H تفاوت آماری نشان دادند، که در Am نیروی گروه آزمایش کمتر از گروه شاهد ولی در G&H نیروی گروه آزمایش بیشتر ازگروه شاهد بود. در زمان‌های یک و سه هفته میان نیروی گروه آزمایش و شاهد OT، Am و G&H تفاوت آماری بود. نیروی گروه آزمایش OT,Am از گروه شاهد کمتر ولی نیروی گروه آزمایش G&H از گروه شاهد بیشتر بود. تفاوت آماری میان نیروی گروه آزمایش و شاهد Den تنها در پایان هفته نخست معنادار گزارش شد، که نیروی گروه آزمایش کمتر از گروه شاهد بود.

*** گروه‌های شاهد در برابر گروه‌های آزمایش با کشش آغازین 100 درصد**

در زمان صفر تنها گروه آزمایش Am و G&H با گروه شاهد تفاوت آماری داشت،که در برند Am نیروی گروه آزمایش از گروه شاهد کمتر ولی در برند G&H نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. در زمان یک ساعت تفاوت آماری میان گروه شاهد و آزمایش تنها در برند G&H معنادار گزارش شد، که نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. در زمان 24 ساعت در مقایسه‌ی گروه شاهد با گروه آزمایش G&H ، Am و OT تفاوت آماری معنادار است که در برندهای OT و Am نیروی گروه آزمایش از گروه شاهد کمتر ولی در برند G&H نیروی گروه آزمایش از گروه شاهد بیشتر بود. در زمان‌های یک و سه هفته در برندهای G&H و OT تفاوت آماری دیده شد، که در برند OT نیروی گروه آزمایش کمتر از گروه شاهد ولی در برند G&H نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. تفاوت نیروی گروه آزمایش و شاهد .Den در زمان یک هفته معنادار گزارش شد، که

www.SID.ir

Archive of SID

جدول 2 *تفاوت آماری نیروی Stretching تا طول 25 میلی‌متر در زمان‌های گوناگون میان گروه شاهد [کشش آغازین صفر درصد با گروه‌های آزمایش] [کشش آغازین 33، 50، 100 و 200 درصد] گونه‌های گوناگون زنجیره‌های الاستومری مصنوعی با استفاده از آزمون آماری آنوا و POST HOC TEST*

Control/Test	درصد طولی کشش آغازین (درصد)	زمان‌های اندازه‌گیری نیرو				
		صفر	یک ساعت	24 ساعت	یک هفته	سه هفته
Dentaurum	33	0/044*	0/046*	0/369	0/997	0/874
	50	0/584	0/970	0/827	0/018*	1/000
	100	0/971	0/745	0/556	0/002***	0/219
	200	0/000***	0/003**	0/048*	0/994	0/955
Orthotechnology	33	0/864	0/741	0/729	0/997	0/999
	50	0/881	0/182	0/170	0/018*	0/20**
	100	0/996	0/335	0/000***	0/002**	0/000***
	200	0/000***	0/001**	0/000***	0/999	0/377
American Orthodontics	33	0/001*	1/000	0/122	0/994	0/509
	50	0/000***	0/002**	0/000***	0/001**	0/006**
	100	0/000***	0/645	0/006**	0/065	0/431
	200	0/000***	0/236	0/009**	0/893	0/616**
G&H	33	0/031*	1/000	0/976	0/982	0/962
	50	0/871	0/013*	0/004***	0/000***	0/000***
	100	0/021*	0/000***	0/000***	0/000***	0/000***
	200	0/000***	0/000***	0/000***	0/000***	0/000***

Significant < 0/05 * Significant < 0/01 ** Significant <0/001 ***

نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود.

