

بررسی مقاومت اصطکاکی سیم نیکل تیتانیوم ارتودنسی در زوایای مختلف قرارگیری براکت و سیم

دکتر مژگان کجویی^۱، دکتر آذین نوریان^۲

نویسنده‌ی مسوول: تبریز، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، دانشکده‌ی دندانپزشکی، گروه ارتودنسی azin.nourian@gmail.com

دریافت: ۹۳/۱۱/۲۰ پذیرش: ۹۴/۴/۴

چکیده

زمینه و هدف: مقاومت به اسلایدینگ ترکیبی از اصطکاک و بایندینگ است. زمانی که زاویه بین سیم و براکت از زاویه بحرانی فراتر رود بایندینگ ایجاد می‌شود. تاثیر زاویه می‌تواند توسط یکسری ویژگی‌های فیزیکی ذاتی مواد مخدوش شود. بنابراین مطالعه حاضر با هدف تعیین تاثیر زوایای مختلف قرارگیری سیم و براکت بر روی اصطکاک سیم نیکل تیتانیوم طراحی گردید. روش بررسی: در این تحقیق آزمایشگاهی، ۶۰ عدد سیم مستقیم نیکل تیتانیوم روند ۰/۰۱۶ اینچ و ۶۰ عدد براکت استینلس استیل سیستم ۰/۰۱۸ استاندارد استفاده شد و در سه زاویه‌ی قرارگیری ۰، ۵ و ۱۰ درجه جهت شبیه سازی خم درجه دوم بین براکت و سیم مورد آزمایش اصطکاک قرار گرفت. سیم‌ها توسط SEM ارزیابی شدند. از آزمون‌های one-way ANOVA و Tukey برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: با افزایش زاویه بین براکت و سیم، میزان نیروی اصطکاک به صورت معنی‌داری افزایش یافته بود ($P < ۰/۰۰۱$) و در مجموع زوایای سه گانه سیم و براکت، میانگین نیروی اصطکاک به‌دست آمده معادل $۱/۱۶ \pm ۱/۵۲$ نیوتن بود. اختلاف میزان نیروی اصطکاک در موقعیت زوایای ۰، ۱۰ ($P < ۰/۰۰۱$) و ۵، ۱۰ ($P < ۰/۰۰۷$) از نظر آماری معنی‌دار بوده است.

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان داد که تغییر زاویه سیم نیکل تیتانیوم و براکت استینلس استیل با میانگین نیروی اصطکاک رابطه دارد. میانگین نیروی اصطکاک تا زاویه‌ی درجه ۵ معنی‌دار نیست ولی در زوایای بالاتر روند افزایش اصطکاک معنی‌دار می‌گردد، که در درمان ارتودنسی جهت کاهش عوارض و کوتاه کردن دوره درمان باید مورد توجه قرار گیرد.

واژگان کلیدی: اصطکاک، زاویه، سیم نیکل تیتانیوم، براکت، ارتودنسی

مقدمه

اصطکاکی (Friction) و بایندینگ رخ می‌دهد (۲)
 $RS = FR + BI$. RS) مقاومت به اسلایدینگ، FR مقاومت اصطکاکی، BI بایندینگ). اصطکاک با حرکت دو جسم مماس برهم مقابله می‌کند و برابر با $\mu \times N$ می‌باشد.

به منظور حرکت دندان، سیم باید بتواند در براکت حرکت کند مقاومت به اسلایدینگ (Resistance to Sliding) با این توانایی سیم مقابله می‌کند (۱). به‌طور کلی مقاومت به اسلایدینگ طبق فرمول زیر به‌دلیل ترکیبی از مقاومت

۱- متخصص ارتودنسی، دانشیار گروه ارتودنسی، مرکز تحقیقات بیماری‌های لثه و دندان، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

۲- دستیار تخصصی ارتودنسی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

(μ) ضریب اصطکاک و N نیروی نرمال عمود به جهت حرکت می باشد (۳). بایندینگ زمانی که زاویه بین سیم و براکت از θ_c (زاویه بحرانی) فراتر رود ایجاد می شود (۴). مقاومت به اسلایدینگ تحت تاثیر عوامل متعددی قرار می گیرد، که ساختارسطحی و جنس سیم (۵ و ۶)، سیم واسلات براکت (۷-۹)، از مهم ترین آن هستند.

