

## فصل 4

مفاهیم فیزیکی که پایه مکانیکهای ارتودنسی را فرم می دهند، کلید فهم نحوه ی عملکرد دستگاه های ارتودنسی بوده و در طراحی دستگاهها و مندولوژی درمانهای ارتودنسی اهمیت حیاتی دارند. این مفاهیم فیزیکی تنها مختص به ارتودنسی نیستند بلکه قواعد ابتدایی علم مکانیک را شکل می دهند. ما در این فصل طرح کلی از قوانین و مفاهیم بنیادی که حرکت ارتودنسیک دندان را هدایت می کنند، ارائه می نماییم. تمام دستگاه هایی که تا به امروز گزارش شده اند و در آینده نیز به وجود خواهند آمد از این اصول مکانیک استفاده خواهند نمود. با این وجود بیایید از ابتدا، شروع کنیم: کلمه ی "مکانیک" به چه معناست؟

مکانیک را می توان شاخه ای از علم فیزیک دانست که با جنبه های مکانیکی هر نوع سیستمی سر و کار دارد. این شاخه به است، و دینامیک، که (rigid) دو دسته تقسیم می شود: استاتیک، که مطالعه عوامل مرتبط با سیستم های غیر متحرک مطالعه عوامل مرتبط با سیستم های در حال حرکت (هم چون یک ماشین یا هواپیمای در حال حرکت) است

### روشهای مطالعه ی حرکت دندان

دو روش در مطالعه ی جنبه های بیولوژیک و مکانیکی حرکت دندان مورد استفاده قرار می گیرند: روش کمی و روش کیفی. روش کمی شامل توصیف حرکت دندانها یا ساختارهای اسکلتی همراه با آنها با مقیاس عددی است. همه ی ما با واژه ثنایا آشنا هستیم. اما توصیف حرکت دندانی به تنهایی با flaring هایی از جمله 3 میلیمتر کاتین رترکشن یا 15 درجه استفاده از روش کمی، ماهیت کامل حرکت را توضیح نمی دهد، و فهم نوع یا ماهیت حرکت دندانی که رخ داده نیز از اهمیت برخوردار است. یک روش کیفی حرکت را با واژه های غیر عددی توصیف می کند (به این معنی که هیچ بخشی از translation و tipping حرکت را اندازه نگرفته و یا نمی شمارد). این روش اغلب در سطح بالینی دنبال شده و هم چون از روی عکس های رادیوگرافی و یا مدل های گچی استنتاج می شود

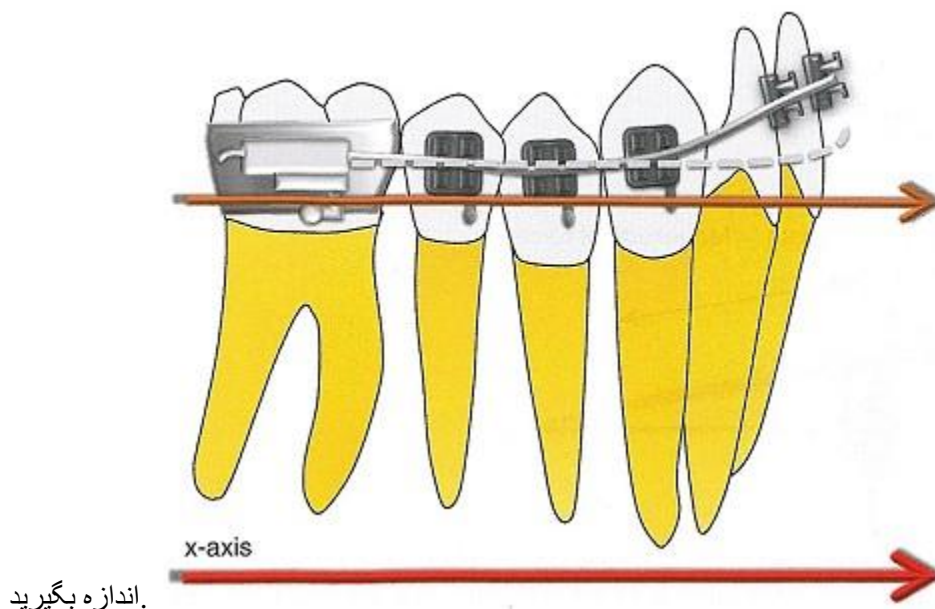
هر دو روش آنالیز کمی و کیفی اطلاعات ارزشمندی راجع به کارایی حرکت فراهم می سازند. با این وجود، ارزشیابی کیفی روش غالب مورد استفاده ارتودنسیست ها در آنالیز حرکت دندانی است. اطلاعات به دست آمده با آنالیز کیفی می توانند با داده های کمی تحقق بیابند و فرضیه های متعددی برای پروژه های تحقیقی با چنین روشی ایجاد می گردند

