

بررسی تغییرات اصطکاک براکت استیل بر روی سیم استیل حین حرکت لغزشی

دکتر شیوا علوی^۱، دکتر زهره طباطبائی*

چکیده

مقدمه: در مکانیک لغزشی (Sliding) که یکی از روش‌های شایع حرکت دادن دندان در ارتودنسی است، اصطکاک تولید می‌شود و حرکت مطلوب دندان را به تأخیر می‌اندازد. افزایش اصطکاک نه تنها نیازمند افزایش نیروی ارتودنتیک است، بلکه باعث از دست رفتن انکوريج (Anchorage loss) می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی تغییرات اصطکاک حین حرکت اسلایدینگ براکت استیل روی سیم استیل بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی - آزمایشگاهی، ۶۹ براکت استیل استاندارد کانین بالا از نوع Dentarurum با اندازه اسلات ۰/۰۱۸ اینچ به صورت تصادفی به سه گروه ۲۳ تایی تقسیم شد و در هر گروه، یکی از اندازه‌های ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ اینچ سیم‌های استیل کارخانه مزبور در ترکیب با براکت‌ها مورد استفاده قرار گرفت؛ به گونه‌ای که هر قطعه سیم با استفاده از دستگاه Dartec در پنج فاصله ۱ میلی‌متری و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه، از درون براکت‌ها کشیده شد و اصطکاک تولید شده ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از روش‌های Repeated measurement ANOVA و Paired Sample t-test مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. سه عدد از نمونه‌ها به طور تصادفی، در ابتدا و پس از کشش‌های اول، سوم و پنجم، تحت بررسی میکروسکوپ الکترونی قرار گرفتند.

یافته‌ها: بر اساس Repeated measurement ANOVA، اختلاف معنی‌داری در اصطکاک استاتیک (Static) و کینتیک (Kinetic) بین کشش‌های اول تا پنجم در هر سه سیم مشاهده شد. بر اساس Paired sample t-test، در اکثر موارد، اختلاف معنی‌دار بین کشش اول و سایر کشش‌ها وجود داشت ولی اختلاف بین کشش‌های سوم و چهارم، سوم و پنجم و نیز چهارم و پنجم در سه اندازه سیم و دو نوع اصطکاک معنی‌دار نبود. در کشش‌های اول، سوم و پنجم، بین سه اندازه سیم و در دو نوع اصطکاک، تفاوت معنی‌داری دیده نشد.

نتیجه‌گیری: این بررسی نشان داد که حین حرکت اسلایدینگ براکت استیل روی سیم استیل کاهش اصطکاک می‌یابد. قطر و سطح مقطع سیم اثر اندکی روی اصطکاک دارد. کلید واژه‌ها: تغییرات اصطکاک، اسلایدینگ، اصطکاک استاتیک، اصطکاک کینتیک.

* استادیار، گروه ارتودنسی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد، یزد، ایران. (مؤلف مسؤل)
zohre.tabatabaei@gmail.com

۱: استادیار، گروه ارتودنسی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

این مقاله در تاریخ ۸۸/۶/۱۸ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۸۸/۸/۱۰ اصلاح شده و در تاریخ ۸۸/۹/۱۷ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان
۱۳۸۸: (۴) ۲۰۳ تا ۲۱۱

مقدمه

اصطکاک، بین دو جسم که مایلند در تماس با هم جابه‌جا شوند، به وجود می‌آید [۱] و حرکت نسبی دو جسم در تماس را به تأخیر می‌اندازد یا در برابر آن مقاومت می‌کند [۲]. اصطکاک همواره در خلاف مسیر حرکت است [۳] و به نیروی فشارنده دو سطح (N) و خواص شیمیایی و فیزیکی سطوح در تماس (μ) و مواد ضد اصطکاک (Lubricants) بستگی دارد [۳-۵]. اصطکاک طبق فرمول $F = \mu \times N$ [۳] تعریف می‌شود.

نیروی اصطکاک بر دو نوع است:

۱. اصطکاک ایستایی (استاتیک)، یا نیروی اصطکاک میان سطوح ساکن، که مانع از آغاز حرکت می‌شود [۴، ۱].
۲. اصطکاک جنبشی (کینتیک) یا نیروی اصطکاک میان سطوح در حال حرکت [۴].

در ارتودنسی هنگامی که براکت باند شده به دندان در طول سیم حرکت می‌کند، اصطکاک از نیرویی که به صورت طبیعی روی نقاط تماس وارد می‌گردد، ناشی می‌شود [۶].

در تمام انواع تکنیک‌های لغزشی، اصطکاک وجود خواهد داشت [۱] و یک فاکتور کنترل نشده می‌باشد [۷]. در این روش، اجزای درگیر در اصطکاک عبارتند از:

۱. سطوح لغزنده بر روی هم، شامل دیواره‌های شیار براکت و سطوح سیم.
۲. نیروی فشارنده دو سطح، مثل زاویه بین سیم و شیار براکت، اندازه سیم، روش بستن سیم در براکت و ... [۲].
۳. ایجاد اتصال (Binding) بین براکت و سیم.
۴. ایجاد شیار V شکل روی سیم (Notching) [۸، ۹].