از میان انواع سیم ها، سیم نیکل تیتانیوم به دلیل تولید نیروی سبک در دامنه عملکرد بزرگ، امروزه به عنوان آرچ وایر ایده آل ارتودنسی در مرحله ی اول درمان جامع ارتودنسی معرفی شده است (۲). با این وجود عیب اصلی مرتبط با وایر نیکل تیتانیوم ضریب اصطکاک و خشونت سطحی زیاد آن است که مقاومت اصطکاکی را افزایش می دهد (۱۰ و ۲۰).

در طی درمان، مقاومت به اسلایدینگ کارایی درمان ارتودنسی ثابت را کاهش می دهد. بر این اساس برای تامین حرکت دندانانی مورد نظر و غلبه بر مقاومت به اسلایدینگ و حرکات دندانانی ناخواسته باید نیروهای ارتودنتیک بیشتری اعمال شود (۱۱-۱۳)، این نیروهای زیاد، منجر به از دست رفتن انکوریج می شود که در درمان ارتودنسی از اهمیت بالایی برخوردار است، علاوه بر این، ریسک تحلیل ریشه ی دندان بالا می رود (۱۴ و ۱۵) و دوره ی درمان طولانی تر می شود (۱۵) و منجر به ایجاد درد بیشتر حاصل از درمان می شود (۱۶-۱۸).

مطالعات نشان داده است که بخشی از نیروی اعمال شده به دندان که در اثر مقاومت به اسلایدینگ از دست می رود در محدوده ی ۱۲ تا ۶۰ درصد است. این محدوده ی مقادیر بسیار متفاوت نشان دهنده ی ناکارآمدی بعضی از اپالینس های ثابت است. از نظر کلینیکی این امر قابلیت پیش بینی حرکات دندانانی متعاقب اجاستمنت ارتودنسی را تغییر می دهد. بنابراین اگر مقاومت به اسلایدینگ بهتر کنترل شود و کاهش یابد، قابلیت پیش بینی حرکات دندانانی افزایش می یابد (۱۹). البته، تا به حال مطالعات اندکی به وضعیت شایع کلینیکی در شرایطی که علاوه بر اصطکاک، بایندینگ هم روی اپالینس موثر می باشد،

پرداخته است. اگرچه بایندینگ به عنوان یک نیروی مقاومت کننده ی مهم در سطوح تماس شناخته شده است (۲۰ و ۱۰)، ولی مطالعات محدودی در زمینه نقش بایندینگ روی مقاومت به اسلایدینگ از نظر کمی و کیفی وجود دارد. به منظور بررسی چگونگی میزان نیروهای اصطکاکی بین سیم های ارتودنسی و براکت در زوایای مختلف، ردلیچ و همکاران (۲۰۰۸) افزایش قابل توجه میزان اصطکاک به دنبال افزایش زاویه ی براکت استینلس استیل و سیم های 0.019×0.025 استینلس استیل را نشان دادند (۲۱). کچویی و همکاران (۲۰۱۲) گزارش کردند که در وایرهای 0.019×0.025 و 0.016 استینلس استیل با افزایش زاویه مقادیر نیروی اصطکاک افزایش نشان می دهد (۲۲) سامورودنیزکی و همکاران (۲۰۰۹) نیروی اصطکاک سیم رکتنگولار نیکل تیتانیوم را در زوایای ۲، ۳/۸ و ۵ درجه ی بررسی کردند، با افزایش زاویه بین وایر و براکت میزان اصطکاک بیشتری دیده شد. (۲۳). از آنجا که تاثیر زاویه می تواند توسط یکسری ویژگی های فیزیکی ذاتی مواد (خشونت سطحی، سختی، ...) مخدوش شود و بنابراین بررسی بایندینگ بهتر است در یک نوع آلایژ، در زوایای مختلف انجام شود (۷). از آنجا که مطالعات محدودی به بررسی بایندینگ در سیم نیکل تیتانیوم کاربردی در مرحله ی اول درمان ارتودنسی پرداخته است، بنابراین تحقیق حاضر با هدف تعیین تاثیر زوایای مختلف قرارگیری سیم و براکت بر روی اصطکاک سیم روند نیکل تیتانیوم 0.016 اینچ در سیستم استاندارد 0.018 که به عنوان آرچ وایر ایده آل در مرحله اول درمان جامع ارتودنسی می باشد، طراحی گردید.

