



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

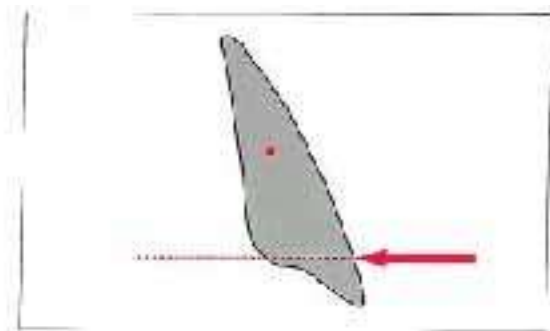
A = شتاب

❖ قانون عمل و عکس‌العمل

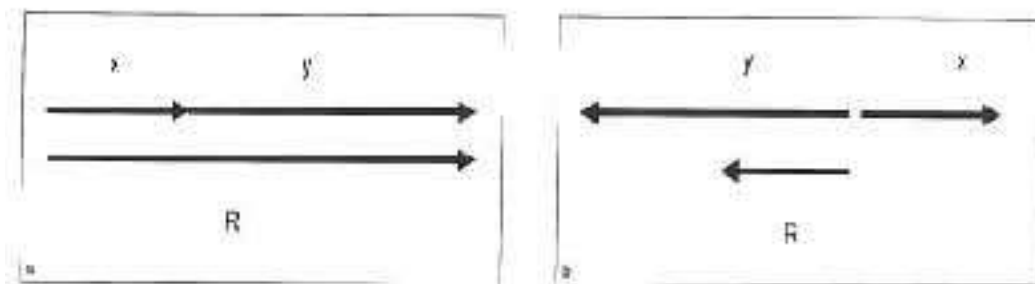
عکس‌العمل دو جسم در برابر یک دیگر همیشه مساوی و در خلاف جهت می‌باشد. بنابراین در هر عملی یک عکس‌العمل برابر و در خلاف جهت وجود دارد.

بردارها

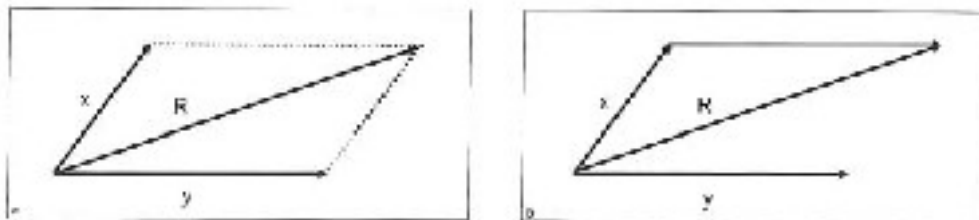
از اتصال دو نقطه یک خط حاصل می‌شود. وقتی از هر یک از نقاط به سوی نقطه دیگر حرکتی آغاز شود یک مسیر یا جهت ایجاد می‌شود. میزان نیرو که در یک نقطه بر روی جسم تأثیر می‌گذارد بردار نامیده می‌شود و توسط یک پیکان (Arrow) نشان داده می‌شود. برای مثال، در شکل ۱-۱ جهت نیرو که از طریق Labial Bow دستگاه متحرک بر روی سطح لیبیل انسيزورهاى فك 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 انسیزور 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. $R=x+y$ شکل a و جمع ۲ نیرو در یک خط و در ۲ مسیر مخالف برابر با جمع جبری دو نیرو است. $R=x+(-y)$ شکل b



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 x, y 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 ۱-۲b)

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۳

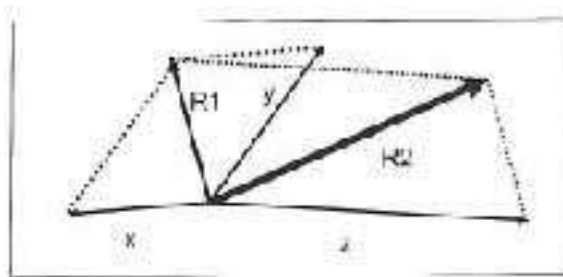
برآیند دو بردار که از یک نقطه جدا می‌شود برابر با قطر متوازی الاضلاعی است که دو بردار در دو سمت آن واقع است (شکل ۱-۳a). همچنین، برآیند این بردار با اتصال یک بردار به موازات بردار y از انتهای بردار x شروع می‌شود. سپس انتهای این بردار به ابتدای بردار x وصل می‌گردد (شکل ۱-۳b).

