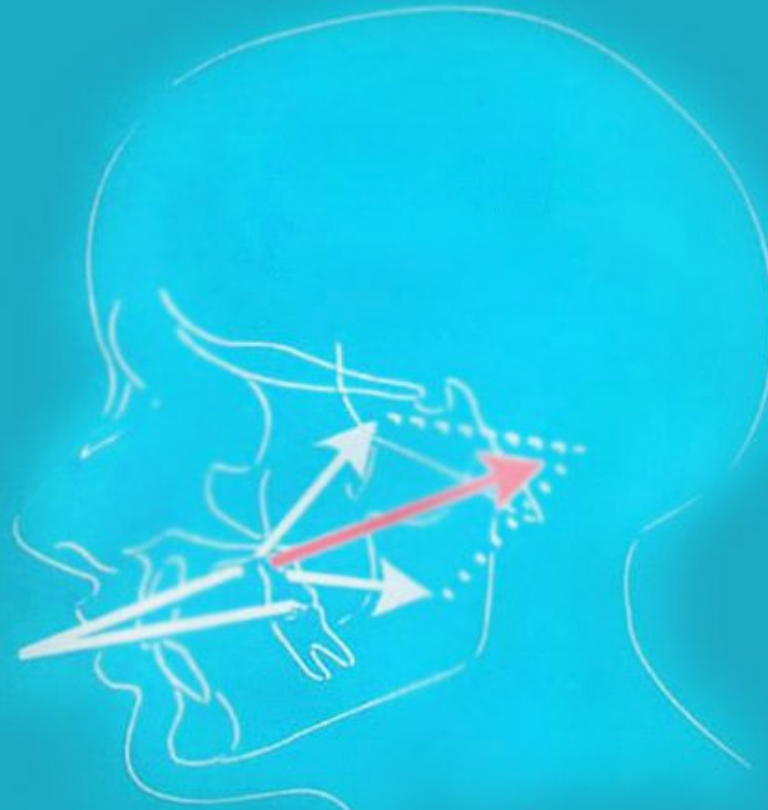


اصول بایومکانیک ناندادر دستگاه‌های ارتودنسی



Dr. A. Jamilian
Orthodontist
دکتر جمیلیان
کلینیک تخصصی ارتودنسی



فصل ۱۲

ملاحظات بایومکانیکی
در تکنیک‌های لغزشی

دکتر عبدالرحمان شوکت بخش

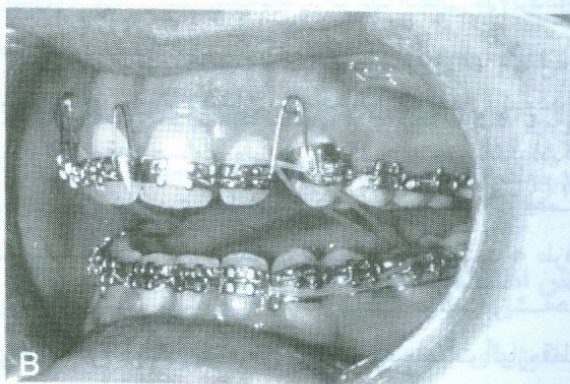
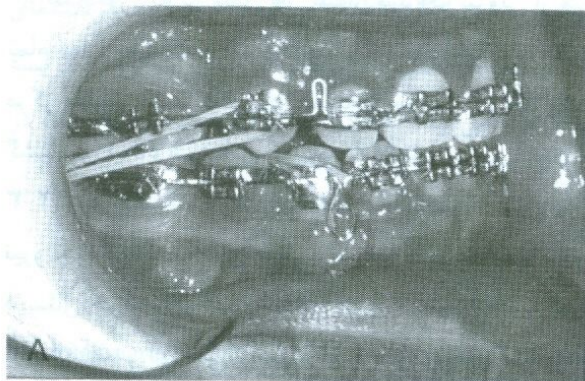
دکتر عبدالرضا جمیلیان

انتشارات سوگند

ملاحظات بیومکانیکی در تکنیکهای لغزشی

تعریف

حرکت دندانها در مرحله بستن فضا به دو روش مکانیکی قابل انجام است. روش اول تکنیک قسمتی segmental یا sectional شامل closing loop است که در وایر کامل یا در قسمتی از وایر ساخته شود. دندانها بر اساس فعال شدن loop با نسبت M/F کنترل شده همراه load - deflection کم، حرکت می‌نمایند. نوع دوم عبارت است از تکنیک لغزشی که حرکت براکت بر روی وایر (شکل A ۱۲-۱) یا لغزیدن وایر در داخل براکت و تیوب میباشد (۱، ۲، ۵، ۶) (شکل B ۱۲-۱). یکی از عمده‌ترین اختلافهای موجود در بین این دو تکنیک وجود اصطکاک می‌باشد. چون تکنیک قسمتی بدون اصطکاک است لذا به عنوان تکنیک بدون اصطکاک (friction - free) یا عاری از اصطکاک (- friction less) نامیده می‌شود. باید در نظر داشت که اصطکاک رل مهمی در بستن فضا با تکنیک لغزشی بازی می‌کند. لذا این تکنیک به نام تکنیک اصطکاکی قلمداد می‌شود (شکل ۱۲-۲)



شکل ۱۲-۱: در این شکل دو نوع تکنیک لغزشی مشاهده می‌شود. در تصویر A حرکت براکتها در امتداد وایر در تصویر B حرکت وایر از میان براکتها ملاحظه می‌گردد.

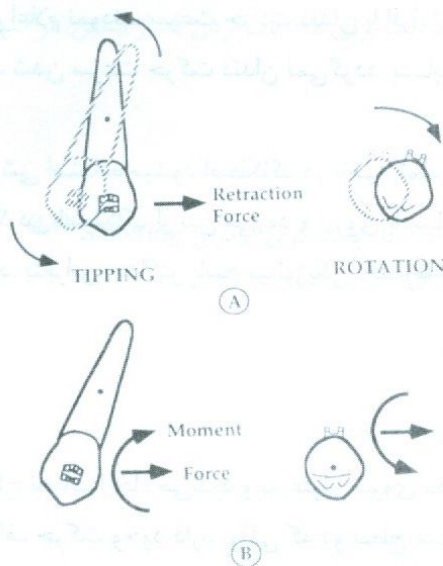


شکل ۲-۱۲: میزان بیرون زدگی وایر از دیستال تیوب مولر شاخصی برای حرکت دندانها، بعلت استفاده بیمار از کش می باشد.

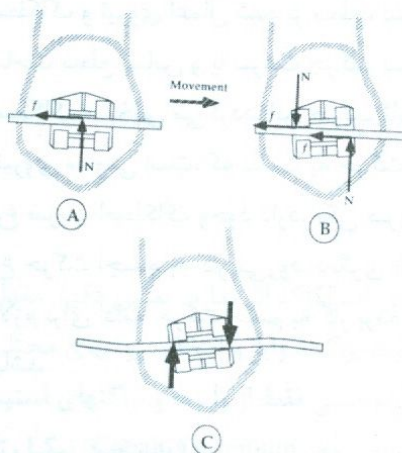
نیروها و گشتاورها در بستن فضا به روش لغزشی

آشنایی با دو فاکتور زیر، در هر نوع حرکت دندانی از اهمیت به سزایی برخوردار است. یکی نوع سیستم نیرو که بتواند مرکز چرخش مورد نیاز را، ایجاد کند و دیگری مقدار نیروی مناسب برای حرکت دندان مورد نظر می باشد. مطالعات روی موقعیت مرکز مقاومت نشان داد (۱۵،۷) که محل مرکز مقاومت دندان بر اساس میزان مقاومت بافتیهای نگه دارنده مثل استخوان آلوئول (۷)، لیگامان پریودنتال و بافت لثه (۸) تعیین می گردد. همچنین فرم، طول و تعداد ریشهها در تعیین مرکز مقاومت نقش دارند (۱۳،۹). Burstone و pryputniewicz (۹) در رابطه با مرکز مقاومت با استفاده از laser holography گزارش دادند که مرکز مقاومت در دندانهای ثنایا در $\frac{1}{3}$ طول ریشه، از کرسر آلوئول تا آپکس قرار دارد. pedersen (۱۴) و همکارانش با ایجاد یک مدل آزمایش، نشان دادند که مرکز مقاومت نسبت به طوق دندانهای مولر اول و پره مولر اول فک پایین به ترتیب حدود $6/4$ میلیمتر ($3/8/6$) و $3/6$ میلیمتر ($2/8/6$) اپیکالی تر قرار دارد. Yamaguchi و همکارانش با انجام مطالعه‌ای در شرایط آزمایشگاهی برای تعیین مرکز مقاومت نشان دادند که مرکز مقاومت در حدود $3/5$ و $3/2$ طول ریشه از ناحیه طوق تا انتهای ریشه به ترتیب برای دندانهای کانین بالا و مولر اول پایین می باشد. محل اثر نیرو، قطر سیم روی موقعیت مرکز چرخش دندان اثر قابل توجهی دارد.

همانطور که در فصل اول عنوان شد اگر نیرویی از مرکز مقاومت دندان عبور کند، باعث حرکت انتقالی می گردد. در تمام موارد به علت وجود محدودیتهای آناتومیکی در حفره دهان، بعید به نظر می رسد که بتوان به طور عملی نیرو را از مرکز مقاومت عبور داد. برای مقابله با این مشکل باید یک سیستم نیرو روی تاج دندان در محل براکت اعمال گردد تا گشتاوری ایجاد شود. این گشتاور با گشتاور نیروی اعمال شده از نظر مقدار مساوی ولی در خلاف جهت می باشد (شکل ۳-۱۲). در تکنیک لغزشی متخصص ارتودنسی احتیاج به اعمال چنین گشتاوری ندارد. تاج دندان کانین بر اثر اعمال نیرو تا زمانی که لبه‌های شیار براکت به طور مورب با سیم خم شده تماس یابد و در سیم خمیدگی ایجاد شود به طرف دیستال حرکت چرخشی انتقالی می یابد. سپس خمیدگی و ایریک زوج نیرو تولید می کند که باعث حرکت ریشهها و upright شدن آنها می شود (شکل ۴-۱۲). مقدار گشتاورهای ایجاد شده بستگی به عرض براکت، خصوصیات آلیاژ، قطر و شکل سیم دارد. حرکت چرخشی انتقالی تاج دندان در ادامه uprighting ریشهها، تا بسته شدن تمام فضا ادامه می یابد.



شکل ۳-۱۲: در تصویر A، حرکت چرخشی انتقالی و گشتاور چرخشی در اثر نیروی خلفی در براکت کائین مشاهده میگردد. تصویر B، نیروی مخالف tip شدن و گشتاور ضد چرخش برای حرکت انتقالی مشاهده می‌گردد.



شکل ۴-۱۲: حرکت کائین در خلال عقب بردن آن با تکنیک لغزشی در این شکل مشاهده می‌گردد. تصویر A، مولفه‌های طبیعی نیرو (N) و مقاومت اصطکاک (f) نسبت به حرکت را نشان میدهد. در تصویر B حرکت چرخشی انتقالی دندان به همراه براکت تا آنجا ادامه می‌یابد که سیم با گوشه‌های مخالف براکت تماس پیدا کند، در تصویر C خم ایجاد شده در سیم باعث ایجاد زوج نیرو به منظور upright کردن ریشه می‌گردد.

نقش اصطکاک در تکنیک لغزشی

تئوریهای متعددی در مورد رابطه بین نیروهای ارتودنسی و حرکت دندان مطرح شده است (۲۲، ۱۶). Schwartz (۱۸) اظهار نمود که مقدار نیروهای ارتودنسی نباید از مقدار فشار مویرگی در فضای پرپودنتال تجاوز نماید هر چند که Storey و Smith (۱۹) تئوری نیروی مناسب را، به عنوان حداقل نیرویی که بتواند در محدوده پاسخهای بیولوژیکی حداکثر حرکت دندانی را ایجاد نماید، مطرح نمودند. تشخیص مقدار نیروی مناسب برای حرکت یک دندان معین خیلی مشکل است. Quinn و Yoshikawa (۲۲) یک بررسی جامع از تئوریهای موجود، در رابطه با نیروهای ارتودنسی و

حرکت دندان را انجام دادند و اعلام نمودند، سرعت حرکت دندان با افزایش نیرو تا یک حد مشخص زیاد می‌شود و افزایش بیشتر نیرو، باعث زیاد شدن سرعت حرکت دندان نمی‌گردد. بنابراین محدوده نیرویی وجود دارد که در آن حداکثر سرعت دیده می‌شود.

هنگامی که از تکنیک لغزشی استفاده میشود اصطکاک در ناحیه تماس سیم با براکت ایجاد می‌گردد، بنابراین مقداری از نیرو جهت خنثی کردن اصطکاک از بین می‌رود و نیروی باقیمانده به بافتهای اطراف دندان منتقل شده و منجر به حرکت دندان می‌شود. بنابراین حداکثر پاسخ بیولوژیکی بافت، با به کار بردن نیروی کافی برای خنثی کردن اصطکاک مشاهده می‌شود.

مقاومت اصطکاک

اصطکاک از تماس دو سطح ناصاف ایجاد می‌شود و به عنوان نیروی مقاوم در حین حرکت یک سطح در روی سطح دیگر می‌باشد و در جهت مخالف حرکت وجود دارد. وقتی که دو سطح تماس روی هم حرکت نمایند دو مولفه نیرو ایجاد میشود، یکی از این مولفه‌ها نیروی اصطکاک است که موازی با مسیر حرکت لغزشی است و مخالف جهت حرکت می‌باشد (شکل A ۴-۱۲). مولفه دیگر به عنوان نیروی عادی میباشد که بر روی یک یا دو سطح تماس عمود است. در طی حرکت دندان کائین به طرف عقب رابطه بین سیم و براکت در مراحل مختلف درمان تغییر می‌کند (شکل B ۴-۱۲)، پس مقدار و جهت مولفه‌های اصطکاک و نیروی اعمال شده بر سطح، نسبت به زمان تغییر میکنند. در شروع حرکت دندان، نیروی اصطکاک به مساحت سطح تماس و یا سرعت حرکت بستگی ندارد.

نیروی اصطکاک بوسیله ضریب اصطکاک مشخص می‌گردد. این ضریب ثابت است و به خصوصیات سطحی مواد بستگی دارد. ضریب اصطکاک مقدار نیروی مقاومی است، که نسبت به حرکت در اثر نیروی عمودی اعمال شده بر روی دو سطح تماس، ایجاد می‌گردد، دو نوع ضریب اصطکاک وجود دارد، یکی ضریب اصطکاک در حال سکون می‌باشد. این ضریب در مورد نیروی لازم برای شروع حرکت اجسام به کار می‌رود. دیگری ضریب اصطکاک در حالت حرکت می‌باشد. این ضریب اصطکاک در مورد نیروی لازم برای ادامه حرکت جسم به کار برده می‌شود. نیروی لازم برای شروع حرکت، بیش از نیروی لازم برای ادامه آن میباشد.

عوامل موثر بر روی اصطکاک در حرکت دندان

عوامل متعددی وجود دارد که به طور مستقیم یا غیر مستقیم بر روی اصطکاک بین وایر و براکت اثر گذارد که شامل موارد زیر است

الف- عوامل فیزیکی

۱- وایر ارتودنسی

(a) نوع آلیاژ (۲۳-۳۰)

(b) شکل و قطر وایر (۲۳-۲۷، ۳۱، ۳۲)

(c) قوام سطح وایر (۳۳-۳۵)

(d) سختی وایر

۲- نحوه بستن وایر به براکت

(a) بستن باسیم (۲۴، ۳۱، ۳۳، ۳۶، ۳۸)

(b) بستن با الاستیک (۲۴، ۳۱، ۳۶، ۳۸)

(c) روش بستن که شامل نحوه گره، طرح براکت برای محدود کردن فشار بستن، براکتهایی که نیاز به بستن ندارند، می‌باشد. (۳۹-۴۱)

۳- براکت

(a) آلیاژ براکت (۲۳-۲۸)

(b) روش تولید به صورت ریخته‌گری Casting یا ریخته‌گری پودری Sintering (۴۲)

(c) عرض و عمق براکت (۲۳، ۲۴، ۲۶، ۲۷، ۳۰، ۳۳)

(d) طرح براکت به صورت منفرد یا مزدوج

(e) خم وایر از نوع اول (in-out)

(f) خم وایر از نوع دوم (angulation) (۲۴، ۲۷، ۳۱، ۳۲، ۴۳)

(g) خم وایر از نوع سوم (Torque)

۴- دستگاه ارتودنسی

(a) فاصله بین براکتها (۲۴)

(b) سطح شیار براکت نسبت به شیار براکتهای مجاور (۴۱)

(c) میزان نیروی لازم برای عقب بردن دندانها (۴۳، ۴۴)

ب- عوامل بیولوژیکی

۱- بزاق (۲۸، ۲۹، ۳۱، ۴۵)

۲- پلاک

۳- پلیکل اکتسابی

۴- خوردگی (۳۲)

با توجه به عوامل زیادی که میتواند روی اصطکاک اثر نماید، تعیین دقیق مقدار آن در درمانهای ارتودنسی بسیار مشکل است. این عوامل به علت انواع متفاوت براکت، وایر و انتخاب روشهای مختلف بستن در طی درمان ارتودنسی بوجود می‌آید. در حال حاضر متخصصین ارتودنسی فقط از وایرها و براکتهای استینلس استیل استفاده نمی‌کنند، امروزه از وایرها با آلیاژهای مختلف مثل کبالت کرومیوم (Cobalt-Chromium) نیکل تایتانیوم (Nickel-Titanium) یا بتا تایتانیوم (B-Titanium) در طی مراحل مختلف با براکتهای ۱۸٪ و ۲۲٪ استفاده می‌گردد. تمام عوامل بالا با هم در یک مطالعه، مورد توجه قرار نگرفته‌اند. در جدول ۱-۱۲ عوامل که باید در مطالعات روی اصطکاک مورد توجه قرار گیرند، گردآوری شده است. چهار روش برای آزمایش در این مطالعات در مد نظر قرار می‌گیرد.

۱- شبیه سازی حرکت‌های دندانی: در مقالات ارتودنسی، شرایط مختلف بین براکت و وایر ارتودنسی، به منظور اندازه گیری مقاومت اصطکاک در حین لغزش مشابه‌سازی شده است.

۲- زبری سطوح: مقدار زبری سطوح براکت و وایر در بعضی از مقالات مشخص شده است. شایع‌ترین روش تخمین زبری توسط روش انعکاس آینه‌ای انجام می‌گیرد. در این روش میزان نوری که از سطح زبر منعکس می‌گردد، محاسبه می‌شود. یک سطح صاف نور بیشتری را، به طور منظم منعکس می‌نماید، در حالیکه یک سطح زبر نور بیشتری را، به صورت متفرق منعکس می‌نماید.

۳- تماس سطوح: ضریب اصطکاک با استفاده از وایر ارتودنسی که بین دو صفحه موازی (تماس سطوح) و از همان موادی که در براکتهای ارتودنسی مانند استینلس استیل، Polycrystalline alumina یا تفلون به کار می‌رود، ارزیابی

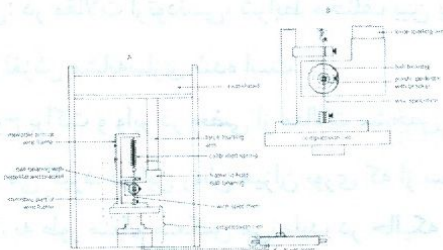
می‌گردد. مقادیر متفاوتی از نیرو بر روی صفحات اعمال می‌گردد و وایر از میان دو صفحه کشیده می‌شود تا میزان نیروی اصطکاک محاسبه شود.

۴- تحقیقات توصیفی: این مطالعات شامل ارزیابی مقاومت اصطکاک بین براکت و وایر بر اساس نتایج درمانهای کلینیکی می‌باشد.

اثر مواد و طراحی براکت بر روی اصطکاک حرکتی

متخصصین ارتودنسی در حال حاضر، در رابطه با براکت، دارای قدرت انتخاب می‌باشند. در تکنیک edgewise، اندازه شیار، عرض براکت، تعداد wing ها، انواع براکتهای درجه دار، نحوه بستن وایر و آلیاژ براکت را باید در مد نظر قرار داد. استینلس استیل به عنوان مناسبترین آلیاژ براکت مورد توجه قرار می‌گیرد. ریختگی استینلس استیل به طور متداول (Casting) قابل رقابت با روش ریخته‌گری پودری (Sintering) می‌باشد. تکنولوژی Sintering فرآیند، یک پارچگی اجزاء در اثر فشار و حرارت میباشد و براکت به سهولت حالت قالب را می‌گیرد، اجزاء استینلس استیل در زیر فشار فرم صاف و گردی را، به خود می‌گیرند. ولی روش ریخته‌گری (Casting) به تراش و بریدن نیاز دارد که باعث ایجاد زوایای تیز و سطوح زبر می‌گردد. آلیاژهای جدیدتر مثل تایتانیوم در رابطه با کمترین اصطکاک و بالاترین استحکام مورد ارزیابی قرار گرفتند. درموردی که بیمار و متخصص ارتودنسی به زیبایی توجه دارند، براکتهای چینی (سرامیک تک کریستاله monocrystalline و یا چند کریستاله polycrystalline) به کار برده می‌شوند. هم چنین براکتهای پلاستیکی با یا بدون شیار تقویت شده با چینی یا فلز مورد استفاده قرار می‌گیرند. برای درک آلیاژ براکت روی اصطکاک در تکنیک لغزشی، تحقیقاتی در بخش ارتودنسی دانشگاه Oklahoma انجام شده است. (۴۲، ۴۱، ۳۸، ۲۶، ۲۳)

براکتهای استینلس استیل با ریخته‌گری متداول (Casting) یا توسط روش ریخته‌گری پودری (Sintering)، براکتهای چینی و پلاستیکی، از نظر اصطکاک با مجموعه متعدد از وایرهای استینلس استیل (SS) کروم کبالت (CoCr)، نیکل تایتانیوم (NiTi)، بتاتایتانیوم (BTi)، با قطره‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفتند. براکتهای با عرض کم از نوع منفرد (۰/۰۵۰ اینچ)، براکتهای با عرض متوسط از نوع مزدوج (۰/۱۳۰ اینچ) و براکتهای با عرض زیاد از نوع مزدوج (۰/۱۸۰ اینچ) در سیستم edgewise بدون درجه خم از نوع سوم و از نوع دوم با هر دو اندازه شیار براکت ۰/۰۱۸ و ۰/۰۲۲ به کار برده شدند. وایرها در معرض استرس مساوی قرار گرفتند و حرکت براکتها در روی وایر توسط دستگاه Instron مورد مطالعه قرار داده شد (شکل ۵-۱۲). مقادیر متوسط نیروهای اصطکاک در مورد براکتهایی که توسط روش ریخته‌گری به طریقه متداول، ریخته‌گری پودری و در مورد براکتهای چینی، در جدول ۲-۱۲ در رابطه با شیار براکت ۰/۰۱۸ و در جدول ۳-۱۲ در رابطه با شیار ۰/۰۲۲ گزارش گردیده است.



شکل ۵-۱۲: در تصویر A دستگاه آزمایش، مجموعه وایر براکت و دستگاه اندازه‌گیری نیرو مشاهده می‌شود. در شکل B، جزئیات بیشتر ناحیه‌ای که با خطوط نقطه‌چین در تصویر A نمایش داده شده است، مشاهده می‌گردد.

Table 12-1. The Variables That Have Been Considered in Major Studies on Friction in Orthodontic Sliding Systems

Author/year	Ligation	Saliva	Slot Size	Bracket Width	Wire Material	Bracket Material	Wire Size/ Shape	Surface Rough	Applied Load	Angulation	Interbrack. Width	Sliding Velocity
Buck et al. 1963 ⁴³			X	X			X			X		
Andreasen and Quevedo 1970 ³¹		X		X			X			X		
Echols 1975 ⁴⁶	X						X				X	
Creekmore 1976 ⁴⁷								X				
Greenberg and Kusy 1979 ⁴⁸				X								
Feeney et al. 1979 ⁴⁹												
Riley et al. 1979 ³²	X					X	X					
Frank and Nikolai 1980 ²⁴	X			X	X		X			X	X	
Peterson et al. 1982 ²⁷				X	X		X					
Stannard et al. 1986 ²⁹	X	X			X				X			
Garner et al. 1986 ²⁵					X		X					
Baker et al. 1987 ⁴⁵		X					X					
Kusy and Whitley 1988 ⁵⁰								X				
Kusy et al. 1988 ³⁴					X	X						
Drescher et al. 1989 ³³				X	X		X	X		X		
Kusy and Whitley 1989 ⁵¹					X		X		X			X
Tidy 1989 ³⁰			X	X	X		X		X	X		
Angolkar et al. 1990 ²³			X		X	X	X					
Berger 1990 ³⁹	X					X	X					
Kaplia et al. 1990 ²⁶			X	X	X	X	X					
Kusy and Whitley 1990 ⁵²			X		X	X	X	X				
Kusy and Whitley 1990 ³⁵					X	X		X	X			
Pratten et al. 1990 ²⁸		X			X	X						
Bednar et al. 1991 ⁵³	X				X	X	X			X		
Ireland et al. 1991 ⁵⁴	X	X			X	X	X					X
Kusy 1991 ⁵⁵					X	X						
Kusy et al. 1991 ⁵⁶		X	X		X	X			X			
Prosocki et al. 1991 ⁵⁷					X	X		X				
Tanne et al. 1991 ⁵⁸					X	X	X	X				
Omana et al. 1992 ⁵⁹	X			X	X	X	X	X				
Keith et al. 1994 ⁶⁰		X				X	X					
Ogata 1991 ⁴¹	X		X	X		X	X			X		
Saunders and Kusy 1994 ⁶¹		X			X	X			X			
Shivapuja and Berger 1994 ⁴⁰	X	X		X		X						
Tanne et al. 1994 ⁶²						X	X		X			
Tselepis et al. 1994 ⁶³		X			X	X						
Vaughan et al. 1995 ⁴²			X		X		X					

براکتهای استینلس استیل

قبل از شروع حرکت، افزایش سریع نیرو برای مقابله با اصطکاک سکون، در دستگاه Instron دیده می‌شود. به محض اینکه حرکت شروع گردد، جابجایی براکت روی وایر نیاز به نیروی کمتری دارد. در هر دوره حرکت، مقدار نیروی مورد نیاز برای مقابله با اصطکاک ثابت گردید. این تفاوتها در نیرو، بر اثر وجود خم از نوع دوم بسته به نوع آزمایش است که میزان آن، کم می‌باشد، در شرایط داخل دهان فاکتورهایی مثل اکلوژن، جویدن، انعطاف پذیری وایر و حرکت دندان می‌تواند رابطه خم از نوع دوم را، در حالیکه براکت در روی وایر حرکت می‌کند، تغییر دهد. (۲۴)

حد متوسط نیروی اصطکاک در رابطه با ریخته‌گری به روش متداول برای براکتهای استینلس استیل بین ۴۰ تا ۳۳۶ گرم می‌باشد. میزان نیروی اصطکاک در شیار ۰/۰۱۸ با براکتهای ریخته شده به روش متداول از ۴۹ گرم با وایر ۰/۰۱۶ استینلس استیل در براکت کم عرض از نوع منفرد، تا ۳۳۶ گرم با وایر ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷ بتا تایتانیوم در براکت با عرض زیاد از نوع مزدوج متغیر می‌باشد. برای براکتهای ۰/۰۲۲ استینلس استیل، نیروی اصطکاک از ۴۰ گرم با وایر ۰/۰۱۸ استینلس استیل در براکتهای کم عرض تا ۲۲۲ گرم با وایر ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۹ از نوع نیکل تایتانیوم در براکتهای با عرض زیاد متغیر است. در تعداد زیادی از مجموعه‌های وایر براکت، از نوع استینلس استیل نیروی اصطکاک، کمتر از ۱۱۰ گرم ایجاد میشود. در براکتهای با عرض متوسط از نوع مزدوج با وایرهای ۰/۰۱۶ استینلس استیل و کروم کبالت، و وایر ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ کروم کبالت و نیکل تایتانیوم در براکت ۰/۰۱۸ و با وایر ۰/۰۱۶ و ۰/۰۱۸ کروم کبالت و استینلس استیل، و ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ نیکل تایتانیوم، و ۰/۰۱۷ × ۰/۰۱۷ استینلس استیل، در براکتهای ۰/۰۲۲ مقدار اصطکاک کم است. براکتهای ۰/۰۱۸ با عرض زیاد با وایر استینلس استیل ۰/۰۱۶ و با کروم کبالت ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۲۲، ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۸، و وایر استینلس استیل ۰/۰۱۶، ۰/۰۱۷ × ۰/۰۱۷ اصطکاک کمی ایجاد می‌نماید. تغییر در طراحی براکت می‌تواند باعث کاهش اصطکاک گردد. وجود برآمدگی در دیواره‌ها و کف شیار براکت باعث کاهش سطح تماس باعث کم شدن اصطکاک بین وایر و براکت می‌گردد. براکتهای Tip-edge طوری طراحی شده‌اند که شیار عمودی براکت ۲۰ درجه با محور طولی دندانها زاویه دارد، این براکتها برای متخصصین ارتودنسی که با تکنیک Begg کار می‌کنند طراحی شده‌اند. در این تکنیک در مرحله اول، حرکت دندانها بصورت چرخشی انتقالی است سپس توسط فنرهای کمکی (auxiliary spring) به صورت عمودی در می‌آیند. با این نوع براکت، دندان در حین عقب رفتن، حرکت چرخشی انتقالی می‌نماید و خم ایجاد شده وایر، در لبه‌های شیار براکت بسیار کم است، بنابراین مقاومت اصطکاک به میزان زیادی کاهش می‌یابد. اصطکاک ایجاد شده توسط این براکتها با اصطکاک ایجاد شده در سیستم براکتهای edgewise قابل مقایسه نیستند.

براکتهای استینلس استیل که به روش ریخته‌گری پودری (Sintering) تهیه می‌شوند

نیروی اصطکاک حرکتی برای دو نوع براکت استینلس استیل که به صورت تجاری با روش ریخته‌گری پودری تهیه گردیدند در جدول ۲-۱۲ و ۳-۱۲ مشاهده می‌گردد. (۴۲)

در براکتهای با شیار ۰/۰۱۸ نیروی اصطکاک بین ۴۵/۸ گرم با وایر ۰/۰۱۶ کروم کبالت تا ۱۵۶/۶ گرم با وایر ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ نیکل تایتانیوم متغیر است. گر چه در براکتهای با شیار ۰/۰۲۲ مقدار نیروی اصطکاک بین ۳۰/۱ گرم با وایر استینلس استیل ۰/۰۱۸ و ۱۶۸/۳ گرم با وایر بتا تایتانیوم ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷ وجود دارد.

با قطرهای مختلف وایر، مقدار اصطکاک در براکتهای استینلس استیل به روش ریخته‌گری پودری نسبت به براکت استینلس استیل به روش ریخته‌گری Casting بسیار کمتر است. اصطکاک در براکتهای استینلس استیل با روش ریخته‌گری پودری با شیار ۰/۰۱۸ از نوع Mini-Taurus به مقدار ۳۸٪ کمتر از اصطکاک در براکتهای با روش

ریخته‌گری Casting می‌باشد. در حالیکه اصطکاک در براکتهای استینلس استیل به روش ریخته‌گری پودری از نوع Mini-twin به مقدار ۴۱٪ کمتر از اصطکاک در براکتهای با روش ریخته‌گری متداول Casting می‌باشد. مقدار اصطکاک در براکتهای با شیار ۰/۰۲۲ که از استینلس استیل با روش ریخته‌گری پودری ساخته شده‌اند، تقریباً ۴۴٪ کمتر از اصطکاک در براکتهای ریخته‌گری متداول Casting می‌باشد. این تفاوت در نیروی اصطکاک بین دو ماده براکت، ممکن است به علت صاف بودن قوام سطوح براکتهایی که به روش ریخته‌گری پودری تهیه شده‌اند، نسبت داده شود. تفاوت قابل توجه، در نیروی اصطکاک بین دو کارخانه سازنده براکت ریخته‌گری پودری بجز در موردی که وایر ۰/۰۱۷ × ۰/۰۱۷ اینچ در شیار براکت ۰/۰۱۸ قرار می‌گیرد، وجود ندارد.

Table 12-2 . Comparison of Mean Frictional Forces Produced by Conventional Stainless Steel (Ormco Corp.), Sintered Stainless Steel (Mini-Taurus, Rocky Mountain Orthodontics; Miniature Twin, Unitek Corp.), and Ceramic Brackets (Gem, Ormco Corp.) for the 0.018 Inch Bracket Slot

Wire Size (inch)	Wire Alloy	Frictional Force							
		Kapila et al.		Vaughan et al.		Angolkar et al.			
		Stainless Steel Mean g	(SD)	Sintered Mini-Taurus Mean g	(SD)	Sintered Miniature Twin Mean g	(SD)	Ceramic Mean g	(SD)
0.016	SS	88.8	(33.8)	81.4	(25.0)	60.3	(25.9)	123.0	(32.7)
	Co-Cr	66.4	(27.4)	54.8	(24.0)	45.8	(25.7)	88.4	(12.0)
	B-Ti	176.9	(34.0)	87.5	(24.6)	110.6	(42.8)	217.9	(21.2)
	Ni-Ti	159.0	(19.4)	82.5	(21.5)	74.3	(38.8)	221.9	(29.8)
0.016 × 0.016	Co-Cr	99.1	(14.5)	63.1	(23.7)	79.0	(26.8)	163.1	(22.7)
	Ni-Ti	109.2	(23.7)	90.5	(28.0)	156.6	(51.6)	237.7	(29.4)
0.016 × 0.022	SS	163.0	(35.7)	76.7	(26.0)	74.2	(25.7)	150.0	(20.4)
	Co-Cr	141.4	(27.6)	102.4	(42.2)	83.0	(27.4)	159.3	(21.3)
	B-Ti	234.9	(68.0)	138.1	(36.1)	116.6	(52.6)	240.9	(35.9)
	Ni-Ti	192.1	(42.3)	84.7	(29.2)	82.3	(46.5)	228.8	(23.8)
0.017 × 0.017	SS	163.4	(34.1)	104.8	(20.8)	50.9	(26.4)	148.0	(20.2)
	B-Ti	179.3	(38.3)	141.2	(56.0)	117.1	(29.0)	217.9	(38.4)
0.017 × 0.025	SS	175.4	(38.3)	110.4	(29.4)	82.1	(35.0)	250.3	(50.6)
	Co-Cr	165.1	(24.8)	123.8	(33.1)	93.0	(40.0)	267.0	(17.5)
	B-Ti	274.5	(49.7)	133.5	(41.6)	144.9	(41.0)	405.1	(101.1)
	Ni-Ti	225.2	(41.3)	55.9	(15.1)	57.9	(27.7)	182.1	(19.2)

جدول ۲-۱۲: مقایسه مقادیر متوسط نیروهای اصطکاک براکتهای استینلس استیل با روش ریخته‌گری متداول و براکتهای استینلس استیل با روش ریخته‌گری پودری (Sintering) و براکتهای چینی با شیار ۰/۰۱۸ در این جدول مشاهده می‌گردد.

براکتهای چینی

نیروهای اصطکاک براکتهای چینی، با شیارهای ۰/۰۱۸ و ۰/۰۲۲، نسبت به براکتهای استینلس استیل بیشتر است (جدولهای ۲-۱۲ و ۳-۱۲). (۲۳) نیروی اصطکاک در شیار ۰/۰۱۸ و وایر ۰/۰۱۶ کروم کبالت حدوداً ۸۸/۴ گرم میباشد و برای وایر ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷ بتا تایتانیوم در حدود ۴۰۵/۱ گرم است. و در براکتهای با شیار ۰/۰۲۲ برای وایر ۰/۰۱۶ استینلس استیل ۱۱۹ گرم و برای وایر ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷ بتا تایتانیوم ۳۹۹/۴ گرم می‌باشد. این اختلاف در میزان اصطکاک بین براکتهای استینلس استیل و چینی به خصوصیات مواد چینی و قوام سطوح داخلی شیار بستگی دارد. سطوح شیار براکتهای چینی با بزرگنمایی زیاد، نا همواریهایی کوچک متعددی را، نشان میدهد، در حالیکه سطوح شیار براکتهای استینلس استیل صافتر است. براکتهای چینی تک کریستال (single crystal) از تعداد زیادی تک کریستالهای آلومینا به وجود آمده است که توسط دستگاههای ultrasonic cutting یا فرز الماسی و یا هر دو روش به شکل و ابعاد مناسب ساخته می‌شود (۶۴)، این روش مشکل است و منجر به وجود تضاریس و حفرات در شیار براکتهای

چینی می‌گردد (۵۹) و در نمای میکروسکوپ الکترونی (SEM) مشاهده می‌گردد. وقتی براکتهای چند کریستاله (polycrystalline) در SEM مشاهده می‌شوند، سطوح بسیار زبری را نشان می‌دهند که منجر به ایجاد شیار روی وایر ارتودنسی می‌نماید. دستگاه انعکاس نور لیزری و دستگاه میکروسکوپ الکترونی (SEM) برای نشان دادن ظاهر کلی و مقدار زبری براکتهای تک و چند کریستالی به کار برده می‌شود. براکتهای تک کریستال آلومینا صافتر از براکتهای چند کریستاله می‌باشند اما مقدار اصطکاک در آنها، قابل مقایسه می‌باشد.

Table 12-3. Comparison of Mean Frictional Forces Produced by Conventional Stainless Steel (Ormco Corp.), Sintered Stainless Steel (Mini-Taurus, Rocky Mountain Orthodontics; Miniature Twin, Unitek Corp.), and Ceramic Brackets (Gem, Ormco Corp.) for the 0.022 Inch Bracket Slot

Wire Size (inch)	Wire Alloy	Frictional Force							
		Kapila et al.		Vaughan et al.				Angolkar et al.	
		Stainless Steel	Sintered Mini-Taurus	Sintered Miniature Twin		Ceramic			
Mean g	(SD)	Mean g	(SD)	Mean g	(SD)	Mean g	(SD)		
0.016	SS	100.6	(20.1)	54.4	(17.6)	58.5	(33.5)	119.0	(34.4)
	Co-Cr	93.8	(26.8)	36.0	(27.9)	38.0	(19.6)	136.1	(40.8)
	B-Ti	117.7	(21.0)	78.7	(29.8)	80.4	(25.1)	169.6	(31.5)
0.016 × 0.016	Ni-Ti	126.8	(16.7)	61.6	(26.5)	73.1	(17.0)	160.2	(23.4)
	Co-Cr	120.5	(19.4)	58.3	(24.6)	104.3	(38.5)	163.9	(58.2)
	Ni-Ti	100.7	(13.7)	96.0	(26.5)	40.8	(12.7)	207.0	(27.7)
0.016 × 0.022	SS	129.8	(20.6)	94.2	(39.3)	51.5	(18.2)	202.6	(30.3)
	Co-Cr	146.8	(15.8)	75.7	(23.2)	68.2	(26.0)	212.4	(64.4)
	B-Ti	165.8	(19.2)	108.8	(31.4)	114.0	(44.6)	308.4	(58.0)
	Ni-Ti	153.2	(17.8)	68.7	(26.0)	74.3	(25.0)	226.4	(25.8)
0.017 × 0.017	SS	99.2	(19.2)	49.2	(7.5)	54.1	(37.6)	170.3	(25.3)
	B-Ti	136.5	(34.9)	75.5	(28.5)	95.1	(32.8)	251.0	(49.8)
0.017 × 0.025	SS	115.4	(18.7)	68.8	(28.5)	63.6	(18.1)	237.6	(55.5)
	Co-Cr	176.3	(23.5)	79.6	(34.7)	57.1	(39.0)	231.9	(42.3)
	B-Ti	215.3	(24.2)	112.1	(55.6)	168.3	(44.3)	364.1	(58.3)
	Ni-Ti	177.7	(31.7)	85.5	(27.8)	102.3	(43.1)	282.4	(40.0)
0.018	SS	84.9	(13.9)	64.4	(36.0)	30.1	(9.4)	135.6	(33.0)
	Co-Cr	101.3	(27.0)	55.4	(20.5)	44.1	(17.0)	159.0	(39.6)
	B-Ti	112.9	(19.8)	133.5	(38.6)	139.0	(28.8)	206.9	(22.5)
	Ni-Ti	162.1	(29.5)	113.7	(33.5)	132.1	(26.7)	204.9	(27.9)
0.018 × 0.025	SS	150.1	(35.0)	60.1	(20.2)	64.5	(37.5)	240.5	(51.7)
	Co-Cr	194.5	(36.4)	50.4	(16.8)	45.8	(21.9)	220.3	(40.5)
	Ni-Ti	138.8	(27.1)	68.1	(27.5)	66.3	(38.3)	227.3	(63.7)
0.019 × 0.025	SS	193.3	(28.9)	61.6	(28.1)	71.1	(21.2)	265.2	(40.9)
	Co-Cr	192.2	(21.1)	81.1	(36.0)	62.0	(36.8)	253.5	(88.8)
	B-Ti	154.8	(33.2)	98.9	(58.9)	95.4	(51.1)	399.4	(69.7)
	Ni-Ti	155.7	(18.0)	59.2	(20.2)	117.1	(35.3)	283.1	(93.7)

جدول ۳-۱۲: مقایسه مقادیر متوسط نیروهای اصطکاکی براکتهای استینلس استیل با روش ریخته‌گری به طریق متداول، ریخته‌گری پودری (Sintering) و براکتهای چینی با شیار ۰/۰۲۲ در این جدول مشاهده می‌گردد.

ترکیبی از وایرهای فلزی و براکتهای چینی نیروی اصطکاک زیادی به وجود می‌آورد. بنابراین نیروی بیشتری به منظور حرکت دندانها با براکت چینی در مقایسه با براکتهای استینلس استیل در تکنیک لغزشی مورد نیاز است. از آنجائیکه براکتهای چینی معمولاً بر روی دندانهای قدامی همراه با براکتهای استینلس استیل بر روی دندانهای خلفی به کار می‌رود، عقب بردن کانین ممکن است باعث از دست دادن تکیه‌گاه خلفی به علت افزایش اصطکاک براکتهای چینی می‌گردد. محافظت از تکیه‌گاه در چنین مواردی، باید مورد توجه قرار گیرد.

براکتهایی که از zirconia ساخته شده‌اند

براکتهای چینی علاوه بر داشتن اصطکاک بالا، دارای مقاومت کمی درمقابل شکستن هستند. به علت شکنندگی آنها، کوچک‌ترین ترک یا شیار، در تمام ماده خیلی سریع پخش می‌شود. براکتهای zirconia به عنوان جانشینی برای براکتهای چینی پیشنهاد می‌گردد زیرا انجام عملیات سخت کاری سطوح، توسط اکسید زیرکونیوم باعث افزایش مقاومت نسبت به شکست می‌شود. ضریب اصطکاک براکتهای zirconia بالاتر یا مساوی براکتهای چند کریستاله آلومینا در هر دو حالت خشک و مرطوب می‌باشد. خورده‌های وایر و خرابی سطح شیار براکت zirconia بعد از لغزش وایر در شیار مشاهده می‌گردد.

براکتهای پلاستیکی

برای دستیابی به براکتهای مناسب از نظر زیبایی و اصطکاک کمتر و جدا کردن ساده این براکتها نسبت به براکتهای چینی، انواعی از براکتهای پلاستیکی که با چینی تقویت شده، با یا بدون شیار فلزی، معرفی گردیدند. مقدار نیروی اصطکاک در چهار نوع براکت پلاستیکی، تک کریستال چینی، چند کریستال چینی و براکت فلزی با یک وایر با قطر و آلیاژ مشخص، در جدول ۴-۱۲ برای براکتهای ۰/۰۱۸ و در جدول ۵-۱۲ برای براکتهای ۰/۰۲۲ نشان داده شده است. (۳۸) در این تحقیق مقدار اصطکاک در براکتهای پلاستیکی ۰/۰۱۸ نوع Spirit با وایر ۰/۰۱۶ استینلس استیل با بسته شدن توسط حلقه لاستیکی از ۴۹/۸۷ گرم تا ۲۲۲/۳۱ گرم با همان براکت و با وایر ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ بتا تیتانیوم با بسته شدن توسط Steel-ligature متغیر است. به همین ترتیب، مقدار اصطکاک از مقدار ۳۱/۳۵ گرم در براکت ۰/۰۲۲ استینلس استیل و وایر استینلس استیل ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷، که توسط وایر بسته می‌شود تا ۲۷/۰۶ گرم با براکت چند کریستاله چینی با همان شیار و وایر ۰/۰۱۸ نیکل تیتانیوم که با سیم بسته شده است، متغیر است. اختلاف آماری معنی دار در میزان متوسط نیروی اصطکاک حرکتی، با براکتهای استینلس استیل، براکت سرامیک و انواع براکت پلاستیکی وجود دارد.

براکتهای ۰/۰۱۸ از نظر نیروی اصطکاک از حداکثر تا حداقل به ترتیب شامل استینلس استیل، چینی چند کریستاله، چینی تقویت شده با کامپوزیت همراه با شیار فلزی و چینی تقویت شده با کامپوزیت بدون شیار فلزی، است. براکتهای ۰/۰۲۲ از نظر نیروی اصطکاک میتوانند از حداکثر به حداقل به ترتیب از چینی چند کریستاله، چینی تک کریستاله، چینی تقویت شده با کامپوزیت بدون شیار فلزی، استینلس استیل، چینی تقویت شده با کامپوزیت همراه با شیار فلزی، طبقه بندی شوند. پوشش فلزی در این دو براکت تقویت شده به طور قابل توجه باعث کاهش اصطکاک نسبت به براکتهای بدون شیار فلزی نمی‌شود. مطالعات دیگری نشان داده است که نیروی اصطکاک براکتهای فلزی، نسبت به براکتهای پلاستیکی و سرامیکی، کمتر است. (۶۳، ۵۹، ۵۸، ۵۶، ۳۵، ۳۲، ۲۸) اگر وایر توسط سیم به طور محکم به براکت بسته شود، دیواره‌های شیار براکتهای پلاستیکی، به سوی همدیگر مقداری فشرده می‌شوند، که باعث افزایش اصطکاک می‌گردد (۳۲).

اثر عرض براکت بر روی اصطکاک

اثر عرض براکت روی نیروی اصطکاک مورد بحث است. بعضی از مطالعات نشان داده است که تغییر در عرض براکت تفاوتی در میزان اصطکاک به وجود نمی‌آورد (۳۱، ۲۷). در حالیکه بعضی از مطالعات بالا رفتن مقاومت اصطکاک با افزایش عرض براکت را، نشان می‌دهد (۴۱، ۲۶، ۲۴). و در مطالعات دیگر اصطکاک با زیاد شدن عرض براکت کاهش

می‌یابد (۵۹،۵۳،۳۳،۳۰). Frank و Nikolai (۲۴) اصطکاک بیشتر را، در براکتهای عریض‌تر به این حقیقت مربوط دانستند

Table 12-4. Comparison of Mean Frictional Forces Generated by One Metal (SS-1, Unitek Miniature Twin), One Polycrystalline Ceramic (PC-1, RMO Signature), and Four Plastic Brackets (SP-1, Ormco Spirit; EL-1, GAC Elan; IM-1, GAC Image; SI-1, American Silcon) for the 0.018 Inch Slot Size

Bracket	Wire																	
	Stainless Steel Alloy			β-Titanium Alloy				Nickel-Titanium Alloy										
	0.016 inch		0.016 × 0.022 inch		0.016 inch		0.016 × 0.022 inch		0.016 inch		0.016 × 0.022 inch							
	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD			
A. Elastomeric Ligation																		
SS-1	B	74.17	17.61	B	95.17	28.4	A	152.21	47.77	C	136.43	33.53	B	137.85	26.75	A	151	27.9
PC-1	A	75.78	13.32	A	100.9	31.9	B	112.34	19.59	B	149.19	28.51	D	89.96	13.49	B	143.4	23.5
SP-1	F	49.87	10.18	E	73.85	15	C	107.98	16.52	D	129.44	16.46	B	138.62	41.57	C	131.5	17.7
EL-1	C	65.53	14.17	D	83.06	14.9	BC	110.93	20.37	E	98.86	15.28	A	151.09	29.09	E	114.1	11
IM-1	E	55.14	10.43	B	97.86	30.9	E	82.25	25.81	F	82.36	17.34	C	132.54	26.91	F	109.6	14.4
SI-1	D	58.63	10.84	C	87.64	18.5	D	90.02	21.34	A	163.59	66.45	C	132.18	45.52	D	127.2	15.6
B. Steel Ligation																		
SS-1	A	90.8	42.38	B	104.6	46.2	D	100.44	64.08	E	84.52	37.47	B	136.47	88.63	B	175.8	142
PC-1	B	78.03	33.65	C	97.28	70.3	B	185.85	121.1	C	139.37	80.29	B	141.1	107.2	E	87.69	34.5
SP-1	D	51.3	15.82	D	59.17	31.3	A	199.21	58.76	A	222.31	108.5	A	207.82	73.11	A	186.6	76.8
EL-1	D	48.81	19.08	D	59.15	26.6	C	138.14	50.1	B	171.56	77.42	D	88.82	58.04	C	129.7	43
IM-1	D	48.81	22.1	D	58.87	24.2	C	133.03	33.87	D	106.72	50.6	C	104.04	42.2	D	109.5	26.2
SI-1	C	60.23	25.38	A	136.8	71	E	90.3	19.73	C	142.42	46.96	C	108.17	35.22	E	93.68	61.7

جدول ۴-۱۲: مقایسه مقادیر متوسط نیروی اصطکاک که توسط براکت استینلس استیل، براکت چینی چند کریستاله، و چهار نوع براکت پلاستیکی در شیار ۰/۰۱۸ ایجاد شده است، در این جدول مشاهده می‌گردد.

Table 12-5. Comparison of Mean Frictional Forces Generated by One Metal (SS-2, Unitek Miniature Twin), One Monocrystalline Ceramic (MC-2, A-Company Starfire), One Polycrystalline Ceramic (PC-2, RMO Signature), and Three Plastic Brackets (SP-2, Ormco Spirit; IM-2, GAC Image; SI-2, American Silcon) for the 0.022 Inch Slot Size

Bracket	Wire																										
	Stainless Steel Alloy					β-Titanium Alloy					Nickel-Titanium Alloy																
	0.018 inch		0.017 × 0.025 inch		0.019 × 0.025 inch		0.018 inch		0.017 × 0.025 inch		0.019 × 0.025 inch		0.018 inch		0.017 × 0.025 inch		0.019 × 0.025 inch										
	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD	SNK	Mean	SD									
A. Elastomeric Ligation																											
SS-2	B	90.85	11.5	D	83.67	17.8	D	97.75	18.5	C	102.12	23	D	102.1	19.2	C	118.2	14.2	F	101.29	19.4	A	148.91	23.5	B	172.1	23.2
MC-2	B	92.24	16.2	B	101	16.8	A	121.3	30	B	109.7	16	B	130.7	24	B	147.5	32.2	C	144.59	22.4	AB	147.11	38.9	C	166.6	23.5
PC-2	A	114.8	24.8	A	143.6	51.9	B	114.1	22.8	A	147.02	30.1	A	147.4	31.9	A	160.1	27.5	D	130.44	35.4	B	144.26	21.3	A	200	29.7
SP-2	D	66.07	14	E	78.37	12.2	F	83.51	11.2	D	90.68	14.8	E	85.79	15.8	C	118.2	26	A	158.43	36.4	C	121.33	18.7	C	166.1	26.3
IM-2	E	52.38	16.2	E	78.49	24.3	E	93.81	24.7	E	71.1	14	E	82.99	19.9	D	99.94	14.1	E	108.45	17.1	E	102.98	13.4	E	144.3	20.8
SI-2	C	78.77	15.7	C	91.82	21.8	C	110.1	27.3	D	92.5	14	C	127.2	33.2	C	118.3	10.9	B	148.06	28.3	D	117.8	21.8	D	161.4	30.4
B. Steel Ligation																											
SS-2	C	42.01	18.2	F	31.35	20.4	F	38.75	31.5	C	139.42	60.1	C	124.5	82.6	C	144.2	85.8	C	127.75	38.1	B	131.67	85.4	D	136.2	123
MC-2	A	71.13	41	A	139.8	94.7	C	121	61.5	A	187.58	103	B	141.6	117	D	96.39	70.2	D	129.12	65.5	A	166.42	93	BC	149.2	91
PC-2	B	64.46	35.5	C	102.2	43.9	A	138.7	72.8	B	167.55	100	A	165.4	125	A	207.1	159	A	270.62	149	A	166.66	120	A	201.8	129
SP-2	C	42.14	9.75	D	74.47	39.7	E	44.53	22.4	D	94.08	43.7	C	123.1	60.9	B	159.8	44.2	B	91.08	55.1	C	114.04	58.5	B	157.5	52
IM-2	A	70.88	26.2	E	51.72	26.7	D	60.43	29.4	E	77.7	41.6	B	146.5	110	D	100.6	75.2	D	107.69	45.2	A	157.13	45.2	E	114.5	41.5
SI-2	A	73.03	25.4	B	108.2	22.3	B	132.3	41	C	144.46	77.6	A	165.3	85.6	C	137.9	92.5	C	105.26	35.9	B	137.46	35.9	CD	141.9	38.2

جدول ۵-۱۲: مقایسه مقادیر متوسط نیروی اصطکاک که توسط براکت استینلس استیل، براکت چینی تک کریستاله، براکت چینی چند کریستاله، و سه نوع براکت پلاستیکی در شیار ۰/۰۲۲ ایجاد شده است، در این جدول مشاهده می‌گردد.

که اتصال در براکتهای پهنتر نسبت به براکتهای باریکتر با درجات کمتری از خم نوع دوم ایجاد می‌شود. بر عکس Drescher (۳۳) و همکارانش، Bender (۵۳) و همکارانش، Omana (۵۹) و همکارانش گزارش نمودند که در براکتهای کم عرض‌تر، قبل از اینکه خم در وایر اتفاق بیفتد، دندان به میزان قابل توجه‌ای حرکت چرخشی انتقالی می‌نماید. و به محض اینکه خم در وایر ایجاد شود، مقاومت بیشتری در مقابل لغزش روی وایر ایجاد می‌گردد. Kapila (۲۶) و همکارانش، Ogata (۴۱) و همکارانش نشان دادند که بسته شدن وایر توسط حلقه لاستیکی در براکت پهن‌تر نسبت به براکتهای کم عرض باعث ایجاد نیروی بیشتری از حالت طبیعی روی وایر می‌گردد. Kapila (۲۶) و همکارانش گزارش کردند که براکتهای مزدوج ۰/۰۱۸ با عرض متوسط، تقریباً ۱ تا ۱/۵ برابر اصطکاک بیشتری نسبت به براکتهای کم عرض منفرد ایجاد می‌کنند. و براکتهای با عرض زیاد، از نوع مزدوج دو برابر اصطکاک نسبت به براکت کم عرض ایجاد می‌نمایند. براکت با عرض متوسط و عرض زیاد از نوع مزدوج با شیار ۰/۰۲۲ از نظر اصطکاک تفاوت ندارند، گرچه این براکتها اصطکاک بیشتری از براکتهای کم عرض منفرد ۰/۰۲۲ دارند.

عرض براکت مستقیماً با فاصله بین براکتها رابطه دارد. براکتهای کم عرض، باعث افزایش طول بیشتری از وایر در بین براکتها می‌گردد و بنابراین انعطاف پذیری وایر بیشتر می‌شود. بنابراین عرض براکت اثر غیر مستقیمی بر روی اصطکاک دارد، چون براکت کم عرض باعث افزایش طول وایر در فاصله بین براکتها می‌شود و باعث کاهش سختی وایر (Stiffness) می‌گردد که منجر به افزایش بیشتر خم و باعث انعطاف پذیری بیشتری می‌گردد. بعلاوه از معایب براکتهای کم عرض کنترل کمتر حرکت چرخشی و چرخشی انتقالی به علت درگیری کمتر وایر در داخل شیار براکت می‌باشد.

اثر وایر ارتودنسی در اصطکاک حرکتی

آلیاژ وایر

نقش آلیاژ در میزان اصطکاک با تکنیک لغزشی به طور قابل توجهی مورد مطالعه قرار گرفته است. جدول ۶-۱۲ اثر آلیاژ وایر روی اصطکاک را، نشان میدهد. از جدول مشخص است که وایر استینلس استیل دارای حداقل اصطکاک و بتاتایتانیوم دارای حداکثر اصطکاک است، مقدار و تغییرات نیروی اصطکاک در مورد میزان حرکت براکت در وایر نیکل تایتانیوم و بتا تایتانیوم نسبت به وایر استینلس استیل یا کروم کبالت بیشتر است. Frank (۲۶) و Nikolai (۲۴) گزارش کردند که وایر استینلس استیل نسبت به نیکل تایتانیوم به علت اینکه زاویه خم از نوع دوم ایجاد نمی‌نماید دارای اصطکاک کمتری است، اما وقتی که خم از نوع دوم افزایش می‌یابد عکس این مطلب صادق است.

مطالعات با استفاده از نور نشان داد که وایر استینلس استیل دارای صاف‌ترین سطح میباشد که به دنبال آن، در رابطه با افزایش زبری سطوح کروم کبالت، سپس بتاتایتانیوم و سپس نیکل تایتانیوم قرار دارد. بعلاوه زبری سطوح، وایر بتاتایتانیوم امکان ایجاد چسبندگی کوچک با براکت استینلس استیل در شرایط خشک را، دارد که منجر به افزایش بیشتر نیروی اصطکاک می‌گردد. Whitley و Kusy (۳۵) رابطه بین زبری سطوح و مقدار اصطکاک در انواع مختلف وایر را، مورد بررسی قرار دادند و متوجه شدند وایر استینلس استیل سطح صاف و حداقل ضریب اصطکاک را، دارد. ولیکن در وایر نیکل تایتانیوم و بتاتایتانیوم رابطه‌ای بین زبری سطح و ضریب اصطکاک وجود ندارد. چون وایر بتاتایتانیوم دارای بیشترین اصطکاک است اما زبری در سطح ندارد. Whitley و Kusy به این نتیجه رسیدند که زبری سطوح را به عنوان یکی از فاکتورهای موثر افزایش اصطکاک در تکنیک لغزشی نمیتوان به حساب آورد. Prosofski و همکارانش با استفاده از Profilometer به منظور ارزیابی زبری سطوح نشان دادند که رابطه‌ای بین زبری سطح و ضریب اصطکاک

وجود ندارد. وایر استینلس استیل دارای صافترین سطح است ولی اصطکاک بیشتری نسبت به وایر کروم کبالت دارد. وایر بتا تایتانیوم که سطح صافی دارد، دارای اصطکاک بیشتری است. راه مقابله با بالا بودن ضریب اصطکاک وایر بتاتایتانیوم و نیکل تایتانیوم تزریق یونی است که در حال حاضر مورد مطالعه می‌باشد. یونهای گازی (مثل نیتروژن و اکسیژن) روی سطح وایر تزریق میشود که منجر به پوسته پوشته شدن مثل روشهای می‌گردد. تزریق یونی به سطح خارجی وایر ایجاد پوشش نمی‌کند که منجر به پوسته پوشته شدن مثل روشهای پوششی متداول، گردد. و تغییری در ابعاد وایر به وجود نمی‌آید. Burstone و farzin-Nia در رابطه با تزریق یون در وایر بتا تایتانیوم گزارش کردند که میزان اصطکاک در این وایر معادل وایر استینلس استیل می‌گردد (۶۵).

Berger (۳۹) در رابطه با اصطکاک وایر ۰/۱۷۵ یافته شده (whildcat) در شیار ۰/۰۲۲ متوجه شد که مقدار اصطکاک ۱/۵ برابر نسبت به وایر ۰/۱۸ همراه با بستن با حلقه لاستیکی بیشتر است و در حدود ۵ برابر با بستن توسط سیم بیشتر می‌باشد. منحنی اصطکاک در وایر یافته شده نا معقول است. تلاشهایی برای کاهش اصطکاک با پوشش تفلون روی وایر انجام شده است، اگر چه این سعی و تلاش با موفقیت کمی روبرو بوده است (۶۶).

