



اصول فیزیکی

حرکت دندان در درمان‌های ارتودنسی نیاز به کاربرد نیرو و پاسخ بافت پرویودنتال به این نیروها دارد. اصول مکانیک توسط قوانین فیزیک همانند نیوتن (Newton) و هوک (Hook) کنترل می‌گردد. این فصل، تعاریف اساسی و اصول مکانیکی کاربردی را بحث می‌نماید که بستری برای فصول بعدی می‌باشد.

قوانین نیوتن

سه قانون نیوتن (۱۶۴۲-۱۷۲۷) که روابط بین نیرو و جسم و حرکات آنها را آنالیز می‌نماید در ارتودنسی کاربرد دارد.

❖ قانون اینرسی

قانون اینرسی، ثبات اجسام را آنالیز می‌نماید. هر جسمی در سکون است و یا به حرکت خطی خود ادامه می‌دهد. مگر اینکه با نیروی دیگری مواجه شود.

❖ قانون شتاب

قانون شتاب می‌گوید که تغییر در حرکت در رابطه با نیروی محرکی که به آن وارد می‌شود نسبی است. شتاب در جایی که نیرو وارد می‌شود در یک مسیر خطی، اتفاق می‌افتد.

$$A = F \times M$$

M = جرم

F = نیرو

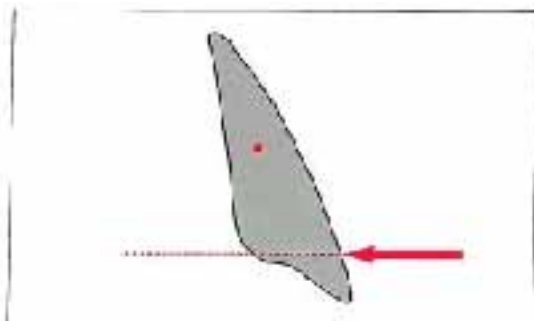
A = شتاب

❖ قانون عمل و عکس‌العمل

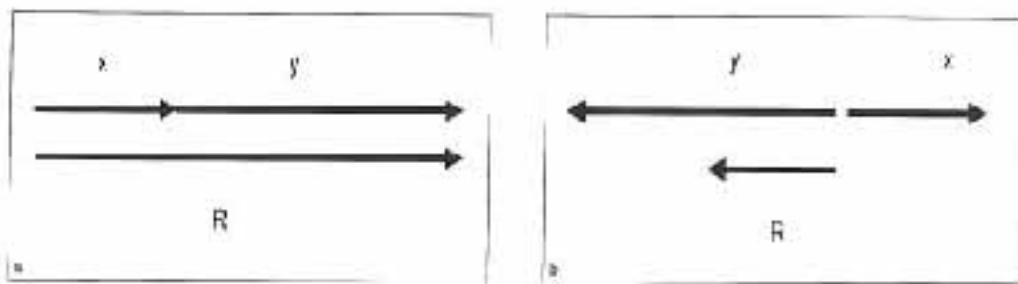
عکس‌العمل دو جسم در برابر یک دیگر همیشه مساوی و در خلاف جهت می‌باشد. بنابراین در هر عملی یک عکس‌العمل برابر و در خلاف جهت وجود دارد.

بردارها

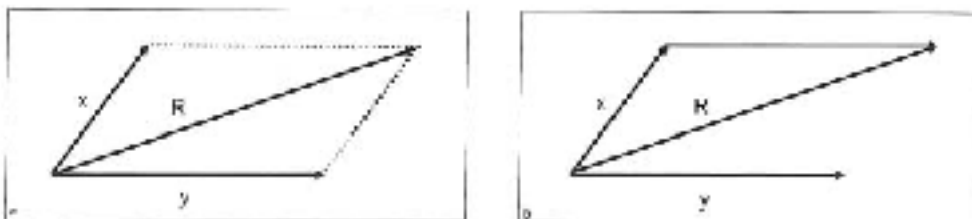
از اتصال دو نقطه یک خط حاصل می‌شود. وقتی از هر یک از نقاط به سوی نقطه دیگر حرکتی آغاز شود یک مسیر یا جهت ایجاد می‌شود. میزان نیرو که در یک نقطه بر روی جسم تاثیر می‌گذارد بردار نامیده می‌شود و توسط یک پیکان (Arrow) نشان داده می‌شود. برای مثال، در شکل ۱-۱ جهت نیرو که از طریق Labial Bow دستگاه متحرک بر روی سطح لیبیال انسیزورهای فک بالا اعمال می‌شود در مسیر افقی می‌باشد. جهت نیرو در مسیر خلفی اعمال می‌گردد (از سمت قدام به خلف) و طول پیکان میزان نیرو را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱. نیرو یک بردار است. نیرویی که بر روی دندان انسبیزور اعمال می‌شود با طول پیکان نشان داده شده است. نیرو بر روی تاج دندان وارد می‌شود. جهت نیرو افقی است و مسیر آن از قدام به خلف است.



شکل ۱-۲. جمع ۲ نیرو در یک خط و در یک مسیر برابر با جمع دو نیرو است. شکل a $R=x+y$ و جمع ۲ نیرو در یک خط و در ۲ مسیر مخالف برابر با جمع جبری دو نیرو است. شکل b $R=x+(-y)$



شکل ۱-۳. (a) برآیند نیرو (R) که از جمع ۲ بردار x, y در یک مسیر حاصل می‌شود برابر با قطر متوازی الاضلاعی است که ۲ بردار در دو سمت آن واقع است. (b) برآیند نیرو (R) همچنین می‌تواند با رسم یک بردار به موازات بردار y از انتهای بردار x شروع شود. سپس از انتهای این بردار به ابتدای بردار x وصل شود.

❖ جمع بردارها

بردارها بر روی محور مختصات تعریف می‌شوند. برای بردارها وجود ۲ محور مختصات کافی است. در شکل ۲a-۱ مشاهده می‌شود که برآیند نیروهای مختلف y, x که در یک خط و در یک جهت هستند برابر با جمع دو بردار می‌باشد $(x+y)$. برآیند دو بردار در یک خط اما در ۲ مسیر مختلف برابر با جمع جبری دو بردار است. $(x+[-y])$ (شکل ۲b-۱)

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۳

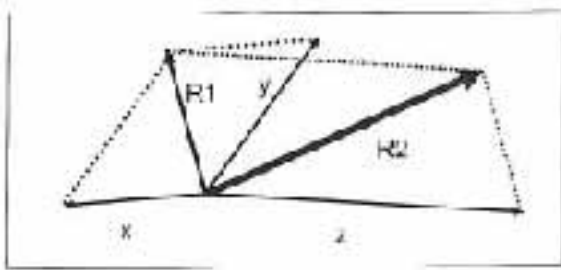
برآیند دو بردار که از یک نقطه جدا می‌شود برابر با قطر متوازی الاضلاعی است که دو بردار در دو سمت آن واقع است (شکل ۳a-۱) همچنین، برآیند این بردار با اتصال یک بردار به موازات بردار y از انتهای بردار x شروع می‌شود. سپس انتهای این بردار به ابتدای بردار x وصل می‌گردد (شکل ۳b-۱).

❖ جمع چند بردار

جمع چند بردار همانند جمع دو بردار محاسبه می‌شود. بنابراین بردار سوم با برآیند دو بردار اول و دوم جمع می‌گردد و همین‌طور برای بردارهای بیشتر محاسبه می‌گردد (شکل ۴-۱).

❖ تفریق ۲ بردار

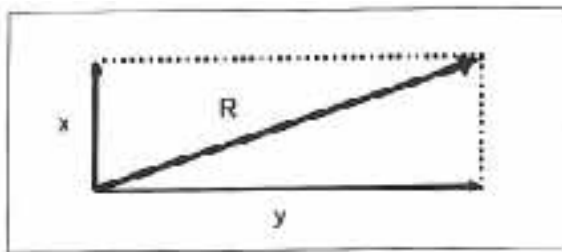
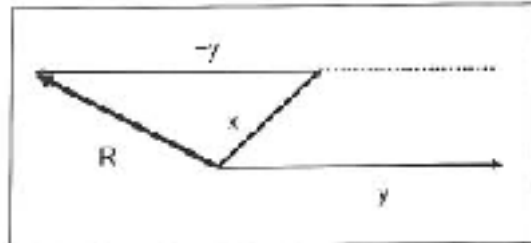
به منظور تفریق دو بردار، بردار دیگری ($-y$) در مسیر مخالف از انتهای بردار x و به موازات بردار y کشیده می‌شود سپس از ابتدای بردار x به انتهای آن بردار وصل می‌شود ($-y$). بنابراین برآیند R از نقطه اثر نیرو در محل تلاقی x و y به سوی انتهای محور $-y$ رسم می‌شود.



شکل ۴-۱. برای به دست آوردن برآیند چند بردار که دارای نقطه اثر یکسانی هستند. در ابتدا برآیند R' از بردار x و y کشیده می‌شود. سپس برآیند R_2 از بردار Z و بردار R_1 به دست می‌آید.

$$x + y = R_1, Z + R_1 = R_2$$

شکل ۵-۱. تفریق دو بردار که دارای یک نقطه اثر می‌باشند. توسط بردار دیگری ($-y$) که از انتهای بردار x کشیده می‌شود و به موازات بردار y و در خلاف جهت آن است به دست می‌آید سپس انتهای بردار $-y$ به محل اتصال بردار x و y متصل می‌شود.



شکل ۶-۱. تجزیه برآیند نیرو به اجزاء تشکیل دهنده آن در یک محور مختصات با محورهای x و y .

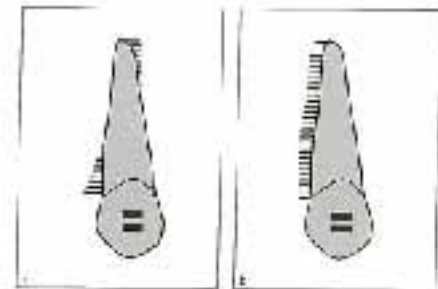
تجزیه یک بردار به اجزاء آن

برای تجزیه یک بردار به اجزاء آن دو خط موازی از نقطه اثر برآیند به سمت اجزایی که ایجاد می‌کند، کشیده می‌شود. با کشیدن دو خط موازی از انتهای برآیند R به سوی خطوط ذکر شده یک متوازی الاضلاع حاصل می‌شود. جمع ۲ مولفه‌ای که از این طریق به دست می‌آید برابر با برآیند R است.

تجزیه برآیند به اجزاء تشکیل دهنده آن به منظور درک بهتر نیروها و به منظور محاسبات مثلثاتی توسط محورهای x و y نمایش داده می‌شود (شکل ۶-۱). در حقیقت برآیند می‌تواند در جهت‌های بسیار زیادی تجزیه شود. به طور معمول محور x در جهت افقی و محور y در جهت عمودی پذیرفته شده است.

نیرو

نیرویی که بر یک جسم وارد می‌شود باعث تغییر موقعیت و یا تغییر شکل جسم می‌شود. در ارتودنسی نیرو با گرم، انس یا نیوتن اندازه‌گیری می‌شود. نیرو یک بردار است که دارای جهت، مقدار و نقطه اثر می‌باشد. در ارتودنسی عواملی مثل توزیع و مدت نیرو مهم هستند. در خلال حرکت Tipping نیرو در یک سمت در ناحیه کرست استخوان آلوئول و در سمت دیگر در ناحیه آپکس وارد می‌شود (شکل ۷a-۱). در خلال حرکت انتقالی نیرو به صورت یکسان بر روی استخوان و سطح ریشه پخش می‌شود (شکل ۷b-۱).



شکل ۷-۱. توزیع نیرو در استخوان آلوئول و سطح ریشه در خلال Tipping در شکل a و در حرکت انتقالی در شکل b مشاهده می‌شود. در خلال Tipping امکان تحلیل غیرمستقیم استخوان آلوئول به علت تجمع نیروها در نواحی کوچک، زیاد است. بنابراین نیرو بایستی تا حد امکان کم باشد.

مدت اثر نیرو

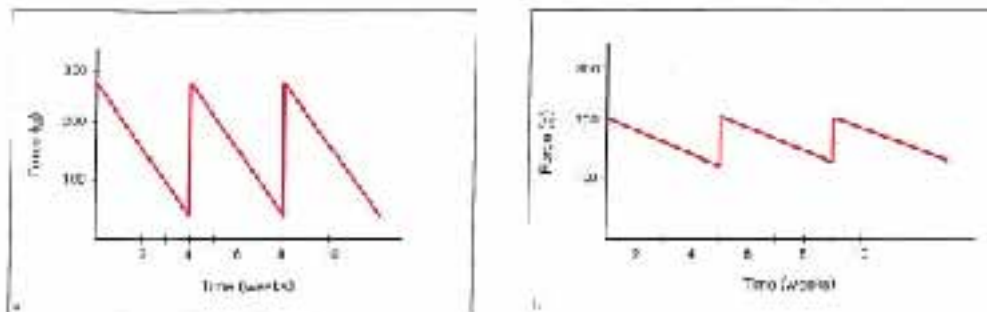
❖ ثبات نیرو

بهترین نیرو، مقداری است که بدون آثار تخریبی بر روی بافت پرپودنتال یا درد برای بیمار باعث سریعترین حرکت گردد. برای رسیدن به مطلوب‌ترین پاسخ بیولوژیکی در بافت پرپودنتال، وجود نیروی کم و پیوسته (Light and Continuous) ضروری است. مقایسه کاهش نیرو در طول زمان در ۲ نوع مختلف Coil Spring با نسبت $\frac{load}{deflection}$ کم و زیاد در شکل ۸-۱ نشان داده شده است.

❖ نیروهای مداوم

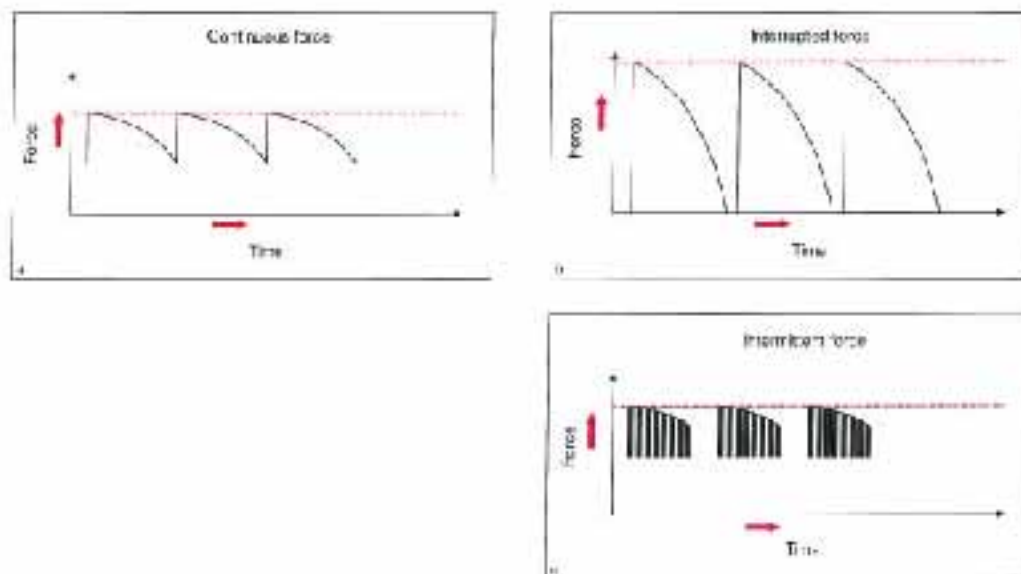
نیروی مداوم را می‌توان توسط وایرهایی با $\frac{load}{deflection}$ کم و با دامنه کاری مناسب به دست آورد. در مرحله Leveling، هنگامی که بین دندان‌ها اختلاف قابل توجهی از نظر Level وجود دارد، به منظور حفظ انکورپیج و افزایش فاصله بین ویزیت‌های بیمار استفاده از این نوع وایرها توصیه می‌شود.

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۵



شکل ۸-۱. شکل a کاهش نیرو در طول زمان در فتری با میزان $\frac{load}{deflection}$ زیاد و شکل b با میزان $\frac{load}{deflection}$ کم را نشان می‌دهد. با در نظر گرفتن زمان یکسان ۴ هفته، کاهش نیرو در فتری با $\frac{load}{deflection}$ زیاد برابر ۲۲۵ گرم و در فتری با $\frac{load}{deflection}$ کم برابر ۷۵ گرم است.

نیروی به مقدار جزئی کاهش می‌یابد ولی هرگز در خلال بین ۲ ویزیت که به طور کلینیکی ۱ ماه است به صفر نمی‌رسد و بدین ترتیب منجر به حرکت کنترل شده و با ثبات دندانی می‌گردد (شکل a ۱-۹). نیروی ایجاد شده توسط فنر Open Coil با آلیاژ نیکل تیتانیوم یک نیروی پیوسته است.



شکل ۹-۱. اثرات نیروی پیوسته در شکل a و نیروی Interrupted در شکل b و نیروی Intermittent در شکل c بر روی بافت پرپودنتال نشان داده شده است.

✓ نیروی Interrupted

نیروی Interrupted نیرویی است که بعد از مدت کوتاهی که اعمال می‌گردد به صفر می‌رسد. اگر در ابتدا نیروی به کار برده شده کم باشد دندان به مقدار جزئی توسط Direct Resorption حرکت می‌کند و سپس به

۶ / اصول علمی و کاربردی بیومکانیک در ارتودنسی

موقعیت اولیه خود بر می‌گردد و سپس مجدداً نیرو اعمال می‌شود. بعد از کاربرد نیروی Interrupted بافت‌های نگه دارنده دندان وارد مرحله ترمیم می‌شوند تا اینکه دوباره نیرو وارد گردد (شکل ۹-۱ b). بهترین مثال برای نیروی Interrupted استفاده از دستگاه Rapid Expansion می‌باشد.

✓ نیروی Intermittent

نیروی Intermittent نیرویی است که با برداشتن دستگاه به صفر می‌رسد (شکل ۹-۱ c). وقتی دستگاه مجدداً به بیمار داده می‌شود، نیرو به مقداری که قبلاً دستگاه در دهان بوده است می‌رسد و سپس بتدریج کاهش می‌یابد. دستگاه‌های خارج دهانی مثالی از نیروی Intermittent می‌باشد.

❖ مرکز مقاومت

نقطه‌ای را که برآیند نیرو با محور طولی دندان قطع می‌کند و منجر به حرکت دندان می‌شود به عنوان مرکز مقاومت دندان نام‌گذاری می‌کنند. از نظر تئوری مرکز مقاومت یک دندان در ریشه قرار دارد و محل آن به سختی مشخص می‌گردد. مطالعات نشان داده است که مرکز مقاومت یک دندان تک ریشه در محور طولی ریشه و تقریباً در ۲۴٪ تا ۳۵٪ فاصله از لبه کرسٹ آلونول واقع شده است.

در بسیاری موارد مرکز مقاومت با مرکز ثقل Center of Mass به اشتباه گرفته می‌شود. مرکز ثقل عبارت است از نقطه تعادل یک جسم که تحت تاثیر نیروی جاذبه می‌باشد. در حالیکه دندان جسمی است که توسط ساختمانهای پرپودنتال، استخوان و نیروی عضلات مهار شده است. بنابراین مرکز مقاومت، همان نقطه تعادل در اجسام مهار شده است.

مرکز مقاومت برای هر دندانی مختص آن دندان می‌باشد. محل مرکز مقاومت بستگی به تعداد ریشه‌ها، میزان استخوان آلونول و طول و مرفولوژی ریشه‌ها دارد. بنابراین مرکز مقاومت با تحلیل ریشه یا از بین رفتن استخوان به علت مشکلات پرپودنتال تغییر می‌کند (شکل ۱۰-۱). در مواردی که استخوان آلونول تحلیل می‌رود مرکز مقاومت به سمت اپیکال حرکت می‌کند.

❖ مرکز چرخش

مرکز چرخش نقطه‌ای است که دندان اطراف آن نقطه می‌چرخد. موقعیت این نقطه به سیستم نیرویی که به آن وارد می‌شود مثل نسبت $\left(\frac{M}{F}\right)$ وابسته است. وقتی یک زوج نیرو به دندان وارد می‌شود این نقطه بر روی مرکز مقاومت منطبق می‌شود به عبارت دیگر دندان در اطراف مرکز مقاومت می‌چرخد. در حرکت انتقالی مرکز چرخش در بی‌نهایت قرار دارد که بدین معنی است که چرخشی وجود ندارد. این موضوع با جزئیات بیشتری در قسمت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ در این فصل توضیح داده خواهد شد.

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۲

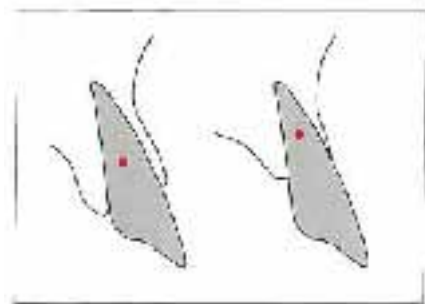
❖ گشتاور

گشتاور در اثر نیرو ایجاد می‌شود و باعث چرخش یا Tipping دندان می‌گردد. گشتاور توسط ضرب نیرو (F) در فاصله عمودی بین مرکز مقاومت و محلی که نیرو اعمال می‌شود $M = F \times d$ مشخص می‌گردد (شکل ۱-۱۱) و در ارتودنسی با واحد گرم \times میلی‌متر (gr \times mm) اندازه‌گیری می‌شود.

نیروهایی که از مرکز مقاومت عبور می‌کنند، به علت اینکه فاصله تا مرکز مقاومت صفر است، گشتاور ایجاد نمی‌کنند. بنابراین دندان نمی‌چرخد و فقط حرکت انتقالی خواهد داشت (شکل ۱-۱۲). از آنجائی که گشتاور هم به نیرو و هم به فاصله‌ای که نیرو تا مرکز مقاومت اعمال می‌شود وابسته است می‌توان با دو برابر کردن فاصله و نصف کردن نیرو و یا برعکس اثر چرخشی یکسانی را به دست آورد. در مواردی که نیرو زیاد نیست، اما فاصله‌ای که نیرو تا مرکز مقاومت دارد زیاد است به علت گشتاور زیاد ممکن است به بافت‌های پرپودنتال آسیب وارد شود.

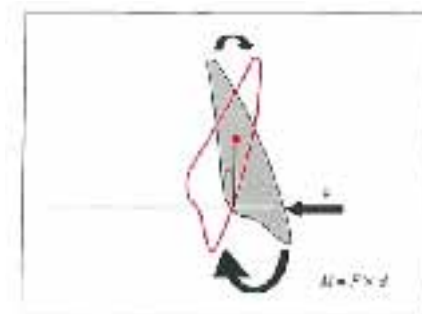
❖ نیروی مزدوج

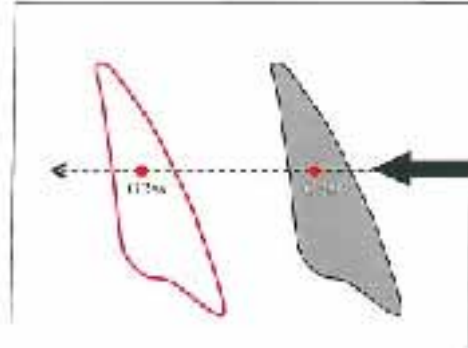
نیروی مزدوج سیستمی است که دارای ۲ نیروی موازی در خلاف جهت با مقدار مساوی می‌باشد. هر نقطه‌ای از جسم که نیروی مزدوج به آن وارد شود تحت تاثیر حرکت چرخشی در همان مسیر و با همان مقدار نیرو قرار می‌گیرد. محلی که نیروی مزدوج وارد می‌شود، مهم نیست، جسم حول مرکز مقاومت می‌چرخد. به عبارت دیگر مرکز مقاومت و مرکز چرخش روی هم قرار می‌گیرند (شکل ۱-۱۳). برای مثال وقتی Torque یا Third-Order Couple) به داخل براکت دندان انسیزور وارد شود باعث Tipping دندان حول مرکز مقاومت آن می‌شود. این پدیده با جزئیات بیشتر در قسمت سیستم‌های نیروی مساوی در این فصل توضیح داده شده است. مقدار گشتاور با حاصل ضرب مقدار یکی از نیروها در فاصله عمودی بین راستای دو نیرو به دست می‌آید.



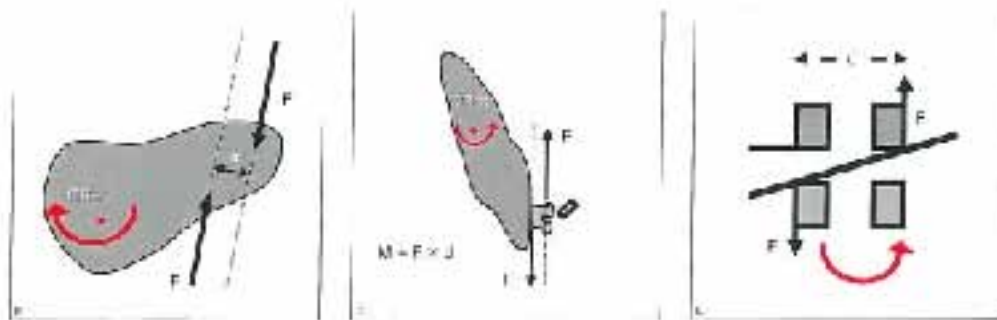
شکل ۱-۱۰. مرکز مقاومت به علت تحلیل استخوان آلوئول یا بافت‌های نگه دارنده دندان به سمت اپیکال حرکت می‌کند.

شکل ۱-۱۱. راستای نیرویی که به دندان وارد می‌شود از مرکز مقاومت دندان نمی‌گذرد و باعث ایجاد گشتاور می‌شود که تولید حرکت چرخشی Tipping بر روی دندان می‌نماید. براساس فرمول $M = F \times D$ گشتاور با حاصل ضرب مقدار نیرو در فاصله عمودی از راستایی که نیرو وارد می‌شود تا مرکز مقاومت به دست می‌آید.





شکل ۱۲-۱. وقتی نیرو از مرکز مقاومت دندان می‌گذرد باعث حرکت انتقالی می‌شود. در حرکت انتقالی مرکز مقاومت در راستای نیرویی که به آن وارد می‌شود قرار می‌گیرد.



شکل ۱۳-۱. نیروی مزدوج باعث حرکت چرخشی در اطراف مرکز مقاومت یک جسم بدون توجه به نقطه‌ای که نیرو وارد می‌شود، می‌گردد. بدین ترتیب مرکز چرخش و مرکز مقاومت روی هم قرار دارند (a). در اینجا ۲ مثال از نیروی مزدوج در دستگاه ثابت نشان داده شده است در شکل b نیروی (Third Order) Torque و در شکل c کاربرد Antitip (Second Order) مشاهده می‌شود. برای محاسبه گشتاور کافی است که مقدار یکی از نیروها (F) در فاصله عمودی بین راستای ۲ نیرو (D) ضرب گردد.

❖ انتقال نیرو در امتداد راستای نیرو

نیرو می‌تواند بدون هیچ گونه تغییری در خصوصیات فیزیکی در امتداد راستای خود انتقال یابد. به شرطی که راستای نیرو تغییر نکند، هر نوع نیرویی که بر دندان اعمال می‌گردد چه از طریق Open Coil Spring و یا از طریق Chain Elastic دندان را به عقب بکشد، دارای اثر یکسانی می‌باشد. اصول انتقال نیرو این نکته را شرح می‌دهد که اثر نیرو بر روی دندان به راستای نیرو وابسته نیست.

❖ تعادل سکون و آنالیز اجسام آزاد

قوانین تعادل سکون به طور مشابه‌ای برای هر شیئی و هر قسمتی از آن و برای هر سیستم مکانیکی و هر قسمتی از آن به کار برده می‌شود. بنابراین به منظور درک آسان نیروی‌های وارد شده بر روی سیستم‌های مکانیکی فقط کافی است که قسمتی از سیستم مکانیکی را در یک شیئی آزاد آنالیز نمائیم. برای مثال به منظور روشن کردن آثار نیروها در قوس فکی کافی است که رابطه بین ۲ دندان را بجای رابطه بین ۱۴ دندان آنالیز نمائیم. بدیهی است که نیروهای وارد شده در این سیستم دو دندانی بایستی در تعادل باشند. به طور

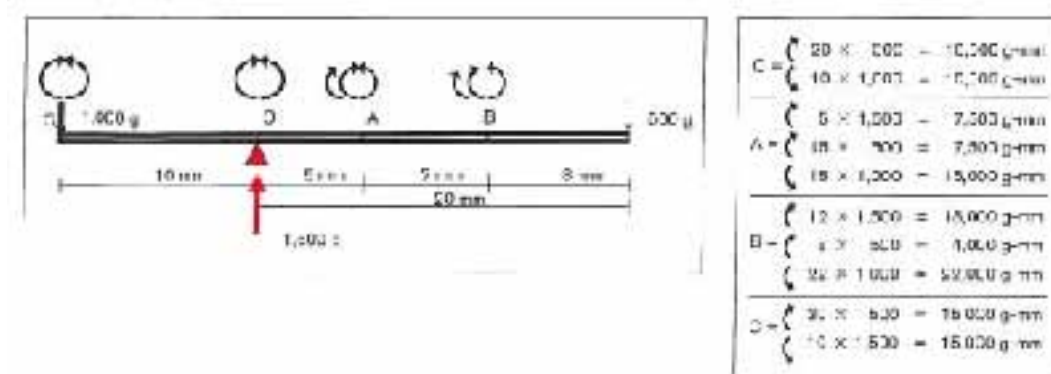
فصل ۱: اصول فیزیکی / ۹

خلاصه آنالیز نیروها در قسمت کوچکی از یک شیء آزاد و یا آنالیز یک شیء در حال سکون باعث می‌شود که متخصص ارتودنسی بتواند راجع به کل سیستم ایده مناسبی داشته باشد.

علم استاتیک به تعادل اجسام تحت اثر نیروها می‌پردازد. قانون اصلی استاتیک قانون اول نیوتن است که می‌گوید اگر جسمی در حال سکون و یا دارای حرکت ثابت در مسیر خاصی است برآیند نیروها که بر این جسم اثر می‌کنند برابر صفر است. به عبارت دیگر، قانون تعادل سکون می‌گوید که در هر نقطه‌ای از جسم جمع جبری نیروها بایستی صفر باشد.

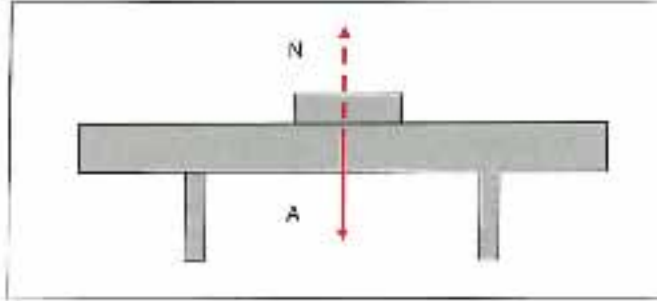
$$(\sum F_x = 0, \sum F_y = 0, \sum F_z = 0)$$

در جسمی که در موقعیت چرخشی بالانس شده قرار دارد جمع جبری تمام گشتاورها بایستی صفر باشد $(\sum M_x = 0, \sum M_y = 0, \sum M_z = 0)$. مجموع گشتاورها برای هر قسمتی از جسم که در تعادل سکون قرار دارد برابر صفر است. در این خصوص به شکل ۱۴-۱ مراجعه شود. درک این قانون بسیار مهم است زیرا پایه و اساس کاربردهای کلینیکی در درمان‌های ارتودنسی است.



شکل ۱۴-۱. در تعادل سکون مقدار گشتاورها در اطراف هر نقطه باید برابر باشند. جمع جبری گشتاور نیروها در خلاف جهت عقربه‌های ساعت و در جهت عقربه‌های ساعت در نقاط C، B، A، O بایستی صفر باشند.

کتابی که در شکل ۱۵-۱ مشاهده می‌شود در حالت تعادل است. عاملی که باعث می‌شود این کتاب در حالت تعادل بماند نیروی ناشی از وزن کتاب است که در شکل با A نشان داده شده است. وزن کتاب بر روی میز نیرویی برابر و در خلاف جهت ایجاد می‌کند که در شکل با N نشان داده شده است. چون سیستم در حالت تعادل است، نیروهایی که بر جسم اثر می‌کند در حالت تعادل می‌باشند. بهترین شرایط برای یک جسم در حال تعادل این است که هیچ حرکتی در سیستم نباشد.



شکل ۱۵-۱. کتاب در روی میز در حالت تعادل قرار دارد. برای اینکه کتاب در تعادل بالانس باقی بماند نیروی مخالف وزن کتاب که در اینجا با N نشان داده شده است باید با نیروی وزن کتاب که با A نشان داده شده است مساوی و در خلاف جهت آن باشد.

حرکت دندان

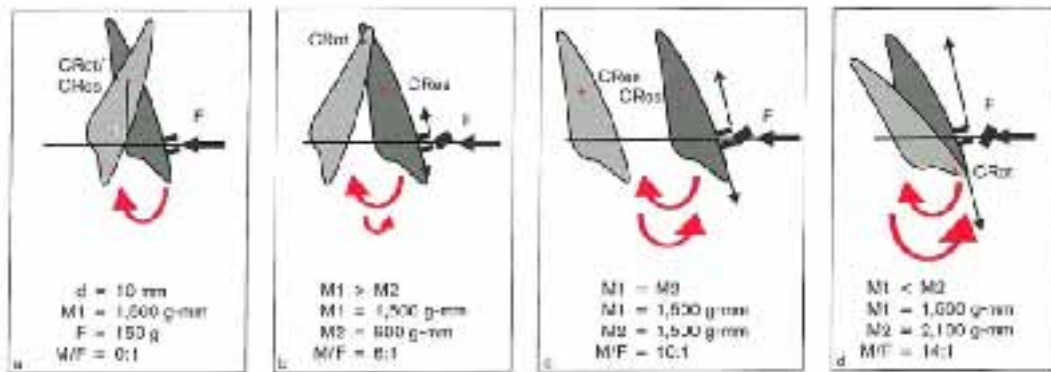
❖ حرکت Tipping

✓ حرکت Tipping کنترل شده و کنترل نشده

حرکت Tipping ساده‌ترین نوع حرکت دندانی است. وقتی یک نیروی منفرد توسط سیم یا مقطع گرد در برکت اعمال می‌گردد، دندان حول مرکز چرخش که در وسط ریشه و نزدیک مرکز مقاومت است، می‌چرخد. این نیروی منفرد باعث حرکت تاج و ریشه در خلاف جهت می‌شود. این حرکت که توسط گشتاور نیرو (M_1) ایجاد می‌شود نیروی Tipping کنترل نشده نام دارد (شکل ۱۶a-۱) که از نظر کلینیکی نامطلوب است. در این حرکت، نسبت $\frac{M}{F}$ از تقریباً $\frac{1}{8}$ به $\frac{1}{5}$ می‌تواند تغییر کند (به قسمت گشتاور به نیرو در همین فصل مراجعه شود).

اگر گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت ($M_2 = \text{Torque}$) توسط سیم یا مقطع مربع مستطیل به نیروی قبلی اضافه گردد دندان به سمت دیستال Tip می‌شود که حرکت Tipping کنترل شده نامیده می‌شود. این حرکت از نظر کلینیکی مطلوب است. در این حرکت، مرکز چرخش به سمت آپکس حرکت می‌کند و دندان حول دایره‌ای به شعاع بزرگتر می‌چرخد. در حرکت Tipping کنترل شده نسبت $\frac{M}{F}$ از $\frac{6}{1}$ به $\frac{9}{1}$ تغییر می‌کند.

وقتی گشتاوری در خلاف جهت عقربه‌های ساعت (M_2, Torque) اعمال گردد و مقدار آن مساوی با گشتاوری باشد که توسط نیروی اولیه ایجاد شده است (M_1)، دو گشتاور همدیگر را خنثی می‌کنند و چرخشی ایجاد نمی‌شود. در این حالت، مرکز چرخش وجود ندارد (مرکز چرخش در بی‌نهایت است) و دندان حرکت انتقالی یا Bodily می‌یابد (شکل ۱۶c-۱). در حرکت انتقالی نسبت $\frac{M}{F}$ تقریباً برابر $\frac{10}{1}$ تا $\frac{12}{1}$ است. از نظر کلینیکی حرکت انتقالی یک حرکت مطلوب است اما ایجاد این حرکت و نگهداری از آن مشکل است. اگر گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت (M_2, Torque) افزایش یابد به طوری که نسبت $\frac{M}{F}$ تقریباً به $\frac{14}{1}$ برسد در آن موقع گشتاور ایجاد شده از گشتاور M_1 بیشتر می‌شود و در این صورت ریشه دندان حرکت می‌کند و مرکز چرخش در تاج واقع می‌شود (شکل ۱۶d-۱).



شکل ۱۶-۱. تغییر در نسبت $\frac{M}{F}$ باعث تغییر موقعیت مرکز چرخش می‌شود. در حرکت Tipping کنترل نشده نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{6}{1}$ است و مرکز چرخش بسیار نزدیک به مرکز مقاومت است. (a). در حالیکه در حرکت Tipping کنترل شده نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{10}{1}$ است و مرکز چرخش نزدیک به آپکس قرار می‌گیرد (b). در حرکت انتقالی نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{14}{1}$ است و مرکز چرخش در بی‌نهایت قرار دارد به عبارت دیگر چرخشی وجود ندارد. در حرکت ریشه نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{14}{1}$ است و مرکز چرخش در لبه تاج قرار دارد.

حرکت انتقالی

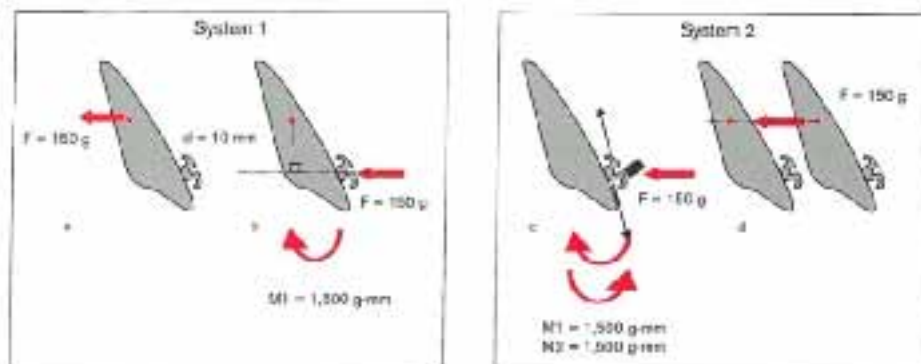
از نظر تئوری حرکت انتقالی بدون هیچ گونه تغییر در زاویه جسم نسبت به مرجعی مشخص می‌باشد (شکل ۱۲-۱). در خلال حرکت انتقالی همه نقاط یک جسم در فاصله یکسانی نسبت به همدیگر حرکت می‌کنند و بدین ترتیب همه نقاط دارای سرعت یکسانی می‌باشند.

حرکت چرخشی

حرکت چرخشی، حرکت جسم با تغییر زاویه نسبت به یک مرجع مشخص می‌باشد. اگر جسم حول مرکز مقاومت چرخش نماید، به آن حرکت چرخشی مطلق Pure Rotation گفته می‌شود.

❖ سیستم‌های تعادل نیرو

همانگونه که قبلاً ذکر شد این امکان وجود دارد که نیروها را بتوان در امتداد راستای خود بدون تغییر در خصوصیات فیزیکی آنها منتقل کرد. ولی امکان انتقال نیروها به موازات جهت وارد شدن نیروها وجود ندارد زیرا با تغییر محل اعمال نیرو، فاصله نسبت به مرکز مقاومت تغییر می‌کند بنابراین نوع حرکت دندانی عوض می‌شود (شکل‌های ۱۱-۱ و ۱۲-۱). اصول تعادل نیرو در شکل ۱۷-۱ مشاهده می‌شود و بیان می‌کند که همان حرکت انتقالی که با عبور نیرو از مرکز مقاومت دندان ایجاد می‌شود می‌تواند با عبور نیرو از داخل براکت هم ایجاد شود. نیروهایی که از مرکز مقاومت عبور می‌کنند باعث حرکت انتقالی می‌شوند.



شکل ۱۷-۱. (a) از آنجایی که حرکت انتقالی توسط نیرویی که از داخل مرکز مقاومت یک دندان می‌گذرد عملی نیست، این حرکت می‌تواند با اعمال نیرو در سیستم دیگری که از تاج می‌گذرد ایجاد شود. (b) وقتی نیروی ۱۵۰ گرمی اعمال می‌شود گشتاور (M_1) در جهت عقربه‌های ساعت به وجود می‌آید که برابر با $1500 \text{ gr} \times \text{mm}$ می‌باشد. (c) اگر این گشتاور با گشتاور دیگری (M_2) که از نظر مقدار برابر ولی در خلاف جهت می‌باشد خنثی گردد تنها نیروی ۱۵۰ گرمی باقی می‌ماند. (d) اگر این نیرو در تاج اعمال شود باعث حرکت انتقالی می‌شود و مثل این می‌ماند که نیرو در مرکز مقاومت اعمال شود.

از نظر کلینیکی به علت محدودیت‌های آناتومیکی و بیومکانیکی همیشه این امکان وجود ندارد که بتوان نیرو را از مرکز مقاومت دندان عبور داد (سیستم ۱). بنابراین این سیستم باید توسط سیستم دیگری که در آن نیرو از تاج می‌گذرد جایگزین شود (سیستم ۲). نیروهایی که از تاج عبور داده می‌شوند، همیشه از مرکز مقاومت عبور نمی‌کنند. این نیروها باعث چرخش (Tipping) دندان‌ها به علت وجود گشتاور در جهت عقربه‌های ساعت می‌شوند (M_1). برای ایجاد حرکت انتقالی این گشتاور بایستی با گشتاور دیگری (M_2) که برابر و در جهت مخالف باشد در تعادل قرار گیرد به عبارت دیگر همانگونه که در شکل ۱۷-۱ مشاهده می‌شود باید gr/mm $M_1 = M_2 = 1500$ باشد. در این مثال M_2 می‌تواند با اعمال نیرو در داخل براکت انسیزور یا Palatal Root Torque ایجاد شود (شکل ۱۷-۱c). در نتیجه گشتاورها همدیگر را خنثی می‌کنند و فقط نیروی ۱۵۰ گرم باقی می‌ماند که باعث حرکت انتقالی می‌شود.