بنابراین نیروی به کار رفته برای حرکت دادن دندان باید هم برای غلبه بر مقاومت بیولوژیک بافت‌ها و هم برای غلبه بر اصطکاک کافی باشد [۵، ۱۰]. افزایش اصطکاک، سبب افزایش نیروی لازم برای حرکت دندان و باعث از دست رفتن انکوریج و ایجاد صدمات جبران ناپذیر روی ریشه و پریودنشیوم می‌شود [۱۱، ۱۲].

Keith و همکاران [۱۳] در مطالعه‌ای بر روی سه نوع براکت سرامیک و براکت استیل دنتاروم مشاهده کردند که براکت‌های سرامیکی سبب سایش سیم و تولید دبری‌های سایشی می‌شوند که ممکن است مقاومت اصطکاک را تغییر دهد؛ اما براکت‌های

استیل دنتاروم سایش اندک و تغییرات کمی را در اصطکاک نشان دادند.

Keith و همکاران [۱۴] در مطالعه‌ای دیگر بر روی براکت‌های زیرکونیا و براکت‌های سرامیکی و چهار نوع سیم استیل، نیکل تیتانیوم، بتا- تیتانیوم و کروم- کبالت دریافتند که سایش سبب افزایش اصطکاک می‌شود.

Kapur و Nanda [۱۵] سطح مقاومت اصطکاک تولید شده با نمونه‌های آزمایشی نو و استفاده شده را اندازه گیری و مقایسه کردند. نتایج نشان داد که میزان مقاومت اصطکاک با استفاده مکرر از براکت افزایش می‌یابد. Michelberger و همکاران [۹] نیز در مطالعه‌ای روی مقاومت اصطکاک براکت‌های تیتانیوم و استیل و سیم‌های استیل و بتا- تیتانیوم دریافتند که ترکیب براکت و سیم استیل کمترین سایش و کمترین اصطکاک را دارد. در مورد اثر قطر سیم و سطح مقطع آن اطلاعات زیادی موجود است؛ Ireland [۱۶] در بررسی اصطکاک روی یک سری براکت دریافت که در سیم‌های با قطر بزرگ‌تر، اصطکاک بیشتر است؛ Downing [۱۷]، Nanda و Kapur [۱۸]، راجی و دربان [۱۹] و راجی و سیف [۲۰] نیز افزایش اصطکاک را با افزایش اندازه سیم نشان دادند؛ Nanda و Ogata [۲۱] دریافتند که اصطکاک سیم‌های چهار گوش بیش از سیم‌های گرد است؛ Baker [۲۲] افزایش اصطکاک را با کاهش قطر سیم نشان داد؛ Tidy [۶] بیان نمود که ضخامت سیم اثر اندکی بر اصطکاک دارد و در نهایت، Michelberger [۹] نشان داد که اصطکاک کینتیک سیم گرد استیل بیش از سیم چهار گوش است.

با توجه به تضاد بین قوانین فیزیک، که بیانگر کاهش اصطکاک با سایش می‌باشد [۱۵] و مطالعات عملی و بالینی، مطالعه حاضر برای بررسی تغییرات اصطکاک در طول زمان با روش اسلایدینگ و لزوم یا عدم لزوم افزایش انکوریج با پیشرفت درمان، طراحی شده است.

مواد و روش‌ها

این بررسی روش تجربی- آزمایشگاهی، بین سال‌های ۸۵-۱۳۸۴ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد.

حجم نمونه مورد نیاز، با انحراف معیار ۶۵ گرم‌نیرو، برابر با ۶۹ عدد تعیین گردید؛ بنابراین ۶۹ عدد براکت استیل استاندارد کانین بالا

برای بازسازی حرکات دندان کانین، با توجه به مطالعه Bendar و همکاران [۲] دستگاهی ساخته شد که دارای یک بلبرینگ چرخان بود و به ما امکان نگه داشتن براکت‌های چسبانده شده روی استوانه‌های برنجی و شبیه سازی حرکت تیب (Tip) و انگولاسیون (Angulation) دندان کانین حین حرکت اسلایدینگ را می‌داد. دستگاه از یک صفحه آلومینیومی به ضخامت ۱۲ میلی‌متر و عرض ۶۰ و ارتفاع ۶۵ میلی‌متر تهیه گردید. در بالای صفحه و با فاصله ۲۵ میلی‌متر از لبه فوقانی آن و در مرکز، سوراخی به قطر ۳۵ و عمق ۱۰ میلی‌متر تهیه شد تا امکان قرارگیری یک بلبرینگ با قطر خارجی ۳۵ و قطر داخلی ۲۳ میلی‌متر، به راحتی و بدون فشار و در عین حال با تناسب کامل با سوراخ توصیف شده، فراهم آید. لبه فلزی به ضخامت ۲ میلی‌متر، از پشت مانع خروج بلبرینگ از سطح پشتی می‌شد و سطح جلوی بلبرینگ در امتداد صفحه آلومینیومی بود. با کاربرد یک شفت که قطری دقیقاً مساوی با قطر داخلی بلبرینگ داشت، پیچی تهیه شد تا از پشت صفحه استیل به بلبرینگ داخل شود؛ سطح جلویی این پیچ با سطح بیرونی بلبرینگ و صفحه استیل دقیقاً هم‌سطح بود. در مرکز این شفت و در قسمت جلو، پیچی با ارتفاع ۵ و قطر ۲ میلی‌متر تراش داده شد که امکان پیچاندن استوانه‌ها روی آن فراهم می‌گردید (شکل ۱).

