ارزیابی مقایسه‌ای ضریب قابلیت ارتجاع لیگاچورهای الاستومری ارتودنسی

طاهره جلالی*، فرزانه احراری **، سید مجتبی زبرجد ***

* دانشیار گروه آموزشی ارتودنسی و عضو مرکز تحقیقات دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد
** استادیار گروه آموزشی ارتودنسی و عضو مرکز تحقیقات دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد
*** دانشیار گروه متالورژی دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

چکیده

بیان مساله: یکی از روش‌های بستن آرچ وایر به براکت‌های ارتودنسی، استفاده از لیگاچورهای الاستومری است. آگاهی از ضریب قابلیت ارتجاع این لیگاچورها، برای انتخاب گونه‌ای ویژه از لیگاچور در یک وضعیت بالینی ویژه سودمند خواهد بود.

هدف: هدف از این بررسی، مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاع لیگاچورهای الاستومری هفت شرکت گوناگون در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، بود. همچنین، تغییرات ایجاد شده در ضریب قابلیت ارتجاع هر گونه لیگاچور الاستومری مورد بررسی، پس از 28 روز نگهداری بررسی گردید.

مواد و روش: در این بررسی تجربی- آزمایشگاهی، لیگاچورهای الاستومری شفاف هفت شرکت مختلف برگزیده شدند و ضریب قابلیت ارتجاعی آنها در دو حالت «آغازین» و «پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده»، با استفاده از دستگاه Zwick و با سرعت کراس هد پنج میلی‌متر در دقیقه اندازه‌گیری گردید. داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS و آزمون‌های آماری ANOVA ، دانکن و Student's T-test، واکاوی شدند.

یافته ها: تفاوت‌های معنادار در ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری شرکت‌های گوناگون، هم در حالت آغازین و هم پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده وجود داشت ($p < 0/05$). لیگاچورهای American Orthodontics و Ortho Technology کمترین و لیگاچورهای Dentaurum بیشترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی را در حالت آغازین نشان دادند. پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده ضریب قابلیت ارتجاعی در لیگاچورهای American Orthodontics ، Ortho Technology و ITO به گونه‌ای چشمگیر افزایش و در لیگاچورهای Dentaurum به گونه‌ای معنادار کاهش یافت ($p < 0/05$).

نتیجه گیری: لیگاچورهای American Orthodontics و Ortho Technology برای استفاده‌ی بی‌درنگ پس از باندینگ ارتودنسی و نیز، در مکانیک‌های اسلایدینگ (Sliding) مناسب هستند، در حالی که، لیگاچورهای Dentaurum برای استفاده‌ی بی درنگ پس از باندینگ ارتودنسی مناسب نیستند.

واژگان کلیدی: لیگاچورهای الاستومری، ضریب قابلیت ارتجاع، باندینگ.

تاریخ دریافت مقاله: 86/11/1 تاریخ پذیرش مقاله: 87/4/10 *Shiraz Univ Dent J 2009; 9(4): 310-318* **مقاله‌ی پژوهشی اصیل**

نویسنده‌ی مسوول مکاتبات: فرزانه احراری. مشهد، میدان پارک، دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، گروه آموزشی ارتودنسی **تلفن**: 17-8829501 – 0511 پست الکترونیک: ahrarif@mums.ac.ir

درآمد

ممکن است درمانگران از سیم لیگاچور استنلس استیل 0/008 تا 0/014 اینچ، گیره‌های فنری self-ligating یا لیگاچورهای الاستومری برای نگه داشتن آرچ وایرها در براکت-های ارتودنسی استفاده کنند. لیگاچورهای الاستومری از جنس مواد الاستومری مصنوعی (پلی اورتان‌ها) بوده و ترکیب دقیق آنها یک راز تجاری است[1و2]. ویژگی‌های تبلیغاتی یاد شده در پیوند با لیگاچورهای الاستومری، شامل نیروهای ملایم پیوسته، نگه داشتن آرچ وایر به مدتی دراز و پایدار و مقاومت در برابر جذب آب است[3].