روش بررسی

در این تحقیق آزمایشگاهی تجربی، ۶۰ عدد سیم مستقیم نیکل تیتانیوم روند 0.016 اینچ (Ortho Technology, USA) در قطعات ۱۸ سانتی متر و ۶۰ عدد براکت استینلس استیل

دندان سانترال راست بالا سیستم ۰/۰۱۸ استاندارد (Ultratrim, Dentaurum, Germany) استفاده شد و در سه زاویه‌ی قرارگیری ۰، ۵ و ۱۰ درجه جهت شبیه سازی خم درجه دوم (Second order bend) بین براکت و سیم مورد آزمایش اصطکاک قرار گرفت. در هر یک از زوایای قرارگیری ۰، ۵ و ۱۰ درجه ۲۰ رشته سیم نیکل تیتانیوم مورد ارزیابی قرار گرفت. سیم‌ها قبل و بعد از انجام آزمایش سنجش اصطکاک توسط اسکن میکروسکوپ الکترونی (SEM) ارزیابی شدند. از دستگاه Universal testing machine (Hunsfield test Equipment - HSK model, England) جهت انجام تست سنجش مقاومت به اسلایدینگ استفاده شد. ابتدا براکت (تصویر ۱-۱) به واسطه‌ی ادهزیو سیانو اکریلات در محل ثابت و دقیق روی صفحه آلومینیومی (تصویر ۱-۲) چسبانده شد، سه سوراخ در هر طرف صفحه آلومینیومی طوری تعبیه شده‌اند که بتوان صفحه آلومینیومی را جهت ایجاد زوایای ۰، ۵ و ۱۰ درجه توسط پیچ به وسیله‌ی نگهدارنده سیستم براکت و سیم متصل کرد. سپس وسیله‌ی نگهدارنده سیستم براکت و سیم به بیس دستگاه Universal testing machine (Hunsfield test Equipment - HSK model, England) متصل گردید (تصویر ۱). انتهای فوقانی هر سیم نیکل تیتانیوم به Universal testing machine tension load cell دستگاه (Hunsfield test Equipment - HSK model, England) و انتهای تحتانی سیم به وزنه ۱۵۰ گرمی متصل شد (تصویر ۱-۳) سیم‌های ارتودنسی توسط الاستومر شرکت امریکن ارتودنتیکس به براکت متصل گشت و سیم‌ها با سرعت

۰/۵ mm/sec و به مدت ۲۵ ثانیه در اسلات براکت تحت زاویه تنظیم شده، کشیده شد و نیرو توسط Universal testing machine اندازه‌گیری گردید (۲۳) براکت و سیم بعد از هر لغزش تعویض گردید تا شرایط برای همه نمونه‌ها یکسان سازی شود. میانگین، انحراف معیار و خطای معیار مقادیر نیروی اصطکاک تولید شده بین سیم و براکت‌ها بر حسب زوایا محاسبه شد. آزمون one-way ANOVA برای مقایسه میانگین نیروی اصطکاک در بین گروه‌های سه گانه زوایای قرارگیری ۰، ۵ و ۱۰ درجه‌ی استفاده گردید و علاوه بر آن به دنبال معنی‌دار بودن اختلاف، ($P \leq 0.05$) برای مقایسه‌های دو به دو گروه‌ها از آزمون تعقیبی Tukey استفاده شد.