❖ نسبت گشتاور به نیرو

دانستن نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ برای کنترل حرکت دندانی لازم است (شکل ۱۶-۱). نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ تعیین کننده نوع حرکت دندانی یا محل مرکز چرخش است. براساس فرمول $\frac{M}{F} = F \times \frac{d}{F}$ نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ همان فاصله است $\frac{M}{F} = d$. همانگونه که فاصله بین مرکز مقاومت و محل اعمال نیرو بیشتر می‌شود مقدار $\frac{M}{F}$ هم افزایش می‌یابد. در مثال شکل ۱۶a-۱ نیروی دیستالی ۱۵۰ گرم به براکت اعمال می‌گردد. از آنجایی که نیرو از مرکز مقاومت نمی‌گذرد $d = 10 \text{ mm}$ و گشتاور مخالف (M_2) بر روی براکت اعمال نشده است مقدار $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ برابر $\frac{0}{1}$ است (گشتاور دوم وجود ندارد). دندان حول مرکز چرخش که در اطراف ریشه و نزدیک به مرکز مقاومت است می‌چرخد. وقتی تاج به سمت دیستال و آپکس به سمت مزیال حرکت کند حرکت Tipping کنترل نشده ایجاد می‌شود. از نظر

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۱۳

کلینیکی Tipping ساده‌ترین نوع حرکت است. فنرها و پیچها در دستگاه‌های متحرک حرکت Tipping کنترل نشده به وجود می‌آورند. زیرا در این دستگاه‌ها فقط یک نیروی منفرد است که به دندان وارد می‌شود و هیچ گونه اتچمنتی روی دندان برای ایجاد گشتاور مخالف وجود ندارد (شکل ۱-۱۱). به همین ترتیب در سیستم Begg نیز حرکت مشابه حرکت ذکر شده در اطراف سیم‌های گرد ایجاد می‌گردد.

اگر گشتاوری در خلاف جهت عقربه‌های ساعت (M_2) به میزان ۹۰۰ گرم در میلی‌متر برای Palatal Root Torque ایجاد شود مقدار $\frac{6}{1}$ گشتاور نیرو برابر خواهد شد (شکل ۱-۱۶b). در این حالت مرکز چرخش به سمت آپکس حرکت می‌کند به طوری که دندان به صورت پاندول در اطراف آپکس (یا یک نقطه در نزدیک آن) حرکت می‌کند. این حرکت یک حرکت Tipping کنترل شده است.

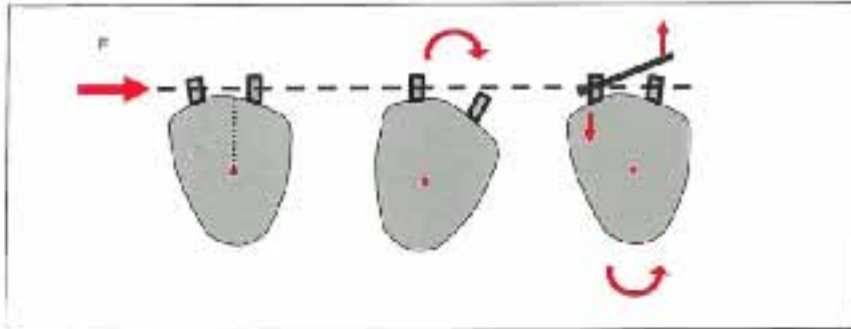
اگر گشتاور M_2 به مقدار ۱۵۰۰ گرم در میلی‌متر افزایش یابد در آن موقع نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{1}{1}$ می‌شود. گشتاورها همدیگر را خنثی می‌کنند و فقط ۱۵۰ گرم نیرو باقی می‌ماند که باعث حرکت انتقالی می‌شود. در این حالت مرکز چرخش دندان‌ها در بی‌نهایت قرار می‌گیرد (شکل ۱-۱۶c). اگر مقدار گشتاور M_2 باز هم افزایش یابد و به میزان ۲۱۰۰ گرم در میلی‌متر برسد نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{14}{1}$ خواهد شد در این موقع مرکز چرخش در تاج قرار می‌گیرد (شکل ۱-۱۶d).

مطالب ذکر شده در بعد عرضی هم معتبر می‌باشند. عقب بردن کاین با وایر Segmented که از مرکز مقاومت دور باشد باعث حرکت چرخشی دیستولینگوال کاین می‌شود این چرخش را می‌توان با Antirotation Bend تصحیح کرد. در بعد عرضی نسبت $\frac{M}{F}$ برابر فاصله بین مرکز مقاومت و محل اعمال نیرو است (شکل ۱-۱۸).

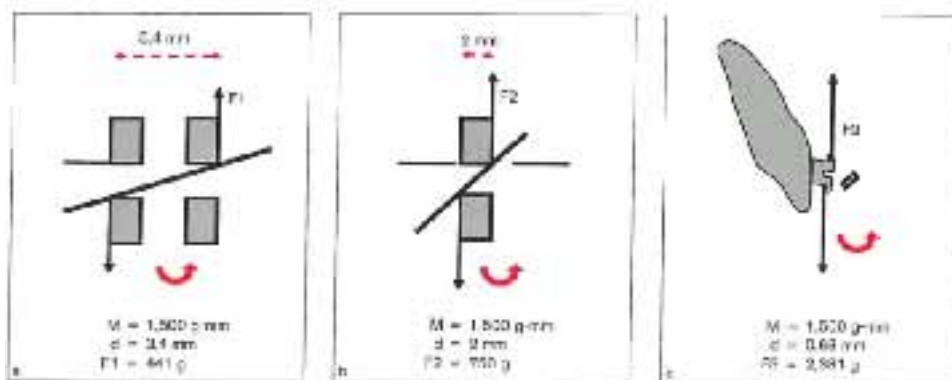
با اعمال نیروی دیستال گشتاوری ایجاد می‌شود که کاین به سمت دیستال Tip می‌شود. این گشتاور با Antitip Bend (گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت) خنثی می‌گردد. مقدار این گشتاور وابسته به مقدار Bend و عرض براکت است. توجه داشته باشید که برای به وجود آوردن میزان گشتاور مساوی، نیرویی که بر روی براکت‌های کم عرض اعمال می‌شود باید از نیرویی که بر روی براکت‌های پهن در Second Order Bend اعمال می‌شود، بیشتر باشد. این اختلاف به علت فاصله‌های متفاوت است. هر چه فاصله بیشتر باشد نیروی کمتری لازم است و هر چه فاصله کمتر باشد نیروی بیشتری لازم است. چون فاصله Wingها در براکت‌های کم عرض کمتر از براکت‌های پهن است میزان نیرو بیشتر خواهد بود. برای مثال اگر فرض شود که عرض براکت‌ها برابر $\frac{3}{4}$ میلی‌متر باشد (d) میزان نیروی اعمال شده در براکت می‌تواند به طریق زیر محاسبه شود:

$$M = F \times d \Rightarrow 1500 = F \times \frac{3}{4} \Rightarrow F = \frac{1500}{\frac{3}{4}} = 441gr$$

اگر براکت کم عرض (۲ میلی‌متر) به کار برده شود میزان نیروی موثر در Wing براکت برابر ۷۵۰ گرم خواهد بود در خلال کاربرد Third Order Bend (Torque) به علت اینکه فاصله در بین Wingها کم است مقدار نیرو در بین Wing براکت بیشتر خواهد بود (شکل ۱-۱۹c). این مورد یکی از دلایلی است که Wingهای براکت‌های سرامیکی در هنگام عمل Torque می‌شکنند.



شکل ۱۸-۱. نوع حرکت دندانی در مقطع سائیتال که در شکل ۱۷-۱ مشاهده می‌شود در مقطع عرضی نیز صادق است. تنها اختلاف این است که یک زوج نیرو (Antirotation) در خم First Order به کار برده می‌شود. $D =$ فاصله، $F =$ نیرو.



شکل ۱۹-۱. برای ایجاد گشتاور مساوی (M)، نیروی وارد شده به Wing‌های براکت با افزایش عرض بین Wing‌ها کاهش می‌یابد. از آنجایی که فاصله بین Wing‌ها در براکت‌های پهن (۳/۴ میلی‌متر) (a) زیاده‌تر از براکت‌های کم عرض (۲ میلی‌متر) (b) است نیرو در براکت‌های پهن کمتر از کم عرض می‌باشد. در حرکت Torque میزان نیرو در Wing‌های براکت بسیار زیاد است چون فاصله (۰/۶۳ میلی‌متر) (c) بسیار کم است.

نسبت گشتاور به دندان با از تحلیل استخوان آلوئول

مرکز چرخش دندان به طول، مقدار و مورفولوژی ریشه‌ها و به میزان ساپورت استخوان آلوئول وابسته است. در تحلیل ریشه و یا کوتاه بودن ریشه‌ها مرکز مقاومت به سمت آکلوزال حرکت می‌کند. اما در موقعی که استخوان آلوئول تحلیل یابد مرکز مقاومت به سمت آپکس حرکت می‌کند (شکل ۱-۲۰ و ۱-۱۰). این مطلب بخصوص در درمان بیماران بالغ که دارای مشکلات پرئودنتال هستند، مهم است. همانگونه که فاصله بین براکت و مرکز مقاومت افزایش می‌یابد. نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ زیاد می‌شود. برای به دست آوردن نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ دو نکته باید مورد توجه قرار گیرد:

مورد اول این است که براکت‌ها با تمایل به سمت ژنژیوال قرار گیرند. با قرار دادن براکت‌ها به سمت ژنژیوال، سطح براکت به خوبی با دندان تطابق نخواهد داشت. بعلاوه قرار دادن Straight Wire به منظور

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۱۵

Leveling مشکل خواهد بود. در اینصورت ممکن است لازم باشد که سیم دارای Step-Up باشد و این موضوع ممکن است بر روی Alignment تاثیر بگذارد.

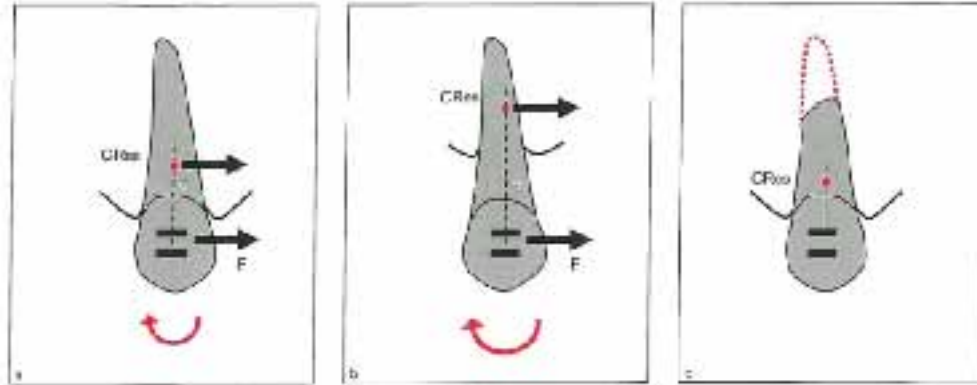
مورد دیگر این است که گشتاور زیاد و یا نیرو کاهش یابد و یا ترکیبی از هر دو انجام شود. از نظر کلینیکی اگر وایر Segmented به کار برده شود، گشتاور قابل پیش‌بینی است. گشتاوری که توسط Antitip یا Torque ایجاد شود به طور دقیق قابل اندازه‌گیری نیست. بنابراین محاسبه نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ با تغییر گشتاور بسیار مشکل است. به نظر می‌رسد که محاسبه مقدار نیرو براساس نوع حرکت دندان‌ی عملی‌تر باشد.

Braun و همکاران نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ را براساس موقعیت مرکز مقاومت ارزیابی نمودند. آنها ضریب گشتاور و هم‌چنین مقدار نیروهایی را که می‌بایست در مواردی که استخوان آلونول دچار تحلیل می‌شوند را گزارش کردند (جدول ۱-۱).

از نقطه نظر کلینیکی تعیین مرکز مقاومت و مقدار دقیق $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ و ثابت نگه داشتن این مقدار در خلال حرکت دندان بسیار مشکل است. Tanne و همکاران گزارش کردند که با تغییر بسیار کوچکی در نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ و با وجود رابطه بین مرکز چرخش دندان و این نسبت، مرکز چرخش به میزان زیادی تغییر می‌کند. میزان نیرو یک فاکتور کلیدی در کنترل نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ (حرکت دندان) است. اگر در اثر یک Loop بسیار فعال شده حرکت Tipping غیر مطلوب ایجاد شود متخصص ارتودنسی باید اجازه دهد که سیم تا کامل شدن شدن حرکت ریشه، به فعالیت خود ادامه دهد.

❖ اثر شکل Loop بر روی نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$

کاهش $\frac{\text{load}}{\text{deflection}}$ (افزایش انعطاف‌پذیری) یکی از اهداف Loop است. بدین ترتیب می‌توان نیرو را در یک دامنه وسیع‌تری در محدوده خصوصیات فیزیولوژیک وارد نمود. Loopها به علت داشتن خصوصیات فنری برای بستن فضا با طراحی‌های مختلف مکانیکی به کار برده می‌شوند. در خلال بستن فضا مهم است که حرکات دندان‌ی در سگمنت‌های قدام و خلف تحت کنترل باشند. حرکت Tipping کنترل نشده به علت عوارضی مثل از دست رفتن انکوریج و تحلیل ریشه که ممکن است در خلال Uprighting انجام شود، نامطلوب است. برای مثال با سیستم Begg فضای دندان در آورده شده در زمانی کوتاهی در دندان‌های قدامی توسط حرکت Tipping کنترل نشده با استفاده از وایر گرد و الاستیک‌های C1 II قابل انجام است. لازم به ذکر است Uprighting دندان‌های انسیزور به شدت tip شده، نیاز به زمان طولانی و حفظ انکوریج دارد.



شکل ۲۰-۱. در بیماری که دچار تحلیل استخوان آلوئول شده است (u) مرکز مقاومت به سمت آبیگال حرکت می‌کند. بدین ترتیب فاصله (d) افزایش می‌یابد. (b) برای حرکت انتقالی نسبت $\frac{M}{F}$ باید افزایش یابد. از نظر کلینیکی بهتر است که نیرو (F) برای کنترل حرکت دندانی کاهش یابد. این موضوع بخصوص در افراد بالنی که دچار تحلیل استخوان آلوئول هستند و مشکلات پرودنتال دارند بسیار مهم است. در بیماری که تحلیل ریشه دارند (c) مرکز مقاومت به سمت اکلوزال حرکت می‌نماید.

جدول ۱-۱. میزان نیرو و گشتاوری که می‌تواند در دندانی که دچار تحلیل ریشه است اعمال کرد.

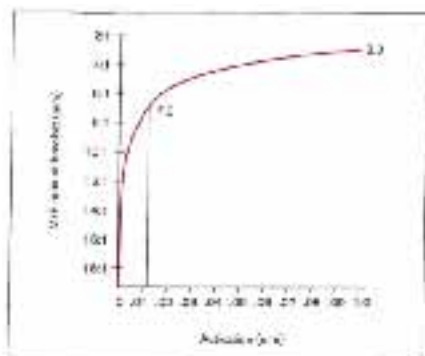
Loss of alveolar support for offset increase (mm)	Moment multiplying factor to compensate for offset increase	Force multiplying factor to compensate
0	-	-
1	1.09	0.94
2	1.18	0.86
3	1.19	0.84
4	1.25	0.80
5	1.32	0.78

شکل Loop اثر قابل توجهی بر روی نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ دارد. مطالعات نشان داده است که نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ در Vertical Loop برابر $\frac{2}{1}$ است. افزایش طول Loop نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ را می‌تواند به $\frac{4}{1}$ افزایش دهد. افزایش ارتفاع در Loop به علت اینکه ممکن است به بافت‌های مخاطی صدمه بزند امکان‌پذیر نیست.

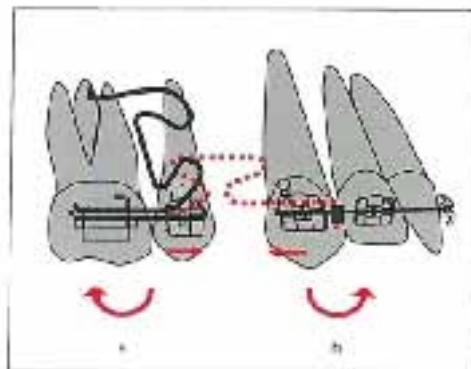
شکل ۲۱-۱ تغییرات نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ در یک Vertical Loop با ۶ میلی‌متر ارتفاع و ۲۰ درجه Anti Tip را نشان می‌دهد. توجه داشته باشید که با فعال نمودن یک میلی‌متر Loop نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ کمتر از $\frac{3}{1}$ است که باعث حرکت Tipping کنترل نشده می‌گردد. نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ همانگونه که Loop غیرفعال می‌گردد افزایش می‌یابد. وقتی که Loop به مقدار $\frac{1}{7}$ میلی‌متر غیرفعال گردد نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به مقدار $\frac{7}{1}$ نزدیک می‌شود که باعث حرکت Tipping کنترل شده می‌گردد. وقتی Loop از $\frac{1}{7}$ میلی‌متر به صفر غیرفعال می‌گردد. نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ تقریباً به مقدار $\frac{20}{1}$ افزایش می‌یابد.

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۱۷

پر واضح است که فعال شدن Loop به مقدار $0/1$ میلی‌متر از نظر کلینیکی قابل توجه است. کمترین خطا در فعال شدن Loop باعث تغییر مرکز چرخش به مقدار قابل توجهی می‌شود. از نقطه نظر کلینیکی در صورتی که دندان به مقدار یک میلی‌متر فعال شود، هنگام غیرفعال شدن $0/7$ میلی‌متر ابتدای آن دچار حرکت Tipping کنترل نشده خواهد شد (نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ برابر $\frac{5}{1}$). مرکز چرخش به نقطه‌ای بین مرکز مقاومت و آپکس حرکت می‌کند. پس از آن دندان با فعال شدن Loop از $0/3$ تا $0/12$ میلی‌متر حرکت Tipping کنترل شده خواهد داشت. نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به $\frac{7}{1}$ می‌رسد و مرکز چرخش به نقطه‌ای بین آپکس و بی‌نهایت منتقل می‌شود. همانگونه که Loop از $0/12$ میلی‌متر به $0/03$ میلی‌متر غیرفعال می‌گردد نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به $\frac{10}{1}$ نزدیک می‌شود و مرکز چرخش به سمت بی‌نهایت می‌رود و دندان حرکت انتقالی می‌یابد. با غیرفعال شدن Loop از $0/03$ به صفر میلی‌متر نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به مقدار $\frac{20}{1}$ افزایش می‌یابد و مرکز چرخش به سمت اکلوزال در تاج دندان نزدیک می‌شود در این حالت دندان حرکت ریشه خواهد داشت.



شکل ۲۱-۱. نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ در Loop به ارتفاع ۶ میلی‌متر و Gable Bend به مقدار ۲۰ درجه مشاهده می‌شود. در خلال غیرفعال شدن Loop به مقدار $0/9$ میلی‌متر نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به مقدار ثابتی باقی می‌ماند. سپس بطور قابل توجهی تا $\frac{19}{1}$ افزایش می‌یابد.



شکل ۲۲-۱. a موقعیت فعال شده و b موقعیت طبیعی T-Loop

میزان نیروی ایجاد شده در هر بار فعال شدن Loop های عمودی بسیار زیاد است. برای مثال نیروی ایجاد شده توسط Bull Loop با وایر استنلس استیل 0.018×0.025 اینچ تقریباً برابر ۵۰۰ گرم می‌باشد. این نیروی زیاد باعث حرکت Tipping کنترل نشده و تحلیل ریشه می‌گردد. اگر فقط به ۱۰۰ گرم نیاز باشد Loop

می‌بایست فقط ۰/۲ میلی‌متر فعال گردد که از نظر کلینیکی غیر عملی است. دو بازوی Loop بعد از فعال شدن سریعاً بسته می‌شوند که باعث حرکت Tipping کنترل نشده می‌گردد. در صورت استفاده از وایر، دندان بتدریج با حرکت ریشه Upright می‌شود. مدت Uprighting به میزان Tipping و به نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ وابسته است. هر چه دندان بیشتر Tip شود مدت زمان زیادتری برای Uprighting نیاز دارد.

از نقطه نظر کلینیکی Space Closing Loop مناسب می‌بایست به مقداری نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ داشته باشد تا باعث حرکت Tipping کنترل شده گردد. مادامیکه Loop غیرفعال می‌گردد نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به طور افزایشی زیاد می‌گردد و باعث حرکت ریشه می‌شود. همانگونه که قبلاً ذکر شد افزایش طول با اضافه کردن Helix به Loop باعث کم شدن میزان $\frac{\text{load}}{\text{deflection}}$ می‌شود. اما اثر مختصری روی $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ دارد. به منظور افزایش نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ توصیه می‌شود مقدار بیشتری سیم استفاده شود. به طور کلی طول سیم به ۲ علت افزایش می‌یابد:

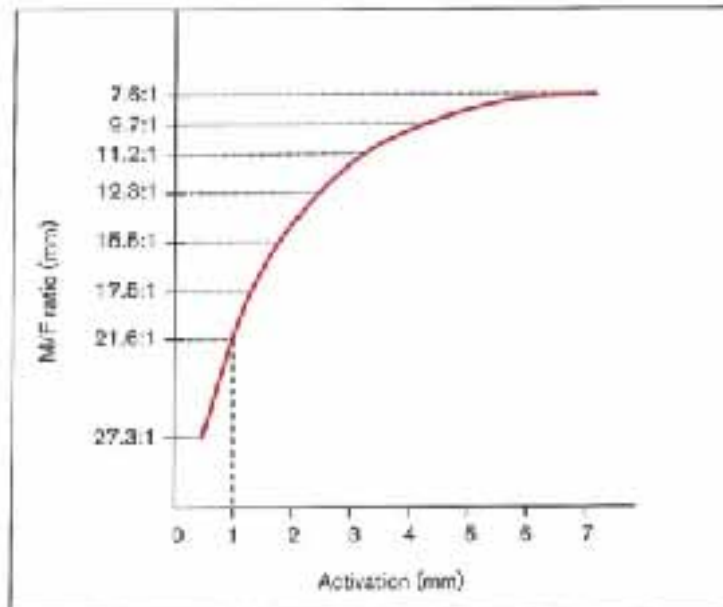
۱. به منظور افزایش نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ (در صورتی که به صورت ژئزیوال قرار گیرد)

۲. به منظور کاهش $\frac{\text{load}}{\text{deflection}}$

فعال کردن بیشتر T-Loop ساخته شده از آلیاژ بتاتیتانیوم (B-Ti) و یا تیتانیوم مولیبدنیوم (TMA) مقدار بیشتری $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ نسبت به Vertical Loop ایجاد می‌کند. بنابراین T-Loop می‌بایست قبل از قرار دادن بر روی براکت فعال شده باشد (شکل ۲۲-۱). گاهی اوقات Gabel Bend براساس نیاز بیمار می‌تواند تا ۱۸۰ درجه از قبل فعال شده باشد. T-Loop ساخته شده از آلیاژ TMA به قطر 0.017×0.025 اینچ که به مقدار ۱۸۰ درجه از قبل فعال شده باشد و سپس ۷ میلی‌متر به صورت افقی فعال گردد تقریباً ۳۵۰ گرم نیرو ایجاد می‌کند. T-Loop ساخته شده از TMA با قطر 0.016×0.022 اینچ با همان Activation به میزان ۲۴۳ گرم نیرو تولید می‌کند و لیکن وایر TMA با قطر 0.017×0.025 و T-Loop به قطر ۰.۰۱۸ از جنس TMA کامپوزیتی به میزان ۳۳۳ گرم نیرو تولید می‌کند. برای ایجاد ۱۵۰ گرم نیرو جهت عقب بردن کانین با T-Loop به قطر 0.016×0.022 ، نیاز به ۴ میلی‌متر فعال شدن می‌باشد.

شکل ۲۳-۱ $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به دست آمده در T-Loop وایر TMA به قطر 0.016×0.022 را نشان می‌دهد. با فعال

کردن ۷ میلی‌متر، نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به میزان $\frac{7/6}{1}$ خواهد رسید که باعث حرکت Tipping کنترل شده می‌گردد. میزان نیرو در هر واحد (یک میلی‌متر) از فعال کردن T-Loop برابر ۳۴/۵ گرم خواهد بود که تقریباً مقدار کمی است. یک میلی‌متر خطا در فعال کردن T-Loop مقدار ۳۴/۵ گرم نیروی بیشتری به بافت‌های پرپودنتال وارد می‌نماید.



شکل ۲۳-۱. به گشتاور $\frac{1}{نیرو}$ دست آمده توسط ۷ میلی‌متر فعال کردن T-Loop وایر 0.016×0.022 TMA اینچ. به دست آمده توسط ۱ میلی‌متر فعال کردن T-Loop تقریباً ۷ برابر $(\frac{21.6}{1})$ بیشتر از Vertical Loop $(\frac{3}{1})$ می‌باشد. فعال کردن کامل (۷ میلی‌متر) T-Loop $\frac{1}{نیرو}$ به مقدار $\frac{7.6}{1}$ ایجاد می‌کند که باعث حرکت Tipping کنترل شده می‌گردد.

همانگونه که Loop غیرفعال می‌گردد نسبت $\frac{1}{نیرو}$ افزایش می‌یابد. وقتی Loop به میزان $\frac{2}{7}$ میلی‌متر غیرفعال

گردد نسبت $\frac{1}{نیرو}$ به میزان $\frac{12}{1}$ می‌رسد که باعث حرکت ریشه می‌گردد با غیرفعال شدن از $\frac{2}{7}$ میلی‌متر به

$\frac{0.5}{1}$ میلی‌متر نسبت $\frac{1}{نیرو}$ به مقدار $\frac{27}{1}$ می‌رسد.

❖ نتیجه

قوانین نیرو و حرکت فیزیک در ارتودنسی هم صادق است (مثل فشار، کشش، سختی، فنریت و حد کشسانی وایرها). تعاریفی همچون گشتاور، نیروی مزدوج، مرکز مقاومت، مرکز چرخش، نسبت $\frac{1}{نیرو}$ در کنترل حرکات دندانی نقش اساسی دارند. اصول فیزیکی که در کنار علم ارتودنسی وجود دارد باعث می‌شود که متخصص ارتودنسی بتواند طرح درمان و نوع دستگاه مورد نظر خود را برای رسیدن به نتایج مطلوب درمانی، مشخص نماید.



کاربرد نیروی ارتودنتیک

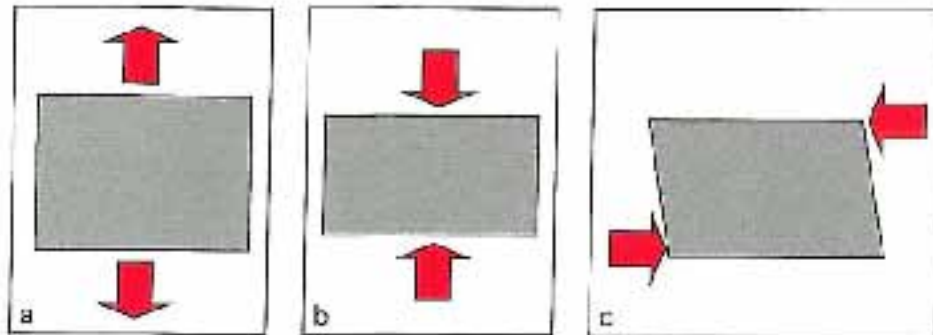
درمان مال اکلوژن نیاز به طراحی دستگاه ارتودنسی دارد که بتواند سیستم نیرو را فعال نماید. با قرار دادن براکت‌ها به صورت Band یا Bond شده، نیرو از طریق وایر، Coil Spring و الاستیک‌ها منتقل می‌گردد. متغیرهای زیاد باعث تغییر خواص ساختاری هر یک از اجزاء فوق الذکر می‌گردد. شناخت این متغیرها برای ساخت یک دستگاه مناسب ارتودنسی بسیار با اهمیت است.

منبع تولید کننده نیرو برای حرکت دندان، نیرویی است که از خاصیت الاستیسیتهی وایر و از الاستیک‌ها تولید می‌شود. برای حرکت مطلوب دندانی نیاز به نیروی Light Continuous می‌باشد. وقتی نیرو در سرتاسر درمان پایدار و ثابت باشد باعث حرکت مداوم دندانی می‌شود که ناشی از تحلیل مستقیم استخوان (Direct Bone Resorption) خواهد بود و از عوارض نامناسب مثل از دست رفتن انکوريج یا صدمه به بافت‌های پرپودنتال جلوگیری می‌شود. همانگونه که دندان حرکت می‌کند میزان نیرو بتدریج کاهش می‌یابد که به علت خصوصیات ساختاری وایر و الاستیک‌ها می‌باشد. بسیار مهم است که نیرو در حد مطلوب در کل دوره درمان ارتودنسی ثابت باقی بماند. برای رسیدن به این هدف، استفاده از وایرهای Superelastic ترجیح داده می‌شود. زیرا این وایرها برای مدت طولانی فعال می‌مانند و نیروها را در حد فیزیولوژیک به دندان‌ها انتقال می‌دهند. از آنجائی که منبع اصلی نیرو در ارتودنسی وایر و الاستیک می‌باشد شناخت خواص فیزیکی آنها با ارزش است.

❖ خواص فیزیکی مواد به کار برده شده در ارتودنسی

ماده از اتم و مولکول درست می‌شود. فاصله و کشش بین ذرات نشان دهنده سختی ماده است. وقتی به یک ماده نیرو وارد شد و فاصله بین اتمها براساس نیروی وارد شده که فشار نامیده می‌شود تغییر می‌کند با وارد شدن نیرو جسم کشیده می‌شود تا اینکه اندازه آن تغییر کند و تغییر شکل یابد.

وقتی که به یک جسم نیروی کششی Pulling وارد می‌شود، فاصله بین اتمها زیاد می‌شود و جسم کش می‌یابد و بزرگتر می‌شود این فرآیند Tension نامیده می‌شود. وقتی که به یک جسم نیروی Pushing وارد شود فاصله بین اتمها کم می‌شود و اندازه جسم کاهش می‌یابد این فرآیند Compression نامیده می‌شود.



شکل ۱-۲. انواع فشارهای وارده بر یک جسم، a (Tension) b (Compression) c (Shear)

وقتی یک جفت نیروی برابر و در مخالف هم که نیروی مزدوج نامیده می‌شود از ۲ سطح متفاوت به یک جسم وارد شود، جسم دفرم می‌شود و این فرایند shear نامیده می‌شود. نیرو به یکی از شکل ۳ Tension، Compression و یا Shear می‌تواند به یک جسم وارد شود.

با وارد کردن نیروی Pulling الاستیک‌ها کشیده می‌شوند در حالیکه یک میله فلزی با همان مقدار نیرو به طور قابل توجهی تغییر شکل نمی‌یابد. در واقع با همان مقدار نیرو میزان کشش در هر جسمی متفاوت است. دفورمیشن در یک میله فلزی را نمی‌توان با چشم غیر مسلح دید ولیکن در اندازه جسم تغییر ایجاد می‌شود که از نظر میکروسکوپی قابل اندازه‌گیری است.

❖ رفتار الاستیک مواد

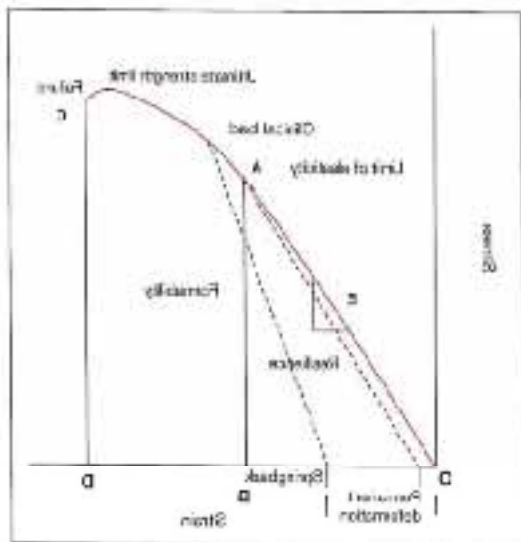
وقتی بر جسمی نیرو وارد می‌شود جسم انرژی وارد شده را جذب می‌کند و وقتی نیرو برداشته می‌شود انرژی را بر می‌گرداند. موادی که با حذف نیرو به طور کامل انرژی جذب شده را بر می‌گردانند و دوباره به اندازه واقعی خودشان بر می‌گردند مواد الاستیک نامیده می‌شوند. موادی که به اندازه اصلی خود نمی‌توانند برگردند مواد پلاستیک نام دارند. برای مثال Coil Spring یک ماده الاستیک است در حالیکه سیم‌های Ligature مواد پلاستیک هستند. در بین ۲ گروه ماده الاستیک و پلاستیک مواد ویسکوالاستیک رفتار الاستیک و پلاستیک را به طور همزمان نشان می‌دهند، برای مثال پوست انسان، عضلات، عروق، اعصاب و فیبرها از جنس ویسکو الاستیک هستند.

الاستیسیته نقش قابل توجهی در ارتودنسی دارد زیرا الاستیسیته منبع مهمی از نیرو است که در دستگاه‌های ارتودنسی به کار برده می‌شود. دستگاه ارتودنسی دارای اجزاء فعال و غیرفعال می‌باشد. مهمترین اجزایی که واحدهای فعال را در یک دستگاه ارتودنسی به وجود می‌آورد منابع نیرو مثل وایرها، Coil Spring و الاستیک‌ها هستند. فعال کردن یک دستگاه ارتودنسی با اندازه‌گیری میزان نیرو توسط Dynamometer و یا با مشاهده میزان فعال کردن اجزاء یک دستگاه ارتودنسی انجام می‌شود.

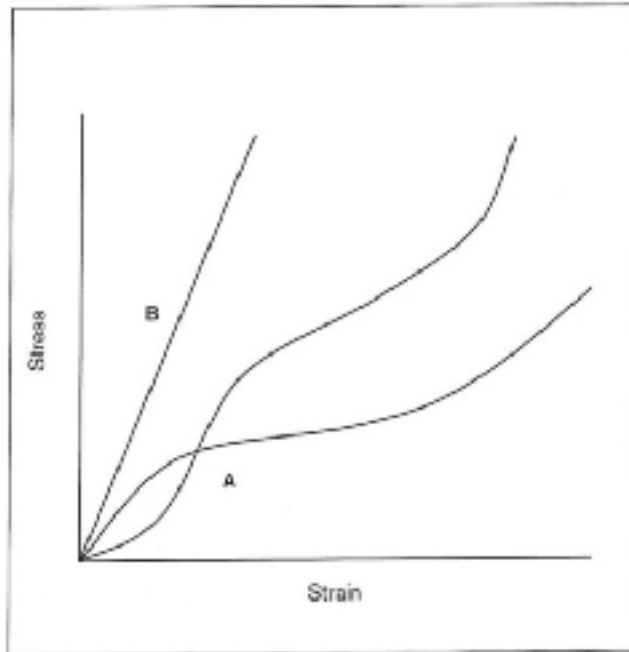
وقتی یک قطعه سیم تا حدی خم گردد آن سیم تمایل دارد که به حالت اول برگردد اما اگر نیرو به طور پیوسته افزایش یابد و سیم از حد خاصی بیشتر خم گردد در آن صورت سیم قادر به بازگشت به حالت اولیه نخواهد بود و این منجر به تغییر شکل پلاستیک در سیم می‌گردد. در شکل ۲-۲ مقدار فشار وارد شده در یک سیم مشاهده می‌شود. همانگونه که نیرو افزایش می‌یابد سیم بر حسب مقدار نیرو خم می‌گردد که قسمت خطی منحنی را می‌سازد. این قسمت خطی تا محدوده الاستیک Elastic Limit ادامه می‌یابد و بدین معنی است که تا قبل از حد الاستیک با حذف کردن نیرو سیم می‌تواند به موقعیت اصلی خود برگردد.

اصولی که در این قسمت از منحنی صادق است به نام Hook Law نامیده می‌شود و بیان می‌دارد که خمش در سیم متناسب با فشار وارد شده تا محدوده الاستیک می‌باشد. شیب قسمت خطی منحنی با نسبت $\frac{stress}{strain}$ مشخص می‌شود و تحت عنوان Modulus of Elasticity و یا Young Modulus نامیده می‌شود. این مقدار که با حرف E در شکل ۲-۲ نشان داده شده است نشان دهنده Stiffness یا مقدار (Springiness) $\frac{load}{deflection}$ سیم است. Stiffness و Springiness دو خصوصیتی هستند که در تقابل با یکدیگر می‌باشند. Stiffness نسبت مستقیم با Modulus of Elasticity دارد در حالیکه Springiness با Modulus of Elasticity نسبت معکوس دارد.

هنگامی که از محدوده الاستیک فراتر رویم پس از حذف نیرو سیم به شکل اولیه خودش باز نمی‌گردد زیرا در سیم تغییر پلاستیک ایجاد شده است و وقتی نیروی اضافی بیشتری به سیم اعمال گردد تغییر شکل سیم بیشتر می‌شود و سیم به نقطه Ultimate Strength Limit می‌رسد. بعد از این نقطه ساختار مولکولی سیم تغییر می‌کند و در این نقطه دچار شکستگی می‌شود.



شکل ۲-۲. منحنی $\frac{stress}{strain}$ در یک سیم تحت فشار. براساس قانون Hook کشش و فشار تا محدوده الاستیک با همدیگر رابطه تناسبی دارند. با اعمال نیرو در محدوده الاستیک تا نقطه A می‌توان دوباره وایر را به نقطه 0 برگرداند. زاویه شیب نشان دهنده Modulus of Elasticity سیم است. (E) Young Modulus وقتی محدوده الاستیک زیاد باشد در سیم تغییر شکل دائم اتفاق می‌افتد. وقتی سیم به حد نهایی محدوده الاستیک یا Ultimate Strength Limit برسد ساختار مولکولی سیم و بدین ترتیب سیم نیز می‌شکند. مساحت بین نقاط B،A،O نشان دهنده Modulus of Resilience می‌باشد. مساحت بین نقاط A،C،B،D نشان دهنده Formability در وایر است. مساحت کل در زیر شیب منحنی از نقطه شروع تا نقطه شکست ماده به نام Modulus of Toughness نامیده می‌شود.



شکل ۲-۳. منحنی A نشان دهنده $\frac{stress}{strain}$ در مواد الاستیک و منحنی B نشان دهنده $\frac{stress}{strain}$ در مواد سرامیک می‌باشد.

مواد الاستیک یا پلیمریک مثل Rubber که دارای ساختار آمورف هستند دارای منحنی $\frac{stress}{strain}$ متفاوتی نسبت به سیم‌ها که دارای ساختار کریستال هستند، می‌باشند (شکل ۲-۳). وقتی به یک ماده الاستیک نیرو اعمال می‌شود یک تغییر خطی همانگونه که در مواد فلزی وجود دارد، اتفاق می‌افتد اما این تغییر خطی خیلی کوچک‌تر از مواد فلزی است. مواد الاستیک در مقایسه با مواد فلزی زودتر به محدوده الاستیک می‌رسند. بنابراین تغییر شکل دائم به راحتی در مواد الاستیک انجام می‌شود، در مواد الاستیک همانند مواد فلزی وقتی از حد قدرت الاستیک فراتر رویم ماده خواص اولیه خود را از دست می‌دهد.

شیب منحنی B در شکل ۲-۳ متعلق به مواد سرامیکی فاقد خصوصیت الاستیسیته می‌باشد. این شیب خطی است تا اینکه به نقطه شکست برسد. موادی که این خصوصیات را دارند به نام مواد شکننده Brittle نام‌گذاری می‌شوند.

دیاگرام $\frac{stress}{strain}$ در شکل ۲-۲ مساحت زیر شیب منحنی تا حد الاستیک نشان دهنده Modulus of Resilience ماده می‌باشد. Resilience یک ماده مقدار انرژی است که از نقطه‌ای که به ماده نیرو وارد می‌شود تا حد الاستیک در آن ذخیره گردد. در همان دیاگرام ناحیه بین نقاط A, B, C, D نشان دهنده Formability سیم است و کل ناحیه زیر منحنی از نقطه شروع تا نقطه شکست ماده نشان دهنده Modulus of Toughness می‌باشد. Toughness کل انرژی است که از نقطه‌ای که به ماده نیرو وارد می‌شود تا نقطه‌ای که آن ماده می‌شکند در آن ذخیره می‌گردد.

❖ کارآیی سیم

سه خصوصیت وجود دارد که کارایی سیم را نشان می‌دهد که شامل: Strength, Stiffness و محدوده کاربری وایر Working Range می‌باشد.

❖ Stiffness یا نسبت $\frac{load}{deflection}$

مقاومت سیم نسبت به Tension یا Bending را Stiffness می‌گویند. سیم‌ها با Stiffness کم دارای الاستیسیتهی زیاد می‌باشند. و شیب منحنی افقی است. آنها به راحتی خم می‌شوند و وقتی نیرو برداشته می‌شود به موقعیت اولیه خود بر می‌گردند. آلیاژهای نیکل تیتانیوم Superelastic (NiTi) نمونه‌های خوبی از این نوع مواد می‌باشند.

سیم‌ها با stiffness زیاد دارای شیب بیشتری هستند و نیروی زیادی برای خم کردن آنها لازم است. وایرهای استینلس استیل (ss) و آلیاژهای کروم کبالت Heat-Treated مثل Elgiloy نمونه‌هایی از وایرهای Stiff می‌باشند. به طور کلی وایرهایی با Stiffness کم و الاستیسیتهی زیاد در اولین مرحله درمان به کار می‌روند و وایرهایی با Stiffness زیاد و الاستیسیتهی کم در مرحله نهایی درمان مورد استفاده قرار می‌گیرد. سه عامل بر روی Stiffness یا $\frac{load}{deflection}$ تاثیر می‌گذارد که شامل اندازه، طول و جنس وایر است برای تغییر Stiffness وایر یک یا دو یا هر سه عامل باید مورد بررسی قرار گیرد.