ضریب قابلیت ارتجاع (Modulus of Elasticity) شیب منحنی نیرو-کشیدگی از نقطه‌ی صفر تا حد الاستیک بوده[4]، که این ضریب نشان دهنده‌ی مقدار نیرو در واحد کشیدگی بوده و معیاری از سفتی (Stiffness) یک جسم است. لیگاچورهایی، که ضریب قابلیت ارتجاعی بالا دارند، نیرویی بیشتر بر روی مجموعه-ی براکت و سیم اعمال می‌کنند، که این امر، به ویژه در مواردی، که براکت تازه چسبانده شده و استحکام باند ناکافی بوده، ممکن است سبب کنده شدن براکت شود.

گشتاورهای ایجاد شده در طی تصحیحات چرخشی در اثر طرح براکت، ویژگی‌های سیم و خصوصیات لیگاچورهای الاستومری هستند. در یک بررسی آشکار گردید، که لیگاچورهای الاستومری در نگه داشتن آرچ وایر در شیار براکت‌ها، زمانی که گشتاورهای چرخشی بزرگ به کار برده شد، مؤثر نبودند[5]. همچنین، در بررسی تالومیس (Taloumis) و همکاران [3] بر روی لیگاچورهای الاستومری هفت شرکت گوناگون، از دست رفتن نیرو به میزان 53 تا 68 درصد در مدت 24 ساعت نخست دیده شد. این نویسندگان نتیجه گرفتند، که لیگاچورهای الاستومری آزمایش شده برای استفاده در فرایند منظم و هم سطح کردن آغازین مناسب هستند، ولی از دست دادن زودهنگام نیرو و تغییر شکل همیشگی این فراورده‌ها، سبب می شود که استفاده از آنها زمانی، که به نشاندن کامل آرچ وایر نیاز هست (برای نمونه تصحیح چرخش و تورک)، مناسب نباشد.

هنگامی‌که مکانیک‌های اسلایدینگ استفاده می‌شود، اصطکاک یک ملاحظه اصلی است[6]. برآورد می شود، که 50 درصد نیروی ارتودنسی به کار برده شده در این ساختار، تنها برای چیرگی بر اصطکاک استفاده می شود[7]. به نظر می‌رسد، که روش بستن آرچ وایر تعیین کننده‌ای مهم در ایجاد اصطکاک باشد[6و8]. ترو (Thurow) [8] بیان کرد، که لیگاچورهای الاستومری در مکانیک‌های اسلایدینگ سبب اتصال (Binding) می شوند و پیشنهاد کرد، که نیروی اعمال شده به یک دندان یا سگمنت مفروض برای جبران نیروهای اتصال لیگاچورهای الاستیک افزایش داده شود. بررسی‌ها نشان داده‌اند، که لیگاچورهای استنلس استیلی، که به صورت شل بسته شده باشند، اصطکاکی کمتر از لیگاچورهای الاستومری استاندارد ایجاد می کنند[5و9]. به هر رو، افزایش در زمان کار بالینی لازم برای به کار بردن لیگاچورهای استنلس استیل سبب شده است، که آنها هنوز در موقعیت بالینی، محبوبیتی کمتر از الاستومرها داشته باشند. برای کاهش اصطکاک، مدول‌های الاستومری صیقلی و پوشش دار معرفی شده‌اند، که ادعا می کنند آسانی استفاده را با اصطکاک کم ترکیب می کنند [10و11]. روش دیگر برای کاهش دادن اصطکاک، پرهیز از هر شیوه‌ی بستن است. این کار، به وسیله‌ی ابزارهای براکت Self ligating حاصل و آشکار شده، که اصطکاک را در وضعیت‌های ویژه کاهش می‌دهند[12-14].

