

ارزیابی مقایسه‌ای ضریب قابلیت ارتجاع لیگاپورهای 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 آرج وایر به براکت‌های ارتودنسی، استفاده از لیگاپورهای الاستومری است. آگاهی از ضریب قابلیت ارتجاع این لیگاپورها، برای انتخاب گونه‌ای ویژه از لیگاپور در یک وضعیت بالینی ویژه سودمند خواهد بود.

هدف: هدف از این بررسی، مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاع لیگاپورهای 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 لیگاپور الاستومری مورد بررسی، پس از 28 روز نگهداری بررسی گردید.

مواد و روش: در این بررسی تجربی - آزمایشگاهی، لیگاپورهای 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.

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

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

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

درآمد

ممکن است درمانگران از سیم لیگچور استنلس استیل 0/008 تا 0/014 اینچ، گیره‌های فنری self-ligating یا لیگچورهای الاستومری برای نگه داشتن آرچ وایرها در براکت‌های ارتودنسی استفاده کنند. لیگچورهای الاستومری از جنس مواد الاستومری مصنوعی (پلی اورتان‌ها) بوده و ترکیب دقیق آنها یک راز تجاری است^(1,2). ویژگی‌های تبلیغاتی یاد شده در پیوند با لیگچورهای 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. لیگچورهایی، که ضریب قابلیت ارتجاعی بالا دارند، نیرویی بیشتر بر روی مجموعه‌ی 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 لیگچورهای الاستومری هستند. در یک بررسی آشکار گردید، که لیگچورهای 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 لیگچورهای 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 لیگچورهای 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 فرآورده‌ها، سبب می‌شود که استفاده از آنها زمانی، که به نشاندن کامل آرچ وایر نیاز هست (برای نمونه تصحیح چرخش و تورک)، مناسب نباشد.

هنگامی که مکانیک‌های اسلایدینگ استفاده می‌شود، اصطکاک یک ملاحظه اصلی است⁽⁶⁾. برآورد می‌شود، که 50 درصد نیروی ارتودنسی به کار برده شده در این ساختار، تنها برای چیرگی بر اصطکاک استفاده می‌شود⁽⁷⁾. به نظر می‌رسد، که روش

بستن آرچ وایر تعیین کننده‌ای مهم در ایجاد اصطکاک باشد^(8,6). ترو (Thurrow)⁽⁸⁾ بیان کرد، که لیگچورهای الاستومری در مکانیک‌های اسلایدینگ سبب اتصال (Binding) می‌شوند و پیشنهاد کرد، که نیروی اعمال شده به یک دندان یا سگمنت مفروض برای جبران نیروهای اتصال لیگچورهای الاستیک افزایش داده شود. بررسی‌ها نشان داده‌اند، که لیگچورهای استنلس استیلی، که به صورت شل بسته شده باشند، اصطکاک کمی کمتر از لیگچورهای الاستومری استاندارد ایجاد می‌کنند^(9,5). به هر رو، افزایش در زمان کار بالینی لازم برای به کار بردن لیگچورهای 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 می‌کنند آسانی استفاده را با اصطکاک کم ترکیب می‌کنند^(10,11). 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 لیگچورهای الاستومری تاکنون پژوهشی انجام نشده است. از آنجا، که نیروی وارد شده به وسیله‌ی لیگچورهای 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 لیگچور مورد استفاده در ارتودنسی انجام گردد. بنابراین، هدف از این بررسی آن بود، که ضریب قابلیت ارتجاعی لیگچورهای 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 لیگچور الاستومری پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده ایجاد می‌گردد، بررسی شود.

مواد و روش

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

مقطع آنها به اندازه ی سطح قاعده ی 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 گونه ی مخروطی شکل داده شد تا خروج لیگچورها را آسان سازد. لیگچورهای الاستومری هر شرکت، در آغاز، با استفاده از موسکیتو فورسپس بر روی براکت هر ابزار قرار داده شدند و سپس، به بخش پایین تر ابزار منتقل شدند تا کاربرد و نگهداری لیگچورها در مدت آزمایش همانند شرایط بالینی باشد (نگاره ی 2). ابزارها در بطری های شیشه ای جداگانه، قرار داده شدند که دارای بزاق مصنوعی بود، و در انکوباتور در دمای 37 درجه ی سانتی گراد 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 درجه ی سانتی گراد 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، لیگچورهای الاستومری از ابزارهای نگهدارنده بیرون آورده شدند و مانند حالت پیشین در دستگاه Zwick آزمایش گردید.



