

## سیستم های دارای اصطکاک

### اصطکاک

وقتی دو جسم بر روی همدیگر کشیده شوند نیروی مقاومی که در محل تماس و در خلاف جهت حرکت جسم ایجاد می شود، اصطکاک نام دارد. نیروی اصطکاک که قبل از حرکت جسم وجود دارد نیروی اصطکاک استاتیک نامیده می شود. نیروی اصطکاک استاتیک مقدار نیرویی است که برای شروع حرکت یک جسم در شرایط استاتیک لازم است. نیروی اصطکاک کینتیک (دینامیک) مقدار نیرویی است که در خلال حرکت یک جسم وجود دارد و جسم می بایست بر آن نیرو غلبه کند تا بتواند به حرکت خود ادامه دهد. یک نمونه از نمودار اصطکاک در شکل 1-4 مشاهده می شود. اصطکاک استاتیک با مقدار نیرو متناسب است. به طوریکه با افزایش نیرو مقدار اصطکاک نیز زیاد می شود. وقتی نیرو به نقطه بحرانی میرسد (ماکزیمم نیرو) نیرو بر اصطکاک غلبه می کند و شئی شروع به حرکت می کند. از این نقطه به بعد به مقاومتی که در برابر حرکت شئی وجود دارد اصطکاک کینتیک یا جنبشی می گویند. از نظر تئوری مقدار اصطکاک جنبشی از اصطکاک استاتیک کمتر است.

در اجسام جامد 2 نوع اصطکاک وجود دارد که عبارتند از اصطکاک لغزشی (Sliding) و اصطکاک غلتشی (Rolling). از آنجائیکه حرکت دندانی در ارتودنسی یک پروسه تدریجی است در روابط بین وایر و براکت هر دو اصطکاک استاتیک و جنبشی از نوع لغزشی مشاهده می شود. علت اصطکاک این است که وارد شدن نیرو یک سری روابط بیومکانیکی پیچیده بین وایر، براکت، Ligature، دندان، بافت پرپودنشیوم و استخوان آلونولار ایجاد می نماید. قبل از بررسی این روابط می باید از قوانین اصطکاک آگاه بود.

وقتی یک کتاب روی میز بدون حرکت قرار می گیرد نیرویی (A) معادل وزن خود به میز وارد می کند. (شکل 2-4a). میز هم چنین نیرویی (N) برابر اما در خلاف جهت به کتاب وارد می کند. نیروی A از تعداد زیادی برآیند نیرو که در سطح کتاب پخش شده است تشکیل می شود. اگر کتاب دارای ساختار یکنواخت باشد این برآیندهای نیرو به طور مساوی بر روی سطح تماس پخش می شوند. برآیند فاصله از این نیروها در مرکز هندسی کتاب واقع شده است. همین شرایط در مورد نیروی N هم صدق می کند.

اگر کتاب از سمت چپ به راست هل داده شود (شکل 2-4b) به علت نیروی وارد شده بر کتاب (P)، بزرگی، جهت، محل اثر نیروی N و توزیع ساختار یکنواخت کتاب تغییر می کند. علت این تغییرات ناهموار بودن سطح تماس با میز است. تصور کنید سطح تماس در یک محیط خلاء و بدون اصطکاک باشد. در این حالت پس از وارد شدن مقدار کمی نیرو (p) کتاب طبق قانون اول

نیوتن با سرعتی برابر به حرکت خود ادامه می‌دهد و هیچ گونه تغییری در بزرگی، جهت و یا محل وارد شدن نیروی  $N$  ایجاد نمی‌شود. هر چند در این مثال سطح تماس بین کتاب و میز یک سطح ناهموار و زبر می‌باشد که به خوبی در زیر میکروسکوپ قابل مشاهده است. هنگامیکه نیروی افقی ( $p$ ) به کتاب وارد می‌شود کتاب فوراً شروع به حرکت نمی‌کند و علت آن نیروی مقاومت (اصطکاک) ناشی از تماس 2 سطح میز و کتاب می‌باشد. این نیروی مقاومت (نیروی اصطکاک  $[f]$ ) برابر و در خلاف جهت نیروی  $P$  می‌باشد و نیروی حاصل از آن را برابند نیروی  $R$  می‌گویند.

چنانچه نیروی  $P$  تا نقطه بحرانی افزایش یابد نیروی اصطکاک  $f$  به حداکثر خود ( $f_{max}$ ) می‌رسد. چنانچه نیروی  $p$  از نقطه بحرانی عبور کند بر اصطکاک استاتیک غلبه می‌کند و کتاب شروع به حرکت می‌کند. اکنون کتاب از حالت استاتیک به حالت دینامیک وارد شده است و نیروی اصطکاک  $f$  تبدیل به نیروی دینامیک ( $f_{dynamic}$ ) می‌شود.

مقدار  $f_{max}$  و مقدار  $f_{Dynamic}$  به مقدار نیروی  $A$  (وزن کتاب) و ضریب اصطکاک ( $\mu$ ) سطوح در تماس بستگی دارد ( $f = \mu \times A$ ). این بدین معنی است که چه شی در حالت استاتیک و یا دینامیک باشد نیروی اصطکاک به ضریب اصطکاک بین سطوح تماس و نیروی بین اجسام بستگی دارد. به بیانی دیگر در این مثال مقاومت اصطکاکی بین کتاب و میز به وزن کتاب و ناصافی سطوح بستگی دارد. با سنگین تر شدن کتاب و با افزایش ضریب اصطکاک نیروی اصطکاک و نیروی اولیه مورد نیاز جهت به حرکت درآمدن کتاب به تناسب زیاد می‌شود. بنابراین نسبت مستقیمی بین نیروی  $p$  و نیروی  $f$  وجود دارد.