جهت انجام کشش سیم در براکت و ثبت اصطکاک از دستگاه دارتک (DARTEC, HC10, England) استفاده شد.

پس از آماده سازی نمونه‌های سیم و براکت مورد مطالعه، دستگاه ساخته شده محکم در پایه دستگاه دارتک نصب شد؛ سپس یک استوانه برنجی و براکت متصل به آن روی دستگاه به گونه‌ای پیچانده شد که سیم بدون خمیدگی از درون براکت می‌گذشت و توسط سر متحرک دستگاه دارتک گرفته می‌شد. آن گاه، ۶ حلقه از چین الاستیک حافظه‌دار از وینگ (بالچه) براکت به سمت پیچ فوقانی روی پیچ شش یخ دستگاه طراحی شده کشیده شد و در آن قرار گرفت تا نیرویی حدود ۲۵۰ گرم‌نیرو به براکت اعمال کند؛ یک الاستیک داخل دهانی هم طراحی گردید و از زائده سمت راست استوانه برنجی به پیچ کناری روی پیچ شش یخ دستگاه وصل شد. این الاستیک نیرویی حدود ۱۱۳ گرم‌نیرو برای شبیه سازی مرکز مقاومت دندان کانین اعمال می‌نمود. این نیروها امکان شبیه سازی Tip و Angulation دندان کانین حین ترکتشن را ایجاد می‌کرد. کشش سیم با سرعت نیم میلی‌متر در دقیقه به سمت بالا انجام شد.

با اندازه اسلات ۰/۱۸ (Dentaurum, Ispringen, Germany)، پس از تقسیم به سه دسته ۲۳ تایی، با استفاده از چسب سیانوآکریلات (Superglue, Genuine, Japan) در مرکز و در محل تلاقی قطر طولی و عرضی ۶۹ استوانه یکسان برنجی چسبانده شد. در هر گروه، ۲۳ قطعه سیم ۱۰ سانتی‌متری استیل (Dentaurum, Ispringen, Germany) از یکی از سایزهای ۰/۱۶، ۰/۱۶ × ۰/۱۶ و ۰/۱۶ × ۰/۲۲ اینچ در ترکیب با براکت‌ها به کار رفت. همچنین چین الاستیک حافظه‌دار (Memory chain elastic) (Orthotechnology, Tampa, Florida, USA) برای بازسازی ترکتشن کانین و نیز الاستیک داخل دهانی Medium (۶/۴ میلی‌متر و ۱/۴ اینچ) (3M Unitek, Monrovia, USA) برای بازسازی مرکز مقاومت دندان کانین به کار رفت.

سیم‌ها و براکت‌ها همگی از نمایندگی فروش کارخانه خریداری گردید و به همین دلیل مشخصات کارخانه‌ای کالا را داشت؛ با این حال، براکت‌های به کار رفته به گونه‌ای انتخاب شد که علاوه بر دارا بودن مشخصات ذکر شده، هیچ گونه Distortion در اسلات یا خوردگی و کوروزن در اسلات و بیس نداشته باشد.

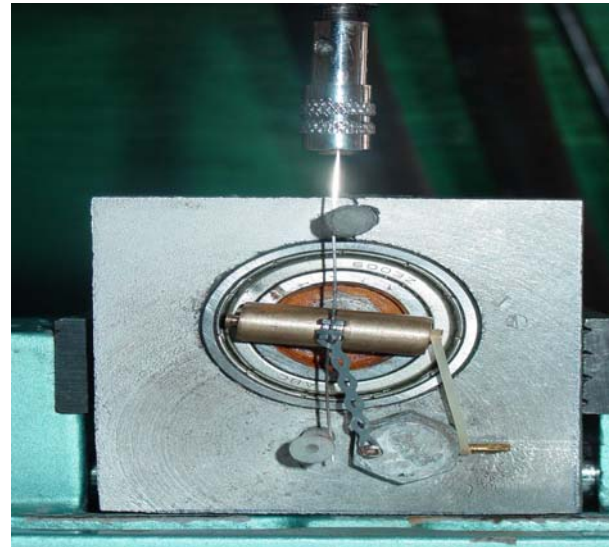
استوانه‌های برنجی توسط تراشکار و همگی از قطعه کردن یک میله استوانه‌ای شکل به قطر ۸ میلی‌متر ساخته شد و دارای ابعاد یکسان (قطر ۸ و طول ۲۳ میلی‌متر) بود. در یک سمت و در وسط استوانه‌ها، سوراخی به عمق و قطر پیچ انتهایی شفت فلاویز گردید. نمونه‌هایی که زائده‌های ته آن‌ها به صورت نامناسب و متفاوت با بقیه فرم داده شده بود، همچنین نمونه‌هایی که ابعاد سوراخ آن‌ها متناسب با پیچ شفت نبود، کنار گذاشته شد.

Chain elastic و الاستیک‌های داخل دهانی، با وجود یکسان بودن بسته بندی، دارای تنوع نیرویی بودند؛ بنابراین بر اساس گنج نیرویی (Feder wage برابر ۲۵-۲۵۰ گرم) (Correx, Dentaurum, Ispringen, Germany)، الاستیک‌هایی به کار رفت که نیروی مناسب را تولید نماید.