یافته‌ها

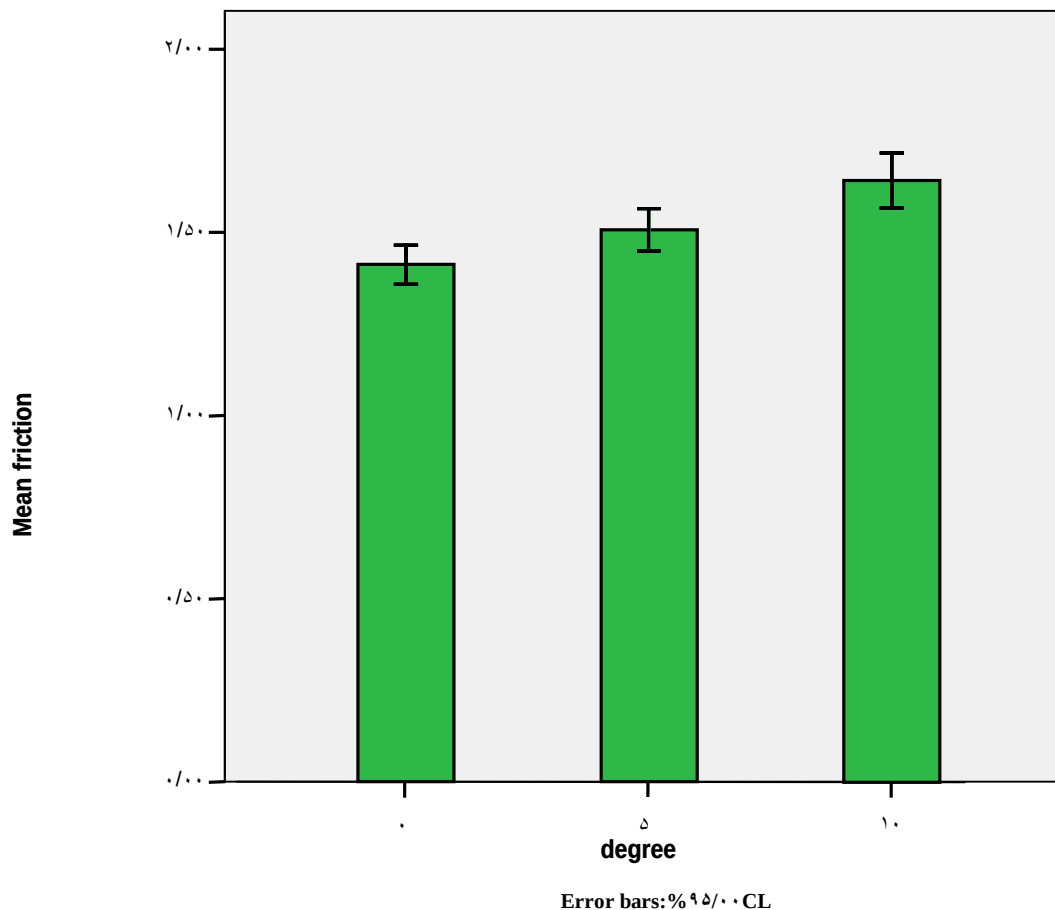
در مطالعه‌ی انجام شده، نتایج آزمون آنالیز واریانس یک طرفه: (One-way ANOVA) نشان داد متغیر مورد بررسی در تحقیق شامل زاویه براکت و سیم، بر میزان نیروی اصطکاک تولید شده اثرات آماری معنی‌داری داشته‌اند ($P < 0.001$). به عبارت دیگر، مقادیر متفاوتی از میزان اصطکاک بر حسب متغیر فوق در تحقیق مشاهده گردید. میانگین، انحراف معیار و خطای معیار مقادیر نیروی اصطکاک تولید شده بین سیم و براکت‌ها بر حسب زوایا محاسبه شد (جدول ۱).

جدول ۱. وضعیت شاخص‌های پراکندگی مرکزی (میانگین، خطای معیار، انحراف معیار) نیروی اصطکاک در سیم نیکل

تیتانیوم ۰/۰۱۶ اینچ و براکت ارتودنسی سیستم ۰/۰۱۸ در زوایای ۰ و ۵ و ۱۰ درجه			
Angulation	Mean	Std. Deviation	Std. Error
۰°	۱/۴۱۲۵	۰/۱۱۴۵۶	۰/۰۲۵۶
۵°	۱/۵۰۷۵	۰/۱۲۳۸۴	۰/۰۲۷۷
۱۰°	۱/۶۴۲۵	۰/۱۶۰۰۰	۰/۰۳۵۸
Total	۱/۵۲۰۸	۰/۱۶۲۶۸	۰/۰۲۱۰

بین سیم و براکت میانگین نیروی اصطکاکی معادل $1/50.75 \pm 0.12$ نیوتن بوده است و در زاویه 10° درجه نیز بین سیم و براکت میانگین نیروی اصطکاکی در سیم‌ها برابر $1/64.25 \pm 0.16$ نیوتن محاسبه شد (نمودار ۱).