از نظر تئوری این معادله مستقل از عرض سطوح تماس می‌باشد. به عنوان مثال هنگامیکه یک جعبه را روی زمین بکشیم، قرار دادن عمودی یا افقی جعبه روی زمین تاثیری بر روی اصطکاک ندارد. اما اگر 2 جعبه را بر روی هم قرار دهیم به علت دو برابر شدن وزن جعبه‌ها مقدار اصطکاک هم دو برابر می‌شود. هر چند سطح تماس بزرگتر مقدار درگیر شدن بین 2 جسم را افزایش می‌دهد. بنابراین با اینکه از نظر تئوری مقدار اصطکاک مستقل از سطح تماس 2 جسم است ولی در عمل اندازه سطح تماس مهم است و باید در نظر گرفته شود.

نسبت بین نیروی  $A$  و اصطکاک ثابت است  $\mu = \frac{F}{A}$ . به این نسبت ضریب اصطکاک استاتیک و جنبشی (Static, Dynamic) گفته می‌شود. و به ترتیب به شکل  $\mu_s$  و  $\mu_k$  نشان داده می‌شوند. ضریب اصطکاک استاتیک بیش از اصطکاک جنبشی می‌باشد. در نظر گرفتن این مسئله در ارتودنسی حائز اهمیت است زیرا مقدار بیشتر نیروی وارد شده به دندان صرف غلبه بر اصطکاک استاتیک بین وایر، Ligature و براکت می‌شود.

## بررسی روابط اصطکاکی بین وایر و براکت

معمولاً اینگونه تصور می‌شود که اصطکاک فقط هنگامیکه دندان در امتداد وایر حرکت می‌کند ایجاد می‌شود. هر چند در تمامی مواقعی که وایر با براکت یا Ligature در تماس است اصطکاک وجود دارد. برای مثال در خلال Leveling یک وایر انعطاف پذیر در براکت‌هایی که در موقعیت‌ها و زوایای متفاوت از همدیگر قرار گرفته‌اند گذاشته می‌شود. حرکت دندان وایر را از داخل شیار براکت‌ها عبور می‌دهد و باعث ایجاد اصطکاک بین تمامی سطوح در تماس مانند براکت‌ها، تیوب، وایر و Ligature می‌شود (شکل 3-4). اصطکاک تاثیر مهمی بر بازدهی ارتودنسی دارد زیرا تقریباً 40 تا 50 درصد از نیروی وارد شده بر دندان از طریق اصطکاک از بین می‌رود. اصطکاک می‌تواند جلوی حرکت وایر در داخل شیار براکت‌ها را بگیرد و در حرکت دندان تاخیر ایجاد کند و یا حتی به طور کامل جلوی آن را بگیرد.

برای درک بهتر روابط بین وایر و براکت و به یک مثال در این زمینه می‌پردازیم. در این مثال حرکت یک دندان کانین در طول وایر را مورد بررسی قرار می‌دهیم. قبل از عقب بردن دندان رابطه بین براکت و وایر غیر فعال است (شکل 4-4 a). هنگامیکه نیروی عقب برنده به براکت اعمال می‌شود تاج دندان به سمت عقب حرکت می‌کند و Wing مزایای براکت نیرویی به سمت پایین و Wing دیستالی آن نیرویی به سمت بالا به دندان وارد می‌کند، همانطور که در شکل 4-4 دیده می‌شود نتیجه آن 2 گشتاور در جهت عقربه‌های ساعت می‌باشد.  $(M_1)$  وایر خم شده نیز یک نیروی برابر ولی در خلاف جهت به Wing‌های براکت وارد می‌کند (گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت  $M_2$ ). مقدار خم شدن وایر متناسب با سختی آن می‌باشد. بنابراین با یک مقدار نیرو مقدار خم شدن وایرهای سخت مثل استینلس استیل نسبتاً کم است. با افزایش زاویه بین وایر و شیار براکت مقدار اصطکاک نیز افزایش می‌یابد، این افزایش به حدی ادامه می‌یابد که وایر دیگر خم نمی‌شود و Tipping دندان متوقف می‌شود. با کاهش نیرو، گشتاور  $M_2$  باعث Upright شدن دندان می‌شود. با غلبه بر نیروی اصطکاک استاتیک دندان در طول وایر شروع به حرکت می‌کند (شکل 4-4c).

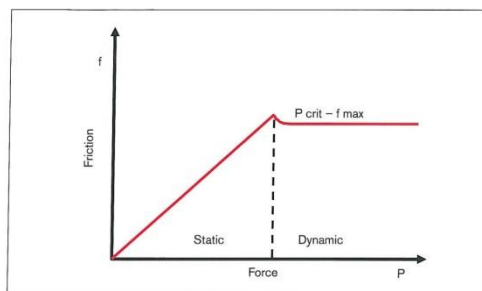
Tipping بیش از حد دندان (زاویه زیاد بین وایر و براکت) باعث Binding می‌شود و وارد کردن نیروی زیادتر می‌تواند باعث دفورمیشن دائم سیم شود. عقب بردن دندان کانین در طول وایر شامل سیکلهایی از حرکت Tipping و Uprighting می‌باشد.