Table 12-6. Major Studies Investigating the Effect of Wire Alloy on Friction in Orthodontic Sliding Systems. The Alloys Have Been Ranked from 1 through 4, 1 Being Least Friction and 4 Being Most Friction

Author/Year	Wire Alloy			
	Stainless Steel	Cobalt-Chromium	Nickel-Titanium	β-Titanium
Frank and Nikolai 1980 ²⁴	1 if nonbinding 2 if binding	3	2 if nonbinding 1 if binding	None
Peterson et al. 1982 ²⁷	Equal if nonbinding 2 if binding	None	Equal if nonbinding 1 if binding	None
Stannard et al. 1986 ²⁹	2	4	3	1
Garrner et al. 1986 ²⁵	1	None	2	3
Kusy et al. 1988 ³⁴	1	2 Yellow = blue Elgiloy	Titanal 4 Nitinol 5	3
Kusy and Whitley 1989 ⁵¹	1	3	2	4
Tidy 1989 ³⁰	1	None	2	3
Drescher et al. 1989 ³³	1	2	3	4
Kapila et al. 1990 ²⁶	1	2	3	4
Kusy and Whitley 1990 ⁵²	1	2	3	4
Pratten et al. 1990 ²⁸	1	None	2	None
Angolkar et al. 1990 ²³	1	2	3	4
Kusy et al. 1991 ⁵⁶	1	2	3	4
Ireland et al. 1991 ⁵⁴	1	None	2	None
Omana et al. 1992 ⁵⁹	Equal	None	Equal	None
Vaughan et al. 1995 ⁴²	2	1	3	4

جدول ۶-۱۲: اثر آلیاژ وایر روی اصطکاک در تکنیک لغزشی در این جدول مشاهده می‌شود. آلیاژها به ترتیب از ۱ تا ۴ درجه بندی شده‌اند که عدد ۱ حداقل اصطکاک و عدد ۴ حداکثر اصطکاک را، نشان می‌دهد.

قطر وایر

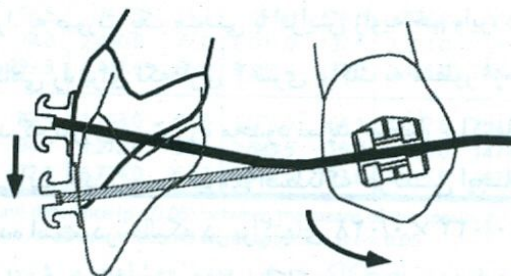
مطالعات متعددی در مورد اثر افزایش قطر وایر روی افزایش اصطکاک بین وایر و براکت انجام شده است. (۲۳-۲۷، ۵۸، ۵۴، ۵۳، ۴۶، ۴۲، ۴۱، ۳۹، ۳۲، ۳۱) به طور کلی وایر چهارگوش اصطکاک بیشتری نسبت به وایر گرد، به وجود می‌آورد

(جدولهای ۲-۱۲ و ۳-۱۲). اگر چه وجود این اصطکاک به علت ایجاد خم زاویه دار در وایر نمی باشد، سطح تماس بین براکت و وایر به عنوان عامل مهم در ایجاد اصطکاک می باشد که در نتیجه وایر چهار گوش اصطکاک بیشتری دارد (۲۴). در مواردی که براکت زاویه دار می شود، فاکتور تعیین کننده، نقاط تماس وایر با لبه براکت است. با وایر گرد تماس شیار براکت با وایر نقطه ای است که باعث دندانان دندانان شدن وایر می گردد، ولی با وایر چهار گوش تماس در یک سطح وسیع یعنی در تمام سطح لیپولینگوالی حاصل می شود که منجر به فشار کمتر و بنابراین نسبت به حرکت، مقاومت کمتر نشان می دهد. این موضوع با نظریات Frank و Nikolai (۲۴) که معتقد است وایر ۰/۰۲۰ اصطکاک بیشتری از ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷ دارد مطابقت دارد.

نقش سختی وایر و فضای آزاد بین وایر و سطوح شیار براکت

از نظر مکانیک، وایر ارتودنسی به عنوان داربست الاستیکی است که توسط یک یا دو انتها نگه داری شده است. نیروی به کار برده روی این داربست باعث ایجاد خم می گردد و این خم در محدوده الاستیک آلیاژ قابل برگشت است. شیب محدوده الاستیک منحنی خمیدگی بر اثر نیرو (force-deflection) متناسب با سختی وایر است. وایر سخت تر دارای فنریت کمتر است و نسبت به یک نیروی مشخص کمتر خم می گردد تغییر قطر یا مقطع عرضی وایر بر روی سختی وایر به میزان زیادی اثر می گذارد. دو برابر کردن قطر وایر گرد که توسط یک انتها ثابت شده باعث افزایش سختی (stiffness) به میزان ۱۶ برابر می گردد (یعنی توان چهارم) و مقاومت (strength) ۸ برابر می شود (یعنی توان سوم) و میزان دامنه فعالیت (range) به نصف می رسد. دو برابر کردن قطر وایری که از ۲ انتها ثابت گردیده باشد باعث افزایش سفتی وایر (stiffness) به توان چهارم می شود.

طول وایر روی سفتی وایر اثر می گذارد. دو برابر کردن طول وایر که یک طرف آن ثابت گردیده است سفتی وایر (stiffness) را، به میزان ۸ برابر کاهش می دهد. در طی عقب بردن کانون به فضای دندان پره مولر، افزایش طول وایر در بین براکتها بدون اینکه نقطه اتکایی در آن ناحیه وجود داشته باشد سفتی وایر را، کاهش می دهد. بنابراین نیروی موثر برای عقب بردن دندان بدون وجود تکیه گاه، توانایی بیشتری در ایجاد خم در وایر دارد که منجر به خمیدگی در وایر می گردد. برای جلوگیری از این خم، که باعث افزایش اصطکاک می شود، قطر وایر بایستی برای جبران کاهش سفتی stiffness در هنگامی که فاصله بین براکتها بیش از مقدار طبیعی است، زیاد گردد. دلیل دیگری برای عدم استفاده از وایر انعطاف پذیر با قطر کم، در خلال حرکت لغزنده کانون به طرف عقب این است که در هنگامی که کانون به سمت عقب حرکت چرخشی انتقالی می یابد، وایر انعطاف پذیر خم می گردد، که باعث extrusion دندانهای قدامی می شود (شکل ۶-۱۲). این حالت می تواند با استفاده از براکتهای درجه دار برای دندان کانون که در آن زاویه ای برای جابجایی ریشه به طرف دیستال تعبیه شده است، تشدید گردد.



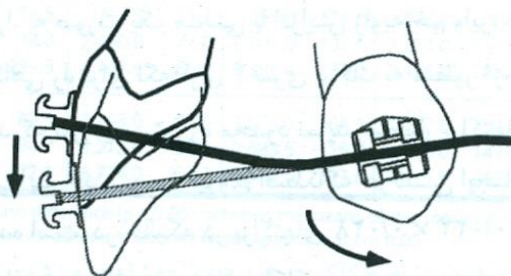
شکل ۶-۱۲: اثر جانبی نامطلوب extrude شدن انسیزورها ناشی از حرکت چرخشی انتقالی کانون در خلال عقب بردن کانون با تکنیک sliding با استفاده از وایر انعطاف پذیر در این شکل مشاهده می شود.

(جدولهای ۲-۱۲ و ۳-۱۲). اگر چه وجود این اصطکاک به علت ایجاد خم زاویه دار در وایر نمی باشد، سطح تماس بین براکت و وایر به عنوان عامل مهم در ایجاد اصطکاک می باشد که در نتیجه وایر چهار گوش اصطکاک بیشتری دارد (۲۴). در مواردی که براکت زاویه دار می شود، فاکتور تعیین کننده، نقاط تماس وایر با لبه براکت است. با وایر گرد تماس شیار براکت با وایر نقطه ای است که باعث دندانان دندانان شدن وایر می گردد، ولی با وایر چهار گوش تماس در یک سطح وسیع یعنی در تمام سطح لیپولینگوالی حاصل می شود که منجر به فشار کمتر و بنابراین نسبت به حرکت، مقاومت کمتر نشان می دهد. این موضوع با نظریات Frank و Nikolai (۲۴) که معتقد است وایر ۰/۰۲۰ اصطکاک بیشتری از ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷ دارد مطابقت دارد.

نقش سختی وایر و فضای آزاد بین وایر و سطوح شیار براکت

از نظر مکانیک، وایر ارتودنسی به عنوان داربست الاستیکی است که توسط یک یا دو انتها نگه داری شده است. نیروی به کار برده روی این داربست باعث ایجاد خم می گردد و این خم در محدوده الاستیک آلیاژ قابل برگشت است. شیب محدوده الاستیک منحنی خمیدگی بر اثر نیرو (force-deflection) متناسب با سختی وایر است. وایر سخت تر دارای فنریت کمتر است و نسبت به یک نیروی مشخص کمتر خم می گردد تغییر قطر یا مقطع عرضی وایر بر روی سختی وایر به میزان زیادی اثر می گذارد. دو برابر کردن قطر وایر گرد که توسط یک انتها ثابت شده باعث افزایش سختی (stiffness) به میزان ۱۶ برابر می گردد (یعنی توان چهارم) و مقاومت (strength) ۸ برابر می شود (یعنی توان سوم) و میزان دامنه فعالیت (range) به نصف می رسد. دو برابر کردن قطر وایری که از ۲ انتها ثابت گردیده باشد باعث افزایش سفتی وایر (stiffness) به توان چهارم می شود.

طول وایر روی سفتی وایر اثر می گذارد. دو برابر کردن طول وایر که یک طرف آن ثابت گردیده است سفتی وایر (stiffness) را، به میزان ۸ برابر کاهش می دهد. در طی عقب بردن کائین به فضای دندان پره مولر، افزایش طول وایر در بین براکتها بدون اینکه نقطه اتکایی در آن ناحیه وجود داشته باشد سفتی وایر را، کاهش می دهد. بنابراین نیروی موثر برای عقب بردن دندان بدون وجود تکیه گاه، توانایی بیشتری در ایجاد خم در وایر دارد که منجر به خمیدگی در وایر می گردد. برای جلوگیری از این خم، که باعث افزایش اصطکاک می شود، قطر وایر بایستی برای جبران کاهش سفتی stiffness در هنگامی که فاصله بین براکتها بیش از مقدار طبیعی است، زیاد گردد. دلیل دیگری برای عدم استفاده از وایر انعطاف پذیر با قطر کم، در خلال حرکت لغزنده کائین به طرف عقب این است که در هنگامی که کائین به سمت عقب حرکت چرخشی انتقالی می یابد، وایر انعطاف پذیر خم می گردد، که باعث extrusion دندانهای قدامی می شود (شکل ۶-۱۲). این حالت می تواند با استفاده از براکتهای درجه دار برای دندان کائین که در آن زاویه ای برای جابجایی ریشه به طرف دیستال تعبیه شده است، تشدید گردد.



شکل ۶-۱۲: اثر جانبی نامطلوب extrude شدن انسیزورها ناشی از حرکت چرخشی انتقالی کائین در خلال عقب بردن کائین با تکنیک sliding با استفاده از وایر انعطاف پذیر در این شکل مشاهده می شود.

سفتی وایر چهارگوش (stiffness) بستگی به قطر مقطع عرضی در جهت خم دارد، یا به عبارت دیگر یک وایر 0.022×0.017 در سیستم edgewise که براکتها به صورت افقی قرار دارند، در جهت عمودی فنریت بیشتری نسبت به سیستم دستگاه ribbon دارد که در آن براکتها به صورت عمودی قرار دارند. Drescher^(۳۳) و همکارانش ارتفاع عمودی وایر را، به عنوان یک فاکتور مهم در مقاومت اصطکاک اعلام کردند. وقتی دندانها در حین عقب بردن کانین حرکت چرخشی انتقالی می‌یابند، لبه‌های براکت با وایر تماس پیدا می‌کنند و باعث تغییر فرم آن می‌شود. جهت تغییر فرم وایر 0.022×0.016 در جهت عمودی یعنی 0.016 می‌باشد. ارتفاع 0.016 در وایر 0.022×0.016 به مقدار قابل توجهی اصطکاک کمتری نسبت به وایر 0.025×0.018 دارد.

سفتی وایر بستگی به نحوه ثابت شدن انتهای وایر دارد. یک وایر که در یک انتها ثابت شده است، سفتی کمتری نسبت به وایری که در هر دو انتها ثابت شده است دارد. ثابت کردن دو انتهای وایر به طور محکم، سفتی وایر را ۴ برابر افزایش می‌دهد. بنابراین در حین بستن فضا به روشی لغزشی، وایر باید به صورت محکم به براکتها به منظور افزایش سفتی بسته شده باشد. به عبارت دیگر در طی حرکت دندان کانین به طرف عقب، براکتهای دندانهای پره مولر و لسترال باید به طور محکم به وایر بسته شده باشد، این کار نه فقط سفتی وایر را، زیاد می‌کند بلکه اصطکاک را، در براکت‌های پره مولر افزایش می‌دهد که از دست رفتن تکیه‌گاه به حداقل می‌رسد.

فضای کافی بین وایر و سطوح براکت برای جلوگیری از خم شدن وایر مورد نیاز است. فضای آزاد و یا بازی بین وایر و سطوح براکت در حرکت از نوع دوم یعنی حرکت چرخشی انتقالی بستگی به اندازه شیار براکت، عرض براکت، قطر وایر دارد. فضای آزاد برای حرکت از نوع سوم در وایر چهار گوش با شیار براکت 0.018 از $16/7$ درجه برای وایر 0.016×0.016 تا $4/5$ درجه برای وایر 0.025×0.017 متغیر است^(۳۷). در شیار براکت 0.022 فضای آزاد برای حرکت از نوع سوم بین $27/4$ درجه در وایر 0.022×0.016 تا 2 درجه برای وایر 0.028×0.0215 متغیر است. چون وایر چهارگوش اصطکاک قابل توجه بیشتری از وایر گرد به وجود می‌آورد، استفاده از وایر 0.018 در شیار 0.022 در خلال بستن فضا و عقب بردن کانین توصیه شده است. وایر گرد اصطکاک کمتری ایجاد می‌کند و وایر 0.018 سفتی کافی دارد که منجر به خمیدگی کمتری می‌شود.

اثر خم شدن وایر در حرکت نوع دوم بر روی اصطکاک

نیروهای اصطکاک در آزمایشگاه با ایجاد خم از نوع دوم در وایر حاصل می‌شوند، که خواص دینامیکی مجموعه وایر براکت در محیط دهان را، نشان نمی‌دهند. هم سطح کردن خم‌ها در تعدادی از براکتها (نه فقط در یک براکت) ضرورت دارد. خم وایر از نوع دوم به میزان قابل توجهی بر روی اصطکاک بین وایر براکت اثر می‌گذارد. مطالعات زیادی نشان داده است که افزایش زاویه بین براکت و وایر باعث افزایش اصطکاک می‌گردد^(۲۴) Frank، (۶۳، ۵۳، ۴۱، ۳۱، ۳۰، ۲۷، ۲۴) و Nikolai^(۲۴) افزایش اصطکاک را، به صورت یک منحنی با افزایش زاویه خم وایر، در براکت، گزارش نمودند.

ogata^(۴۱) و همکاران دستگاهی را، برای نگهداری ۴ سری براکت به منظور آزمایش ۷ نوع براکت به کار بردند، ۳ عدد براکت طوری طراحی شدند که نیروی بستن را، محدود نماید. ساختار براکتها به گونه‌ای است که خمی به میزان 0.025 میلی‌متر در وایر به وجود می‌آید. حد متوسط نیروی اصطکاک حرکتی ایجاد شده توسط براکت‌های 0.025×0.018 در جدول ۷-۱۲ اعلام شده است. در حالیکه در براکت‌های 0.028×0.022 در جدول ۸-۱۲ نشان داده شده است. وقتی که خم از نوع دوم افزایش می‌یابد، مقاومت اصطکاک در هر مجموعه‌ای از وایر براکت زیاد می‌شود. افزایش اصطکاک در دو مرحله ظاهر می‌شود. در خم کمتر، لغزش مختصری انجام می‌شود که افزایش اصطکاک به صورت خطی مشاهده می‌شود. در صورتیکه خم زیادتر شود، مرحله خمیدگی در وایر اتفاق می‌افتد که باعث افزایش اصطکاک

می‌شود، این افزایش اصطکاک لزوماً خطی نیست. خم شدن در هر مجموعه‌ای از وایر براکت متفاوت است و به طور کلی در فاصله بین ۰/۷۵ تا ۱ میلی‌متر از خم نوع دوم اتفاق می‌افتد. بنابراین در بیمارانی که احتیاج به حداکثر تکیه‌گاه دارند leveling کامل دندانهای قبل از شروع تکنیک لغزشی مورد توجه می‌باشد. leveling باعث کاهش نیروی مورد نیاز برای عقب بردن دندانها و در نتیجه کاهش نیروی اصطکاک می‌گردد. مرحله leveling و aligning ممکن است باعث flaring دندانهای قدامی به عنوان یک عارضه جانبی گردد، این عارضه بیشتر در مورد دستگاههایی که براکتهای درجه‌دار، دارند، دیده می‌شود.

اثر روش بستن وایر اصلی بر روی اصطکاک

حلقه‌های لاستیکی در مقابل سیم استینلس استیل

نیرویی که توسط بستن ایجاد می‌شود روی مقدار نیروی اصطکاک که در دستگاه ارتودنسی به وجود می‌آید. اثر می‌گذارد، این نیرو بین ۵۰ تا ۳۰۰ گرم تخمین زده می‌شود (۳۶،۳۳،۳۱،۲۴) و تا ۷۳۵ گرم گزارش شده است (۳۷). حلقه‌های لاستیکی تحت تاثیر شرایط محیط دهان قرار می‌گیرند (۷۰) که با گذشت زمان شل می‌گردند (۷۱). و مقادیر متفاوتی از مقدار نیروی اصطکاک را، نشان می‌دهند (۷۲)، از سوی دیگر سیم استینلس استیل بر اساس تکنیک انتخاب شده و بر اساس نیاز متخصص ارتودنسی به صورت بسیار محکم یا بسیار شل بسته می‌شود.

Table 12-7. Effect of Second-Order Deflections on Friction. Mean and Standard Deviation Values for Friction for Three Cast Stainless Steel Brackets (A-018, American Friction Free; G-018, GAC Shoulder; O-018, Ormco Mini Diamond) and Three Sintered Stainless Steel Brackets (R-S-018, RMO Mini-Taurus; RS-S-018, RMO Mini-Taurus Synergy; U-S-018, Unitek Mini Twin) for the 0.018 Inch Slot Size Are Provided for Six Deflections Between 0 and 1.0 mm.

Deflection	Wire Shape and Size	0.018 × 0.025 Inch Brackets Means and Standard Deviations (g)											
		Cast Edgewise						Sintered Edgewise					
		A-018		G-018		O-018		R-S-018		RS-S-018		U-S-018	
Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD		
0.00 mm	0.016	2.6	5.0	67.5	29.2	397.5	30.1	389.2*	36.6	1.2	3.2	530.0	58.9
	16 × 22	142.5	44.6	271.0	20.5	707.0	25.3	636.5	84.9	0.0	0.0	689.5	101.7
	17 × 25	188.5	33.7	622.5	184.5	928.0	49.5	610.5	75.9	68.7	58.1	746.5	49.0
0.25 mm	0.016	151.6	26.0	237.0	41.4	432.0	24.2	469.6*	57.1	55.3	19.0	592.0	57.6
	16 × 22	559.5	29.8	754.0	31.9	925.0	49.9	965.0	55.4	39.5	20.6	835.0	103.8
	17 × 25	766.5	45.0	1,238.5	117.6	1,237.0	102.1	762.5	83.5	215.0	108.7	1,174.5	70.3
0.50 mm	0.016	361.4	40.0	480.5	50.2	648.5	35.7	678.2	74.6	222.8	36.7	753.0	69.3
	16 × 22	1,220.0	60.3	1,583.5	73.1	1,490.5	91.8	1,578.5	115.3	637.0	68.9	1,193.0	127.0
	17 × 25	1,530.5	38.4	2,323.5	98.1	1,821.0	142.7	1,586.5	174.9	920.3	204.2	1,881.0	130.4
0.75 mm	0.016	558.6	56.5	767.5	55.3	854.0	36.0	874.6	95.1	407.0	53.2	934.0	69.0
	16 × 22	1,976.5	74.0	2,430.0	77.0	2,001.0	107.5	2,223.0	156.0	1,497.0	186.6	1,624.0	154.0
	17 × 25	2,451.0	293.3	4,441.5	66.0	2,386.0	137.0	2,486.0	283.7	1,744.5	328.6	2,512.0	161.8
1.00 mm	0.016	789.6	83.5	1,153.0	95.5	1,074.0	64.1	1,077.6	104.7	596.8	60.4	1,115.0	74.9
	16 × 22	3,463.5	94.7	3,272.0	57.1	2,583.5	115.8	2,710.0	147.6	2,283.5	213.9	2,088.0	174.7
	17 × 25	6,685.0	422.1	6,774.0	54.2	3,534.5	233.8	3,415.5	462.0	2,431.0	477.6	3,354.5	215.3

*Indicates that there was not a significant difference ($p < 0.05$) between the means of this specific bracket-wire combination across 0.00 and 0.25 mm of second-order deflection. All other interactions were significant at $p < 0.05$.

جدول ۷-۱۲: اثرات خم از نوع دوم بر روی اصطکاک در این جدول مشاهده می‌شود. مقادیر متوسط و انحراف معیار نیروی اصطکاک در ۳ براکت استینلس استیل با روش ریخته‌گری casting و ۳ نوع براکت استینلس استیل با روش ریخته‌گری پودری sintering در شیار ۰/۰۱۸ با وجود ۶ خم بین ۰ تا ۱ میلی‌متر در این جدول مورد ملاحظه قرار می‌گیرد.

علامت * نشان می‌دهد که اختلاف معنی داری ($P < 0.05$) بین مقادیر متوسط این مجموعه وایر و براکت، با وجود خم از نوع دوم به مقدار ۰ تا ۰/۲۵ میلیمتری وجود ندارد در تمام نمونه‌های دیگر اختلاف معنی داری ($P < 0.05$) وجود دارد.

edwards و همکاران، مطالعه‌ای به منظور مقایسه ۴ نوع تکنیک بستن بر روی مقدار مقاومت اصطکاک بین براکت و وایر در حالت سکون انجام دادند، این تکنیکها توسط حلقه‌های لاستیکی (elastomeric modules) به صورت متداول، حلقه‌های لاستیکی به صورت 8-figure، وایر استینلس استیل و بستن با سیمی که توسط تفلون پوشش‌دار شده است، می‌باشد. در بستن با حلقه‌های لاستیکی به صورت 8-figure، بالاترین مقدار نیروی مقاومت اصطکاک در حال سکون نسبت به روشهای دیگر، وجود دارد. اختلاف معنی داری در مقاومت اصطکاک بین حلقه‌های لاستیکی که به صورت متداول بکار روند و بستن با سیم استینلس استیل وجود ندارد. سیم‌های با پوشش تفلون در هر دو شرایط آزمون، کمترین نیروی اصطکاک در حال سکون را، نشان دادند. این یافته‌ها تایید کننده نتایج spiller^(۷۳) و همکارانش است. Bazakidou^(۳۸) اختلافی بین حلقه‌های لاستیکی و سیم استینلس استیل پیدا نکرد. ولیکن در استفاده از سیم ligure از قبل فرم داده شده با پلایر مخصوص بستن (twist - mate plier) اختلافی معادل ۲/۵ برابر بیشتر از بستن با کش لاستیکی (elastomeric) پیدا نمود.

Table 12-8. Effect of Second-Order Deflections on Friction. Mean and Standard Deviation Values for Friction for Three Cast Stainless Steel Brackets (A-018, American Friction Free; G-018, GAC Shoulder; O-018, Ormco Mini Diamond), Three Sintered Stainless Steel Brackets (R-S-018, RMO Mini-Taurus; RS-S-018, RMO Mini-Taurus Synergy; U-S-018, Unitek Mini Twin), and One Combination Bracket with a Modified Edgewise Slot (TP-022) TP Tip-Edge) for the 0.022 Inch Slot Size Are Provided for Six Deflections Between 0 and 1.0 mm.

Deflection	Wire Shape and Size	0.022 x 0.028 Inch Brackets Means and Standard Deviations (g)													
		Cast Edgewise						Sintered Edgewise						Combination	
		A-022		G-022		O-022		R-S-022		RS-S-022		U-S-022		TP-022	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
0.00 mm	0.016	89.0*	8.1	95.0	13.9	481.0	44.2	463.5	53.5	0.0*	0.0	384.5	29.9	292.5	19.2
	16 x 22	174.5	13.2	188.0	16.4	732.5	25.6	680.0	51.3	0.0	0.0	646.5	87.5	574.5	29.0
	17 x 25	192.5	12.3	205.0	15.8	747.5	25.6	645.0	30.4	0.0	0.0	705.5	20.5	732.0	58.9
	0.018	106.5	9.1	132.0	25.8	549.0	51.3	361.5	42.4	0.0*	0.0	436.5	16.2	362.0	37.3
	18 x 25	246.0	28.2	238.0	13.6	821.0	30.0	700.0	76.6	0.0	0.0	803.0	49.1	612.5	24.5
19 x 26	257.5	37.2	246.0	16.0	1,060.0	80.3	848.5	40.6	0.0	0.0	908.5	95.0	737.5	35.1	
0.25 mm	0.016	91.0*	7.7	117.5	17.4	529.0	46.9	487.0	58.7	0.0*	0.0	430.0	31.6	326.5	26.5
	16 x 22	195.0	13.1	282.5	10.1	842.0	35.3	734.0	48.9	6.5	4.1	714.5	57.6	607.0	18.0
	17 x 25	213.0	7.5	441.5	27.6	868.0	31.7	733.0	40.6	11.0	5.7	808.0	39.2	761.5	49.4
	0.018	117.5	9.2	177.5	28.5	605.0	49.6	408.5	40.6	1.5*	3.4	498.5	17.8	442.0	69.8
	18 x 25	266.5	28.2	515.0	10.0	1,131.0	94.4	852.0	122.7	12.0	5.9	895.0	69.5	814.5	24.9
19 x 26	356.0	58.6	592.5	25.0	1,830.0	36.1	1,044.0	55.6	30.5	18.2	993.5	97.3	799.5	29.9	
0.50 mm	0.016	113.5	6.7	247.5	14.2	665.0	52.3	550.0	64.8	29.0	12.4	384.5	27.8	383.0	25.4
	16 x 22	291.0	23.5	653.0	22.0	1,355.0	45.3	905.0	44.0	151.5	24.8	1,061.5	99.4	657.0	23.6
	17 x 25	409.0	11.0	1,017.5	55.8	1,468.0	45.0	1,032.0	68.2	254.5	28.9	1,063.0	75.2	806.5	21.2
	0.018	185.0	9.1	403.0	23.9	830.5	64.4	596.5	23.7	97.5	8.2	620.5	33.0	480.5	54.7
	18 x 25	589.0	56.4	1,221.5	32.1	1,616.0	121.3	1,621.5	272.1	234.0	21.1	1,136.5	80.4	1,009.5	73.4
19 x 26	997.0	183.8	1,380.5	73.2	2,499.5	54.4	1,889.0	136.0	373.0	62.7	1,432.0	104.2	1,055.0	59.1	
0.75 mm	0.016	236.5	14.2	398.5	18.3	824.5	58.0	713.5	79.1	110.5	23.7	734.0	36.5	450.0	34.8
	16 x 22	786.0	86.0	1,190.0	48.0	1,934.0	74.1	1,336.0	87.5	459.0	41.6	1,280.0	78.3	857.5	29.8
	17 x 25	1,067.5	54.0	1,929.0	60.7	1,990.5	89.2	1,609.0	98.3	755.5	32.3	1,546.0	160.2	962.0	43.1
	0.018	475.0	16.3	710.5	29.4	1,081.5	87.2	873.0	58.9	313.5	53.8	787.0	35.3	527.0	45.8
	18 x 25	1,383.0	50.5	2,224.5	75.9	2,741.0	182.6	2,532.4	468.9	866.0	51.2	1,815.5	190.9	1,276.0	77.3
19 x 26	1,600.5	117.5	3,051.5	64.9	3,468.5	61.7	2,680.0	224.0	1,217.5	146.9	2,247.0	171.3	1,514.0	138.3	
1.00 mm	0.016	442.0	10.3	590.5	18.9	975.5	67.9	869.0	85.2	241.5	24.3	858.0	40.9	471.5	31.2
	16 x 22	1,534.0	117.9	1,728.0	69.3	2,524.5	69.5	1,854.0	120.9	1,027.0	116.7	1,973.5	72.5	1,031.5	50.1
	17 x 25	1,831.5	94.8	2,629.0	74.8	2,797.5	185.7	2,229.5	128.4	1,486.0	109.5	2,295.0	196.8	1,104.0	64.5
	0.018	776.5	23.6	972.5	36.2	1,299.0	89.1	1,091.5	38.0	632.5	74.5	1,060.5	36.5	584.0	48.2
	18 x 25	2,065.0	82.9	4,377.0	59.0	3,668.5	125.5	3,249.5	679.7	1,658.5	175.3	2,587.0	262.6	1,434.0	69.4
19 x 26	2,694.0	192.6	5,488.5	50.3	5,907.5	56.1	3,408.0	263.7	2,171.5	259.3	3,107.5	193.9	1,981.5	53.4	

*Indicates that there was not a significant difference ($p < 0.05$) between the means of this specific bracket-wire combination across 0.00 and 0.25 mm of second-order deflection. All other interactions were significant at $p < 0.05$.

جدول ۸-۱۲: اثرات خم از نوع دوم بر روی اصطکاک در این جدول مشاهده می‌شود. مقادیر متوسط و انحراف معیار نیروی اصطکاک در ۳ براکت استینلس استیل با روش ریخته‌گری casting و ۳ نوع براکت استینلس استیل با روش

ریخته‌گری پودری sintering و یک نوع براکت ترکیبی با شیار اصلاح شده در سیستم edgewise با شیار ۰/۰۲۲ با وجود ۶ خم بین ۰ تا ۱ میلیمتر در این جدول مورد ملاحظه قرار می‌گیرد. علامت * نشان می‌دهد که اختلاف معنی داری (P < ۰/۰۵) بین مقادیر متوسط این مجموعه وایر و براکت با وجود خم از نوع دوم به مقدار ۰ تا ۰/۲۵ میلیمتری، وجود ندارد. در تمام نمونه‌های دیگر اختلاف معنی داری (P < ۰/۰۵) وجود دارد.