### مفاهیم مکانیکی پایه

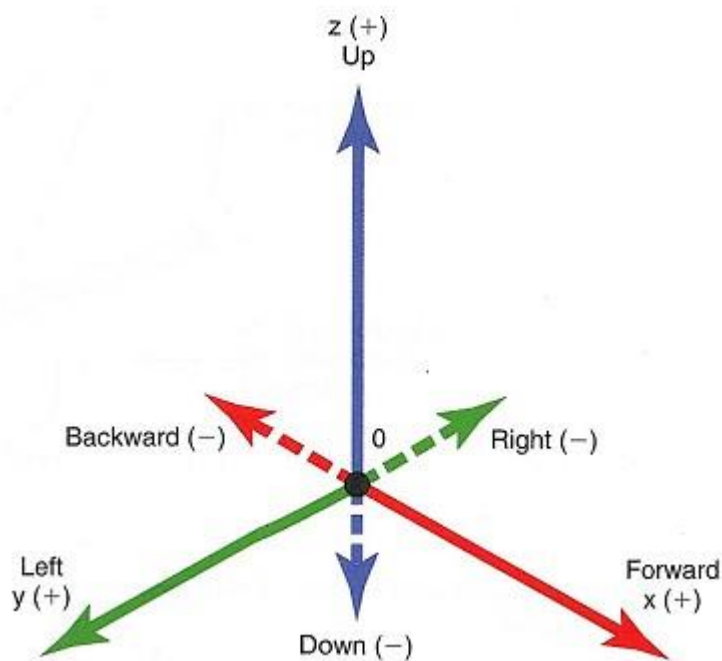
#### frame of reference سیستم و

مفاهیم مرتبط با حرکت دندانها تا حد زیادی بر تعدادی از اصول پایه ی مکانیک فیزیکی تکیه دارد که با آنالیز عملکرد نیرو بر جسم سر و کار دارد. گام اول در ارزیابی هر نوع حرکت، شناسایی سیستم است. یک سیستم، یک جسم یا گروهی از اجسام یا اشیاء هستند که حرکت آنها مورد ارزیابی قرار می گیرد؛ حال می تواند یک توپ، یک ماشین و یا یک دندان باشد. هستیم که حرکت سیستم در محدوده ی آن، رخ می دهد. این frame of reference ما هم چنین نیازمند شناسایی یک میت و اند یک محیط ثابت باشد یا چیزی باشد که خودش هم در حال حرکت است. استفاده از یک frame of reference ثابت، کمترین پیچیدگی را به همراه دارد. برای مثال حرکت دندانها را می توان در ارتباط با frame of reference ساختارهای با ثبات استخوانی سر و صورت ارزیابی نمود که به طور شایعی در سوپراایمپوزیشن های سفالومتریکی به کار های در حال حرکت نیز استفاده نمود. مثال آن می تواند frame of reference می روند. از طرف دیگر می توان از جهت اندازه frame reference اینترورژن دندان های ثنایا باشد (تصویر 1-4). در این جا باید توجه زیادی در انتخاب گیری اینترورژن مبذول داشت. شما باید بدانید که می خواهید حرکت دندانها را در مقایسه با یکدیگر، یا در مقایسه با ساختار

خارجی در بیرون از این مجموعه، reference frame دیگری در مجموعه فک و صورت، یا حتی در مقایسه با یک



**frame of reference: تصویر 1-4** می توان میزان اینترورژن دندان های ثنایا را به دو روش محاسبه نمود. روش 1 انتخابی، دندان های خلفی هستند و با خط نارنجی نمایش داده می شوند. دندان های خلفی حین اینترورژن دندان های ثنایا، به این ترتیب، هر (هم جابه جا می شود frame of reference یعنی، خود) ثابت باقی نمانده و تا حدی حرکت می کنند اندازه گیری که بر روی دندان ثنایا صورت می گیرد، به جای اعلام میزان "مطلق" حرکت دندان های ثنایا، اطلاعاتی را در خارج frame of reference در رابطه با حرکت آنها نسبت به دندان های خلفی، فراهم می کند. روش 2: انتخاب یک داخل سیستم نبوده و به این ترتیب تحت تاثیر frame of reference از سیستم که با خط قرمز نشان داده شده است. این هیچ حرکت دندانی نیز نیست