❖ اندازه

در وایرهای با سطح مقطع گرد نیرو با توان چهارم مقدار تغییر اندازه وایر متناسب است. برای مثال وقتی اندازه وایر دو برابر شود نیرو ۱۶ برابر می‌شود. اگر اندازه وایر نصف گردد، نیرو ۱۶ برابر کم می‌شود. اگر ۲ نیروی یکسان به ۲ وایر وارد شود که اندازه یکی از وایرها دو برابر اندازه دیگری باشد وایر نازک‌تر ۱۶ برابر وایر ضخیم‌تر دچار خمش می‌گردد و این امر نشان دهنده تاثیر اندازه وایر بر روی stiffness است. در وایرهای با سطح مقطع مربع مستطیل نیرو با عرض وایر (بعد قدامی خلفی در ایجاد First Order Bend) و با مکعب ضخامت وایر (بعد عمودی در ایجاد Second Order Bend) رابطه مستقیم دارد. به عبارت دیگر وقتی عرض دو برابر شود نیرو هم دو برابر می‌شود و وقتی ضخامت دو برابر شود نیرو ۸ برابر می‌شود.

❖ طول

نیرو رابطه غیرمستقیم با مکعب طول دارد. اگر طول دو برابر شود، نیرو به $\frac{1}{8}$ کاهش می‌یابد. اگر طول نصف شود نیرو هشت برابر زیاد می‌شود. اگر دو نیروی مساوی به دو وایر وارد شود که طول یکی دو برابر طول دیگری باشد وایر طول‌تر ۸ برابر وایر کوتاه‌تر دچار تغییر شکل می‌گردد (شکل b ۴-۲).

هدف از Loop افزایش طول سیم می‌باشد و بدین ترتیب الاستیسیتهی زیاد می‌گردد و نیروی فیزیولوژیک با دامنه طولانی ایجاد می‌گردد.

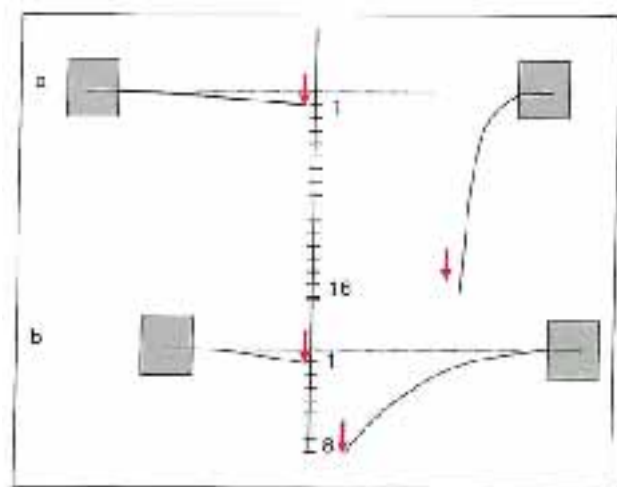
فصل ۲: کاربرد نیروی ارتودونتیک / ۲۵

فاصله بین براکتی، فاکتور مهمی است که بر روی الاستیسیته وایر تاثیر می‌گذارد. از آنجائی که فاصله بین براکت‌های کم عرض از فاصله بین براکت‌های پهن بیشتر است، الاستیسیته وایر در هنگامی که براکت‌های کم عرض استفاده شود بیشتر است (شکل ۲-۵). این امر مستقیماً بر میزان نیرویی که بر براکت وارد می‌شود، اثر می‌گذارد. در براکت‌های کم عرض (Single) بین وایر و شیار براکت نسبت به براکت‌های پهن (Twin) مقدار Clearance زیادتری وجود دارد و بدین ترتیب نیرو کمتر خواهد بود (شکل ۲-۶ و جدول ۲-۱).

این امر بخصوص در مرحله اول درمان وقتی که اختلاف در Level بین براکت‌ها زیاد است بسیار مهم می‌باشد. در مرحله Leveling بسیار مهم است که نیروی بسیار کمی جهت Tipping ایجاد شود که باعث فعالیت سلولی در بافت پیوندتال گردد. فاصله بین براکتی زیاد و تماس زیاد در خم‌های Second Order یا به عبارت دیگر زاویه زیاد بین وایر و شیار براکت باعث می‌شود که Leveling و Alignment با سرعت بیشتری انجام شود. به منظور اکستروژن کردن دندان کابینی که بالاتر قرار گرفته است، سیم می‌تواند با قسمت کوچکی از براکت درگیر شود که الاستیسیته افزایش یابد و دامنه فعالیت وایر زیاد گردد و بدین ترتیب مانع از ایجاد گشتاور و عوارض جانبی بر روی دندان‌های مجاور گردد (شکل ۲-۷).

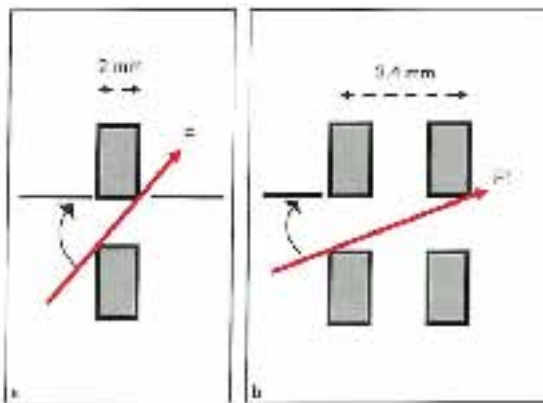
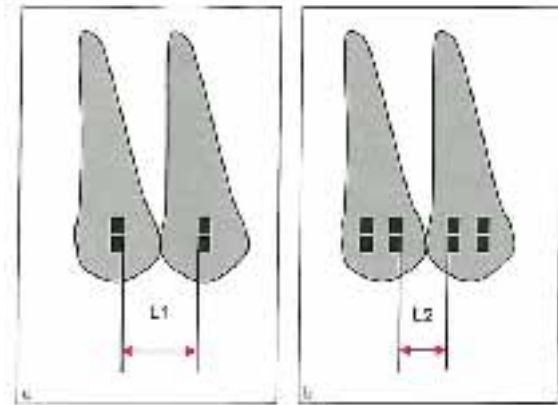
❖ ماده

فاکتور سومی که روی Stiffness سیم تاثیر می‌گذارد نوع ماده‌ای است که سیم از آن ساخته شده است. آلیاژهای فلزی برای سالیان سال در ارتودنسی به کار برده شده است. آلیاژهای استینلس استیل SS آلیاژهای کروم کبالت نیکل (Elgiloy) آلیاژهای نیکل تیتانیوم NiTi، بتاتیتانیوم (تیتانیوم مولیبدنیوم) (TMA) شایعترین آلیاژهایی هستند که در ارتودنسی استفاده می‌شود. آلیاژهای استینلس استیل و آلیاژهای کروم کبالت که Heat-Treated شده باشد. از نظر Stiffness مشابه هستند. میزان Stiffness سیم استینلس استیل به عنوان یک در نظر گرفته می‌شود. سیم‌های NiTi و β -Ti در مقایسه با سیم استینلس استیل دارای Stiffness کمتری هستند. جدول ۲-۲ مواد و اندازه‌های مختلف سیم‌ها با میزان برابر Stiffness را، نشان می‌دهد.



شکل ۲-۴: اگر اندازه سیم نصف شود، الاستیسیته سیم ۱۶ برابر زیاد می‌شود. b- اگر طول سیم دو برابر شود الاستیسیته سیم ۸ برابر افزایش می‌یابد.

شکل ۵-۲. فاصله براکتی فاکتور مهمی است که روی *Stiffness* سیم اثر می‌گذارد. الاستیسیته سیم در براکت *Single* زیادت است. *a* - زیرا فاصله بین براکت‌ها در سیستم *Single* بیشتر از فاصله بین براکت‌ها با سیستم پهن *Twin* می‌باشد. *b* - بنابراین نیرویی که بر روی براکت‌های کم عرض وارد می‌شود کمتر از نیرویی است که بر روی براکت‌های پهن اعمال می‌شود.



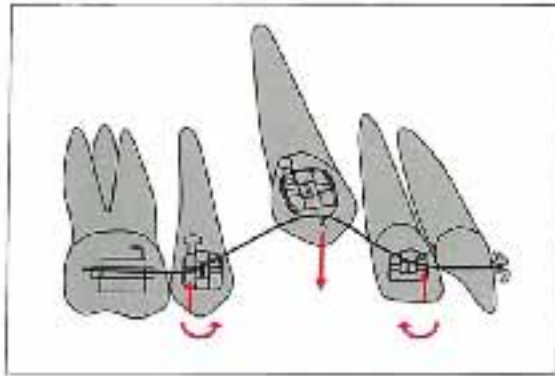
شکل ۶-۲. سیم و براکت کم عرض *Single* (شکل a) دارای فضای خالی بیشتری نسبت به سیم و براکت پهن *Twin* (شکل b) می‌باشد. سیم نیروی کمتری به براکت *Single* (F_1) در مقایسه با براکت *Twin* وارد می‌کند. (F_2)

جدول ۱-۲. زاوایای بین سیم‌های متفاوت با سه عرض مختلف در سیستم‌های 0.018، 0.022.

Wire size (inch)	Bracket width	0.018-inch slot (degrees)	0.022-inch slot (degrees)
0.018	Single narrow	1.14	3.48
	Medium twin	0.41	1.36
	Wide twin	0.32	0.95
0.017	Single narrow	0.57	2.86
	Medium twin	0.22	1.10
	Wide twin	0.16	0.60
0.018	Single narrow	0	0.59
	Medium twin	0	0.69
	Wide twin	0	0.44
0.019	Single narrow	-	1.29
	Medium twin	-	0.86
	Wide twin	-	0.40

❖ Strength

حداکثر نیرویی که سیم می‌تواند تحمل نماید نشان دهنده Strength است. در دیاگرام $\frac{stress}{strain}$ بیشترین میزان نیروی وارد شده در محور Y نشان دهنده Strength است. همچنین به مقدار ظرفیتی که سیم می‌تواند در خودش نیرو ذخیره کند Strength گفته می‌شود.



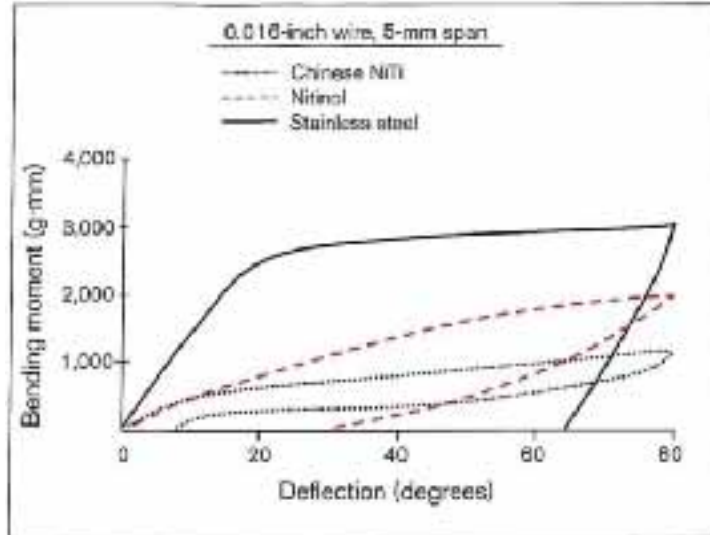
شکل ۷-۲. فاصله بین براکتی اثر قابل توجهی روی Stiffness سیم دارد. در مرحله Leveling اگر فاصله بین براکت‌ها قابل توجه باشد و سیم به یک نقطه کوچک از براکت متصل باشد، بدین ترتیب طول سیم افزایش می‌یابد و الاستیسیته و دامنه فعالیت (Working Range) سیم نیز افزایش می‌یابد.

جدول ۲-۲. آلیاژهای NiTi, SS, TMA با میزان Stiffness برابر براساس اندازه سیم.

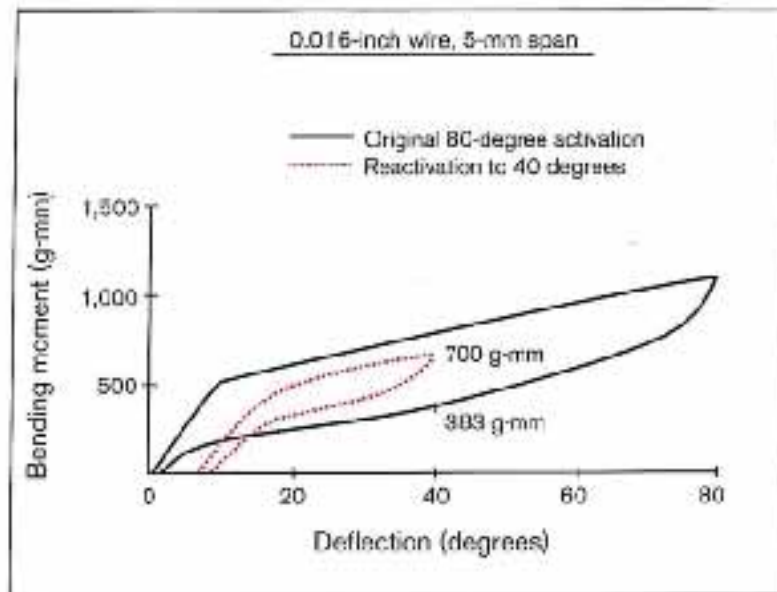
NiTi	Bending		SS	Relative springiness ¹
	P-Ti (TMA)			
0.016			0.0175 (5 × 0.008)	6.6
0.019	0.018		0.012	3.8
-	0.018		0.014	1.9
0.017 × 0.025 ¹	-		0.013 ¹	1.0
0.021 × 0.025	-		0.018	0.93
-	0.019 × 0.025		-	0.97
-	-		0.012 × 0.026	0.2

جدول ۳-۲. مقایسه Strength, Stiffness و Working Range در وایرهای استینلس استیل، TMA، NiTi با قطر 0.016 و 0.018 اینچ.

	Strength	Stiffness	Range
SS	1.0	1.0	1.0
TMA	0.9	0.3	1.8
NiTi	0.6	0.2	3.9



شکل ۸-۲. مقایسه خصوصیات کشاور نیرو وایر استینلس استیل با قطر 0.016 اینچ و وایر Austenitic - Chinese- NiTi و وایر نیتینول (Martensitic NiTi). توجه نمائید که الاستیسیته وایر Chinese NiTi دو برابر وایر نیتینول است و همچنین Spring Back آن نیز خیلی بیشتر است. از سوی دیگر سیم استینلس استیل می‌تواند به میزان ۸۰ درجه همانند سیم تیتانیوم خم شود. Spring Back آن فقط تا ۶۴ درجه خواهد بود.



شکل ۹-۲. با فعال شدن وایر Austenitic Chinese NiTi با قطر 0.016 اینچ به میزان ۸۰ درجه و سپس تا ۴۰ درجه میزان گشتاور در خلال Deactivation برابر ۳۸۳ گرم بر میلی‌متر است. وقتی که وایر دوباره Reactive می‌شود (از روی براکت برداشته شود و دوباره روی آن قرار داده شود) گشتاوری که سیم در ۴۰ درجه خم ایجاد می‌کند تقریباً ۲ برابر خواهد بود.

❖ Working Range

حداکثر الاستیسیتهی وایر قبل از اینکه در آن دفورمیشن دائمی اتفاق بیفتد به نام Working Range تعریف می‌شود. در دیاگرام $\frac{stress}{strain}$ فاصله بین حد الاستیک و نقطه Springback بعد از اینکه ۱/۰٪ از دفورمیشن دائم در وایر در محور x اتفاق بیفتد نشان دهنده Working Range است.

وایری که دارای Working Range زیادی است می‌تواند فقط با یکبار فعال شدن به مدت طولانی نیرو اعمال نماید. وایرهای سوپر الاستیک NiTi و TMA مثال‌های خوبی برای وایرهای با Working Range زیاد هستند. وایرهای سفت همانند استینلس استیل و Elgiloy دارای Working Range به نوبه پایین هستند. جدول ۲-۳، Working Range، Strength و Stiffness بین وایرهای استینلس استیل، TMA و NiTi با قطرهای 0.016 و 0.018 اینچ را نشان می‌دهد.

بجز Working Range و Strength و Stiffness دو خصوصیت مهم دیگر شامل Springback و Formability می‌باشد.

❖ Springback

وقتی یک سیم در محدوده الاستیک خم می‌شود می‌تواند به موقعیت اولیه خود برگردد. ولی اگر از محدوده الاستیک بیشتر خم شود سیم نمی‌تواند به موقعیت اولیه خود برگردد. امکان دفورمیشن دائمی در وایرهای SS و وایرهای کروم کبالت در شرایط فعال سازی یکسان نسبت به وایرهای NiTi و TMA بیشتر است.

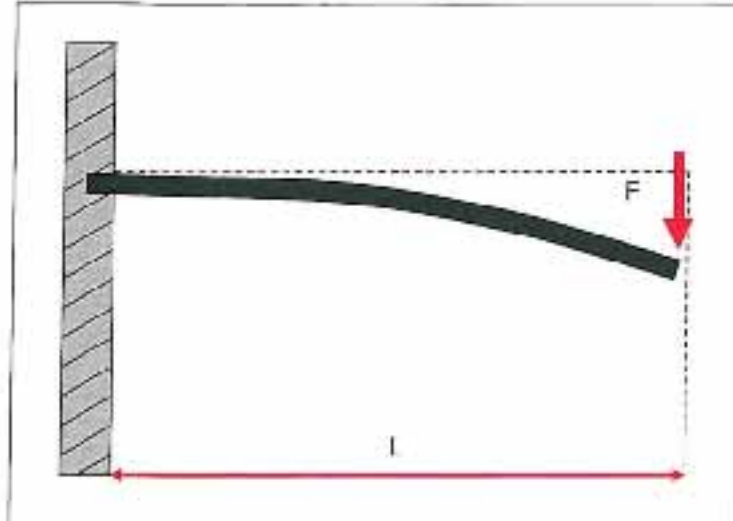
یکی از مهمترین شاخص‌های ارزیابی کلینیکی وایرها میزان Springback آنها است. از نقطه نظر کلینیکی میزان نیرویی که وایر ایجاد می‌کند تا به حالت غیرفعال درآید بسیار حائز اهمیت است. شکل ۸-۲ منحنی الاستیسیتهی و وایرهای SS، وایر Nitinol (ساخت کارخانه 3M.Unitek) و وایر Chinese NiTi را نشان می‌دهد. با میزان فعال کردن یکسان در وایر به مقدار ۸۰ درجه سیم SS کمترین Springback را دارد در حالیکه وایر Chinese NiTi بیشترین مقدار را دارد. خصوصیتی که باعث می‌شود وایر Chinese NiTi منحصر بفرد باشد این است که اگر بعد از فعال شدن، وایر غیرفعال و مجدداً فعال گردد تقریباً ۲ برابر نیروی قبلی را تولید خواهد کرد (شکل ۹-۲).

❖ Formability

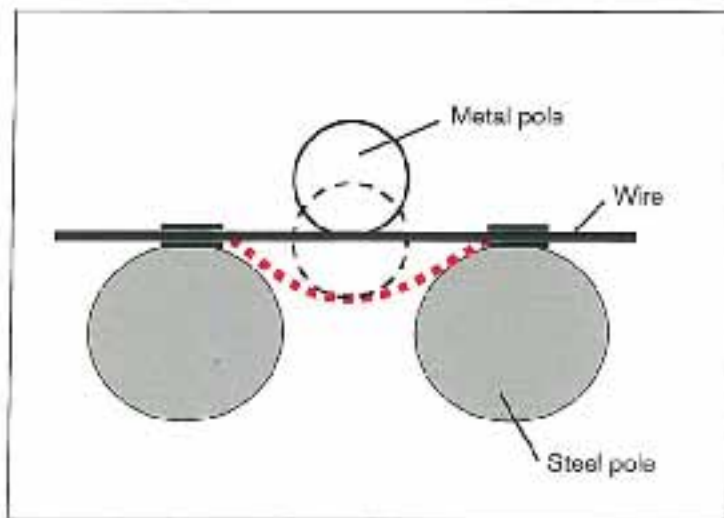
Formability ناحیه‌ای بین نقطه شکست وایر و محدوده تغییر شکل دائم دایر در منحنی $\frac{stress}{strain}$ می‌باشد (شکل ۲-۲). این خصوصیت میزان دفورمیشن دائم یک وایر قبل از شکست را، نشان می‌دهد.

❖ ارزیابی خصوصیات فیزیکی مواد

روش‌های مختلفی برای تعیین خصوصیات فیزیکی وایرها وجود دارد. ساده‌ترین روش در سیستم Cantilever است که نیرو بر روی قطعه‌ای از وایر با طول و اندازه مشخص که فقط دارای یک انتهای آزاد است وارد می‌شود. هنگامی که نیرو از یک نقطه مشخص بر روی وایر اعمال می‌شود گشتاوری به میزان $F \times L$ به وجود می‌آید (شکل ۱۰-۲).



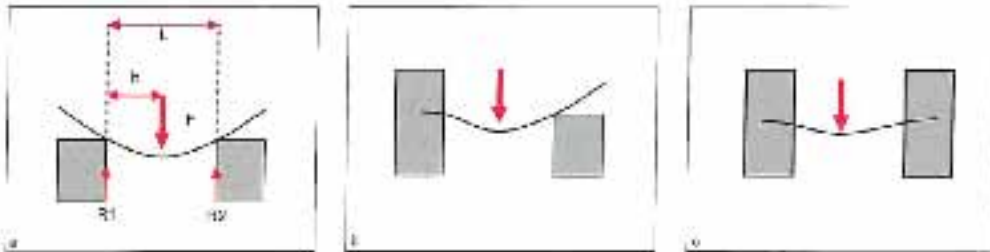
شکل ۲-۱۰. سیستم Cantilever شامل یک وایر با طول مشخص است که یک انتهای آن آزاد می‌باشد. L فاصله بین براکتی و F نیرو است.



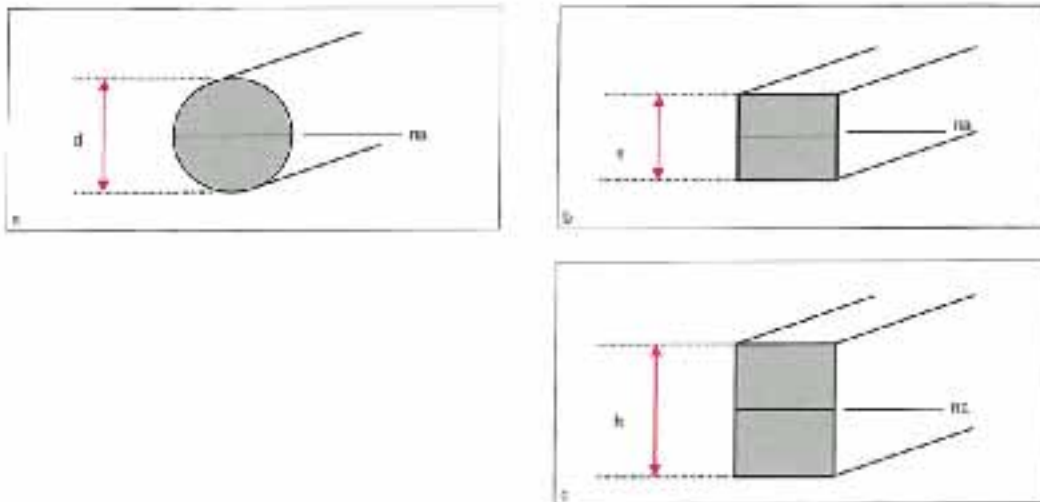
شکل ۲-۱۱. سیستم Three- Point Bending توسط Miura و همکاران پیشنهاد شده است.

وایر به تناسب $Stiffness$ آن در مقابل خمش مقاومت می‌کند و نسبت غیرمستقیم با گشتاوری که در اثر Bending ایجاد می‌شود دارد. این مثال برای اجسام دارای انتهای آزاد، Uprighting Spring، می‌باشد اما نمایانگر سیستم Multi Bracket نمی‌باشد. آزمایش بر روی سیستم Three - Point Bending شبیه سازی بهتری از وایر و براکت در رابطه با سیستم Multibracket دارد (شکل ۲-۱۱).

فصل ۲: کاربرد نیروی اردتودنتیک / ۳۱



شکل ۱۲-۲. یک میله در سیستم Three-Point Bending به کار برده شده است که در شکل a هر دو انتها آزاد است و در شکل b یک انتها آزاد است و در شکل c هیچ یک از دو انتها آزاد نیست. از نظر کلینیکی هر سه نوع مورد ذکر شده قابل کاربرد است اما نمونه‌ای که هیچ یک از دو انتهای آن آزاد نیست در اکثر موارد شبیه سازی بهتری را نشان می‌دهد. L فاصله بین براکتی، h نصف فاصله بین براکتی، F نیرو.



شکل ۱۳-۲. فرمول گشتاور اینرسی در رابطه با سطح مقطع دایره (a)، $I = \frac{\delta d^4}{64}$ ، (b) $I = \frac{\delta^4}{12}$ و (c) $I = \frac{bh^3}{12}$

در این قسمت از نقطه نظر کلینیکی سه نوع مدل وجود دارد.

- حرکت آزادانه وایر در داخل دو براکت (شکل ۱۲-۲a)
- حرکت آزادانه وایر در داخل یک براکت و اتصال وایر به براکت دیگر (شکل ۱۲-۲ b)
- اتصال وایر به دو سمت براکت (شکل ۱۲-۲ c)

براساس نوع سیستم به کار برده شده فرمولها متفاوت خواهد بود. اما فرمول کلی ذیل در هر سه نوع سیستم قابل انجام است.

$$\delta = L^3 \times \frac{F}{N} \times E \times I$$

δ میزان دفورمیشن، L فاصله بین براکتی و F نیرویی است که باعث دفورمیشن می‌شود، N میزان Stiffness وایر، E نشان دهنده Modulus of Elasticity وایر و I گشتاور اینرسی وایر است.

میزان N وابسته به نوع سیستم به کار برده شده می‌باشد در سیستم‌هایی که هر دو انتهای وایر آزاد است N برابر ۴۸ است (شکل ۱۲a-۲) در سیستم‌هایی که هر دو انتهای وایر آزاد نیست میزان N برابر ۱۹۲ است (شکل ۱۲c-۲)

گشتاور در اینرسی (I) که در شکل ۱۳-۲ نشان داده شده است یک پارامتر فیزیکی است که به شکل و اندازه وایر وابسته است. بنابراین تعیین گشتاور اینرسی در یک وایر با شکل و اندازه مشخص بسیار آسان است. در وایرهای چند رشته‌ای (Multistrand) گشتاور اینرسی هر رشته (Strand) باید جداگانه ارزیابی شود. این مطلب یک فاکتور مهم است که الاستیسیته وایر را تعیین می‌کند. در شکل ۱۳-۲ وایر گرد کمترین و وایر مربع مستطیل بالاترین گشتاور اینرسی را دارد. بنابراین در شرایط مساوی (برای مثال وایرهای با ۲ انتهای آزاد) الاستیسیته وایر گرد در مقایسه با وایر مربع مستطیل بیشتر است.

میزان Strength, Stiffness و Working Range در هر نوع وایری متفاوت است. این خصوصیات وابسته به طول وایر است. بنابراین فاصله بین براکتی بر روی فانکشن هر نوع وایری تاثیر می‌گذارد. براساس فرمولی که قبلاً ذکر گردید الاستیسیته وایر در بین ۲ براکت به طور مستقیم به مکعب طول وایر وابسته است (به مطالب قبلی راجع به فاکتورهای تاثیر گذار بر روی Stiffness مراجعه شود). Working Range وایر با مربع طول نسبت مستقیم ولی با Strength نسبت عکس دارد.

دیوارهای کوتاه و بلند یک وایر مربع مستطیل گشتاور اینرسی متفاوتی ایجاد خواهد کرد. گشتاور اینرسی در خم‌های First Order بیشتر از خم‌های Second Order است (به عبارت دیگر Stiffness در خم First Order بیشتر از Second Order است). از نقطه نظر کلینیکی مشکلات موجود در First Order مثل Rotation، کراس بایت، Scissor Bite می‌بایست قبل از قرار دادن وایرهای مربع مستطیل با وایرهای انعطاف‌پذیر گرد تصحیح شوند سپس بعد عرضی در قوس فکی می‌تواند با وایرهای مربع مستطیل حفظ گردد.

❖ Fatigue

تضعیف یک ماده تحت استرس‌های مداوم (کاهش الاستیسیته) به نام Fatigue نامیده می‌شود. در جایی که استرس تمرکز می‌یابد، تضعیف شدگی و Fatigue شروع می‌شود. در نقاطی که اندازه جسم دچار تغییر می‌شود مثل فیشورها، نقاط خرد شده، نقاط شکاف برداشته، نقاط شکسته شده و نقاطی که عمل Weld دو ماده صورت گرفته است تضعیف شدگی وجود دارد. نقاطی که در حین عمل Bending دچار خراش و یا نقاطی که دچار خم‌های Sharp می‌شوند مهمترین نقاطی هستند که Fatigue در آنها به وجود می‌آید. از نظر کلینیکی شکسته شدن وایر با فاصله بین براکتی طولانی (مثل آرچ وایر 4×2) یک مشکل شایع است. بدون توجه به میزان Stiffness وایر، دلیل شکسته شدن وایر وجود تماس‌های اکلوزالی مداوم یا سیکل‌های جویدن است معمولاً وایر در نواحی Sharp یا نقاطی که بین وایر و لبه‌های شیپار براکت تماس وجود دارد، دچار شکستگی می‌شود. برای جلوگیری از این عمل می‌بایست از سر گرد پلایر جهت خم استفاده کرد یا اینکه وایر را به منظور یکسان سازی ساختار مولکولیش Heat-Treat نمود. نیروی جویدن حتی با وجود فاصله نرمال بین براکتی

می تواند باعث شکست وایر گردد. این پدیده با وجود شکاف های عمیق در نواحی که وایرهای NiTi با لبه های شیار و براکت در تماس هستند می تواند توضیح داده شود.

❖ Corrosion

از زمان ساخت وایر، مواد متالیک به کار برده شده در دستگاه های ارتودنسی تحت تاثیر عوامل فیزیکی، شیمیایی و شرایط محیطی قرار می گیرد. تغییر در خصوصیات مکانیکی و از دست رفتن عناصر فلزی تحت تاثیر عوامل شیمیایی مختلف به عنوان کروژن تعریف می شود.

محیط دهان با وجود مواد یونی، مواد کربوهیدرات، لیپید، پروتئین، آمینواسید و عناصر غیر یونی محیط مناسبی برای سایش سطحی و عمقی دستگاه های ارتودنسی می باشد. یون های کلرین و مواد سولفوریک در حضور میکروارگانیسم ها می تواند باعث کروژن حتی در مواد استینلس استیل شود. مواد غذایی و نوشیدنی ها در تغییر PH بزاق به سوی اسیدی یا بازی بسیار موثر هستند. تجمع طولانی مدت غذا در اطراف دستگاه های ارتودنسی باعث تسریع کروژن می شود. مواد متالیک مثل پرکردگی ها، وایرها، بندها و براکت ها و مواد جامد با ساختار مولکولی مثل الاستیک ها، سمانها، مواد Adhesive و آکرلیک تحت تاثیر محیط دهان قرار می گیرند. اثرات کروژن دهنده محیط دهان بر روی دستگاه های ارتودنسی توسط Matasa و همکاران مطالعه شده است. آنها یافتند که این اثرات می تواند به صورت کروژن Uniform، Pitting، Crevicular (Crevice)، Intergranular، میکروبیولوژیک و الکتروشیمیایی ظاهر نمایند.

❖ Uniform

سطوح فلزی دستگاه های ارتودنسی به صورت یکنواخت در معرض کروژن قرار می گیرد. کاهش وزن و کاهش خصوصیات مکانیکی به مقدار تماس دستگاه وابسته است. کروژن یکنواخت به ندرت در اتچمنت های ارتودنسی مشاهده می شود. از آنجائی که اتچمنت های ارتودنسی مرتباً با مواد خورنده در تماس نمی باشند کروژن یکنواخت ندرت بر روی آنها مشاهده می شود.

❖ Pitting

شایع ترین نوع کروژن در دستگاه های ارتودنسی pitting است. در این نوع کروژن خصوصیات مکانیکی و ظاهر آن بیشتر از وزن ماده تحت تاثیر قرار می گیرد. این نوع کروژن اکثراً در موادی که Weld یا Solder شده اند و به خوبی صیقلی نشده اند مشاهده می شود. نواحی که به طور مناسب ساخته شده اند یا از مواد ناخالص برای تهیه ماده استفاده شده است به کروژن بسیار مستعدتر هستند. Matasa نشان داد که کلراید ناشی از یون های نمک به طور اختصاصی مسئول این نوع کروژن می باشد.

❖ Crevicular

کروژن Crevicular عارضه دیگری از اتچمنت های ارتودنسی است. این نوع کروژن بخصوص در حضور کلراید در هنگامی که اتچمنتها در تماس با موادی مثل Adhesive، آکریل و الاستیک باشند ایجاد می شود. مواد استینلس استیل بسیار به نوع کروژن حساس می باشند.

❖ Intergranular

کروژن Intergranular باعث تغییر در ظاهر و وزن مواد فلزی نمی‌شود اما در این نوع کروژن خصوصیات مکانیکی مواد از دست می‌رود و ممکن است باعث تخریب و شکست ماده شود این تخریب از داخل مواد فلزی شروع می‌شود و می‌تواند به عناصر تشکیل دهنده آن سرایت کند. وقتی استینلس استیل به دمای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد تا ۹۰۰ درجه سانتی‌گراد می‌رسد مواد Chromium Carbide از نواحی بین عناصر تشکیل دهنده آن خارج می‌شود و فلز به این نوع کروژن حساس می‌شود.

❖ میکروبیولوژیک

سطوحی مثل Base برکت که در تماس با هوا قرار نمی‌گیرند ممکن است دچار کروژن میکروبیولوژیک شوند. انواع مختلف میکروارگانیزم مثل Desulfovibrio Desulfuricans و میکروارگانیزم Desulfotomaculum مواد اکسیدانته مثل Thiobacillus، Beggiatoa و Thiothrix و Aerobacter و Flavobacterium مواد چسبنده و مرطوبی تولید می‌کنند که باعث می‌شود آهن بر روی استینلس استیل نفوذ کند. همچنین ممکن است باعث تجمع میکروارگانیزم‌هایی که آهن مصرف می‌کنند مثل Sphaerotilus، Hyphomicrobium، Gallionella گردد.

❖ الکتروشیمیایی

بزاغ به عنوان ماده حد واسط در واکنش الکترولیتی به شمار می‌آید. همیشه بین وایر و شیار برکت اصطکاک وجود دارد و این امر باعث کروژن سایشی در سطح فلزی که با هم در تماس هستند، می‌گردد و احتمال شکست در ماده زیاد می‌شود. در اثر کروژن فلزات سنگینی مثل نیکل، کبالت و کروم شرایط محیط دهان را به هم می‌زند و این موضوع در رابطه با بیماری‌هایی که به نیکل حساس هستند بسیار مهم است. برای غلبه بر حساسیت آلیاژهای فلزی به کروژن، برکت‌ها و وایرهای تیتانیوم معرفی شده‌اند.

❖ اجزاء نیروهای مورد استفاده در دستگاه‌های ارتودنسی

برای به دست آوردن واکنش مناسب بافتی، بایستی نیرو در حد ایده آل باشد. برای مثال نیروی مناسب برای حرکت دستیابی کانین در مکانیک Sliding برابر ۱۵۰ تا ۲۰۰ گرم است. بدین منظور انواع متفاوتی از المان‌های تولید کننده نیرو مثل Coil Spring، الاستیک و Loop می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. یک المان تولید کننده نیرو در دستگاه‌های ارتودنسی باید خصوصیات ذیل را داشته باشد.

- باید قادر باشد که نیروی مداوم و ثابت را در مقدار مطلوب ایجاد کند.
- برای بیمار راحت و بهداشتی باشد.
- به راحتی در حداقل زمان کلینیکی به کار برده شود.
- به همکاری بیمار وابسته نباشد.
- مقرون به صرفه باشد.

سیم

❖ سیم استینلس استیل

وایر استینلس استیل موادی با Strength زیاد، Stiffness زیاد و Working Range پایین و Spring Back پایین هستند. Formability زیاد و هزینه‌های ساخت کم باعث شده است که این ماده به طور متداولی برای سالیان متوالی استفاده شود. بخاطر Stiffness زیاد وایر استینلس استیل، برای Leveling مناسب نیستند. میزان $\frac{load}{deflection}$ این وایرها بایستی کاهش یابد تا در مرحله Leveling به کار برده شوند. برای نیل به این هدف یا طول وایر بایستی افزایش یابد، یا قطر وایر بایستی کاهش یابد. باید در نظر داشت کاهش $\frac{load}{deflection}$ کنترل حرکت دندان را مشکل تر می‌سازد.

برای افزایش طول سیم می‌توان تعداد Loopها را زیاد کرد. از آنجائی که نیرویی که توسط وایر ایجاد می‌شود به طور معکوس با مکعب طول سیم رابطه دارد، میزان نیرو در وایرهای Loopدار به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. از سوی دیگر با افزایش Working Range وایر برای مدت طولانی فعال می‌ماند. کاهش قطر وایر متد دیگری برای کاهش $\frac{load}{deflection}$ است باید توجه داشت که این امر محدود به نوع وایرهای موجود در بازار است. کاهش قطر باعث افزایش الاستیسیته سیم می‌شود همچنین باعث می‌شود که بین وایر و براکت Clearance ایجاد شود که به نوبه خود منجر به عدم کنترل بر روی حرکت دندان می‌شود. برای کنترل حرکت دندان، اختلاف بین وایر و شیار براکت بایستی حداقل 0.002 اینچ باشد.

❖ وایرهای چند رشته‌ای

وایرهای چند رشته‌ای با پیچاندن چند وایر نازک استینلس استیل در یکدیگر ایجاد می‌شوند. الاستیسیته آنها به نوبه بالا است و طول سیم با پیچاندن وایرها زیاد می‌شود. وایرگرد سه رشته‌ای یا پنج رشته‌ای و وایرهای مربع مستطیل ۸ یا ۹ رشته‌ای به طور متداول در درمان‌های ارتودنسی به کار برده می‌شود (شکل ۱۴-۲).

❖ Loops

Loops در درمان‌های ثابت ارتودنسی از زمان‌های بسیار قدیم، استفاده شده است. وایر استینلس استیل و کروم کبالت به علت دارا بودن دامنه زیاد Bending Stiffness به طور متداول استفاده می‌شود. هدف اصلی از اضافه کردن Loop افزایش الاستیسیته وایر با افزایش طول سیم است. با معرفی وایرهای جدید که الاستیسیته و Strength بالا دارند و Working Range آنها زیاد است مثل وایرهای NiTi و TMA دیگر نیازی به Loop نخواهد بود.



شکل ۱۴-۲. انواع وایرهای چند رشته‌ای

براساس هدف طراحی شده Loopها اشکال متفاوتی دارند. آنها به Loopهای عمودی، افقی یا Combination و Loopهای با شکل خاص طبقه‌بندی می‌شوند. نشان داده شده است که نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ یک Loop وقتی وایر بیشتری در ناحیه ژنژیوال اضافه شود، افزایش می‌یابد. Loopها به شرطی که به طور مناسب به کار برده شوند المان‌های موثری برای باز کردن یا بستن فضا هستند و می‌توانند شیب و چرخش دندان‌ها را تصحیح نمایند. آنها می‌توانند معایبی هم داشته باشند. یکی اینکه با افزایش الاستیسیته کنترل حرکت دندان ممکن است مشکل‌تر گردد. به محض اینکه وظیفه کاری Loop به پایان می‌رسد آنها بایستی با یک وایر Straight عوض شوند. دیگر اینکه Loopها مشکلات بهداشتی دارند و باعث التهاب بافت نرم می‌گردند و ایرهای گرد برای اینکه به راحتی در داخل شیار براکت می‌چرخند و باعث التهاب لثه می‌شوند نمی‌بایست در Loopها استفاده شوند. اگر وایر گرد استفاده شود باید وایر به سمت خارج با انگشت دست هدایت شود و هر دو سمت Loop با پلایر Torque باید نگه داشته شود تا از Debonding براکت جلوگیری شود.

❖ وایرهای کروم کبالت

خصوصیات فیزیکی وایرهای کروم کبالت خیلی شبیه به وایرهای استینلس استیل است وایرهای Elgiloy شامل ۴۰٪ کبالت، ۲۰٪ کروم، ۱۵٪ نیکل، ۷٪ مولیبدنیوم و ۱۵٪ تا ۲۰٪ آهن می‌باشد. وایر Elgiloy از نظر Stiffness به ۴ رنگ طبقه‌بندی می‌شود از کمترین (نرم‌ترین) به بیشترین (سخت‌ترین) شامل رنگ‌های آبی، زرد، سبز و قرمز می‌باشد. Stiffness وایر Elgiloy نرم (۱/۱۹) می‌تواند با Heat Treatment تا (۱/۲۲) افزایش یابد. وایر Elgiloy در تکنیک Ricketts استفاده می‌شود.

❖ وایرهای نیکل تیتانیوم

خصوصیات وایرهای NiTi توسط Buehler در سال ۱۹۶۸ تعریف گردیده اما معرفی آن به ارتودنسی و تکامل آن توسط Morrow و Andreasen صورت گرفت. اولین محصول تجاری به نام Nitinol از آلیاژ نیکل تیتانیوم و توسط لابراتوار Naral ساخته شد که در خلال تحقیقات فضایی آمریکا کشف گردید. وایرهای تیتانیوم تحت نامهای وایر Smart، وایر Shape Memory، وایر Superelastic و نام‌های دیگر در بازار موجود هستند. برخی از این وایرها خصوصیات ذکر شده مربوط به این نوع آلیاژ را دارند ولی اکثراً این خصوصیات را ندارند. شناخت خواص این وایرها باعث می‌شود که در انتخاب و استفاده صحیح از آنها مشکلی ایجاد نشود.