محدود شدن نیروی بستن بر اساس طرح براکت

برای محدود کردن نیروی بستن روی وایر، سه نوع براکت ساخت شرکت‌های آمریکایی معرفی گردیدند. مقدار نیروی اصطکاک در این براکتها با فاصله ۰ تا ۰/۲۵ میلیمتر از خم نوع دوم نسبت به براکت‌هایی که به طور متداول بسته می‌شوند، کمتر است (۴۱). برای مثال براکت با مارک تجارتي synergy شامل ۶ بال (winy) میباشد به صورتی که ۳ بال در هر طرف شیار قرار دارد. بالهای طرفی، برای تصحیح چرخش دندانها، ممکن است بکار روند، ولی بالهای مرکزی در خلال تکنیک لغزشی برای کاهش نیروی بستن، استفاده می‌شوند. مضافاً طرح‌های دیگری مثل برآمدگی در دیواره‌ها و کف براکت باعث کاهش تماس وایر در سطوح مزیال و دیستال براکت شده که کمک به کاهش اصطکاک می‌نماید.

براکتهایی که عمل بستن وایر در آنها به طور خودکار انجام می‌شود

عمل بستن وایر در این براکتها توسط یک گیره فنری انعطاف پذیر انجام می‌شود. توانایی کاهش اصطکاک و زمان ویزیت در این براکتها، از موقعی که اولین براکت‌هایی خودکار مثل Russell lock (۷۵،۷۴) مورد استفاده واقع گردید، گزارش شده است. مقایسه بین براکت‌های speed و براکت‌های استینلس استیل نشان می‌دهد که اصطکاک در براکت‌هایی که به طور خودکار بسته می‌شوند ۱۲٪ تا ۲۳٪ براکت‌های استینلس استیل می‌باشد (۳۹). این ارقام بدون توجه به شکل وایر و تکنیک بستن محاسبه شده است و می‌تواند باعث این ادعا شود که درمان با تکنیک speed سریعتر انجام می‌شود (۷۶). shirapuja و Berger (۴۰) به این نتیجه رسیدند که در ۳ نوع براکت خودکار، مقادیر اصطکاک به میزان قابل توجهی نسبت به براکت‌های چینی یا فلزی که توسط کش لاستیکی یا سیم فلزی بسته می‌شود، کمتر است.

اثر بزاق در میزان اصطکاک حرکتی

بزاق یا ماده زمینه‌ای بزاق به عنوان یک روان کننده بسیار خوب در حرکت لغزشی براکت روی وایر مطرح می‌باشد. Baker (۴۵) و همکاران با استفاده از بزاق مصنوعی ۱۵٪ تا ۱۹٪ کاهش اصطکاک را، نشان دادند. kusy (۵۶) و همکاران عنوان نمودند که بزاق بسته به نوع مجموعه براکت وایر، می‌تواند به عنوان ماده روان کننده و یا چسبنده عمل نماید. وایر استینلس استیل خصوصیات چسباننده‌ای با بزاق دارد که باعث افزایش ضریب اصطکاک در شرایط مرطوب می‌گردد. از سوی دیگر ضریب اصطکاک حرکتی برای وایر بتاتایتانیوم در محیط مرطوب ۵۰٪ ضریب اصطکاک در محیط خشک می‌باشد. لغزش در براکت‌های استینلس استیل باعث می‌گردد که لایه غنی اکسید تایتانیوم در وایر بتاتایتانیوم خورده شود و واکنش چسبندگی و جدا شدگی ایجاد شود که منجر به پدیده لغزش و چسبندگی خورده‌ها (stick - slip) می‌گردد. با براکت‌های چینی، شیار زبر براکت باعث برداشته شدن لایه نرم وایر می‌شود. در نتیجه این فرضیه عنوان گردید که بزاق ممکن است مانع تماس دو سطح جامد شود. بنابراین در بیماران بالغ، کاهش ترشح بزاق (xerostomia) بعد از رادیوتراپی، یا استفاده از داروهای آنتی کولینرژیک به عنوان فاکتورهایی در تغییر مقدار نیروی لازم برای حرکت دندانها، باید در مد نظر قرار داده شود.

اهمیت کلینیکی اصطکاک

اهمیت مقدار اصطکاک در درمان با تکنیک لغزشی، مورد توجه است. در بهترین ترکیب براکت و وایر، حداقل ۴۰ گرم نیروی اصطکاک در شروع حرکت باید در مد نظر قرار گیرد. مقادیر زیاد اصطکاک بین وایر و براکت ممکن است باعث خمیدگی وایر گردد. و همراه با حرکت کم یا بدون حرکت دندان باشد. بعلاوه خمیدگی وایر در دندانهای قدامی در حین عقب بردن این دندانها ممکن است باعث ایجاد اثرات خیمه شکل (tent pegging) شده که بجای عقب بردن دندانهای قدامی، باعث حرکت در دندانهای خلفی شده که منجر به از دست دادن تکیه‌گاه می‌گردد. وضعیت ایده آل این است که اصطکاک بین وایر و براکت نباشد، ولی چون نبودن اصطکاک در مکانیک لغزشی امکان پذیر نیست، متخصص ارتودنسی باید از مقدار اصطکاک در دستگاه ارتودنسی آگاه باشد در نتیجه مقدار اصطکاک باید در مد نظر قرار گیرد.

نکات متعددی در مورد اهمیت اصطکاک مشخص شده است. برای کاهش مقدار اصطکاک بین شیار براکت و وایر طرحها و تکنیکهای جدید ساخت براکت بوجود آمده است. براکتی که نیروی بستن راه، محدود می‌کند، باعث کاهش اصطکاک می‌گردد. از آنجائیکه براکتهای ریخته‌گری پودری (sintering) اصطکاک راه، در حدود ۴۰٪ کاهش میدهد، بنابراین ساختن براکت با این فرآیند بسیار مطلوب است. برای متخصص ارتودنسی که از براکت هم‌رنگ دندان مثل براکتهای چینی یا پلاستیکی استفاده می‌کند، دانستن مقدار اصطکاک قبل از شروع درمان بسیار مهم است. انتخاب شکل و قطر وایر به متخصص ارتودنسی کمک می‌کند که میزان اصطکاک راه، محاسبه نماید. وایر با قطر کم مثل استینلس استیل ۰/۰۱۶ به عنوان بهترین انتخاب از نظر حداقل اصطکاک برای مرحله leveling و عقب بردن دندانها به حساب می‌آید، در صورتیکه کنترل Torque مورد نظر باشد استفاده از وایر چهارگوش مثل ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ در شیار ۰/۰۱۸ یا وایر ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۹ در شیار ۰/۰۲۲ به عنوان یک انتخاب مناسب به حساب می‌آید. افزودن Torque یا خم از نوع سوم برای دندانهای خلفی به حفظ تکیه‌گاه در این دندانها بسیار کمک می‌نماید. هم چنین می‌توان قطر وایر در دیستال کانین راه، کاهش داد تا حرکت راه، ساده‌تر نماید. ضمناً توجه نمود که کاهش بیش از حد قطر وایر میتواند استحکام وایر راه، کاهش دهد.

کامل کردن مرحله leveling در کاهش اصطکاک در حرکتهای دندان بسیار مهم است. ایجاد خم از نوع دوم در فاصله‌های بین براکتی با میزان ۰/۵ میلی‌متر بین براکتهای، میتواند اصطکاک راه به مقدار قابل توجهی افزایش دهد. اگر حرکت دندانها به سمت عقب توسط وایر چهارگوش انجام شود، بهتر است کنترل Torque یا حرکت از نوع سوم در مرحله اول صورت گیرد و سپس با استفاده از وایر چهارگوش با قطر کمتر حرکت لغزشی شروع گردد. کنترل Torque مانع درگیری و خم در داخل شیار براکت شده و باعث تسهیل حرکت می‌گردد.

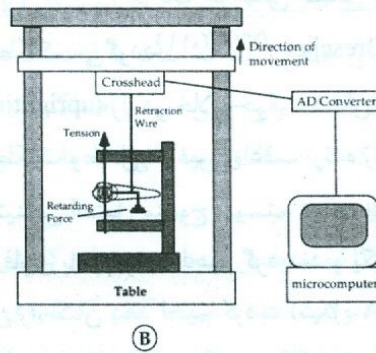
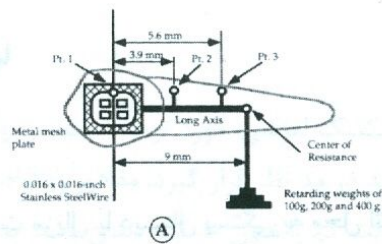
آلیاژهای جدید وایر مثل نیکل تایتانیوم، بتاتایتانیوم، اصطکاک بیشتری نسبت به وایرهای متداول مثل استینلس استیل، کروم کبالت ایجاد می‌کنند. وایر بتاتایتانیوم باعث ایجاد نقاط چسبنده کوچک (microweld) بین وایر و شیار براکت می‌شود که منجر به درگیری بین وایر و براکت می‌گردد. با پیشرفتهای اخیر متالوژی در طراحی و ساخت و بهبود وضعیت دستگاههای ارتودنسی، کنترل تکنیک توسط متخصص ارتودنسی بهتر انجام می‌گیرد.

نیروی موثر در عقب بردن دندانها

تأثیر محل اعمال نیرو

حرکت چرخشی انتقالی براکت به سمت مزیال یا دیستال بستگی به محل اثر نیرو نسبت به مرکز مقاومت مکانیکی و مرکز مقاومت بیولوژیکی دندانها دارد (۸، ۷، ۱۴، ۱۵، ۳۰). حرکت چرخشی انتقالی باعث ایجاد فشار در محل تماس وایر و براکت شده که منجر به افزایش مقاومت اصطکاک می‌گردد (۷۷، ۳۲، ۱۱). Drescher (۷۷) کاهش مقاومت اصطکاک با استفاده از فنرهای راست کننده (uprighting spring) را، در خلال حرکت دندان روی وایر، مشاهده نمود. Yamaguchi (۷۸) و همکاران رابطه بین مقدار نیروی اصطکاک و محل اثر نیروی عقب برنده را، در حرکت لغزشی براکتها روی وایر، بررسی نمودند. در این مطالعه براکت‌های استینلس استیل مزدوج سیستم edgewise از نوع پهن، متوسط و باریک با شیار ۰/۰۱۸ روی مرکز یک صفحه مشبک فلزی باند شونده، لحیم گردیدند و یک سیم با ضخامت ۰/۰۴۷۴ اینچ روی صفحه مشبک به طوریکه محور طولی دندان را، نشان دهد لحیم گردید (شکل ۷ A-۱۲). سه عدد قلاب که بتوان، از آنها برای عقب بردن براکت استفاده کرد به این مجموعه، لحیم گردید. قلاب شماره ۱ به صفحه مشبک عمود بر محور طولی در امتداد شیار براکت لحیم گردید. قلاب شماره ۲ در محدوده ۳/۹ میلیمتری و قلاب شماره سه در محدوده ۵/۶ میلیمتری از مرکز براکت در امتداد محور طولی دندان، لحیم گردید. قلاب دیگر به منظور جایگزینی مرکز مقاومت تقریبی روی محور طولی در ۹ میلیمتری از مرکز براکت لحیم شد. فواصل موجود در این قلابها، به منظور تعیین مرکز مقاومت در خلال عقب بردن کائین روی مدل‌های دندانی از مطالعات قبلی، به دست آمده است. به قلابی که در موقعیت ۹ میلیمتری قرار دارد سه وزنه ۱۰۰ گرمی، ۲۰۰ گرمی، ۴۰۰ گرمی، به عنوان نیروی مقاوم در مقابل حرکت دندانی آویزان گردید. وایر استینلس استیل ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ به طول ۲۰ میلیمتر در موقعیت عمودی بین دو بازوی نگه دارنده دستگاه با کشش ۲ کیلوگرم قرار داده شد (شکل ۷-۱۲). براکت به وایر توسط کش لاستیکی بسته شد و وایر عقب برنده (با قطر ۰/۰۲۵۷ اینچ)، از یک سمت به دستگاه و از سمت دیگر به قلاب retraction متصل شده محور طولی وایری که عمود بر صفحه مشبک است، باید عمود بر وایری باشد که کل سیستم را، عقب می‌برد. اثرات سه متغیر در حین حرکت به سمت عقب مطالعه گردید:

- ۱- اعمال نیرو روی قلاب شماره یک، دو و سه
 - ۲- ارزیابی نیروی مقاوم ۱۰۰ گرم، ۲۰۰ گرم، ۴۰۰ گرم در مرکز مقاومت
 - ۳- بررسی عرض براکت مزدوج، بصورت پهن، متوسط و باریک
- وایری که قرار است حرکت نماید. (retraction wire) روی دستگاه Instron ثابت گردید. دستگاه با سرعت ۰/۰۱ میلیمتر در ثانیه به فاصله ۲ میلیمتر حرکت می‌نماید و نتایج حاصله از دستگاه روی گرافهایی ثبت می‌گردد. در تمام براکتها، نیروی لازم برای حرکت در نقطه ۱ و ۲ با افزایش نیروی مقاوم، زیاد گردید (شکل ۸-۱۲). این امر بدین علت است که افزایش نیروی مقاوم در حد ۴۰۰ گرم باعث می‌گردد، وایری که به موازات محور طولی قرار گرفته است به طرف پایین خم شده و منجر به افزایش فشار در نقطه تماس بین وایر و براکت می‌گردد. بنابراین نیروی فعال باید برای مقابله با نیروی مقاوم افزایش یابد. این نتایج، توسط Tidy (۳۰)، Drescher (۷۷) و همکارانش مورد تایید واقع شدند. از سوی دیگر، وقتی نیروی فعال در قلاب شماره ۳ نزدیک به آپکس باشد، این نیرو کاهش می‌یابد. با وزنه معادل ۱۰۰ گرم، میله توسط نیروی فعال در قلاب ۳ به بالا خم می‌گردد و باعث افزایش مقاومت در نقاط تماس بین وایر و براکت می‌شود. با وزنه معادل ۴۰۰ گرم محور طولی، افقی می‌ماند که باعث فشار کمتر در محل تماس براکت و وایر می‌گردد و منجر به کمتر شدن نیروی فعال می‌شود.



شکل ۷-۱۲: مدل آزمایشی به منظور بررسی رابطه بین میزان نیروی فعال، و مقاومت اصطکاک، در مقابل حرکت دندان در نقاط مختلف اعمال نیرو در این شکل مشاهده می‌شود. در تصویر A، سه نوع قلاب به وایری که به موازات محور طولی دندان است، لحیم شده است و وزنه‌های ۱۰۰ گرم، ۲۰۰ گرم و ۴۰۰ گرم بر روی مرکز مقاومت دندان قرار داده شده‌اند. در تصویر B، براکت در هر سه قلاب در امتداد استینلس استیل 0.016×0.016 حرکت داده می‌شود. این وایر توسط دو بازوی دستگاه با اعمال نیروی دو کیلوگرم کشیده می‌شود.

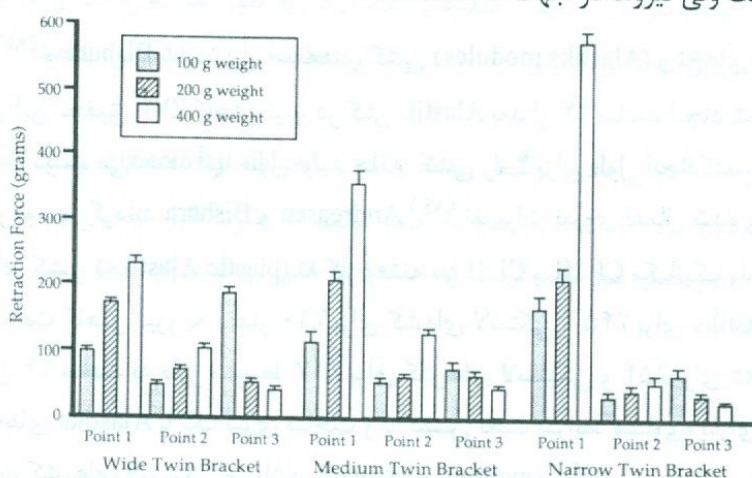
عرض براکت نقش مهمی در مقدار نیروی فعال دارد. در این مطالعه براکت مزدوج با عرض کم، نیاز به نیروی فعال بیشتری در نقطه ۱ با وزنه ۲۰۰ گرم و ۴۰۰ گرم دارد. با این ترکیب، محور طولی به سمت پایین tip می‌شود که منجر به افزایش فشار بین براکت و وایر می‌گردد. این یافته‌ها مشابه با یافته‌های Kamiyama (۷۹) و همکارانش است. بدین ترتیب فشار اعمال شده در محل تماس بین براکت و وایر به عنوان یک فاکتور مهم در ایجاد نیروی اصطکاک در حرکت لغزشی دندان می‌باشد. میزان نیروی مقاوم بستگی به تکنیک بستن، قطر وایر، عرض براکت دارد. در این مطالعه، وزنه‌ها به عنوان نیروی مقاوم در مقابل حرکت دندانها به کار می‌روند، در حین درمان نیروی مقاوم ثابت نمی‌باشد و در طی حرکت دندان افزایش می‌یابد. بنابراین متخصص ارتودنسی باید به انعطاف پذیری، و چسبندگی ایاف پرپودنتال و استخوان آلوئول توجه نماید (۸۱، ۸۰). محل اثر نیرو به عنوان عامل دیگری در تکنیکهای لغزشی باید مورد توجه قرار گیرد. به عبارت دیگر هر چه اثر نیروی فعال دورتر از مرکز مقاومت اعمال شود. گشتاور بیشتر می‌شود، حرکت چرخشی انتقالی و خم در وایر افزایش می‌یابد بدین ترتیب، قلابهایی با طولهای متفاوت روی براکتهای کانین تولید گردیدند و به نام بازوی قدرت (power arm) معروف است که باعث کاهش گشتاور چرخشی می‌گردد (شکل ۹-۱۲).

روشهای اعمال نیرو

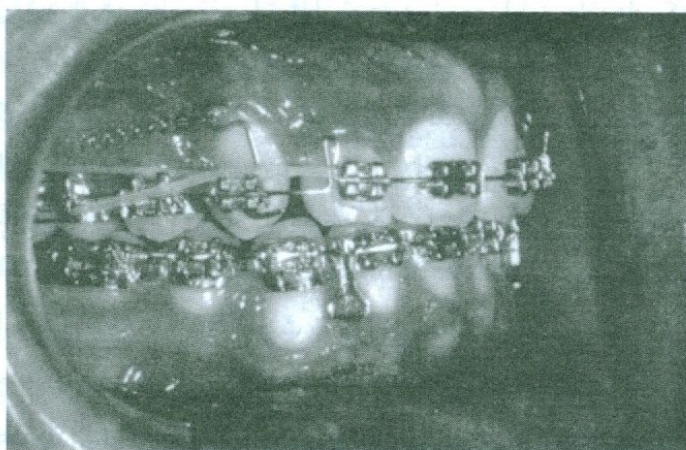
کشها و حلقه‌های کشی

کشها و نخهای کشی با نایلون پوشش داده شده، حلقه‌های کشی و حلقه‌های لاستیکی در ارتودنسی به منظور اعمال نیرو برای عقب بردن کانین، بستن فضا، درمان چرخش و حرکت دندانها در یک فک به کار می‌روند. کشهای

بین فکی که از دیستال مولرهای اول فک پایین تامزیال کانین فک بالا واقع می‌شوند، ایجاد مولفه افقی به میزان ۹۶٪ و مولفه عمودی به مقدار ۲۷٪ می‌نماید، به عبارتی دیگر اگر یک کش طوری کشیده شود که مقدار ۱۰۰ گرم نیرو روی دندان کانین بالا ایجاد کند. نیروی دیستالی در حدود ۹۶ گرم است. در وضعیتی که ۴ پره مولر در آورده و فضا بسته شده است کش CI II کمتر کشیده می‌شود که در اینحالت مولفه افقی ۹۳٪ است ولی مولفه عمودی به مقدار ۳۷٪ افزایش می‌یابد. به عبارت دیگر، وقتی کش CI II برای فاصله بیشتری مثلا از دیستال مولر دوم فک پایین تا مزیال کانین فک بالا کشیده شود دارای مولفه افقی ۹۸٪ و مولفه عمودی ۲۰٪ می‌باشد. بنابراین برای به دست آوردن مولفه افقی بیشتر در کش و ایجاد مولفه عمودی کمتر، کش باید در فاصله بیشتری اعمال گردد. تمام این اصول در رابطه با CI III مکانیک نیز صادق است ولی نیروها در جهت مخالف است.



شکل ۸-۱۲: اثر اعمال نیرو در نقاط ۱ و ۲ و ۳ و اثر نیروی مقاوم ۱۰۰ گرم و ۲۰۰ گرم و ۴۰۰ گرم بر روی نیروی فعال در این شکل مشاهده می‌شود. نیروی فعال در نقاط ۱ و ۲ با افزایش نیروی مقاوم زیاد می‌شود ولیکن نیروی فعال در ناحیه ۳ با افزایش نیروی مقاوم کاهش می‌یابد.



شکل ۹-۱۲: بازوی قدرت (power arm) بر روی براکت کانین باعث می‌گردد که نیرو نزدیک به مرکز مقاومت دندان اعمال گردد و بدین ترتیب گشتاور چرخشی، و خم و ایر در براکت، به حداقل می‌رسد.

حلقه‌های کشی از لاستیک مصنوعی ساخته می‌شوند و قابلیت تغییر شکل الاستیک زیاد، در اثر تا شدن، دارند. وقتی آنها کشیده می‌شوند در یک خط بدون خم قرار می‌گیرند. قرار گرفتن آنها در گاز ازن یا اشعه ماوراء بنفش باعث شکسته شدن اتصالات مولکولهای غیر اشباع شده و منجر به کاهش استحکام کششی و انعطاف پذیری می‌گردد. بنابراین برای کم شدن این عوارض، مواد ضد اکسید کننده و ضد گاز ازن به این مواد اضافه می‌کنند. کشها در حفره

دهان آب و بزاق را جذب می‌کنند و باعث شکسته شدن اتصالات داخلی شده و تغییر شکل دائمی ماده می‌گردند بعلاوه حباب موجود، در ساختار لاستیکی کشها توسط بزاق و خورده‌های میکروبی، متورم و رنگ پذیر می‌گردند. این عوامل باعث کاهش نیروی اعمال شده روی دندان می‌گردد. برای کاهش این عوارض جانبی، متخصصین ارتودنسی تعویض دو بارکش در روز را، به بیماران توصیه می‌کنند. اما این عمل به همکاری بیمار بستگی دارد. حلقه‌های کشی به علت اینکه تحت کنترل متخصصین ارتودنسی می‌باشد، بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند. تمام حلقه‌های کشی نیروی خود را زود از دست می‌دهند.

کاهش نیرو در کش‌ها و حلقه‌های لاستیکی

Andreasen^(۸۳) و Bishara شل شدن حلقه‌های کشی (Alastiks modules) و نخ‌های کشی (latex elastics) را، مقایسه نمودند. در این تحقیق ۷۴٪ کاهش نیرو در کش Alastik بعد از ۲۴ ساعت ایجاد شد در حالیکه نخ‌های کشی فقط ۴۲٪ نیرو را، از دست می‌دهند. آنها طول اولیه حلقه کشی را، ۴ برابر طول ایجادکننده نیروی مطلوب به منظور جبران کاهش نیرو توصیه کردند. Andreasen و Bishara^(۸۴) تغییرات نیروی اعمال شده با کش لاستیکی (rubber elastic) و حلقه‌های کشی (piastic Alastiks) به کار رفته در CI II و CI III مکانیک را، در طی ۳ هفته، مشاهده نمودند. بعد از یکساعت کاهش نیرو به مقدار ۱۰٪ برای کشهای لاستیکی و ۴۵٪ برای Alastiks گزارش گردید. تنزل سطح نیرو در پایان ۲۴ ساعت به طور متوسط ۱۷٪ برای کش‌های لاستیکی و ۵۴٪ برای Alastiks می‌باشد. این مطالعه نشان داد که حلقه‌های Alastiks با یک سری ساخت و با کشش تحت شرایط مساوی، دارای اختلاف زیادی در نیروی ایجاد شده نسبت به کش‌های لاستیکی می‌باشد. Reynolds و Hershey^(۸۵) سه نوع کش تجاری را، مقایسه کردند و ۶۰٪ کاهش نیرو را، بعد از ۴ هفته مشاهده نمودند و گزارش کردند که ۵۰٪ کاهش نیرو بعد از پایان روز اول دیده می‌شود. Wong کاهش ۵۰٪ تا ۷۵٪ نیرو بعد از ۲۴ ساعت اول را، هنگامی که حلقه‌ها در آب ۳۷°C نگه داری شد، گزارش کرد. او همینطور تغییرات قابل توجه در نیروی اولیه حلقه‌های کشی از تولید کنندگان مختلف را، ملاحظه کرد. sandrik و young^(۸۶) کشش حلقه‌های پلاستیکی در اعمال و عدم وجود نیرو را، مطالعه کرد. وقتی که نیروی کش قطع گردید، حلقه به طول اولیه برنگشت و یک تغییر دائم در آن دیده شد. اختلاف بین منحنی اعمال و عدم اعمال نیرو قابل توجه است و hysteresis نام دارد.

حلقه‌های لاستیکی که در شرایط محیط دهان کشیده و نگه‌داری شده باشند، نسبت به شرایط نگه‌داری در هوای آزاد کاهش نیروی بیشتری، نشان می‌دهند^(۷۰). kuster^(۸۷) و همکارانش متوجه شدند که، نگهداری حلقه‌های کشی در هوا با طول ۸۲٪ تا ۱۱۵٪ نسبت به طول اولیه آنها، باعث می‌شود که ۷۰٪ تا ۷۵٪ نیروی اولیه آنها برای ۴ هفته باقی بماند، ولی حلقه‌های کشی در محیط دهان وقتی به میزان ۱۰۰٪ کش یابند مقدار ۴۳٪ تا ۵۲٪ نیروی اولیه آنها باقی میماند. lu و همکارانش با اعمال نیروی اولیه بیشتر و با غوطه‌ور کردن کش‌ها در آب ۳۷ درجه، کاهش نیروی بیشتری را، به دست آوردند. بعد از ۳ هفته در صد نیروی باقی مانده بین ۴۹٪ برای حلقه‌های کشی نوع RMO با طول ۴۰ میلی‌متر (طول متوسط) و ۴۳٪ برای نوع American شفاف (طول کوتاه) و ۳۵٪ برای American خاکستری (طول کوتاه) دیده می‌شود. آنزیم‌های بزاق، جویدن، بهداشت دهان و حرارت میتواند بر روی نسبت کاهش نیرو در حفره دهان اثر نماید. Ferriter^(۸۹) و همکارانش اثر pH پلاک (۴/۹۵) و pH بزاق (۷/۲۶) را، بر روی حلقه‌های کشی، مورد بررسی قرار دادند و ملاحظه کردند حلقه‌های کشی که قابلیت انحلال بیشتری دارند، کاهش نیروی بیشتری در ۴ هفته نشان می‌دهند.

به طور کلی رشته‌های کوتاه حلقه‌های کشی نیروی اولیه بیشتری دارند و در صد بیشتری از نیرو را، نسبت به رشته‌های بزرگ‌تر، در خود نگه می‌دارند (۹۱،۹۰). وقتی حلقه‌های کشی جدید رنگ آمیزی شده با حلقه‌های خاکستری استاندارد مقایسه شوند، نتایج حاکی است که رنگ بر روی نیروی اولیه، اثر کمی دارد (۹۳).

Bell (۹۴)، کشیدن کشها به میزان ۳ برابر طول اولیه آنها به منظور به دست آوردن نیروی مطلوب را، توصیه مینماید. به عبارت دیگر در رابطه با حلقه‌های کشی Hershey و Reynolds (۸۵) استفاده از دستگاه اندازه‌گیری نیرو، برای به دست آوردن نیروی مطلوب را، توصیه نمودند. افزایش طول حلقه‌های کشی به طور سریع، منجر به بالا رفتن مقدار نیروی اولیه نسبت به کشیدن ملایم آن میشود، اما باعث از دست دادن نیروی بیشتری در هفته اول می‌گردد (۹۵). Kavotch (۹۵) و همکارانش کشیدن حلقه‌های پلاستیکی به طور آهسته را، برای کاهش شل شدگی توصیه می‌نمایند. کشیدن حلقه‌ها در هوای آزاد و قبل از استفاده از آن، در دهان، باعث کاهش کمتر نیرو می‌گردد (۸۶،۷۲).

sonis (۹۶) و همکارانش عقب بردن کانین توسط حلقه‌های کشی (elastomeric chain) و نخ کشی با پوشش نایلون (nylon - covered latex thread) را، مقایسه نمودند، و ملاحظه کردند که تفاوت قابل توجهی در حرکت دندان بین این دو ماده وجود ندارد. اینها به طور عملی ملاحظه کردند که حلقه‌های کشی بهداشتی‌تر است و نسبت به نخ کشی زمان کمتری در کلینیک نیاز دارد.

فنر (coil spring)

فنر به عنوان جانشین برای محصولات لاستیکی قلمداد می‌شود. فنرها در سال ۱۹۳۱ در درمانهای ارتودنسی معرفی شدند. Arnold و cunningham (۹۷) استفاده از فنر فشرده ساخته شده از وایر ۰/۰۱۰ اینچ استینلس استیل به قطر فنر ۰/۰۴۰ اینچ را، توصیه نمودند. آنها مقدار فعال کردن فنر را، به مقدار ۲ تا ۳ میلیمتر تا ۶ هفته بعد، یا تا موقعی که فنر غیر فعال گردد، گزارش کردند. متغیرهایی که بر روی مقدار نیروی فنر، اثر می‌کند شامل آلیاژ، قطر وایر، قطر فنر، زاویه خم فنر، طول فنر و مقدار فعال کردن فنر می‌باشد. Bell (۹۴) متوجه شد که با افزایش قطر فنر، نیروی کمتری برای جابجایی لازم است. و با قطر بیشتر وایر، نیروی بیشتری برای جابجایی مورد نیاز است. او بیان نمود، وقتی که بیشترین قطر در وایر و کمترین قطر در فنر وجود داشته باشد، مقدار نیروی بیشتری اعمال می‌گردد. و باید از ایجاد اصطکاک بین فنر و وایر اصلی جلوگیری شود. فنر با قطر بیشتر و قطر وایر کوچک‌تر به علت ثبات و پایداری بیشتر نیرو، در ارتودنسی به کار برده می‌شود (۹۹،۹۸).