❖ 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 ۱-۴).

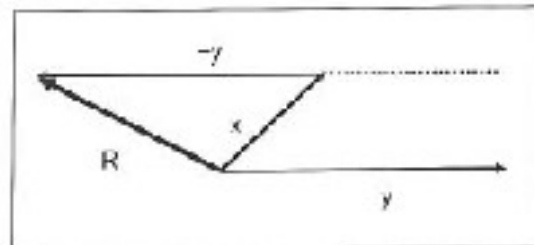
❖ تفریق ۲ بردار

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.

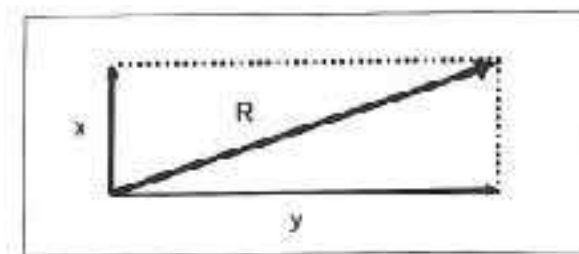


شکل ۱-۴. برای به دست آوردن برآیند چند بردار که دارای نقطه اثر یکسانی هستند، در ابتدا برآیند از بردار x ، y کشیده می‌شود. سپس برآیند R_2 از بردار Z و بردار R_1 به دست می‌آید.

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



شکل ۱-۵. 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 ، y متصل می‌شود.



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

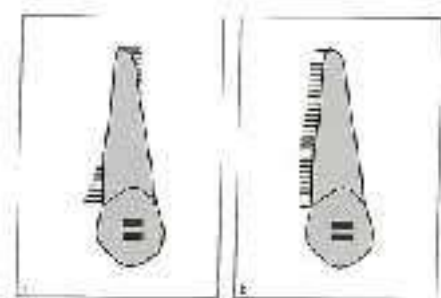
تجزیه یک بردار به اجزاء آن

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

نیروی 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 کرسر 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

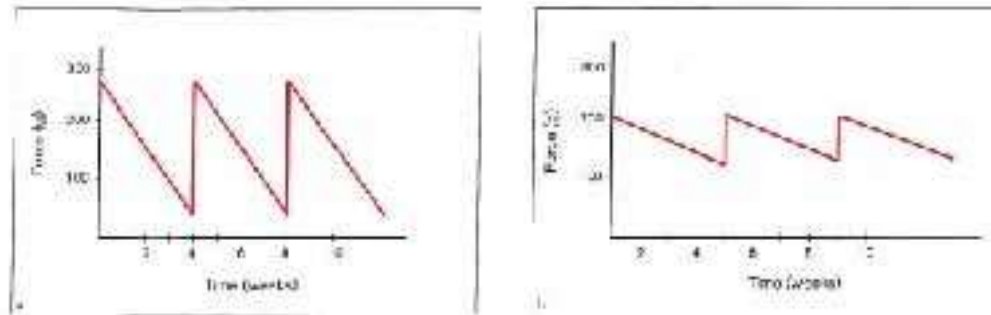
❖ ثبات نیرو

بهترین نیرو، مقداری است که بدون آثار تخریبی بر روی بافت پریودنتال یا درد برای بیمار باعث سریعترین حرکت گردد. برای رسیدن به مطلوب‌ترین پاسخ بیولوژیکی در بافت پریودنتال، 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