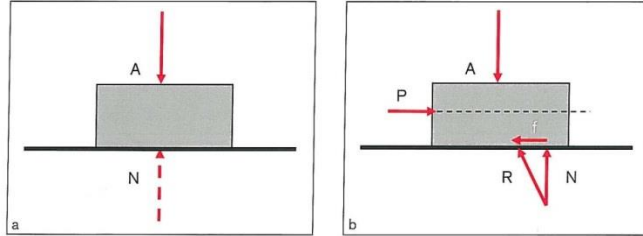
در بعد عرضی هنگامیکه نیرو از سمت باکال به مرکز مقاومت کانین وارد شود دندان درجهت دیستوپالاتال می‌چرد (چرخش در جهت عقربه‌های ساعت شکل 4-5). این اثر توسط نیروی

مخالف وارد شده از سوی Ligature خنثی می‌شود (چرخش در خلاف جهت عقربه‌های ساعت). هنگام عقب بردن دندان مقدار زیادی حرکت در جهت عقربه‌های ساعت و خلاف آن رخ می‌دهد. میزان Tipping و حرکت چرخشی با سفتی وایر نسبت معکوس دارد. دندان در وایرهای بسیار انعطاف پذیر به راحتی Tip می‌شود. هر چند Upright کردن آنها دشوارتر است. در وایرهای سفت تر دندان به مقدار کمی Tip می‌شود ولی فوراً Upright می‌گردد. فضای بین وایر و براکت (Clearance) نیز در مقدار Tipping موثر است. اگر وایر سفت باشد اما قطر آن کم باشد مقدار Tipping به همان نسبت بیشتر می‌شود. هنگام Level کردن هر چه وایر کم قطرتر باشد اصطکاک کمتری ایجاد می‌کند، زیرا راحت تر در شیار براکت حرکت می‌کند. هر چند هنگام مکانیک Sliding مثل عقب بردن دندان کائین، به منظور حفظ Tipping و اصطکاک در مطلوبترین مقدار ممکن می‌بایست از وایر استینلس استیل 0.016 یا وایر  $0.016 \times 0.22$  در براکت 0.018 استفاده کرد. در مکانیک Sliding وایر بایستی حداقل 0/002 اینچ فضای خالی (clearance) در شیار براکت داشته باشد تا Tipping به حداقل برسد و Sliding مطلوب حاصل شود.

در خلال عقب بردن کائین، حداقل در 6 نقطه بین وایر، براکت و Ligature اصطکاک روی می‌دهد (شکل 6-4). اصطکاک استاتیک و یا جنبشی می‌توانند حرکت دندان را به تاخیر اندازند و یا کاملاً آن را متوقف نمایند. از نظر کلینیکی پیش بینی نیروهای اصطکاک مقدور نمی‌باشد زیرا اصطکاک پدیده‌ای چند فاکتوری است. همانگونه که اصطکاک حرکت دندان را به تاخیر می‌اندازد محل حرکت تبدیل به واحد انکوربیج می‌شود. اگر مقدار اصطکاک زیادتر از حد مطلوب شود در هنگام عقب بردن دندانهای قدامی، دندانهای خلفی به سمت جلو حرکت می‌کنند.

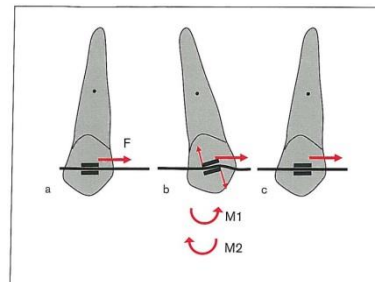
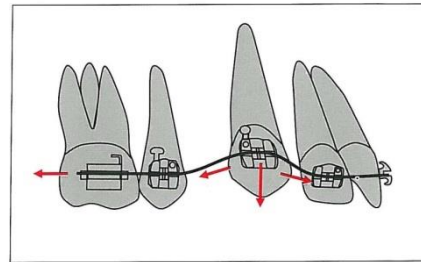
**شکل 1-4.** یک نمونه از نمودار اصطکاک. با زیاد شدن نیرو (p) اصطکاک (F) نیز زیاد می‌شود. به محض اینکه نیرو بر اصطکاک استاتیک غلبه کند جسم شروع به حرکت می‌کند. از این لحظه به بعد اصطکاک جنبشی که کمی کمتر از اصطکاک استاتیک می‌باشد به وجود می‌آید.



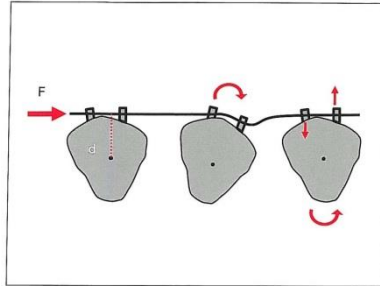


**شکل 4-2. (a)** وقتی یک کتاب بدون حرکت بر روی یک میز قرار گرفته باشد نیرویی معادل وزن خود (A) به میز وارد می‌کند. میز هم نیرویی معادل و در خلاف جهت آن (N) به کتاب وارد می‌کند. (b) چنانچه نیروی کمی به طور افقی از سمت چپ وارد شود کتاب بالا فاصله شروع به حرکت نمی‌کند و این امر به علت اصطکاک استاتیکی (F) بین کتاب و میز است. این نیرو که مماس با سطوح تماس کتاب و میز است و در خلاف جهت یکدیگر می‌باشد و برابند نیروها را به وجود می‌آورد. (R)