Boshart (۱۰۰) و همکارانش میزان load-deflection در طول ۱۰ میلیمتر از انواع مختلف فنرهای باز و بسته ساخته شده از Hit استینلس استیل و کروم کبالت (Elgiloy) را، مقایسه کردند. آنها متوجه شدند که قطر وایر و سپس زاویه خم وایر روی فنریت وایر موثر است. قطر فنر (۰/۰۳۰ یا ۰/۰۳۲ اینچ) اثر کمتری روی فنریت دارد. زاویه خم فنر از نوع باز Hit نسبت به فنری که از کبالت کروم ساخته شده است ۷/۵ درجه بیشتر است. با افزایش زاویه خم، تعداد حلقه‌ها در واحد سطح کاهش می‌یابد. با تعداد حلقه‌های کمتر بین حلقه‌ها فضای بیشتری وجود دارد، بنابراین میزان فعالیتی که می‌تواند اعمال شود، بیشتر خواهد بود. ترکیب آلیاژ نشان میدهد که میزان load - deflection در آلیاژ Elgiloy به طور متوسط ۵٪ بیشتر از Hit است. اگر Elgiloy تحت عمل حرارتی واقع شود، میزان سفتی (stiffness) به ۱۳٪ افزایش می‌یابد.

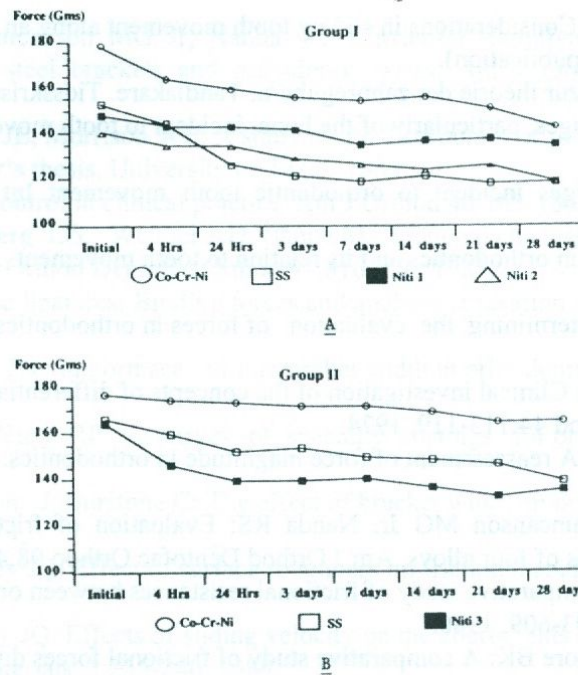
ورود وایرهای نیکل تایتانیوم ژاپنی منجر به ساخت فنرهای نیکل تایتانیوم گردید. Miura (۱۰۱) و همکارانش اختلاف بین فنر نیکل تایتانیوم باز و بسته ساخت ژاپن و فنر استینلس استیل را، مطالعه کردند. فنرهای بسته

استینلس استیل یک رابطه خطی بین load و deflection را، نشان می‌دهند. فنرهای نیکل تایتانیوم خصوصیات انعطاف پذیری بالایی همراه با ثبات نیرو در یک محدوده وسیع از تغییر فرم را، نشان می‌دهند. Miura و همکارانش متوجه شدند که فنر باز، نیروی نسبتاً ثابت‌تری در محدوده انتهای الاستیک نسبت به فنر بسته نشان می‌دهد. بدین ترتیب فنر باز نیروی مطلوب مداوم‌تری نسبت به فنر بسته تولید می‌کند.

در سال ۱۹۹۲ Angolkar (۱۰۲) و همکارانش کاهش نیرو در فنر بسته استینلس استیل، کروم کبالت و نیکل تایتانیوم وقتی در بزاق ۳۷ درجه سانتی‌گراد و در فاصله‌ای که بتواند نیروی اولیه به میزان ۱۵۰ تا ۱۶۰ گرم تولید کند را، بررسی نمودند. آنها نمونه‌ها را، به ۲ گروه تقسیم کردند در گروه اول ۴ فنر (استینلس استیل، کروم کبالت، ۲ نوع مختلف فنر نیکل تایتانیوم) با طول ۱۲ میلی‌متر و قطر 0.030×0.01 اینچ قرار دارد. گروه دوم دارای ۳ نوع فنر (یکی استینلس استیل دیگری کروم کبالت و دیگری نیکل تایتانیوم) با طول ۶ میلی‌متر و قطر 0.036×0.010 اینچ میباشد کاهش نیروی فنرهای هر دو گروه در طی زمان مشاهده گردید، و حداکثر کاهش نیرو در ۲۴ ساعت اول برای بیشتر فنرها اتفاق افتاد (شکل ۱۰-۱۰). در فنری که قطر 0.030 اینچ دارد، نسبت کاهش نیرو بعد از ۲۴ ساعت ۱۷٪ برای استینلس استیل، ۱۰٪ برای کروم کبالت، ۳٪ برای نیکل تایتانیوم بود. کاهش نیرو در ۲۴ ساعت اول برای فنرهای با قطر 0.036 اینچ حدود ۸٪ برای استینلس استیل و ۲٪ برای کروم کبالت و ۱۵٪ برای نیکل تایتانیوم است. او پیشنهاد کرد که متخصصین ارتودنسی باید به کاهش نیرو به میزان ۸٪ تا ۲۰٪ موقعی که نیروی فنر برای عقب بردن کاین به کار رود، توجه نمایند. این کاهش در مقایسه با کاهش نیروی ایجاد شده توسط کش لاستیکی و الاستیکهای مصنوعی کمتر است. بدین ترتیب فنر دارای کاهش نیروی کمتری در مقایسه با کش‌های لاستیکی یا حلقه‌های کشی است وقتی که پایداری نیرو، لازم است، استفاده از فنر توصیه می‌شود.

نتیجه

حرکت لغزشی دندان در درمانهای ارتودنسی ضروری است. مراحل کلینیکی، نیازمند توجه به پیچیدگیهای موجود است. با توجه به اینکه، متخصصین ارتودنسی در حال حاضر امکان انتخاب انواع متفاوت دستگاه را دارند، باید محدودیت هر دستگاه را، بدانند. متخصصین ارتودنسی باید به نوع آلیاژ بَرَاکت، نوع طراحی و اندازه آن و به نوع آلیاژ وایر، قطر و شکل آن و همینطور به اندازه دندان و فاکتورهای مقاوم، توجه نمایند. نکاتی در سیستم لغزشی در رابطه با سیستم نیروی مناسب برای حرکت دندانی باید مورد توجه قرار گیرند در طراحی مناسب هر دستگاه بایستی عوامل مکانیکی و عوامل بیولوژیکی در مد نظر قرار گیرد. میزان نیرو با محاسبه نیروی اصطکاک برای رسیدن به اهداف درمان موفقیت آمیز، باید مورد توجه قرار گیرد.



شکل ۱۰-۱۲: تصویر A، منحنی مقدار نیرو بر حسب گرم در مقابل زمان در رابطه با تمام فنرها در گروه ۱ را، نشان می‌دهد. تصویر B، منحنی موجود میزان نیرو بر حسب گرم در مقابل زمان در رابطه با تمام فنرها در گروه ۲ را، نشان می‌دهد.

REFERENCES

1. Farrant SD: An evaluation of different methods of canine retraction. *Br J Orthod* 4:5-15, 1977.
2. Ziegler P, Ingervall B: A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod* 95:95-99, 1989.
3. Burstone CJ, Koenig HA: Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 70:1-19, 1976.
4. Chaconas SJ, Caputo AA, Hayashi RK: Effects of wire, loop configuration and gabling on canine retraction springs. *Am J Orthod* 65:58-66, 1974.
5. Staggers JA, Germane N: Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod* 25:364-369, 1991.
6. Huffman DJ, Way DC: A clinical evaluation of tooth movement along archwires of two different sizes. *Am J Orthod* 83: 453-459, 1983.
7. Bridges T, King G, Mohammed A: The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues in the rat. *Am J Orthod* 93:245-250, 1988.
8. Yettram AL, Wright KWJ, Houston WJB: Center of rotation of a maxillary central incisor under Orthodontic loading. *Br J Orthod* 4:23-27, 1977.
9. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ: Holographic determination of centers of rotation produced by Orthodontic forces. *Am J Orthod* 77:396-409, 1980.
10. Burstone CJ: Center of resistance of the human mandibular molars. *J Dent Res* 60:515, 1981.
11. Fortin JM: Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. *Am J Orthod* 59:541-551, 1971.
12. Nikolai RJ: Periodontal ligament reaction and displacement of a maxillary central incisor subjected to transverse crown loading. *J Biomech* 7:93-99, 1974.
13. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ: The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 58:1754-1764, 1979.
14. Pederson E, Anderson K, Gjessing PE: Electronic determination of center of resistance produced by orthodontic force system. *Euro Orthod Soc* 12:272-280, 1990.

15. Yamaguchi K, Nanda RS: Considerations in sliding tooth movement along an archwire. I. Typodont work. Jnl 1993 (accepted for publication).
16. Sandstedt C: Einige beitrage zur theorie der zahnreguberu. Tandlakare. Tidsskrist 4, 1904.
17. Oppenheim A: Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. Tr. Eur Orthod Soc. 8:11,1911.
18. Schwartz AM: Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. Int J Orthod 18:331-352, 1932.
19. Storey E, Smith R: Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J 56:11-18, 1952.
20. Reitan K: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 43:32-45,1957.
21. Boester CH, Johnston LE: A Clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. Angle Orthod 44:113-119, 1974.
22. Quinn RB, Yoshikawa DK: A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod 88:252-260, 1985.
23. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG Jr, Nanda RS: Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofac Orthop 98:499-506, 1990.
24. Frank CA, Nikolai RJ: A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J Orthod 78:593-609, 1980.
25. Garner LD, Allai WW, Moore BK: A comparative study of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 90:199-203, 1986.
26. 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 Dentofac Orthop 98:117-126, 1990.
27. Peterson L, Spencer R, Andreasen GF: Comparison of frictional resistance of Nitinol and stainless steel wires in Edgewise brackets. Quint Inter Digest 13:563-571, 1982.
28. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley J: Frictional resistance of ceramic and stainless steel Orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 98:398-430, 1990.
29. Stannard JG, Gau JM, Hanna M: Comparative friction of Orthodontic wires under dry and wet conditions. Am J Orthod 89:485-491, 1986.
30. Tidy DC. Frictional Forces in fixed appliances. Am J Orthod 96:249-254, 1989.
31. Andreasen GF, Quevedo FR: Evaluation of frictional forces in the 0.022 × 0.028 edgewise bracket in vitro. J Biomech 3:151-160, 1970.
32. Riley JL, Garrett SG, Moon PC: Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. J Dent Res 58:A21, 1979.
33. Drescher D, Bourquel C, Schumacher H: Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 96:249-254, 1989.
34. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE: Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. Angle Orthod 58:33-45, 1988.
35. Kusy RP, Whitley JQ, Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. J Biomech 9:913-925, 1990.
36. Popli K, Pratten D, Germane N, Gunsolley J: Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. J Dent Res 68:275-(A747), 1989.
37. 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 22: 145-153, 1995.
38. Bazakidou E: Evaluation of frictional resistance of esthetic brackets. Master's thesis, University of Oklahoma, 1995.
39. Berger JL: The influence of the SOEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: A comparative in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop 97:219-228, 1990.
40. Shivapuja PK, Berger J: A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. Am J Ortholp 106:472-480, 1994.
41. Ogata RH, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF, Sinha PK: Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994 (accepted for publication).

42. Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF: Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107:20-27, 1995.
43. Buck TE, Scott JE, Morrison WE: A study of the distribution of force in cuspid retraction utilizing a coil spring. Master's thesis, University of Texas, 1963.
44. Stoner M: Force control in clinical practice. *Am J Orthod* 46:163-186, 1960.
45. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M: Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 91:316-320, 1987.
46. Echols PM: Elastic ligatures: Binding forces and anchorage taxation. (Abstract.) *Am J Orthod* 67:219-220, 1975.
47. Creekmore TD: The importnace of interbrcket width in orhtodontic tooth movement. *J Clin Orthod* 10:530-534, 1976.
48. Greenberg AR, Kusy RP: A survey of specialty coatings for orthodontic wires. *J dent Res* 58:98 (A23), 1979.
49. Feeney F, Morton J, Burstone C: The effect of bracket width on bracket-wire friction. *Cran Biology Abstracts* 359, 1979.
50. Kusy RP, Whitley JQ: Effect of surface roughness on frictional coefficients of arch wires. *J Dent Res* 67: A1986, 1988.
51. Kusy RP, Whitley JQ: Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dental Materials*, 5:235-240, 1989.
52. Kusy RP, Whitley JQ: Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98:300-312, 1990.
53. Bedenar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL: A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100:513-522, 1991.
54. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F: Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 13:322-328, 1991.
55. Kusy RP, Ceramic brackets. *Angle Orthod* 61:291-292, 1991.
56. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ: Comparison of the frictional coefficients for selected arch wire bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 61:293-302, 1991.
57. Prosocki RP, Bagby MD, Erickson LC: Static frictiona force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100:341-348, 1991.
58. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M: Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 61:285-290, 1991.
59. Omana HM, Hoore RN, Bagby MD: Frictional Properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 26(7):425-432, 1992.
60. Keith O, Kusy RP, Whitley JQL Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106:605-614, 1994.
61. Saunders CR, Kusy RP: Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106:76-87, 1994.
62. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M: Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106:273-278, 1994.
63. Tselepis M, Brockhurst P, West VC: Frictional resistance between brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106:131-138, 1994.
64. Swartz ML: Ceramic Brackets. *J Clin Orthod* 22:83-88, 1988.
65. Burstone CJ, Frazin-Nia F: Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod* 29:453-461, 1995.
66. Marcincin M, Wolsky S, Gunn S: A comparison of teflon-coated and uncoated orthodontic wires. (Abstract 1733.) *J Dent Res* 70:483, 1991.
67. JCO Interviews: Dr: Thomas D. Creekmore on Torque. *J Clin Orthod* 13:305-310, 1979.
70. Ash JL, Nikolai RJ: Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo *J Dent Res* 57:685-690, 1978.
71. Brantley WA, Salander S, Myers CL, Winders RV: Effects of pre-stretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod* 49:37-43, 1979.
72. Wong AK: Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 46:196-205, 1979.

73. Spiller RE, 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* 15:377-385, 1993.
74. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Children* 21(9):837-840, 1993.
75. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment. *Am J Orthod Oral Surg* 32:572-582, 1946.
76. JCO interviews: Dr. G. Herbert Hanson on the speed bracket. *J Clin Orthod* 10:183-189, 1986.
77. Drescher D, Bourquel C, Schumacher HA: Optimization of arch guided tooth movement by the use of uprighting springs. *Eur Orthod Soc* 12:346-353, 1990.
78. Tamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y: A study of force application, amount of retarding force and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1995 (accepted for publication).
79. Kamiyama M, Sasaki T: friction width of brackets. *J Jap Orthod Soc* 32:286-289, 1973.
80. Frankel VH, Burstein AH: *Orthopedic Biomechanics: Viscoelasticity*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1971, pp. 96-117.
81. Kurashima K: The viscoelastic properties of the periodontal membrane and alveolar bone. *J Stomatol Soc* 30:361-385, 1963.
82. Thurow, RC: *Intermaxillary deviations. Atlas of Orthodontic Principles*. St. Louis, C.V. Mosby, 1977, pp. 380-413.
83. Adnreasen GF, Bishara S: Comparison of Alastiks chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 40:151-158, 1970.
84. Bishara SE, Andreasen GF: A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. *Angle Orthod* 40:319-328, 1970.
85. Hershey HG, Reynolds WG: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod* 67:554-562, 1975
86. Young J, Sandrik JL: The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod*. 49:104-109, 1979.
87. Kuster R, Ingerball B, Burgin W: Laboratory and intraoral test of the degradation of elastic chains. *Eur J Orthod* 8:202-208, 1986.
88. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW: Force Decay of Elastomeric Chain - A Serial Study. Part II. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 104:373-377, 1993.
89. Ferriter J, Meydrs C, Lorton L: The effect of hydrogen ion concentration on the force degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod* 87:377-384, 1985.
90. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R: Force degradation of orthodontic elastomeric chains- A product comparison study. *Am J Orthod* 87:377-384, 1985.
91. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE: A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br J Orthod* 12:202-207, 1985.
93. Anello JC: Force degradation characteristics of Orthodontic colored elastomeric chains-A comparative study. (Abstract.) *Am J Orthod Dentofac Orthop* 105:423, 1994.
94. Bell WR: A study of applied force as related to the use of elastics and coil springs. *Angle Orthod* 21:151-154, 1951.
95. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC: Load-extension-time behavior of orthodontic alastiks. *J Dent Res*. 55:786, 1976.
96. Sonis A, Van der Plas E, Gianelly A: A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vivo study. *Am J Orthod* 89:73-77, 1986.
97. Arnold EB, Cunningham JS: Coil springs as application of force. *Int J Orthod Dent Child* 20:577-579, 1934.
98. Webb RI, Caputo AA, Chaconas SJ: Orthodontic force production by closed coil springs. *Am J Orthod* 74:405-409, 1978.
99. Chaconas SJ, Caputo AA, Haryey K: Orthodontic force characteristics of open coil springs. *Am J Orthod* 85:494-497, 1984.
100. Boshart BF, Currier GF, Nanda RS, Duncanson MG Jr: Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil springs. *Angle Orthod* 60:27-34, 1991.

73. Spiller RE, 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* 15:377-385, 1993.
74. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Children* 21(9):837-840, 1993.
75. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment. *Am J Orthod Oral Surg* 32:572-582, 1946.
76. JCO interviews: Dr. G. Herbert Hanson on the speed bracket. *J Clin Orthod* 10:183-189, 1986.
77. Drescher D, Bourquel C, Schumacher HA: Optimization of arch guided tooth movement by the use of uprighting springs. *Eur Orthod Soc* 12:346-353, 1990.
78. Tamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y: A study of force application, amount of retarding force and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1995 (accepted for publication).
79. Kamiyama M, Sasaki T: friction width of brackets. *J Jap Orthod Soc* 32:286-289, 1973.
80. Frankel VH, Burstein AH: *Orthopedic Biomechanics: Viscoelasticity*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1971, pp. 96-117.
81. Kurashima K: The viscoelastic properties of the periodontal membrane and alveolar bone. *J Stomatol Soc* 30:361-385, 1963.
82. Thurow, RC: *Intermaxillary deviations. Atlas of Orthodontic Principles*. St. Louis, C.V. Mosby, 1977, pp. 380-413.
83. Adnreasen GF, Bishara S: Comparison of Alastiks chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 40:151-158, 1970.
84. Bishara SE, Andreasen GF: A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. *Angle Orthod* 40:319-328, 1970.
85. Hershey HG, Reynolds WG: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod* 67:554-562, 1975
86. Young J, Sandrik JL: The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod*. 49:104-109, 1979.
87. Kuster R, Ingerball B, Burgin W: Laboratory and intraoral test of the degradation of elastic chains. *Eur J Orthod* 8:202-208, 1986.
88. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW: Force Decay of Elastomeric Chain - A Serial Study. Part II. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 104:373-377, 1993.
89. Ferriter J, Meydrs C, Lorton L: The effect of hydrogen ion concentration on the force degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod* 87:377-384, 1985.
90. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R: Force degradation of orthodontic elastomeric chains- A product comparison study. *Am J Orthod* 87:377-384, 1985.
91. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE: A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br J Orthod* 12:202-207, 1985.
93. Anello JC: Force degradation characteristics of Orthodontic colored elastomeric chains-A comparative study. (Abstract.) *Am J Orthod Dentofac Orthop* 105:423, 1994.
94. Bell WR: A study of applied force as related to the use of elastics and coil springs. *Angle Orthod* 21:151-154, 1951.
95. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC: Load-extension-time behavior of orthodontic alastiks. *J Dent Res*. 55:786, 1976.
96. Sonis A, Van der Plas E, Gianelly A: A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vivo study. *Am J Orthod* 89:73-77, 1986.
97. Arnold EB, Cunningham JS: Coil springs as application of force. *Int J Orthod Dent Child* 20:577-579, 1934.
98. Webb RI, Caputo AA, Chaconas SJ: Orthodontic force production by closed coil springs. *Am J Orthod* 74:405-409, 1978.
99. Chaconas SJ, Caputo AA, Haryey K: Orthodontic force characteristics of open coil springs. *Am J Orthod* 85:494-497, 1984.
100. Boshart BF, Currier GF, Nanda RS, Duncanson MG Jr: Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil springs. *Angle Orthod* 60:27-34, 1991.

101. Miura F, Mongi M, Ohura Y, Karibe M: The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics: Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. Am J Orthod Dentofac Orthop 94:89-96, 1988.

102. angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG Jr: Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. Am J Orthod Dentofac Orthop 102:127-133, 1992.



ملاحظات کلینیکی خانج کردن دندانها در درمانهای ارتودنسی

خانج بستن دندانها در ارتودنسی، به تکنیک استفاده از سیم برای درمان بیماری که نامشخص است، خانج بستن دندانها در ارتودنسی می‌باشد. در این روش، سیم از دندانها عبور می‌کند و به دندانهای دیگر متصل می‌گردد. این سیم به دندانها نیرو می‌دهد و آنها را به جایگاه صحیح خود برمی‌گرداند. این روش در درمان خانج بستن دندانها، به ویژه در مواردی که دندانها به دلیل فقدان یک یا چند دندان، به جایگاه صحیح خود نرسیده‌اند، بسیار مفید است. در این روش، سیم از دندانهای موجود عبور می‌کند و به دندانهای خالی متصل می‌گردد. این سیم به دندانها نیرو می‌دهد و آنها را به جایگاه صحیح خود برمی‌گرداند. این روش در درمان خانج بستن دندانها، به ویژه در مواردی که دندانها به دلیل فقدان یک یا چند دندان، به جایگاه صحیح خود نرسیده‌اند، بسیار مفید است.

خانج بستن دندانها در ارتودنسی، به تکنیک استفاده از سیم برای درمان بیماری که نامشخص است، خانج بستن دندانها در ارتودنسی می‌باشد. در این روش، سیم از دندانها عبور می‌کند و به دندانهای دیگر متصل می‌گردد. این سیم به دندانها نیرو می‌دهد و آنها را به جایگاه صحیح خود برمی‌گرداند. این روش در درمان خانج بستن دندانها، به ویژه در مواردی که دندانها به دلیل فقدان یک یا چند دندان، به جایگاه صحیح خود نرسیده‌اند، بسیار مفید است. در این روش، سیم از دندانهای موجود عبور می‌کند و به دندانهای خالی متصل می‌گردد. این سیم به دندانها نیرو می‌دهد و آنها را به جایگاه صحیح خود برمی‌گرداند. این روش در درمان خانج بستن دندانها، به ویژه در مواردی که دندانها به دلیل فقدان یک یا چند دندان، به جایگاه صحیح خود نرسیده‌اند، بسیار مفید است.

تکنات بیومکانیکی در خانج کردن و این بدون اویز

خانج کردن دندانها در ارتودنسی، به تکنیک استفاده از سیم برای درمان بیماری که نامشخص است، خانج بستن دندانها در ارتودنسی می‌باشد. در این روش، سیم از دندانها عبور می‌کند و به دندانهای دیگر متصل می‌گردد. این سیم به دندانها نیرو می‌دهد و آنها را به جایگاه صحیح خود برمی‌گرداند. این روش در درمان خانج بستن دندانها، به ویژه در مواردی که دندانها به دلیل فقدان یک یا چند دندان، به جایگاه صحیح خود نرسیده‌اند، بسیار مفید است. در این روش، سیم از دندانهای موجود عبور می‌کند و به دندانهای خالی متصل می‌گردد. این سیم به دندانها نیرو می‌دهد و آنها را به جایگاه صحیح خود برمی‌گرداند. این روش در درمان خانج بستن دندانها، به ویژه در مواردی که دندانها به دلیل فقدان یک یا چند دندان، به جایگاه صحیح خود نرسیده‌اند، بسیار مفید است.

ملاحظات کلینیکی خارج کردن دندانها در درمانهای ارتودنسی

انواع دستگاههای ارتودنسی و تکنیکهای متفاوتی برای درمان بیمارانی که دندانها در آنها خارج می‌شود به کار می‌رود. و روشهای متعددی برای تعیین دندانی که باید خارج شود وجود دارد، اگر چه عقیده یکسانی برای انتخاب دستگاه ایده آل یا توافق عمومی در مورد خارج کردن دندان بخصوصی وجود ندارد و این مشکل در سالهای آینده باقی خواهد ماند. کار برد اصول انواع حرکت‌های دندانی در حین خارج کردن دندانها، با در نظر گرفتن قانون تعادل باید مورد توجه قرار گیرند (۱-۴). شناخت نیروها و گشتاورهای موجود باعث تصمیم‌گیری مناسب در طرح درمان میشود و بستگی به مکانیک حرکت‌های دندانی دارد. متخصص ارتودنسی با وایرهای باحافظه (۵-۷) و طراحی لوپهای ابتکاری می‌تواند حرکت مورد نظر را، بدست آورد ولی دندانها می‌توانند به راحتی بدون لوپها و با استفاده از وایرهای ارزان قیمت حرکت کنند. انواع حرکات دندانی توسط وایر بدون لوپ، نیاز به درک گشتاورها و نیروها، و قرار دادن محل مناسب خم دارد (۸).

هدف از این فصل، توجه به کاربرد نیروها و گشتاورها در درمانهایی که با خارج کردن دندان توأم است، بدون توجه به نوع دستگاه ارتودنسی یا دندانهایی که خارج شده‌اند، میباشد. متخصص ارتودنسی ممکن است این دستگاهها را، بدون توجه به نظر اکثریت ارتودنتیستها و نوع تصمیم‌گیری برای خارج کردن دندانها، به کار ببرد. برای ساده‌تر کردن مطلب فرض می‌شود که درمان توسط یک وایر کامل بدون لوپ انجام گیرد.

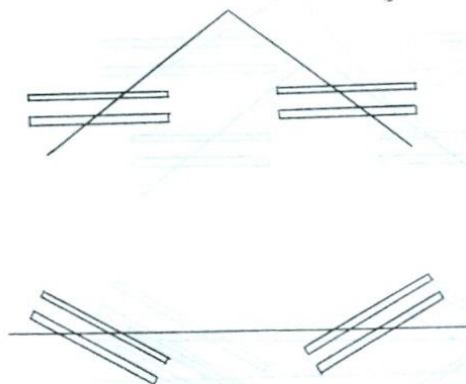
نکات بیومکانیکی در خم کردن وایر بدون لوپ

هدف از این فصل عدم استفاده از لوپ نمیباشد. بلکه استفاده از یک روش جایگزین می‌باشد، که بتواند نیروها و گشتاورهای موجود را، ارزیابی و حرکات دندانی را، پیش‌گویی نماید.

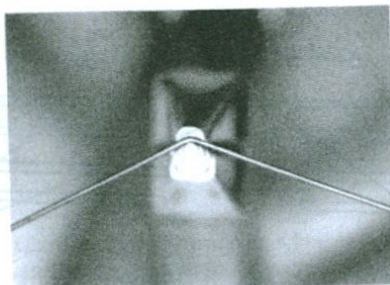
در ابتدا مقایسه شیار براکتهای استاندارد و درجه‌دار و بررسی روابط زاویه‌ای به منظور فعال شدن وایر، بحث میشود. وقتی وایر در شیار براکت قرار میگیرد، حتماً یک رابطه خم‌دار برای حرکت دندانی ایجاد می‌شود. شکل ۱۳-۱۱ نشان می‌دهد که آیا شیارها در یک راستا می‌باشند و در وایر خم ایجاد می‌شود؟ یا شیارها زاویه‌دار می‌باشند و وایر مستقیم است؟ در هر دو سیستم زاویه بین شیار براکت و وایر یکسان است. در حالتی که وایر مستقیم است و شیارها زاویه‌دار می‌باشند، متخصص ارتودنسی باید با ارزیابی بیمار موقعیت براکتها را، در مد نظر قرار دهد. شیب شیارهای براکت روی تاج دندانها یا زاویه‌ای که بر اثر موقعیت متفاوت دندانها در ناهنجاریهای مختلف بدون توجه به موقعیت دندانها به وجود می‌آید، باید مورد ملاحظه واقع گردد. در هر دو سیستم یک زاویه تشکیل می‌شود، بنابراین در هر دو روش، یک سیستم

نیرو ایجاد می‌گردد. متخصص ارتودنسی باید بدون توجه به اندازه شیار و یا فاصله بین براکتها سیستم نیرو را، بشناسد و در نظر داشته باشد که روابط بدون تغییر باقی خواهد ماند. روابط زاویه‌ای زیادی وجود دارد که در مقالات به طور دقیق بحث گردیده است. ملاحظاتی که در این بخش عنوان می‌شود برای متخصص ارتودنسی بیشتر جنبه کلینیکی دارد، که به موجب آن، این اصول در روشهای قابل قبول به کار برده می‌شود. برای رسیدن به این هدف متخصص ارتودنسی باید شرایط خاصی را، بپذیرد. از نقطه نظر علمی هر دو سیستم، به عنوان ایده آل هستند. دستگاههایی که در درمانهای ارتودنسی به کار برده می‌شوند، از این اصول پیروی می‌کنند^(۱۰). به طور کلی خیلی از متخصصین ارتودنسی در به کار بردن این اصول در درمانهای روزمره ناتوان هستند و دانش کافی را، ندارند. بنابراین واقعیت این است که درمان ایده آل را، به حد قابل قبولی با استفاده از مکانیک‌های به کار برده شده به انجام رسانید. به علت اینکه متخصصین ارتودنسی با انواع متفاوتی از مال اکلوژن‌ها سر و کار دارند و دستگاههای ارتودنسی می‌تواند قسمتی از دندانها یا تمام آنها را، در بر گیرد، پیشنهاد می‌شود که رابطه زاویه‌ای بین وایر و براکت با وسایل داخل دهانی مثل پلایر Tweed loop ایجاد شود، این فعال کردن به طور دقیق در مطالب بعدی بحث خواهد شد.