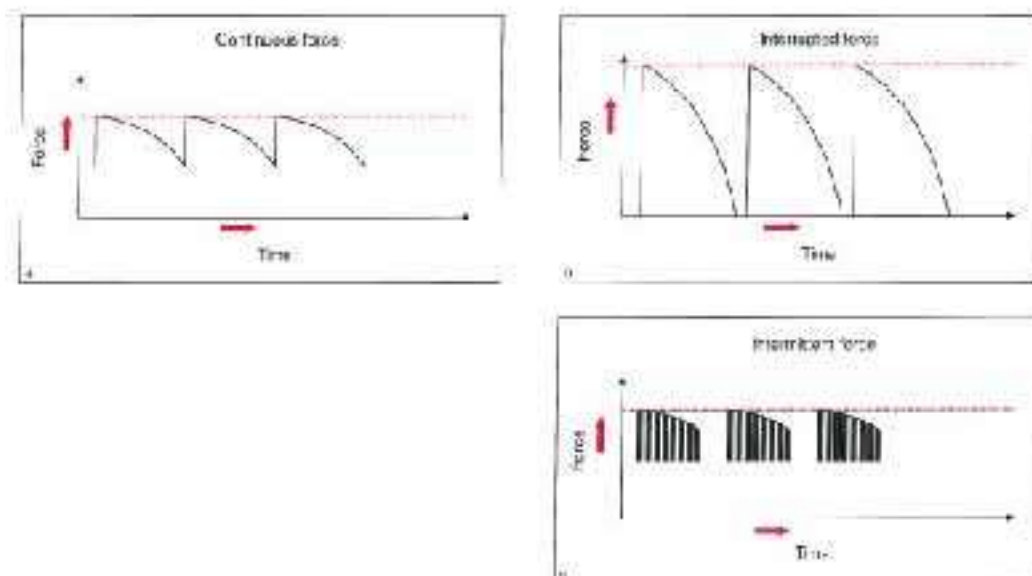
نیروی مداوم را می‌توان توسط وایرهایی با $\frac{load}{deflection}$ کم و با دامنه کاری مناسب به دست آورد. در مرحله Leveling، هنگامی که بین دندان‌ها اختلاف قابل توجهی از نظر Level وجود دارد، به منظور حفظ انکوریج و افزایش فاصله بین ویزیت‌های بیمار استفاده از این نوع وایرها توصیه می‌شود.

فصل ۱: اصول فیزیکی / ۵



شکل ۸-۱. شکل a کاهش نیرو در طول زمان در فنری 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 فنری با $\frac{load}{deflection}$ زیاد برابر ۲۲۵ گرم و در فنری با $\frac{load}{deflection}$ کم برابر ۷۵ گرم است.

نیروی به مقدار جزیی 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 دندان می‌گردد (شکل a ۹-۱). 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 پریودنتال 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 جزیی 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 b ۹-۱). 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 c ۹-۱). 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 کرسر 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 / ۷

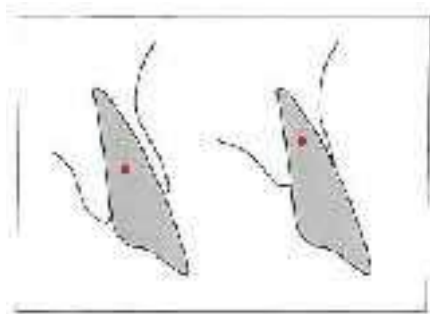
❖ گشتاور

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.