*** گروه‌های شاهد در برابر گروه‌های آزمایش با کشش آغازین 200 درصد**

در زمان صفر نیروی همه‌ی گونه‌های زنجیر الاستومری میان گروه آزمایش و شاهد تفاوت معنادار نشان دادند و در همگی نیروی گروه آزمایش کمتر از گروه شاهد بود. در زمان یک ساعت زنجیرهای الاستومری مصنوعی .OT,Den و G&H تفاوت آماری داشتند، که در .Den و OT نیروی گروه آزمایش کمتر از گروه شاهد ولی در G&H نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. در زمان 24 ساعت همه‌ی گونه‌های زنجیرهای الاستومری مصنوعی میان گروه آزمایش با گروه شاهد تفاوت آماری داشتند، که درDen ، OT و Am نیروی گروه آزمایش کمتر از گروه شاهد ولی در G&H نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. در زمان یک هفته تنها در G&H تفاوت آماری میان گروه آزمایش و شاهد معنادار گزارش شد، که نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. در زمان سه هفته تنها در .Am و G&H تفاوت آماری وجود داشت، که در .Am نیروی گروه آزمایش کمتر از گروه شاهد ولی در برند G&H نیروی گروه آزمایش بیشتر از گروه شاهد بود. جدول 1 درصد کاهش نیرو را برای گونه‌های گوناگون زنجیر الاستومری مصنوعی نشان می‌دهد.

بحث

در همه‌ی برندها بیشترین کاهش نیرو در یک ساعت نخست رخ داده است و با گذشت زمان سرعت کاهش نیرو کاهش یافته است. بیشترین نیروی آغازین را زنجیر الاستومری مصنوعی G&H داشت ولی شدیدترین کاهش نیروی کل نیز در همین برند دیده شد. کمترین نیروی آغازین و همچنین کمترین کاهش نیرو را از زنجیر الاستومری مصنوعی Den نشان داد. بیشترین نیروی باقی مانده در زنجیر الاستومری مصنوعی Den و کمترین نیروی باقی‌مانده در زنجیر الاستومری مصنوعی Am گزارش گردید.

پژوهش رمضان‌زاده (Ramazanzadeh) و همکاران، همانند بررسی کنونی نشان داد، که کاهش نیرویی در الاستیک چین‌های امریکن بیشتر از دنتاروم در طی سه هفته بوده است [16]. از سویی دیگر، در همه‌ی انواع زنجیر الاستومری مصنوعی میزان کاهش نیروی گروه آزمایش200 درصد کشش آغازین از گروه شاهد کمتر بود. این پژوهش که اثر کشش آغازین بر کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی را مورد بررسی قرار می‌دهد نشان داد، که پاسخ گونه‌های گوناگون زنجیر الاستومری مصنوعی با مقادیر متفاوت کشش آغازین گوناگون است و کشش آغازین

www.SID.ir

Archive of SID

می‌تواند موجب کاهش یا زیاد کردن کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی گردد ولی در همه‌ی گونه‌های زنجیر الاستومری مصنوعی مورد بررسی، کشش آغازین به مقدار 200 درصد طول به مدت 5 ثانیه موجب کم کردن کاهش نیرو گردید هر چند این میزان کم کردن کاهش نیرو در حد 10 تا پنج گرم بوده و اهمیت این موضوع از لحاظ بالینی نیاز به بررسی‌های تجربی دارد.

کیم (Kim) و همکاران[1] در پژوهش خود، کشش آغازین به مقدار 100 درصد طول آغازین را بررسی و بیان کردند، که نیروی گروه آزمایش در یک ساعت نخست کمتر از گروه شاهد و در دیگر زمان‌ها همانند بود و چون نیروی گروه آزمایش تنها در یک ساعت نخست کمتر از گروه شاهد و در دیگر زمان‌ها همانند بود فایده‌ی کشش آغازین از نظر بالینی پرسش برانگیزی است، که نتیجه‌ی این پژوهش با بررسی کنونی همخوانی ندارد. این تفاوت احتمالاً می‌تواند به اختلاف در طول زمان کشش آغازین (یک ساعت، 24 ساعت، یک و دو هفته در برابر 5 ثانیه در پژوهش کنونی) مربوط باشد.

استیونسون (Stevenson) [14] و همکاران، کشش آغازین به مقدار 50 درصد طول آغازین به مدت یک دقیقه را برای کم کردن کاهش نیرو پیشنهاد کردند. در بررسی کنونی کشش آغازین به مقدار 50 درصد طول آغازین در یک گونه زنجیر الاستومری مصنوعی موجب کم کردن کاهش نیرو ولی در سه نوع دیگر موجب زیاد کردن کاهش نیرو شد. احتمالاً دلیل این تفاوت اختلاف نوع زنجیر الاستومری مصنوعی مورد بررسی بود.