❖ خواص فلزی

وایرهای NiTi براساس شرایط دمایی که آنها مورد استفاده قرار می‌گیرند و میزان فشار وارد بر آنها در ۲ نوع ساختار کریستالی متفاوت به نام Martensite و Austenite موجود هستند. وایر Austenite در دماهای بالا و Martensite در دماهای پایین وجود دارند. وایر Austenite ساختار سه بعدی منظم (Cage Like) با مقاومت

فصل ۲: کاربرد نیروی ارتودونتیک / ۳۷

بسیار بالا دارند. Martensite در واقع نوعی Austenite است که تحت دما و فشارهای مکانیکی خواص الاستیک را نشان می‌دهد. دمایی که در آن Austenite تبدیل به Martensite می‌شود دمای انتقالی گفته می‌شود و اساساً مرتبط به ساختار آلیاژ است. این پروسه انتقال به نام Martensitic Transformation نامیده می‌شود و قابل بازگشت است و به هر میزان که لازم باشد می‌تواند تکرار شود.

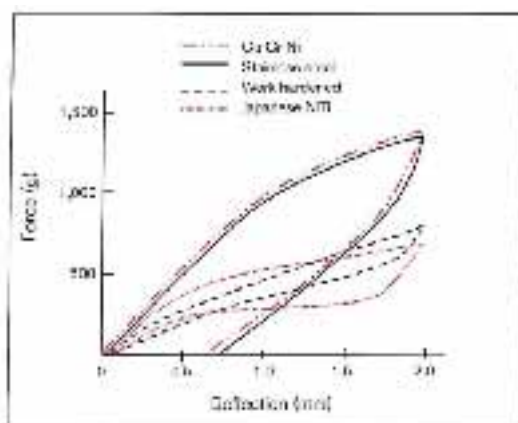
سه خصوصیت اصلی وایرهای NiTi باعث می‌شود که آنها از وایرهای استینلس استیل و کروم کبالت متفاوت باشند.

- الاستیسیتهی زیاد
- Shape Memory
- مقاومت به دفور میشن دائم

وایرهای NiTi دو برابر وایرهای استینلس استیل الاستیسیتهی دارند و Modulus of Elasticity آنها ۲۶٪. وایرهای استینلس استیل است. با این خصوصیات وایرهای NiTi برای Leveling بسیار ایده‌آل هستند. اگرچه تغییر شکل دائم آنها به طور مستقیم با زمان در ارتباط است ولی در بعضی از موارد هنگامی که در دهان واقع می‌شوند مقداری تغییر شکل مشاهده می‌شود. اگرچه وایر Nitinol خاصیت Spring Back بسیار زیادی دارد ولی به خاطر اینکه توسط پروسه Cool-Hardening تولید می‌شود خاصیت Superelasticity و Shape Memory سایر وایرهای NiTi را ندارد. Shape Memory پروسه‌ای است که اجازه می‌دهد که وایر به راحتی به شکل اصلی خود بعد از انتقال از دمای خاصی، برسد.

❖ Superelasticity

واژه Superelasticity که برای بعضی از وایرهای NiTi به کار برده می‌شود عبارت است از مقدار انعطاف‌پذیری وایر که پس از رها شدن نیرو وایر مجدداً به حالت اولیه خود بر گردد. به عبارت دیگر Superelasticity نیروی پایداری است که یک وایر بدون توجه به مقدار فعال شدنش می‌تواند ایجاد کند. Miura و همکارانش نشان دادند که وایر NiTi ژاپنی Superelastic که در بازار به نام Sentalloy (GAC) نامیده می‌شود نیروی باثباتی به وجود می‌آورد (شکل ۱۵-۲).



شکل ۱۵-۲. مقایسه وایر میکال تیتانیوم ژاپنی Superelastic با نام تجاری Sentalloy با وایرهای دیگر. این وایر نیروی بسیار با ثبات‌تری را، در مقایسه با سایر وایرها ایجاد می‌کند. از نقطه نظر کلینیکی این نکته بسیار مهم است زیرا وجود نیروی مداوم و با ثبات برای حرکت مطلوب دندان ضروری است.

این نوع نیرو باعث حرکت مطلوب دندان و راحتی بیمار می‌شود. وایر NiTi جنس وایر Superelastic دیگری است که ۱/۶ مرتبه الاستیسیته بیشتری از Nitinol (شکل ۸-۲) دارد. در خلال فعال سازی وایر Superelastic هنگامی که بدون تغییر در دما میزان فشار به حد مشخصی می‌رسد وایر از ساختار Austenite به Martensite تبدیل می‌شود و هنگامی که فشار در خلال مرحله Deactivation کم می‌شود از Martensite به Austenite بر می‌گردد.

دیاگرام $\frac{struss}{strain}$ وایرهای Superelastic در شکل ۱۶-۲ نشان داده شده است. وقتی وایر فعال می‌شود میزان نیرو افزایش می‌یابد وایر از فاز Austenite به فاز Martensitic تبدیل می‌شود وقتی نیرو برداشته می‌شود وایر یک مسیر متفاوتی را در زیر منحنی Activation می‌پیماید و به ساختار Austenitic بر می‌گردد.

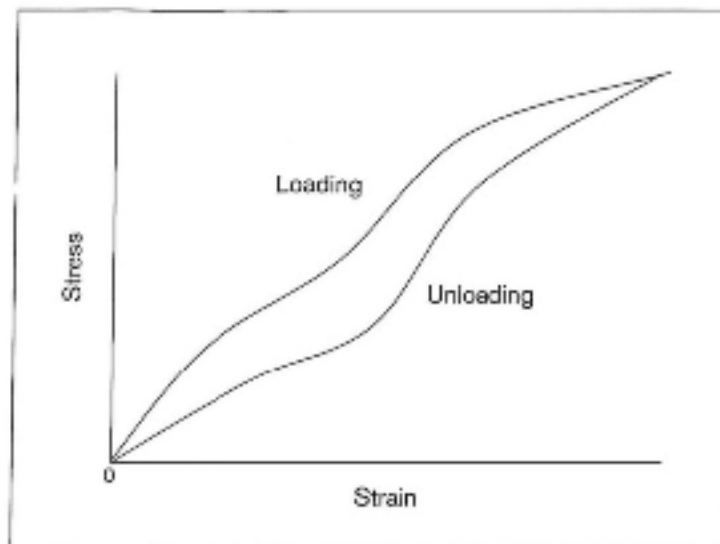
اختلاف بین این دو منحنی به نام Hysteresis نامیده می‌شود. این منحنی نشان دهنده اختلاف بین نیرویی است که برای فعال شدن وایر به کار می‌رود و نیرویی که در خلال Deactivation آزاد می‌شود. همچنین این منحنی میزان نیرویی را که یک وایر به دندان منتقل می‌کند، نشان می‌دهد. از نقطه نظر کلینیکی میزان Hysteresis کم مطلوب است. بخصوص در مورد انسیزورها و پره مولرها می‌بایست از نیروهای سبک استفاده کرد. هر چند که Senger و Ibe نشان دادند که وایرهای کمی از نظر کلینیکی میزان نیروی مناسب را به وجود می‌آورند. در شروع درمان می‌بایست وایرهای NiTi به صورت بسیار محکم به براکت‌ها متصل نشوند تا نیروی بسیار زیادی تولید نشود. و این امر بخصوص در مورد انسیزورهای فک پایین با ریشه‌های باریک در جایی که فاصله بین براکتی کم است بسیار مهم می‌باشد.

وایرهای Superelastic در دمای بدن در ساختار Austenitic باقی می‌مانند و وقتی بر آنها فشار وارد شود به ساختار Martensitic تبدیل می‌شوند. وایرهای Copper NiTi از کارخانه Ormco در دمای دهان فعال می‌شوند و دارای ویژگی Superelastic به همراه Shape Memory می‌باشند. آنها براساس انتقال به ۴ دمای محیط دهان ۱۵، ۲۷، ۳۵ و ۴۰ درجه سانتی‌گراد ساخته می‌شوند. اختلاف بین دمای دهان و دمای انتقالی وایر مشخص کننده میزان نیرویی است که وایر تولید می‌کند. همچنانکه این اختلاف افزایش می‌یابد نیرویی که توسط وایر ایجاد می‌شود نیز، افزایش می‌یابد. برای مثال در محیط ۳۷ درجه دهان، نیرویی که توسط وایر ۱۵ درجه سانتی‌گراد ایجاد می‌کند، بیشتر از وایر ۴۰ درجه سانتی‌گراد است. این نیروها که براساس دمای انتقالی انتخاب می‌شوند، براساس آستانه درد بیمار و مدت نیرو (یعنی نیروی Continuous در مقابل نیروی Interrupted) تعیین می‌شوند برای مثال کارخانجات سازنده وایر ۴۰ درجه سانتی‌گراد را برای Leveling دندان کانین نهفته پیشنهاد می‌کنند. این وایرها به علت ویژگی Spring back زیاد و Hysteresis کم نیروی بسیار کمی ایجاد می‌کنند و بدین ترتیب باعث حرکت مداوم دندان می‌شوند (شکل ۱۷-۲).

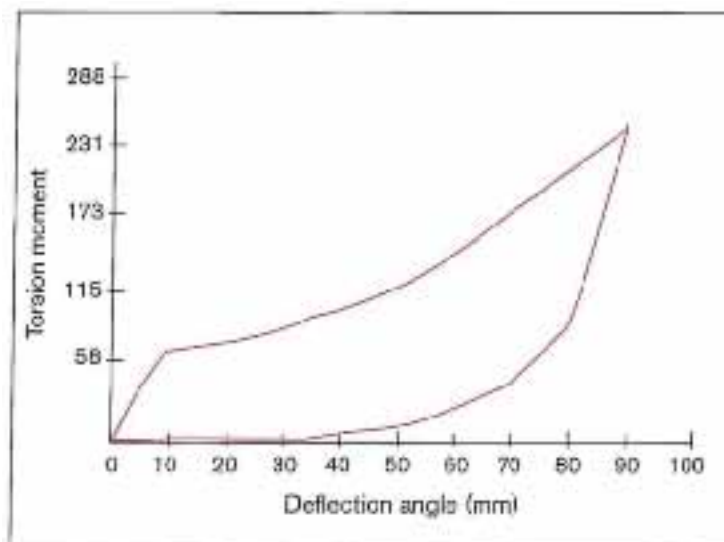
خصوصیت دیگری که باعث می‌شود وایرهای NiTi متفاوت باشند این است که آنها مانند استینلس استیل قابلیت خم شدن، لحیم شدن و Weld شدن را ندارند. به خاطر الاستیسیته زیاد این وایرها، قرار دادن Loop در این وایرها عملی نیست هر چند که می‌توان از خم‌های کوچکی مثل Step Up، Step Down و Stop Bend در صورت نیاز استفاده کرد. از خم‌های Sharp و یا خم‌های تکراری می‌بایست به علت شکست وایر

فصل ۲: کاربرد نیروی اردتودنتیک / ۳۹

خودداری کرد. در حال حاضر بعضی از کارخانجات بر روی وایرهای NiTi برای جلوگیری از حرکت وایر در شیپار براکت و آزردهگی گونه Midline Stop قرار می دهند. اگر نیاز به Cinch Back بود می توان قبل از قرار دادن وایر انتهای آن را توسط شعله Anneal کرد.



شکل ۱۶-۲. وقتی وایر Superelastic فعال می شود وایر از فاز Austenitic به فاز Martensitic تبدیل می شود و در خلال مرحله Deactivation مسیر متفاوتی را طی می کند. اختلاف بین این دو منحنی به نام hysteresis نامیده می شود و نشان دهنده اثرات کلینیکی وایر است.



شکل ۱۷-۲. Hysteresis در وایرهای Ni-Ti Loop که توسط دما فعال می شوند کم است و میزان Spring Back آنها زیاد است.

ارزیابی کلینیکی

از دیدگاه کلینیکی اثرات وایرهای Superelastic بسیار بحث برانگیز است. در یک مطالعه مقایسه‌ای در رابطه با Discomfort بیمار در طی ۲ هفته، هیچ اختلاف آماری بین وایر NiTi ژاپنی Superelastic با قطر ۰/۰۱۴ اینچ و وایر استینلس استیل چند رشته‌ای با قطر ۰/۰۱۵۵ اینچ وجود نداشت. Jones و همکارانش سرعت تصحیح کروودینگ دندان‌ها را با کمک Reflex Metrograph بین وایر Sentalloy با قطر ۰/۰۱۴ اینچ و وایر چند رشته‌ای با قطر ۰/۰۱۵۵ اینچ اندازه‌گیری کردند و هیچ اختلاف آماری معنی‌داری بین ۲ وایر نیافتند. به طور مشابهی در یک مطالعه مقایسه‌ای بین وایر Titanol سوپر الاستیک به قطر ۰/۰۱۶ اینچ (Forestadent) و وایر Nitinol معمولی هیچ اختلاف معنی‌داری در انتهای ۳۵ روزه درمان نیافتند.

❖ وایر بتانتانیوم مولیبدنیوم

وایرهای B-Ti (TMA) توسط Goldberg و Burstone در سال ۱۹۷۹ به جامعه ارتودنتیست‌ها معرفی گردید. خواص الاستیک این وایرها بین وایر استینلس استیل و نیکل تیتانیوم می‌باشد. علی‌رغم الاستیسیتهی بالای آنها، وایرهای TMA بر خلاف وایرهای نیکل تیتانیوم فرم‌پذیر، قابل لحیم شدن و قابل Weld شدن هستند. Modulus of Elasticity این وایرها تقریباً دو برابر وایر NiTinol و $\frac{1}{3}$ وایر استینلس استیل می‌باشد. این وایرها دارای Working Range زیاد و Biocompatibility بالایی می‌باشند.

میزان اصطکاک و زبری سطح در وایرهای TMA از وایرهای استینلس استیل و نیکل تیتانیوم بیشتر است. بدین علت این وایرها اکثراً در مکانیک‌های Segmented بجای مکانیک‌های Sliding استفاده می‌شوند. مطالعات نشان داده است که با تزریق یون، سختی سطح وایر می‌تواند افزایش یابد و زبری سطح به میزان قابل مقایسه‌ای در حد وایر استینلس استیل کاهش یابد. به خاطر اینکه سطح وایرهای TMA دچار تغییر شده است میزان Spring back آنها دو برابر وایر استینلس استیل است و آنها می‌توانند به عنوان وایرهای مرحله Leveling و مرحله Finishing استفاده شوند.

❖ انتخاب وایر در کلینیک

برای انتخاب یک وایر در درمان‌های ارتودنسی نه تنها می‌بایست خواص فیزیکی وایر مدنظر قرار گیرد بلکه فاکتورهایی مثل شدت مال آکلوزن، نوع حرکت دندانی و متدهای درمانی نیز باید مورد توجه قرار گیرد. بعضی از ویژگی‌های مورد انتظار در وایرهای ارتودنسی به شرح ذیل می‌باشد.

- وایر باید به اندازه کافی الاستیک باشد و نباید به راحتی دفرمه گردد.
- وایر باید فرم‌پذیر باشد.
- وایر نباید تحت اثر مایعات داخل دهان، اسیدها و سایر عوامل شیمیایی قرار گیرد.
- وایر نباید تحت تاثیر کروژن، زنگ زدگی، تغییر رنگ یا اکسید شدن قرار گیرد.
- وایر باید زیبایی مناسبی داشته باشد.

- وایر نباید تحت تاثیر گرما یا سرما قرار گیرد.
- وایر نباید گران باشد.

❖ مقایسه آلیاژهای مورد استفاده در وایر

Dilley و Kusy ویژگی‌های Bending و Torsional وایرهای استینلس استیل، نیکل تیتانیوم، بتاتیتانیوم و وایرهای چند رشته‌ای را مطالعه کردند و به نتایج جالبی دست یافتند (جدول ۲-۴ تا ۲-۶). بعضی از این نتایج به شرح ذیل است: نسبت Stiffness در وایر SS ۰/۰۱۲ تا وایر NiTi ۰/۰۱۸ اینچ و در وایر SS ۰/۰۱۴ اینچ تا وایر NiTi ۰/۰۱۸ × ۰/۰۱۸ اینچ برابر هم (۰/۸) می‌باشد (به جدول ۲-۴ مراجعه شود). براساس این ارقام و از نقطه نظر Stiffness یک وایر NiTi ۰/۰۱۸ × ۰/۰۱۸ اینچ می‌تواند بجای وایر SS ۰/۰۱۲ اینچ به کار برده شود. این نتایج از ۲ بعد مهم می‌باشد یکی اینکه Bending Stiffness وایر نه تنها به قطر وایر وابسته است بلکه به نوع ماده هم وابسته است. دیگر اینکه Stiffness وایرهای NiTi مربع مستطیل شبیه وایرهای SS می‌باشد که می‌توانند برای هدفهای یکسانی مثل Leveling به کار روند.

Stiffness وایرهای مربع مستطیل به طور جداگانه‌ای در خم‌های First Order و Second Order مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. براساس جدول ۲-۴ وایر SS ۰/۰۱۶ اینچ شبیه وایر NiTi 0.017 × 0.025 اینچ و وایر SS 0.018 اینچ شبیه وایر 0.021 × 0.025 اینچ است. Stiffness در خم First Order نسبت به Second Order در همه موارد بیشتر است (به قسمت‌های قبل راجع به گشتاور اینرسی مراجعه شود). Stiffness در خم Second Order در وایرهای NiTi 0.017 × 0.025 و 0.021 × 0.025 به ترتیب برابر 5 و 0.6 است (خم Second Order فقط برای وایرهای مربع مستطیل امکان‌پذیر است). از آنجائی که Stiffness وایرهای SS به عنوان عدد یک پذیرفته شده است Stiffness نسبی وایرهای NiTi تقریباً نصف وایرهای استینلس استیل است. برای اینکه Working Range وایرهای NiTi ۳/۷ و ۳/۳ برابر وایرهای SS است حرکت طولانی مدت دندانی در خم‌های Second Order با وایرهای NiTi امکان‌پذیر است.

جدول ۲-۴. مقایسه ویژگی Bending وایرهای SS و NiTi

SS	NiTi	Elastic property ratios		
		Strength	Stiffness	Range
0.0175 inch (8 × 0.028)	0.016 inch	(1.7)	(0.9)	(1.9)
0.012 inch	0.018 inch	2.7	0.8	2.6
0.014 inch	0.018 × 0.018 inch	2.3	0.8	3.0
0.013 inch	0.017 × 0.025 inch	2.0 ^a	1.1 ^a	2.5 ^a
		1.9 ^a	0.6 ^a	3.7 ^a
0.018 inch	0.021 × 0.025 inch	2.6 ^a	0.0 ^a	2.8 ^a
		2.1 ^a	0.6 ^a	3.8 ^a

جدول ۵-۲. مقایسه Torsion در وایرهای NiTi و TMA با وایرهای 0.019 × SS 0.026 اینچ

Wire type	Elastic property ratios		
	Strength	Stiffness	Range
0.019 × 0.025-inch NiTi	0.8	0.1	0.4
0.021 × 0.025-inch NiTi	0.9	0.2	0.5
0.019 × 0.025-inch TMA	0.9	0.3	0.5

جدول ۵-۲ ویژگی‌های Torsional وایرهای NiTi و TMA با همان اندازه‌ها در وایرهای استینلس استیل 0.019 × 0.026 اینچ را نشان می‌دهد. هر چند که Strength وایرهای SS و NiTi خیلی نزدیک به هم هستند (۰/۸ و ۰/۹ به ترتیب برای وایر NiTi با قطر 0.019 × 0.025 اینچ و وایر NiTi با قطر 0.021 × 0.025 اینچ) اما میزان Working Range وایرهای NiTi به ترتیب ۵/۴ و ۵/۳ مرتبه بیشتر است. اگرچه وایرهای NiTi از نظر Strength شبیه وایرهای SS هستند ولی ایجاد Torque در وایر NiTi مشکل است. Kusy نشان داد که وایرهای NiTi به علت Stiffness کم و الاستیسیتهی زیاد و فرم‌پذیری کم به راحتی در آنها نمی‌توان Torque ایجاد نمود. در یک مطالعه، وایر چند رشته‌ای ۰/۰۱۷۵ اینچ (۳ عدد وایر ۰/۰۰۸ اینچ و وایر SS به قطر ۰/۰۱۸ اینچ) با هم‌دیگر مقایسه شدند. بجز اندازه آنها، تشابهات کمی بین وایرهای فوق یافت شد. وایر SS ۱۱ برابر Stiffness بیشتر و ۴/۶ برابر Strength بیشتر از وایرهای چند رشته‌ای دارد (به جدول ۶-۲ مراجعه شود).

میزان اصطکاک در وایرهای چند رشته‌ای کمتر از وایرهای دیگر است. وجود توپوگرافی موج دار در سطح این وایرها و میزان انعطاف‌پذیری زیاد در این وایرها باعث جلوگیری از فشرده شدن وایر بین Ligature و شیار براکت می‌گردد و در نهایت باعث کاهش اصطکاک می‌گردد. وایرهای چند رشته‌ای وایرهای انتخابی برای مرحله Leveling به دلایل ذکر شده بالا و به علت ارزان بودن آنها نسبت به NiTi می‌باشد. هر چند که باید دانست که این وایرها به راحتی توسط نیروی جویدن بخصوص هنگامی که که فاصله بین براکتی زیاد است، دفورمه می‌شوند.

نیروی مداوم و سبک Light Continuous باعث حرکت دندان مناسب می‌گردد. Burstone چهار نوع level از نیرو را در خلال غیرفعال شدن وایر در هنگام حرکت اکتوپیک دندان به داخل قوس را تشریح کرد. میزان نیرو ممکن است در ابتدا زیاد باشد و همانگونه که دندان حرکت می‌کند ممکن است کاهش یابد. نیرو می‌تواند به میزان مطلوب کاهش یابد و سپس به مقدار زیر حد مطلوب و به همین ترتیب ممکن است به مقدار زیر سطح آستانه حرکت دندان برسد (شکل ۱۸-۲). در صورتی که نیرو زیاد باشد ممکن است مقداری تحلیل غیرمستقیم در بافت‌های استخوانی مشاهده شود. مادامیکه دندان حرکت می‌کند میزان فعال بودن وایر کم می‌شود به طوری که نیرو تا میزان مطلوب کم می‌شود و در آن موقع حرکت دندان انجام می‌شود. با حرکت دندان بیشتر میزان فعال بودن وایر کاهش بیشتری می‌یابد و در آن موقع حرکت دندان با غیرفعال شدن کامل وایر متوقف می‌گردد. متخصص ارتودنسی باید سعی نماید که نیرو را در حد مقادیر مطلوب و زیر

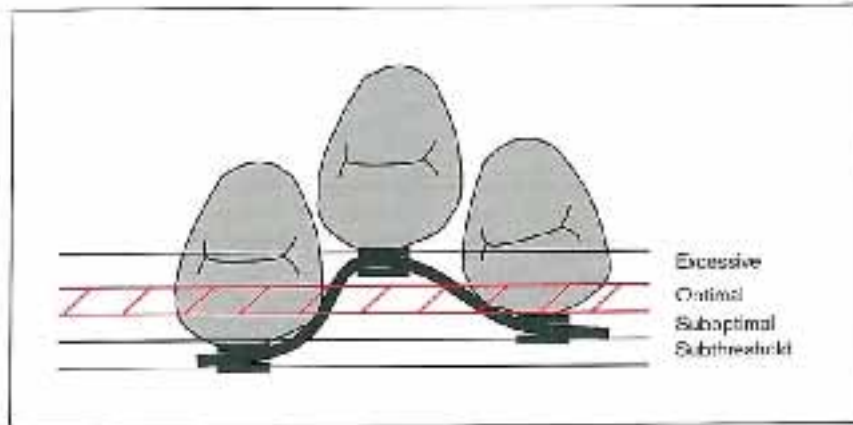
فصل ۲: کاربرد نیروی ارتودنتیک / ۴۳

مطلوب نگه دارد. بدین دلیل است که متخصص ارتودنسی می‌بایست بهترین وایر را برای حرکت مطلوب دندان با کاربرد نیروی مناسب انتخاب کند.

از نظر کلینیکی میزان Stiffness یا نسبت $\frac{load}{deflection}$ یکی از فاکتورهای مهم در انتخاب وایر است. Stiffness دستگاه ارتودنسی ثابت اصولاً توسط ۲ عامل تعیین می‌شود. عامل اول مرتبط با طراحی دستگاه و عامل دوم مرتبط با وایر است. به عبارت دیگر Stiffness دستگاه برابر با Stiffness اصلی (براساس طراحی دستگاه) ضربدر Stiffness وایر می‌باشد. Stiffness براساس طراحی دستگاه مستقیماً مرتبط به فاکتورهای مثل وجود Loop یا فاصله بین براکتی می‌باشد. افزودن Loop یا افزایش فاصله بین براکتی (استفاده از براکت‌های کم عرض) باعث کاهش Stiffness دستگاه می‌شود. Stiffness وایر با شکل، اندازه، طول و ماده به کار رفته در وایر بستگی دارد.

جدول ۶-۲. مقایسه ویژگی‌های الاستیک وایرهای استینلس استیل Solid و وایرهای سه رشته‌ای ۰/۰۱۷۵ اینچ استینلس استیل (اینچ ۰/۰۰۸ × ۳)

Solid SS	Bending		
	Strength	Stiffness	Range
0.010 inch	0.78	1.0	0.76
0.012 inch	1.4	2.2	0.63
0.014 inch	2.2	4.0	0.54
0.015 inch	3.2	6.8	0.47
0.013 inch	4.8	11.0	0.42
0.020 inch	6.3	17.0	0.38
0.016 × 0.016 inch	5.5	12.0	0.47
0.017 × 0.017 inch	6.5	15.0	0.44
0.016 × 0.022 inch	10.0 [†]	30.0 [†]	0.34 [†]
	7.5 [†]	18.0 [†]	0.47 [†]
0.018 × 0.022 inch	12.0 [†]	34.0 [†]	0.34 [†]
	9.5 [†]	29.0 [†]	0.42 [†]
0.017 × 0.025 inch	14.0 [†]	47.0 [†]	0.30 [†]
	9.8 [†]	22.0 [†]	0.44 [†]
0.018 × 0.025 inch	15.0 [†]	50.0 [†]	0.30 [†]
	11.0 [†]	26.0 [†]	0.42 [†]
0.019 × 0.025 inch	17.0 [†]	53.0 [†]	0.29 [†]
	13.0 [†]	31.0 [†]	0.40 [†]
0.021 × 0.025 inch	17.0 [†]	53.0 [†]	0.30 [†]
	16.0 [†]	41.0 [†]	0.38 [†]



شکل ۱۸-۲. هنگامی که یک وایر به دندان‌هایی که خارج از قوس قرار دارد وصل گردد ۴ نوع نیروی متفاوت به دندان وارد می‌شود. وقتی وایر برای بار اول به دندان متصل می‌شود نیروی زیادی وجود دارد که سپس به میزان نیروی Optimal تبدیل می‌شود. همانگونه که دندان حرکت می‌کند نیرو به مقدار Suboptimal می‌رسد و وقتی دندان به قوس می‌رسد نیرو به مقدار زیر آستانه حرکت دندان کاهش می‌یابد.

شکل وایر، اندازه و Stiffness

❖ ارتودنسی مبتنی بر متغیر اندازه

در درمان‌های ارتودنسی برای مدت‌های متوالی، معیار اصلی برای تعیین میزان نیرو و اندازه و شکل وایرهای SS بوده است. متخصصین ارتودنسی برای دستیابی به نیروی مطلوب در تمام طول درمان از وایرهایی با شکل‌ها و اندازه‌های متفاوت استفاده می‌کنند که به آن ارتودنسی مبتنی بر متغیر اندازه گفته می‌شود. گاهی متخصصین ارتودنسی با اضافه کردن Loop باعث افزایش الاستیسیته وایر می‌شوند. نیرویی که از وایر ایجاد می‌شود با توان چهارم اندازه وایر متناسب است. این بدین معنی است که حتی یک تغییر کوچک در اندازه وایر می‌تواند بر روی میزان نیرویی که توسط وایر ایجاد شود اثر بگذارد.

پیچیدگی که در رابطه با فرمول اندازه وایر وجود دارد، انتخاب وایر و تعیین Stiffness مناسب وایر را مشکل می‌سازد. جداول ۲-۷ و ۲-۸ میزان Stiffness مقایسه‌ای وایرها با اندازه و شکل‌های متفاوت را نشان می‌دهد.

براساس جداول فوق مقدار Stiffness سطح مقطع (CS) وایر $0.04/0.102mm$ اینچ به میزان "یک" پذیرفته شده است و تمام وایرهای دیگر در رابطه با آن ارزیابی می‌شوند. برای مثال مقدار Stiffness وایر $0.14/0.06$ اینچ برابر $150/06$ می‌باشد. این بدین معنی است که با مقدار فعال سازی مشابه یک وایر $0.14/0.06$ اینچ به مقدار $150/06$ برابر نیروی بیشتری نسبت به وایر $0.04/0.06$ اینچ که هر دو از یک نوع ماده ساخته شده باشند، تولید می‌کند (به جدول ۲-۷ مراجعه شود). جدول ۲-۸ مقدار CS در خم First Order و Second Order وایرهای مربع مستطیل را نشان می‌دهد. متخصص ارتودنسی می‌تواند به طور مطمئن مناسب‌ترین وایر را براساس اطلاعات موجود در این جدول انتخاب کند. باید توجه داشت که مقدار CS همانگونه که اندازه وایر زیاد می‌شود، افزایش می‌یابد.

جدول ۷-۲. مقادیر **Stiffness** سطح مقطع برای وایرهای گرد

Size (Inches/mm)	CS
0.004 / 0.102	1.00
0.010 / 0.254	39.06
0.014 / 0.353	150.06
0.016 / 0.405	258.00
0.018 / 0.457	410.06
0.020 / 0.508	625.00
0.022 / 0.559	816.06
0.030 / 0.762	3164.06
0.038 / 0.914	8561.00

این امر طی سالیان متوالی توسط محققین ارتودنسی مد نظر بوده است و ارتودنسی مبتنی بر متغیر اندازه به شکل کاربردی تر تکامل یافته است.

❖ ارتودنسی مبتنی بر متغیر Modulus

خواص ماده‌ای وایر تحت عنوان Modulus of Elasticity تعریف می‌شود (یعنی Young Modulus). در وایرهای Modulus of Elasticity مشابه مثل وایرهای SS معیار اصلی برای تغییر **Stiffness** در گذشته اندازه وایر بود. امروزه با پیشرفت در تکنولوژی ساخت مواد، ویژگی و Modulus of Elasticity مختلفی از مواد ایجاد شده است. در حال حاضر می‌توان وایری با **Stiffness** کم و دامنه کاری زیاد (**High Working Range**) در وایرهایی با قطر یکسان مثلا در وایر SS ایجاد کرد و به آن ارتودنسی مبتنی بر متغیر Modulus گفته می‌شود.

جدول ۸-۲. مقادیر **Stiffness** اندازه وایر برای وایرهای با مقطع مربع و مربع مستطیل

Shape and size (inches/mm)	CS	
	First order	Second order
Rectangular		
0.010 × 0.020 / 0.254 × 0.508	580.52	132.63
0.016 × 0.022 / 0.406 × 0.559	1129.74	597.57
0.018 × 0.025 / 0.457 × 0.635	1895.10	965.87
0.021 × 0.025 / 0.533 × 0.635	2175.95	1553.35
0.0215 × 0.028 / 0.548 × 0.711	3129.93	1845.87
Square		
0.016 × 0.016 / 0.406 × 0.406	484.63	
0.018 × 0.018 / 0.457 × 0.457	695.14	
0.021 × 0.021 / 0.533 × 0.533	1289.69	

جدول ۹-۲. مقادیر *Stiffness* وایرهای مختلف با سطح مقطع متفاوت

Wire type	Cross-section (Inches/mm)	Order	MS ²	CS	WS (MS × CS)
SS	0.029 / 0.229	NA	1.00	70.00	20.98
SS	0.012 / 0.302	NA	1.00	81.00	81.00
SS	0.014 / 0.336	NA	1.00	150.00	105.06
SS	0.010 / 0.400	NA	1.00	216.00	216.00
SS	0.018 / 0.457	NA	1.00	410.00	410.00
SS	0.020 / 0.508	NA	1.00	625.00	625.00
TMA	0.016 / 0.406	NA	3.45	250.00	103.22
NiTi	0.018 / 0.406	NA	3.26	250.00	81.50
NA	0.018 / 0.457	NA	0.42	410.00	173.28
NiTi	0.018 / 0.457	NA	0.42	410.00	108.32
TMA	0.016 × 0.025 / 0.406 × 0.508	First	0.42	648.66	273.51
		Second	0.42	543.10	228.18
TMA	0.016 × 0.022 / 0.406 × 0.556	First	0.42	128.79	474.51
		Second	0.42	89.57	260.03
SS	0.016 × 0.025 / 0.406 × 0.531	First	1.00	1865.10	1865.10
		Second	1.00	968.87	968.87
TMA	0.018 × 0.025 / 0.457 × 0.536	First	0.42	1860.10	793.34
		Second	0.42	895.67	426.08
NiTi	0.018 × 0.025 / 0.457 × 0.536	First	0.38	1045.10	434.93
		Second	0.38	968.87	261.26
Li	0.018 × 0.025 / 0.457 × 0.536	First	1.14	1865.10	2213.47
		Second	1.14	968.87	1150.67
ES-NiTi	0.018 × 0.025 / 0.457 × 0.625	First	1.22	1865.10	2278.47
		second	1.22	968.87	1179.88
SS	0.021 × 0.025 / 0.531 × 0.625	First	1.00	2176.06	2176.06
		Second	1.00	1036.21	1036.21

جدول ۱۰-۲. مقادیر *Stiffness* وایرهای مختلف چند رشته‌ای با سطح مقطع و جنس‌های متفاوت

Wire type	Cross-section (Inches/mm)	Order	MS	CS	WS (MS × CS)
Direct	0.012 × 0.022 / 0.470 × 0.539	First	0.66	1120.70	40.87
		Second	0.66	507.57	29.58
Direct	0.015 × 0.025 / 0.457 × 0.625	First	0.46	865.10	88.50
		Second	0.46	388.87	76.41
Direct	0.016 × 0.025 / 0.470 × 0.625	First	0.66	868.71	110.25
		Second	0.66	1162.18	75.45
Direct	0.021 × 0.025 / 0.531 × 0.625	First	0.66	2176.34	130.88
		Second	0.66	1536.30	99.60
Respond	0.0175 / 0.4445	NA	0.69	350.00	95.98
Respond	0.0156 / 0.4266	NA	0.82	354.80	45.81
Respond	0.0215 / 0.5481	NA	0.68	384.09	98.75
Twist-B	0.0175 × 0.025 / 0.483 × 0.550	First	0.180	1026.71	310.80
		Second	0.180	133.13	153.54
-HT Twist Flex	0.015 / 0.381	NA	0.175	180.75	84.61
H-T Twist Flex	0.0175 / 0.4445	NA	0.168	266.04	61.56
Hi-T Twist Flex	0.0195 / 0.4963	NA	0.160	664.20	60.41
Hi-T Twist Flex	0.0215 / 0.5161	NA	0.204	694.08	140.58

فصل ۲: کاربرد نیروی ارتودنتیک / ۴۷

هر وایر دارای یک Stiffness مرتبط با سطح مقطع (CS) و یک Stiffness مرتبط با جنس ماده (MS) می‌باشد. حاصلضرب این دو نوع Stiffness کل میزان Stiffness وایر (WS) را تعیین می‌کند. Stiffness مرتبط با جنس ماده به نام MS نامیده می‌شود. در ارتودنسی از استینلس استیل به طور گسترده‌ای استفاده می‌شود میزان MS وایر SS برابر یک است. جداول ۲-۹ و ۲-۱۰ به ترتیب مقادیر WS برای وایرهای Solid و چند رشته‌ای با اندازه و جنس متفاوت را نشان می‌دهد.

برای مثال Stiffness وایر SS با قطر 0.016 اینچ برابر 256 و Stiffness وایر NiTi با همان قطر برابر $66/56$ است که تقریباً $\frac{1}{4}$ مقدار 256 است. از نظر عملی این امر بدین معنی است که وایر NiTi با قطر 0.016 اینچ ۴ مرتبه انعطاف پذیرتر از وایر SS با همان اندازه است یا به عبارت دیگر با یک میزان فعال کردن وایر، سیم NiTi در حدود $\frac{1}{4}$ وایر SS تولید نیرو می‌نماید (جدول ۲-۹). در این روش می‌توان میزان Stiffness وایر را با عوض نمودن جنس ماده بدون تغییر در اندازه وایر تغییر داد. به عنوان مثال با اینکه Stiffness وایر SS با قطر 0.016 اینچ و وایر NiTi با قطر 0.025×0.018 اینچ در خم Second Order تقریباً یکی می‌باشد (به ترتیب 256 و $251/38$) (به جدول ۲-۱۰ مراجعه شود) ولی میزان Stiffness وایر چند رشته‌ای 0.025×0.019 اینچ در خم Second Order کمتر از وایر 0.012 اینچ SS با همان اندازه می‌باشد (به ترتیب $78/46$ و 81) (جدول ۲-۹).

از نظر عملی هنگامی که دو وایر با Stiffness یکسان وجود داشته باشد وایر با قطر بیشتر نسبت به قطر کوچک‌تر ترجیح دارد زیرا با وایر بزرگتر کنترل بیشتری بر روی حرکت دندان وجود دارد. از آنجائی که وایرهای Heavy شیار براکت را پر می‌نمایند فاصله کمتری بین وایر و شیار براکت نسبت به وایر با قطر کوچک‌تر وجود دارد. بنابراین هدف اولیه در مرحله Leveling استفاده از وایرهای تا حد امکان با قطر بیشتر برای کنترل حرکت دندانی می‌باشد و این فرضیه برای وایرهای دارای Loop نیز صدق می‌کند.

کاربرد متغیرهای مختلف در ارتودنسی این فرصت را به متخصص ارتودنسی می‌دهد که از وایرهایی با جنس‌های مختلف با Working Range زیاد که شیار براکت را پر نماید استفاده کند به شرطی که کنترل حرکت دندان از ابتدای درمان در نظر گرفته شود. بنابراین نیاز به استفاده تدریجی از وایرهای 0.012 ، 0.014 ، 0.016 و 0.018 اینچ نخواهد بود. هنگامی که نیاز به استفاده از وایر SS به قطر 0.016 اینچ می‌باشد می‌توان از وایر 0.025×0.018 اینچ NiTi استفاده کرد زیرا میزان نیروی این دو وایر در خم Second Order یکسان است.

بدون شک وایر 0.025×0.018 اینچ کنترل بهتری از وایر 0.016 اینچ دارد. بعلاوه وایر NiTi 0.025×0.018 اینچ Working Range و Strength بیشتری از وایر SS 0.016 اینچ دارد. از نقطه نظر مکانیکی این امر دارای مزایایی است اما محققین بر این اعتقاد هستند که در هنگام شروع درمان هدف بایستی تحریک بافت در اطراف هر دندان با استفاده از نیروی ملایم باشد. اگرچه وایرهای مربع مستطیل ذکر شده فوق نیروی کمی تولید می‌کنند ولی آنها ممکن است باعث حرکات غیر قابل کنترلی در ابتدای درمان شوند و عوارضی مثل از دست رفتن انکوریج به وجود آورند که می‌تواند به علت اثر Row Boat باشد (به فصل ۳ مراجعه شود). این نکته

۴۸ / اصول علمی و کاربردی بیومکانیک در ارتودنسی

بخصوص هنگامی که اختلاف Leveling زیادی بین براکت‌ها در بیماران دارای کروودینگ هنگامی که شیب دندان‌ها دچار مشکل هستند بسیار حائز اهمیت است. در همچنین مواردی بهتر است درمان را با وایرهای گرد مثل NiTi ۰/۰۱۴ یا Twist Flex ۰/۰۱۵۵ اینچ شروع کرد. در این موارد وایر به راحتی در داخل شیار براکت می‌لغزد و با مکانیسم Tipping مختصر باعث حرکت دندان می‌شود.

در ابتدای Leveling همانگونه که اختلاف level دندان‌ها در حال تصحیح می‌باشد وایر در داخل شیار براکت می‌لغزد و باعث اصطکاک می‌شود. زاویه بین براکت و وایر باعث Binding می‌شود که این امر باعث توقف یا تاخیر در حرکت دندان می‌شود. و منجر به از دست رفتن انکوریج می‌شود. اختلاف اندازه بین وایر ۰/۰۱۴ اینچ و شیار براکت ۰/۰۱۶ اینچ به قدر کافی زیاد است که مانع اثر Binding می‌گردد. از سوی دیگر میزان اصطکاک در وایر مربع مستطیل قطعاً بسیار زیاد خواهد بود. بخصوص استفاده از وایرهای NiTi و TMA اصطکاک زیادی به علت سطح خشن آنها تولید می‌نماید.

این امر دلیل مهم دیگری می‌باشد که استفاده از وایر مربع مستطیل بایستی تا انتهای مراحل Leveling به تاخیر بیفتد. بعد از ایجاد Leveling مناسب توسط وایرهای قابل انعطاف گرد می‌توان از وایرهای NiTi ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ اینچ یا ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۹ اینچ استفاده کرد.

❖ نتیجه گیری

وایرهای SS و کروم کبالت خواص فیزیکی یکسانی دارند. هنوز این وایرها به علت Strength و Stiffness زیاد و خصوصیت فرم‌پذیری بالا و قیمت پایین بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرند. این وایرها برای بستن فضا، حفظ فرم قوس، تصحیح محور طولی دندان‌ها و کنترل Torque بسیار مناسب هستند. وایرهای SS چند رشته‌ای برای Leveling مناسب هستند زیرا آنها دارای انعطاف‌پذیری بالا، Working Range زیاد، اصطکاک کم و بخصوص قیمت پایین‌تر نسبت به وایرهای NiTi می‌باشند. این وایرها به راحتی تحت تاثیر نیروی جویدن قرار می‌گیرند و در کروودینگ متوسط تا شدید می‌توانند دفورمه گردند که یکی از عوارض این گونه وایرها می‌باشد. آلیاژهای SS و کروم کبالت برای Leveling مناسب نیستند قرار دادن Loop در داخل وایرگرد برای کاهش Stiffness، به علت اینکه وایر در داخل شیار براکت می‌غلند و باعث التهاب لثه می‌شود، یک روش علمی مناسب به حساب نمی‌آید. وایرهای انعطاف‌پذیر در مرحله Leveling بسیار مناسب هستند. باید در نظر داشت که Loopها بخصوص در بستن فضا دارای اهمیت هستند.