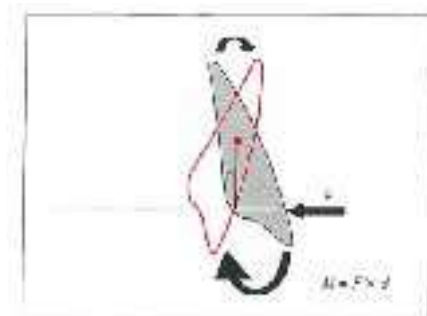
❖ نیروی مزدوج

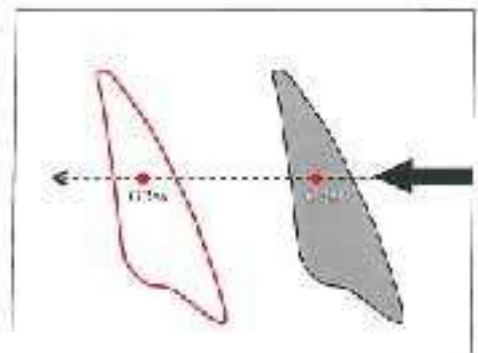
نیروی مزدوج سیستمی است که دارای ۲ نیروی موازی در خلاف جهت با مقدار مساوی می‌باشد. هر نقطه‌ای از جسم که نیروی مزدوج به آن وارد شود تحت تاثیر حرکت چرخشی در همان مسیر و با همان مقدار نیرو قرار می‌گیرد. محلی که نیروی مزدوج وارد می‌شود، مهم نیست، جسم حول مرکز مقاومت می‌چرخد. به عبارت دیگر مرکز مقاومت و مرکز چرخش روی هم قرار می‌گیرند (شکل ۱-۱۳). برای مثال وقتی Torque یا Third-Order Couple) به داخل براکت دندان انسيزور 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.



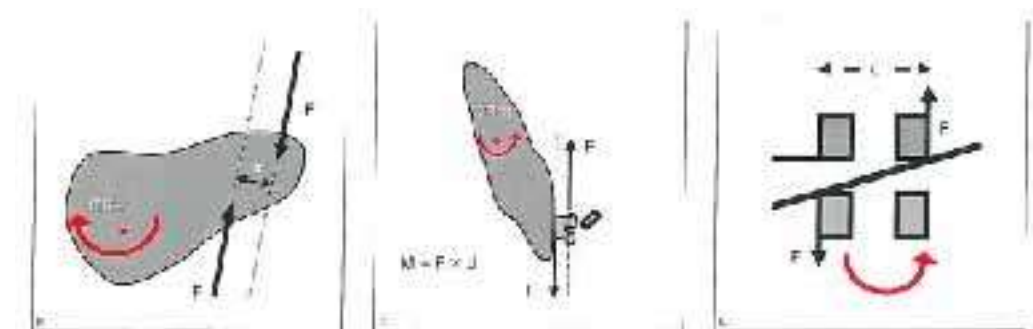
شکل ۱-۱۰. مرکز مقاومت به علت تحلیل استخوان آلوئول یا بافت‌های نگه دارنده دندان به سمت اپیکال حرکت می‌کند.

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 حاصلضرب 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

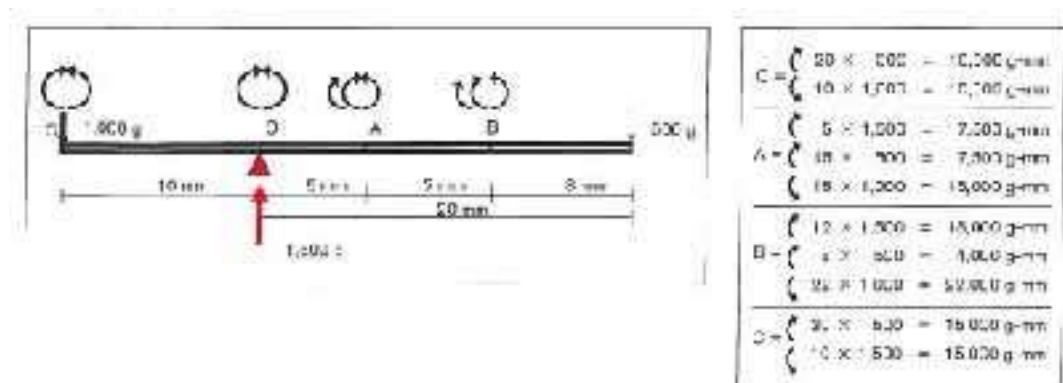
فصل ۱: اصول فیزیکی / ۹

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.