نگاره ی 2: نمای لیگچورهای الاستومری بر روی ابزارهای نگهدارنده برای تقلید شرایط درون دهانی

واکاوی آماری داده ها

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

All Star (آمریکا)، Dentaureum (آلمان) و ITO (ایران)، برگزیده شدند که همگی به روش قالب گیری تزریقی (Injection molding) ساخته شده بودند. گفتنی است، که لیگچورهای شرکت های ITO و Techno Tak در ایران ساخته شده و مواد اولیه ی این لیگچورها از کشور آلمان وارد می شود.

لیگچورهای 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 وسیله ی دستگاه کشش Zwick مدل Z 250 ساخت کشور آلمان انجام گرفت (نگاره ی 1). با استفاده از سیم استنلس استیل 0/8 میلی متر قلاب های U شکلی ساخته شد تا لیگچورها را برای انجام آزمایش کشش در دستگاه Zwick نگه دارد. آزمایش کشش با سرعت کراس هد 0/2 اینچ در دقیقه (پنج میلی متر در دقیقه) بر پایه ی سفارش Kovatch⁽¹⁵⁾ انجام گرفت.



الف) آزمایش لیگچورها در حالت آغازین: برای این بخش از بررسی، 15 عدد لیگچور الاستومری شفاف از بسته ی 1000 تایی فراورده ی هر شرکت به روش تصادفی برگزیده و در دستگاه Zwick و با سرعت کراس هد پنج میلی متر در دقیقه کشیده شدند. منحنی های نیرو-کشیدگی همه ی نمونه ها به وسیله ی رایانه ثبت گردید. با استفاده از این منحنی ها، ضریب قابلیت ارتجاعی لیگچورها تعیین شد.

ب) آزمایش لیگچورها پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده: برای این بخش از بررسی، 15 عدد لیگچور الاستومری شفاف از هر شرکت به شیوه ی تصادفی برگزیده شدند. برای نگهداری لیگچورها در بزاق مصنوعی (ساخته شده به وسیله ی دکتر عرفایی در دانشکده ی داروسازی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد) هفت عدد ابزار (Jig) فولادی ساخته شد، که سطح

گونگون با یکدیگر، از آزمون واریانس یک عاملی (ANOVA) و دانکن استفاده گردید.

یافته‌ها

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

روز، از لیگچوره‌های تازه استفاده گردید. بنابراین، برای مقایسه‌ی میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی لیگچوره‌های 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 لیگچوره‌های الاستومری شرکت‌های

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

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

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 گروه‌هایی، 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 گروه‌ها اختلافی معنادار دارد.

آزمون Two sample T-test برای مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی لیگچوره‌های 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 لیگچوره‌های Dentaurum به گونه‌ای معنادار کاهش یافت ($p < 0/05$). تغییرات ضریب قابلیت ارتجاعی لیگچوره‌های GAC، Techno Tak و All Star اهمیت آماری نداشت.

واکاوی ANOVA نشان داد، که در میانگین ضریب قابلیت ارتجاعی لیگچوره‌های 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

دارا هستند و با یکدیگر اختلاف نداشته ولی با بقیه ی گروه‌ها اختلافی معنادار دارند. همچنین گروه ITO (با میانگین 2/15 نیوتن/میلی‌متر) بالاترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی را دارا بوده و با بقیه ی گروه‌ها اختلافی معنادار دارد.