وایرهای NiTi با Stiffness کم، انعطاف‌پذیری، Spring back، Strength و Working Range زیاد برای مرحله Leveling بسیار مناسب هستند. این وایرها همچنین ممکن است در مراحل انتهایی درمان برای تصحیح اختلاف Level دندان‌ها مثل مواردی که در اثر تروما براکت‌ها دچار شکستگی می‌شوند، استفاده گردد. باید دانست که بر روی وایرهای NiTi نمی‌توان عمل Bending و لحیم کاری انجام داد و این امر باعث محدودیت کلینیکی در استفاده از آنها می‌گردد.

فصل ۲: کاربرد نیروی اردتودنتیک / ۴۹

Working Stiffness و ایرهای TMA بین ایرهای SS و NiTi می‌باشد و این ایرها به علت فرم‌پذیری و Working Range زیاد برای مکانیسم‌های Frictionless و Segmented مناسب هستند.

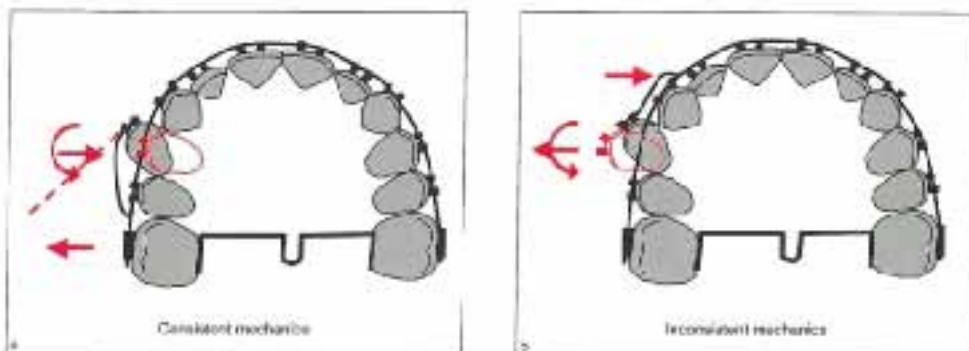
❖ Cantilevers

دستگاه‌های Cantilever اسبابی مناسب برای تصحیح پلان اکلوزال و همچنین تصحیح مال پوزیشن دندانی نه تنها در دستگاه‌های Segmented بلکه در دستگاه‌های Straight-Wire می‌باشند. اگرچه نمونه‌هایی از دستگاه‌های Cantilever در این کتاب شرح داده شده است ولیکن می‌بایست مکانیک‌های مرتبط با این دستگاه برای رسیدن به نتایج مطلوب به خوبی شناخته شود.

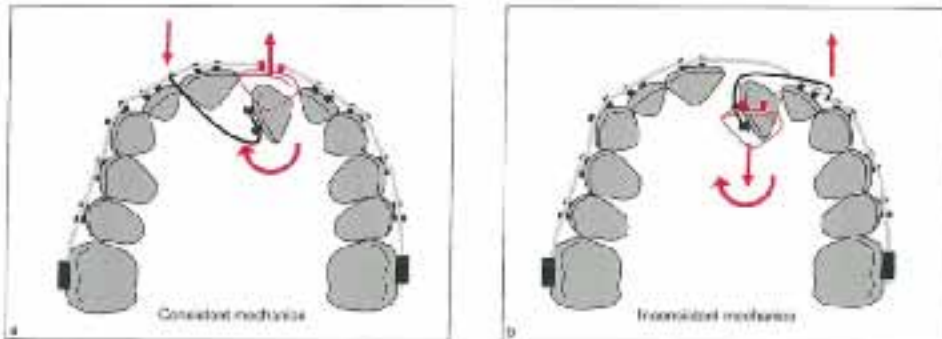
در حقیقت Cantilever یک نوع Finger Spring است که یک سمت آن به قسمت اکریلیک دستگاه می‌چسبد (و یا در داخل Molar تیوبوصل می‌شود) و انتهای دیگر آن آزاد است. هنگام فعال شدن از یک سمت به برکت گشتاور وارد می‌کند و از سمت دیگر فقط نیرو وارد می‌کند. مکانیک‌های دستگاه‌های Cantilever ساده ولی موثر می‌باشد. دو نکته در به کار بردن دستگاه‌های Cantilever باید در مد نظر قرار گیرد.

- مکانیک Cantilever باید هم جهت با مسیر حرکت دندان باشد.
- میزان نیرو باید در حد مطلوب باشد تا انکورپیج حفظ شود.

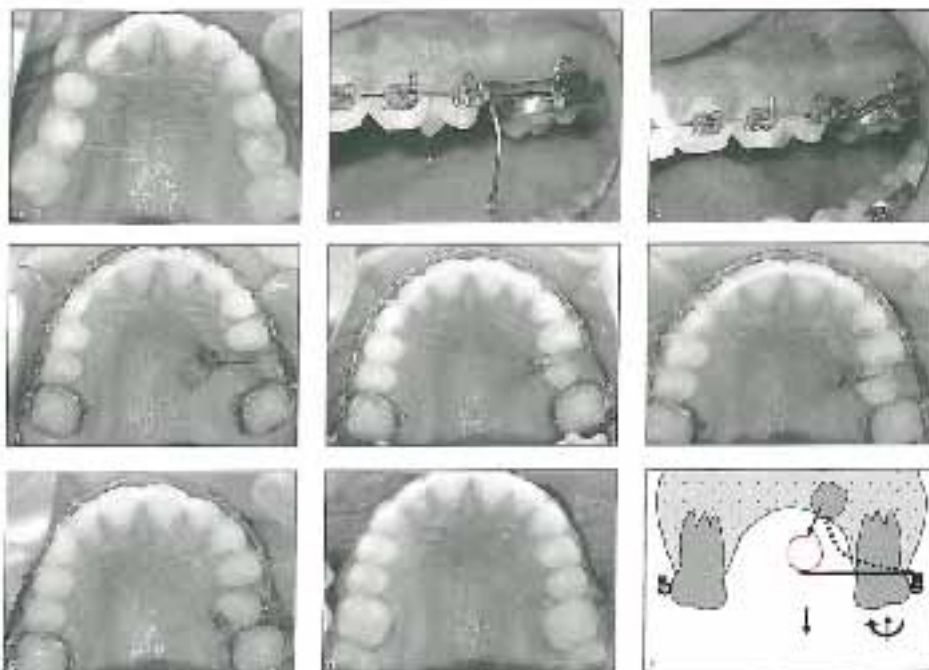
از آنجائی که گشتاورها و نیروها در مکانیک Cantilever قابل اندازه‌گیری هستند، این مکانیک‌ها جزو مکانیک‌های قابل پیش‌بینی محسوب می‌شوند و این یکی از مزایای دستگاه‌های Cantilever می‌باشد. دستگاه‌های Cantilever مکانیک‌هایی هستند که برای تصحیح چرخش شدید دندانی، حرکت دندان‌های نایجا به داخل قوس دندانی، Upright کردن مولرها به دستگاه‌های Straight-Wire کمک می‌کند (شکل‌های ۲۱-۲ و ۲۱-۲)



شکل ۱۹-۲. مثال‌هایی از مکانیک‌های هم جهت و غیر هم جهت با نیرویی که باعث حرکت دندان می‌شود. در شکل a دستگاه Cantilever بین پره مولر اول و مزبال مولر اول قرار دارد که باعث Tip شدن مولر به سمت باکال و باعث چرخش و Tip شدن پرمولر به سمت پالاتال می‌گردد. با تغییر دادن مسیر Cantilever در همان پره مولر در مکانیک تغییر ایجاد می‌گردد. در شکل b پره مولر می‌چرخد اما به سمت باکال Tip می‌گردد که به علت این است که نیرو در ناحیه کانین به سمت پالاتال جهت دار شده است.



شکل ۲۰-۲. مثال‌هایی از مکانیک‌های هم‌جهت و غیر هم‌جهت



شکل ۲۱-۲. کاربرد مکانیک‌های Cantilever در آوردن یک دندان نهفته پره مولر به سمت قوس دندانی (a تا i)

❖ Coil spring

به علت الاستیسیته بالای Coil Spring مخصوص در انواعی که از آلیاژ NiTi ساخته شده اند میزان نیروی مطلوب و ثابتی ایجاد می‌کنند. با افزایش طول Coil Spring میزان الاستیسیته آنها افزایش می‌یابد. Open Coil Spring توسط فشردن شدن فعال می‌شوند. برای باز کردن فضا به منظور تصحیح کرومینگ، به منظور عقب بردن یا جلو آوردن مولر یا پره مولر و حفظ فضا به کار برده می‌شود. Closed Coil توسط کشیده شدن فعال می‌شوند. اساساً برای بستن فضا مثل عقب بردن کاین و انسیزورها در مکانیک‌های Sliding استفاده می‌شود. پنج فاکتور روی میزان نیرویی که توسط Coil

Spring تولید می‌شود اثر می‌گذارد این فاکتورها شامل نوع آلیاژ، اندازه Lumen موجود در Coil، اندازه قطر وایر، Pitch یا زاویه شیب Coil و طول Coil می‌باشد.

❖ آلیاژ

در حال حاضر Coil Spring ها از سه نوع آلیاژ SS، کروم کبالت (Elgiloy) و NiTi ساخته می‌شوند. از مطالعات تجربی خارج دهانی که شرایط داخل دهانی را تقلید می‌کنند استفاده شده است تا بتوان به مناسب‌ترین ماده Coil Spring و نوعی که با ثبات‌ترین نیرو را تولید می‌کند، دسترسی پیدا کرد.

Han, Quick منحنی $\frac{stress}{strain}$ در Coil Spring های با آلیاژ NiTi و SS را با کشیدن آنها به ۳ برابر طولشان در بزاق مصنوعی در ۲ و ۴ و ۶ هفته به دست آوردند. آنها متوجه شدند که Coil Spring با آلیاژ SS بعد از ۲ هفته در اثر محیط دچار تغییر شکل می‌شوند و بعد از این مدت هیچ تغییر شکلی نخواهند داشت، بر عکس در خواص فیزیکی Coil Spring با آلیاژ NiTi تغییری به وجود نیامد. وقتی Coil Spring با آلیاژ SS و کروم کبالت مقایسه شدند مشاهده شد که نوع کروم کبالت از نوع استینلس استیل سفت‌تر است.

در یک مطالعه مقایسه‌ای بین Closed Coil Spring های استینلس استیل، کروم کبالت و نیکل تیتانیوم ژاپنی، مشخص گردید که رابطه خطی بین Closed Coil از جنس استینلس استیل و کروم کبالت وجود دارد و نوع نیکل تیتانیوم ژاپنی به علت خواص سوپر الاستیک نیروی با ثباتی ایجاد می‌نماید. وقتی این وایرها ۵ برابر طول اولیه خودشان کشیده شوند هیچ نوع تغییر شکل دائمی در آنها دیده نمی‌شود. در مقایسه با Open Coil Spring مشخص گردید که بین Open Coil Spring استینلس استیل و Elgiloy یک رابطه خطی وجود دارد و وقتی این وایرها بیش از حد Over Compress شوند تغییر شکل دائم در آنها اتفاق می‌افتد. از سوی دیگر Open Coil Spring با جنس نیکل تیتانیوم ژاپنی بدون هیچگونه تغییر شکلی نیروی با ثباتی ایجاد می‌نماید.

Angolkar و همکارانش میزان کاهش نیرو در خلال زمان در رابطه با فنرهای استینلس استیل کروم کبالت و نیکل تیتانیوم را مقایسه کردند. آنها نشان دادند که میزان نیرو به طور معنی‌داری در خلال ۲۴ ساعت اول کاهش می‌یابد (شکل ۲۳-۲). کاهش نیرو در فنر استینلس استیل برابر ۱۷/۳٪ در ۲۴ ساعت اول بود و برای فنر کروم کبالت به مقدار ۱۰٪ بود. میزان کاهش نیرو در مدت ۲۸ روز برای سه نوع فنر نیکل تیتانیوم به کار برده شده در این مطالعه به شرح ذیل بود. کاهش نیرو برای ارتو ارگانیزر به مقدار ۸/۶٪ برای Masei به مقدار ۱۴/۶٪ و برای GAC به مقدار ۱۷٪ بود. کاهش نیرو در رابطه با ۲ مورد اول از فنر NiTi کمتر از فنرهای استینلس استیل و کروم کبالت بود. کاهش نیرو در NiTi سومی ذکر شده نتایج Miura و همکاران را نقص کرد که بیشتر از آلیاژهای نیکل تیتانیوم و برابر با فنر استینلس استیل بود. نتایج فوق که از آنالیز آلیاژهای نیکل تیتانیوم سوپر الاستیک به دست آمده است نمی‌تواند به طور کامل توسط محققین تفسیر شود. می‌توان به این نتیجه رسید که در مقایسه سه نوع فنر استینلس استیل، Elgiloy و نیکل تیتانیوم، فنر نیکل تیتانیوم کمترین کاهش نیرو را دارد.

Lumen Size

افزایش Lumen باعث افزایش طول سیم به کار برده شده در داخل فنر می‌گردد و باعث کاهش نسبت $\frac{load}{deflection}$ می‌شود.

❖ قطر وایر

افزایش قطر وایر باعث افزایش نسبت $\frac{load}{deflection}$ و منجر به کاهش الاستیسیته وایر می‌گردد.

❖ زاویه pitch

زاویه بین عمود بر محور طولی فنر و شیب پیچش فنر نشان دهنده زاویه Pitch می‌باشد. وقتی زاویه Pitch افزایش می‌یابد نسبت $\frac{تعداد}{طول}$ پیچش‌ها کاهش می‌یابد. بنابراین وقتی که طول وایر کاهش می‌یابد الاستیسیته نیز کاهش می‌یابد.

❖ طول فنر

افزایش در طول فنر باعث کاهش $\frac{load}{deflection}$ و افزایش الاستیسیته فنر می‌شود.

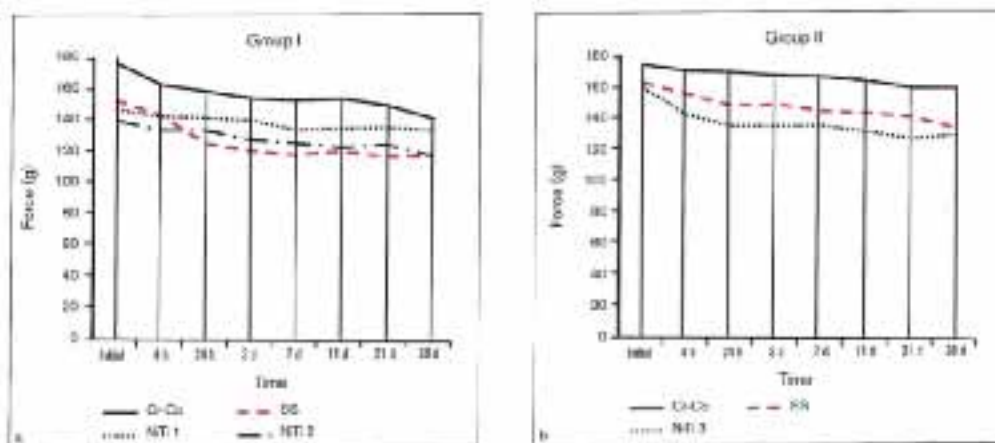
الاستیک‌ها

الاستیک‌ها که اساساً به عنوان اجزاء فعال دستگاه ارتودنسی به کار برده می‌شود برای حرکت دندان به منظور بستن فضا در مکانیک‌های sliding، بستن دیاستم و تصحیح چرخش دندان‌ها به طور گسترده‌ای به کار برده می‌شود. الاستیک‌های طبیعی و پلیمرهای مصنوعی دو نوع ماده اصلی هستند که در درمان‌های ارتودنسی به کار برده می‌شوند. الاستیک‌هایی که در یک فک و یا بین ۲ فک به کار برده می‌شوند از الاستیک طبیعی و پلیمرهای مصنوعی ساخته می‌شوند و به عنوان Chain، Latex Thread و Elastomeric Modules در ارتودنسی به کار برده می‌شوند این مواد از Petrochemical در سالهای ۱۹۲۰ تولید شدند. الاستیک‌های مصنوعی پلی مرهای آمورف هستند که از ماده Polyurethane ساخته شده‌اند. Chain‌های پلی مری هنگام کشیده شدن به دو شکل لغزشی (Sliding) و یا باز شدن تاخوردگی (Unfold) باز می‌شوند. حرکت لغزشی حرکتی ویسکوز، آرام و غیرقابل بازگشت می‌باشد. در حالیکه باز شدن تا خوردگی حرکتی سریع و قابل بازگشت است. در الاستیک‌های ارتودنسی رفتار غیر قابل بازگشت ویسکوز تا انتهای استفاده از آنها مشاهده می‌شود.

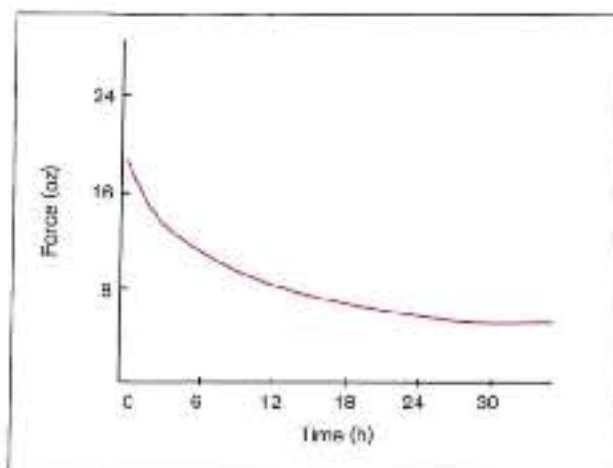
از معایب مواد الاستیک، کاهش نیرو است که در خلال زمان اتفاق می‌افتد. این پروسه به نام Relaxation نامیده می‌شود. در این پروسه وقتی مواد الاستیک تحت کشش قرار می‌گیرند نیرو کاهش می‌یابد و یا به طور کلی به صفر می‌رسد. حتی اگر مقدار فعال شدن از محدوده الاستیک فراتر نرود مقداری از کاهش نیرو به علت Relaxation در خلال زمان وجود خواهد داشت (شکل ۲۴-۲).



شکل‌های ۲-۲۲a و ۲-۲۲b. مکانیک Cantilever برای آوردن یک کانین که در بالای قوس قرار دارد به کار برده می‌شود. توجه نمایند که نوک وایر Cantilever (وایر 0.016×0.22 اینچ) به براکت کانین تنها در یک نقطه متصل شده است.



شکل ۲-۲۳. (b,a) مقایسه کاهش نیرو در خلال زمان در فنرهای استینلس استیل، کروم کبالت و نیکل تیتانیوم.



شکل ۲-۲۴. منحنی Relaxation در یک ماده الاستیک

پلی‌مرهای مصنوعی مواد الاستیک ایده آلی نمی‌باشند زیرا خواص مکانیکی آنها به زمان مورد استفاده و دما بستگی دارد این مواد هنگامی که در مدت کوتاهی در تماس با آب باشند به مقدار جزئی تحت تاثیر قرار می‌گیرند اما اگر در تماس بیشتری با آب باقی بمانند به علت اتصال هیدروژن بین ماکرومولکول‌ها و مایع جذب شده، آب را به خودشان جذب می‌کنند که فضاهای داخل ماتریکس را پر نمایند. تغییر رنگ الاستیک‌ها در محیط دهان به علت جذب مایعات به داخل ساختار مواد الاستیک است. پلیمرهای مصنوعی حساس به اوزون و اشعه ماوراء بنفش می‌باشند و مقاومت و الاستیسیته آنها در اثر اوزون و اشعه ماوراء بنفش کاهش می‌یابد. کارخانجات سازنده سعی در کم کردن این اثر با اضافه کردن مواد آنتی اکسیدانت و مواد ضد اوزون می‌نمایند که باعث افزایش طول عمر مواد الاستیک می‌شود.

❖ Elastomeric chains

در انتهای ۲۴ ساعت اول به مقدار ۵۰٪ تا ۷۰٪ از نیروی Chain‌های الاستومریک کاهش می‌یابد. در انتهای سه هفته تنها ۳۰٪ تا ۴۰٪ از نیروی اولیه باقی می‌ماند. Bishara و Andreasen نشان دادند که بیشترین کاهش نیرو در خلال ساعت اول روی می‌دهد. Hershey و Reynolds بر روی Chain‌های سه نوع کارخانه متفاوت مطالعه نمودند و تغییر معنی‌داری در کاهش نیرو بین آنها نیافتند اما در میزان نیروی اولیه آنها اختلاف معنی‌داری را مشاهده نمودند. محققین خاطر نشان می‌نمایند که می‌توان نیروی الاستیک را توسط نیرو سنج اندازه گرفت. اندازه اتصالات داخلی Chain‌ها (کوتاه، متوسط و یا پهن بودن) روی خصوصیات Chain اثر می‌گذارد. نیروی اولیه‌ای که توسط Chain‌های ب تولید می‌شود کم است اما کاهش نیروی آنها زیاد است. در یک مطالعه مقایسه‌ای بین Chain خاکستری و بی‌رنگ، Williams و Von Fraunhofer نشان دادند که نیروی اولیه Chain‌های بی‌رنگ بیشتر است و کاهش نیروی آنها کمتر از Chain‌های خاکستری است. همچنین آنها مشاهده کردند Chain‌هایی که فلوراید آزاد می‌کنند نسبت به Chain‌های استاندارد کاهش نیروی بیشتری دارند.

بعضی محققین پیشنهاد کرده‌اند که قبل از کاربرد Chain آنها کشیده شوند که از کاهش سریع نیرو جلوگیری به عمل آید و میزان نیرو در حد ثابتی باقی بماند.

Hershey و Reynolds نشان دادند که حرارت بر روی Chain‌ها باعث می‌شود کاهش نیرو بیشتر گردد. در ۲ مطالعه به منظور استرالیزاسیون و ضد عفونی کردن مواد Chain‌ها به مدت ۳۰ دقیقه، ۱۰ ساعت و یک هفته در محلول سرد قرار داده شدند و مشاهده شد که در ویژگی آنها تغییری حاصل نگردید.

❖ Intraoral Latex Elastics

لاتکس یک ماده طبیعی است. در درمان‌های ارتودنسی الاستیک‌های داخل فکی و یا بین فکی اکثراً از لاتکس ساخته می‌شوند. و در بازار به اندازه و ضخامت‌های مختلف براساس نیاز هر بیمار یافت می‌شوند. الاستیک‌های $\frac{1}{8}$ اینچ، $\frac{3}{16}$ اینچ، $\frac{1}{4}$ اینچ و $\frac{5}{16}$ اینچ و $\frac{3}{4}$ اینچ پر استفاده‌ترین الاستیک‌ها هستند. در کاتالوگ محصولات ارتودنسی میزان تولید نیرو هنگامی که الاستیک‌ها تا سه برابر اندازه Lumen کشیده می‌شوند ذکر گردیده

فصل ۲: کاربرد نیروی اردتودنتیک / ۵۵

است. میزان نیرو در الاستیک‌ها با اندازه Lumen یکسان می‌تواند براساس کارخانه سازنده متفاوت باشد. برای مثال الاستیک $\frac{3}{16}$ ساخته شده توسط کارخانه American Orthodontics نیرویی برابر $\frac{4}{5}$ اونس ایجاد می‌کند در حالیکه کارخانه Ormco در حدود $\frac{3}{5}$ oz نیرو تولید می‌نماید.

Andreasen و Bishara نشان دادند که بیشترین میزان کاهش نیرو (تقریباً ۴۰٪) در اولین روز انجام می‌شود. Bales و همکاران میزان نیروی الاستیک را در هنگامی که تا ۳ برابر اندازه Lumen کشیده شود توسط کارخانجات مختلف بررسی نمودند و نشان دادند که الاستیک‌ها هیچ اختلاف آماری معنی‌داری بین شرایط خشک و مرطوب نشان نمی‌دهند. اثر میزان و مدت کشیدن الاستیک‌ها در هر دو محیط خشک و مرطوب در میزان نیرو برای الاستیک‌های $\frac{1}{4}$ اینچ Medium از ۴ کارخانه GAC, Ormco, Dentaurum و American مورد آزمایش قرار گرفته است. الاستیک‌ها به میزان ۳، ۴ و ۵ برابر اندازه Lumen کشیده شدند و در بزاق مصنوعی ۳۷ درجه به مدت صفر، ۱ ساعت، ۲۴ ساعت و ۷ روز قرار داده شدند. یک گروه از الاستیک‌ها کاملاً برابر در محیط خشک و در دمای معمول اتاق با میزان زمان یکسان به عنوان گروه اول انتخاب شدند و در انتهای زمان تعیین شده آنها با دستگاه Universal Testing با یافته‌های زیر مورد ارزیابی واقع شدند.

شرایط محیطی اثر معنی‌داری بر روی کاهش میزان نیروی الاستیک دارد. الاستیک‌هایی که در بزاق در ۳۷ درجه سانتی‌گراد واقع شدند میزان کاهش نیروی بیشتری نسبت به آنهایی که در محیط خشک قرار گرفتند، نشان دادند. کاهش نیرو بین الاستیک‌های ساخت کارخانه Ormco و کارخانه American در محیط خشک برای یکساعت، ۲۴ ساعت و ۷ روز از لحاظ آماری معنی‌دار بود (شکل ۲۵-۲).

در شرایط مرطوب، کاهش نیرو بین الاستیک‌های Ormco, Dentaurum و American از زمان صفر، یک ساعت، ۲۴ ساعت و ۷ روز معنی‌دار بود و کاهش نیرو در الاستیک‌های GAC از زمان صفر، ۲۴ ساعت و ۷ روز معنی‌دار بود (شکل ۲۶-۲).

نیرویی که توسط الاستیک‌ها تولید می‌شود همانگونه که بیشتر کشیده می‌شوند، افزایش می‌یابد. میزان کشیده شدن الاستیک‌ها اثری بر روی میزان نیروی Relaxation الاستیک‌ها ندارد. برای مثال کاهش میزان نیرو در یک الاستیک که تا سه برابر اندازه Lumen آن کشیده شود بیشتر از الاستیکی است که تا ۵ برابر اندازه Lumen آن کشیده شود.

زمان فاکتور مهمی در کاهش نیرو است. در محیط مرطوب کاهش نیرو در همه الاستیک‌ها از نظر زمان در ابتدا، ۲۴ ساعت بعد و ۷ روز بعد معنی‌دار است.

از نقطه نظر میزان نیرو هنگامی که تمام شرایط یکسان باشد کاهش نیرو در الاستیک‌های ۲ کارخانه با میزان نیروی اولیه کم، کمتر از ۲ کارخانه دیگر است که نیروی اولیه الاستیک‌ها زیاد است.

❖ انواع الاستیک‌های داخل دهانی

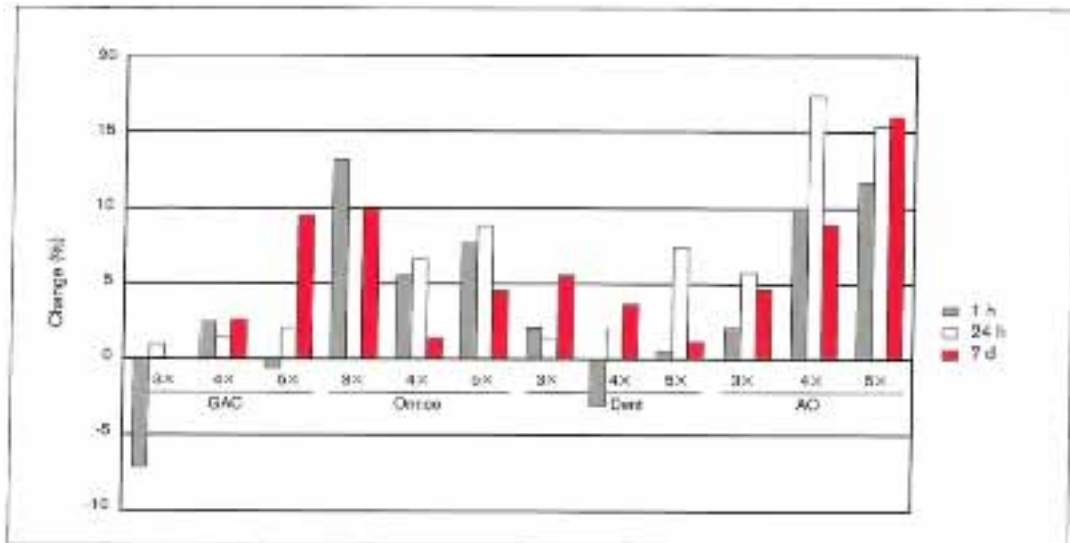
الاستیک‌های داخل دهانی هم در داخل یک فک و یا بین ۲ فک مورد استفاده واقع می‌شوند. الاستیک‌های داخل فکی به عنوان chain یا Thread بین دو اتچمنت در یک قوس مورد استفاده قرار می‌گیرد. استفاده از

نیروی Chain پر مصرفترین المان برای عقب بردن کائین و یا انسیزور در مکانیک‌های Sliding می‌باشد. هنگامی که الاستیک‌ها بر روی سطح باکال مولر اعمال می‌گردد (نیرو از مرکز مقاومت دندان عبور نمی‌کند) باعث چرخش مزیوپالاتال مولر و مقداری Expansion می‌شود (شکل ۲۷-۲).

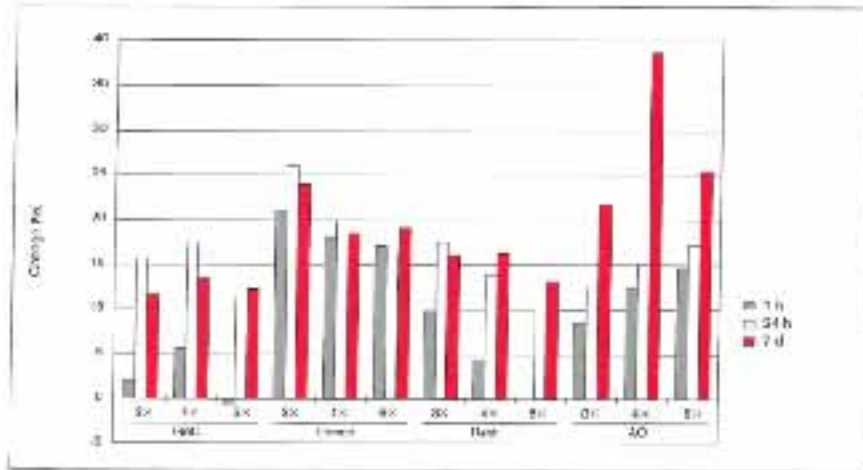
الاستیک‌های بین فکی براساس اهدافی که به کار برده می‌شوند مثل Cl II, Cl III و Vertical, Triangular, Anterior Box, Cross Bite طبقه‌بندی می‌شوند.

آنها همچنین براساس اندازه Lumen مثل $\frac{1}{8}$ اینچ، $\frac{3}{16}$ اینچ، $\frac{1}{4}$ اینچ یا $\frac{5}{16}$ اینچ طبقه‌بندی می‌شوند و با میزان نیرویی که آنها تحویل می‌دهند مثل Light, Medium, Heavy و Super Heavy دسته‌بندی می‌شوند.

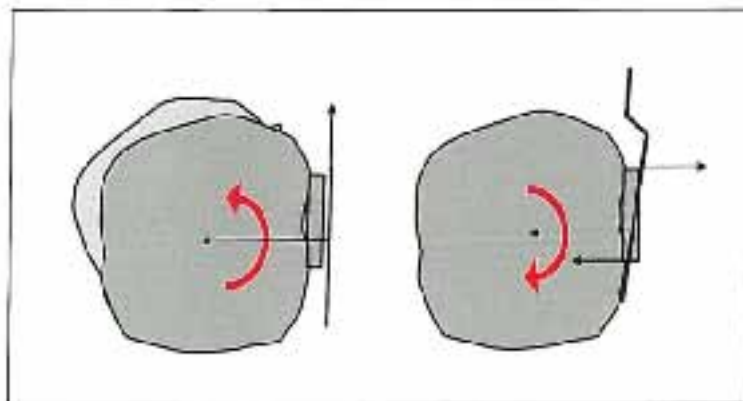
بهترین روش برای انتخاب Elastic مناسب استفاده از Dynamometer برای اندازه‌گیری نیرو بین ۲ پایه می‌باشد. همانگونه که قبلاً توضیح داده شد مقداری از کاهش نیرو در خلال زمان بر اثر Relaxation مورد انتظار است. در بعضی موارد این امر در کوتاه مدت وقتی که بیمار دهان خود را باز و بسته می‌نماید اتفاق می‌افتد و بدین علت بعضی از کارخانجات در حدود نیم اونس نیروی اضافی را به میزان نیروی الاستیک اضافه می‌نمایند که میزان کاهش نیرو را جبران نماید و در کاتالوگ ذکر می‌نمایند که این نیرو بزودی از بین می‌رود.



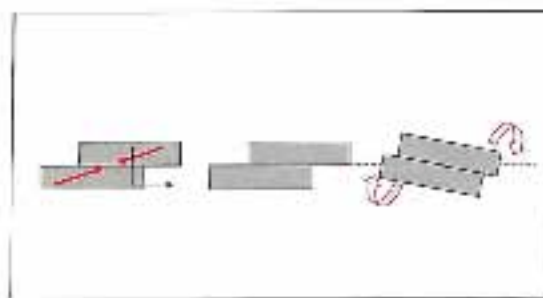
شکل ۲۵-۲. تغییرات براساس درصد در الاستیک‌ها هنگامی که تا ۳، ۴ و ۵ برابر Lumen خود در محیط خشک از کارخانجات مختلف کشیده شوند. Dent = دنتاروم، Ao = آمریکن.



شکل ۲۶-۲. تغییرات براساس درصد در الاستیک‌ها هنگامی که تا ۳، ۴ و ۵ برابر Lumen خود در محیط مرطوب از کارخانجات مختلف کشیده شوند. Dent = دنتاروم، Ao = آمریکن.



شکل ۲۷-۲. وقتی نیرو از سطح باکال بر مولر وارد شود مولر به سمت مزو پالاتال می‌چرخد. قرار دادن Toe-In در سیم باعث جلوگیری از این اثر ناخواسته می‌شود.



شکل ۲۸-۳. مولرهای فک پایین و دندان‌های قدامی فک بالا به علت اثر ورتیکالی CI II الاستیک دچار Extrusion می‌شوند و باعث چرخش در جهت عقربه‌های ساعت پلان اکلوزال می‌گردد. این امر منجر به Deep Bite و چرخش در جهت عقربه‌های ساعت فک پایین می‌گردد.

الاستیک CI II و CI III

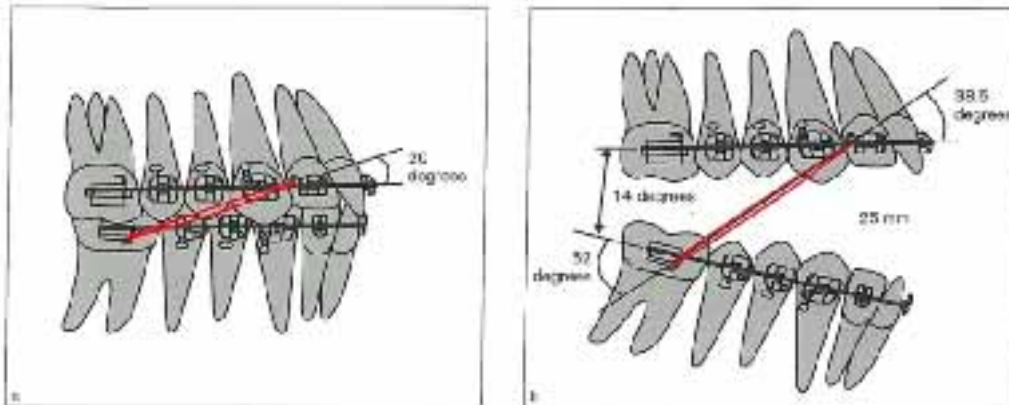
الاستیک‌های CI II و CI III از پر مصرف‌ترین الاستیک‌ها در درمان‌های ارتودنسی می‌باشند. الاستیک CI II بین Hook موجود در مولر فک پایین و کانین یا لترال فک بالا قرار می‌گیرد. این الاستیک‌ها به چند منظور مثل عقب بردن کانین، حرکت قدامی مولرهای فک پایین، عقب بردن انسیزورهای فک بالا و عقب بردن مولرهای فک بالا به کار برده می‌شود. بعضی از متخصصین ارتودنسی توصیه می‌نمایند که عقب بردن دندان کانین بر روی سیم استینلس استیل با قطر $0/016$ اینچ با الاستیک‌های $\frac{1}{4}$ اینچ Light شروع شود و با الاستیک‌های $\frac{1}{4}$ اینچ Heavy بر روی وایر $0/016 \times 0/016$ اینچ ادامه یابد و با الاستیک $\frac{3}{16}$ اینچ Heavy خاتمه یابد. حرکت قدامی مولر باید بر روی وایر Rectangular استینلس استیل $0/016 \times 0/016$ اینچ یا $0/017 \times 0/025$ اینچ انجام شود این وایرها در شیراز $0/018$ اینچ به قدر کافی مقاوم هستند تا از حرکت Tipping مزایای مولرها جلوگیری به عمل آید.

از آنجائی که الاستیک‌های CI II بین دندان‌های قدامی فک بالا و دندان‌های خلفی فک پایین قرار می‌گیرد آنها دارای بردار نیروی عمودی و افقی می‌باشند (شکل ۲۸-۲). بردار عمودی باعث Extrusion کانین‌ها و انسیزورهای فک بالا و دندان‌های خلفی فک پایین می‌شود. استفاده زیاد از الاستیک‌ها CI II نوع Heavy باعث چرخش در جهت عقربه‌های ساعت پلان اکلوزال می‌شود و باعث حرکت به سمت بالای مولرهای فک پایین و حرکت به سمت پایین انسیزورهای فک بالا می‌شود و از نظر کلینیکی منجر به Deep Bite و چرخش در جهت عقربه‌های ساعت فک پایین می‌شود.

از نظر عملی میزان بردار عمودی در هنگامی که بیمار دهانش را باز می‌نماید افزایش می‌یابد. شکل ۲۹-۲ افزایش بردار عمودی الاستیک CI II را در هنگامی که فک به میزان ۲۵ میلی‌متر باز می‌شود، نشان می‌دهد. مقادیر نیرو با کاربرد CI II الاستیک‌های مختلف در هنگام باز کردن فک به مقدار متفاوت در جدول ۱۱-۲ نشان داده شده است. در بیماران با رشد عمودی حرکت Extrusion مولر به علت استفاده الاستیک‌های Heavy ممکن است باعث چرخش در جهت عقربه‌های ساعت فک پایین، افزایش ارتفاع عمودی فک پایین و بدتر شدن پروفایل بافت نرم گردد (شکل ۳۰-۲).

برای کم کردن این اثر ناخواسته یا می‌بایست بردار عمودی نیرو را کم نمائیم یا بردار افقی نیروی الاستیک را با انداختن الاستیک بر روی مولر دوم فک پایین و یا دادن Hook بین کانین و لترال فک بالا و یا بر روی لترال فک بالا افزایش دهیم (شکل ۳۱-۲). کاربرد الاستیک CI II بر روی تیوب مولر به مقدار زیادی بر روی حرکت مولر تاثیر می‌گذارد (شکل ۳۲-۲). اگر الاستیک به انتهای وایر در ناحیه دیستال تیوب وصل شود فاصله بین مرکز مقاومت و نقطه‌ای که نیرو اعمال می‌شود افزایش می‌یابد و باعث افزایش Tipping مولر می‌شود. برای جلوگیری از این عارضه ناخواسته می‌بایست CI II الاستیک بر روی قسمت Hook مزایای مولر انداخته شود.

فصل ۲: کاربرد نیروی اردتودنتیک / ۵۹



شکل ۲۹-۲. در شکل a در حالت دهان بسته زاویه بین الاستیک CI II و پلان اکلوزال تقریباً ۲۰ درجه است. با باز شدن دهان بردار عمودی زیاد و بردار افقی کاهش می‌یابد. در شکل b با باز شدن ۲۵ میلی‌متری فک زاویه بین الاستیک و پلان اکلوزال تا ۵۲ درجه افزایش می‌یابد.

جدول ۱۱-۲. مقادیر نیروی ایجاد شده توسط الاستیک CI II بر روی قوسهای دندانهای فک بالا و پایین در هنگامی که فک بسته است و هنگامی که تا مقادیر ۱۰ میلی‌متر باز می‌شود.

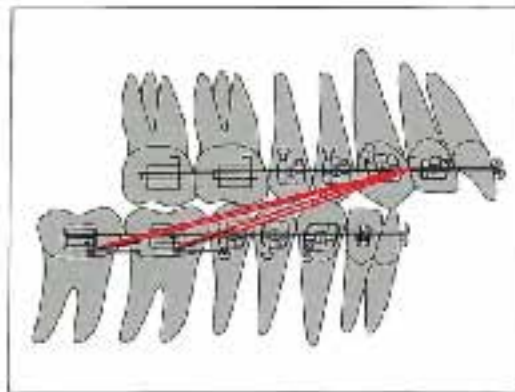
Elastic	Opening (mm)	Distal force (g)	Mesial force (g)	Occlusal force (g)	Extrusive force (g)
1/16-inch light	in CO	78.0	78.0	26.4	26.4
	10	110.2	110.2	61.1	72.0
	25	124.4	95.0	96.0	120.1
1/4-inch heavy	in CO	94.0	94.0	35.2	34.5
	10	141.0	121.1	77.0	81.0
	25	146.7	116.7	118.2	153.7

استفاده زیاد از CI II الاستیک باعث Lingual Tipping, Extrusion و چرخش مزو لینگوآلی مولر می‌گردد (شکل ۳۳-۲). برای جلوگیری از این عارضه می‌بایست در سیم استینلس استیل مربع مستطیل مکانیک Toe-In قرار داده شود و کاربرد الاستیک CI II کم گردد.