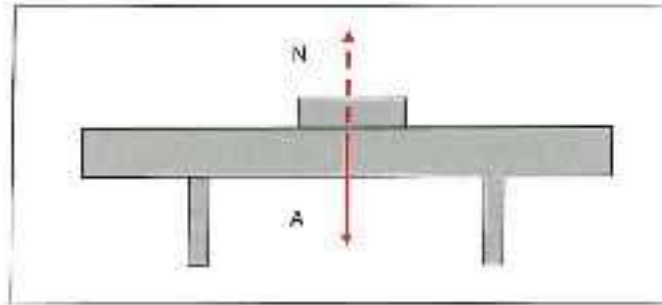
$$\left(\sum F_x = 0, \sum F_y = 0, \sum F_z = 0 \right)$$

در جسمی که در موقعیت چرخشی بالانس شده قرار دارد جمع جبری تمام گشتاورها بایستی صفر باشد $\left(\sum M_x = 0, \sum M_y = 0, \sum M_z = 0 \right)$. 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 O، A، B، C 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

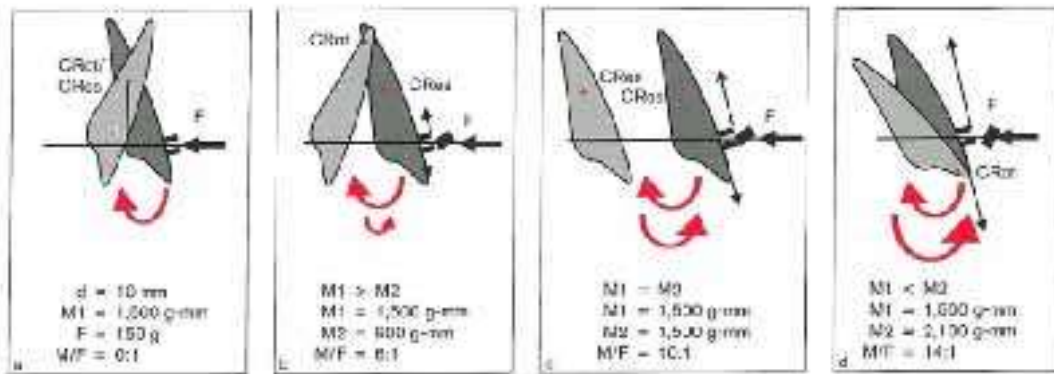
❖ حرکت Tipping

✓ حرکت Tipping کنترل شده و کنترل نشده

حرکت Tipping ساده‌ترین نوع حرکت دندانی است. وقتی یک نیروی منفرد توسط سیم با مقطع گرد در براکت 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 با 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 $\frac{1}{10}$ است و مرکز چرخش بسیار نزدیک به مرکز مقاومت است. (a). در حالیکه در حرکت Tipping کنترل شده نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{6}{1}$ است و مرکز چرخش نزدیک به آپکس قرار می‌گیرد (b). در حرکت انتقالی نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{10}{1}$ 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

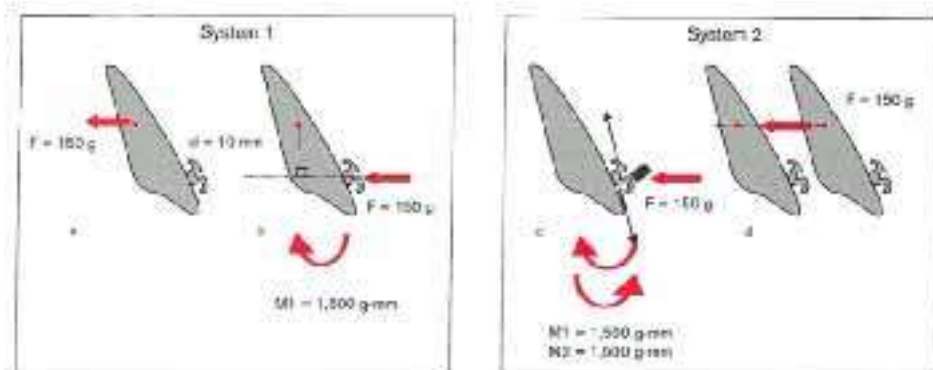
از نظر تئوری حرکت انتقالی بدون هیچ گونه تغییر در زاویه جسم نسبت به مرجعی مشخص می‌باشد (شکل ۱۲-۱). در خلال حرکت انتقالی همه نقاط یک جسم در فاصله یکسانی نسبت به همدیگر حرکت می‌کنند و بدین ترتیب همه نقاط دارای سرعت یکسانی می‌باشند.