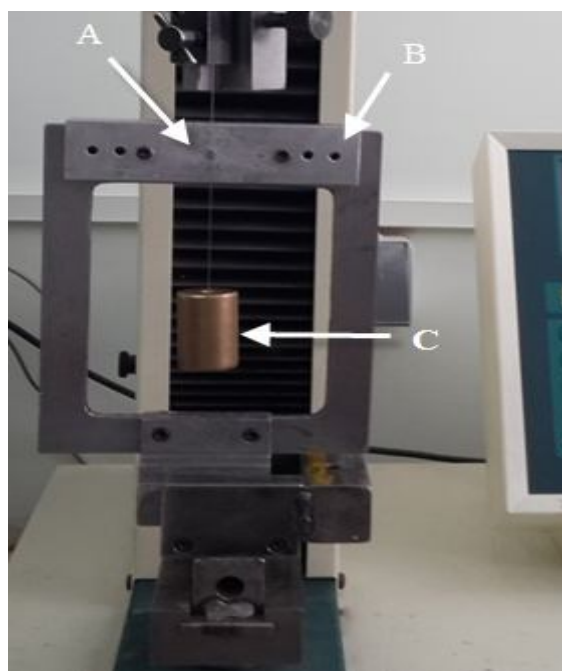
در سیم‌های 0.016 اینچ و در مجموع زوایای سه گانه سیم و براکت، میانگین نیروی اصطکاکی به دست آمده معادل $1/52 \pm 0.16$ نیوتن بود. در سیم‌های 0.016 اینچ در زاویه 0° درجه بین سیم و براکت میانگین نیروی اصطکاکی برابر $1/41.25 \pm 0.11$ نیوتن محاسبه شد. در زاویه 5° درجه



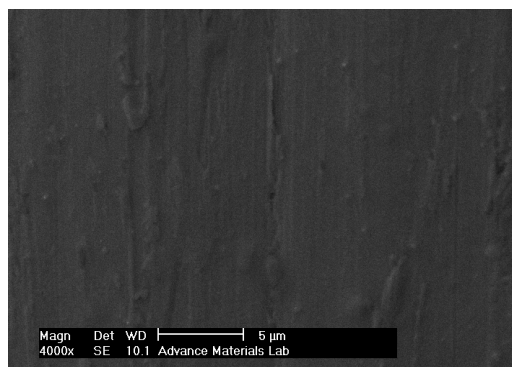
نمودار ۱: میانگین نیروی اصطکاکی در سیم 0.016 اینچ نیکل تیتانیوم و براکت ارتودنسی سیستم 0.018 اینچ در زوایای 0° و 5° و 10° درجه

تغییر زاویه تأثیری بر میانگین نیروی اصطکاکی ندارد. تصاویر میکروسکوپ الکترونی (SEM) قبل (تصویر ۲) و بعد از انجام آزمایش اصطکاکی (تصویر ۳) حاکی از ایجاد خراش ایجاد شده در سیم نیکل تیتانیوم بدنال عبور سیم از شیار براکت و بایندینگ می‌باشد.

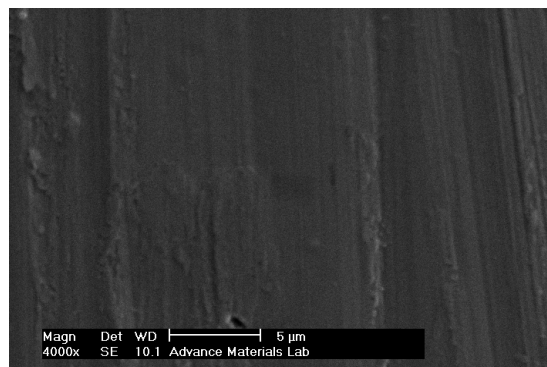
بر اساس آزمون Tukey میزان تفاوت نیروی اصطکاکی در موقعیت زوایای 0° ، 5° و 10° ($P < 0.001$) و 10° ($P < 0.007$) از نظر آماری معنی‌دار بوده است. و تغییر زاویه بر میانگین نیروی اصطکاکی تأثیر گذاشته است، در صورتی که میزان تفاوت نیروی اصطکاکی در موقعیت 0° ، 5° درجه معنی‌دار نبوده است ($P = 0.073$) و تفاوت بین زوایای 0° و 5° وجود ندارد و