بنابر آگاهی ما درباره‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری تاکنون پژوهشی انجام نشده است. از آنجا، که نیروی وارد شده به وسیله‌ی لیگاچورهای الاستومری بر روی میزان اصطکاک و در نتیجه، مکانیک‌های لغزشی اثر داشته و نیز، در صورت زیاد بودن این نیرو، احتمال کنده شدن براکت، به ویژه براکتی که تازه چسبانده شده، وجود دارد، تصمیم بر آن شد تا مقایسه‌ای در پیوند با ضریب قابلیت ارتجاعی چند گونه لیگاچور مورد استفاده در ارتودنسی انجام گردد. بنابراین، هدف از این بررسی آن بود، که ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری چند شرکت گوناگون خارجی و داخلی در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده با یکدیگر مقایسه گشته و تغییراتی که در ضریب قابلیت ارتجاعی هر گونه لیگاچور الاستومری پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده ایجاد می‌گردد، بررسی شود.

مواد و روش

در این بررسی تجربی آزمایشگاهی، لیگاچورهای الاستومری شفاف هفت شرکت American Orthodontics (آمریکا)، Ortho Technology (آمریکا)، GAC (آمریکا)، Techno Tak (ایران)،

All Star (آمریکا)، Dentaurum (آلمان) و ITO (ایران)، برگزیده شدند که همگی به روش قالب‌گیری تزریقی (Injection molding) ساخته شده بودند. گفتنی است، که لیگاچورهای شرکت‌های ITO و Techno Tak در ایران ساخته شده و مواد اولیه‌ی این لیگاچورها از کشور آلمان وارد می شود.

لیگاچورهای الاستومری در این بررسی در دو حالت «آغازین» و «پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده» تحت آزمایش کشش قرار گرفتند. آزمایش ها به وسیله‌ی دستگاه کشش Zwick مدل Z 250 ساخت کشور آلمان انجام گرفت (نگاره‌ی 1) . با استفاده از سیم استنلس استیل 0/8 میلی‌متر قلاب‌های U شکلی ساخته شد تا لیگاچورها را برای انجام آزمایش کشش در دستگاه Zwick نگه دارد. آزمایش کشش با سرعت کراس هد 0/2 اینچ در دقیقه (پنج میلی‌متر در دقیقه) بر پایه‌ی سفارش Kovatch [15] انجام گرفت.

نگاره‌ی 1: *دستگاه Zwick مدل Z250*

الف) آزمایش لیگاچورها در حالت آغازین: برای این بخش از بررسی، 15 عدد لیگاچور الاستومری شفاف از بسته‌ی 1000 تایی فراورده‌ی هر شرکت به روش تصادفی برگزیده و در دستگاه Zwick و با سرعت کراس هد پنج میلی‌متر در دقیقه کشیده شدند. منحنی های نیرو-کشیدگی همه‌ی نمونه‌ها به وسیله‌ی رایانه ثبت گردید. با استفاده از این منحنی‌ها، ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورها تعیین شد.

ب) آزمایش لیگاچورها پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده: برای این بخش از بررسی، 15 عدد لیگاچور الاستومری شفاف از هر شرکت به شیوه‌ی تصادفی برگزیده شدند. برای نگهداری لیگاچورها در بزاق مصنوعی (ساخته شده به وسیله‌ی دکتر عرفایی در دانشکده‌ی داروسازی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد) هفت عدد ابزار (Jig) فولادی ساخته شد، که سطح مقطع آنها به اندازه‌ی سطح قاعده‌ی براکت استاندارد اج وایز سانترال بالا با شیار 18 بود. سطح ابزارها برای جلوگیری از زنگ زدگی با دو لایه رنگ روغنی رقیق پوشانده شد. در یک سر هر یک از ابزارها، یک براکت سانترال بالا چسبانده شد و سر دیگر آنها، به گونه‌ی مخروطی شکل داده شد تا خروج لیگاچورها را آسان سازد. لیگاچورهای الاستومری هر شرکت، در آغاز، با استفاده از موسکیتو فورسپس بر روی براکت هر ابزار قرار داده شدند و سپس، به بخش پایین‌تر ابزار منتقل شدند تا کاربرد و نگهداری لیگاچورها در مدت آزمایش همانند شرایط بالینی باشد (نگاره‌ی 2). ابزارها در بطری‌های شیشه‌ای جداگانه، قرار داده شدند که دارای بزاق مصنوعی بود، و در انکوباتور در دمای37 درجه‌ی سانتی‌گراد و به مدت 28 روز نگهداری شدند. بزاق مصنوعی هر هفته تعویض شد. پس از پایان 28 روز، ابزارها از انکوباتور بیرون آورده شدند و به مدت 14 ساعت در دستگاه ترموسایکل گذاشته شدند. چرخه-های گرمایی در دمای 5 و 55 درجه‌ی سانتی‌گراد با زمان ماندگاری 30 ثانیه همخوان با استاندارد ایزو 10477 انجام گردید[16]. مدت نگهداری در دستگاه ترموسایکل، با توجه به بررسی دوژنوا (De Genova) و همکاران [17] تعیین شد. پس از آن، لیگاچورهای الاستومری از ابزارهای نگهدارنده بیرون آورده شدند و مانند حالت پیشین در دستگاه Zwick آزمایش گردید.