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، 1/44 و 1/45 نیوتن/میلی‌متر)، کمترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی را

جدول 2: آزمون دانکن برای مقایسه‌ی دو به دوی گروه های مورد بررسی در متغیر ضریب قابلیت ارتجاعی در حالت آغازین

گروه	زیرمجموعه برای ألفا = 0/05				
	5	4	3	2	1
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	1/000	1/000	0/152	0/249	0/184

جدول 3: 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 ألفا = 0/05			
	4	3	2	1
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	1/000	0/318	0/052	0/079

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 لیگاتور الاستومری مرتبط کرد و آن هنگامی است، که دور براکت انداخته می‌شود. هر چه این ضریب بالاتر باشد، نیرویی که لیگاتور 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 می‌رسد، که در مکانیک‌های اسلایدینگ، استفاده از لیگاتورهای

بحث

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

الاستیک‌ها نیز، با یکدیگر مقایسه شد. نتایج نشان داد، که ضریب قابلیت ارتجاعی الاستیک‌های لاتکس شرکت Masel به گونه‌ای چشمگیر بالاتر از الاستیک‌های لاتکس GAC بود. همچنین، ضریب قابلیت ارتجاعی الاستیک‌های غیرلاتکس Masel نیز، از الاستیک‌های غیرلاتکس GAC بیشتر گزارش شده بود. پژوهشگران نتیجه گرفتند، که انتخاب الاستیک‌ها باید بر مبنای شرایط ویژه هر بیمار و نیز، ویژگی‌های مکانیکی این الاستیک‌ها انجام گیرد، که متأثر از گونه‌ی ماده و کارخانه‌ی سازنده آن است.

مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاتورهای الاستومری هر شرکت در حالت آغازین و پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، نشان می‌دهد، که این ضریب در لیگاتورهای American Orthodontics، Ortho Technology و ITO پس از 28 روز به گونه‌ای معنادار افزایش و در لیگاتورهای Dentaurum کاهش چشمگیر یافت. تغییرات ضریب قابلیت ارتجاعی گروه‌های دیگر اهمیت آماری نداشت. در پیوند با علت احتمالی افزایش یا کاهش این ضریب باید گفت، که ترکیب دقیق مواد الاستومری، یک راز تجاری است و گرچه فرمول کلی این مواد یکسان بوده، ولی ترکیب دقیق آنها در شرکت‌های گوناگون متفاوت است. تغییر در ویژگی‌های کششی این مواد، احتمالاً در اثر رطوبت، دما و ترکیبات گوناگون موجود در بزاق مصنوعی بوده، ولی این‌که، چرا در برخی لیگاتورها، این ضریب افزایش و در پاره‌ای دیگر کاهش یافته است، با توجه به مشخص نبودن فرمول دقیق لیگاتورها بررسی شدنی نیست.

مقایسه‌ی ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاتورهای الاستومری شرکت‌های گوناگون با یکدیگر، با استفاده از واکاوی واریانس نشان داد، که اختلافی معنادار در ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاتورهای مورد بررسی، هم در حالت آغازین و هم پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، وجود داشت. واکاوی دانکن (جدول-های 2 و 3) نشان داد، که در حالت آغازین، کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی به لیگاتورهای American Orthodontics و Ortho Technology و بیشترین آن به لیگاتورهای Dentaurum مربوط بود. پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده، گروه‌های Ortho Technology، All Star، Techno Tak و Dentaurum کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را داشتند؛ در حالی که، بیشترین ضریب یاد شده، به گروه ITO مربوط بود. روی هم رفته، گروه Ortho Technology در هر دو حالت مورد بررسی

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 لیگاتورهایی، که ضریب قابلیت ارتجاعی پایین‌تر دارند، در دیدارهای نخست بیمار و بی‌درنگ پس از باندینگ و نیز، در مکانیک‌های اسلایدینگ - اگر سفتی لیگاتورها در مدت استفاده به نسبت ثابت برجا بماند - مناسب‌تر هستند، در حالی که، لیگاتورهایی، که ضریب قابلیت 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 شیار براکت نیاز دارند، مطلوب‌تر هستند.