قبل از انجام آزمایش، بزاق تازه انسان در مجموع به میزان ۵۰ سی‌سی، جمع آوری و استفاده شد. برای این منظور، به فرد اجازه داده شد تا بزاق را در دهانش جمع کند و هر ۶۰ ثانیه یک‌بار، جمع آوری بزاق (تف کردن) انجام شد. برای اطمینان از این که بزاق تحریک نشده است، جمع آوری بزاق در صبح انجام گردید و فرد به مدت ۹۰ دقیقه از خوردن و آشامیدن خودداری نمود.

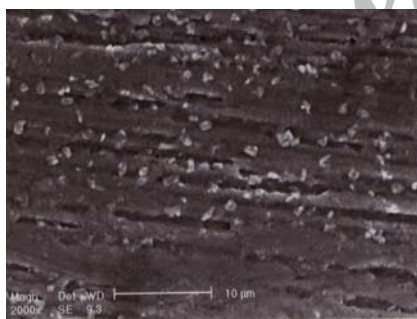
قطره بزاق طبیعی روی مجموعه سیم - براکت چکانده شد. سه نمونه به طور تصادفی انتخاب شد و قبل از انجام آزمایش، توسط میکروسکوپ الکترونی (EDX XL-30, Philips, Netherlands) از نظر وجود ناهمواری‌های سطحی در شیار براکت مورد بررسی قرار گرفت. این بررسی پس از انجام آزمایش کشش در بارهای اول، سوم و پنجم بار دیگر تکرار شد (شکل‌های ۲، ۳ و ۴).

پس از انجام ۳۴۵ آزمایش کشش، میانگین‌ها و انحراف معیارهای مربوط محاسبه شد. از اصطکاک‌های به دست آمده از دستگاه دارتک، بر حسب فاصله، نموداری ترسیم شد؛ بیشترین میزان اصطکاک در این نمودار، بیانگر اصطکاک ایستایی (استاتیک) است. این مقدار ماگزیمم (Maximum) کنار گذاشته و از سایر داده‌ها میانگین گرفته شد. این میانگین بیانگر اصطکاک جنبشی (کینتیک) است. تجزیه و تحلیل داده‌ها با کمک نرم‌افزار SPSS و با استفاده از آزمون‌های Paired Sample t-test و Repeated Measurement ANOVA انجام شد.

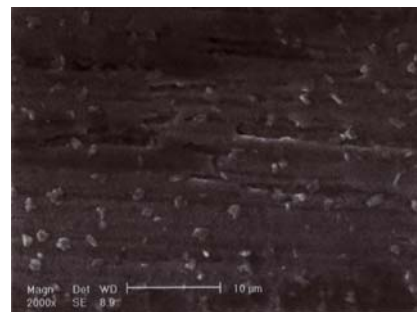


شکل ۱. نمای نزدیک دستگاه طراحی شده برای بازسازی حرکت دندان کائین

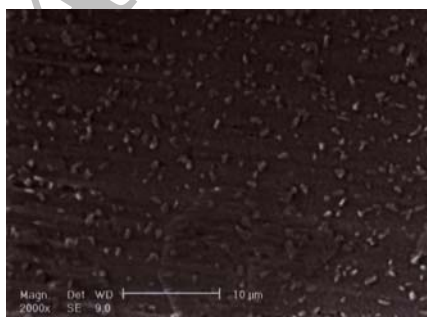
در هر بار کشش، ۱ میلی‌متر از سیم در مدت زمان ۲ دقیقه از درون براکت کشیده شد و با احتساب ۵ بار کشش هر سیم از درون براکت، ۵ میلی‌متر از سیم در معرض براکت قرار گرفت. مجموع کشش‌های ثبت شده توسط دستگاه دارتک، ۳۴۵ کشش بود. در بین آزمایش‌ها، الاستیک‌ها تعویض شدند و یک