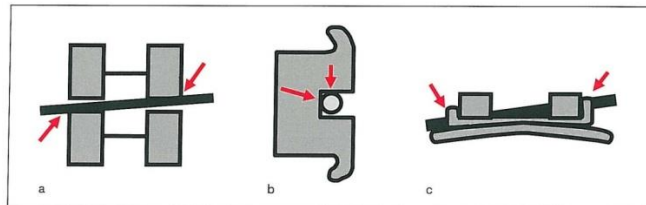
**شکل 4-3.** در تمامی حرکاتی که وایر با براکت و Ligature در تماس است (اصطکاک) وجود دارد. در خلال Leveling وقتی یک وایر انعطاف پذیر در براکت کانینی که در بالاتر از قوس دندانی واقع شده است قرار می‌گیرد انعطاف پذیری وایر دندان را به سمت پایین می‌کشاند. به محض غیر فعال شدن وایر، اصطکاک بین وایر و براکتهای مجاور باعث صاف شدن آن می‌گردد.



**شکل 4-4.** مراحل عقب بردن دندان کانین با کمک مکانیک Sliding. نیروی وارد شده به دندان از نقطه a دندان باعث حرکت تاج دندان به عقب می‌شود ( $M_1$ ) و براکت با وایر تماس می‌یابد و این تماس باعث می‌شود گشتاوری در جهت عقربه‌های ساعت ایجاد شود و دندان Upright شود ( $M_2$ ). هنگامیکه نیرو بر اصطکاک استاتیکی غلبه کند دندان به سمت عقب شروع به حرکت می‌کند. حرکت به سمت عقب دندان کانین با سیکلهای Tipping و Uprighting انجام می‌شود.



**شکل 5-4.** در بعد عرضی چرخش دیستو پالاتال به علت وارد شدن نیرو به دندان کانین روی می‌دهد، این چرخش می‌تواند توسط نیروهای مخالف وارد شده از براکت به وایر خنثی گردد. در حین عقب بردن تعداد زیادی حرکت چرخشی و در خلاف جهت آن اعمال می‌گردد.  $d$  نشان دهنده فاصله عمودی بین مرکز مقاومت تا راستای نیروی می‌باشد.



**شکل 6-4.** (a تا c) در خلال عقب بردن دندان کانین اصطکاک حداقل در 6 نقطه بین براکت، وایر و Ligature مشاهده می‌شود.

Box 4-1 Clinical factors that cause friction	
1. Bracket	4. Force
• Material <sup>2-8</sup>	• Magnitude <sup>22,23</sup>
• Width <sup>3,7,9-15</sup>	• Point of application <sup>2,24</sup>
• Design and manufacturing technique <sup>8,11</sup>	5. Bracket-wire angulation <sup>3,7,9,12,17,25-27</sup>
2. Archwire	6. Biologic factors
• Material <sup>4,6-9,13,16</sup>	• Saliva <sup>5,7,12,28-31</sup>
• Size and cross-section <sup>4,7,10,12,16,17</sup>	• Surrounding tissue resistance <sup>3,24</sup>
3. Ligature	
• Material <sup>3,7,12,17-19</sup>	
• The use of self-ligating brackets <sup>11,20,21</sup>	
• Tightness <sup>7</sup>	

**جدول 1-4.** فاکتورهای کلینیکی که بر روی اصطکاک تاثیر می‌گذارد.

### فاکتورهای تاثیر گذار بر روی اصطکاک بین وایر و براکت

از نظر کلینیکی فاکتورهایی بر روی اصطکاک می‌تواند اثر بگذارد (جدول 1-4) که مقدار آنها نه تنها به مقدار نیرو بلکه به نوع مواد استفاده شده و خواص سطوح آنها بستگی دارد. میزان اصطکاک بین سطوح صاف به طور واضحی کمتر از سطوح زبر و ناهموار است. هر چند فاکتورهایی مثل نوع ماده، سفتی Ligature، بزاق، پهنای براکت و اندازه وایر بر روی اصطکاک اثر دارند. از آنجائیکه اصطکاک تاثیر مستقیمی بر روی نتایج درمان دارد لذا می‌بایست جزئیات آن کاملاً بررسی شود.

### براکت

#### ویژگیهای مربوط به جنس براکت

در میان براکتهای ارتودنسی بیشترین اصطکاک در بین براکتهای پلاستیکی (پلی کرینات) و براکتهای سرامیکی و کمترین در براکتهای استینلس استیل روی می‌دهد. به منظور حذف عوارض ناشی از اصطکاک در براکتهای پلاستیکی و سرامیکی، کارخانجات شیار فلزی را در داخل بدنه سرامیک براکت تعبیه کرده‌اند (Clarity از کمپانی 3 M Unitek). منوکریستالین و پلی کریستالین آلومینا دو ماده‌ای می‌باشند که به طور شایعی در ساختار براکتهای سرامیکی استفاده می‌شود. آلومینا به عنوان سومین ماده سخت شناخته شده است و اشعه x نشان داده است که براکتهای سرامیکی سطح وایرهای تیتانیوم را خراش می‌دهند. اخیراً به منظور رفع این مشکل براکتهایی با سطوح صاف تر تولید شده‌اند. با اینکه زبری سطح منوکریستالین آلومینا کمتر از پلی کریستالین آلومینا می‌باشد اما اصطکاک آنها بسیار شبیه هم هستند.