تصویر ۱: اندازه گیری اصطکاک به کمک دستگاه *universal testing machine*



تصویر ۲: نمای نزدیک تصویر *SEM* سیم نیکل تیتانیوم قبل از انجام آزمایش سنجش اصطکاک



تصویر ۳: نمای نزدیک تصویر *SEM* سیم نیکل تیتانیوم بعد از انجام آزمایش سنجش اصطکاک

بحث

این تحقیق نشان داد که در سیم‌های NiTi روند $0/016$ اینچ و براکت ارتودنسی سیستم $0/018$ میانگین نیروی اصطکاک به دست آمده معادل $1/52 \pm 0/16$ نیوتن می‌باشد و زاویه ی براکت و سیم، با میزان نیروی اصطکاک تولید شده رابطه داشته‌اند ($P < 0/001$) و تفاوت میزان نیروی اصطکاک در موقعیت زوایای 0 ، 10 و 5 از نظر آماری معنی‌دار بوده است. و نتیجه گرفته می‌شود که تغییر زاویه بر میانگین نیروی اصطکاک تاثیر گذاشته است و هر چند روند افزایش در میزان اصطکاک با افزایش زاویه مشاهده شده است با این وجود تفاوت بین زوایای 0 و 5 درجه وجود ندارد و تغییر زاویه تاثیری بر میانگین نیروی اصطکاک ندارد.

ساموودنیزکی و همکاران 2009 (۲۳) نیروی اصطکاک بین سیم و براکت را در زوایای 2 ، $3/8$ و 5 درجه روی سیم رکتنگولار نیکل تیتانیوم بررسی کردند و نشان دادند با افزایش زاویه بین وایر و براکت میزان اصطکاک بیشتری دیده شد (۲۳). در مطالعه حاضر از تعداد نمونه‌ی بیشتری استفاده شد و در زاویه بالاتر از 5 درجه هم ارزیابی انجام شد، به‌طوری که در زوایای بالاتر از 5 درجه افزایش اصطکاک معنی‌دار بوده است. آرتیکولو و همکاران 1999 (۷) مقاومت به اسلایدینگ را در زوایای 0 ، 3 ، و 11 بررسی کرده و مطرح کردند که با افزایش زاویه، مقاومت به اسلایدینگ افزایش می‌یابد و این تحقیق نشان داد در زاویه 3 درجه اکثر مقاومت به اسلایدینگ سیم استینلس استیل ناشی از بایندینگ است ولی در سیم نیکل تیتانیوم در این زاویه نصف مقاومت مربوط به بایندینگ است و از زاویه 7 درجه به بعد بایندینگ به حداکثر می‌رسد از آنجایی که تاثیر زاویه و اثر آن بر مقاومت اصطکاکی می‌تواند تحت تاثیر یکسری ویژگی‌های فیزیکی ذاتی مواد (خشونت سطحی، سختی، ...) قرار گیرد، بنابراین آرتیکولو و همکاران نیاز به مطالعات بیشتر روی سیم‌هایی با جنس متفاوت جهت