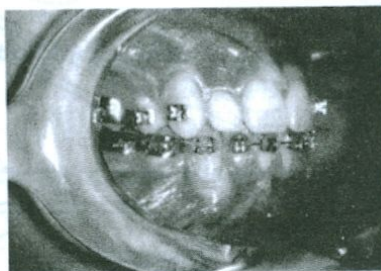
دندانهایی که دارای براکت هستند و بلافاصله مجاور خم در وایر قرار دارند تحت تاثیر خم قرار خواهند گرفت و در آنها پاسخ اولیه ایجاد می‌شود. این خم‌ها در مرحله اول که براکتها بر روی دندان قرار دارند، نایستی توسط متخصص ارتودنسی ایجاد شود چون مال اکلوژن در این مرحله ایجاد زاویه‌ای بین براکت وایر می‌کند، و این به طور خودکار ایجاد یک سیستم نیرو می‌نماید^(۱۱). اگر چه این سیستم نیرو مطلوب نمی‌باشد، اما متخصص ارتودنسی باید از این اصول در استفاده از زاویه بین وایر و براکت، مطلع باشد. از سیستم نیرویی که در خلال ردیف شدن دندانها ایجاد می‌شود، می‌توان استفاده یا از ایجاد آن، جلوگیری کرد. ضمناً فعال کردن وایر در داخل دهان باید بعد از ردیف شدن براکتها انجام گیرد. پاسخ اولیه به اولین حرکت دندانی اطلاق می‌شود و به طور همزمان پاسخ‌های دیگری ممکن است بوجود آید، که نامطلوب می‌باشد. پاسخ‌های دیگر به عنوان پاسخ ثانویه تلقی می‌شود و باید از ایجاد آنها جلوگیری نمود و با حذف خم‌ها در ادامه پاسخ اولیه، آنها را به حداقل رساند. تاکید می‌شود که سیستم نیرویی که از نظر تکنیک بحث گردید، برای هر دو براکت، به کار برده می‌شود. اما به منظور استفاده روزانه کلینیکی یک روش عملی قابل قبول، توصیه می‌شود. به منظور روشن کردن پاسخ اولیه در مقابل پاسخ ثانویه به شکل ۲-۱۱ مراجعه شود. خم نوع ۷ (gabel) و خم نوع ۸ (Tent) که از این به بعد به آن center bend گفته می‌شود، به عنوان یک خم در وسط ناحیه دندانهای خارج شده، برای موازی کردن ریشه‌ها به کار می‌رود. گشتاورهای موثر در براکتها در دو طرف خم به صورت مساوی و مخالف هم، برای حرکت ریشه‌ها ایجاد می‌شود. اگر وایر بعد از موازی کردن ریشه‌ها به فعالیت خود ادامه دهد، یک پاسخ نامطلوب ایجاد می‌شود. این پاسخ ثانویه باعث ایجاد حرکت بیش از حد ریشه‌ها به سوی همدیگر و هم چنین باعث بیرون زدگی دندانهای قدامی (flaring) می‌شود. reverse curve of spee باعث ایجاد ۲ گشتاور مساوی و مخالف همدیگر در ۲ انتهای یک نیم فک می‌گردد که باعث flaring دندانهای قدامی می‌شود. به طور کلی reverse curve of spee می‌تواند به عنوان خم‌های نوع ۸ در فک پایین تلقی گردد که اولین تاثیرات آن روی دندانهای مجاور خم، اعمال می‌شود. به عبارت دیگر، پاسخ فوری و مطلوب نسبت به گشتاورهای مخالف و مساوی همدیگر می‌تواند به گونه‌ای حاصل شود که از ایجاد اثرات نامطلوب، جلوگیری شود تا اینکه پاسخ اولیه تامین شود. بعد از پاسخ اولیه، خم نوع ۸ در فک پایین برداشته می‌شود. به طور خلاصه اگر چنین خمی قرار داده شود، نیروها و گشتاورهایی ایجاد می‌شوند که اثرات اولیه آنها، روی دندانهای مجاور نسبت به خم است، در صورتیکه اثرات دیگر یا حذف یا به حداقل رسانده می‌شوند. برداشتن خم بعد از حصول پاسخ اولیه به منظور جلوگیری از اثرات نامطلوب توصیه می‌شود.



شکل ۱-۱۳: شیارهای مستقیم و خم ایجاد شده در وایر باعث ایجاد سیستم نیرویی معادل با وایر مستقیم در شیارهای زاویه‌دار می‌گردد.

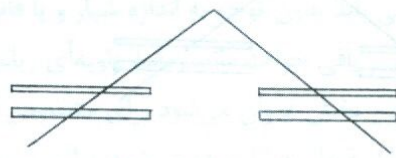


شکل ۲-۱۳: محل خم در مرکز فاصله بین کانین و پره مولر دوم باعث ایجاد پاسخ اولیه در این دندانها می‌گردد. در اینجا پاسخ اولیه موازی شدن ریشه‌ها می‌باشد.

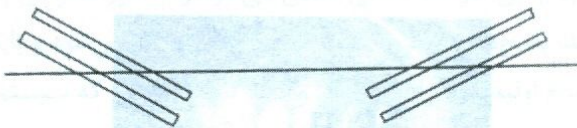
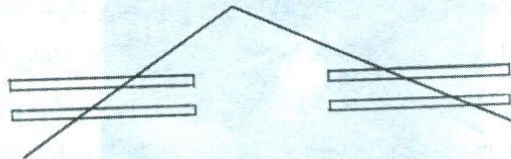


شکل ۳-۱۳: پلایر Tweed loop میتواند در دهان خم زاویه‌دار ایجاد نماید.

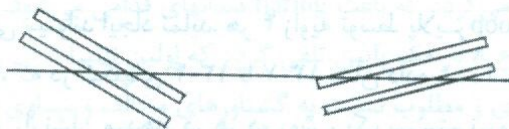
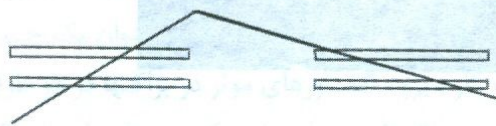
اگر چه ۴ زاویه بین وایر و براکت ایجاد می‌شود تنها ۲ تای آنها ضروری است. در واقع زوایای بیشتری ایجاد می‌شود، اما آنهایی مورد بحث قرار می‌گیرند که دارای مزایای ایجاد نیرو و گشتاور ضروری می‌باشند. و متخصص ارتودنسی فرم وایر را، در داخل دهان به راحتی میتواند ایجاد نماید. هر ۴ زاویه توسط پلایر Tweed - loop به صورت داخل دهانی ایجاد می‌شود (شکل ۳-۱۳)، که در شکل‌های ۴-۱۳ تا ۷-۱۳ نشان داده شده است. این تصاویر شیار براکتهای هم ردیف و شیار براکتهای درجه‌دار را، نشان میدهد. در هر دو روش، یک سیستم نیرو تولید می‌گردد. در شیارهای براکتهای ردیف شده، فعال شدن داخل دهانی امکان پذیر است، تا زاویه وایر براکت ایجاد شود و سیستم نیرو اعمال گردد.



شکل ۴-۱۳: خم و ایر در مرکز فاصله بین ۲ براکت قرار گرفته است.



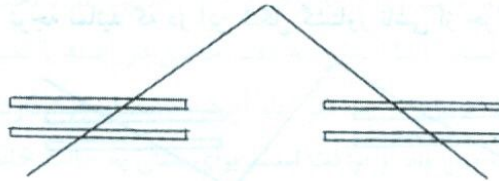
شکل ۵-۱۳: خم و ایر در $\frac{1}{3}$ فاصله بین ۲ براکت واقع شده است.



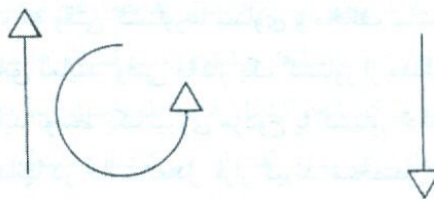
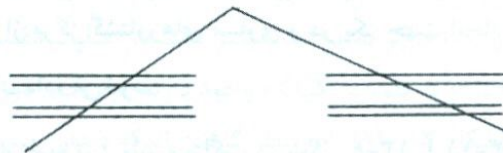
شکل ۶-۱۳: خم و ایر به براکت یک طرف، بیش از میزان $\frac{1}{3}$ فاصله بین براکتی، نزدیک است.



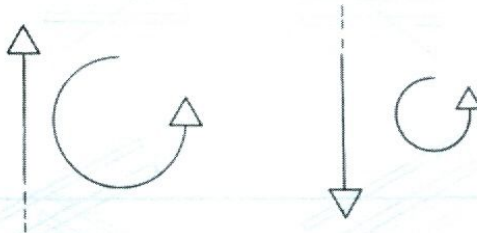
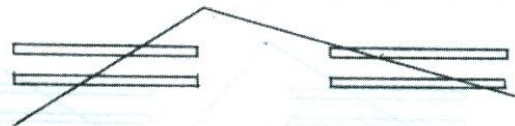
شکل ۷-۱۳: در این شکل ۲ خم خارج از مرکز که در جهت مخالف همدیگر می‌باشند، مشاهده می‌گردد.



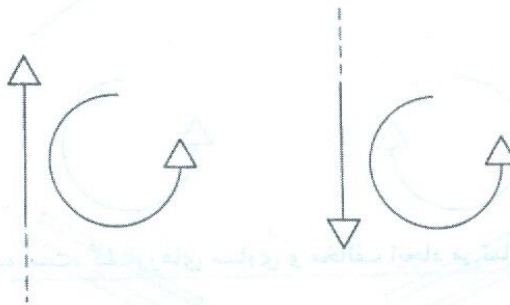
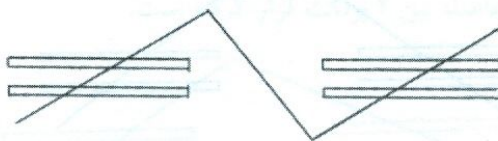
شکل ۸-۱۳: خمی که در مرکز واقع شده است، گشتاورهای مساوی و مخالف ایجاد می‌نماید.



شکل ۹-۱۳: خمی که در خارج از مرکز و در $\frac{1}{3}$ فاصله بین براکتی واقع شده است، در نزدیک‌ترین براکت نسبت به خم باعث ایجاد گشتاوری می‌شود و مجموع نیروها در هر طرف براکت به صورت مساوی و مخالف می‌باشد این حالت باعث ایجاد سیستم (cantilever) می‌گردد.



شکل ۱۰-۱۳: خم در وایر، در فاصله‌ای که به براکت یک طرف، بیش‌تر از میزان $\frac{1}{3}$ فاصله بین براکتی، نزدیک است. در نتیجه باعث گشتاورهای نامساوی در یک جهت میگردد و نیروهای ایجاد شده از نیروهای به وجود آمده در سیستم cantilever بزرگتر می‌باشد. توجه نمائید که در این شکل گشتاور ناشی از حرکت کائین به سمت عقب را، باید در نظر گرفت.



شکل ۱۱-۱۳: ۲ خم خارج از مرکز گشتاورهای مساوی و در یک جهت ایجاد می‌نمایند و بیشترین مقدار نیرو در ۴ نقطه در ارتباط وایر با براکت نشان داده می‌شود.

سیستم نیروی مربوط به زاویه بین وایر و براکت در شکل ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳ نشان داده شده است. علت اختلاف موجود در سیستم نیروها در وایر بدون لوپ در اینجا مورد بحث واقع نشده است و در مقالات در رابطه با آن صحبت شده است. باید توجه داشت که وقتی گشتاورها مساوی و مخالف نباشند، نیروها به منظور ایجاد حالت تعادل سکون باید با مقادیر گشتاورها تطابق نمایند. وقتی مقدار یک گشتاور از مقدار گشتاور دیگر، متفاوت باشد، بنابراین، محصله گشتاور ایجاد می‌شود که باید توسط یک نیروی مزدوج یا گشتاور خالص در جهت مخالف متعادل گردد. این مجموعه نیروها باعث می‌شود که دندانها در حالت تعادل قرار گیرند. متخصص ارتودنسی نباید همیشه سعی کند که قوانین تعادل را، رعایت کند. این عمل در حین قرار دادن وایر در داخل شیار و فعال شدن وایر اتفاق می‌افتد، ولی درک نیروهای ایجاد شده به منظور کنترل عوارض جانبی ضروری است.

شکل‌های ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳ زاویه بین وایر و براکت را، نشان می‌دهد که باعث حرکات خاصی می‌گردد. شکل ۸-۱۳ گشتاورهای مخالف و مساوی را، توصیف می‌کند و بعنوان یک روش موثر برای موازی کردن ریشه‌ها در ناحیه دندان خارج شده می‌باشد. شکل ۹-۱۳ برای درمان ناهنجاریهای مختلف در بیمارانی که دندانهای آنها خارج میشود به کار میرود. این شکل شامل کنترل موقعیت مزودیستالی و باکولینگوالی شیارهای مرکزی دندان مولر میباشد. این سیستم نیروی انتهایی آزاد برای intrude کردن دندانها به علت داشتن خصوصیات نیروی تک روی براکت مفید است. شکل

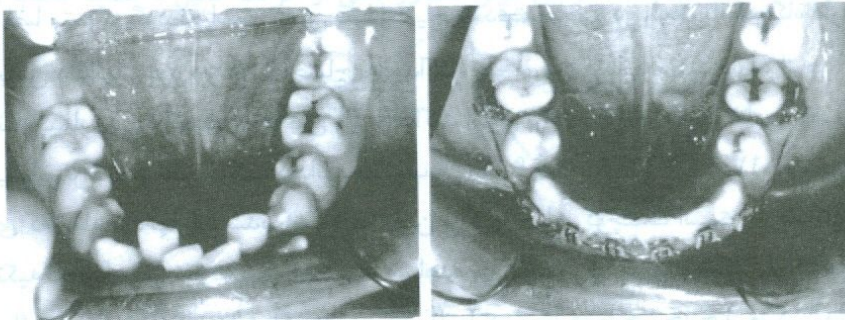
۱۰-۱۳ روش موثر برای عقب بردن کانین با کنترل مناسب تکیه گاه را، نشان میدهد در هر دو براکت گشتاور در یک جهت ایجاد می‌شود. در نهایت شکل ۱۱-۱۳ یک روش متعارف برای تقویت تکیه‌گاه همراه با خم *tip back* و حرکت لبیالی ریشه‌ها میباشد. ولی رابطه وایر و براکت باعث ایجاد نیروی زیادی می‌گردد چون گشتاورها در یک جهت، هستند نیروی متعادل‌کننده بزرگی لازم است. نیروی بزرگتر، باعث ایجاد نیروی مزدوج مطابق با نیاز سیستم تعادل می‌گردد. رابطه وایر براکت باید با احتیاط خاصی در پلان عمودی به کار برده شود، چون ممکن است نیاز به هدگیر پس سری و همکاری بیمار وجود داشته باشد.

عقب بردن و جلو آوردن دندانها

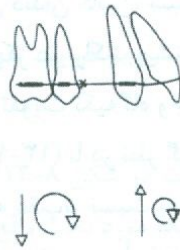
اگر چه این بحث شامل انواع مختلف درمانها با خارج کردن دندانها است، ولی موضوعاتی مثل ردیف شدن براکتها، درمان *crossbite*، *overbite*، به عنوان جزیی از تکنیک با درمان خارج کردن دندان، مورد بحث قرار نگرفته است. این بحث روی بستن فضا متمرکز گردیده است. بستن فضا احتیاج به دقت خاصی در رابطه با تکیه‌گاه دارد^(۱۳). آیا احتیاج به حداکثر عقب بردن دندانها وجود دارد؟ آیا احتیاج به حداکثر جلو آوردن دندانها وجود دارد؟ از هر کدام چه مقداری مورد نیاز است؟ نیاز بیمار تعیین کننده زاویه بین وایر و براکت است. برای مثال به حالت خاص عقب بردن کانین توجه شود. کدام ترکیب وایر براکت از نظر حرکت دندانی، مطلوب می‌باشد؟ شکل ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳، روشهای موجود را، نشان میدهد. در بیماری که تمام دندانها باند شده باشد فاصله بین براکتها خیلی کوچک است. در شکل ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳ درجات مختلف تکیه‌گاه بر اساس تفاوت بین گشتاورها مشاهده می‌شود. مرکز خم (در شکل ۸-۱۳) با گشتاور مساوی و مخالف هیچ گونه اثر بر روی تکیه‌گاه ندارد. اگر عقب بردن کانین در بیماری با خم خارج از مرکز مثل شکل ۱۰-۱۳ انجام گیرد. حرکت با گشتاورهایی که در یک جهت است، شروع می‌شود. در این حالت تکیه‌گاه اولیه بهتر تامین می‌گردد. با اذعان به اینکه فاصله بین براکتها خیلی کوچک است، اختلاف زیادی برای سیستم نیروی ایجاد شده نسبت به خم در مرکز وجود ندارد ولی بعد از حرکت جزیی دندان کانین، سیستم نیروی قبلی تغییر میکنند، چون زاویه براکت و وایر تغییر می‌نماید. هر چه فاصله خم نسبت به مرکز دو براکت بیشتر باشد، تفاوت مقدار گشتاورها در براکتها مجاور بیشتر می‌شود. به عبارت دیگر اگر احتیاج به تقویت تکیه‌گاه وجود دارد، باید خم دور از مرکز قرار گیرد. این حالت با درگیر نکردن دندان پره مولر دوم (شکل ۱۲-۱۳) با در نظر گرفتن اینکه دندان پره مولر خارج شده است، ایجاد می‌گردد. در این حالت قرار دادن خم در ناحیه عقب‌تر نسبت به مرکز بین ۲ براکت باعث تفاوت بیشتری در اختلاف گشتاورها می‌گردد. گشتاور بزرگتر در براکت یا تیوب مولر نزدیک‌تر به خم واقع می‌شود. از آنجائیکه قرار دادن خم نزدیک تیوب مولر بجای مزیال پره مولر دوم باعث ایجاد تفاوت بیشتری بین گشتاورها می‌شود، این حالت باعث افزایش تکیه‌گاه می‌گردد. باید توجه کرد، اگر خم در مرکز باشد گشتاورها به طور مساوی و مخالف هم، هستند، ولی تفاوت خیلی جزیی در خارج از مرکز، باعث ایجاد تفاوت در مقدار گشتاور می‌گردد. همینطور که فاصله خم نسبت به مرکز افزایش یابد. اختلاف گشتاورها زیاد می‌شود و این حالت با عدم باندینگ دندانها بدست می‌آید. به نظر می‌رسد که این روش، با روشهای متداول متفاوت است، اما تجارب نشان میدهد که این روش موثر است.

شکل ۱۳-۱۳ تا ۱۶-۱۳ تغییرات سیستم نیرو در حین عقب بردن کانین توسط حلقه لاستیکی بر روی وایر کامل را، نشان می‌دهد. این شکلها زاویه دقیق را، نشان نمی‌دهند، ولی تغییرات نیرو در حین بستن فضا را، نشان می‌دهند. در طی عقب بردن کانین به علت اینکه محل خم دیستالی‌تر از $\frac{1}{3}$ فاصله بین براکتها است، ۲ گشتاور ایجاد می‌شود که در یک جهت است، ولی مساوی نیستند. این باعث افزایش تکیه‌گاه در زمان شروع عقب بردن کانین می‌شود. در حالیکه کانین به طور آهسته به عقب می‌رود، خم در محل اولیه خود باقی می‌ماند در این حالت خم به مرکز فاصله بین ۲

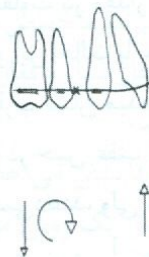
براکت نزدیک‌تر می‌شود. چون کانین به سمت خم حرکت می‌کند (شکل ۱۷-۱۳). در صورتیکه نیروی به کار برده شده برای عقب بردن کانین، بیش از اندازه فعال نشده باشد، گشتاور بزرگتر، دندانهای تکیه‌گاه را به صورت عمودی نگه می‌دارد. اگر خم در میزبال براکت پره مولر دوم باشد دندان پره مولر دوم در موقعیت عمودی قرار داده می‌شود. اگر پره مولر دوم بدون براکت باشد و در نتیجه خم، میزبال تیوب مولر واقع گردد، مولر به صورت عمودی قرار می‌گیرد. (شکل ۱۸-۱۳). در هر ۲ حالت دندان کانین به طرف مرکز خم حرکت می‌کند. اگر پره مولر دوم بدون براکت باشد، حرکت چرخشی انتقالی کانین به علت تفاوت زیادتر بین مقادیر گشتاورهای موجود در ناحیه کانین و مولر، بیشتر می‌گردد. همینطور که کانین عقب می‌رود گشتاور کوچک در کانین ظاهر می‌گردد که مخالف جهت گشتاور اولیه است. بدین ترتیب باعث کاهش قدرت تکیه‌گاه در ناحیه مولر می‌گردد. تغییرات سیستم نیرو ثابت می‌باشد. موقعی که فضا بسته می‌شود، میزان تکیه‌گاه کاهش می‌یابد. در حین بستن فضا گشتاور بزرگتر در ناحیه تکیه‌گاه، در سمتی که دندان کشیده شده، باقی می‌ماند. تیوب یا براکتی که نزدیک‌تر به خم باشد، گشتاور بزرگتری دارد.



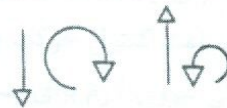
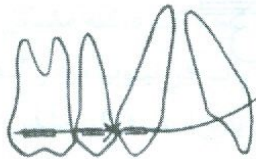
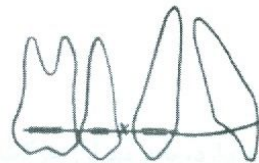
شکل ۱۲-۱۳: افزایش فاصله بین براکتها با باند نکردن پره مولر دوم و با قرار دادن خم در نزدیکی تیوب مولر، باعث اختلاف بیشتری در میزان گشتاورها، می‌گردد.



شکل ۱۳-۱۳: سیستم نیروی اولیه در خلال حرکت کانین به سمت عقب



شکل ۱۴-۱۳: سیستم نیرو در هنگامی که مقداری از حرکت کانین به سمت عقب انجام شده است.

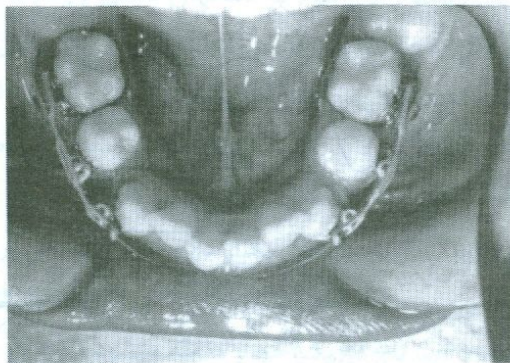


شکل ۱۵-۱۳: سیستم نیرو قبل از اینکه بستن فضا به طور کامل انجام گیرد.

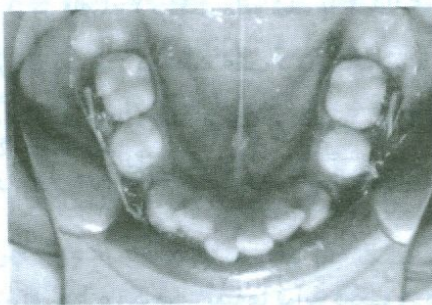


شکل ۱۶-۱۳: سیستم نیرو در ادامه بسته شدن فضا (از نظر تکنیک، گشتاورها به علت زاویه دار بودن براکت کانین،

نامساوی هستند)

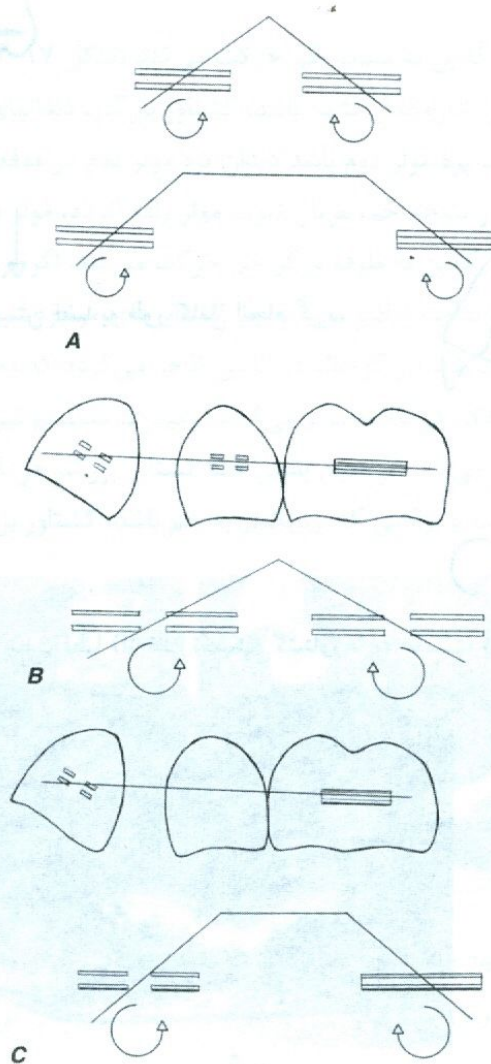


شکل ۱۷-۱۳: عقب بردن کانین در بیماری که پره مولرها، دارای براکت است. به فضای کوچک بین براکتها توجه شود.



شکل ۱۸-۱۳: عقب بردن کانین در بیماری که پره مولر دوم یک سمت بدون براکت است. خم خارج از مرکز در ناحیه تیوب مولر، باعث افزایش تکیه گاه نسبت به خم خارج از مرکز در سمت دیگر که در مزیاال پره مولر دوم داده شده است، می گردد.

در نهایت وقتی فضا بسته می شود و تکیه گاه مورد نیاز نمی باشد، خم در مرکز قرار می گیرد. این در حالی اتفاق می افتد که بیمار نیاز به موازی کردن ریشه ها دارد. اگر پره مولر دوم بدون براکت باشد (شکل ۱۸-۱۳) با بستن کامل فضا، خم در مرکز ایجاد نمی شود. چون در شروع بستن فضا، خم اولیه به صورت خارج از مرکز می باشد و نزدیک مزیاال تیوب مولر قرار دارد. فعال کردن وایر در داخل دهان با ایجاد یک خم در دیستال کانین معادل خم در مرکز است. چون خم خارج از مرکز در مزیاال تیوب مولر و خم دیستال براکت کانین، هر کدام زاویه مخالف دارند و گشتاور مخالف ایجاد می کنند. (شکل ۱۹-۱۳).



شکل ۱۹-۱۳: در تصویر A، خمی که در مرکز فاصله ۲ براکت داده شده یا ۲ خم که خارج از مرکز است، باعث ایجاد سیستم نیروی یکسانی می‌گردد. در تصویر B، یک خم در ادامه عقب بردن کانین با وجود براکت بر روی پره مولر دوم مشاهده می‌شود. خم در مزیال براکت پره مولر دوم داده شده است. در تصویر C، ۲ خم خارج از مرکز در ادامه عقب بردن کانین بدون وجود براکت بر روی پره مولر دوم مشاهده می‌شود. خم در دیستال براکت کانین بعد از اینکه بستن فضا کامل گردید، اضافه می‌شود.

استفاده از دو نوع خم خارج از مرکز برای موازی کردن ریشه‌ها فواید دیگری هم، دارد، اگر پره مولر اول خارج گردیده در حالیکه مولر دوم شیری موجود است (شکل ۲۰-۱۳). عقب بردن کانین می‌تواند با ایجاد خم خارج از مرکز در مزیال مولر انجام گیرد و سپس یک خم دیگر در دیستال کانین در ادامه بستن فضا، قرار داده شود. این خم دوم برای ایجاد زاویه مساوی و مخالف بکار برده می‌شود (شکل ۱۹-۱۳). همانطور که گفته شد دو خم خارج از مرکز برای موازی کردن می‌تواند قرار داده شوند که معدل سیستم نیرویی مانند یک خم در مرکز باشد. گشتاورها در این حالت به طور مساوی و در خلاف جهت هم بوجود می‌آید. در صورتی که براکت پره مولر دوم جدا شود (شکل ۱۸-۱۳) خم اولیه دور از مرکز در مزیال پره مولر دوم باید برداشته شود و یک خم خارج از مرکز در مزیال تیوب مولر قرار داده شود. سپس بلافاصله بعد از بستن فضا یک خم دیگر در دیستال براکت کانین ایجاد شود. تا گشتاور مساوی و مخالف برای موازی کردن ریشه‌ها، ایجاد گردد. بعد از عقب بردن کانین، ردیف کردن دندانهای قدامی باید انجام گیرد، اگر نیاز به عقب بردن

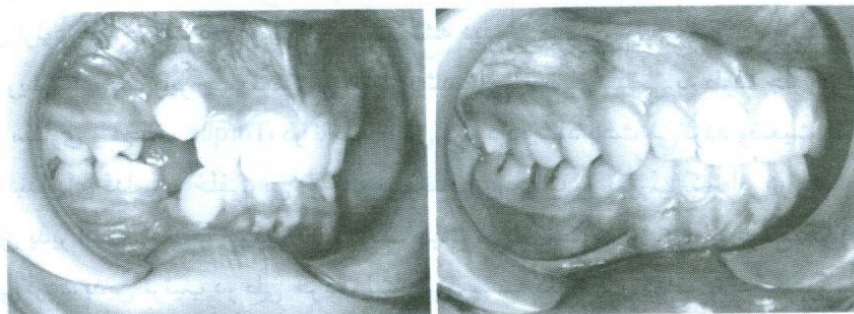
دندانهای قدامی وجود دارد، باید میزان حرکت چرخشی انتقالی در مقابل حرکت انتقالی دندانها تعیین گردد. اگر فقط نیاز به حرکت چرخشی انتقالی وجود دارد، یک وایر بدون لوپ مانند (شکل ۲۱-۱۳) مورد استفاده قرار می‌گیرد. یک قوسی در دیستال وایر، برای ایجاد یک گشتاور مخالف چرخش در دندان مولر در طی بستن فضا تعبیه می‌شود در حالیکه قوس spee وایر باعث کنترل حرکت چرخشی انتقالی با ایجاد مرکز چرخش نزدیک ریشه‌های دندانهای قدامی می‌گردد. حلقه لاستیکی نیروی لازم برای بستن فضا را، تامین می‌کند. در اینجا باید توجه کرد که مشکل تکیه‌گاه وجود ندارد. اگر عقب بردن دندانهای قدامی نیاز به تقویت تکیه‌گاه دارد، استفاده از وایر در تیوب مولر که از ناحیه ژنژیوال دندانهای خلفی می‌گذرد و به براکتهای دندانهای قدامی بسته می‌شود امکان پذیر است در گیر نشدن دندانهای خلفی دارای براکت مهم است. این درگیر نشدن ایجاد تعادل 2×4 می‌نماید و باعث تقویت تکیه‌گاه خلفی می‌شود، این حالت با استفاده از curve of spee در وایر باعث افزایش گشتاور در ناحیه مولر می‌شود. قوس spee، لغزش وایر در تیوب در طی عقب بردن دندانهای قدامی بالا را، ممکن می‌سازد، در حالیکه هم زمان مانع ایجاد هر گونه Torque در براکتهای دندانهای قدامی می‌شود. چون هم tip back و هم قوس ساخته شده ایجاد Torque های افتراقی می‌نماید، در نتیجه هنگام عقب بردن دندانها، تکیه‌گاه تقویت می‌شود. این عمل باعث حرکت چرخشی انتقالی دندانهای قدامی می‌شود. در بیمارانی که نیاز به حرکت ریشه از نوع سوم در دندانهای قدامی دارند. بکار بردن چنین گشتاوری باید با دقت انجام گیرد چون باعث بیرون زدگی تاج دندانهای قدامی (flaring) و از بین رفتن تکیه‌گاه خلفی می‌شود و ممکن است باعث از بین رفتن روابط CII مولر گردد. برای مقابله، باید یک گشتاور مخالف در انتهای وایر ایجاد کرد.