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 آنجائی 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 ۱۷c-۱). 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 $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ برابر $\frac{6}{1}$ 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.

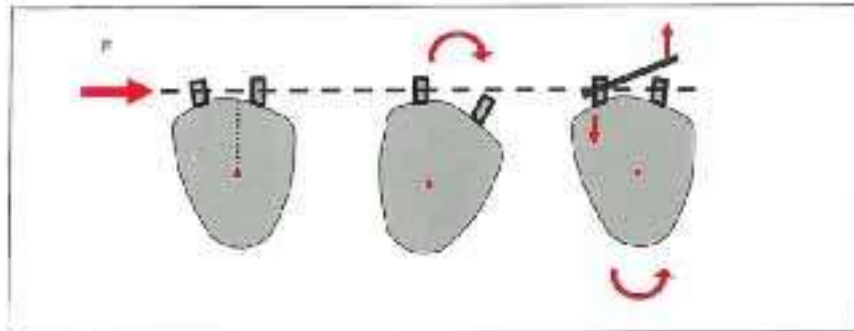
اگر گشتاور M_2 به مقدار ۱۵۰۰ گرم در میلی‌متر افزایش یابد در آن موقع نسبت $\frac{M}{F}$ برابر $\frac{10}{1}$ می‌شود. گشتاورها همدیگر را خنثی می‌کنند و فقط ۱۵۰ گرم نیرو باقی می‌ماند که باعث حرکت انتقالی می‌شود. در این حالت مرکز چرخش دندان‌ها در بی‌نهایت قرار می‌گیرد (شکل ۱-۱۶c). اگر مقدار گشتاور M_2 باز 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).

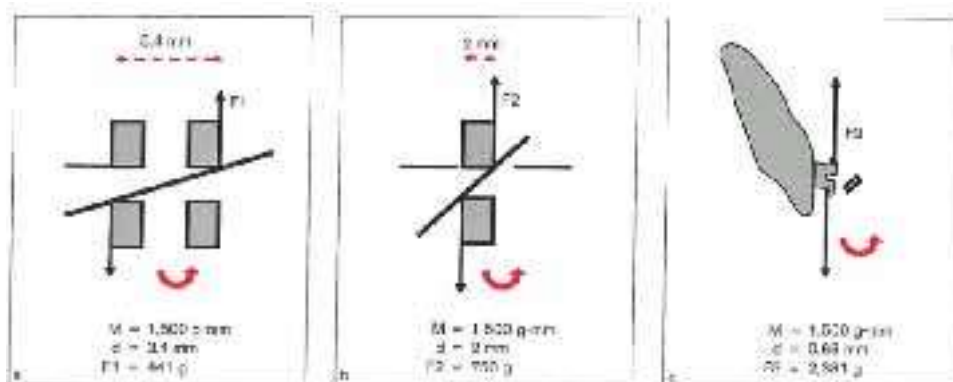
با اعمال نیروی دیستال گشتاوری ایجاد می‌شود که کاین به سمت دیستال Tip می‌شود. این گشتاور با Antitip Bend (گشتاور در خلاف جهت عقربه‌های ساعت) خنثی می‌گردد. مقدار این گشتاور وابسته به مقدار Bend و عرض براکت است. توجه داشته باشید که برای به وجود آوردن میزان گشتاور مساوی، نیرویی که بر روی براکت‌های کم عرض 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:

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

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 آنجائی که فاصله بین Wing‌ها در براکت‌های پهن (a) (۳/۴ میلی‌متر) زیاده‌تر از براکت‌های کم عرض (b) (۲ میلی‌متر) است نیرو در براکت‌های پهن کمتر از کم عرض می‌باشد. در حرکت Torque میزان نیرو در Wing‌های براکت بسیار زیاد است چون فاصله (c) (۰/۶۳ میلی‌متر) بسیار کم است.