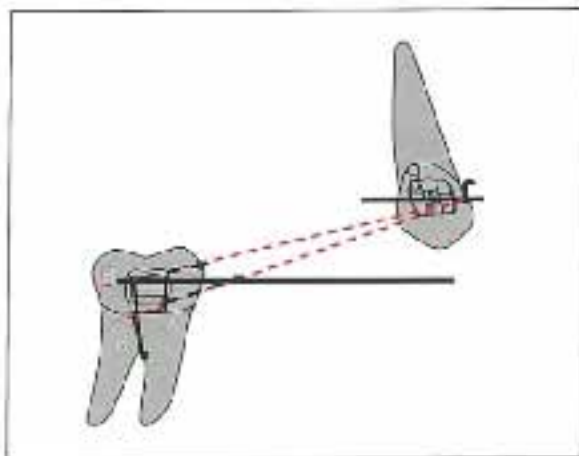
وایر Rectangular با حذف Lingual Tipping مولر باعث حفظ بعد عرضی قوس می‌گردد. اثر ناخواسته دیگر جلو آوردن دندانهای قدامی فک پایین می‌باشد (شکل ۳۴-۲). حذف این اثر بخصوص در مواردی که انسيزورهای فک پایین شیب لیبالی دارند و استخوان سطح لیبالی دندانهای قدامی نازک است. بسیار با اهمیت است. پروتروژن انسيزورهای فک پایین ممکن است باعث تحلیل لثه در قسمت لیبالی فک پایین گردد. برای جلوگیری از پروتروژن انسيزورهای فک پایین می‌توان با وایر استینلس استیل مربع مستطیل حرکت Labial Root Torque در وایر ایجاد نمود و هم چنین زمان استفاده از الاستیک CI II و میزان نیروی استفاده شده از آن کاهش داده شود.



شکل ۳۰-۲. استفاده مداوم از الاستیک CI II منجر به Extrusion مولرها می‌شود و بدین ترتیب Bite باز می‌شود این امر در بیماران با رشد عمودی نامطلوب است. در اثر Extrusion مولر، فک پایین دچار چرخش در جهت عقربه ساعت می‌شود و چانه به سمت پایین و عقب می‌چرخد و پروفایل بیمار محدب‌تر می‌شود.



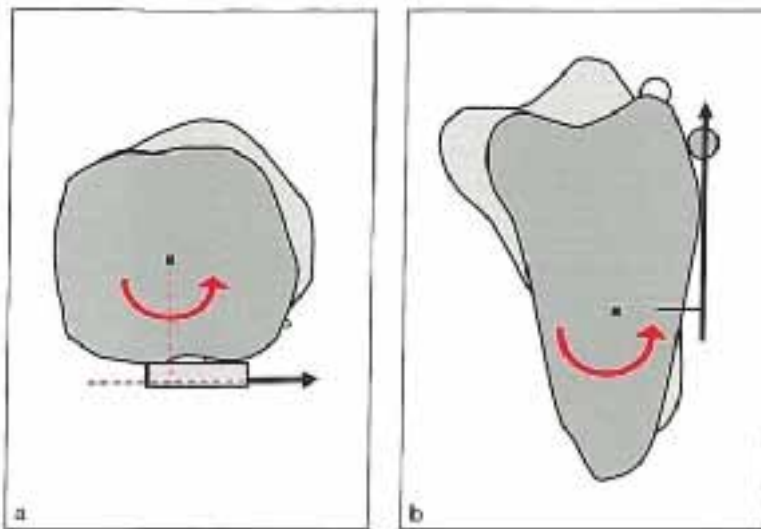
شکل ۳۱-۲. برای کاهش اثر Extrusive کش‌های CI II لازم است که بردار عمودی نیرو کاهش یابد. بهترین روش برای انجام این امر قراردادن الاستیک بین مولر دوم فک پایین و دیستال لترال فک بالا است.



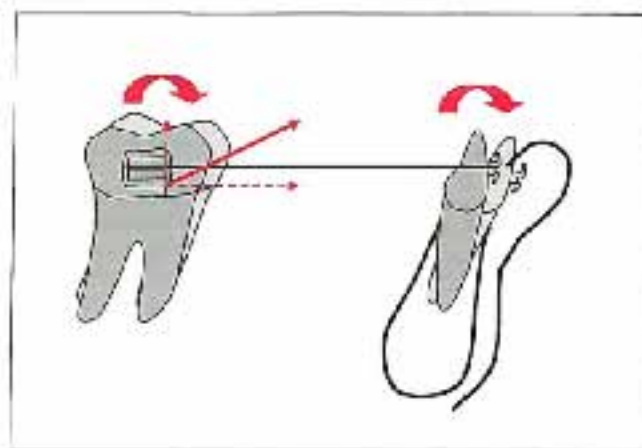
شکل ۳۲-۲. محلی که کش CI II بر روی تیوب مولر فک پایین قرار می‌گیرد نوع حرکت دندانی را مشخص می‌نماید. به منظور کم کردن Tipping دندان مولر، کش می‌بایست در ناحیه مزیال تیوب مولر قرار گیرد (ناحیه A در شکل). اگر الاستیک در قسمت خلفی تیوب (ناحیه B در شکل) قرار گیرد Moment Arm (فاصله = d) بزرگتر می‌گردد و اثر Tipping افزایش می‌یابد.

فصل ۲: کاربرد نیروی اردتودنتیک / ۶۱

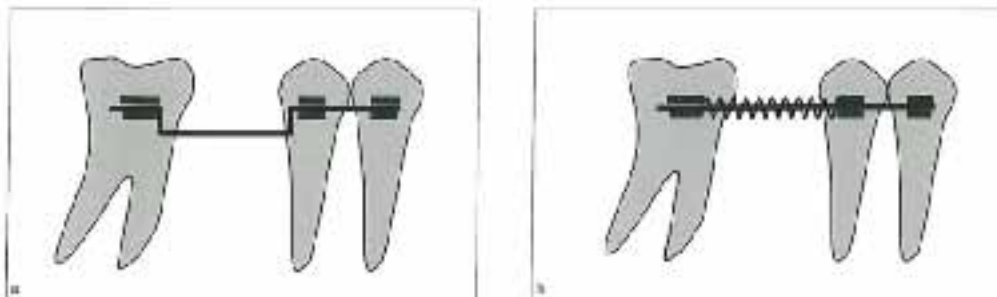
در بیماران CI II یا CI III مکانیک‌های 2×4 برای ایجاد Overjet و Overbite مناسب در دوره Mixed می‌تواند به کار برده شود در اواخر دوره دندانانی Mixed استفاده از کش CI II یا CI III بعد از افتادن مولر دوم شیری می‌تواند باعث Forward Tipping مولرهای اول شود و مانع رویش پر مولرهای دوم گردد. اگر استفاده از کش‌های بین فکی ضروری باشد این فضا می‌بایست حفظ گردد. با دادن Step Bend در مزیال تیوب مولر اول و در دیستال پره مولر اول به راحتی می‌توان این فضا را تا رویش پره مولر دوم حفظ کرد (شکل b ۲-۳۵)



شکل ۲-۳۳. (a) نیروی CI II الاستیک در ناحیه مولر فک پایین نسبت به مرکز مقاومت از سمت باکال می‌گذرد. (b) این امر منجر به چرخش میزولینگوالی و Tipping لینگوالی به همراه Extrusion مولر می‌شود.



شکل ۲-۳۴. در پلان سائزیتال بردار افقی کش CI II، باعث پروتروژن انسیزورهای فک پایین می‌شود. بهترین راه برای جلوگیری یا کاهش این اثر ناخواسته (که اکثراً نامطلوب است) این است که کش‌های CI II به مدت کوتاهی استفاده شود و با وایر استینلس استیل مربع مستطیل بر روی دندان‌های قدامی Labial Root Torque داده شود.



شکل ۳۵-۲. استفاده از کش‌های CI II در اواخر دوره دندان‌های Mixed بعد از اینکه مولرهای دوم شیری افتادند ممکن است باعث Forward Tipping مولر اول دائم شود و باعث کاهش فضا برای رویش پره مولر دوم فک پایین گردد. برای حفظ این فضا می‌توان با دادن Step Bend (در شکل a) یا Open Coil بین دو دندان مولر اول دائم و پره مولر اول دائم (شکل b) این فضا را حفظ کرد.

فنرها در مقابل کش‌ها

فنرها، الاستیک‌ها پر مصرف‌ترین المان‌ها در بستن فضا هستند. در این قسمت تداوم و کاهش نیرو در این المان‌ها با توجه به زمان، Tension و محیط، مورد مقایسه قرار می‌گیرند.

ویژگی نیروهای منتج از فنرها و الاستیک‌ها موضوع بسیاری از تحقیقات بوده است. Samuels و همکارانش قابلیت بستن فضا در فنرهای نیکل تیتانیوم و انواع الاستیک‌ها را بررسی کردند. این المان‌ها بر روی دندان‌ها بدون اینکه تغییر نمایند، برای هفته‌ها باقی ماندند. در انتهای هفته چهارم محققین یافتند که فنرهای NiTi نیروی بسیار با ثبات‌تری تولید می‌کنند که بسیار بهتر توسط بافت‌های بیولوژیک در مقایسه با الاستیک‌ها تحمل می‌شود. Sonis و همکارانش به طور کلینیکی فنرهای Sentalloy با قابلیت تولید ۱۵۰ گرم نیرو را با الاستیک‌های $\frac{3}{16}$ اینچ با قابلیت تولید ۱۸۰ گرم نیرو مقایسه کردند. آنها خاطر نشان کردند که فنرها با سرعتی دو برابر الاستیک‌ها باعث بسته شدن فضا می‌شوند و آنها ادعا کردند که این اختلاف به علت این است که فنرها نیروی با ثبات‌تری نسبت به الاستیک‌ها به وجود می‌آورند و آنها نیازی به همکاری بیمار ندارند. وقتی آنها کاهش نیرو را در خلال زمان بررسی کردند متوجه شدند که فنرهای استینلس استیل بیشترین کاهش نیرو را دارند. به طوریکه در انتهای روز بیست و هشتم در حدود $\frac{21}{4}\%$ کاهش داشتند. کاهش نیرو در فنرهای NiTi برای کمپانی Ortho Organizer برابر $\frac{8}{6}\%$ برای Masel برابر $\frac{14}{6}\%$ و GAC برای $\frac{17}{10}\%$ می‌باشد. در صورتی که کاهش نیرو بعد از یک ماه در الاستیک‌ها 50% تا 60% بود. براساس این نتایج الاستیک‌ها کاهش نیروی بیشتری از فنرها نشان دادند. این کاهش نیرو باعث می‌شود که حفظ نیرو در حد مطلوب در سرتاسر حرکت دندان غیر ممکن گردد. این نکته باعث حمایت از این ایده می‌شود که الاستیک‌ها نیروی Interrupted تولید می‌کنند.

هنگامی که مواد الاستیک مثل Chain و اورینگ به مدت طولانی در دهان قرار می‌گیرند، دفورمه می‌شوند، تغییر رنگ می‌دهند و همانگونه که مایعات را از طریق محیط دهان جذب می‌کنند نیروی خودشان را از دست می‌دهند. از نقطه نظر بهداشتی Coil Spring بهتر از مواد الاستیک نیست زیرا مواد غذایی در زیر فنرها تجمع

می‌یابند در حالیکه وقتی الاستیک‌ها به طور مرتب عوض می‌شوند اثر منفی از نقطه نظر بهداشت نخواهند داشت.

❖ اورینگ در مقابل Ligature Wire

به علت انعطاف‌پذیری اورینگ، ارتباط بین سیم و براکت به نسبت محکم نیست که در مرحله اول leveling هنگامی که متخصص ارتودنسی درصدد حرکت دندان با نیروی ملایم است، مناسب می‌باشد. همانگونه که درمان بخصوص در مراحل انتهایی پیشرفت می‌نماید همیشه ترجیح بر این است که از سیم Stiff با مقطع مربع مستطیل استفاده شود که به طور محکم داخل شیار براکت قرار گیرد و همه نیرو به دندان منتقل گردد. بنابراین در این مرحله می‌بایست اورینگ‌ها توسط سیم استینلس استیل ligature جایگزین شود. علی‌رغم معایب الاستیک‌ها در حال حاضر الاستیک‌ها توسط اکثر متخصصین ارتودنسی به علت انتخاب رنگ آنها ترجیح داده می‌شوند.

❖ انجمنهای به کار برده شده در دستگاه‌های ارتودنسی: براکت‌ها

براکت‌ها مهمترین المان‌های دستگاه‌های ارتودنسی می‌باشند. براکت‌ها براساس اندازه به نوع بزرگ، کوچک، و بسیار کوچک طبقه‌بندی می‌شوند. ساختار Base براکت ممکن است Straight یا Curve دار باشد. عرض براکت ممکن است کم عرض، متوسط و یا پهن باشد. براکت می‌تواند براساس تکنیک مورد استفاده Single یا Twin باشد. جنس براکت می‌تواند استینلس استیل، سرامیک، پلاستیک، کامپوزیت یا تیتانیوم باشد. تکنیک‌های براکت می‌تواند Milled یا Machined، کست یا Sintered (تزیق متال در داخل Mold) باشد در این قسمت جنس براکت و تکنیک‌های ساخت آن شرح داده می‌شود.

❖ جنس براکت

ویژگی ساختاری براکت‌ها برای درمان‌های ارتودنسی بسیار مناسب است. جنس براکت بایستی بهداشتی غیر سمی و مقاوم به کروژن باشد به علاوه براکت می‌بایست نسبت به نیرویی که از طریق سیم به آن وارد می‌شود و یا از طریق نیروهای اکلوزالی اعمال می‌شود مقاوم باشد. در ضمن براکت می‌بایست گران نباشد و جنس براکت باید به گونه‌ای باشد که زیبایی براکت حفظ گردد، آب را به خود جذب نکند و توسط مایعات داخل دهان تغییر رنگ پیدا نکند و در ضمن کمترین اصطکاک بین براکت و سیم وجود داشته باشد.

❖ براکت‌های استینلس استیل

اکثر براکت‌های مورد استفاده از جنس استینلس استیل Austenitic هستند که ۱۸٪ کروم و ۸٪ نیکل دارند. استانداردها توسط انجمن American Iron and Steel با کدهایی همچون ۳۰۳، ۳۰۴ یا ۳۱۶ براساس کمپانی سازنده تنظیم شده است. مقدار استیل به کار برده شده در براکت در جدول ۱۲-۲ ذکر شده است. براکت‌های استینلس استیل خصوصیات اصلی را که در براکت مورد انتظار است، دارا می‌باشند. مقاومت براکت استینلس استیل به همه نوع کروژن ویژگی مناسب بهداشتی و قیمت قابل قبول آن، باعث شده است که

۶۴ / اصول علمی و کاربردی بیومکانیک در ارتودنسی

براکت استینلس استیل پر مصرف‌ترین نوع براکت برای سالیان متمادی باشد. براکت استینلس استیل ۲ عیب عمده دارد. یکی اینکه زیبا نیستند و دیگر اینکه در محیط دهان نیکل آزاد می‌کنند. در سالهای اخیر برای حذف شکل زیبایی بیمار براکت‌های دیگری شامل براکت‌های سرامیک، پلاستیک و کامپوزیت به بازار معرفی شده است.

در مطالعات مختلف نشان داده شده است که براکت‌های استینلس استیل، در داخل دهان نیکل و کروم آزاد می‌کنند. میزان نیکل آزاد شده در دهان در درمان‌های ارتودنسی $40\mu\text{g}$ و میزان کورم $36\mu\text{g}$ می‌باشد. Bishara و همکارانش متوجه شدند که با وجودیکه نیکل در داخل دهان آزاد می‌شود میزان آن در خون بسیار کم است. نیکل باعث عوارض آلرژیک مختلفی مثل مشکلات پوستی و آسم می‌شود. بنابراین در بیماران حساس باید ماده جایگزین دیگری استفاده شود. کارخانجات سازنده برای آگاهی متخصصین و بیماران این خصوصیات استینلس استیل را بر روی کاتالوگ آنها می‌نویسند.

جدول ۱۲-۲. نوع و ساختار استیل به کار برده شده در براکت براساس کارخانجات مختلف

AISI	Designation		Composition (%)							
	UNS	DIN	C	Mn	Si	Cr	Ni	P	S	Other
303	S-30300	14335	0.15	0.0	1.0	17-19	8-10	0.05	0.02	0.6 Mo
304	S-30400	-	0.08	2.0	1.0	18-20	8-10.5	0.04	0.03	-
304L	S-30403	14304	0.03	2.0	1.0	18-20	8-15	0.04	0.02	-
316	S-31603	14401	0.08	2.0	1.0	16-18	10-14	0.04	0.03	2-3 Mo
316L	S-31603	14404	0.03	2.0	1.0	16-18	10-14	0.04	0.03	2-3 Mo
317	S-31700	14438	0.08	2.0	1.0	17-20	1-15	0.04	0.03	2-4 Mo
09017-4 PH	S-17400	14545	0.07	1.0	1.0	15.5-17	2-3	0.04	0.03	4Cu, 2Nb
8317-4 PH	S-17700	-	0.09	1.0	1.0	16-18	6.0-20	0.04	0.04	0.8-1.5Al
A686	R-01001	-	0.0	0.0	0.5	22	5.8	0.02	0.02	3Mo

❖ براکت‌های سرامیک

سرامیک یک ماده سازگار با نسج است. همچنین سرامیک از لحاظ سختی، زیبایی، بهداشتی بودن و خصوصیات سازگار با نسج یک ماده ایده‌ال است. براکت‌های سرامیک موجود در بازار یکی از سه ساختار ذیل را دارند. آنها یا دارای Monocrystalline Alumin یا Polycrystalline Alumina یا Zirconium می‌باشند. آلومینا سخت‌تر از استینلس استیل است اما مقاومت در برابر شکستگی Failure Stiffness استینلس استیل ۲۰ تا ۵۰ مرتبه بیشتر از سرامیک است. براکت‌های مونوکریستالین آلومینا مثل کمپانی Radiance و آمریکن ارتودنتیکس مقاومت بیشتر و شیار براکت صاف‌تری در مقایسه با سایر براکت‌های سرامیک دارند و از سوی دیگر براکت‌های Polycrystalline Alumina مثل کمپانی Transcend و Unitex 3M سطوح خشن‌تری دارند و Wing‌های آنها تحت نیروی Torque غیر کنترل شده می‌توانند بشکنند. براکت‌های زیرکونیوم چهار مرتبه مقاومت‌تر از براکت‌های Polycrystalline Alumina هستند.

براکت‌های سرامیک حجیم‌تر و گران و شکننده‌تر از براکت‌های استینلس استیل می‌باشند. این عوامل استفاده از آنها را محدود کرده است. علاوه بر این براکت‌های سرامیک در خلال حرکت لغزشی تولید اصطکاک زیادی می‌نمایند. بنابراین بعضی از تولید کنندگان مثل Unitex 3M, Clarity به منظور کاهش اصطکاک بین براکت‌ها و سیم‌ها در داخل آنها شیار فلزی تعبیه کرده‌اند.

Akyunduz مقاومت گشتاور ۲۸۰ براکت پلی کریستالین (ساخت کمپانیهای Fascination, دنتاروم $\frac{20}{40}$ ، آمریکن ارتودنتیکس، Masel، Eclipse) مونوکریستالین آلومینا (ساخت کمپانی Starfire)، استاندارد، Preadjusted Edgewise (ساخت کارخانه Roth) و هم چنین در براکت‌های لترال و سانترال هم با شیار $0/018$ اینچ و $0/022$ اینچ به منظور حرکت Palatal Root Torque با وایر استینلس استیل را مطالعه نمودند. شکست در براکت توسط میکروسکوپ الکترونی بررسی شد و وزن مخصوص براکت مورد ارزیابی قرار گرفت. به علاوه مقاومت براکت مونوکریستالین آلومینا به Torque توسط آنالیز Finite Element ارزیابی شد که نتایج در ذیل ذکر شده است. مقاومت براکت‌های مونوکریستالین به طور معنی‌داری بیشتر از براکت‌های پلی کریستالین بود. شایان ذکر است هیچ کدام از براکت‌ها حتی تحت Torque نود درجه شکسته نشدند و لیکن وایرهای استینلس استیل به طور قابل توجهی دفورمه شدند. شکست در براکت در Wing‌های ژنژیوالی انجام می‌شود و این امر توسط آنالیز Finite Element که بیشترین استرس در گوشه‌های شیار در محلی که Wing‌های ژنژیوالی به هم می‌رسند، به اثبات رسیده است. استرس در براکت‌هایی که گوشه‌های شیار براکت به صورت گرد است مثل براکت‌های دنتاروم کمتر از براکت‌های سایر کارخانجات می‌باشد. اگرچه ذرات تشکیل دهنده براکت‌های دنتاروم بزرگتر از براکت‌های آمریکن ارتودنتیکس و Masel می‌باشد، به علت اینکه وزن مخصوص آنها بیشتر از سایر براکت‌ها است در نتیجه مقاومت آنها بیشتر است. مقاومت براکت‌های مونوکریستالین آلومینا (Starfire) با وزن مخصوص بالا بیشتر از براکت‌های پلی کریستالین که دارای وزن مخصوص کم و دارای Prosimy می‌باشند، است. مقاومت Wing براکت در مقابل Torque متناسب با ضخامت ماده بین شیار براکت و ناحیه‌ای که Ligature عبور می‌کند، می‌باشد. براکت‌هایی با ضخامت بیشتر در این ناحیه مقاومت بیشتری دارند. نتایج مربوط به مقاومت براکت‌های 0.018 اینچ و 0.022 اینچ نشان داد که هیچ اختلاف آماری بین آنها چه در مطالعات Experimental و در چه در مطالعات Finite Element وجود ندارد.

❖ براکت‌های پلاستیک

براکت‌های پلاستیک از مواد پلی‌کربنات سخت ساخته می‌شوند. پلی‌کربنات با مواد فیبری تقویت می‌گردد تا سختی براکت افزایش یابد. براکت‌های پلاستیک نسبت به براکت‌های سرامیک زیباتر و با صرفه‌تر می‌باشد و لیکن در محیط دهان تغییر رنگ می‌یابد و با جذب مایعات داخل دهان به زرد تیره یا خاکستری رنگ تبدیل می‌شوند. عارضه دیگر براکت‌های پلاستیک این است که آنها اصطکاک بیشتری در مکانیک‌های Sliding ایجاد می‌کنند. گرچه این مشکل توسط کارخانجات با قرار دادن شیار فلزی در داخل بدنه براکت پلاستیکی کاهش یافته است.

❖ نتیجه‌گیری

در ساخت یک دستگاه ارتودنسی می‌بایست به اجزاء، خصوصیات مواد، نوع عناصر تشکیل دهنده و رفتار ماده در محیط دهان توجه کرد. برای مثال اصطکاک در مکانیک‌های Sliding در براکت‌های استینلس استیل Sintered ممکن است کمتر از براکت‌های استینلس استیل Cast یا Milled باشد و براکت‌های سرامیک و پلی‌کربنات اصطکاک بیشتری از براکت‌های استینلس استیل دارند. سیم‌ها به اشکال و اندازه‌های مختلف و هم‌چنین با مواد مختلف در بازار موجود می‌باشد. با استفاده از سیم‌های نیتینول و سیم‌های حساس به دما با دامنه کاری زیاد (Long Working Range) می‌توان زمان بین دو ویزیت را طولانی‌تر کرد. سیم‌های استینلس استیل چند رشته‌ای ارزان‌تر هستند و Working Range بالایی دارند. ساختار و ویژگی فنرهای Coil Spring و الاستیک‌ها بر روی میزان کاهش نیرو در خلال زمان اثر می‌گذارد. بنابراین بسیار مهم است که نیازهای هر بیمار براساس آنالیز نیروهای به کار برده شده در درمان‌های ارتودنسی مورد توجه قرار گیرد.



آنالیز مکانیک‌های بین دو دندان

این فصل سیستم نیروی ایجاد شده توسط مکانیسم‌های Straight Wire و وایرهایی را که در آنها Bend داده می‌شود، توضیح می‌دهد. در بیماران دارای کروودینگ به منظور مرتب کردن دندان‌هایی که در موقعیت‌های مختلف قرار دارند Straight Wire در داخل براکت قرار داده می‌شود. دندان در پاسخ به الاستیسیتهی وایر حرکت می‌کند. در نتیجه سیستم نیروی توسط یک سیم و چند براکت ایجاد می‌شود. این سیستم نیرو به تعادل سکون خواهد رسید. اولین شرط برای رسیدن به همچنین تعادلی این است که برآیند نیروها و گشتاورهای سیستم صفر گردد. ارزیابی نیرو و گشتاور در یک قوس دندانی به علت میزان انکوریج‌های متفاوت در هر دندان و به علت اینکه هر دندان عرض متفاوتی از براکت و یا تیوب دارد و به علت اینکه براکت‌ها و تیوب‌ها در زوایای مختلف قرار دارند بسیار پیچیده است. این فصل مکانیک ایجاد شده بر روی دو دندان را همانگونه که توسط Koenig و Burstone پیشنهاد شده توضیح می‌دهد.

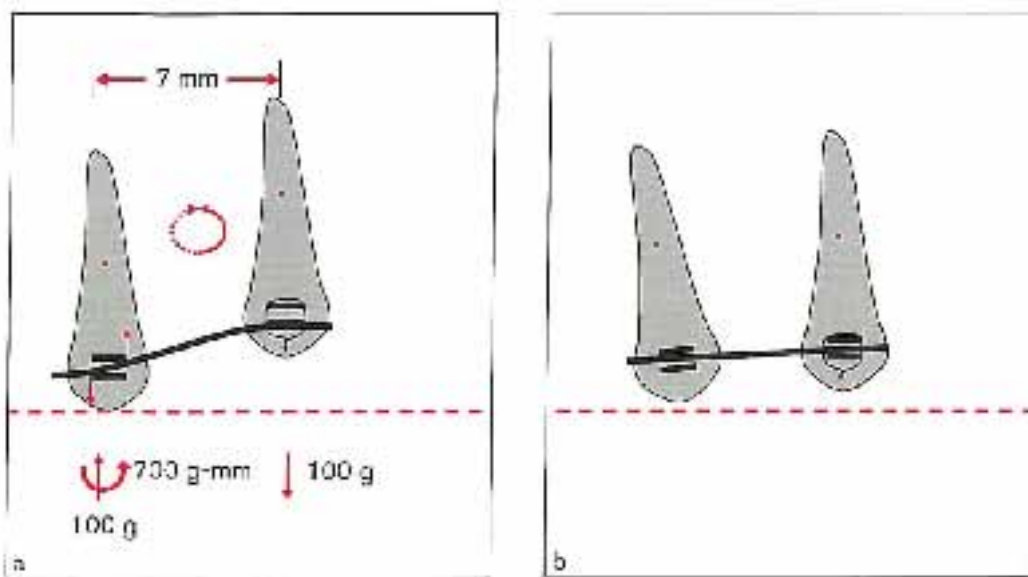
سیستم نیروی در حال سکون

اگر فاصله بین دو اتچمنت مشخص گردد و اگر نیروی وارد شده بر روی براکت توسط نیروسنج اندازه‌گیری شود موقعیت نهایی دندان قابل پیش‌بینی است. به عبارت دیگر سیستم نیرو گشتاور به منظور حرکت دندان می‌تواند کنترل گردد. این سیستم به نام سیستم نیروی در حال سکون نامیده می‌شود.

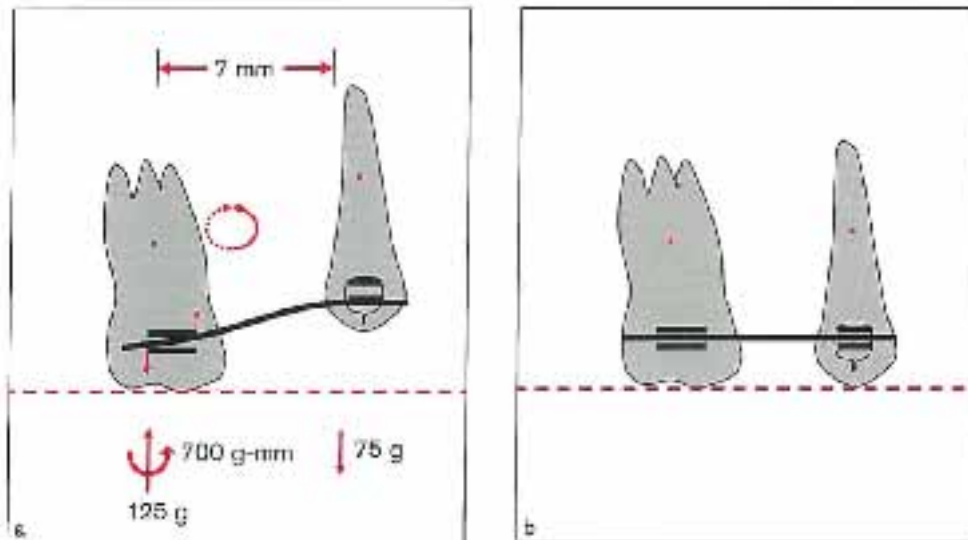
برای مثال جدول ۱a-۳ دندان کانین و پره مولر را با میزان انکوریج مساوی نشان می‌دهد. فرض نمایید یک سیم Straight با مقطع گرد قابل انعطاف در براکت کانین و پره مولر قرار داده شود. اگر فاصله بین ۲ براکت ۷ میلی‌متر باشد و نیروی مورد نیاز به منظور فعال کردن وایر برای حرکت کانین ۱۰۰ گرم باشد یک گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت به میزان ۷۰۰ گرم بر میلی‌متر بر دندان پره مولر وارد می‌شود. از آنجائی که میزان انکوریج‌ها برابر است مرکز مقاومت در این سیستم نیرو در وسط آنها قرار می‌گیرد. برای رسیدن به شرایط تعادل در حال سکون جمع جبری همه نیروها و گشتاورهای اعمال شده بر سیستم بایستی صفر باشد. گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت در پره مولر باید با گشتاور در جهت عقربه‌های ساعت در تعادل باشد که نیروی عمودی مساوی و در خلاف جهت بر روی هر دو دندان اعمال می‌گردد. بنابراین هنگامی که وایر در براکت کانین قرار می‌گیرد گشتاوری در خلاف جهت عقربه ساعت به میزان ۷۰۰ گرم بر میلی‌متر مربع بر روی

دندان پره مولر ایجاد می‌شود و باعث ایجاد نیروی عمودی ۱۰۰ گرم بر روی هر دو دندان می‌شود. وقتی سیم به طور کلی غیرفعال می‌گردد و دندان به موقعیت تعادل می‌رسد دندان پره مولر به سمت مزبال Tip و هم چنین اینترود می‌گردد در حالیکه دندان کانین اکسترود می‌گردد. به هر حال دندان کانین نمی‌تواند به سطح اکلوژال برسد. (شکل b ۱-۳)

اگر در مثال قبلی دندان پره مولر با دندان مولر جایگزین شود دندان مولر نسبت به دندان کانین انکورپیج بیشتری دارد (شکل ۲a-۳). و بدین ترتیب سیستم نیرو متفاوت خواهد بود. در این شرایط گشتاوری در جهت خلاف عقربه‌های ساعت برابر با ۷۰۰ گرم بر میلی‌متر روی دندان مولر اعمال می‌شود. این گشتاور با نیروی اینترودن ۱۲۵ گرم در روی مولر و نیروی اکسترودن ۷۵ گرم در روی کانین در حال تعادل می‌باشد. این امر باعث تغییر سیستم نیرو در ۲ مسیر می‌شود. اولاً براساس قوانین اهرم همانگونه که مرکز مقاومت سیستم به سمت دندان مولر نزدیک می‌شود میزان نیرو در روی مولر بیشتر از کانین است. ثانیاً از نقطه نظر کلینیکی از آنجائی که انکورپیج دندان مولر بیشتر از انکورپیج دندان کانین است دندان مولر حرکت نمی‌کند. از سوی دیگر اگرچه مقدار نیرو کم است ولی اکسترودن دندان کانین به راحتی انجام می‌شود. (شکل ۲b-۳)



شکل ۱-۳. دو دندان با انکورپیج مساوی شامل یک پره مولر و یک دندان کانین که در موقعیت بالاتر از سطح اکلوژال قرار دارد. در شکل a هنگامی که قسمتی از سیم در براکت پره مولر قرار می‌گیرد و با قرار دادن وایر در داخل شیار براکت کانین فعال می‌گردد. از طریق دو دندان و یک وایر در بین آنها سیستم نیرویی ایجاد می‌گردد. این سیستم توسط نیروی اینترودن (Upward Balancing) و توسط گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت بر روی دندان پره مولر (Downward Balancing) و به همین ترتیب توسط نیروی اکسترودن (Downward Balancing) بر روی دندان کانین به حالت تعادل در حال سکون می‌رسند. (b) توجه نمایند که دندان کانین نمی‌تواند به سطح اکلوژال برسد زیرا مقداری نیروی intrusion بر روی دندان پره مولر وجود دارد و مقدار انکورپیج برای هر دو دندان یکسان است.



شکل ۲-۳. دو دندان با مقادیر متفاوت انکوریج. همانند شکل a اگر یک وایر Segmented در تیوب مولر اول قرار گیرد و کمی به سمت بالا خم شود و بر روی دندان کائین یک تماس نقطه‌ای همانند شکل ۱-۳ داشته باشد در آن موقع یک گشتاور در جهت مخالف عقربه‌های ساعت بر روی مولر اعمال می‌شود. این گشتاور توسط نیروهای بالانس کننده عمودی که منجر به چرخش سیستم در جهت عقربه‌های ساعت می‌شود به حالت تعادل می‌رسد. این نیروهای بالانس کننده عمودی به صورت نیروی اینتروژن بر روی مولر و نیروی اکستروژن بر روی دندان کائین اعمال می‌گردد. در شکل b مشاهده می‌شود که دندان کائین به علت وجود انکوریج بیشتری که بر روی دندان مولر است به سطح اکلوژال می‌رسد. به علت اینکه انکوریج دندان مولر به اندازه‌ای است که در مقابل هر حرکتی مقاومت کند. بنابراین دندان مولر دچار Tipping نمی‌شود.

ارتباط بین دندان‌هایی که دارای کروودینگ هستند پیچیده است. بنابراین پیش‌بینی حرکت دندان‌های مشکل است. در دندان‌های شلوغ موقعیت قرار دادن براکت‌ها با توجه به شیب محوری دندان‌ها بسیار تغییر می‌کند. مثال‌های قبلی رابطه قدامی خلفی دو دندان در یک پلان را توصیف می‌نماید و راجع به چرخش یا Angulation براکت توضیح نمی‌دهد. وقتی یک وایر در داخل ۲ براکت درگیر می‌شود دندان را در سه پلان فضایی قدامی خلفی، عمودی و عرضی می‌چرخاند.



شکل ۳-۳. وقتی یک وایر در براکت‌های ۲ دندان که میزان انکوریج آنها مثل هم است و در ضمن در یک پلان مساوی قرار دارند واقع می‌شوند، به دلیل اینکه سیم هیچ نیرویی به دندان‌ها اعمال نمی‌کند، دندان‌های حرکتی نخواهند داشت.

گروه بندی هندسی Burstone

همانگونه که مثال های زیرین نشان می دهد زوایای مختلف براکت نسبت به دندان روی حرکت دندان اثر می گذارد. Burstone و Koenig نسبت های بین دو دندان را به شش گروه تقسیم کردند (به منظور ساده شدن فقط سیستم های غیرفعال شدن نیرو نشان داده شده است). به عنوان نقطه شروع شکل ۳-۳ وایر Straight به اندازه 0.016 اینچ در ۲ براکت با عرض مساوی که در یک پلان یکسان قرار دارد را نشان می دهد. فاصله بین ۲ براکت ۷ میلی متر است.

با فرض اینکه انکوریج ۲ دندان مساوی باشد و سیم فعال نباشد هیچ گشتاوری اعمال نمی شود. در شکل ۴-۳ همه شش گروه که توسط Burstone و Koenig پیشنهاد شده است با تغییر براکت سمت چپ و عدم تغییر براکت سمت راست نشان داده شده است. شکل ۵-۳ وایر در تمام شش گروه وقتی در داخل براکت قرار می گیرد را نشان می دهد.

❖ گروه هندسی یک

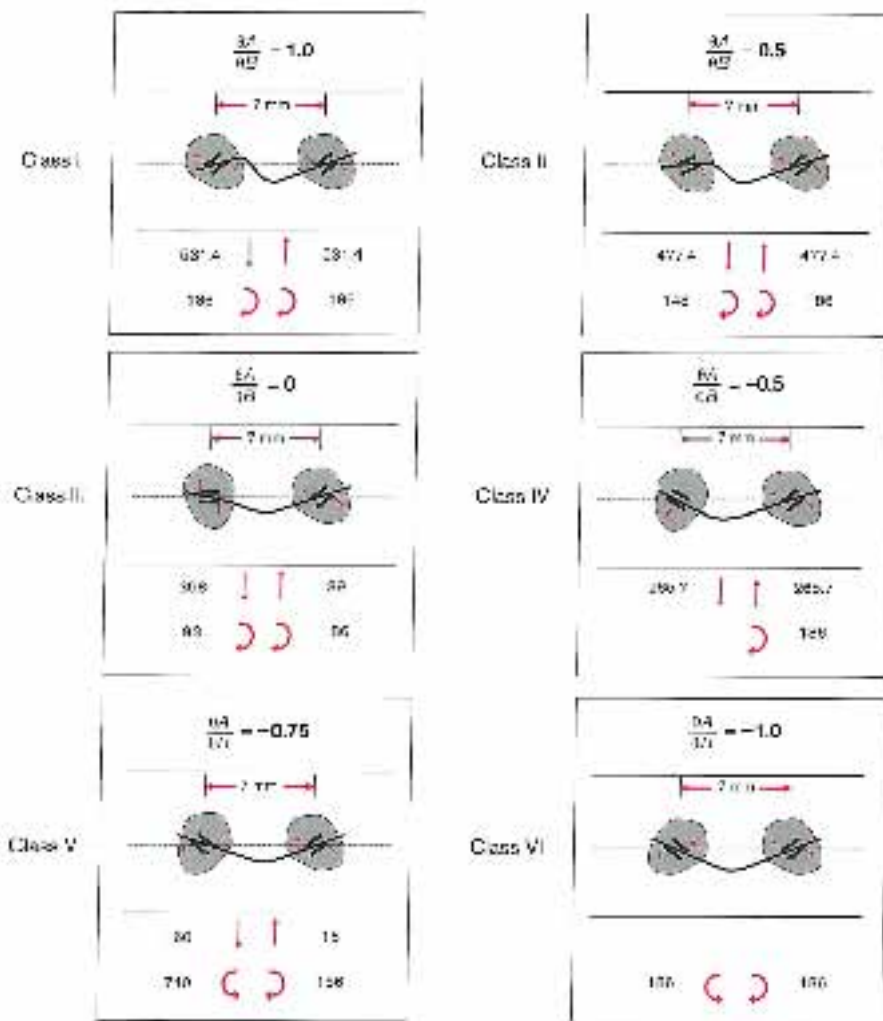
در گروه یک نسبت بین زوایای براکت ها مینی $\frac{\theta A}{\theta B}$ مساوی یک است. بنابراین زوایای براکت ها برابر و راستای قرارگیری آنها نیز یکسان است. از آنجائی که زوایای بین وایر و براکت در هر دو دندان یکسان است گشتاوری در جهت عقربه های ساعت برابر $1/860$ گرم بر میلی متر در هر براکت اتفاق می افتد. بنابراین گشاورها برابر هستند و رابطه بین گشتاورها $\frac{A}{B}$ برابر یک است. برای رسیدن به موقعیت بالانس در حال سکون مجموع همه گشتاورها و نیروهایی که در سیستم اعمال می شود باید صفر باشد. در این سیستم گشتاور در جهت عقربه های ساعت (به میزان $1/860$ گرم بر میلی متر) در هر دو براکت اعمال می گردد. بنابراین مجموع گشتاور در جهت عقربه های ساعت $3/720$ گرم بر میلی متر می گردد برای اینکه سیستم به حالت بالانس برسد نیروی برابر $531/4$ گرم در جهت فوقانی بر روی براکت سمت راست و در جهت تحتانی بر روی براکت سمت چپ ایجاد می شود. براساس فرمول $L \times F$ سیستم با گشتاور در جهت خلاف عقربه های ساعت به میزان $7 \times 531/4 = 3719/8$ گرم بر میلی متر به حالت تعادل می رسد. از نظر کلینیکی وقتی همچنین سیستمی از نیروها به حالت تعادل در حال سکون می رسد هر دو دندان دچار چرخش در جهت عقربه های ساعت می شوند و دندان سمت راست اکستروود و دندان سمت چپ اینترود می گردد.

❖ گروه هندسی ۲

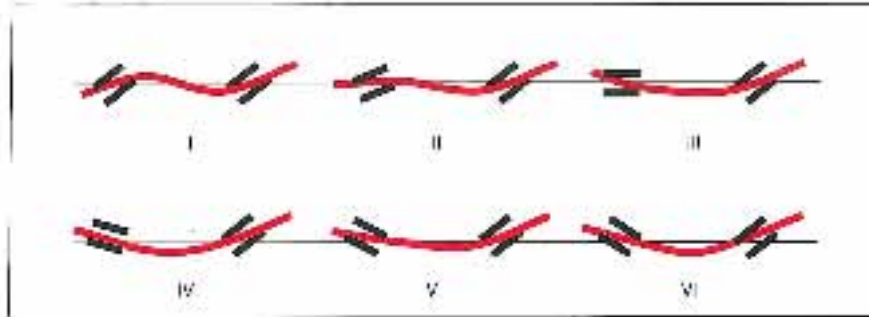
در گروه دو نسبت بین زوایای براکت ها بین $\frac{\theta A}{\theta B}$ برابر $0/5$ است و نسبت بین گشتاورها بین $\frac{MA}{MB}$ برابر $0/8$ است. از آنجائی که زوایای براکت سمت راست تغییر نمی کند میزان نیرو و جهت گشتاور اعمال شده در این براکت به همان مقدار قبلی (یعنی برابر $1/860$ گرم بر میلی متر در جهت عقربه های ساعت) باقی می ماند. بخاطر اینکه زاویه بین سیم و براکت در براکت سمت چپ کمتر از سمت دیگر است جهت گشتاور همانند جهت گشتاور قبلی است ولی مقدار آن به میزان $1/488$ گرم بر میلی متر کاهش می یابد. مجموع گشتاورها در جهت عقربه های ساعت برابر $3/348$ گرم بر میلی متر است که روی سیستم نیروها اثر می گذارد. برای به تعادل

فصل ۳: آنالیز مکانیک‌های بین دو دندان / ۷۱

رسیدن در این سیستم میزان نیروی بالانس کننده بر هر براکت باید $\frac{3}{4} \times \frac{348}{7} = 478/2$ گرم باشد (اگر چه بعضی از محققین مقدار نیروی $477/4$ گرم را نیروی مناسبی می‌دانند). از آنجائی که مقدار انکوریج دندان‌ها برابر است میزان نیروی بالانس کننده در هر دو سمت برابر می‌باشد. این سیستم با چرخش در جهت عقربه‌های ساعت در هر دو سمت با اکستروژن شدن دندان سمت راست و اینترود شدن دندان سمت چپ به حالت تعادل می‌رسد.