جدول 3 *چکیده‌ای از روش و یافته‌های بررسی‌های گذشته در ارتباط با کشش آغازین*

نتایج	اینسترون با سرعت	دستگاه اندازه‌گیری نیرو	محیط نگهداری زنجیرهای الاستومری مصنوعی در طی stretching	زمان اندازه‌گیری نیروی stretching	روش stretching	طول زمان کشش آغازین	میزان کشش آغازین	گونه‌ی زنجیر الاستومری مصنوعی	بررسی
کم کردن کاهش نیرو مفید		Force gauge	هوای 24 درجه	1، 7، 14 و 21 روز	تا طول ثابت 17میلی‌متر			Ormco Unitek	ونگ 1976
کم کردن کاهش نیرو مفید		Carpo gauge	هوای 24 درجه آب 37 درجه	صفر، یک، چهار، 24 ساعت، یک، دو و سه هفته	100 درصد طول آغازین	24 ساعت، 3 هفته	100 درصد طول آغازین	Unitek C Ormo-power chain II	بیانتلی 1979
کم کردن کاهش نیرو موثر		Carpo gauge	هوای 24 درجه اب 37 درجه	1، 4 ، 24 ساعت، یک، دو و سه هفته	کشش تا طول ثابت	لحظه ای	طول آغازین 100 درصد طول آغازین 200 درصد طول آغازین 300 درصد		چنگ 1987
کم کردن کاهش نیرو از نظر بالینی غیر موثر						10 ثانیه	100 درصد طول آغازین		ویلیام 1990
کم کردن کاهش نیرو از نظر بالینی غیر موثر			هوا		100 درصد طول آغازین	5 ثانیه	50 درصد طول آغازین	Flour-I-chain	استوری و همکاران 1992
کم کردن کاهش نیرو مفید	دو سانتی متر در دقیقه	Instron	Phosphoric buffer solution	صفر	کشش تا طول ثابت 2سانتی‌متر	10 روز، 100 روز	50 درصد طول آغازین	Nihon pellethane texin	استوری و همکاران 1994
افزایش نیرو باقی-مانده مفید		Instrom	آب 37 درجه	یک ساعت، 6 ساعت، 24 ساعت	تا طول ثابت	لحظه ای	تا وارد نیروی ثابت g180	Unitek C2 Uintek CK	یانگ و همکاران 1979
کم کردن کاهش نیرو از نظر بالینی غیر موثر		Digital force gauge	آب 37 درجه	صفر، یک ساعت، 24 ساعت، یک هفته، سه هفته و چهار هفته	کشش تا طول ثابت 30 میلی‌متر	یک ساعت ، 24 ساعت، دو هفته و چهار هفته	100 درصد طول آغازین	Ormco Glendora	کیم و همکاران 2005
کم کردن کاهش نیرو	30 میلی متر در دقیقه	Instron	آب 37 درجه	صفر، یک ساعت، 24 ساعت، یک و سه هفته	کشش تا طول ثابت 25 میلی‌متر	5 ثانیه	طول آغازین 33 درصد طول آغازین 50 درصد طول آغازین 100 درصد طول آغازین 200 درصد	Dentaurum Orthotechnology American G& H	فتاحی و پورسیاح

www.SID.ir

Archive of SID

چنگ [11] در بررسی خود، کشش آغازین به مقدار 100 درصد طول آغازین را در کم کردن کاهش نیرو مفید ولی کشش آغازین به مقدار 200 درصد و 300 درصد طول آغازین را موجب زیاد کردن کاهش نیرو دانست، که نتیجه‌ی این پژوهش با بررسی کنونی متفاوت است. در بررسی کنونی، کشش آغازین به مقدار 100 درصد در دو گونه از چهار گونه زنجیر الاستومری مصنوعی موجب کم کردن کاهش نیرو شد در حالی‌که کشش آغازین به مقدار 200 درصد طول آغازین در هر چهار گونه زنجیر الاستومری مصنوعی موجب کم کردن کاهش نیرو شد. این تفاوت احتمالا به دلیل تفاوت طول زمان کشش آغازین (لحظه‌ای در برابر پنج ثانیه در بررسی کنونی) و همچنین تفاوت گونه‌ی زنجیر الاستومری مورد بررسی است.

استوری و همکاران، [13] اثر کشش آغازین بر کاهش نیروی زنجیرهای الاستومری مصنوعی آزاد کننده‌ی فلوراید را بررسی کردند. آنان کشش آغازین را به مقدار 50 درصد طول آغازین به مدت 5 ثانیه وارد کردند. آنان کم کردن کاهش نیروی در اندازه‌ی کمتر از 10 درصد را ثبت کردند. نتیجه‌ی آزمایش آنان با این بررسی همانند بود ولی آنان این کم کردن کاهش نیرو را کمتر از آن دانستند، که دارای اثر بالینی باشد.