نسبت گشتاور به دندان با از تحلیل استخوان آلوئول

مرکز چرخش دندان به طول، مقدار و مرفولوژی 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 پریدونتال 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

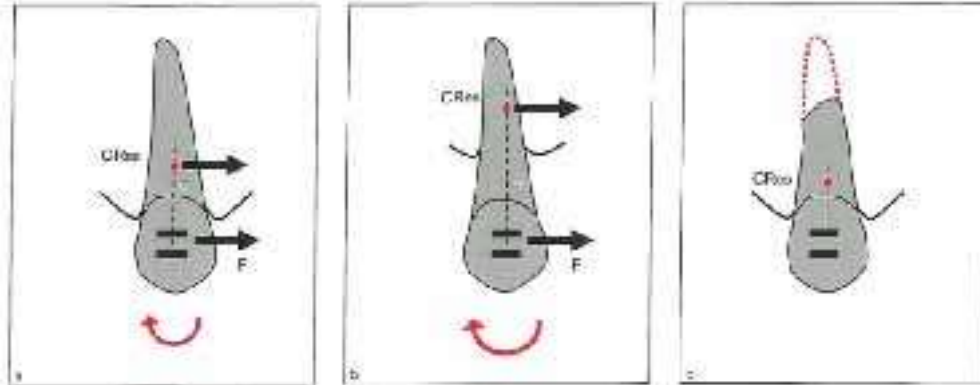
Leveling مشکل خواهد بود. در اینصورت ممکن است لازم باشد که سیم دارای Step-Up باشد و این موضوع ممکن است بر روی Alignment تاثیر بگذارد.

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 هم چنین 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 آبیکیال 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 دندان‌های کاهش یابد. این موضوع بخصوص در افراد پالنی که دچار تحلیل استخوان آلوئول هستند و مشکلات پرودنتال دارند بسیار مهم است. در بیمارانی که تحلیل ریشه دارند (c) مرکز مقاومت به سمت اکلوزال حرکت می‌نماید.

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

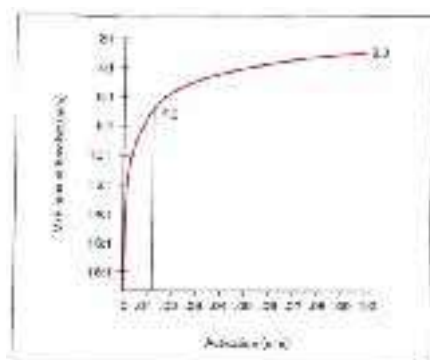
Loss of alveolar support for offset increase (mm)	Moment multiplying factor to compensate for offset increase	Force multiplying factor to compensate
0	1.00	1.00
1	1.08	0.94
2	1.18	0.86
3	1.25	0.80
4	1.32	0.76
5	1.32	0.76

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.