#### پهنای براکت

بعضی مطالعات ادعا می‌کنند که هم براکت های پهن و هم براکت های باریک اصطکاک کمی بین وایر و براکت تولید می‌کنند. وقتی یک دندان Tip می‌شود نیروی وارد شده توسط براکت باریک بیشتر از براکت های پهن است (به شکل 1-19 مراجعه شود) بنابراین انتظار می‌رود که اصطکاک بین وایر و براکت بیشتر باشد. تناقض موجود در این مطالعات به علت تفاوت در طراحی مطالعه و مواد به کار برده می‌باشد. این حقیقت که وایر در براکتی که باریک تر است دارای فضای خالی بیشتری نسبت به براکت پهن است نیز باید در نظر گرفته شود. از نظر کلینیکی بهتر است براکت های پهن یا متوسط استفاده شود این امر خصوصاً در بیماران که نیاز به درآوردن دندان دارند جهت کنترل حرکت درمانی در پلان عرضی حائز اهمیت است.

در براکتهای Edgewise وایر توسط Ligature در شیار براکت درگیر می‌شود. هر چه میزان درگیر شدن بیشتر باشد براکت با سختی بیشتری روی وایر حرکت می‌کند که علت آن وجود اصطکاک بیشتر می‌باشد. طراحی برخی از براکت‌ها بدین گونه است که از این عارضه جلوگیری نماید. کارخانه‌های American Orthodontics و Synergy (RMO) ادعا کرده‌اند که براکتهای بدون اصطکاک آنها می‌توانند با کاهش نیروی Ligature اجازه دهند وایر با آزادی بیشتری در براکت حرکت کند. میزان اصطکاک در براکتهای بدون اصطکاک به مراتب کمتر از براکتهای دیگر است. هر چند از نظر کلینیکی این براکت‌ها بازدهی بالایی ندارند زیرا اجازه نمی‌دهند تمامی نیروی مفید Ligature به دندان منتقل شود.

### تکنیک‌های ساخت براکت

اصطکاک در براکتهای تراش داده شده (Milled) بیش از براکتهایی بوده است که توسط ریخته‌گری (Casting) و یا تف جوشی (Sintering) تولید شده‌اند. این نتایج توسط میکروسکوپ الکترونی به دست آمده است. تصاویر به دست آمده از این میکروسکوپ نشان داده‌اند که براکتهای تولید شده توسط روش تف جوشی (Sintering) دارای شیارهایی با سطوح بسیار نرم تر می‌باشند. سطوح براکتهای ریخته‌گری شده (Casting) زبرتر از براکتهای تف جوشی (Sintering) می‌باشد. اما براکتهای تراش داده شده (Milled) معمولاً دارای خارهای تیزی بر روی لبه‌هایشان می‌باشد که می‌تواند روی اصطکاک تاثیر بگذارد.

### وایر

#### Lubrication توسط بزاق

نتایج متناقضی از تاثیر بزاق دهان به عنوان یک Lubricant در کاهش اصطکاک مشاهده شده است. Andreasen و Quevedo در مطالعه خود هیچ تاثیری از بزاق بر روی اصطکاک مشاهده نکردند. Kusy و همکارانش در مطالعات خود به بررسی تاثیر بزاق بر روی اصطکاک پرداختند. آنها نشان دادند که بزاق در وایرهای بتاتیتانیوم و نیکل تیتانیوم باعث کاهش اصطکاک شده است. مقادیر اصطکاک در وایرهای استینلس استیل و کروم کبالت بیشتر از مقادیر به دست آمده در حالت خشک بود.

### جنس وایر

متداول ترین وایرهای مورد استفاده از نرم ترین تا زبرترین به ترتیب عبارتند از: استینلس استیل، کروم کبالت، نیکل تیتانیوم و بتاتیتانیوم. از لحاظ نظری با زبرتر شدن، سطح اصطکاک بین وایر و براکت نیز بیشتر می‌شود. هر چند از لحاظ کلینیکی و از لحاظ تجربی این مسئله به اثبات نرسیده است. متخصصین می‌دانند که وایر نیکل تیتانیوم با وجود زبری زیاد در طول شیار براکت



حرکت می کند و باعث آزار بافت نرم می شود این امر احتمالاً به علت انعطاف پذیری زیاد و حرکت آزادانه این وایر در اثر جویدن و مسواک زدن می باشد. بعلاوه ممکن است بزاق با لغزنده کردن سطوح تماس باعث کاهش اصطکاک شود.

### خواص مربوط به اندازه و مقطع عرضی وایر

به خوبی نشان داده شده است که در یک نوع وایر با افزایش اندازه اصطکاک نیز افزایش می یابد و وایرهای مربع مستطیل اصطکاک بیشتری نسبت به وایرهای گرد ایجاد می کنند. مقدار اصطکاک در وایرهای مربع مستطیل نیکل تیتانیوم و بتانتانیوم بیشتر از استینلس استیل و کروم کبالت می باشد زیرا سطوح آنها زبرتر است.