شکل ۳-۴. شش گروه هندسی عنوان شده براساس نظریه Koenig و Burstone. رابطه نسبی به محل قرار گرفتن براکت‌های سمت چپ (A) و سمت راست (B) در ردیف بالا نشان داده شده است. نسبت بین گشتاورهای سمت چپ و راست در ردیف وسط نشان داده شده است. جهت و بزرگی گشتاورها و نیروهای بین براکت‌های چپ و راست در ردیف پایین نشان داده شده است. به عنوان مثال همانطور که در گروه پنج مشاهده می‌شود زاویه دار بودن وایر نسبت به براکت سمت راست گشتاوری معادل ۱۸۶۰ گرم بر میلی‌متر ایجاد می‌کند در حالیکه ورود بدون زاویه به براکت سمت چپ گشتاوری ایجاد نمی‌کند.



شکل ۵-۳. در این تصویر شکل وایر بعد از قرار گرفتن در براکت در ۶ گروه هندسی که در شکل ۴-۳ توضیح داده شده است، مشاهده می‌گردد. اگر خط فرضی بین ۲ براکت در نظر گرفته شود، همانگونه که در شکل مشاهده می‌شود در گروه یک و دو وایر این خط را قطع می‌کند. در حالیکه در چهار گروه دیگر وایر از زیر این خط فرضی می‌گذرد. در گروه شش عبور وایر از خط فرضی کاملاً متقارن است. این تقارن باعث می‌شود وایر زاویه یکسانی در هر دو براکت داشته باشد که باعث ایجاد گشتاوری برابر و در خلاف جهت یکدیگر می‌شود.

❖ گروه هندسی سه

در گروه سه نسبت بین زوایای براکت $\frac{\theta A}{\theta B}$ برابر صفر و نسبت بین گشتاورها $\frac{MA}{MB}$ برابر $0/5$ می‌باشد. از آنجائی که در این گروه گشتاور براکت راست و چپ در جهت حرکت عقربه‌های ساعت می‌باشد، بزرگی گشتاور در براکت سمت راست ۱۸۶۰ گرم بر میلی‌متر است و به علت زاویه کمتر براکت سمت چپ گشتاور آن برابر ۹۳۰ گرم بر میلی‌متر است و نتایجی مشابه گروه دو به دست خواهد آمد. برای به تعادل رسیدن گشتاور کلی سیستم که معادل ۲۷۹۰ گرم بر میلی‌متر است نیروی معادل ۳۹۸ گرم لازم است تا سیستم را بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت بچرخاند. هنگامی که سیستم به حالت تعادل می‌رسد هر دو دندان در جهت عقربه‌های ساعت می‌چرخند. دندان راست اکستروود و دندان چپ اینتروود می‌شود.

❖ گروه هندسی چهار

در گروه چهار نسبت بین زوایای براکت $\frac{\theta A}{\theta B}$ برابر $0/5$ - و نسبت بین گشتاورها $\frac{MA}{MB}$ برابر صفر است. توجه نمایید که هیچ گشتاوری بر روی براکت چپ اعمال نمی‌شود. این بدین معنی است که وایر بدون هیچ گونه زاویه‌ای داخل براکت چپ می‌شود. در این حالت تنها یک گشتاور برابر ۱۸۶۰ گرم بر میلی‌متر در جهت عقربه‌های ساعت در سیستم وجود دارد. وقتی که سیستم به حالت تعادل می‌رسد دندان سمت راست در جهت عقربه‌های ساعت می‌چرخد و با نیرویی برابر $265/7$ گرم اکستروود می‌شود. در حالیکه دندان سمت چپ بدون هیچگونه چرخشی با همان مقدار نیرو اینتروود می‌شود.

❖ گروه هندسی پنج

در گروه پنج نسبت بین زوایای براکت $\frac{\theta A}{\theta B}$ برابر $0/75$ - و نسبت بین گشتاورها $\frac{MA}{MB}$ برابر $0/4$ - است. در این گروه گشتاوری در جهت عقربه‌های ساعت به مقدار ۱۸۶۰ گرم بر میلی‌متر روی براکت راست و گشتاوری بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت به مقدار ۷۴۰ گرم بر میلی‌متر روی براکت چپ وجود دارد. برای به تعادل

فصل ۳: آنالیز مکانیک‌های بین دو دندان / ۲۳

رساندن سیستم به گشتاوری بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت به مقدار ۱۱۲۰ گرم بر میلی‌متر نیاز می‌باشد. بنابراین نیروی ۱۶۰ گرمی به سمت بالا روی براکت سمت راست و به سمت پایین روی براکت سمت چپ اعمال می‌شود. پس از به تعادل رسیدن سیستم، دندان سمت راست در جهت عقربه‌های ساعت می‌چرخد و اکستروژن می‌شود در حالیکه دندان سمت چپ بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت می‌چرخد و اینترود می‌شود.

❖ گروه هندسی شش

در گروه شش نسبت بین زوایای براکت $\frac{\theta A}{\theta B}$ برابر ۱- و نسبت بین گشتاورها $\frac{MA}{MB}$ برابر ۱- است. توجه نمایید که زوایای بین هر دو براکت یکسان است. در حالیکه جهت آنها مخالف یکدیگر می‌باشد. از آنجائی که زوایای براکت‌ها یکی است زاویه ورود وایر به براکت‌ها نیز یکی است و در این گروه گشتاورهای برابر اما در خلاف جهت یکدیگر تولید می‌شود و در واقع سیستم در حالت تعادل می‌باشد بنابراین هیچگونه نیروی تعدیل‌کننده در سیستم وجود ندارد.

خلاصه

در حقیقت هر دندان را می‌توان به عنوان واحدی مستقل دارای مرکز مقاومت مربوط به خود در نظر گرفت. هنگامی که یک دندان حرکت می‌کند دندان‌های دیگر نیز به همان مقدار حرکت می‌کنند. تمامی دندان‌های یک قوس که به یک وایر متصل شده‌اند در حقیقت بر همدیگر تکیه دارند که به آن انکورجیج متقابل (Reciprocal) گفته می‌شود. وقتی وایر به حالت تعادل می‌رسد صفحه اکلوزال (Occlusal Plane) نسبت به کرانیال بیس شیب خاصی به دست می‌آورد. این شیب به موقعیت دندان‌ها، شکل قوس دندانی و شیب محوری براکت‌ها وابسته است. این شیب ممکن است منجر به Deepbite یا Open Bite نامطلوب گردد.

❖ مکانیک قوس‌های V bend

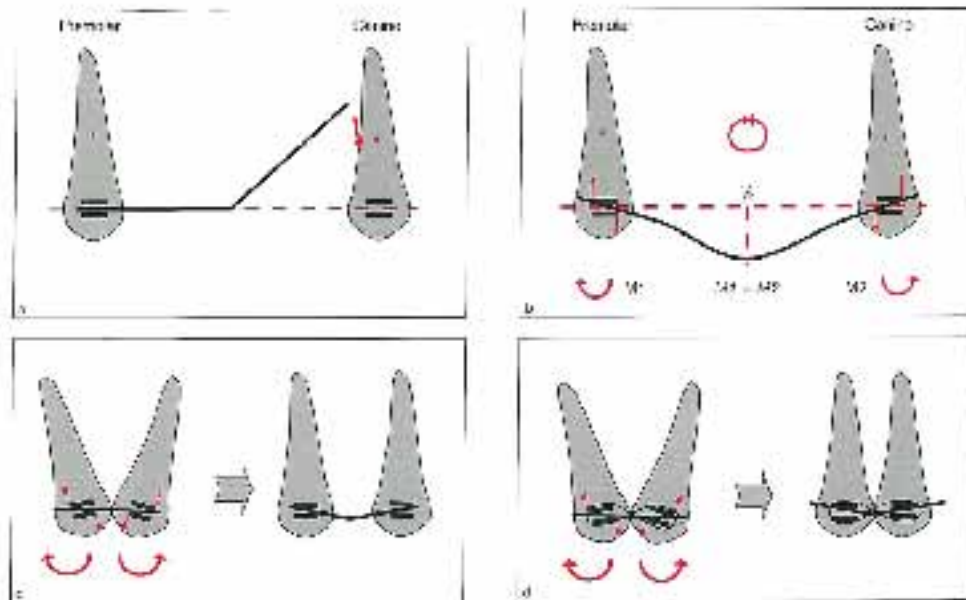
در خلال درمان ارتودنسی به منظور حرکت مطلوب دندانی خم‌های مختلفی بر روی وایر ایجاد می‌شود. یک گروه از این خم‌ها به شکل حرف v می‌باشند که به آنها v bends گفته می‌شود. این خم‌ها عبارتند از Tipback، Sweep و Gabel نوع دوم. این خم‌ها به صورت متداول در ارتودنسی ثابت استفاده می‌شوند. شناخت نیروهای آنها و استفاده آگاهانه از آنها می‌تواند باعث افزایش کیفیت درمان گردد.

وقتی خم v در وایر بین دو دندان با انکورجیج برابر (مثل کانین و پره مولر) ساخته می‌شود بر روی براکت پره مولر قرار می‌گیرد. انتهای مزیال وایر در قسمت ژنژیوال براکت کانین واقع می‌شود (شکل ۳-۶a). در این حالت وایر غیرفعال است بنابراین انتظار هیچ گونه حرکت دندانی وجود ندارد. هنگامی که بخش مزیال وایر در داخل براکت کانین قرار می‌گیرد یک سیستم نیرو بین ۲ دندان و وایر ایجاد می‌شود (شکل ۳-۶b). از آنجائی که انکورجیج‌ها با همدیگر برابر هستند مرکز مقاومت سیستم بین مرکز مقاومت دو دندان قرار می‌گیرد.

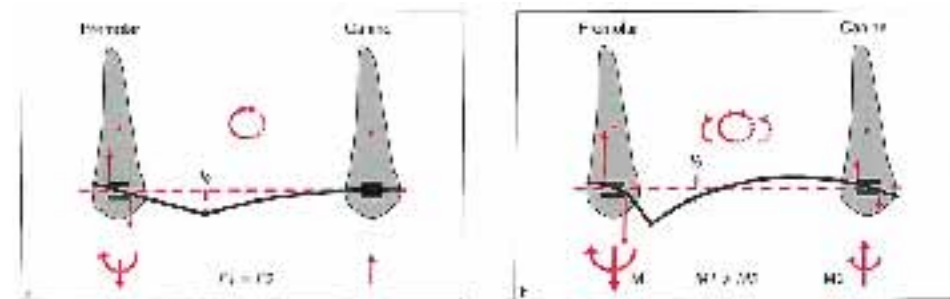
خم v گشتاوری در جهت عقربه‌های ساعت به براکت پره مولر و گشتاوری بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت به براکت کانین وارد می‌کند. مجموع نیروهایی که به سیستم وارد می‌شود و تمامی گشتاورهای اطراف منطقه

می‌بایست به صفر برسد. گشتاورهای برابر ولی در خلاف جهت یک دیگر باعث چرخش دندان‌ها حول مرکز مقاومت آنها می‌شود. به طوریکه تاج آنها از همدیگر دور می‌شود (شکل ۳-۶c). با رسیدن نیروی وارد شده بر براکت به صفر، وایر کاملاً غیرفعال می‌شود و سیستم به حالت تعادل می‌رسد. اگر تاج دندان‌ها به همدیگر وصل شوند ریشه آنها حول مرکز چرخش به سمت یکدیگر حرکت می‌کنند. وقتی که وایر غیرفعال می‌شود شیب محوری دندان‌ها تصحیح می‌شود (شکل ۳-۶d). در تکنیک Edgewise به این روش خم Gabel گفته می‌شود. اگر خم ۷ از میان دو دندان به دندان پره مولر نزدیک‌تر شود به طوریکه در فاصله یک سومی از آن قرار گیرد (شکل ۳-۷a) در حالیکه گشتاوری در جهت عقربه‌های ساعت به پره مولر وارد می‌شود هیچگونه گشتاوری بر روی کانین وارد نمی‌شود، زیرا وایر در داخل براکت غیرفعال است. بخش مزیال وایر تنها یک نیروی به سمت بالا بر روی دندان کانین وارد می‌کند. اکستروژن دندان پره مولر و اینترروژن دندان کانین سیستم را به حالت تعادل می‌رساند. اگر خم ۷ همچنان به دندان پره مولر نزدیک‌تر شود زاویه وایر با براکت در آن محل بیشتر از دندان کانین می‌شود، (شکل ۳-۷b). بنابراین گشتاور بیشتری بر روی پره مولر اعمال می‌شود. توجه نمایند که جهت گشتاورها یکی است اما حرکت وایر به سمت دندان پره مولر باعث می‌شود وایر دندان کانین به سمت بالای خط فرضی بین ۲ براکت حرکت کند. برای رسیدن به حالت تعادل هر دو دندان می‌بایست در جهت عقربه‌های ساعت بچرخند. دندان کانین اینترود و دندان پره مولر اکستروود می‌شوند. توجه نمایند که مقدار نیروی تعدیل کننده از مثال قبلی بیشتر می‌باشد و علت آن وجود دو گشتاور هم جهت در یک سیستم می‌باشد.

مثال بعدی شامل دو دندان مولر و کانین با مقدار انکوریج‌های متفاوت می‌باشد. خم ۷ در شکل ۳-۸a در وسط می‌باشد بنابراین وایر گشتاوری برابر و در خلاف جهت یکدیگر به هر دو دندان اعمال می‌کند. هر چند در شکل ۳-۸b خم ۷ در یک سومی نزدیک به دندان مولر می‌باشد، این باعث گشتاوری در جهت عقربه‌های ساعت و نیروی اکستروود شونده در دندان مولر و نیروی اینترود کننده بر دندان کانین می‌شود. از آنجائی که مرکز مقاومت این سیستم نزدیک به دندان مولر می‌باشد نیروی اکستروود کننده این دندان بیشتر از نیروی اینترود کننده دندان کانین می‌باشد. در شکل ۳-۸c خم ۷ نزدیک‌تر به دندان مولر می‌باشد که باعث گشتاور بیشتری بر روی این دندان می‌شود و جهت گشتاور تغییر نمی‌کند. زیرا وایر از روی خط فرضی بین ۲ براکت می‌گذرد بنابراین نیروهای تعدیل کننده (اکستروژن مولر و اینترروژن کانین) از مثال قبلی بیشتر می‌باشد. از نظر کلینیکی اکستروژن به آسانی انجام می‌شود و باعث Open Bite می‌گردد. به عنوان یک نمونه خوب از این سیستم می‌توان به وایر Utility (۴ × ۲) با وجود Labial Root Torque روی انسیزورها و Tip Back روی مولرها اشاره کرد (شکل ۳-۹). در این شرایط گشتاورهایی بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت در هر دو سمت روی می‌دهد. از آنجائی که مرکز مقاومت سیستم به دندان مولر نزدیک‌تر می‌باشد نیروی تعدیل کننده هم بیشتر است (در برخی موارد می‌توان به صورت عملی نشان داد که مرکز مقاومت در وایر ۴ × ۲ در قسمت میانی دندان‌های خلفی و یا قدامی قرار دارد).

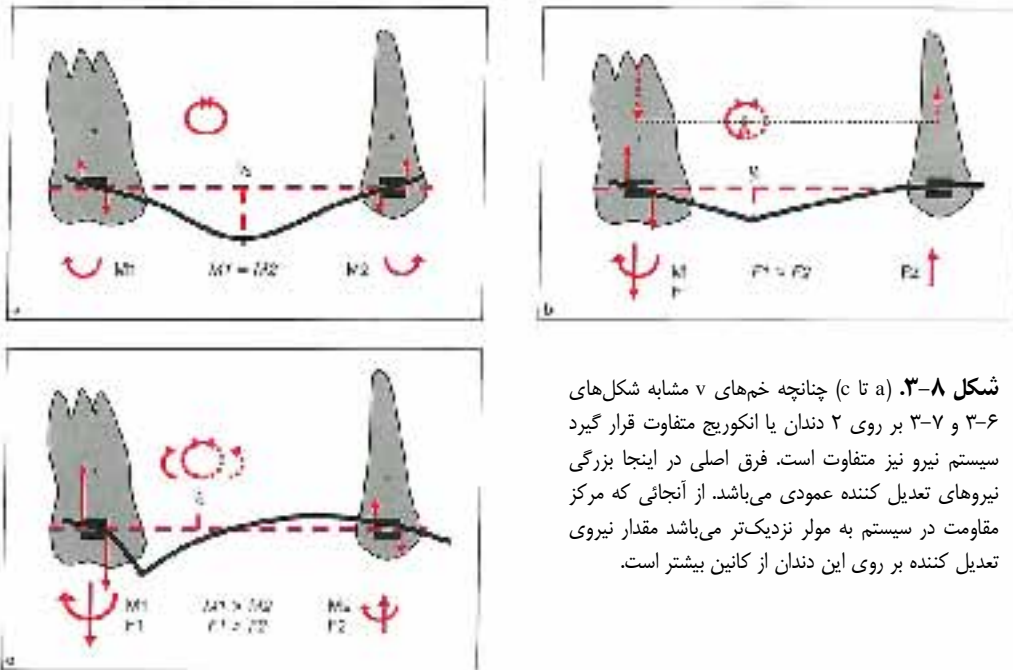


شکل ۳-۶. (a,b) وقتی خم ۷ در وسط براکت‌های ۲ دندان با انکورجیج برابر واقع می‌شود وایر پس از فعال شدن با زاویه یکسان وارد براکت‌ها می‌شود. پس گشتاور در هر دو سمت برابر و خلاف جهت همدیگر می‌باشد. (c) قرار دادن خم ۷ در وسط ۲ دندانی که تاج آنها به سوی یکدیگر خم شده است باعث حرکت ریشه‌ها به سوی یکدیگر حرکت می‌کنند اما تاج‌ها از جای خود تکان نمی‌خورند. به این روش خم Gabel گفته می‌شود و از آن در تکنیک Edgewise استفاده می‌شود.

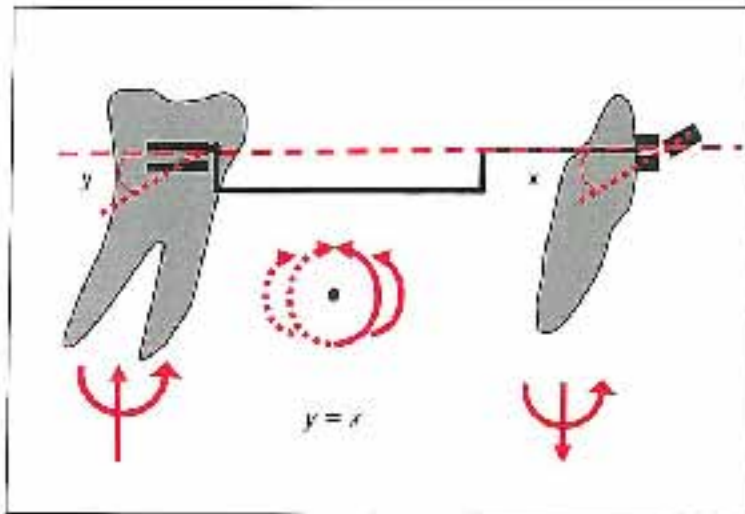


شکل ۳-۷. (a) نزدیک‌تر شدن خم ۷ به طوریکه در یک سومی دندان پره مولر قرار گیرد باعث تغییر نیرو در سیستم می‌شود. زیرا زاویه بین وایر و براکت تغییر می‌کند. در این حالت وایر باعث گشتاوری در جهت عقربه‌های ساعت در دندان پره مولر می‌شود، اما به صورت غیرفعال در براکت کانین قرار می‌گیرد. (b) نزدیک‌تر شدن خم ۷ به سوی دندان پره مولر باعث تغییر جدید در سیستم می‌شود. زاویه بین وایر و براکت در دندان پره مولر بیشتر از زاویه آن در دندان کانین می‌باشد. در این حالت وایر از بالای خط فرضی بین دو براکت می‌گذرد. بنابراین گشتاور بر روی پره مولر هم جهت با گشتاور کانین می‌شود.

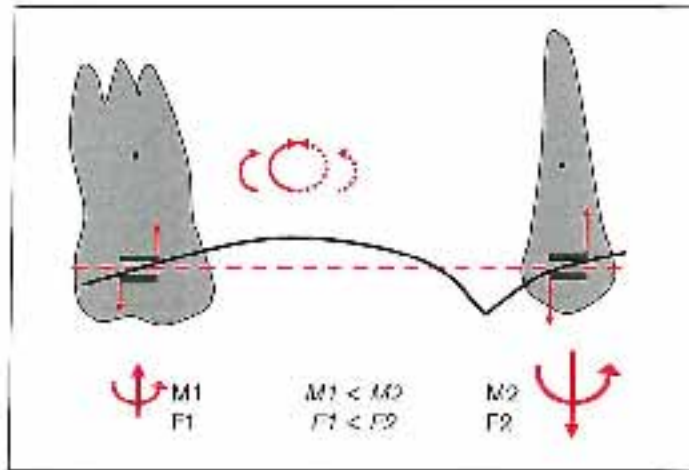
چنانچه خم ۷ به براکت دندان کانین نزدیک‌تر شود (شکل ۳-۱۰) گشتاور روی دندان کانین بیشتر از مولر می‌شود. این باعث اکستروژن کانین و اینتروژن مولر می‌شود از نظر کلینیکی اینتروژن مولر به خاطر انکورجیج زیاد آن مشکل است پس تنها اثر آن اکستروژن کانین است.



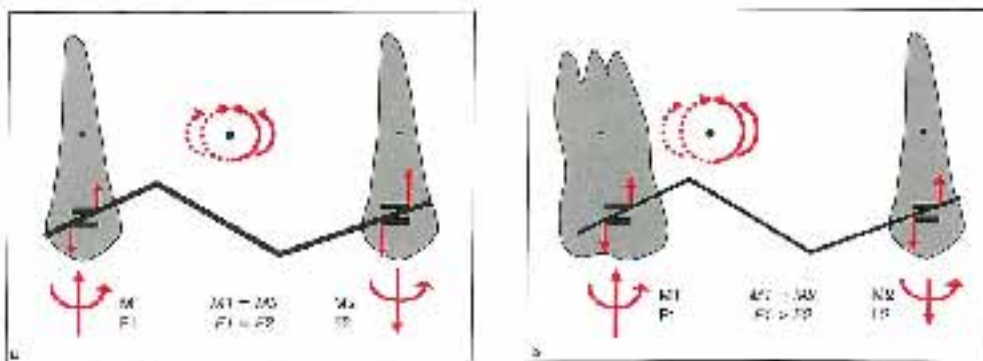
شکل ۸-۳. (a تا c) چنانچه خم‌های v مشابه شکل‌های ۳-۶ و ۳-۷ بر روی ۲ دندان یا انکوریج متفاوت قرار گیرد سیستم نیرو نیز متفاوت است. فرق اصلی در اینجا بزرگی نیروهای تعدیل کننده عمودی می‌باشد. از آنجائی که مرکز مقاومت در سیستم به مولر نزدیک‌تر می‌باشد مقدار نیروی تعدیل کننده بر روی این دندان از کاین بیشتر است.



شکل ۹-۳. وقتی وایر Utility (خم v) با زوایای برابر Tip Back و Labial Root Torque بر روی براکت‌ها قرار گیرد اثر اکستروژن بر روی مولر بیشتر از اینتروژن روی انسیزور است، علت اصلی آن نزدیک‌تر بودن مرکز مقاومت به مولرها می‌باشد (X و Y به ترتیب نمایانگر زوایای Tip Back و Torque می‌باشد).



شکل ۳-۱۰. اگر خم v نزدیک‌تر به کابین قرار گیرد نیروی اینتروژن روی مولر و اکستروژن کابین برابر می‌شود اگرچه از نظر کلینیکی اکستروژن کابین ساده‌تر از اینتروژن مولر است.



شکل ۳-۱۱. (a) هنگامی که یک وایر دارای Step داخل براکت دو دندان یا انکورجیج برابر قرار می‌گیرد گشتاورهای برابر و هم جهت در هر سمت ایجاد می‌شود. (b) اگر انکورجیج دندان‌ها متفاوت باشد نیروهای وارد بر دندان متفاوت خواهد بود زیرا مرکز مقاومت کل سیستم نیروها نزدیک‌تر به دندانی با انکورجیج بیشتر خواهد بود.

مکانیک وایرهای دارای Step

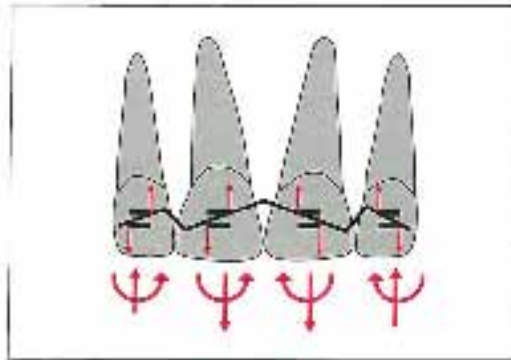
خم‌های Artistic، Step Up، Step Down و خم انکورجیج در مکانیک Tweed از نمونه‌های خم دارای Step می‌باشد. در این مکانیک‌ها، گشتاورها در هر دو سمت برابر و هم جهت می‌باشد ($\frac{M_1}{M_2}$ برابر یک می‌باشد)؛ (شکل ۳-۱۱). در وایرهای دارای Step تغییر دادن محل خم Step بین براکت‌ها تاثیری روی سیستم نیرو ندارد بنابراین محل خم تاثیری روی نسبت گشتاورها ندارد. همچنین تغییر ارتفاع Step باعث ایجاد یک رابطه خطی بین گشتاورها خواهد شد به عبارت دیگر ارتفاع Step تاثیری روی نسبت گشتاورها ندارد.

در وایرهای دارای Step فاصله بین براکت متناسب با $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ است. به عبارت دیگر با زیاد شدن این فاصله نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ زیاد می‌شود. مکانیک وایر دارای Step بین دو دندان با انکورجیج برابر همانند مکانیک توضیح داده شده در گروه یک هندسی می‌باشد (به شکل ۳-۴ و ۳-۵ رجوع شود). به طور عملی افزایش دادن فاصله بین براکت‌ها تنها هنگامی امکان‌پذیر است که از براکت‌های با عرض کمتر استفاده شود. وقتی که فاصله بین براکتی ثابت باشد با افزایش ارتفاع Step گشتاور در هر دو سمت زیاد می‌شود. گشتاورهای بالا بدین معنی می‌باشد که نیروهای تعدیل‌کننده نیز بسیار زیاد می‌باشد.

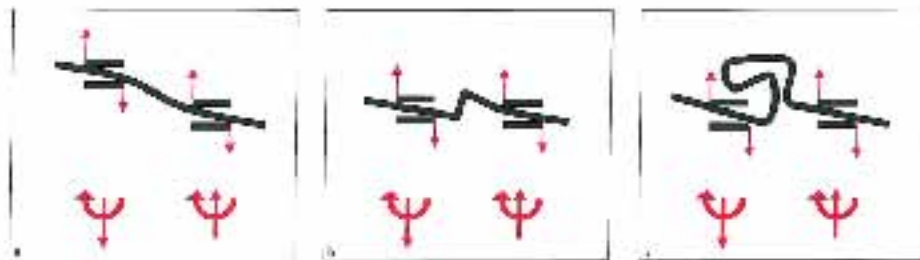
❖ خم‌های Artistic

خم‌های Artistic عبارتند از خم‌های v و خم‌های Step که با کمک تکنیک Edgewise به منظور اصلاح شیب انسیزورها بر روی آنها قرار می‌گیرند. همچنانکه در انکورجیج متقابل تاج‌ها به سمت یکدیگر آورده می‌شوند ریشه‌ها از هم دور می‌شوند.

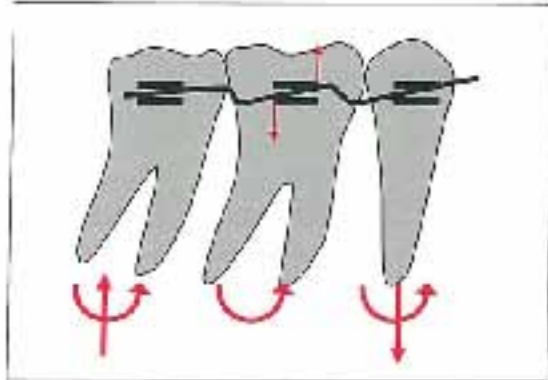
شکل ۳-۱۲ یک خم v بین دو دندان سانترال را نشان می‌دهد. به منظور دست یافتن به گشتاورهای مساوی و غیر هم جهت خم v می‌بایست به فاصله مساوی از هر دو دندان قرار گیرد.



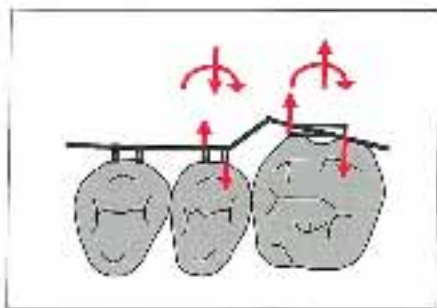
شکل ۳-۱۲. خم‌های Artistic یک نمونه از وایرهای دارای Step می‌باشند.



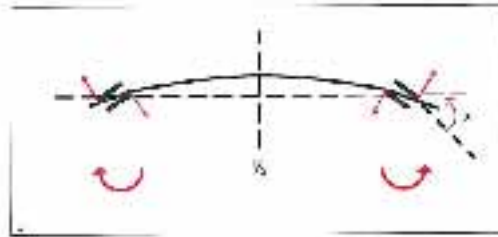
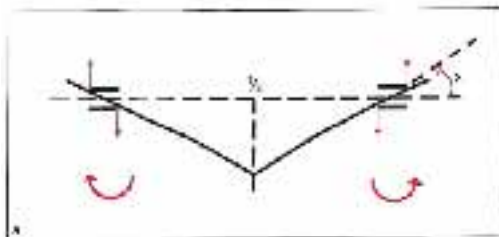
شکل ۳-۱۳. وایرهای (a) مستقیم، (b) دارای Step و (c) دارای Loop نتایج یکسانی به وجود می‌آورند. در هر سه مورد گشتاورها برابر و هم جهت هستند.



شکل ۱۴-۳. خم‌های تقویتی انکوریدج
Tweed یک نمونه بارز از وایرهای دارای Step
می‌باشند.



شکل ۱۵-۳. یک نمونه دیگر وایرهای دارای Step
وجود در Toe In و Offset در خم First Order می‌باشد.



شکل ۱۶-۳. (a) خم v در مرکز فاصله ۲ براکت با زاویه x قرار داده شده است. (b) یک وایر مستقیم بین براکت‌ها با زاویه یکسان x واقع شده است. از نظر بیومکانیک هیچ تفاوتی بین استفاده از این دو مورد وجود ندارد. نتایج حاصل شده و کاملاً یکسان است و تنها تفاوت شکل خم می‌باشد در حقیقت a و b نمایانگر سیستم‌های Standard Edgewise و Straight Wire می‌باشند.

❖ خم‌های Step Up و Step Down

از این خم‌ها برای تصحیح ارتفاع بین ۲ گروه دندانی و یا اصلاح موقعیت براکت‌ها استفاده می‌شود. شکل a ۱۳- از نیروی حاصل از Straight Wire را نشان می‌دهد. هنگامی که یک وایر مستقیم در براکت قرار می‌گیرد در هر دو سمت آن گشتاور مستقیم و هم جهت است که باعث تولید نیروی یکسان ولی در خلاف جهت یکدیگر می‌شود با استفاده از وایرهای دارای Step (شکل b ۱۳-۳) و دارای Loop (شکل c ۱۳-۳) نتایج یکسانی حاصل می‌شود.

❖ خم‌های انکوريج Tweed

از این خم‌ها برای حرکت تاج دندان مولر به سمت عقب و هم چنین افزایش انکوريج هنگام کار برد الاستیک کلاس II استفاده می‌شود. قرار دادن خم دارای Step در ناحیه مزبالی و دیستالی مولر اول فک پایین گشتاوری برابر و هم جهت بر روی دندان‌های درگیر ایجاد می‌نماید. (شکل ۱۴-۳). این سیستم نیرو هنگامی به تعادل می‌رسد که مولر دوم فک پایین اکستروود و پره مولرها اینترود شوند که ممکن است باعث باز شدن بایت نیز گردد. این مسئله در بیماران که دارای رشد عمودی صورت می‌باشند بسیار حائز اهمیت است.

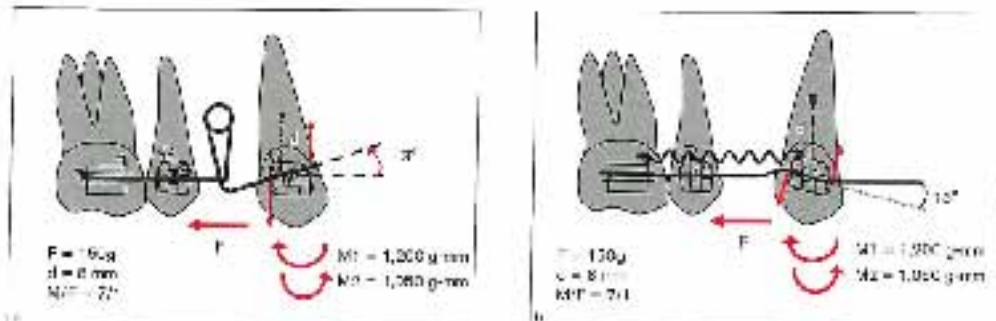
یک نمونه دیگر از خم‌های دارای Step وجود Offset و Toe In در جهت عرضی می‌باشد. شکل ۱۵-۳ یک سیستم نیرو شامل Offset و Toe In بر روی مولر را نشان می‌دهد. در این سیستم گشتاورها بر روی مولر و پره مولر دوم هم جهت می‌باشند نیروهای تعدیل کننده مولر را به سمت باکال و پره مولر دوم را به سمت پالاتال حرکت می‌دهد.

❖ مکانیک‌های Straight Wire

در مکانیسم اولی که توضیح داده شد یک وایر پیش ساخته بدون خم در داخل براکت‌های زاویه دار (Preangulated) قرار داده شد. در مکانیسم دوم پس از ایجاد خم‌های v و دارای Step بر روی وایر سیم در داخل براکت قرار داده شد. در هر دو مکانیسم گشتاور روی براکت‌ها متناسب با زاویه بین براکت و وایر می‌باشد. در هر دو مکانیسم در زوایای یکسان گشتاور برابر می‌باشد. به عبارت دیگر نتایجی که از قرار دادن براکت دارای زاویه با وایر مستقیم و یا براکت بدون زاویه با وایر زاویه دار حاصل می‌شود یکسان است (شکل ۱۶-۳).

تفاوت اصلی بین تکنیک Straight Wire و سیستم Edgewise از همین مورد نشأت می‌گیرد. در سیستم Edgewise پیش از قرار دادن وایر در براکت‌های بدون زاویه، خم‌هایی مثل Tip Back، Anti Rotation، Toe In، Torque و یا Gable برای رسیدن به گشتاور مناسب می‌بایست در آن ایجاد شوند. اما در سیستم Straight بلافاصله پس از قرار دادن وایر در براکت‌های زاویه دار گشتاور ایجاد می‌شود. از نظر کلینیکی مکانیسم این دو سیستم متفاوت است. ولی نتیجه حاصله یکسان است.

به عنوان مثال اگر هدف درمان عقب بردن کاین با تحت وایر Segmented در سیستم Edgewise باشد (شکل ۱۷a-۳). یک خم Anti Tip (مثلاً ۱۳ درجه) می‌بایست در وایر ایجاد شود تا دندان به نحو مقتضی به عقب برده شود. چنانچه فرض نمائیم خم Anti Tip گشتاوری بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت با بزرگی ۱۰۵۰ گرم بر میلی‌متر ایجاد نماید $\left(\frac{M}{F} = \frac{7}{1}\right)$ یک نیروی عقب برنده ۱۵۰ گرمی می‌بایست با فعال کردن Reverse Closing Loop ایجاد شود. برای افزایش نسبت $\frac{M}{F}$ می‌توان زاویه خم Anti Tip را زیاد کرد و یا مقدار نیرو را کاهش داد.



شکل ۱۷-۳. (a) در سیستم Edgewise برای حرکت کائین می‌بایست یک خم Anti Bend به مقدار ۱۳ درجه در وایر ایجاد شود. (b) در سیستم Straight Wire زاویه مورد نیاز از قبل در براکت طراحی شده است. پس به محض قرار دادن وایر در براکت گشتاور مورد نیاز (M_2) اعمال می‌شود.

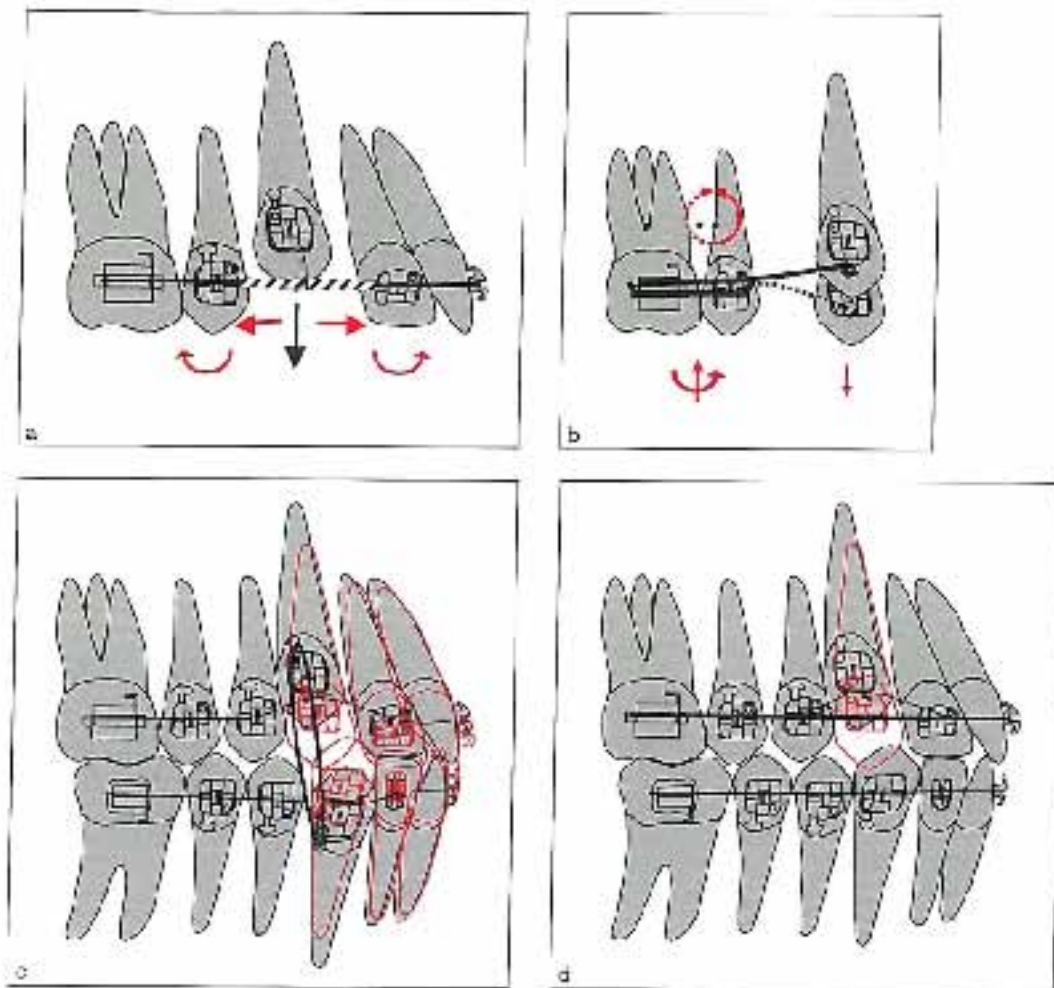


شکل ۱۸-۳. در این شکل Open Bite به علت درگیری شدن Straight Wire در براکت کائینی که در موقعیت بالاتر قرار دارد، مشاهده می‌شود. Interdigitation مطلوب (a تا c) تنها پس از یک ماه از بین رفته است (شکل d تا f). دقت نمایندید که Open Bite تنها به علت پروتروژن دندان‌های قدامی بالا و اینتروژن دندان‌های پر مولر ایجاد شده است. اگر پره مولرهای اول در آورده شده بودند انتظار می‌رفت که دندان‌های مجاور به فضای دندان درآورده شده حرکت نمایند.