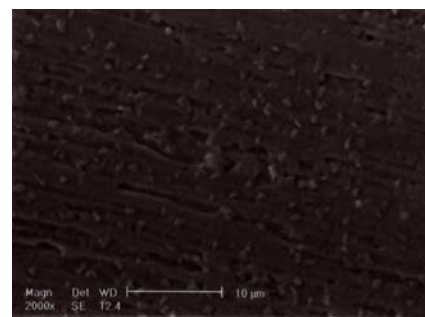
A



B

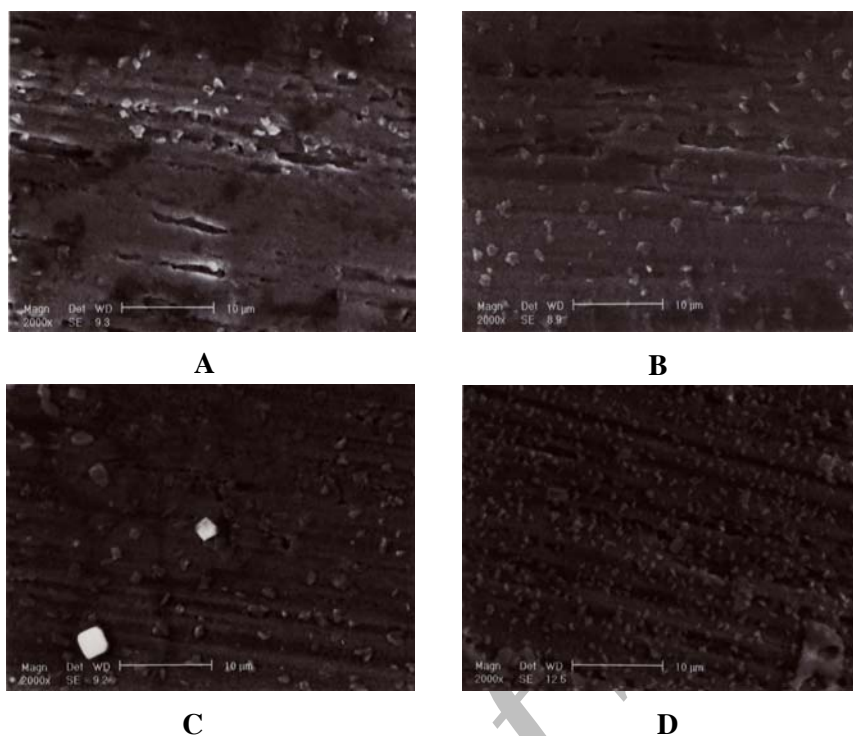


C

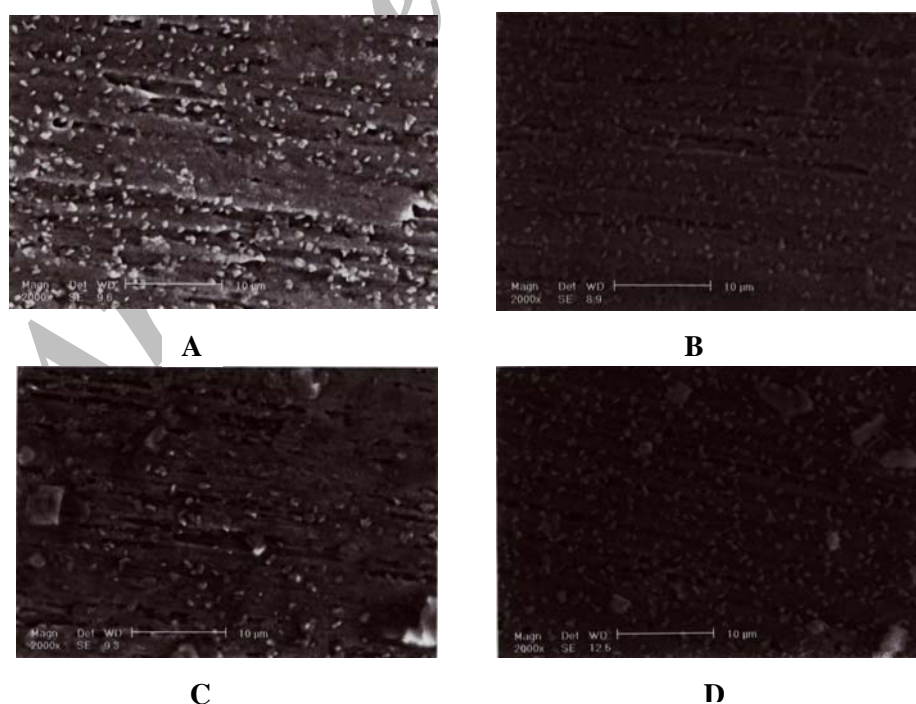


D

شکل ۲. تصویر شیار براکت به کار رفته با سیم ۰/۰۱۶ قبل از کشش (A)، پس از کشش اول (B)، پس از کشش سوم (C) و پس از کشش پنجم (D)



شکل ۳. تصویر شیار براکت به کار رفته با سیم 0.016×0.016 قبل از کشش (A)، پس از کشش اول (B)، پس از کشش سوم (C) و پس از کشش پنجم (D)



شکل ۴. تصویر شیار براکت به کار رفته با سیم 0.016×0.022 قبل از کشش (A)، پس از کشش اول (B)، پس از کشش سوم (C) و پس از کشش پنجم (D)

جدول ۱. مقایسه میانگین و انحراف معیار اصطکاک استاتیک در سه سیم ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ در کشش‌های اول تا پنجم

کشش سیم	اول	دوم	سوم	چهارم	پنجم	p value	
						برای مقایسه کشش‌ها	میانگین (اول تا پنجم)
۰/۰۱۶	۱/۴۴۴۸ ± ۱/۴۶۴۹	۰/۷۸۸۳ ± ۰/۸۱۴۶	۰/۷۳۱۲ ± ۰/۷۰۲۲	۰/۶۶۹۷ ± ۰/۵۹۰۸	۰/۶۰۷۴ ± ۰/۴۷۱۹	۰/۱۰	۰/۸۵۲۹ ± ۰/۶۵۱۶
۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶	۲/۶۲۵۴ ± ۲/۱۳۳۳	۰/۹۵۱۹ ± ۰/۶۴۴۱	۰/۷۲۲۶ ± ۰/۴۰۴۲	۱/۰۷۰۹ ± ۰/۹۴۱۹	۰/۷۸۸۵ ± ۰/۵۳۱۱	< ۰/۰۰۱	۱/۱۲۵۹ ± ۰/۶۲۱۶
۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶	۱/۹۲۴۲ ± ۲/۶۰۶۵	۰/۶۸۵۳ ± ۰/۴۰۲۶	۰/۶۶۱۴ ± ۰/۳۳۸۷	۰/۶۷۶۷ ± ۰/۳۶۶۴	۰/۵۸۹۲ ± ۰/۲۴۷۶	۰/۰۱۴	۰/۹۲۰۱ ± ۰/۷۰۸۸
برای p value مقایسه سیم‌ها	۰/۲۳۵	۰/۵۲۷	۰/۹۰۹	۰/۹۸۱	۰/۴۸۱		۰/۳۶۸

یافته‌ها

جدول‌های ۱ و ۲، میانگین اصطکاک کینتیک، میانگین اصطکاک استاتیک و انحراف معیار را نشان می‌دهد.