### فاکتورهای وابسته به فاصله بین براکتی

با زیاد شدن فاصله بین براکتی، سختی وایر کاهش می یابد. با اعمال نیروی برابر وایر انعطاف پذیر بیشتر از وایر سفت خم می شود. خم شدن بیشتر وایر باعث Tip شدن بیشتر دندان و افزایش زاویه بین وایر و براکت می شود و در نتیجه آن Binding و اصطکاک بیشتری ایجاد می شود. افزایش سختی وایر می تواند راه حلی برای جلوگیری از اصطکاک باشد اما همانطور که پیشتر اشاره شد وایرهای مربع مستطیل ضخیم تر اصطکاک بیشتری نسبت به وایرهای نازک تر گرد تولید می کنند. با خم کردن انتهای وایر کم عرض (Cinch) در خلال عقب بردن کاین می توان اصطکاک را کاهش داد و وایر را سفت تر کرد. از نظر کلینیکی با افزایش فضای آزاد (Clearance) بین وایر و شیار براکت کنترل حرکت دندانی کاهش می یابد. Profit به منظور داشتن کنترل دندانی مناسب حداقل 0/002 اینچ فضا بین وایر و شیار براکت را پیشنهاد می کند. این امر از نقطه نظر اصطکاک منطقی است. براساس تحقیقات Drescher و همکارانش براکت کاینی که دارای وایر  $0.022 \times 0.016$  یا وایر 0.016 گرد می باشد اصطکاک کمتری نسبت به وایرهای ضخیم تر تولید می کند. بنابراین اینگونه به نظر می رسد که وایر 0.016 و وایر  $0.022 \times 0.016$  استینلس استیل بهترین گزینه ها برای کنترل اصطکاک و حرکت دندانی می باشد.

### Ligature

#### انواع اتصال

وایرها به سه روش به براکتها متصل می شوند. که عبارتند از:

O-ring

Ligature

Self – ligating Bracket

میزان درگیری Ligature و فشار وایر روی شیار براکت تاثیر مستقیمی بر روی اصطکاک بین این مواد دارد. در براکت های Self – ligating یک کلاهک فنی و یا گیره وایر را به براکت

وصل می‌کند. مقدار نیروی وارد شده توسط کلاهک به وایر استاندارد می‌باشد. اصطکاک حاصل از این براکت‌ها تقریباً برابر و یا حتی کمی کمتر از O-ring یا Ligature می‌باشد (شکل 4-7).  
 Ligature اصطکاک کمتری از O-ring ایجاد می‌کند. هر چند مقدار نیروی Ligature تاثیر مستقیمی بر میزان اصطکاک دارد. اگر وایر محکم بسته شده باشد نیروی معمولی (Normal Force) زیاد خواهد بود که خود باعث افزایش مقاومت در برابر Sliding خواهد شد. ممکن است O-ring ها از وایرها بهتر باشند، زیرا در طول درمان در آنها کنترل بهتری بر وارد کردن نیرو وجود دارد. شل کردن O-ring ها قبل از قرار دادن در محیط دهانی و یا حین درمان تاثیر زیادی بر روی اصطکاک ندارد. در خلال حرکت Sliding بخصوص در حین عقب بردن دندان کانین که مقدار اصطکاک بسیار مورد توجه است Ligature به O-ring ترجیح دارد. در این حالت بهتر است که Ligature فقط در Wing دیستالی براکت بسته شود و این درگیری به حد کافی شل باشد که اجازه حرکت دندانی را بدهد. از لحاظ کلینیکی بستن تمامی Ligature به یک مقدار از لحاظ سفتی مقدور نمی‌باشد. یک روش عملی برای یکسان کردن سفتی Ligature ها این است که نوک Probe بین براکت و Ligature قرار گیرد و میزان سفتی اندازه‌گیری گردد. در صورت نیاز Ligature را می‌توان سفت تر یا شل تر کرده. با انجام این کار Ligature به حد کافی برای کنترل دندان سفت می‌باشد و مقدار شلی آن برای حرکت لغزشی نیز مناسب می‌باشد.

### نیرو

همانگونه که در قبل توضیح داده شد دلیل اصلی اصطکاک هنگام عقب بردن کانین نیروی وارد شده به براکت است. از آنجائیکه نیرو از مرکز مقاومت نمی‌گذرد تاج دندان به سمت عقب Tip می‌شود و باعث اصطکاک بین براکت و وایر می‌شود. یا کم کردن مقدار Tipping (کاهش نیرو) اصطکاک نیز کاهش می‌یابد.

بنابراین جهت نیرو می‌بایست نزدیک تر به مرکز مقاومت باشد. بدین منظور می‌توان به جای براکت نیرو را به Hook وارد کرد. Hook ها طولهای متفاوتی دارند. با اینکه این امر می‌تواند Tipping را به حداقل کاهش دهد اما استفاده از Hook های بلند عملی نیست زیرا ممکن است به لثه‌ها صدمه بزند همچنین ممکن است مشکلات بهداشتی برای بیمار ایجاد کند زیرا غذا به راحتی در زیر آنها گیر می‌کند. از لحاظ عملی hook های متوسط (Kobayashi) ترجیح داده می‌شوند.

### زاویه وایر - براکت

زاویه بین وایر و براکت به مقدار زیادی بر روی اصطکاک اثر می‌گذارد. هر چه زاویه بیشتر باشد اصطکاک بیشتر است. این امر بخصوص هنگام کار با براکت‌های Preadjusted از اهمیت بالایی

برخوردار است. اگر یک وایر انعطاف پذیر در براکتی که بیش از حد Tip شده است قرار گیرد ممکن است گشتاورهای زیادی ایجاد کند بنابراین باعث اصطکاک زیاد و یا Binding شود. Binding در حقیقت جلوی حرکت دندان مورد نظر را می‌گیرد و باعث میشود دندان انکورجیج شروع به حرکت کند (Anchorage Loss). با اینکه در ابتدای درمان از وایرهای انعطاف پذیر نازک استفاده می‌شود ولی می‌توان تا حدی انتظار Anchorage Loss را داشت. به لطف پیشرفت‌های جدید در تکنولوژی مواد و روش‌ها، امروزه ارتودنسیستها قادرند مکانیسم‌های جایگزین خود برای حرکت مطلوب دندان را ایجاد کنند. برای مثال می‌توان از سیستم بدون اصطکاک به جای سیستم دارای اصطکاک استفاده کرد.