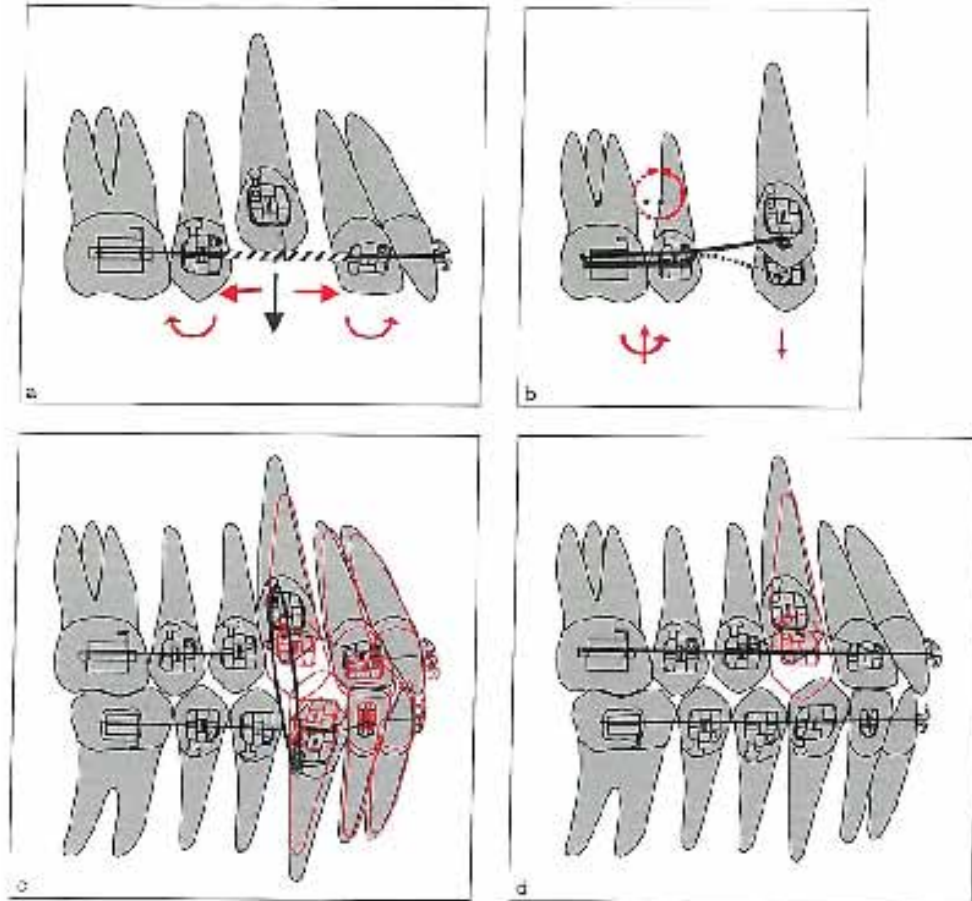
از سوی دیگر اگر وایر Straight را در داخل براکتی که ۱۳ درجه زاویه دارد قرار دهیم همان گشتاور ۱۰۵۰ گرم بر میلی‌متر حاصل می‌شود (شکل ۱۷ b-۳). به منظور عقب بردن این دندان توسط Tipping کنترل شده دیگر نیازی به ایجاد خم بر روی وایر نمی‌باشد. زیرا زاویه Anti Tip از پیش بر روی براکت طراحی شده است. این گشتاور تاج را به سمت مزیال و ریشه را به سمت دیستال حرکت می‌دهد به منظور رسیدن به نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{1}{150}$ نیروی عقب برنده ۱۵۰ گرمی کافی است. در این مثال اصطکاک بین وایر و براکت در نظر گرفته نشده است.

سیستم Straight Wire به مواردی مثل شیب براکت، موقعیت دندان‌ها و شکل کلی قوس دندانی وابسته است. معمولاً پیش‌بینی شیب نهایی پلان اکلوزال در هنگامی که از Straight Wire استفاده می‌شود دشوار

است. به عبارت دیگر مکانیسم اثر نهایی در Straight Wire نامشخص است. شکل ۱۸-۳ یک نمونه از تاثیر نامطلوب Straight Wire بر روی کانینی که بالاتر قرار گرفته است را نشان می‌دهد. موقعیت کانین باعث گردید Flaring و اینتروژن انسیزورها در بیمار Open Bite ایجاد کند. قرار دادن وایرهای الاستیک بر روی کانینی که در موقعیت بالاتر از قوس قرار دارد (شکل ۱۹-۳) و یا دندان‌های اکتوپیک باعث دفورم شدن قوس فکی می‌گردد و در نهایت ممکن است پلان اکلوزال را شیب‌دار کند. شکل ۲۰-۳ سه مثال برای جلوگیری از این تاثیرات نامطلوب را نشان می‌دهد.



شکل ۱۹-۳. قرار دادن وایر الاستیک بر روی کانینی که در موقعیت بالاتری از پلان اکلوزال قرار دارد باعث دفورم شدن قوس فکی و یا شیب‌دار شدن پلان اکلوزال می‌گردد.



شکل ۲۰-۳-۴ روش جهت اکستروود کردن دندان کائین: (a) قرار دادن یک Coil Spring بین دندان‌های لترال و پره مولر بر روی سیم ۰/۰۱۶ استیلنس استیل جهت حفظ فضا و جلوگیری از Tipping دندان‌های مجاور. (b) قرار دادن وایر Cantilever با خم ۷ جهت پایین آوردن کائین. Cantilever می‌بایست تنها از یک نقطه به کائین متصل شده باشد تا گشتاور نامطلوب ایجاد نشود. (c) انکورپیج متقابل با استفاده از الاستیک بین فکی بر روی کائین‌ها. (d) استفاده از وایر کمکی ۰/۰۱۴ یا ۰/۰۱۶ نیکل تیتانیوم و قرار دادن آن بر روی وایر اصلی استیلنس استیل مربع مستطیل.

❖ Lace Back

اختلاف اصلی بین دو مکانیسم Edgewise و Straight این است که در سیستم Edgewise نسبت $\frac{M}{F}$ توسط خم‌های داخل وایر کنترل می‌شود در حالیکه در سیستم Straight زاویه از پیش طراحی شده بر روی براکت این نسبت را کنترل می‌کند.

بنابراین به منظور کاهش اثرات نامطلوب زوایای بین وایر و براکت در سیستم Straight، خصوصاً در ابتدای درمان کائین‌ها و مولرها می‌بایست محکم توسط Lace Back Ligature به هم متصل شوند (شکل ۲۲-۳ و ۲۱-۳). در این حالت با حرکت دستیابی رشد حول مرکز چرخش می‌توان از پروتروژن تاج جلوگیری کرد. این

حرکت آنقدر ادامه می‌یابد تا زمانی که سیم غیرفعال گردد. چنانچه نیاز به حرکت بیشتر کاین به سمت دیستال باشد می‌توان به مقدار کمی Lace Back را فعال کرد این کار باعث حرکت کنترل شده تاج می‌گردد. اگر Lace Back بیشتر فعال گردد و سرعت حرکت تاج کاین به سمت دیستال افزایش می‌یابد این سرعت را می‌توان توسط سفتی وایر کنترل کرد. در این پروسه با افزایش زاویه بین براکت و وایر، اصطکاک بین وایر و براکت نیز افزایش می‌یابد. این اصطکاک جلوی حرکت دندان را می‌گیرد. به منظور رفع این مشکل می‌بایست تا زمان Upright شدن و غیرفعال شدن وایر تامل نمود. طول مدت به سفتی وایر و فاکتورهای بیولوژیک مثل طول ریشه، سن و چگالی استخوان آلوئول بستگی دارد. از نظر کلینیکی این مدت به علت از دست رفتن زمان و از بین رفتن انکوریدج بسیار نامطلوب است. برای توضیحات بیشتر به فصل ۴ مراجعه شود.

اگر کاین‌ها بالاتر از سطوح اکلوزال و یا در جهت دیستال باشند Straight Wire هنگام عبور از براکت زاویه دار دندان کاین در زیر براکت‌های دندان‌های قدامی قرار می‌گیرد چنانچه وایر را از داخل براکت دندان‌های قدامی عبور دهیم سه اثر ذیل ممکن است حاصل شود.

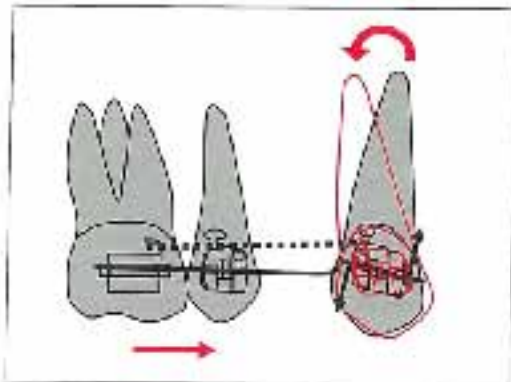
اولین مورد اثر قایقی (Row Boat) می‌باشد که علت آن گشتاور بر خلاف جهت عقربه‌های ساعت بر روی کاین می‌باشد و بر روی انکوریدج اثر می‌گذارد. این گشتاور تاج دندان‌های قدامی را به سمت جلو می‌برد و باعث پروتروژن آنها می‌شود. تنها راه جلوگیری از این اثر استفاده از Lace Back می‌باشد.

در بیماران CI II Div I که از آنها دندان در آورده می‌شود اثر قایقی Row Boat به علت حرکت رفت و برگشت دندان مطلوب نیست و می‌تواند منجر به تحلیل ریشه شود.

Lace Back می‌تواند از حرکت قدامی تاج کاین جلوگیری کند. در بیماران دارای مال اکلوزن CI II Div II که دندانی خارج نمی‌شود پروتروژن دندان‌های قدامی می‌تواند مطلوب باشد. بنابراین استفاده از Straight Wire می‌تواند باعث ایجاد پروتروژن دندان‌های قدامی و ردیف شدن سریع دندان‌ها گردد.

اثر دوم عمیق‌تر شدن Bite می‌باشد (Bowling Effect) (شکل ۲۳-۳ a). معمولاً عمیق شدن بایت در خلال درمان مطلوب نیست. مگر اینکه بیمار دارای Open Bite قدامی باشد که می‌بایست با اکستروژن دندان‌های قدامی فک بالا تصحیح شود. به منظور تشخیص این اثر وایر را به طور آزمایشی فقط از روی براکت کاین عبور دهید. اگر قسمت قدامی وایر از زیر براکت‌های دندان‌های انسیزور بگذرد به منظور جلوگیری کردن از اکستروژن دندان‌های قدامی وایر نباید به براکت این دندان‌ها درگیر شود. اگر وایر انعطاف‌پذیر باشد می‌تواند با ایجاد پله آن را از ناحیه ژنژیوال انسیزور عبور داد. روش دیگر این است که از وایر اینترود کننده دیگری همراه با Straight Wire استفاده شود. وایر اینترود کننده تاثیر اکستروژن Straight Wire را خنثی می‌کند.

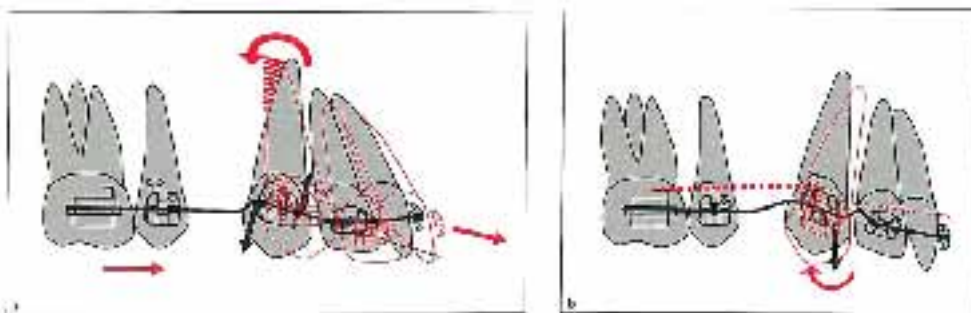
اگر وایر پله دار از انسیزورها به منظور اینترود کردن آنها یا جلوگیری از اکستروژن شدن آنها عبور کند سبب حرکت دیستالی تاج کاین می‌شود. این حرکت به علت گشتاور در جهت عقربه‌های ساعت روی براکت می‌باشد (شکل ۲۳-۳ b).



شکل ۲۱-۳. Lace Back از Tipping تاج دندان جلوگیری می‌کند و شیب کانین را تصحیح می‌کند.



شکل ۲۲-۳. (a). به منظور جلوگیری از اکستروژن چنانچه Straight Wire پس از عبور از براکت کانین در زیر براکت دندان‌های قدامی قرار گیرد نباید وایر را در براکت دندان‌های انسیزور قرار داد. (c,b) در این حالت به جای استفاده از وایرهای نیکل تیتانیوم می‌توان از وایرهای استینلس استیل با خم‌های پلکانی استفاده کرد و آنها را از براکت انسیزورها bypass کرد این روش برای درمان این بایت قدامی که نیاز به اکستروژن انسیزور دارند مطلوب است.



شکل ۲۳-۳. (a). Bowing Effect می‌تواند به علت موقعیت دندان کانین باعث عمیق‌تر شدن بایت شود. (b) در صورت استفاده از وایر انعطاف‌پذیر می‌توان با ایجاد خم پلکانی وایر را از قسمت ژنژیوال دندان‌های قدامی عبور داد. چنانچه وایر پلکانی از داخل براکت‌های قدامی عبور کند باعث حرکت تاج کانین به سمت عقب می‌شود. علت این حرکت گشتاور در جهت عقربه‌های ساعت می‌باشد.

در توضیحات فوق دلیل اصلی تاثیرات نامطلوب موقعیت یا شیب محوری دندان‌ها یا براکت‌ها می‌باشد. چنانچه علت اصلی شیب محوری کانین‌ها باشد قبل از استفاده از وایر می‌بایست با کمک Lace Back کانین‌ها را Upright کرد.

نتیجه گیری

در آنالیز روابط بین دو دندان در تمامی مثال‌هایی که در اینجا عنوان شده است قطر شیار براکت و عرض براکت‌ها یکسان فرض شده است زیرا تغییر این اندازه‌ها می‌تواند بر مقدار نیرو اثر بگذارد. از نظر کلینیکی چگالی استخوان آلوئول که دندان‌ها در آن واقع شده‌اند، سن بیمار، نیروهای اکلوزالی، عادات بیمار، فشارهای بافت نرم، عادات پارافانکشنال، تعداد و طول ریشه‌ها و فاکتورهای دیگر می‌تواند بر روی حرکت دندان‌ها اثر بگذارد. این بیومکانیک‌ها از قوانین ساده فیزیک پیروی می‌کنند. بنابراین قبل از قراردادن وایر در شیار براکت بایستی تمامی موارد فوق را در نظر گرفت. مکانیسم Straight Wire ترکیبی از روابط بین دو دندان می‌باشد. هنگام استفاده از وایر پیش‌بینی مقدار گشتاور، نیروهای بالانس کننده و جهت آنها دشوار است. نام دیگر سیستم Straight Wire مکانیک مبتنی بر شکل دندان (Shape – Driven) می‌باشد. زیرا موقعیت دندان، شیب محوری آنها و شکل قوس فکی تاثیرات مستقیمی بر این سیستم دارد.



سیستم‌های دارای اصطکاک و بدون اصطکاک

سیستم‌های دارای اصطکاک

❖ اصطکاک

وقتی دو جسم بر روی همدیگر کشیده شوند نیروی مقاومی که در محل تماس و در خلاف جهت حرکت جسم ایجاد می‌شود، اصطکاک نام دارد. نیروی اصطکاکی که قبل از حرکت جسم وجود دارد نیروی اصطکاک استاتیک نامیده می‌شود. 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 می‌بایست بر آن نیرو غلبه کند تا بتواند به حرکت خود ادامه دهد. یک نمونه از نمودار اصطکاک در شکل ۱-۴ مشاهده می‌شود. اصطکاک استاتیک با مقدار نیرو متناسب است. به طوریکه با افزایش نیرو مقدار اصطکاک نیز زیاد می‌شود. وقتی نیرو به نقطه بحرانی می‌رسد (ماکزیمم نیرو) نیرو بر اصطکاک غلبه می‌کند و شئی شروع به حرکت می‌کند. از این نقطه به بعد به مقاومتی که در برابر حرکت شئی وجود دارد اصطکاک کینتیک یا جنبشی می‌گویند. از نظر تئوری مقدار اصطکاک جنبشی از اصطکاک استاتیک کمتر است.

در اجسام جامد ۲ نوع اصطکاک وجود دارد که عبارتند از اصطکاک لغزشی (Sliding) و اصطکاک غلتشی (Rolling). از آنجائی که حرکت دندانی در ارتودنسی یک پروسه تدریجی است در روابط بین وایر و براکت هر دو اصطکاک استاتیک و جنبشی از نوع لغزشی مشاهده می‌شود. علت اصطکاک این است که وارد شدن نیرو یک سری روابط بیومکانیکی پیچیده بین وایر، براکت، Ligature، دندان، بافت پرپودنشیوم و استخوان آلوئولار ایجاد می‌نماید. قبل از بررسی این روابط می‌باید از قوانین اصطکاک آگاه بود.

وقتی یک کتاب روی میز بدون حرکت قرار می‌گیرد نیرویی (A) معادل وزن خود به میز وارد می‌کند. (شکل ۲a-۴). میز هم چنین نیرویی (N) برابر اما در خلاف جهت به کتاب وارد می‌کند. نیروی A از تعداد زیادی برآیند نیرو که در سطح کتاب پخش شده است تشکیل می‌شود. اگر کتاب دارای ساختار یکنواخت باشد

این برآیندهای نیرو به طور مساوی بر روی سطح تماس پخش می‌شوند. برآیند فاصله از این نیروها در مرکز هندسی کتاب واقع شده است. همین شرایط در مورد نیروی N هم صدق می‌کند.

اگر کتاب از سمت چپ به راست هل داده شود (شکل ۲b-۴) به علت نیروی وارد شده بر کتاب (P)، بزرگی، جهت، محل اثر نیروی N و توزیع ساختار یکنواخت کتاب تغییر می‌کند. 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. هنگامی که نیروی افقی (p) به کتاب وارد می‌شود کتاب فوراً شروع به حرکت نمی‌کند و علت آن نیروی مقاومت (اصطکاک) ناشی از تماس ۲ 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 برآیند 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 (μ) 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 اصطکاک 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 هنگامی که یک جعبه را روی زمین بکشیم، قرار دادن عمودی یا افقی جعبه روی زمین تاثیری بر روی اصطکاک ندارد. اما اگر ۲ 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 ۲ جسم را افزایش می‌دهد. بنابراین با اینکه از نظر تئوری مقدار اصطکاک مستقل از سطح تماس ۲ 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 μ_s و μ_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 هنگامی که 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 انعطاف‌پذیر 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 ۳-۴). اصطکاک تأثیر مهمی بر بازدهی ارتودنسی دارد زیرا تقریباً ۴۰ تا ۵۰ 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 غیرفعال است (شکل ۴-۴ a). هنگامی که نیروی عقب برنده به براکت اعمال می‌شود تاج دندان به سمت عقب حرکت می‌کند و Wing مزایالی براکت نیرویی به سمت پایین و Wing دیستالی آن نیرویی به سمت بالا به دندان وارد می‌کند، همانطور که در شکل ۴-۴ b دیده می‌شود نتیجه آن ۲ 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 ۴-۴ c).

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.

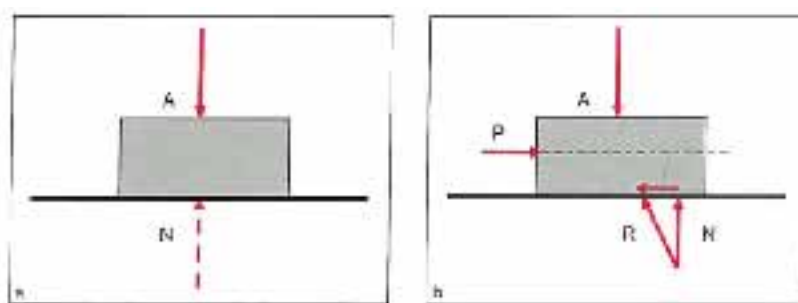
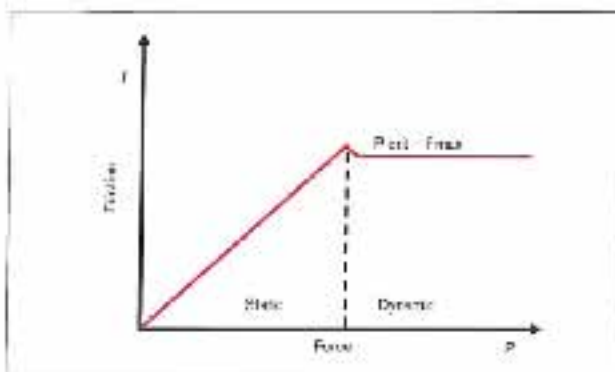
در بعد عرضی هنگامی که نیرو از سمت باکال به مرکز مقاومت کانین وارد شود دندان در جهت دیستوپالاتال می‌چرد (چرخش در جهت عقربه‌های ساعت شکل ۴-۵). این اثر توسط نیروی مخالف وارد شده از سوی Ligature خنثی می‌شود (چرخش در خلاف جهت عقربه‌های ساعت). هنگام عقب بردن دندان مقدار زیادی حرکت در جهت عقربه‌های ساعت و خلاف آن رخ می‌دهد.

میزان Tipping و حرکت چرخشی با سفتی وایر نسبت معکوس دارد. دندان در وایرهای بسیار انعطاف‌پذیر به راحتی Tip می‌شود. هر چند Upright کردن آنها دشوارتر است. در وایرهای سفت‌تر 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 راحت‌تر در شیار براکت حرکت می‌کند. هر چند هنگام مکانیک Sliding مثل عقب بردن دندان کانین، به منظور حفظ Tipping و اصطکاک در مطلوبترین مقدار ممکن می‌بایست از وایر استینلس استیل 0.016 یا وایر 0.016×0.22 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.

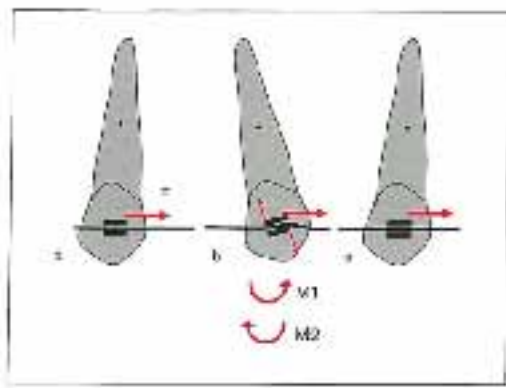
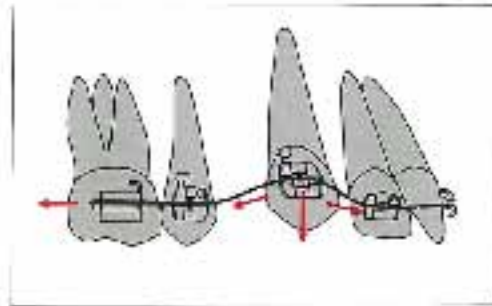
در خلال عقب بردن کانین، حداقل در ۶ نقطه بین وایر، براکت و Ligature اصطکاک روی می‌دهد (شکل ۴-۶). اصطکاک استاتیک و یا جنبشی می‌توانند حرکت دندان را به تاخیر اندازند و یا کاملاً آن را متوقف نماید. از نظر کلینیکی پیش‌بینی نیروهای اصطکاک مقدور نمی‌باشد زیرا اصطکاک پدیده‌ای چند فاکتوری است. همانگونه که اصطکاک حرکت دندان را به تاخیر می‌اندازد محل حرکت تبدیل به واحد انکوریج می‌شود. اگر مقدار اصطکاک زیادتر از حد مطلوب شود در هنگام عقب بردن دندان‌های قدامی، دندان‌های خلفی به سمت جلو حرکت می‌کنند.

شکل ۱-۴. 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.



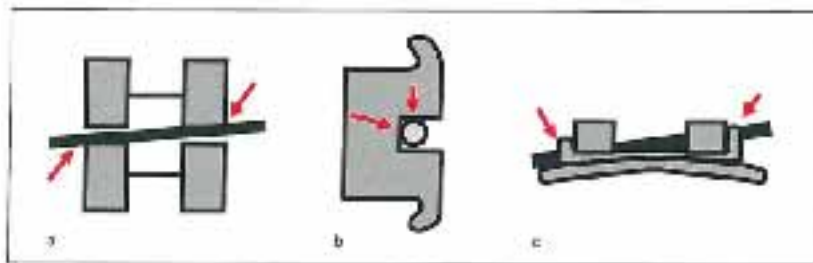
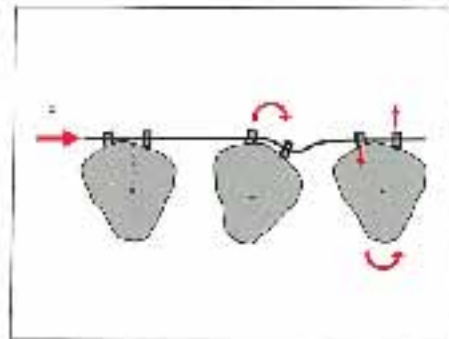
شکل ۲-۴. (a). وقتی یک کتاب بدون حرکت بر روی یک میز قرار گرفته باشد نیرویی معادل وزن خود (A) به میز وارد می‌کند. میز هم نیرویی معادل و در خلاف جهت آن (N) به کتاب وارد می‌کند. (b) چنانچه نیروی کمی به طور افقی از سمت چپ وارد شود کتاب بلافاصله شروع به حرکت نمی‌کند و این امر به علت اصطکاک استاتیک (F) بین کتاب و میز است. این نیرو که مماس با سطوح تماس کتاب و میز است و در خلاف جهت یکدیگر می‌باشد و برآیند نیروها را به وجود می‌آورد. (R).

شکل ۳-۴. در تمامی حرکتی که وایر با براکت و Ligature در تماس است (اصطکاک) وجود دارد. در خلال Leveling وقتی یک وایر انعطاف‌پذیر در براکت کانینی که در بالاتر از قوس دندان واقع شده است قرار می‌گیرد انعطاف‌پذیری وایر دندان را به سمت پایین می‌کشاند. به محض غیرفعال شدن وایر، اصطکاک بین وایر و براکت‌های مجاور باعث صاف شدن آن می‌گردد.



شکل ۴-۴. 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). هنگامی که نیرو بر اصطکاک استاتیک غلبه کند دندان به سمت عقب شروع به حرکت می‌کند. حرکت به سمت عقب دندان کانین با سیکل‌های Tipping و Uprighting انجام می‌شود.

شکل ۴-۵. 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 جین 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 ۴-۶. (a تا c) در خلال عقب بردن دندان کانین اصطکاک حداقل در ۶ نقطه بین براکت، وایر و Ligature مشاهده می‌شود.

جدول ۱-۴. فاکتورهای کلینیکی که بر روی اصطکاک تاثیر می‌گذارد.

Box 4-1 Clinical factors that reduce friction	
1. Bracket	4. Force
• Material ^{1,2,3}	• Magnitude ^{1,2,3,4}
• Width ^{1,2,3,4}	• Point of application ^{2,4}
• Design and manufacturing techniques ^{1,4}	5. Bracket-wire angulation ^{1,2,3,4,5,6}
2. Archwire	6. Biologic factors
• Material ^{1,2,3,4,5,6}	• Saliva ^{1,2,3,4,5,6}
• Size and cross-section ^{1,2,3,4,5,6}	• Surrounding tissue resistance ^{1,2}
3. Ligature	
• Material ^{1,2,3,4,5,6}	
• The use of self-ligating brackets ^{1,2,3,4,5,6}	
• Tightness ¹	

فاکتورهای تاثیر گذار بر روی اصطکاک بین وایر و براکت

از نظر کلینیکی فاکتورهایی بر روی اصطکاک می‌تواند اثر بگذارد (جدول ۱-۴) 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 آنجائی که 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 (پلی‌کربنات) و براکت‌های سرامیکی و کمترین در براکت‌های استینلس استیل روی می‌دهد. به منظور حذف عوارض ناشی از اصطکاک در براکت‌های پلاستیکی و سرامیکی، کارخانجات شیپار 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 صاف‌تر 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 براکت‌های پهن و هم براکت‌های باریک اصطکاک کمی بین وایر و براکت تولید می‌کنند. وقتی یک دندان Tip می‌شود نیروی وارد شده توسط براکت باریک بیشتر از براکت‌های پهن

فصل ۴: سیستم‌های دارای اصطکاک و بدون اصطکاک / ۹۳

است (به شکل ۱۹-۱ 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 باریک‌تر است دارای فضای خالی بیشتری نسبت به براکت پهن است نیز باید در نظر گرفته شود. از نظر کلینیکی بهتر است براکت‌های پهن یا متوسط استفاده شود این امر خصوصا در بیمارانی 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 RMO Synergy 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 نرم‌تر می‌باشند. سطوح براکت‌های ریخته‌گری شده (Casting) زبرتر از براکت‌های تف جوشی (Sintering) می‌باشد. اما براکت‌های تراش داده شده (Milled) معمولا 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

متداول‌ترین وایرهای مورد استفاده از نرم‌ترین 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 می‌کند و باعث آزار بافت نرم می‌شود این امر احتمالاً به علت انعطاف‌پذیری زیاد و حرکت آزادانه این وایر در اثر جویدن و مسواک زدن می‌باشد. 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 می‌یابد و وایرهای مربع مستطیل اصطکاک بیشتری نسبت به وایرهای گرد ایجاد می‌کنند. مقدار اصطکاک در وایرهای مربع مستطیل نیکل تیتانیوم و بتاتیتانیوم بیشتر از استینلس استیل و کروم کبالت می‌باشد زیرا سطوح آنها زبرتر است.

❖ فاکتورهای وابسته به فاصله بین براکتی

با زیاد شدن فاصله بین براکتی، سختی وایر کاهش می‌یابد. با اعمال نیروی برابر وایر انعطاف‌پذیر بیشتر از وایر سفت خم می‌شود. خم شدن بیشتر وایر باعث Tip شدن بیشتر دندان و افزایش زاویه بین وایر و براکت می‌شود و در نتیجه آن Binding و اصطکاک بیشتری ایجاد می‌شود. افزایش سختی وایر می‌تواند راه حلی برای جلوگیری از اصطکاک باشد اما همانطور که پیشتر اشاره شد وایرهای مربع مستطیل ضخیم‌تر اصطکاک بیشتری نسبت به وایرهای نازک‌تر گرد تولید می‌کنند. با خم کردن انتهای وایر کم عرض (Cinch) در خلال عقب بردن کانین می‌توان اصطکاک را کاهش داد و وایر را سفت‌تر کرد. از نظر کلینیکی با افزایش فضای آزاد (Clearance) بین وایر و شیار براکت کنترل حرکت دندانی کاهش می‌یابد. Profit به منظور داشتن کنترل دندانی مناسب حداقل $0.02/0$ اینچ فضا بین وایر و شیار براکت را پیشنهاد می‌کند. این امر از نقطه نظر اصطکاک منطقی است. براساس تحقیقات Drescher و همکارانش براکت کانینی که دارای وایر 0.016×0.022 یا وایر 0.016 گرد می‌باشد اصطکاک کمتری نسبت به وایرهای ضخیم‌تر تولید می‌کند. بنابراین اینگونه به نظر می‌رسد که وایر 0.016 و وایر 0.016×0.022 استینلس استیل بهترین گزینه‌ها برای کنترل اصطکاک و حرکت دندانی می‌باشد.

Ligature

❖ انواع اتصال

وایرها به سه روش به براکت‌ها متصل می‌شوند. 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 براکت‌های Self – ligating یک کلاهک فنری و یا گیره وایر را به براکت وصل می‌کند. مقدار نیروی وارد

فصل ۴: سیستم‌های دارای اصطکاک و بدون اصطکاک / ۹۵

شده توسط کلاهدک به وایر استاندارد می‌باشد. اصطکاک حاصل از این براکت‌ها تقریباً برابر و یا حتی کمی کمتر از O-ring یا Ligature می‌باشد (شکل ۷-۴).

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-ring‌ها از وایرها بهتر باشند، زیرا در طول درمان در آنها کنترل بهتری بر وارد کردن نیرو وجود دارد. شل کردن O-ring‌ها 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 دندان را بدهد. از لحاظ کلینیکی بستن تمامی Ligature به یک مقدار از لحاظ سفتی مقدور نمی‌باشد. یک روش عملی برای یکسان کردن سفتی Ligature‌ها این است که نوک Probe بین براکت و Ligature قرار گیرد و میزان سفتی اندازه‌گیری گردد. در صورت نیاز Ligature را می‌توان سفت‌تر یا شل‌تر 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 آنجائی که 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 نزدیک‌تر به مرکز مقاومت باشد. بدین منظور می‌توان به جای براکت نیرو را به Hook وارد کرد. Hook‌ها طولهای متفاوتی دارند. با اینکه این امر می‌تواند Tipping را به حداقل کاهش دهد اما استفاده از Hook‌های 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 hook‌های 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 انعطاف‌پذیر 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 انکورپیج شروع به حرکت کند (Anchorage Loss). با اینکه در ابتدای درمان از وایرهای انعطاف‌پذیر 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 آنجائی که سیستم‌های دارای اصطکاک غیر قابل پیش‌بینی هستند و چند فاکتوری می‌باشند محققین همیشه در صدد بوده‌اند تا سیستم‌های با قابلیت پیش‌بینی بیشتری را معرفی کنند. تکنیک Segmented بر این معایب فایق آمده است.

❖ فلسفه تکنیک Segmented

در این تکنیک قوس دندانی به ۲ قسمت تقسیم می‌شود. قسمت قدامی شامل دندان‌های انسیزور و کانین 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 ۲ دندان تلقی می‌شود (فصل سوم) و این امر باعث ساده‌تر شدن کنترل و پیش‌بینی آن می‌شود. هر یک از این دندان‌های بزرگ (هر Segment) دارای مرکز مقاومت مربوط به خود می‌باشد (شکل ۸-۴). اگر مقدار نیرو و گشتاور قابل اندازه‌گیری باشد سیستم نیرو قابل پیش‌بینی است (فصل ۳) در تکنیک Segmented بزرگی نیروی وارد شده به هر بخش را می‌توان توسط دستگاه Dynamometer اندازه‌گیری کرد. بنابراین با اندازه‌گیری فاصله بین ۲ 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 پیش‌بینی‌تر 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 وایرهایی انعطاف‌پذیر با دامنه کاری بالا و سفتی کم مثل آلایژ تیتانیوم مولیبدنیوم (TMA) استفاده کرد.

❖ مقایسه سیستم‌های دارای اصطکاک با سیستم‌های بدون اصطکاک

سیستم‌های بستن فضا را می‌توان به ۲ گروه دارای اصطکاک و بدون اصطکاک تقسیم‌بندی 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 ۲ 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

فصل ۴: سیستم‌های دارای اصطکاک و بدون اصطکاک / ۹۷

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 پیش‌بینی است.

بعلاوه پیش‌بینی 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 متداول‌ترین 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 امکان‌پذیر نیست.

فواید سیستم‌های دارای اصطکاک

- استفاده از Straight Wire آسان است بنابراین Chair Time کمی نیاز دارد.
- نسبت به Loop Wire بیمار آزار کمتری می‌بیند. (مشکلات بهداشتی و تحریک بافت و نرم در سیستم‌های دارای اصطکاک کمتر است)
- با استفاده از وایرهای نیکل تیتانیوم انعطاف‌پذیر 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 پیش‌بینی شدن نتایج آن می‌شود. هرگونه تقابلی بین وایر، براکت‌ها و Ligature‌ها 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 کاین 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

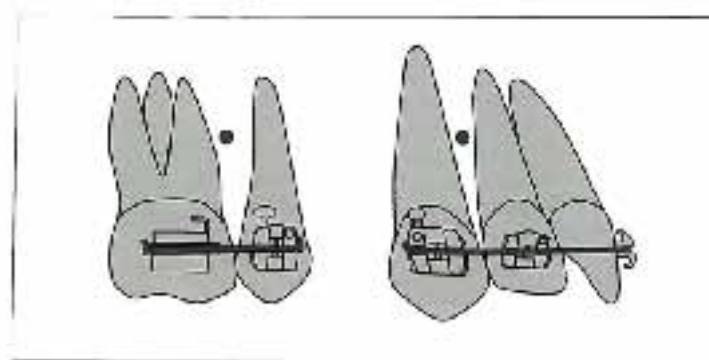
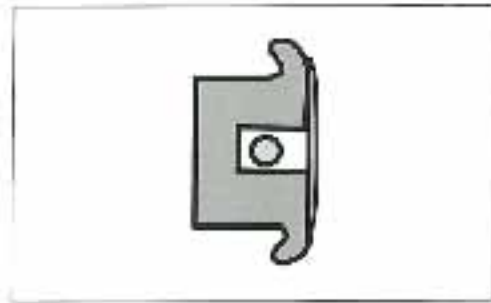
- با استفاده از Loop نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به طور موثری افزایش می‌یابد این کار اجازه کنترل Torque در دندان‌های قدامی در خلال بستن فضا را می‌دهد.

- فاصله بین نقاطی که نیرو بر آنها وارد می‌شوند را زیاد می‌کند بنابراین باعث کاهش $\frac{load}{deflection}$ و افزایش دامنه کاری آن می‌شود.
- در این سیستم مکانیسم عمل قابل پیش‌بینی‌تر است و می‌توان مقادیر نیرو و گشتاور را اندازه‌گیری کرد.
- برخی از مکانیک‌ها مثل اینترورژن دندان‌های قدامی و Upright کردن مولرها ساده‌تر می‌باشد.

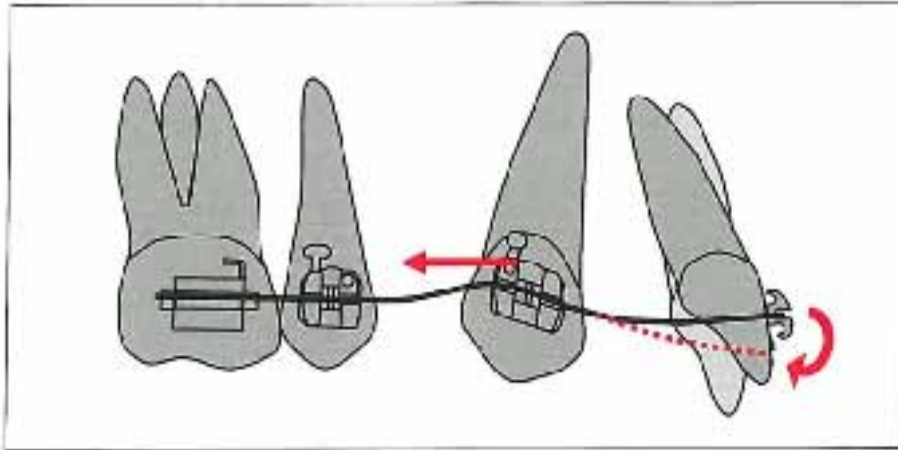
❖ معایب سیستم‌های بدون اصطکاک

- Loop Bend نیاز به Chair Time بسیار زیادی دارد.
 - Loop‌ها برای مریض می‌تواند ایجاد مشکلات بهداشتی کند و یا آنها را آزار دهد.
 - کنترل عرضی بر روی کائین‌ها 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 پیش‌بینی مربوط به خود می‌باشند. اما با استفاده صحیح از قوانین بیومکانیک می‌توان به هدف مطلوب نهایی دست یافت.

شکل ۷-۴. 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 ۸-۴. در تکنیک Segmented دندان‌های قدامی و خلقی توسط وایر مربع مستطیل به ۲ بخش تقسیم می‌شوند. این ۲ سگمنت را می‌توان به عنوان ۲ دندان بزرگ با مرکز مقاومت مربوط به خودشان در نظر گرفت.



شکل ۹-۴. عقب بردن کائین در طول یک وایر انعطاف‌پذیر و یا وارد آوردن نیروی بیش از حد به علت Tipping زیاد به سمت عقب می‌تواند باعث اکستروژن انسیزورها و عمیق‌تر شدن Deep Bite شود.



کنترل انکوريج

انکوريج مقاومت در برابر حرکت ناخواسته دندانی می‌باشد. در ارتودنسی مدرن از دست رفتن انکوريج یک عارضه بسیار مهم است بنابراین کنترل انکوريج موضوع بسیار مهمی است که در همان مرحله Leveling می‌بایست به آن پرداخته شود.

حرکت Tipping کنترل نشده آسان‌ترین نوع حرکت دندانی است که می‌تواند توسط دستگاه‌های ارتودنسی انجام شود در حالیکه حرکت ریشه سخت‌ترین و پیچیده‌ترین می‌باشد. آماده سازی انکوريج سالهای متمادی در تکنیک Tweed مورد استفاده بوده است. و هدف آن تقویت انکوريج از طریق Bend قبل از Anterior Retraction بوده است. در بیمارانی که انکوريج کافی نیست انکوريج توسط دستگاه‌های اضافی می‌بایست تقویت شود. این تقویت توسط روش‌های مختلفی انجام می‌شود.

روش‌های داخل دهانی

❖ افزایش تعداد دندان‌ها

ساده‌ترین و کاربردی‌ترین روش تقویت انکوريج افزایش تعداد دندان‌ها توسط بستن آنها به همدیگر به شکل هشت انگلیسی (8) Figure – Eight می‌باشد. تعداد ریشه‌ها و سطح تماس آنها بر میزان انکوريج یک دندان اثر می‌گذارد. از لحاظ نظری مقدار انکوريج دندان سه ریشه‌ای نسبت به دندان تک ریشه‌ای بیشتر است (شکل ۱-۵). نوع حرکت دندانی (مثل حرکت Tipping یا حرکت ریشه) مقدار واقعی انکوريج را مشخص می‌نماید. در حرکت ریشه میزان انکوريج در یک دندان تک ریشه‌ای مانند دندان کانین فک بالا ممکن است نسبت به دندان مولر فک بالا بیشتر باشد (اثر قایقی Row Boat به فصل ۳ مراجعه شود). از نظر کلینیکی هنگامی که بحث انکوريج مطرح می‌شود متخصص ارتودنسی نباید فقط تعداد دندان‌ها و تعداد ریشه‌های دندان را در نظر گیرد. بلکه می‌بایست توجه خود را به سیستم نیرویی که بر دندان‌ها اعمال می‌شود معطوف نماید.

❖ دستگاه Nance

دستگاه Nance همراه با دستگاه‌های ثابت در بیمارانی که انکوريج متوسط دارند به کار می‌رود. این دستگاه دارای یک تکه اکریلیک می‌باشد و در قسمت قدامی و در عمیق‌ترین ناحیه پالیت قرار می‌گیرد. دو قسمت انتهایی این دستگاه قوسی شکل به قسمت پالاتال بندهای مولرهای فک بالا لحیم می‌شوند و یا در داخل