نگاره‌ی 2: *نمای لیگاچورهای الاستومری بر روی ابزارهای نگهدارنده برای تقلید شرایط درون دهانی*

واکاوی آماری داده‌ها

مقادیر به دست آمده‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی با استفاده از نرم افزار SPSS واکاوی آماری شدند. در این بررسی، از آنجا که، لیگاچورهای به کار رفته برای آزمایش ضریب قابلیت ارتجاعی تا زمان پارگی، کشیده می‌شدند، برای آزمایش در حالت پس از 28

روز، از لیگاچورهای تازه استفاده گردید. بنابراین، برای مقایسه‌ی میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری هر شرکت در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، از آزمون Independent sample T-test (مقایسه دو گروه مستقل) استفاده شد. همچنین، برای مقایسه‌ی میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری شرکت‌های گوناگون با یکدیگر، از آزمون واریانس یک عاملی (ANOVA) و دانکن استفاده گردید.

یافته ها

مقادیر میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری هر شرکت در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده در جدول 1 آورده شده است.

جدول 1: *مقادیرمیانگین، انحراف معیار و P-value (مربوط به آنالیز T-test) ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری گروه‌های مورد بررسی در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده*

گروه		ضریب قابلیت ارتجاعی (نیوتن/میلی متر) میانگین (انحراف معیار)	P-value
American Orthodontics	در حالت آغازین	1/11 (0/06).	0
	پس از 28 روز	1/49 (0/07)	
Ortho Technology	در حالت آغازین	1/17 (0/07)	0
	پس از 28 روز	1/36 (0/07)	
GAC	در حالت آغازین	1/54 (0/08)	0/28
	پس از 28 روز	1/48 (0/2)	
Techno Tak	در حالت آغازین	1/43 (0/1)	0/74
	پس از 28 روز	1/44 (0/06)	
All Star	در حالت آغازین	1/48 (0/17)	0/11
	پس از 28 روز	1/38 (0/14)	
Dentaurum	در حالت آغازین	2/12 (0/11)	0
	بعد از 28 روز	1/45 (0/16)	
ITO	در حالت آغازین	1/95 (0/18)	0/001
	پس از 28 روز	2/15 (0/09)	

آزمون Two sample T-test برای مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری هر شرکت در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده نشان داد، که پس از 28 روز، ضریب قابلیت ارتجاعی در گروه‌های American Orthodontics ، Ortho Technology و ITO ، به گونه‌ای چشمگیر افزایش و در لیگاچورهای Dentaurum به گونه‌ای معنادار کاهش یافت ($p < 0/05$). تغییرات ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای GAC، Techno Tak و All Star اهمیت آماری نداشت.