### سیستم‌های بدون اصطکاک

از آنجائیکه سیستم‌های دارای اصطکاک غیر قابل پیش بینی هستند و چند فاکتوری می‌باشند محققین همیشه در صدد بوده‌اند تا سیستم‌های با قابلیت پیش بینی بیشتری را معرفی کنند. تکنیک Segmented بر این معایب فایق آمده است.

### فلسفه تکنیک Segmented

در این تکنیک قوس دندانی به 2 قسمت تقسیم می‌شود. قسمت قدامی شامل دندانهای انسیزور و کاین و قسمت خلفی شامل پره مولرها و مولرها می‌باشد. دو سمت چپ و راست قسمت خلفی توسط یک Transpalatal Arch به هم وصل می‌شوند. در حقیقت هر بخش همانند یک دندان بزرگ با وایر مربع مستطیل می‌باشد. در این تکنیک تمامی حرکات دندانی به عنوان رابطه بین 2 دندان تلقی میشود (فصل سوم) و این امر باعث ساده تر شدن کنترل و پیش بینی آن میشود. هر یک از این دندانهای بزرگ (هر Segment) دارای مرکز مقاومت مربوط به خود می‌باشد (شکل 4-8). اگر مقدار نیرو و گشتاور قابل اندازه گیری باشد سیستم نیرو قابل پیش بینی است (فصل 3) در تکنیک Segmented بزرگی نیروی وارد شده به هر بخش را می‌توان توسط دستگاه Dynamometer اندازه گیری کرد. بنابراین با اندازه گیری فاصله بین 2 قسمت می‌توان به راحتی گشتاور را محاسبه کرد. در حال حاضر از وایرهایی که از قبل مدرج شده‌اند استفاده میشود که این خود نتایج را قابل پیش بینی تر می‌کند.

در تکنیک Segment فاصله زیاد بین براکتی امکان وارد کردن نیروی کم و طولانی مدت را فراهم می‌سازد. به منظور سود جستن بیشتر از این مزیت می‌توان از وایرهای انعطاف پذیر با دامنه کاری بالا و سفتی کم مثل آلیاژ تیتانیوم مولیبدنیوم (TMA) استفاده کرد.

### مقایسه سیستم‌های دارای اصطکاک با سیستم‌های بدون اصطکاک

سیستم‌های بستن فضا را می‌توان به 2 گروه دارای اصطکاک و بدون اصطکاک تقسیم بندی کرد. در سیستم دارای اصطکاک دندان توسط حرکت لغزشی بر روی وایر حرکت می‌کند. این حرکت را می‌توان به حرکت قطار روی ریل تشبیه کرد. هر چند در سیستم بدون اصطکاک دندانها توسط Loopها حرکت می‌کنند که می‌توان آن را به بلند کردن یک واگن قطار توسط یک جرثقیل و انتقال دادن آن تشبیه کرد.

سیستم‌های دارای اصطکاک بر روی یک وایر نصب می‌شوند که این وایر بر روی تمامی دندانها بین 2 مولر قرار دارد. به لطف وایرهای Straight با میزان  $\frac{load}{deflection}$  کم و فنریت بالا مثل نیکل تیتانیوم عمل Leveling دیگر کار دشواری نیست. به علاوه Chair Time بیمار نسبت به سیستم‌هایی که دارای Loop فراوان بودند کاهش یافته است. هر چند وایرهای Straight تحت تاثیر موقعیت دندانها، شیب براکت و شکل کلی قوس دندانی می‌باشد. بنابراین مکانیسم عمل آنها غیر قابل پیش بینی است.

بعلاوه پیش بینی شیب نهایی پلان‌های اکلوزال نیز دشوار است. در طول درمان برای تحت کنترل داشتن روابط بین اکلوزالی معمولاً از هدیگر یا الاستیک‌های بین فکی استفاده می‌شود. با وجود معایب هنوز هم سیستم‌های دارای اصطکاک و Wire Straight متداول ترین شیوه مورد استفاده می‌باشد و علت آن راحتی استفاده و Chair Time کمتر است.

در سیستم‌های بدون اصطکاک دندانها به صورت تکی یا گروهی توسط Loopها حرکت داده می‌شوند. این امر متخصص را قادر می‌سازد که از ایجاد اصطکاک بین وایر و براکت جلوگیری کند. زیرا در بستن فضا اصطکاک می‌تواند حرکت دندانی را کندتر کند. بعلاوه کنترل کردن مقدار نیرو و گشتاور امکان کنترل اثرات نامطلوب را فراهم می‌نماید اما در سیستم Straight Wire این امر امکان پذیر نیست.