همان طور که در جدول ۱ دیده می‌شود، تفاوت اصطکاک استاتیک بین کشش‌های اول تا پنجم در سیم‌های ۰/۰۱۶ (p value = ۰/۰۱۰)، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ (p value < ۰/۰۰۱) و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ (p value = ۰/۰۱۴) معنی‌دار بوده است. اما تفاوت اصطکاک استاتیک در کشش‌های اول بین هر سه سیم و سایر کشش‌ها بین هر سه سیم معنی‌دار نبود (p value > ۰/۰۵).

در جدول ۲ می‌بینیم که در اصطکاک کینتیک نیز تفاوت معنی‌داری بین کشش‌های اول تا پنجم در هر سه سیم وجود دارد؛ مقادیر p value در کشش‌های اول تا پنجم در سیم‌های ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ به ترتیب ۰/۰۴۳، ۰/۰۰۱ و ۰/۰۴۰ بوده است. ولی تفاوت معنی‌داری بین

کشش‌های اول در سه سیم و کشش‌های دیگر در سه سیم وجود نداشت.

برای مشخص کردن این که کدامیک از مراحل کشش سبب ایجاد رابطه معنی‌دار آماری بین کشش‌ها شده است، از آزمون Paired Sample t-test استفاده شد که نتایج در جداول ۳ و ۴ آمده است. در این جداول، روابط معنی‌دار با علامت ستاره مشخص شده است.

بحث

اصطکاک در حرکات اسلایدینگ دندان نقش مهمی بازی می‌کند و سبب می‌شود قسمتی از نیروی به کار رفته در ارتودنسی برای غلبه بر آن صرف شود. بنابراین در مواردی که میزان اصطکاک زیاد باشد، نیروی لازم برای حرکت دادن دندان افزایش پیدا می‌کند که این عامل سبب ایجاد مشکلات بیولوژیک می‌شود و کاهش آن بهبود شرایط فیزیولوژیک درمان را به همراه دارد [۴].

جدول ۲. مقایسه میانگین و انحراف معیار اصطکاک کینتیک در سه سیم ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ در کشش‌های اول تا پنجم

کشش سیم	اول	دوم	سوم	چهارم	پنجم	p value	
						برای مقایسه کشش‌ها	میانگین (اول تا پنجم)
۰/۰۱۶	۱/۱۹۱۲ ± ۰/۹۴۰۷	۰/۴۸۴۱ ± ۰/۷۳۱۶	۰/۴۳۱۱ ± ۰/۶۷۵۵	۰/۴۰۲۴ ± ۰/۵۵۷۹	۰/۳۷۱۶ ± ۰/۴۴۱۸	۰/۰۴۳	۰/۵۳۵۰ ± ۰/۵۵۰۱
۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶	۱/۹۳۸۰ ± ۱/۶۵۹۵	۰/۵۸۰۲ ± ۰/۵۵۸۵	۰/۳۸۹۵ ± ۰/۲۸۱۲	۰/۷۱۸۷ ± ۱/۶۷۰۱	۰/۴۰۸۱ ± ۰/۲۸۸۲	< ۰/۰۰۱	۰/۷۰۸۳ ± ۰/۴۳۰۴
۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶	۱/۱۶۸۰ ± ۱/۹۲۹۷	۰/۳۶۱۱ ± ۰/۳۰۲۸	۰/۴۲۲۶ ± ۰/۴۹۹۳	۰/۳۲۳۰ ± ۰/۲۱۸۵	۰/۳۱۷۸ ± ۰/۵۱۸۵	۰/۰۴۰	۰/۵۱۹۷ ± ۰/۴۴۸۳
برای p value مقایسه سیم‌ها	۰/۱۴۹	۰/۴۸۸	۰/۹۶۳	۰/۷۵۱	۰/۸۵۵		۰/۳۵۶

جدول ۳. نتایج آزمون Paired Sample t-test در اصطکاک استاتیک در سیم‌های ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶

سیم	کشش اول و دوم	کشش اول و سوم	کشش اول و چهارم	کشش اول و پنجم	کشش دوم و سوم	کشش دوم و چهارم	کشش دوم و پنجم	کشش سوم و چهارم	کشش سوم و پنجم	کشش چهارم و پنجم
۰/۰۱۶	*۰/۰۳۰	*۰/۰۲۴	*۰/۰۲۳	*۰/۰۱۰	۰/۰۵۹	۰/۱۶۵	۰/۰۷۳	۰/۴۶۷	۰/۱۸۵	۰/۲۰۴
۰/۱۶ × ۰/۰۱۶	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۱	۰/۰۶۰	*۰/۰۰۹	۰/۱۰۸	۰/۲۴۰	۰/۸۹۶	۰/۱۵۶
۰/۱۶ × ۰/۰۲۲	*۰/۰۱۴	*۰/۰۲۳	*۰/۰۲۳	*۰/۰۲۲	۰/۹۷۳	۰/۵۴۵	۰/۴۷۶	۰/۴۲۳	۰/۳۳۷	۰/۱۱۹

* p value < ۰/۰۵

در این مطالعه دیده شد که در سیم ۰/۰۱۶، اصطکاک ایستایی پس از کشش اول به تدریج کاهش می‌یابد. در سیم ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ نیز اصطکاک ایستایی تا کشش سوم کاهش می‌یابد و در کشش چهارم افزایش ناگهانی دارد که از نظر آماری معنی‌دار نیست (p value > ۰/۰۵).