در درمانهای ارتودنسی حرکت تاج زودتر از حرکت ریشه دیده می‌شود. پس هنگامی که حرکت از نوع سوم برای لینگوالی کردن ریشه‌ها با یک وایر چهار گوش مورد نظر باشد، تاج دندانهای قدامی به طرف جلو حرکت می‌کنند ولی اگر یک گشتاور مساوی و مخالف Torque، در ناحیه خلفی قرار داده شود باعث می‌گردد وضعیت CII مولرها باقی بماند و در نتیجه تاج دندانهای قدامی و خلفی، بی حرکت می‌مانند. این حالت در صورتی که وایر در پشت تیوب مولر بسته شده باشد، امکان پذیر است. وقتی با حرکت تاج در یک جهت مقابله می‌شود، گشتاور موجود منجر به حرکت ریشه‌ها در جهت مخالف می‌گردد. بدین ترتیب در طی حرکت لینگوالی ریشه دندانهای قدامی، یک حرکت مزیالی در ریشه دندانهای خلفی ایجاد می‌شود که رابطه CII حفظ می‌گردد. توصیه می‌شود که وایرها را به طور مقطعی در مراحل انتهایی درمان برداشته شوند. (شکل ۲۲-۱۳) تا باعث جا افتادن کاسپها قبل از برداشتن دستگاه ارتودنسی گردد.

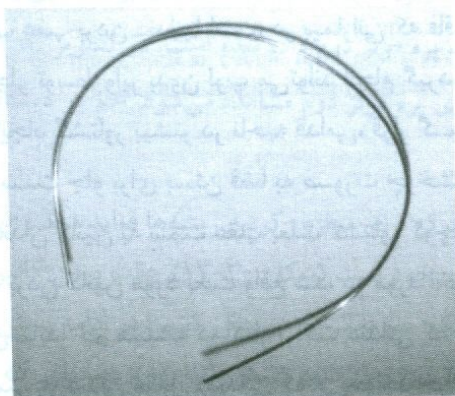
جلو بردن دندانها در حقیقت مخالف عقب بردن دندانها است، در بیمارانی که فاقد پره مولر دوم به طور مادرزادی هستند، حرکت دادن مولرها به طرف جلو توسط وایر بدون لوپ می‌تواند انجام گیرد، ولی خم خارج از مرکز، باید در دیستال دندان پره مولر اول به منظور ایجاد گشتاور بیشتر در ناحیه قدامی، قرار گیرد. در این حالت دندانهای مولر دارای گشتاور کوچک‌تر می‌باشند و به سمت جلو برای بستن فضا به صورت چرخشی انتقالی حرکت می‌کنند. این حالت مشابه حرکت چرخشی انتقالی دندان کانین به سمت عقب بعلا گشتاور کوچک‌تر نسبت به دندانهای خلفی می‌باشد. تمام مواردی که در طی عقب بردن کانین مورد بحث واقع شد، در مورد اخیر نیز وجود دارد با تفاوت اینکه سیستم نیرو به صورت مخالف عمل می‌نماید. خم همیشه در کنار براکت دندانی که نیاز به حرکت زیاد ندارد قرار می‌گیرد، بدین ترتیب باعث گشتاور کمتر در دندان مقابل (دندانی که می‌خواهد حرکت کند) می‌گردد. دندان با گشتاور کمتر، دچار حرکت چرخشی انتقالی می‌شود. سیستم نیروی انتقالی (شکل ۱۳-۱۳ تا ۱۶-۱۳) وقتی که فضا با ریشه‌های موازی بسته می‌شود، باعث از دست دادن تدریجی تکیه‌گاه می‌گردد. در نهایت توجه به تکنیکهای عقب بردن و تکیه‌گاه منجر به درک اصول مکانیک حرکات جلو آوردن دندانها می‌شود.

خلاصه

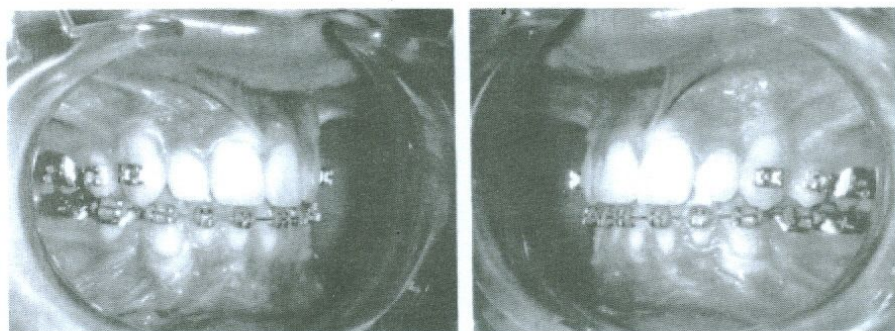
درمانهای موجود با خارج کردن دندانها، بسیار متنوع است. به علت اینکه بستن فضا می‌تواند شامل ۴ پره مولر، یا ۲ پره مولر اول فک بالا، یا یک پره مولر، یا یک انسیزور پایین و غیره باشد، سیستم نیرو در رابطه با زوایای مختلف وایر براکت، باعث می‌گردد که متخصص ارتودنسی از محل قرار دادن خم در وایر مطلع و آگاه باشد. خم‌هایی که مورد بحث واقع شدند، قادر به ایجاد سیستم نیروهای متفاوتی در خلال بستن فضا می‌باشند، و باعث می‌شود متخصص ارتودنسی بر اساس نیازهای تکیه‌گاه طرح مناسب را، برگزیند. تلاش بیشتر، برای ایجاد یک رابطه زاویه‌ای، به جای رابطه دیگر لازم نیست، اما اگر چنین عملی انجام گیرد، در بسیاری موارد هم برای بیمار و هم برای متخصص ارتودنسی دارای مزیت است. استفاده از هدگیر، و کش‌ها ممکن است به حداقل برسند یا حذف گردند. استفاده از وایرهای بدون لوپ با خم‌های از قبل داده شده باعث می‌گردد که متخصص ارتودنسی، درک بهتری از نیروها و گشتاورهایی که در شروع عقب بردن یا جلو آوردن دندانها و تغییراتی که در اثر حرکت دندانانی در حال اتفاق افتادن است، داشته باشد. حرکت دندانها باعث تغییر موقعیت خم روی وایر نمی‌شود. اما موقعیت خم نسبت به فاصله بین براکتها در اثر حرکت دندانها، تغییر می‌نماید. با این طرز تفکر، می‌توان یک خم را در شروع بستن فضا به طور مناسب در وایر تعبیه نمود و سیستم نیرو را، همانگونه که دندانها به سمت خم حرکت می‌نمایند، مورد ملاحظه قرار داد. سیستم‌های نیرویی که ایجاد می‌گردند، در کل مراحل بستن فضا می‌توانند به طور مطلوب عمل نمایند.



شکل ۲۰-۱۳: در این تصویر عقب بردن کائین قبل از رویش پره مولر مشاهده می‌شود.



شکل ۲۱-۱۳: در این تصویر وایر بدون لوپ که دارای curve of spee و انحناء در ناحیه خلفی برای کنترل چرخش مولر است، مشاهده می‌شود.



شکل ۲۲-۱۳: بعد از اینکه کاسپها در محل خود واقع شدند، وایر فک بالا و براکتهای دندانهای قدامی برداشته شدند.

REFERENCES

1. Mulligan TF: Common Sense Mechanics. Phoenix, Az: CSM, 1982.
2. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Ruvenstein LK: Moments with the edgewise appliance: Incisor torque control. Am J Orthod Dentofac Orthop 103(5): 428-438, 1993.
3. Nikolai RJ: Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics. Philadelphia: Lea & Febiger, 1985, pp. 56-69.
4. Burstone CJ, Koenig HA: Force systems from an ideal arch. Amer J Orthod 65:270-289, 1974.
5. Burstone CJ, Goldberg AJ: Beta titanium: A new orthodontic alloy. Amer J Orthod 7:2,121-132, 1980.
6. Burstone CJ, Bai Q, Morton JY: Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy. Amer J Orthod 87(6):445-453, 1985.
7. Nelson K, Burstone CJ, Goldberg AJ: Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. Amer J Orthod 92:213-219, 1987.
8. Burstone CJ, Koenig HA: Creative wire bending-The force system from step and V bends. Amer J Orthod Dentofac Orthop 93:59-67, 1988.
9. Ronay F, Kleinert Melsen B, Burstone CJ: Force system developed by V bends in an elastic Orthodontic wire. Amer J Orthod Dentofac Orthop 96(4):295-301, 1989.
10. Burstone CJ: The rationale of the segmented arch. Amer J Orthod 48:(11) 805-812, 1962.
11. Marcotte MR: Preliminary bracket alignment. In Biomechanics in Orthodontics. Toronto L B.C. Decker, 1990, pp. 45-83.
12. Mulligan TF: Common Sense Mechanics (Office course).
13. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK: Activating a 2 × 4 appliance. Angle Orthod 63(1):17-24, 1993.

73. Spiller RE, 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* 15:377-385, 1993.
74. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Children* 21(9):837-840, 1993.
75. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment. *Am J Orthod Oral Surg* 32:572-582, 1946.
76. JCO interviews: Dr. G. Herbert Hanson on the speed bracket. *J Clin Orthod* 10:183-189, 1986.
77. Drescher D, Bourquel C, Schumacher HA: Optimization of arch guided tooth movement by the use of uprighting springs. *Eur Orthod Soc* 12:346-353, 1990.
78. Tamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y: A study of force application, amount of retarding force and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1995 (accepted for publication).
79. Kamiyama M, Sasaki T: friction width of brackets. *J Jap Orthod Soc* 32:286-289, 1973.
80. Frankel VH, Burstein AH: *Orthopedic Biomechanics: Viscoelasticity*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1971, pp. 96-117.
81. Kurashima K: The viscoelastic properties of the periodontal membrane and alveolar bone. *J Stomatol Soc* 30:361-385, 1963.
82. Thurow, RC: *Intermaxillary deviations. Atlas of Orthodontic Principles*. St. Louis, C.V. Mosby, 1977, pp. 380-413.
83. Adnreasen GF, Bishara S: Comparison of Alastiks chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 40:151-158, 1970.
84. Bishara SE, Andreassen GF: A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. *Angle Orthod* 40:319-328, 1970.
85. Hershey HG, Reynolds WG: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod* 67:554-562, 1975
86. Young J, Sandrik JL: The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod*. 49:104-109, 1979.
87. Kuster R, Ingerball B, Burgin W: Laboratory and intraoral test of the degradation of elastic chains. *Eur J Orthod* 8:202-208, 1986.
88. Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW: Force Decay of Elastomeric Chain - A Serial Study. Part II. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 104:373-377, 1993.
89. Ferriter J, Meydrs C, Lorton L: The effect of hydrogen ion concentration on the force degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod* 87:377-384, 1985.
90. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R: Force degradation of orthodontic elastomeric chains- A product comparison study. *Am J Orthod* 87:377-384, 1985.
91. Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE: A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br J Orthod* 12:202-207, 1985.
93. Anello JC: Force degradation characteristics of Orthodontic colored elastomeric chains-A comparative study. (Abstract.) *Am J Orthod Dentofac Orthop* 105:423, 1994.
94. Bell WR: A study of applied force as related to the use of elastics and coil springs. *Angle Orthod* 21:151-154, 1951.
95. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC: Load-extension-time behavior of orthodontic alastiks. *J Dent Res*. 55:786, 1976.
96. Sonis A, Van der Plas E, Gianelly A: A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vivo study. *Am J Orthod* 89:73-77, 1986.
97. Arnold EB, Cunningham JS: Coil springs as application of force. *Int J Orthod Dent Child* 20:577-579, 1934.
98. Webb RI, Caputo AA, Chaconas SJ: Orthodontic force production by closed coil springs. *Am J Orthod* 74:405-409, 1978.
99. Chaconas SJ, Caputo AA, Haryey K: Orthodontic force characteristics of open coil springs. *Am J Orthod* 85:494-497, 1984.
100. Boshart BF, Currier GF, Nanda RS, Duncanson MG Jr: Load-deflection rate measurements of activated open and closed coil springs. *Angle Orthod* 60:27-34, 1991.

101. Miura F, Mongi M, Ohura Y, Karibe M: The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics: Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. Am J Orthod Dentofac Orthop 94:89-96, 1988.
102. angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG Jr: Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. Am J Orthod Dentofac Orthop 102:127-133, 1992.



ملاحظات کلینیکی خارج کردن دندانها در درمانهای ارتودنسی

نوع مستقیم ارتودنسی و تکنیکهای مستقیم برای درمان بیماری که نامشروع آنجا خارج می‌شود و در صورت بروز مشکلات مستقیم برای تعیین امکانی که باید خارج شود وجود ندارد اگر چه همیشه یکسایر برای انتخاب بستگی به نوع بیماری و نوع حرکت مورد نیاز بیمار مشخص می‌شود و وجود ندارد و این مشکل در بسیاری از موارد قابل حل است. در این نوع از بیماری‌ها در حین خارج کردن دندانها بافت‌ها ظاهر می‌شوند که در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد.

در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد.

تکات بیومکانیکی در خم کردن و این بدون اویز

در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد. در این نوع از بیماری‌ها و استوره‌های در حین خارج کردن آنها توجه قرار گیرد.

ملاحظات کلینیکی خارج کردن دندانها در درمانهای ارتودنسی

انواع دستگاههای ارتودنسی و تکنیکهای متفاوتی برای درمان بیمارانی که دندانها در آنها خارج می‌شود به کار می‌رود. و روشهای متعددی برای تعیین دندانی که باید خارج شود وجود دارد، اگر چه عقیده یکسانی برای انتخاب دستگاه ایده آل یا توافق عمومی در مورد خارج کردن دندان بخصوصی وجود ندارد و این مشکل در سالهای آینده باقی خواهد ماند. کار برد اصول انواع حرکتیهای دندانی در حین خارج کردن دندانها، با در نظر گرفتن قانون تعادل باید مورد توجه قرار گیرند (۱-۴). شناخت نیروها و گشتاورهای موجود باعث تصمیم گیری مناسب در طرح درمان میشود و بستگی به مکانیک حرکتیهای دندانی دارد. متخصص ارتودنسی با وایرهای باحافظه (۵-۷) و طراحی لوپهای ابتکاری می‌تواند حرکت مورد نظر را، بدست آورد ولی دندانها می‌توانند به راحتی بدون لوپها و با استفاده از وایرهای ارزان قیمت حرکت کنند. انواع حرکات دندانی توسط وایر بدون لوپ، نیاز به درک گشتاورها و نیروها، و قرار دادن محل مناسب خم دارد (۸).

هدف از این فصل، توجه به کاربرد نیروها و گشتاورها در درمانهایی که با خارج کردن دندان توأم است، بدون توجه به نوع دستگاه ارتودنسی یا دندانهایی که خارج شده‌اند، میباشد. متخصص ارتودنسی ممکن است این دستگاهها را، بدون توجه به نظر اکثریت ارتودنتیستها و نوع تصمیم‌گیری برای خارج کردن دندانها، به کار ببرد. برای ساده‌تر کردن مطلب فرض می‌شود که درمان توسط یک وایر کامل بدون لوپ انجام گیرد.

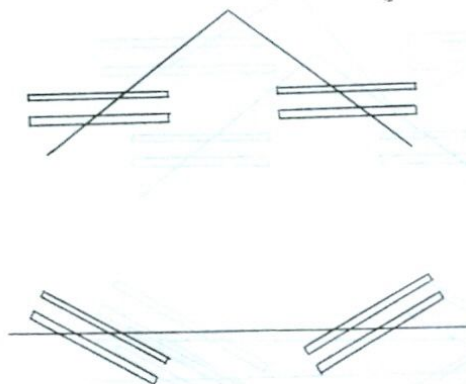
نکات بیومکانیکی در خم کردن وایر بدون لوپ

هدف از این فصل عدم استفاده از لوپ نمیباشد. بلکه استفاده از یک روش جایگزین می‌باشد، که بتواند نیروها و گشتاورهای موجود را، ارزیابی و حرکات دندانی را، پیش‌گویی نماید.

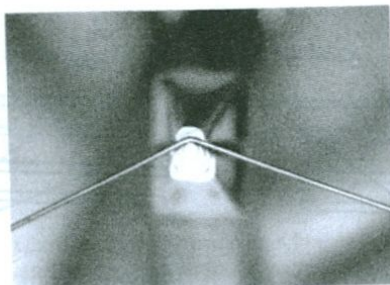
در ابتدا مقایسه شیار براکتهای استاندارد و درجه‌دار و بررسی روابط زاویه‌ای به منظور فعال شدن وایر، بحث میشود. وقتی وایر در شیار براکت قرار میگیرد، حتماً یک رابطه خم‌دار برای حرکت دندانی ایجاد می‌شود. شکل ۱۳-۱۱ نشان می‌دهد که آیا شیارها در یک راستا می‌باشند و در وایر خم ایجاد می‌شود؟ یا شیارها زاویه‌دار می‌باشند و وایر مستقیم است؟ در هر دو سیستم زاویه بین شیار براکت و وایر یکسان است. در حالتی که وایر مستقیم است و شیارها زاویه‌دار می‌باشند، متخصص ارتودنسی باید با ارزیابی بیمار موقعیت براکتها را، در مد نظر قرار دهد. شیب شیارهای براکت روی تاج دندانها یا زاویه‌ای که بر اثر موقعیت متفاوت دندانها در ناهنجاریهای مختلف بدون توجه به موقعیت دندانها به وجود می‌آید، باید مورد ملاحظه واقع گردد. در هر دو سیستم یک زاویه تشکیل می‌شود، بنابراین در هر دو روش، یک سیستم

نیرو ایجاد می‌گردد. متخصص ارتودنسی باید بدون توجه به اندازه شیار و یا فاصله بین براکتها سیستم نیرو را، بشناسد و در نظر داشته باشد که روابط بدون تغییر باقی خواهد ماند. روابط زاویه‌ای زیادی وجود دارد که در مقالات به طور دقیق بحث گردیده است. ملاحظاتی که در این بخش عنوان می‌شود برای متخصص ارتودنسی بیشتر جنبه کلینیکی دارد، که به موجب آن، این اصول در روشهای قابل قبول به کار برده می‌شود. برای رسیدن به این هدف متخصص ارتودنسی باید شرایط خاصی را، بپذیرد. از نقطه نظر علمی هر دو سیستم، به عنوان ایده آل هستند. دستگاههایی که در درمانهای ارتودنسی به کار برده می‌شوند، از این اصول پیروی می‌کنند^(۱۰). به طور کلی خیلی از متخصصین ارتودنسی در به کار بردن این اصول در درمانهای روزمره ناتوان هستند و دانش کافی را، ندارند. بنابراین واقعیت این است که درمان ایده آل را، به حد قابل قبولی با استفاده از مکانیک‌های به کار برده شده به انجام رسانید. به علت اینکه متخصصین ارتودنسی با انواع متفاوتی از مال اکلوژن‌ها سر و کار دارند و دستگاههای ارتودنسی می‌تواند قسمتی از دندانها یا تمام آنها را، در بر گیرد، پیشنهاد می‌شود که رابطه زاویه‌ای بین وایر و براکت با وسایل داخل دهانی مثل پلایر Tweed loop ایجاد شود، این فعال کردن به طور دقیق در مطالب بعدی بحث خواهد شد.

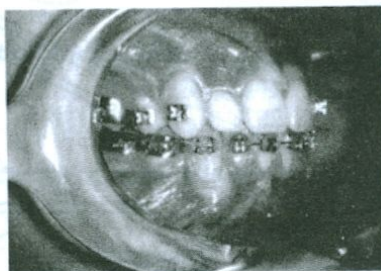
دندانهایی که دارای براکت هستند و بلافاصله مجاور خم در وایر قرار دارند تحت تاثیر خم قرار خواهند گرفت و در آنها پاسخ اولیه ایجاد می‌شود. این خم‌ها در مرحله اول که براکتها بر روی دندان قرار دارند، نایستی توسط متخصص ارتودنسی ایجاد شود چون مال اکلوژن در این مرحله ایجاد زاویه‌ای بین براکت وایر می‌کند، و این به طور خودکار ایجاد یک سیستم نیرو می‌نماید^(۱۱). اگر چه این سیستم نیرو مطلوب نمی‌باشد، اما متخصص ارتودنسی باید از این اصول در استفاده از زاویه بین وایر و براکت، مطلع باشد. از سیستم نیرویی که در خلال ردیف شدن دندانها ایجاد می‌شود، می‌توان استفاده یا از ایجاد آن، جلوگیری کرد. ضمناً فعال کردن وایر در داخل دهان باید بعد از ردیف شدن براکتها انجام گیرد. پاسخ اولیه به اولین حرکت دندانی اطلاق می‌شود و به طور همزمان پاسخ‌های دیگری ممکن است بوجود آید، که نامطلوب می‌باشد. پاسخ‌های دیگر به عنوان پاسخ ثانویه تلقی می‌شود و باید از ایجاد آنها جلوگیری نمود و با حذف خم‌ها در ادامه پاسخ اولیه، آنها را به حداقل رساند. تاکید می‌شود که سیستم نیرویی که از نظر تکنیک بحث گردید، برای هر دو براکت، به کار برده می‌شود. اما به منظور استفاده روزانه کلینیکی یک روش عملی قابل قبول، توصیه می‌شود. به منظور روشن کردن پاسخ اولیه در مقابل پاسخ ثانویه به شکل ۲-۱۱ مراجعه شود. خم نوع ۷ (gabel) و خم نوع ۸ (Tent) که از این به بعد به آن center bend گفته می‌شود، به عنوان یک خم در وسط ناحیه دندانهای خارج شده، برای موازی کردن ریشه‌ها به کار می‌رود. گشتاورهای موثر در براکتها در دو طرف خم به صورت مساوی و مخالف هم، برای حرکت ریشه‌ها ایجاد می‌شود. اگر وایر بعد از موازی کردن ریشه‌ها به فعالیت خود ادامه دهد، یک پاسخ نامطلوب ایجاد می‌شود. این پاسخ ثانویه باعث ایجاد حرکت بیش از حد ریشه‌ها به سوی همدیگر و هم چنین باعث بیرون زدگی دندانهای قدامی (flaring) می‌شود. reverse curve of spee باعث ایجاد ۲ گشتاور مساوی و مخالف همدیگر در ۲ انتهای یک نیم فک می‌گردد که باعث flaring دندانهای قدامی می‌شود. به طور کلی reverse curve of spee می‌تواند به عنوان خم‌های نوع ۸ در فک پایین تلقی گردد که اولین تاثیرات آن روی دندانهای مجاور خم، اعمال می‌شود. به عبارت دیگر، پاسخ فوری و مطلوب نسبت به گشتاورهای مخالف و مساوی همدیگر می‌تواند به گونه‌ای حاصل شود که از ایجاد اثرات نامطلوب، جلوگیری شود تا اینکه پاسخ اولیه تامین شود. بعد از پاسخ اولیه، خم نوع ۸ در فک پایین برداشته می‌شود. به طور خلاصه اگر چنین خمی قرار داده شود، نیروها و گشتاورهایی ایجاد می‌شوند که اثرات اولیه آنها، روی دندانهای مجاور نسبت به خم است، در صورتیکه اثرات دیگر یا حذف یا به حداقل رسانده می‌شوند. برداشتن خم بعد از حصول پاسخ اولیه به منظور جلوگیری از اثرات نامطلوب توصیه می‌شود.



شکل ۱-۱۳: شیارهای مستقیم و خم ایجاد شده در وایر باعث ایجاد سیستم نیرویی معادل با وایر مستقیم در شیارهای زاویه‌دار می‌گردد.

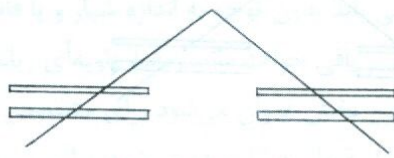


شکل ۲-۱۳: محل خم در مرکز فاصله بین کانین و پره مولر دوم باعث ایجاد پاسخ اولیه در این دندانها می‌گردد. در اینجا پاسخ اولیه موازی شدن ریشه‌ها می‌باشد.

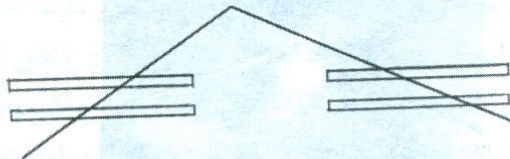


شکل ۳-۱۳: پلایر Tweed loop میتواند در دهان خم زاویه‌دار ایجاد نماید.

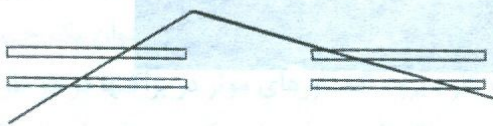
اگر چه ۴ زاویه بین وایر و براکت ایجاد می‌شود تنها ۲ تای آنها ضروری است. در واقع زوایای بیشتری ایجاد می‌شود، اما آنهایی مورد بحث قرار می‌گیرند که دارای مزایای ایجاد نیرو و گشتاور ضروری می‌باشند. و متخصص ارتودنسی فرم وایر را، در داخل دهان به راحتی میتواند ایجاد نماید. هر ۴ زاویه توسط پلایر Tweed - loop به صورت داخل دهانی ایجاد می‌شود (شکل ۳-۱۳)، که در شکلهای ۴-۱۳ تا ۷-۱۳ نشان داده شده است. این تصاویر شیار براکتهای هم ردیف و شیار براکتهای درجه‌دار را، نشان میدهد. در هر دو روش، یک سیستم نیرو تولید می‌گردد. در شیارهای براکتهای ردیف شده، فعال شدن داخل دهانی امکان پذیر است، تا زاویه وایر براکت ایجاد شود و سیستم نیرو اعمال گردد.



شکل ۴-۱۳: خم و ایر در مرکز فاصله بین ۲ براکت قرار گرفته است.



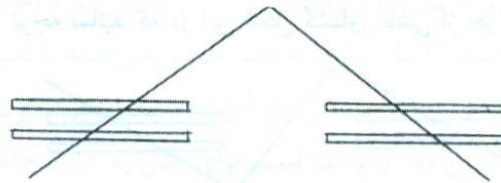
شکل ۵-۱۳: خم و ایر در $\frac{1}{3}$ فاصله بین ۲ براکت واقع شده است.



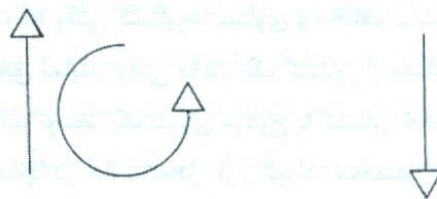
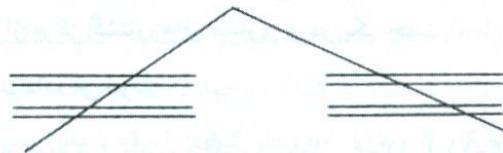
شکل ۶-۱۳: خم و ایر به براکت یک طرف، بیش از میزان $\frac{1}{3}$ فاصله بین براکتی، نزدیک است.



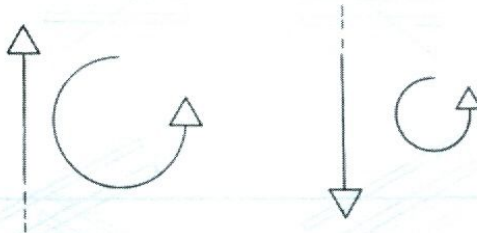
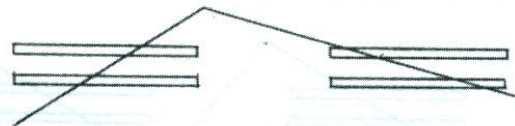
شکل ۷-۱۳: در این شکل ۲ خم خارج از مرکز که در جهت مخالف همدیگر می‌باشند، مشاهده می‌گردد.



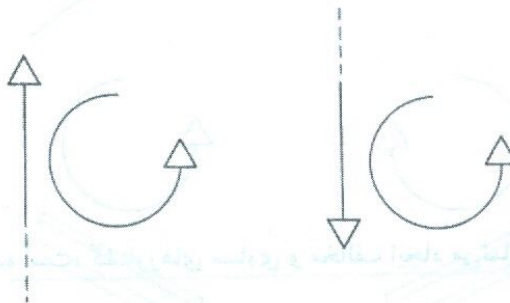
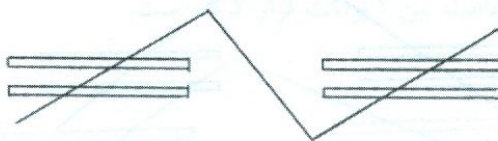
شکل ۸-۱۳: خمی که در مرکز واقع شده است، گشتاورهای مساوی و مخالف ایجاد می‌نماید.



شکل ۹-۱۳: خمی که در خارج از مرکز و در $\frac{1}{3}$ فاصله بین براکتی واقع شده است، در نزدیک‌ترین براکت نسبت به خم باعث ایجاد گشتاوری می‌شود و مجموع نیروها در هر طرف براکت به صورت مساوی و مخالف می‌باشد این حالت باعث ایجاد سیستم (cantilever) می‌گردد.