### فواید سیستم‌های دارای اصطکاک

- استفاده از Straight Wire آسان است بنابراین Chair Time کمی نیاز دارد.
- نسبت به Loop Wire ها بیمار آزار کمتری می‌بیند. (مشکلات بهداشتی و تحریک بافت و نرم در سیستم‌های دارای اصطکاک کمتر است)
- با استفاده از وایرهای نیکل تیتانیوم انعطاف پذیر می‌توان به راحتی Leveling را انجام داد.
- تمامی قوس دندانی را می‌توان تنها با یک وایر کنترل کرد.

### معایب سیستم‌های دارای اصطکاک

اصطکاک یک پدیده چند فاکتوری است که این امر باعث غیر قابل پیش بینی شدن نتایج آن میشود. هرگونه تقابلی بین وایر، براکت‌ها و Ligature ها باعث اصطکاک می‌شود. بنابراین احتمال وقوع Anchorage loss در سیستم‌های دارای اصطکاک بیشتر می‌باشد.

- شیب پلان اکلوزال و رابطه بین اکلوزالی می‌بایست توسط الاستیک‌های بین فکی، Micro - Implant یا هدیگر کنترل شود.
- عقب بردن دندان کانین در طول وایر و یا اعمال نیروی بیش از حد ممکن است باعث اکستروژن انسیزورها و در نتیجه Deep Bite شود.
- En mass retraction بدون هدیگر مشکل است و نیاز به همکاری بسیار خوبی از سوی بیمار دارد.

### مزایای سیستم بدون اصطکاک

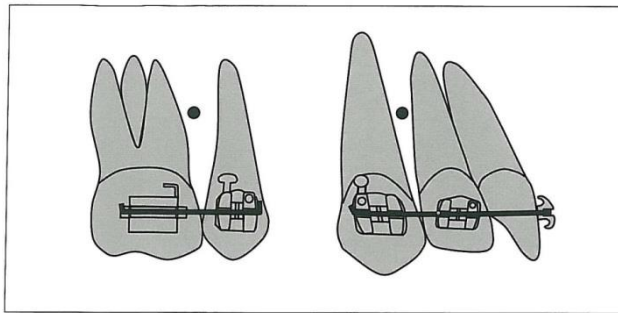
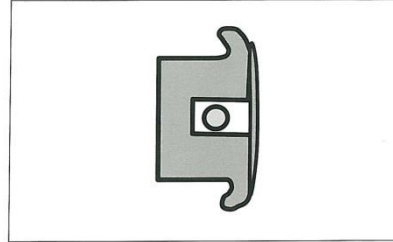
- با استفاده از Loop نسبت  $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$  به طور موثری افزایش می‌یابد این کار اجازه کنترل Torque در دندانهای قدامی در خلال بستن فضا را می‌دهد.
- فاصله بین نقاطی که نیرو بر آنها وارد می‌شوند را زیاد می‌کند بنابراین باعث کاهش  $\frac{\text{load}}{\text{deflection}}$  و افزایش دامنه کاری آن می‌شود.
- در این سیستم مکانیسم عمل قابل پیش بینی تر است و می‌توان مقادیر نیرو و گشتاور را اندازه گیری کرد.
- برخی از مکانیک‌ها مثل اینترژن دندانهای قدامی و Upright کردن مولرها ساده تر می‌باشد.

### معایب سیستم‌های بدون اصطکاک

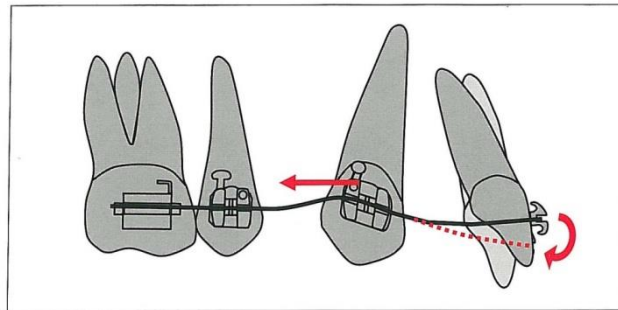
- Loop Bend نیاز به Chair Time بسیار زیادی دارد.
- Loop ها برای مریض می‌تواند ایجاد مشکلات بهداشتی کند و یا آنها را آزار دهد.
- کنترل عرضی بر روی کانین‌ها در هنگام عقب بردن نسبت به مکانیک لغزشی کمتر می‌باشد.

حرکت دندانها در درمان ارتودنسی از طریق کنترل نیرو صورت می‌گیرد. هر یک از سیستم‌های ذکر شده دارای اثرات نامطلوب غیر قابل پیش بینی مربوط به خود می‌باشند. اما با استفاده صحیح از قوانین بیومکانیک می‌توان به هدف مطلوب نهایی دست یافت.

**شکل 7-4.** براکت‌های Self Ligating اجازه می‌دهد وایر آزادانه در طول شیار حرکت کند. این حرکت اصطکاک را کاهش می‌دهد ولی باعث کمتر شدن کنترل بر روی حرکت دندان هم می‌شود.



**شکل 8-4.** در تکنیک Segmented دندانهای قدامی و خلقی توسط وایر مربع مستطیل به 2 بخش تقسیم می‌شوند. این 2 سگمنت را می‌توان به عنوان 2 دندان بزرگ با مرکز مقاومت مربوط به خودشان در نظر گرفت.



**شکل 9-4.** عقب بردن کانین در طول یک وایر انعطاف پذیر و یا وارد آوردن نیروی بیش از حد به علت Tipping زیاد به سمت عقب می‌تواند باعث اکستروژن انسیزورها و عمیق تر شدن Deep Bite شود.