در سیم ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ نیز بالاترین اصطکاک ایستایی در کشش اول وجود دارد و سپس به سطحی یکنواخت‌تر می‌رسد و بیشترین میزان کاهش را بین کشش چهارم و پنجم نشان می‌دهد. بنابراین می‌بینیم که اصطکاک ایستایی در هر سه سیم با دفعات کشش سیم کاهش می‌یابد (p value < ۰/۰۵) (جدول ۱). همچنین دیده می‌شود که اصطکاک جنبشی این سه سیم، هماهنگی خوبی با اصطکاک ایستایی آن‌ها دارد و در هر سه سیم از کشش اول تا پنجم کاهش می‌یابد (p value < ۰/۰۵) (جدول ۲). این کاهش اصطکاک به دلیل تجمع دبری‌های سایشی است که در شیار براکت تجمع می‌یابد و سبب هموار شدن سطوح در تماس و کاهش اصطکاک می‌شود.

نتایج مطالعه حاضر با مطالعه Keith و همکاران باشد. Keith و همکاران [۱۴] در مطالعه‌ای دیگر بر روی براکت‌های زیرکونیا و پلی‌کریستالین نشان دادند که در براکت‌های زیرکونیا تجمع دبری‌های سایشی در لبه‌های بول (Bevel) براکت دیده می‌شود؛ بول، لایه برداری اسلات (Slot) از روی سیم را کاهش می‌دهد و حذف آن سبب افزایش اصطکاک می‌گردد. البته مطالعه ایشان نه در براکت‌های استیل، که در براکت‌های سرامیک و زیرکونیا انجام شده است. شرایط متفاوت آزمایش و روش متفاوت انجام کار می‌تواند سبب اختلاف نتایج مطالعه حاضر با مطالعه Keith و همکاران باشد.

نتایج مطالعه حاضر با مطالعه Keith و همکاران [۱۳] در مطالعه‌ای دیگر بر روی دو سری براکت جداگانه انجام شد و کشش مکرر را در یک براکت بررسی نکرد. علاوه بر این، تفاوت دو محیط نیز می‌تواند سبب شود نتایج مطالعه ایشان با نتایج حاضر متفاوت باشد. ایشان افزایش اصطکاک را با افزایش سایش نشان دادند.

جدول ۴. نتایج آزمون Paired Sample t-test در اصطکاک کینتیک در سیم‌های ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶

سیم	کشش اول و دوم	کشش اول و سوم	کشش اول و چهارم	کشش اول و پنجم	کشش دوم و سوم	کشش دوم و چهارم	کشش دوم و پنجم	کشش سوم و چهارم	کشش سوم و پنجم	کشش چهارم و پنجم
۰/۰۱۶	۰/۱۱۵	۰/۰۸۷	۰/۰۷۵	*۰/۰۴۳	۰/۰۵۷	۰/۱۲۱	۰/۰۹۲	۰/۴۵۶	۰/۳۳۹	۰/۵۶۵
۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۱	*۰/۰۳۳	*۰/۰۱۳	*۰/۰۲۷	۰/۵۸۷	۰/۳۹۵	۰/۷۴۶
۰/۰۱۶ × ۰/۰۲۲	*۰/۰۳۳	۰/۱۰۳	*۰/۰۴۰	۰/۰۵۴	۰/۵۰۴	۰/۵۹۴	۰/۸۶۸	۰/۳۴۲	۰/۴۱۶	۰/۸۲۴

* p value < ۰/۰۵

همان طور که بیان شد، در مورد تغییرات اصطکاک با تغییر قطر و سطح مقطع سیم، اطلاعات ضد و نقیض زیادی موجود است. نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعات [Irland ۱۶]، [Downing ۱۷]، [Kapur و Nanda ۱۸]، راجی و دربان [۱۹]، راجی و سیف [۲۰] و [Ogata و Nanda ۲۱] متفاوت است که می‌تواند به دلیل شرایط متفاوت مطالعه، جنس، نوع و اندازه سیم‌ها و براکت‌ها باشد؛ البته نتایج ما با مطالعات [Baker ۲۲]، [Tidy ۶] و [Michelberger ۹] همخوان است.

یکی از محدودیت‌های تحقیق حاضر، نیاز به طراحی و ساخت دستگاهی برای شبیه سازی حرکات دندانی بود. علاوه بر این، دستگاه دارتک دارای سر انتهایی کششی که منطبق با سیم‌های ارتودنسی باشد، نبود؛ بنابراین طراحی وسیله‌ای که از یک سمت با سیم‌ها و از سمت دیگر با Transducer دستگاه دارتک هماهنگ شود، برای انجام این مطالعه انجام پذیرفت.