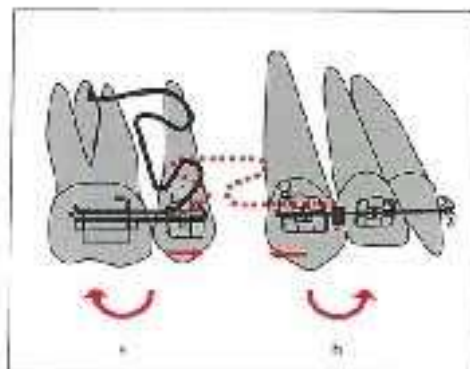
شکل ۲۱-۱ تغییرات نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ در یک Vertical Loop با ۶ میلی‌متر ارتفاع و ۲۰ درجه Anti Tip را نشان می‌دهد. توجه داشته باشید که با فعال نمودن یک میلی‌متر Loop نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ کمتر از $\frac{3}{1}$ است که باعث حرکت Tipping کنترل نشده می‌گردد. نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ همانگونه که Loop غیرفعال می‌گردد افزایش می‌یابد. وقتی که Loop به مقدار 0.1 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 0.1 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 $0/1$ میلی متر از نظر کلینیکی قابل توجه است. کمترین خطا در فعال شدن Loop باعث تغییر مرکز چرخش به مقدار قابل توجهی می شود. از نقطه نظر کلینیکی در صورتی که دندان به مقدار یک میلی متر فعال شود، هنگام غیرفعال شدن $0/7$ میلی متر ابتدای آن دچار حرکت Tipping کنترل نشده خواهد شد (نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ برابر $\frac{5}{1}$). مرکز چرخش به نقطه ای بین مرکز مقاومت و آپکس حرکت می کند. پس از آن دندان با فعال شدن Loop از $0/3$ تا $0/12$ میلی متر حرکت Tipping کنترل شده خواهد داشت. نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به $\frac{7}{1}$ می رسد و مرکز چرخش به نقطه ای بین آپکس و بی نهایت منتقل می شود. همانگونه که Loop از $0/12$ میلی متر به $0/03$ میلی متر غیرفعال می گردد نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به $\frac{10}{1}$ نزدیک می شود و مرکز چرخش به سمت بی نهایت می رود و دندان حرکت انتقالی می یابد. با غیرفعال شدن Loop از $0/03$ به صفر میلی متر نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به مقدار $\frac{20}{1}$ افزایش می یابد و مرکز چرخش به سمت اکلوزال در تاج دندان نزدیک می شود در این حالت دندان حرکت ریشه خواهد داشت.



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



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 می باشد. این نیروی زیاد باعث حرکت Tipping کنترل نشده و تحلیل ریشه می گردد. 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:

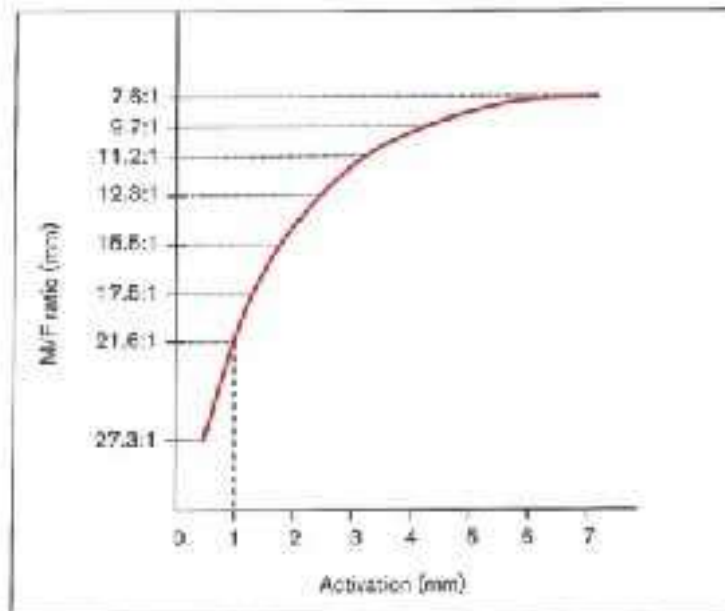
۱. به منظور افزایش نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ (در صورتی که به صورت ژنژیوال قرار گیرد)

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 نسبت به $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ 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 $\frac{7}{6}$ 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 پرودنتال وارد می‌نماید.



شکل ۲۳-۱. به $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به دست آمده توسط ۷ میلی‌متر فعال کردن T-Loop وایر 0.016×0.022 TMA اینچ، $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ 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 $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به مقدار $\frac{7.6}{1}$ ایجاد می‌کند که باعث حرکت Tipping کنترل شده می‌گردد.

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

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

$\frac{0}{5}$ میلی‌متر نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ به مقدار $\frac{27}{1}$ می‌رسد.

❖ نتیجه

قوانین نیرو و حرکت فیزیک در ارتودنسی هم صادق است (مثل فشار، کشش، سختی، فنریّت و حد کشسانی وایرها). تعاریفی همچون گشتاور، نیروی مزدوج، مرکز مقاومت، مرکز چرخش، نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ در کنترل حرکات دندان‌های 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.