بررسی تغییر زاویه بر اصطکاک را پیشنهاد کرده‌اند. ردلیچ و همکاران 2008 (۲۱) نشان دادند که مقادیر نیروی اصطکاک سیم $0/025$ * $0/019$ اینچ استینلس استیل در زاویه 0 درجه برابر $1/12 \pm 0/32$ نیوتن، زاویه 5 درجه معادل $0/9 \pm 0/29$ نیوتن و زاویه 10 درجه برابر با $0/19 \pm 0/4$ نیوتن بوده است که مقادیر نیروی اصطکاک مشاهده شده به صورت قابل توجهی با تغییر زاویه افزایش یافته بود. در مطالعه ی کچویی و همکاران (۲۲) از سیم $0/016$ اینچ استینلس استیل در سیستم براکت اسلات $0/018$ و سیم $0/025$ * $0/019$ اینچ استینلس استیل در سیستم براکت اسلات $0/022$ در زوایای 0 ، 5 و 10 درجه جهت سنجش مقاومت اصطکاک استفاده شد. در دو مطالعه ذکر شده از سیم استینلس استیل استفاده شده است. مطالعات مذکور نشان دهنده‌ی افزایش مقادیر نیروی اصطکاک تولید شده در زوایای بالاتر بوده است. مطالعه‌ی حاضر به طور مشابه به بررسی نیروی اصطکاک در سه زاویه 0 ، 5 و 10 پرداخته است ولی تغییرات اصطکاک بر روی سیم نیکل تیتانیوم را بررسی کرده است که مهم‌ترین وایر کاربردی در مرحله اول درمان جامع ارتودنسی می‌باشد و به دنبال افزایش زاویه میانگین نیروی اصطکاک در زوایای مختلف به طور معنی‌داری افزایش یافته است. به نظر می‌رسد، عدم معنی‌دار بودن افزایش اصطکاک در تغییر زاویه 0 به 5 درجه در سیم نیکل تیتانیوم می‌تواند به خصوصیات ذاتی مانند ضریب کشسانی سیم، ارتباط داشته باشد.

اصطکاک وقتی دو جسم روی هم قرار گرفته یا روی هم کشیده شده و سر می‌خورند، میان آن دو ایجاد می‌شود و حرکت نسبی اجسام را به تاخیر انداخته یا در برابر آن مقاومت می‌نماید (۲۴). نیروی اصطکاک میان سطوح ساکن را نیروی اصطکاک سکون یا ایستایی (Static) می‌نامند. نیروی اصطکاک موجود بین سطوح در حال حرکت نسبت به یکدیگر را اصطکاک جنبشی (Kinetic) می‌نامند و نیروی

میانگین نیروی اصطکاک تا زاویه ۵ درجه معنی‌دار نیست ولی در زوایای بالاتر روند افزایش اصطکاک معنی‌دار می‌گردد، که در درمان ارتودنسی جهت کاهش عوارض و کوتاه کردن دوره‌ی درمان باید مورد توجه قرار گیرد. مرتب شدن آهسته‌تر دندان‌ها در شلوغی‌های شدید در مرحله‌ی اول درمان می‌تواند ناشی از این مطلب باشد.

تقدیر و تشکر

این تحقیق با حمایت مالی مرکز تحقیقات بیماری‌های لثه و دندان دانشکده‌ی دندانپزشکی تبریز به انجام رسیده است و همچنین قسمتی از پایان نامه‌ی دکتر آذین نوریان با راهنمایی سرکار خانم دکتر مژگان کجویی می‌باشد. در اینجا نویسندگان از تلاش‌ها و همکاری عزیزانی که در این تحقیق ما را یاری نموده‌اند، تقدیر و تشکر به‌عمل می‌آورند.

References

- 1- Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sandham JA. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod*. 1998; 25: 197-202.
- 2- Proffit WR, Fields HW, David MS. Contemporary orthodontics. 5th Ed. St Louis: The CV Mosby Co; 2013; 314, 329, 331, 531, 533.
- 3- Nanda RS, Tosun YS. Biomechanics in orthodontics: Principles and practice. 4th Ed. Philadelphia: WB Saunders Co; 2010, 73-75.
- 4- Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod*. 2000; 70: 366-76.

اصطکاک ترکیبی از نیروی اصطکاک ایستایی و جنبشی می‌باشد که با حرکت دندان مقابله می‌کند و از آنجا که حین فاز اول دندان با استفاده از وایرنیکل تیتانیوم، نیروی اصطکاک جنبشی در مقایسه با نیروی اصطکاک ایستایی اهمیت بیشتری دارد (۱۲). بنابراین در تحقیق حاضر، نیروی اصطکاک محاسبه شده از نوع اصطکاک جنبشی بوده است. به نظر می‌رسد در مراحل اول که به علت شلوغی شدید، زاویه ایجاد شده بین سیم و براکت بیش از ۵ درجه است به علت میزان اصطکاک بیشتر روند مرتب شدن دندان‌ها نسبتاً آهسته صورت می‌گیرد ولی با کاهش زاویه این روند تسریع می‌گردد.