جدول 3، نشان‌دهنده‌ی و مقایسه کننده‌ی همه‌ی بررسی‌های انجام گرفته در این موضوع است. تفاوت در گونه‌ی زنجیرهای الاستومری و اختلاف در میزان درصد طولی کشش آغازین بررسی شده از عواملی هستند، که می‌توانند بر کسب نتایج متفاوت بررسی‌های پیشین اثر داشته باشد. همچنین در پژوهش کنونی از چهار حلقه‌ی شرکت‌های گوناگون استفاده شد، که این چهار حلقه، طول‌های نابرابری را در گونه‌های الاستیک چین‌ها در برخواهد گرفت، که این موضوع ممکن است بر نیروهای آغازین و اثر کشش آغازین بر آنها اثر گذار باشد.

نتیجه‌گیری

پاسخ گونه‌های زنجیر الاستومری مصنوعی با مقادیر گوناگون کشش آغازین متفاوت است و مقادیر متفاوت کشش آغازین می‌تواند موجب کاهش یا زیاد کردن کاهش نیروی زنجیر الاستومری مصنوعی شود. پس متناسب با گونه‌ی زنجیر الاستومری مصنوعی باید مقدار مطلوب کشش آغازین جهت کم کردن کاهش نیرو تعیین شود. با توجه به بررسی کنونی چنین نتیجه گیری می‌شود که:

1- کشش آغازین 200 درصد به مدت 5 ثانیه موجب کم کردن کاهش نیرو در همه‌ی گونه‌های زنجیرهای الاستومری مصنوعی شد.

2- زنجیرهای الاستومری مصنوعی با ساختار شیمیایی متفاوت به نظر می رسد در برابر کشش آغازین پاسخ متفاوت می‌دهند.

3- اثر کشش آغازین بر کاهش یا زیاد کردن کاهش نیرو به درصد طولی کشش آغازین وابسته است.

سپاسگزاری

این پژوهش با همکاری و نظارت مرکز تحقیقات ارتودنسی دانشگاه علوم پزشکی شیراز با شماره طرح مصوب 4271-87 انجام شد که به این وسیله سپاسگزاری می‌شود.

قابل توجه

این مقاله از پایان‌نامه دوره‌ی دکترای تخصصی، که به راهنمایی دکتر حمیدرضا فتاحی، و نگارش دکتر علیرضا پورسیاح به شماره 1189 در کتابخانه دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز ثبت شده، استخراج گردیده است.

www.SID.ir

Archive of SID

References

1. Kim KH, Chung CH, Choy K, Lee JS, Vanarsdall RL. Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 128: 477-482.
2. Wong AK. Orthodontic elastic materials. Angle Orthod 1976; 46: 196-205.
3. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. Eur J Orthod 2004; 26: 157-162.
4. Baty DL, Storie DJ, Von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994; 105: 536-542.
5. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. Angle Orthod 1979; 49:104-109.
6. Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. Orthod Craniofac Res 2008; 11: 65-73.
7. Von Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. Angle Orthod 1992; 62: 265-274.
8. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. Eur J Orthod 1999; 21: 649-658.
9. Brooks DG, Hershey HG. Effects of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. J Dent Res 1976; 55: 363-367.
10. Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. Angle Orthod 1979; 49: 37-43.
11. Chang HF. Effects of instantaneous prestretching on force degradation characteristics of orthodontic plastic modules. Proc Natl Sci Counc Repub China B 1987; 11: 45-53.
12. Williams J, Von Frunhofer JA. Degradation of the elastic properties of orthodontic chains (thesis). University of Louisville; 1990. (Abstract)
13. Storie D, Von Fraunhofer, Regennitter F. Degradation and therapeutic potential of fluoride releasing orthodontic elastics (thesis). University of Louisville, 1992. (Abstract)
14. Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. Angle Orthod 1994; 64: 455-464.
15. Nanda RS. Biomechanics in clinical orthodontics. Biomechanical considerations in sliding mechanics. lst ed., China: Saunders Company; 1997. p.211-212.
16. Ramazanzadeh BA, Jahanbin A, Hasanzadeh N, Eslami N. Effect of sodium fluoride mouth rinse on elastic properties of elastomeric chains. J Clin Pediatr Dent 2009; 34: 189-192.

www.SID.ir