واکاوی ANOVA نشان داد، که در میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای مورد بررسی، هم در حالت آغازین و هم پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده تفاوت‌های معنادار وجود داشت ($p < 0/05$). برای مقایسه‌ی دو به دوی گروه‌های مورد بررسی پس از انجام هر واکاوی واریانس، آزمون دانکن انجام شد. در واکاوی دانکن، گروه‌هایی، که در یک زیر گروه (ستون) جا می‌گیرند، اختلافی معنادار با یکدیگر ندارند، ولی گروه هایی، که در ستون‌های گوناگون جا می‌گیرند، با یکدیگر اختلاف آماری معنادار دارند. واکاوی دانکن (جدول 2) نشان داد، که در متغیر ضریب قابلیت ارتجاعی در حالت آغازین گروه‌های American Orthodontics و Ortho Technology (به ترتیب با میانگین‌های 1/11 و 1/17 نیوتن/میلی‌متر) کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را دارا هستند و با یکدیگر اختلاف نداشته ولی با بقیه‌ی گروه‌ها اختلاف معنادار دارند. همچنین گروه Dentaurum (با میانگین 2/12 نیوتن/میلی‌متر) بالاترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی را دارا بوده و با بقیه‌ی گروه ها اختلافی معنادار دارد.

درباره‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی پس از 28 روز نگهداری

در محیط دهانی تقلید شده، واکاوی دانکن (جدول 3) نشان داد، که گروه‌های Ortho Technology، All Star، Techno Tak و Dentaurum (به ترتیب با میانگین‌های 1/36، 1/38، 1/44و 1/45 نیوتن/میلی‌متر)، کمترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی را دارا هستند و با یکدیگر اختلاف نداشته ولی با بقیه‌ی گروه‌ها اختلافی معنادار دارند. همچنین گروه ITO (با میانگین 2/15 نیوتن/میلی‌متر) بالاترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی را دارا بوده و با بقیه‌ی گروه‌ها اختلافی معنادار دارد.

جدول2: *آزمون دانکن برای مقایسه‌ی دو به دوی گروه های مورد بررسی در متغیر ضریب قابلیت ارتجاعی در حالت آغازین*

گروه	زیرمجموعه برای آلفا = 0/05				
	1	2	3	4	5
American Orthodontics	1/11				
Ortho Technology	1/17				
Techno Tak		1/43			
All Star		1/48	1/48		
GAC			1/54		
ITO				1/95	
Dentaurum					2/12
معناداری	0/184	0/249	0/152	1/000	1/000

جدول3: *واکاوی دانکن برای مقایسه‌ی دو به دوی گروه های مورد بررسی در متغیر ضریب قابلیت ارتجاعی پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده*

گروه	زیرمجموعه برای آلفا = 0/05			
	1	2	3	4
Ortho Technology	1/36			
All Star	1/38	1/38		
Techno Tak	1/44	1/44	1/44	
Dentaurum	1/45	1/45	1/45	
GAC		1/48	1/48	
American Orthodontics			1/49	
ITO				2/15
معناداری	0/079	0/052	0/318	1/000

بحث

میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای مورد بررسی در حالت آغازین از 1/11 نیوتن/ میلی‌متر برای لیگاچورهای American Orthodontics تا 2/12 نیوتن/ میلی‌متر برای لیگاچورهای Dentaurum متغیر بود. پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، کمترین میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی به لیگاچورهای Ortho Technology (1/36 نیوتن/ میلی‌متر) و بیشترین میانگین ضریب آن (2/15 نیوتن/ میلی‌متر) به لیگاچورهای ITO مربوط بود.

ضریب قابلیت ارتجاعی نشان دهنده‌ی شیب منحنی نیرو-کشیدگی در بخش الاستیک آن است و می‌توان آن را به صورت نیروی ایجاد شده در واحد درازای کشیدگی تعریف کرد و در واقع، معیاری از سفتی یک جسم است. هر چه این ضریب در یک جسم بالاتر باشد، نیرویی که آن جسم در واحد درازای کشیدگی ایجاد می‌کند، بیشتر خواهد بود. می‌توان ضریب قابلیت ارتجاعی را با نیروی وارده از سوی لیگاچور الاستومری مرتبط کرد و آن هنگامی است، که دور براکت انداخته می‌شود. هر چه این ضریب بالاتر باشد، نیرویی که لیگاچور بر روی مجموعه‌ی سیم-براکت اعمال می‌کند، بیشتر است و احتمال کنده شدن براکت، به ویژه، اگر این کار، بی درنگ پس از باندینگ انجام شود، بیشتر خواهد بود. همچنین، در مکانیک‌های اسلایدینگ آشکار شده است، که هر چه نیروی معمولی (Normal) وارد بر براکت کمتر باشد، لغزش با آسانی بیشتر انجام می‌گیرد[7]؛ بنابراین، به نظر می-رسد، که در مکانیک‌های اسلایدینگ، استفاده از لیگاچورهای