نتیجه گیری

این مطالعه نشان داد که تغییر زاویه سیم نیکل تیتانیوم و براکت استینلس استیل با میانگین نیروی اصطکاک رابطه دارد.

- 5- Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011; 139: 74-9.
- 6- Lucchese A, Carinci F, Brunelli G, Monguzzi R. An in vitro study of resistance to corrosion in brazed and laser-welded orthodontic appliances. *Eur J Inflamm*. 2011; 9: 67-72.
- 7- Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999; 115: 39-51.
- 8- Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order

angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122: 295-305.

9- Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 121: 472-82.

10- Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 98: 117-26.

11- Thorstenson GA, Kusy RP: Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet(saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 120: 361-70.

12- Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I: In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 124: 69-73.

13- Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG: The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent. Mater.* 2005; 21: 938-945.

14- Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwire in stainless steel bracket. *Eur J Orthod.* 2004; 26: 105-15.

15- Fuss Z, Tsesis I, Lin S. Root resorption diagnosis, classification and treatment choices

based on stimulation factors. *Dent. Traumatol.* 2003; 19: 175-82.

16- Peterson L, Spencer R, Andreasen GF. Comparison of frictional resistance of nitinol and stainless steel wires in edgewise brackets. *Quint Inter Digest.* 1982; 13: 563-71.

17- Quinn RB, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod.* 1985; 88: 252-60.

18- Kusy RP, Whitley JQ. Effects on surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech.* 1990; 23: 913-25.

19- Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Sem in Ortho.* 1997; 3: 166-77.

20- Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod.* 1980; 78: 593-609.

21- Redlich M, Katz A, Rapoport L, Wagner HD, Feldman Y, Tenne R: Improved orthodontic stainless steel wires coated with inorganic fullerene-like nanoparticles of WS₂ impregnated in electroless nickelphosphorous film. *Dent. Mater.* 2008; 24: 1640-6.

22- Kachoei M, Eskandarinejad F. The effect of zinc oxide nanoparticles deposition for friction reduction on orthodontic wires. *Dent Res J.* 2013; 10: 499-505.

23- Samorodnitzky-Naveh GR, Redlich M (2009). Inorganic fullerene-like tungsten disulfide nanocoating for friction reduction of nickel-titanium alloys. *Nanomedicine (Lond).* 2009; 4:

943-50.

24- 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: 513-22.

Evaluation of Resistance to Sliding between the Nickle Titanium Wire and Bracket in Second Order Angulation

Kachoei M¹, Nourian A²

¹Dept. of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Dental and Periodontal Research Center Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

²Dept. of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

Corresponding Author: Nourian A, Dept. of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

E-mail: azin.nourian@gmail.com

Received: 9 Feb 2015 **Accepted:** 25 Jun 2015

Background and Objective: Resistance to sliding is a combination of friction and binding. When the angle between the bracket and the wire exceeds the critical angle, binding occurs. The influence of angulation is confounding because of certain inherent physical characteristics of materials. The present study was carried out to evaluate the effect of wire- bracket angulation on resistance to sliding of NiTi orthodontic wires.

Materials and Methods: In this in vitro study, 60 straight pieces of 0.016-inch NiTi wires were used along with 60 standard system 0.018 stainless steel brackets. The friction test was carried out at three different angles of 0°, 5° and 10° to simulate the 2nd-order bends between the bracket and the wire. The wires were assessed by SEM. One-way ANOVA, and Tukey tests were used for data analysis.

Results: Statistical analysis showed an increase in friction between the bracket and the wire with an increase in the angle between them ($P < 0.001$). The mean of frictional forces at three angles between the wires and the brackets was 1.52 ± 0.16 N. The differences in frictional forces between 0° and 10°, and 5° and 10° angles were significant ($P < 0.001$ and $P < 0.007$, respectively).

Conclusion: The present study revealed a relationship between the bracket and wire angulation and the friction between them. Increasing angulation up to 5° is not significant, but in upper degrees this increase is significant. This matter should be considered in orthodontic treatment to reduce complications and treatment duration.

Keywords: Friction, Angulation, Nickle Titanium wires, Brackets, Orthodontics