نتیجه‌گیری

۱. میانگین نیروی اصطکاک ایستایی و جنبشی بین براکت‌های استیل و سیم‌های استیل ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ و ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ در دفعات مکرر (اول تا پنجم) کاهش می‌یابد.
۲. میانگین نیروی اصطکاک در هر یک از کشش‌های انجام شده بین سه اندازه سیم، تفاوت معنی‌داری ندارد.
۳. سایز (قطر) سیم و سطح مقطع آن اثر اندکی روی اصطکاک دارد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که حمایت از این تحقیق (طرح تحقیقاتی شماره ۳۸۴۲۸۸) را بر عهده داشتند و از جناب آقای دکتر سلیمانی که آنالیز آماری این مطالعه را انجام داده‌اند، تشکر و قدردانی می‌شود.

Michelberger و همکاران [۹] نیز نشان دادند که سایش روی داده در ترکیب براکت استیل با سیم استیل خفیف تا متوسط است. به دلیل سایش اندک در این ترکیب، تغییرات اصطکاک در براکت استیل کم می‌باشد.

در بررسی میکروسکوپ الکترونی که با بزرگ‌نمایی ۲۰۰۰ انجام شد نیز افزایش شیارهای سطحی براکت‌ها با افزایش دفعات کشش دیده شد؛ ولی هم‌زمان، دبری‌های سایشی استیل نیز افزایش می‌یابند که تمایل دارند شیارها را پر کنند و سطح را هموار سازند و این باعث کاهش اصطکاک می‌شود.

مراحل آماده سازی براکت‌ها برای بررسی میکروسکوپ الکترونی به گونه‌ای است که به سطح براکت آسیب نمی‌زند. به عبارت دیگر، براکت‌ها فقط با الکل شسته می‌شوند و آلودگی‌های محیطی آن‌ها حذف می‌شود.

کاهش اصطکاک، نیروی ارتودنتیک مورد نیاز را کاهش می‌دهد ولی سیستم درمانی اسلایدینگ یک سیستم Indeterminate است و تعیین میزان دقیق نیروها در آن به سادگی میسر نیست [۵].

همچنین در این مطالعه دیده شد که تفاوت بین کشش‌های اولیه در سه سیم و سایر کشش‌ها در سه سیم، در اصطکاک ایستایی و جنبشی معنی‌دار نبود ($p \text{ value} > 0/05$). البته باز هم در مراحل کشش، اصطکاک در سیم $0/016 \times 0/016$ از سیم $0/022 \times 0/016$ بیشتر است. این تفاوت به این دلیل است که با *tip* شدن استوانه‌های برنجی، سیم $0/016 \times 0/016$ که سفتی کمتری دارد، بیشتر دفلکت (Deflect) می‌شود و اصطکاک به دلیل افزایش نیروی فشارنده سیم و براکت افزایش می‌یابد [۲۲].

همچنین اصطکاک سیم $0/016$ نیز از سیم $0/022 \times 0/016$ بیشتر است؛ زیرا زمانی که اتصال (Binding) روی می‌دهد، در سیم چهار گوش نیروها در یک سطح پخش می‌شود اما در سیم گرد، نیروها در یک نقطه متمرکز می‌شوند که این مسأله سبب تفاوت فشار و تفاوت اصطکاک می‌گردد [۱۲، ۴].

References

1. Ho KS, West VC. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. Aust Orthod J 1991; 12(2): 95-9.
2. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 100(6): 513-22.
3. Nikolai RJ. Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. 1st ed. Philadelphia: Lea and Febiger. 1985: 24-113.

4. Nanda R. Biomechanics in Clinical Orthodontics. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders co. 1997: 188-210.
5. Proffit WR, Field HW. Contemporary orthodontics. 3rd ed. St louis: Mosby co. 2000: 344-9.
6. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96(3): 249-54.
7. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall J, Nickel JC. Clinical ligation forces and intra oral friction during sliding on a stainless steel arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123(4): 408-15.
8. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of orthodontic brackets with bumps in the slot and walls: Effect of second-order angulation. Dental Material 2004; 20(9): 881-92.
9. Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner G, Kenneth EG, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and arch wires in the dry state. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000; 118(6): 662-74.
10. Nanda R. Biomechanics and esthetic strategies in Clinical Orthodontics. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005: 12-5.
11. Braun S, Bluestein M, Moore K, Benson G. Friction in perspective. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 115(6): 619-27.
12. Drescher D, Bourquel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96(5): 397-404.
13. Keith O, Jones SP, Davis EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. Br J Orthod 1993; 20(2): 109-15.
14. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994; 106(6): 605-14.
15. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic bracket with repeated use. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 116(4): 400-4.
16. Ireland Aj, Sherriff M, MC Donald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. Eur J Orthod 1991; 13(4): 322-8.
17. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Br J Orthod 1994; 21(4): 349-57.
18. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996; 109(5): 535-42.
19. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 116(3): 271-4.
20. Darban H. Comparative evaluation of frictional forces in sliding movement of canine stainless steel brackets on SS wire in dry and wet states. [PhD Thesis]. Isfahan: School of dentistry, Isfahan university of medical sciences. 2003.
21. Seif M. Comparative evaluation of frictional forces between steel bracket and 5 types of α -Ti wires in sliding movement in invitro condition. [PhD Thesis]. Isfahan: School of dentistry, Isfahan university of medical sciences. 2004.
22. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987; 91(4): 316-20.