شکل ۱۰-۱۳: خم در وایر، در فاصله‌ای که به بَرَاکت یک طرف، بیش‌تر از میزان $\frac{1}{3}$ فاصله بین بَرَاکتی، نزدیک است. در نتیجه باعث گشتاورهای نامساوی در یک جهت میگردد و نیروهای ایجاد شده از نیروهای به وجود آمده در سیستم cantilever بزرگتر می‌باشد. توجه نمائید که در این شکل گشتاور ناشی از حرکت کائین به سمت عقب را، باید در نظر گرفت.



شکل ۱۱-۱۳: ۲ خم خارج از مرکز گشتاورهای مساوی و در یک جهت ایجاد می‌نمایند و بیشترین مقدار نیرو در ۴ نقطه در ارتباط وایر با بَرَاکت نشان داده می‌شود.

سیستم نیروی مربوط به زاویه بین وایر و بَرَاکت در شکل ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳ نشان داده شده است. علت اختلاف موجود در سیستم نیروها در وایر بدون لوپ در اینجا مورد بحث واقع نشده است و در مقالات در رابطه با آن صحبت شده است. باید توجه داشت که وقتی گشتاورها مساوی و مخالف نباشند، نیروها به منظور ایجاد حالت تعادل سکون باید با مقادیر گشتاورها تطابق نمایند. وقتی مقدار یک گشتاور از مقدار گشتاور دیگر، متفاوت باشد، بنابراین، محصله گشتاور ایجاد می‌شود که باید توسط یک نیروی مزدوج یا گشتاور خالص در جهت مخالف متعادل گردد. این مجموعه نیروها باعث می‌شود که دندانها در حالت تعادل قرار گیرند. متخصص ارتودنسی نباید همیشه سعی کند که قوانین تعادل را، رعایت کند. این عمل در حین قرار دادن وایر در داخل شیار و فعال شدن وایر اتفاق می‌افتد، ولی درک نیروهای ایجاد شده به منظور کنترل عوارض جانبی ضروری است.

شکل‌های ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳ زاویه بین وایر و بَرَاکت را، نشان می‌دهد که باعث حرکات خاصی می‌گردد. شکل ۸-۱۳ گشتاورهای مخالف و مساوی را، توصیف می‌کند و بعنوان یک روش موثر برای موازی کردن ریشه‌ها در ناحیه دندان خارج شده می‌باشد. شکل ۹-۱۳ برای درمان ناهنجاریهای مختلف در بیمارانی که دندانهای آنها خارج میشود به کار میرود. این شکل شامل کنترل موقعیت مزودیستالی و باکولینگوالی شیارهای مرکزی دندان مولر میباشد. این سیستم نیروی انتهایی آزاد برای intrude کردن دندانها به علت داشتن خصوصیات نیروی تک روی بَرَاکت مفید است. شکل

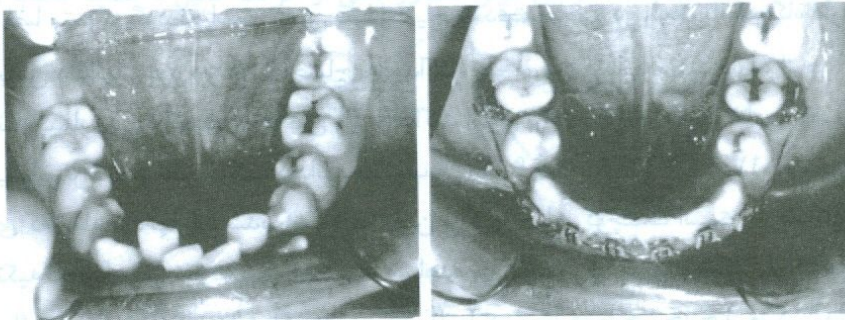
۱۰-۱۳ روش موثر برای عقب بردن کانین با کنترل مناسب تکیه گاه را، نشان میدهد در هر دو براکت گشتاور در یک جهت ایجاد می‌شود. در نهایت شکل ۱۱-۱۳ یک روش متعارف برای تقویت تکیه‌گاه همراه با خم *tip back* و حرکت لبیالی ریشه‌ها میباشد. ولی رابطه وایر و براکت باعث ایجاد نیروی زیادی می‌گردد چون گشتاورها در یک جهت، هستند نیروی متعادل‌کننده بزرگی لازم است. نیروی بزرگتر، باعث ایجاد نیروی مزدوج مطابق با نیاز سیستم تعادل می‌گردد. رابطه وایر براکت باید با احتیاط خاصی در پلان عمودی به کار برده شود، چون ممکن است نیاز به هدگیر پس سری و همکاری بیمار وجود داشته باشد.

عقب بردن و جلو آوردن دندانها

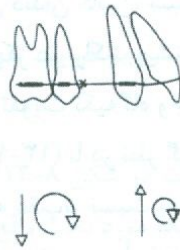
اگر چه این بحث شامل انواع مختلف درمانها با خارج کردن دندانها است، ولی موضوعاتی مثل ردیف شدن براکتها، درمان *crossbite*، *overbite*، به عنوان جزیی از تکنیک با درمان خارج کردن دندان، مورد بحث قرار نگرفته است. این بحث روی بستن فضا متمرکز گردیده است. بستن فضا احتیاج به دقت خاصی در رابطه با تکیه‌گاه دارد^(۱۳). آیا احتیاج به حداکثر عقب بردن دندانها وجود دارد؟ آیا احتیاج به حداکثر جلو آوردن دندانها وجود دارد؟ از هر کدام چه مقداری مورد نیاز است؟ نیاز بیمار تعیین کننده زاویه بین وایر و براکت است. برای مثال به حالت خاص عقب بردن کانین توجه شود. کدام ترکیب وایر براکت از نظر حرکت دندانی، مطلوب می‌باشد؟ شکل ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳، روشهای موجود را، نشان میدهد. در بیماری که تمام دندانها باند شده باشد فاصله بین براکتها خیلی کوچک است. در شکل ۸-۱۳ تا ۱۱-۱۳ درجات مختلف تکیه‌گاه بر اساس تفاوت بین گشتاورها مشاهده می‌شود. مرکز خم (در شکل ۸-۱۳) با گشتاور مساوی و مخالف هیچ گونه اثر بر روی تکیه‌گاه ندارد. اگر عقب بردن کانین در بیماری با خم خارج از مرکز مثل شکل ۱۰-۱۳ انجام گیرد. حرکت با گشتاورهایی که در یک جهت است، شروع می‌شود. در این حالت تکیه‌گاه اولیه بهتر تامین می‌گردد. با اذعان به اینکه فاصله بین براکتها خیلی کوچک است، اختلاف زیادی برای سیستم نیروی ایجاد شده نسبت به خم در مرکز وجود ندارد ولی بعد از حرکت جزیی دندان کانین، سیستم نیروی قبلی تغییر میکنند، چون زاویه براکت و وایر تغییر می‌نماید. هر چه فاصله خم نسبت به مرکز دو براکت بیشتر باشد، تفاوت مقدار گشتاورها در براکتها مجاور بیشتر می‌شود. به عبارت دیگر اگر احتیاج به تقویت تکیه‌گاه وجود دارد، باید خم دور از مرکز قرار گیرد. این حالت با درگیر نکردن دندان پره مولر دوم (شکل ۱۲-۱۳) با در نظر گرفتن اینکه دندان پره مولر خارج شده است، ایجاد می‌گردد. در این حالت قرار دادن خم در ناحیه عقب‌تر نسبت به مرکز بین ۲ براکت باعث تفاوت بیشتری در اختلاف گشتاورها می‌گردد. گشتاور بزرگتر در براکت یا تیوب مولر نزدیک‌تر به خم واقع می‌شود. از آنجائیکه قرار دادن خم نزدیک تیوب مولر بجای مزایا پره مولر دوم باعث ایجاد تفاوت بیشتری بین گشتاورها می‌شود، این حالت باعث افزایش تکیه‌گاه می‌گردد. باید توجه کرد، اگر خم در مرکز باشد گشتاورها به طور مساوی و مخالف هم، هستند، ولی تفاوت خیلی جزیی در خارج از مرکز، باعث ایجاد تفاوت در مقدار گشتاور می‌گردد. همینطور که فاصله خم نسبت به مرکز افزایش یابد. اختلاف گشتاورها زیاد می‌شود و این حالت با عدم باندینگ دندانها بدست می‌آید. به نظر می‌رسد که این روش، با روشهای متداول متفاوت است، اما تجارب نشان میدهد که این روش موثر است.

شکل ۱۳-۱۳ تا ۱۶-۱۳ تغییرات سیستم نیرو در حین عقب بردن کانین توسط حلقه لاستیکی بر روی وایر کامل را، نشان می‌دهد. این شکلها زاویه دقیق را، نشان نمی‌دهند، ولی تغییرات نیرو در حین بستن فضا را، نشان می‌دهند. در طی عقب بردن کانین به علت اینکه محل خم دیستالی‌تر از $\frac{1}{3}$ فاصله بین براکتها است، ۲ گشتاور ایجاد می‌شود که در یک جهت است، ولی مساوی نیستند. این باعث افزایش تکیه‌گاه در زمان شروع عقب بردن کانین می‌شود. در حالیکه کانین به طور آهسته به عقب می‌رود، خم در محل اولیه خود باقی می‌ماند در این حالت خم به مرکز فاصله بین ۲

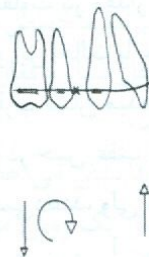
براکت نزدیک‌تر می‌شود. چون کانین به سمت خم حرکت می‌کند (شکل ۱۷-۱۳). در صورتیکه نیروی به کار برده شده برای عقب بردن کانین، بیش از اندازه فعال نشده باشد، گشتاور بزرگتر، دندانهای تکیه‌گاه را به صورت عمودی نگه می‌دارد. اگر خم در میزمال براکت پره مولر دوم باشد دندان پره مولر دوم در موقعیت عمودی قرار داده می‌شود. اگر پره مولر دوم بدون براکت باشد و در نتیجه خم، میزمال تیوب مولر واقع گردد، مولر به صورت عمودی قرار می‌گیرد. (شکل ۱۸-۱۳). در هر ۲ حالت دندان کانین به طرف مرکز خم حرکت می‌کند. اگر پره مولر دوم بدون براکت باشد، حرکت چرخشی انتقالی کانین به علت تفاوت زیادتر بین مقادیر گشتاورهای موجود در ناحیه کانین و مولر، بیشتر می‌گردد. همینطور که کانین عقب می‌رود گشتاور کوچک در کانین ظاهر می‌گردد که مخالف جهت گشتاور اولیه است. بدین ترتیب باعث کاهش قدرت تکیه‌گاه در ناحیه مولر می‌گردد. تغییرات سیستم نیرو ثابت می‌باشد. موقعی که فضا بسته می‌شود، میزان تکیه‌گاه کاهش می‌یابد. در حین بستن فضا گشتاور بزرگتر در ناحیه تکیه‌گاه، در سمتی که دندان کشیده شده، باقی می‌ماند. تیوب یا براکتی که نزدیک‌تر به خم باشد، گشتاور بزرگتری دارد.



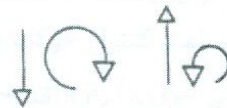
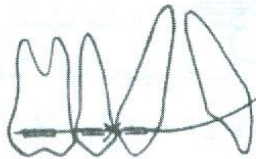
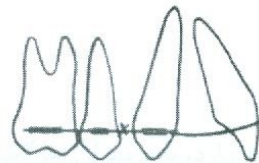
شکل ۱۲-۱۳: افزایش فاصله بین براکتها با باند نکردن پره مولر دوم و با قرار دادن خم در نزدیکی تیوب مولر، باعث اختلاف بیشتری در میزان گشتاورها، می‌گردد.



شکل ۱۳-۱۳: سیستم نیروی اولیه در خلال حرکت کانین به سمت عقب



شکل ۱۴-۱۳: سیستم نیرو در هنگامی که مقداری از حرکت کانین به سمت عقب انجام شده است.

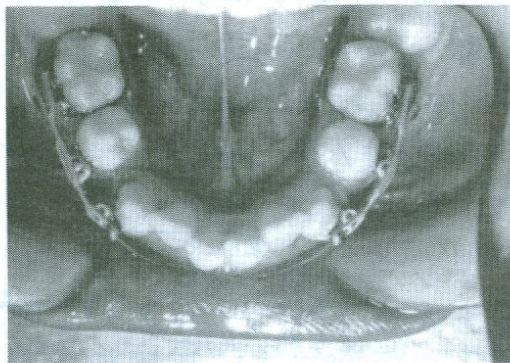


شکل ۱۵-۱۳: سیستم نیرو قبل از اینکه بستن فضا به طور کامل انجام گیرد.

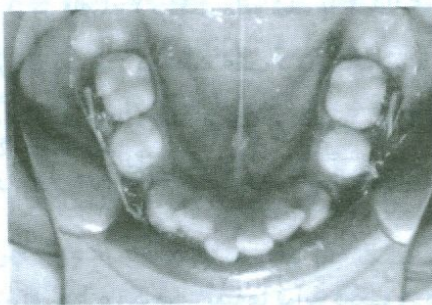


شکل ۱۶-۱۳: سیستم نیرو در ادامه بسته شدن فضا (از نظر تکنیک، گشتاورها به علت زاویه دار بودن براکت کانین،

نامساوی هستند)

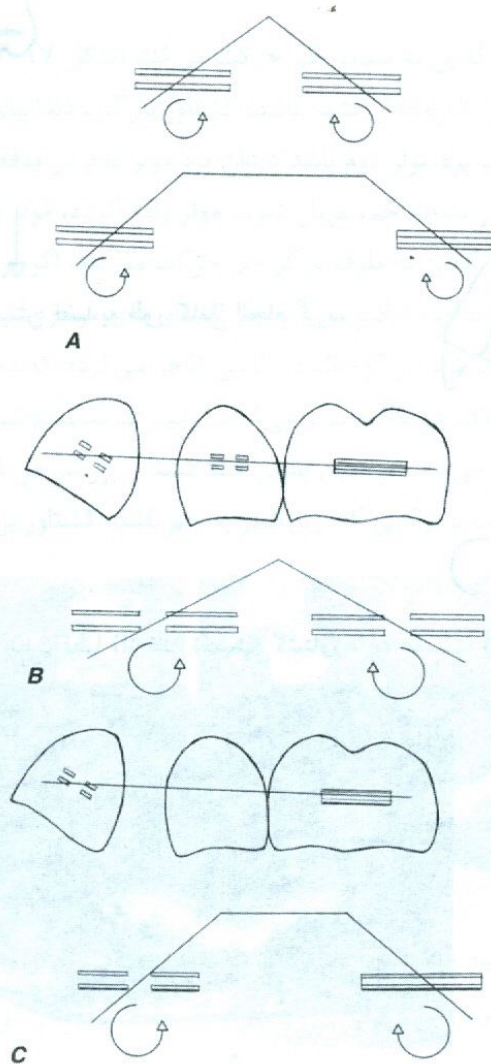


شکل ۱۷-۱۳: عقب بردن کانین در بیماری که پره مولرها، دارای براکت است. به فضای کوچک بین براکتها توجه شود.



شکل ۱۸-۱۳: عقب بردن کانین در بیماری که پره مولر دوم یک سمت بدون براکت است. خم خارج از مرکز در ناحیه تیوب مولر، باعث افزایش تکیه‌گاه نسبت به خم خارج از مرکز در سمت دیگر که در مزیال پره مولر دوم داده شده است، می‌گردد.

در نهایت وقتی فضا بسته می‌شود و تکیه‌گاه مورد نیاز نمی‌باشد، خم در مرکز قرار می‌گیرد. این در حالی اتفاق می‌افتد که بیمار نیاز به موازی کردن ریشه‌ها دارد. اگر پره مولر دوم بدون براکت باشد (شکل ۱۸-۱۳) با بستن کامل فضا، خم در مرکز ایجاد نمی‌شود. چون در شروع بستن فضا، خم اولیه به صورت خارج از مرکز می‌باشد و نزدیک مزیال تیوب مولر قرار دارد. فعال کردن وایر در داخل دهان با ایجاد یک خم در دیستال کانین معادل خم در مرکز است. چون خم خارج از مرکز در مزیال تیوب مولر و خم دیستال براکت کانین، هر کدام زاویه مخالف دارند و گشتاور مخالف ایجاد می‌کنند. (شکل ۱۹-۱۳).



شکل ۱۹-۱۳: در تصویر A، خمی که در مرکز فاصله ۲ براکت داده شده یا ۲ خم که خارج از مرکز است، باعث ایجاد سیستم نیروی یکسانی می‌گردد. در تصویر B، یک خم در ادامه عقب بردن کانین با وجود براکت بر روی پره مولر دوم مشاهده می‌شود. خم در مزیاال براکت پره مولر دوم داده شده است. در تصویر C، ۲ خم خارج از مرکز در ادامه عقب بردن کانین بدون وجود براکت بر روی پره مولر دوم مشاهده می‌شود. خم در دیستال براکت کانین بعد از اینکه بستن فضا کامل گردید، اضافه می‌شود.

استفاده از دو نوع خم خارج از مرکز برای موازی کردن ریشه‌ها فواید دیگری هم، دارد، اگر پره مولر اول خارج گردیده در حالیکه مولر دوم شیری موجود است (شکل ۲۰-۱۳). عقب بردن کانین می‌تواند با ایجاد خم خارج از مرکز در مزیاال مولر انجام گیرد و سپس یک خم دیگر در دیستال کانین در ادامه بستن فضا، قرار داده شود. این خم دوم برای ایجاد زاویه مساوی و مخالف بکار برده می‌شود (شکل ۱۹-۱۳). همانطور که گفته شد دو خم خارج از مرکز برای موازی کردن می‌تواند قرار داده شوند که معدل سیستم نیرویی مانند یک خم در مرکز باشد. گشتاورها در این حالت به طور مساوی و در خلاف جهت هم بوجود می‌آید. در صورتی که براکت پره مولر دوم جدا شود (شکل ۱۸-۱۳) خم اولیه دور از مرکز در مزیاال پره مولر دوم باید برداشته شود و یک خم خارج از مرکز در مزیاال تیوب مولر قرار داده شود. سپس بلافاصله بعد از بستن فضا یک خم دیگر در دیستال براکت کانین ایجاد شود. تا گشتاور مساوی و مخالف برای موازی کردن ریشه‌ها، ایجاد گردد. بعد از عقب بردن کانین، ردیف کردن دندانهای قدامی باید انجام گیرد، اگر نیاز به عقب بردن

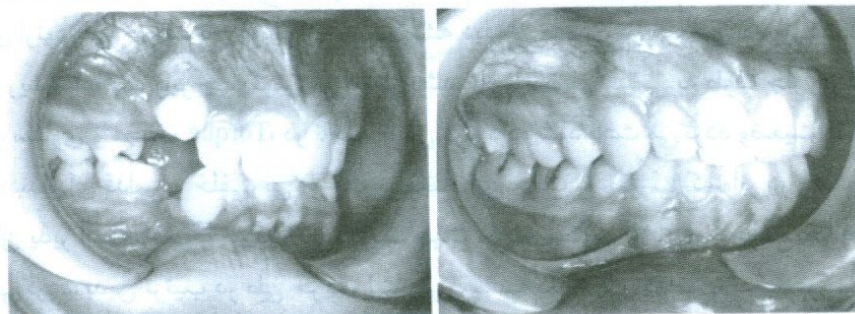
دندانهای قدامی وجود دارد، باید میزان حرکت چرخشی انتقالی در مقابل حرکت انتقالی دندانها تعیین گردد. اگر فقط نیاز به حرکت چرخشی انتقالی وجود دارد، یک وایر بدون لوپ مانند (شکل ۲۱-۱۳) مورد استفاده قرار می‌گیرد. یک قوسی در دیستال وایر، برای ایجاد یک گشتاور مخالف چرخش در دندان مولر در طی بستن فضا تعبیه می‌شود در حالیکه قوس spee وایر باعث کنترل حرکت چرخشی انتقالی با ایجاد مرکز چرخش نزدیک ریشه‌های دندانهای قدامی می‌گردد. حلقه لاستیکی نیروی لازم برای بستن فضا را، تامین می‌کند. در اینجا باید توجه کرد که مشکل تکیه‌گاه وجود ندارد. اگر عقب بردن دندانهای قدامی نیاز به تقویت تکیه‌گاه دارد، استفاده از وایر در تیوب مولر که از ناحیه ژنژیوال دندانهای خلفی می‌گذرد و به براکتهای دندانهای قدامی بسته می‌شود امکان پذیر است در گیر نشدن دندانهای خلفی دارای براکت مهم است. این درگیر نشدن ایجاد تعادل 2×4 می‌نماید و باعث تقویت تکیه‌گاه خلفی می‌شود، این حالت با استفاده از curve of spee در وایر باعث افزایش گشتاور در ناحیه مولر می‌شود. قوس spee، لغزش وایر در تیوب در طی عقب بردن دندانهای قدامی بالا را، ممکن می‌سازد، در حالیکه هم زمان مانع ایجاد هر گونه Torque در براکتهای دندانهای قدامی می‌شود. چون هم tip back و هم قوس ساخته شده ایجاد Torque های افتراقی می‌نماید، در نتیجه هنگام عقب بردن دندانها، تکیه‌گاه تقویت می‌شود. این عمل باعث حرکت چرخشی انتقالی دندانهای قدامی می‌شود. در بیمارانی که نیاز به حرکت ریشه از نوع سوم در دندانهای قدامی دارند. بکار بردن چنین گشتاوری باید با دقت انجام گیرد چون باعث بیرون زدگی تاج دندانهای قدامی (flaring) و از بین رفتن تکیه‌گاه خلفی می‌شود و ممکن است باعث از بین رفتن روابط CII مولر گردد. برای مقابله، باید یک گشتاور مخالف در انتهای وایر ایجاد کرد.

در درمانهای ارتودنسی حرکت تاج زودتر از حرکت ریشه دیده می‌شود. پس هنگامی که حرکت از نوع سوم برای لینگوالی کردن ریشه‌ها با یک وایر چهار گوش مورد نظر باشد، تاج دندانهای قدامی به طرف جلو حرکت می‌کنند ولی اگر یک گشتاور مساوی و مخالف Torque، در ناحیه خلفی قرار داده شود باعث می‌گردد وضعیت CII مولرها باقی بماند و در نتیجه تاج دندانهای قدامی و خلفی، بی حرکت می‌مانند. این حالت در صورتی که وایر در پشت تیوب مولر بسته شده باشد، امکان پذیر است. وقتی با حرکت تاج در یک جهت مقابله می‌شود، گشتاور موجود منجر به حرکت ریشه‌ها در جهت مخالف می‌گردد. بدین ترتیب در طی حرکت لینگوالی ریشه دندانهای قدامی، یک حرکت مزیالی در ریشه دندانهای خلفی ایجاد می‌شود که رابطه CII حفظ می‌گردد. توصیه می‌شود که وایرها را به طور مقطعی در مراحل انتهایی درمان برداشته شوند. (شکل ۲۲-۱۳) تا باعث جا افتادن کاسپها قبل از برداشتن دستگاه ارتودنسی گردد.

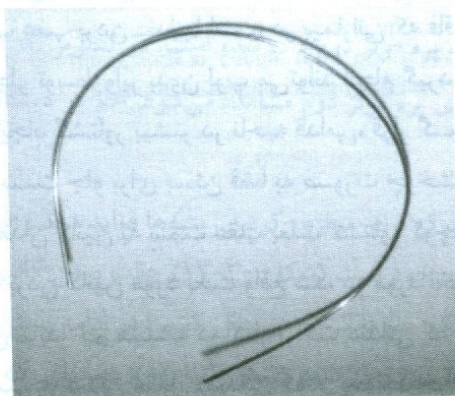
جلو بردن دندانها در حقیقت مخالف عقب بردن دندانها است، در بیمارانی که فاقد پره مولر دوم به طور مادرزادی هستند، حرکت دادن مولرها به طرف جلو توسط وایر بدون لوپ می‌تواند انجام گیرد، ولی خم خارج از مرکز، باید در دیستال دندان پره مولر اول به منظور ایجاد گشتاور بیشتر در ناحیه قدامی، قرار گیرد. در این حالت دندانهای مولر دارای گشتاور کوچک‌تر می‌باشند و به سمت جلو برای بستن فضا به صورت چرخشی انتقالی حرکت می‌کنند. این حالت مشابه حرکت چرخشی انتقالی دندان کانین به سمت عقب بعلا گشتاور کوچک‌تر نسبت به دندانهای خلفی می‌باشد. تمام مواردی که در طی عقب بردن کانین مورد بحث واقع شد، در مورد اخیر نیز وجود دارد با تفاوت اینکه سیستم نیرو به صورت مخالف عمل می‌نماید. خم همیشه در کنار براکت دندان که نیاز به حرکت زیاد ندارد قرار می‌گیرد، بدین ترتیب باعث گشتاور کمتر در دندان مقابل (دندانی که می‌خواهد حرکت کند) می‌گردد. دندان با گشتاور کمتر، دچار حرکت چرخشی انتقالی می‌شود. سیستم نیروی انتقالی (شکل ۱۳-۱۳ تا ۱۶-۱۳) وقتی که فضا با ریشه‌های موازی بسته می‌شود، باعث از دست دادن تدریجی تکیه‌گاه می‌گردد. در نهایت توجه به تکنیکهای عقب بردن و تکیه‌گاه منجر به درک اصول مکانیک حرکات جلو آوردن دندانها می‌شود.

خلاصه

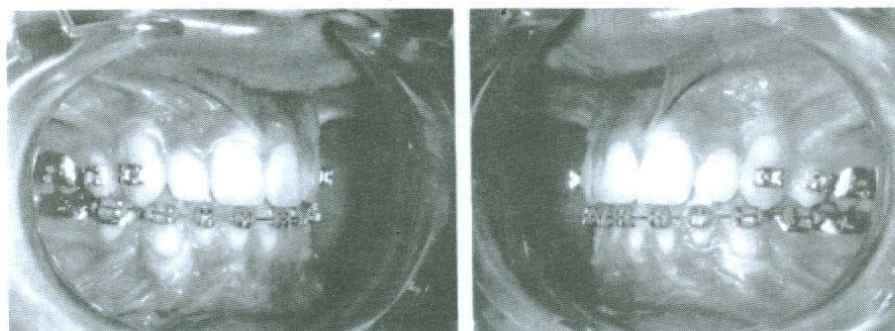
درمانهای موجود با خارج کردن دندانها، بسیار متنوع است. به علت اینکه بستن فضا می‌تواند شامل ۴ پره مولر، یا ۲ پره مولر اول فک بالا، یا یک پره مولر، یا یک انسیزور پایین و غیره باشد، سیستم نیرو در رابطه با زوایای مختلف وایر براکت، باعث می‌گردد که متخصص ارتودنسی از محل قرار دادن خم در وایر مطلع و آگاه باشد. خم‌هایی که مورد بحث واقع شدند، قادر به ایجاد سیستم نیروهای متفاوتی در خلال بستن فضا می‌باشند، و باعث می‌شود متخصص ارتودنسی بر اساس نیازهای تکیه‌گاه طرح مناسب را، برگزیند. تلاش بیشتر، برای ایجاد یک رابطه زاویه‌ای، به جای رابطه دیگر لازم نیست، اما اگر چنین عملی انجام گیرد، در بسیاری موارد هم برای بیمار و هم برای متخصص ارتودنسی دارای مزیت است. استفاده از هدگیر، و کش‌ها ممکن است به حداقل برسند یا حذف گردند. استفاده از وایرهای بدون لوپ با خم‌های از قبل داده شده باعث می‌گردد که متخصص ارتودنسی، درک بهتری از نیروها و گشتاورهایی که در شروع عقب بردن یا جلو آوردن دندانها و تغییراتی که در اثر حرکت دندانانی در حال اتفاق افتادن است، داشته باشد. حرکت دندانها باعث تغییر موقعیت خم روی وایر نمی‌شود. اما موقعیت خم نسبت به فاصله بین براکتها در اثر حرکت دندانها، تغییر می‌نماید. با این طرز تفکر، می‌توان یک خم را در شروع بستن فضا به طور مناسب در وایر تعبیه نمود و سیستم نیرو را، همانگونه که دندانها به سمت خم حرکت می‌نمایند، مورد ملاحظه قرار داد. سیستم‌های نیرویی که ایجاد می‌گردند، در کل مراحل بستن فضا می‌توانند به طور مطلوب عمل نمایند.



شکل ۲۰-۱۳: در این تصویر عقب بردن کائین قبل از رویش پره مولر مشاهده می‌شود.



شکل ۲۱-۱۳: در این تصویر وایر بدون لوپ که دارای curve of spee و انحناء در ناحیه خلفی برای کنترل چرخش مولر است، مشاهده می‌شود.



شکل ۲۲-۱۳: بعد از اینکه کاسپها در محل خود واقع شدند، وایر فک بالا و براکتهای دندانهای قدامی برداشته شدند.

REFERENCES

1. Mulligan TF: Common Sense Mechanics. Phoenix, Az: CSM, 1982.
2. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Ruvenstein LK: Moments with the edgewise appliance: Incisor torque control. Am J Orthod Dentofac Orthop 103(5): 428-438, 1993.
3. Nikolai RJ: Bioengineering Analysis of Orthodontic Mechanics. Philadelphia: Lea & Febiger, 1985, pp. 56-69.
4. Burstone CJ, Koenig HA: Force systems from an ideal arch. Amer J Orthod 65:270-289, 1974.
5. Burstone CJ, Goldberg AJ: Beta titanium: A new orthodontic alloy. Amer J Orthod 7:2,121-132, 1980.
6. Burstone CJ, Bai Q, Morton JY: Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy. Amer J Orthod 87(6):445-453, 1985.
7. Nelson K, Burstone CJ, Goldberg AJ: Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. Amer J Orthod 92:213-219, 1987.
8. Burstone CJ, Koenig HA: Creative wire bending-The force system from step and V bends. Amer J Orthod Dentofac Orthop 93:59-67, 1988.
9. Ronay F, Kleinert Melsen B, Burstone CJ: Force system developed by V bends in an elastic Orthodontic wire. Amer J Orthod Dentofac Orthop 96(4):295-301, 1989.
10. Burstone CJ: The rationale of the segmented arch. Amer J Orthod 48:(11) 805-812, 1962.
11. Marcotte MR: Preliminary bracket alignment. In Biomechanics in Orthodontics. Toronto L B.C. Decker, 1990, pp. 45-83.
12. Mulligan TF: Common Sense Mechanics (Office course).
13. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK: Activating a 2 x 4 appliance. Angle Orthod 63(1):17-24, 1993.