دارای سفتی کمتر مطلوب است. از سوی دیگر، برای انجام پاره‌ای حرکات ارتودنسی، مانند اصلاح تورک یا چرخش، به گشتاورهای چرخشی بزرگ و نیروهای بیشتر برای حرکت مطلوب دندان‌ها نیاز است. پس، می‌توان نتیجه گرفت، که لیگاچورهایی، کـه ضـریب قابلیت ارتجاعی پایین‌تر دارند، در دیدارهای نخست بیمـار و بـی درنگ پس از باندینگ و نیز، در مکانیک‌های اسـلایدینگ- اگـر سفتی لیگاچورها در مدت استفاده به نسبت ثابـت برجـا بمانـد – مناسب‌تر هستند، در حالی که، لیگاچورهایی، که ضـریب قابلیـت ارتجاعی بالاتر دارند، در دیدارهای دیگر درمان و نیز، برای انجام برخی حرکات ارتودنسی، که به اعمال نیروهای بیشتر و یا درگیری (Engagement) کامل‌تر سیم در درون شـیار براکـت نیـاز دارنـد، مطلوب‌تر هستند.

بنابر آگـاهی مـا، ضـریب قابلیـت ارتجـاعی لیگاچورهـای الاستومری تاکنون بررسی نشده است. بررسی‌های انجام شـده در پیوند با مواد الاستومری، بیشتر اثـرات زمـان، درجـه‌ی دمـا، PH بزاق، افزودن فلوراید، میزان کشیدگی و جـذب آب را بـر روی از دست رفتن نیرو، تغییرشکل همیشگی و استحکام این مواد بررسی کـــرده‌انـــد [2, 15,17-28]. ونـــگ (Wong)[1] ضـــریب دراز شـــدن الاستیک‌های لاتکس 3/16 (22 گرم/ میلی‌متـر)، Unitek chain (89 گرم/ میلی‌متر) و Ormco Power Chain (46 گرم/ میلی‌متر) را در بررسی خود اندازه گرفت. در آزمایش وی، همه‌ی نمونـه‌هـا یک گوناگونی زیاد را در ضریب بلند شدن نشان دادند. وی بیـان کرد، که این اعداد تنها می‌توانند به صورت یک راهنما برای تعیین این که، هنگام کاربرد این مواد چه نیرویی بر روی دندان‌ها اعمال می‌گردد، استفاده شوند. راک (Rock) و همکـاران [28]، اثـر پیـری (Aging) را بر روی زنجیره‌های الاستومری ارتودنسی فعال شده به مدت یک ماه در دهان گزارش کردند. در این مدت، میانگین مقدار نیروی اعمال شده تا مرز 50 درصد نیروی آغـازین کـاهش پیـدا کرد. همه‌ی مواد آزمایش شده متحمل کاهش سفتی شدند، که در افت نیروی اعمال شده اثر داشت. در پایان دوره‌ی چهار هفتـه‌ای آزمایش، سفتی واحدهای سه حلقه‌ای، 37 تا 65 درصـد و سـفتی واحدهای چهار حلقه‌ای، 34 تا 67 درصد کاهش یافته بود. راسیل (Russell) و همکـــاران [29] (2001) ویژگـــی‌هـــای مکـــانیکی الاستیک‌های ارتودنسی لاتکس و غیرلاتکس دو شرکت GAC و Masel را بررسی کردند. در این بررسی، افزون بر سـطح مقطـع، نیـروی پـارگی، افـت نیـرو و...، ضـریب قابلیـت ارتجـاعی ایـن الاستیک‌ها نیز، با یکدیگر مقایسه شد. نتایج نشان داد، که ضریب قابلیت ارتجاعی الاستیک‌های لاتکس شرکت Masel به گونه‌ای چشمگیر بالاتر از الاستیک‌هـای لاتکـس GAC بـود. همچنـین، ضریب قابلیت ارتجاعی الاستیک‌های غیرلاتکس Masel نیـز، از الاستیک‌های غیرلاتکس GAC بیشتر گزارش شده بود. پژوهشگران نتیجه گرفتند، که انتخاب الاستیک‌ها باید بر مبنای شرایط ویژه‌ی هر بیمار و نیز، ویژگی‌های مکانیکی این الاستیک‌ها انجام گیـرد، که متأثر از گونه‌ی ماده و کارخانه‌ی سازنده آن است.

مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری هر شرکت در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محـیط دهانی تقلید شده، نشان می‌دهد، که این ضریب در لیگاچورهـای American Orthodontics، Ortho Technology و ITO پـس از 28 روز به گونه‌ای معنادار افزایش و در لیگاچورهای Dentaurum کاهشی چشمگیر یافت. تغییرات ضریب قابلیت ارتجاعی گروه‌های دیگر اهمیت آماری نداشت. در پیوند با علت احتمالی افـزایش یـا کاهش این ضریب باید گفت، که ترکیب دقیق مواد الاسـتومری، یک راز تجاری است و گر چه فرمول کلی این مواد یکسان بـوده، ولی ترکیب دقیق آنها در شرکت‌های گوناگون متفاوت است. تغییر در ویژگی‌های کششی این مواد، احتمـالاً در اثـر رطوبـت، دمـا و ترکیبات گوناگون موجود در بزاق مصنوعی بوده، ولی این‌که، چـرا در برخی لیگاچورها، این ضریب افزایش و در پاره‌ای دیگر کـاهش یافته است، با توجه به مشخص نبودن فرمـول دقیـق لیگاچورهـا بررسی شدنی نیست.

مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاچورهای الاستومری شرکت‌های گوناگون با یکدیگر، با استفاده از واکاوی واریانس نشان داد، که اختلافی معنادار در ضریب قابلیـت ارتجـاعی لیگاچورهـای مورد بررسی، هم در حالت آغازین و هم پس از 28 روز نگهـداری در محیط دهانی تقلید شده، وجود داشت. واکاوی دانکن (جـدول-های 2 و 3) نشان داد، کـه در حالـت آغـازین، کمتـرین ضـریب قابلیـت ارتجـاعی بـه لیگاچورهـای American Orthodontics و Ortho Technology و بیشترین آن به لیگاچورهـای Dentaurum مربوط بود. پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شـده، گـروه‌هـای Ortho Technology ، All Star ، Techno Tak و Dentaurum کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را داشتند؛ در حـالی که، بیشترین ضریب یاد شده، به گروه ITO مربوط بود. روی هم رفته، گروه Ortho Technology در هـر دو حالـت مـورد بررسـی

کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را نشان داد؛ همچنین، گروه Dentaurum، با این که در حالت آغازین، بیشترین ضریب قابلیت ارتجاعی را داشت، پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، دارای کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی شد. از آنجا که، ضریب قابلیت ارتجاعی نشان‌دهنده‌ی نیروی وارده در واحد کشیدگی بوده، میزان و تغییرات آن در پیوند مستقیم با نیروی وارده از سوی لیگاچور الاستومری بر روی مجموعه‌ی براکت و سیم است. پس، می‌توان نتیجه گرفت، که لیگاچورهای American Orthodontics وOrtho Technology،که کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را در حالت آغازین را دارند، برای دیدارهای نخست درمان ارتودنسی و بی‌درنگ پس از باندینگ مناسب‌تر هستند، در حالی که، لیگاچورهای Dentaurum برای این کاربرد مناسب نیستند. همچنین، لیگاچورهای Ortho Technology نسبت به دیگر لیگاچورها، برای مکانیک‌های اسلایدینگ مناسب‌تر هستند.