بنابر آگاهی ما، ضریب قابلیت ارتجاعی لیگاتورهای الاستومری تاکنون بررسی نشده است. بررسی‌های انجام شده در پیوند با مواد الاستومری، بیشتر اثرات زمان، درجه‌ی دما، PH بزاق، افزودن فلوراید، میزان کشیدگی و جذب آب را بر روی از دست رفتن نیرو، تغییرشکل همیشگی و استحکام این مواد بررسی کرده‌اند (2, 15, 17-28). ونگ (Wong)⁽¹⁾ ضریب دراز شدن الاستیک‌های لاتکس 3/16 (22 گرم/ میلی‌متر)، Unitek chain (89 گرم/ میلی‌متر) و Ormco Power Chain (46 گرم/ میلی‌متر) را در بررسی خود اندازه گرفت. در آزمایش وی، همه‌ی نمونه‌ها یک گوناگونی زیاد را در ضریب بلند شدن نشان دادند. وی بیان کرد، که این اعداد تنها می‌توانند به صورت یک راهنما برای تعیین این‌که، هنگام کاربرد این مواد چه نیرویی بر روی دندان‌ها اعمال می‌گردد، استفاده شوند. راک (Rock) و همکاران⁽²⁸⁾، اثر پیری (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 آغازین کاهش پیدا کرد. همه‌ی مواد آزمایش شده متحمل کاهش سفتی شدند، که در افت نیروی اعمال شده اثر داشت. در پایان دوره‌ی چهار هفته‌ای آزمایش، سفتی واحدهای سه حلقه‌ای، 37 تا 65 درصد و سفتی واحدهای چهار حلقه‌ای، 34 تا 67 درصد کاهش یافته بود. راسیل (Russell) و همکاران⁽²⁹⁾ (2001) ویژگی‌های مکانیکی الاستیک‌های ارتودنسی لاتکس و غیرلاتکس دو شرکت GAC و Masel را بررسی کردند. در این بررسی، افزون بر سطح مقطع، نیروی پارگی، افت نیرو و... ضریب قابلیت ارتجاعی این

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 نشان دهنده ی نیروی وارده در واحد کشیدگی بوده، میزان و تغییرات آن در پیوند مستقیم با نیروی وارده از سوی لیگاتور الاستومری بر روی مجموعه ی براکت و سیم است. پس، می توان نتیجه گرفت، که لیگاتورهای American Orthodontics و Ortho Technology، که کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را در حالت آغازین را دارند، برای دیدارهای نخست درمان ارتودنسی و بی درنگ پس از باندینگ مناسب تر هستند، در حالی که، لیگاتورهای Dentaurum برای این کاربرد مناسب نیستند. همچنین، لیگاتورهای Ortho Technology نسبت به دیگر لیگاتورها، برای مکانیک های اسلایدینگ مناسب تر هستند. نتایج این بررسی تنها به لیگاتورهای شفاف اشاره می کند، که در محیط دهانی تقلید شده، آزمایش شده بودند. اگرچه ممکن است یافته های این بررسی یک راهنمای سودمند در رفتار بالینی مورد انتظار لیگاتورهای الاستومری آزمایش شده باشد، اما همواره باید در تعمیم یافته های آزمایشگاهی به محیط بالینی احتیاط شود.

نتیجه گیری

1- ضریب قابلیت ارتجاعی پس از 28 روز نگهداری در محیط دهانی تقلید شده در لیگاتورهای الاستومری

American Orthodontics، Ortho Technology و ITO به گونه ای معنادار افزایش و در لیگاتورهای Dentaurum کاهش چشمگیر یافت. تغییرات ضریب قابلیت ارتجاعی گروه های دیگر اهمیت آماری نداشت.

2- لیگاتورهای 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 مکانیک های اسلایدینگ و نیز، بی درنگ پس از باندینگ ارتودنسی مناسب هستند.

3- لیگاتورهای American Orthodontics، همانند لیگاتورهای Ortho Technology، کمترین ضریب قابلیت ارتجاعی را در حالت آغازین نشان دادند، که سبب می شود تا برای استفاده ی بی درنگ پس از باندینگ ارتودنسی مطلوب باشند.

4- لیگاتورهای Dentaurum، در حالت آغازین دارای بالاترین میزان ضریب قابلیت ارتجاعی بودند، که نشان می دهد برای استفاده ی بی درنگ پس از باندینگ ارتودنسی مناسب نیستند.

سپاسگزاری

به این وسیله از همکاری صمیمانه ی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، که هزینه ی انجام این طرح را پذیرفتند، سپاسگزاری می گردد.

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.