نتایج این بررسی تنها به لیگاچورهای شفاف اشاره می‌کند، که در محیط دهانی تقلید شده، آزمایش شده بودند. اگرچه ممکن است یافته‌های این بررسی یک راهنمای سودمند در رفتار بالینی مورد انتظار لیگاچورهای الاستومری آزمایش شده باشد، اما همواره باید در تعمیم یافته‌های آزمایشگاهی به محیط بالینی احتیاط شود.

نتیجه گیری

1- ضریب قابلیت ارتجاعی پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده در لیگاچورهای الاستومری American Orthodontics، Ortho Technology و ITO به‌گونه‌ای معنادار افزایش و در لیگاچورهای Dentaurum کاهشی چشمگیر یافت. تغییرات ضریب قابلیت ارتجاعی گروه‌های دیگر اهمیت آماری نداشت.

2- لیگاچورهای Ortho Technology، به دلیل دارا بودن کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی، هم در حالت آغازین و هم پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، در مکانیک‌های اسلایدینگ و نیز، بی‌درنگ پس از باندینگ ارتودنسی مناسب هستند.

3- لیگاچورهای American Orthodontics، همانند لیگاچورهای Ortho Technology، کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را در حالت آغازین نشان دادند، که سبب می‌شود تا برای استفاده‌ی بی‌درنگ پس از باندینگ ارتودنسی مطلوب باشند.

4- لیگاچورهای Dentaurum، در حالت آغازین دارای بالاترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی بودند، که نشان می دهد برای استفاده‌ی بی‌درنگ پس از باندینگ ارتودنسی مناسب نیستند.

سپاسگزاری

به این وسیله از همکاری صمیمانه‌ی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، که هزینه‌ی انجام این طرح را پذیرفتند، سپاسگزاری می‌گردد.

References

1. Wong AK. Orthodontic elastic materials. Angle Orthod 1976; 46: 196-205.
2. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. Angle Orthod 1979; 49: 104-109.
3. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997; 111: 1-11.
4. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 9th ed. W.B. Saunders Company: Philadelphia; 1991.p. 29-59.
5. Bednar JR, Gruendeman GW. The influence of bracket design on moment production during axial rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993; 104: 254-261.
6. Devanathan D. Performance study of a low friction ligature. LaPorte, Ind: Research Laboratory of TP Orthodontics; 2000.
7. Proffit WR, Fields HW. Contemporary orthodontics. 3rd ed., Saint Louis: C.V. Mosby; 2000. p.343-345.
8. Thurow RC. Letter: Elastic ligatures, binding forces, and anchorage taxation. Am J Orthod 1975; 67: 694.
9. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. Eur J Orthod 1991; 13: 322-328.
10. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 416-422.
11. Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. Br J Orthod 1995; 22: 145-153.
12. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 127: 670-675.
13. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. Eur J Orthod 1993; 15: 377-385.
14. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. Br J Orthod 1997; 24: 309-317.
15. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load-extension-time behavior of orthodontic Alastiks. J Dent Res 1976; 55: 783-786.
16. International Organization for Standardization. Dentistry-polymer-based crown and bridge materials. Amendment ISO 10477. Geneva. 1996.
17. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. Am J Orthod 1985; 87: 377-384.
18. Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time related forces between plastic alastiks and latex elastics. Angle Orthod 1970; 40: 319-328.
19. Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. Angle Orthod 1979; 49: 37-43.
20. Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. J Dent Res 1990; 69: 496-501.

21. Ferriter JP, Meyers CE Jr, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990; 98: 404-410.
22. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain--a serial study. Part II. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993; 104: 373-377.
23. 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.
24. Kersey ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, Major PW. A comparison of dynamic and static testing of latex and nonlatex orthodontic elastics. Angle Orthod 2003; 73: 181-186.
25. Kersey ML, Glover K, Heo G, Raboud D, Major PW. An in vitro comparison of 4 brands of nonlatex orthodontic elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 401-407.
26. 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.
27. Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. Eur J Orthod 2004; 26: 157-162.
28. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. Br J Orthod 1986; 13: 147-150.
29. Russell KA, Milne AD, Khanna RA, Lee JM. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120: 36-44.