تصویر 2-4 سه محور فضایی مورد استفاده در تعیین محل هر نوع سیستم در سه بعد

### frame of reference برقراری یک

ساده ترین و قابل درک ترین راه تعیین جهت حرکت دندان، ایجاد پلان ها و یا محورهای اندازه گیری بر حسب رابطه دندانها نسبت به زمین است. به این ترتیب، محورها و پلان های اندازه گیری در فضا تعریف می شوند. هر پلان یا محور موازی با زمین، پلان یا محور افقی است. هر پلان یا محور عمود بر زمین، پلان یا محور عمودی است. دو محوری که بر به صورت مثبت (+) و جهت forward نام دارند. جهت X و Y یکدیگر عمودند اما با زمین موازی هستند، محورهای ، در چپ و راست جسم مورد اندازه گیری قرار y به صورت منفی (-) در نظر گرفته می شود. جهت محور backward دارد. جهت چپ، مثبت و جهت راست، منفی در نظر گرفته می شود. محور سوم که عمود بر دو محور قبلی است عمودی برای توصیف (x ، y و z) منفی است. این سه محور downward مثبت و جهت upward نام دارد. جهت z بوده و محور محل یک دندان و یا سیستم مورد ارزیابی در فضا و تعیین جهت حرکت به کار می روند. این محورهای فضایی با تغییر جهت گیری جسم در فضا تغییر نمی کنند بلکه در ارتباط با زمین و مشاهده کننده به طور ثابت قرار دارند (تصویر 2-4)

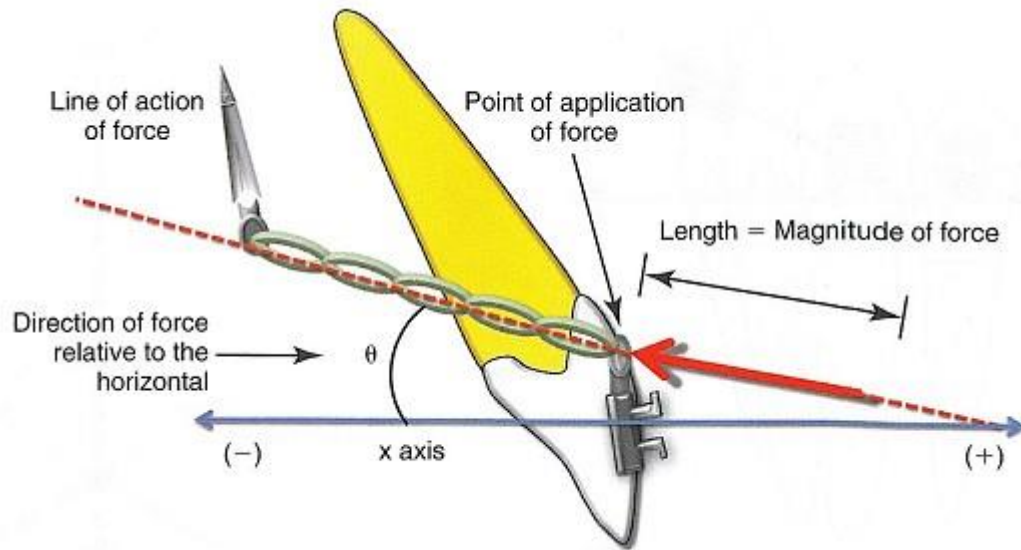
### نیرو

نقش نیرو در زندگی روزمره، آشنا است. در واقع تلاش برای تعریف مفهومی به وضوح نیرو غیر ضروری و زائد به نظر اعمال شده بر روی یک شیئی است. با این وجود از نقطه نظر ما، چنین push یا pull می رسد. نیرو به زبان ساده میزان تعریف ساده انگارانه ای کافی نیست. مطالعه مکانیک های حرکت دندان نیازمند یک تعریف دقیق از نیرو است. پس نیرو چیست؟ نیرو چیزی است که باعث ایجاد و یا تمایل به ایجاد یک تغییر در حرکت یا شکل یک جسم یا شیئی می گردد. به بیان است اما در ارتودنسی تقریباً همیشه با (N) دیگر، نیرو باعث افزایش یا کاهش شتاب یک جسم می شود. واحد نیرو نیوتون اندازه گرفته می شود (g)

$$1 \text{ N} = 101.9 \text{ g} (\approx 102 \text{ g})$$

نیرو دارای چهار خصوصیت منحصر به فرد است که در تصویر 3-4 به صورت یک نیرو زاویه دار به دندان ثنائی نشان داده شده است:

- (N ، N5 ، N2 مثلاً 1) بزرگی: "میزان" نیروی اعمال شده است
- (forward ، upward ، backward مثلاً) ، جهت: مسیری که نیرو اعمال می گردد یا جهت گیری نیرو نسبت به جسم
- نقطه اعمال نیرو: محلی که نیرو بر جسم و یا سیستم دریافت کننده آن اعمال می شود (مثلاً در مرکز، در پایین، در بالا)
- خط مستقیمی است که در همان پلان و در ادامه جهت نیرو از نقطه اعمال نیرو (line of action) امتداد نیرو کشیده می شود

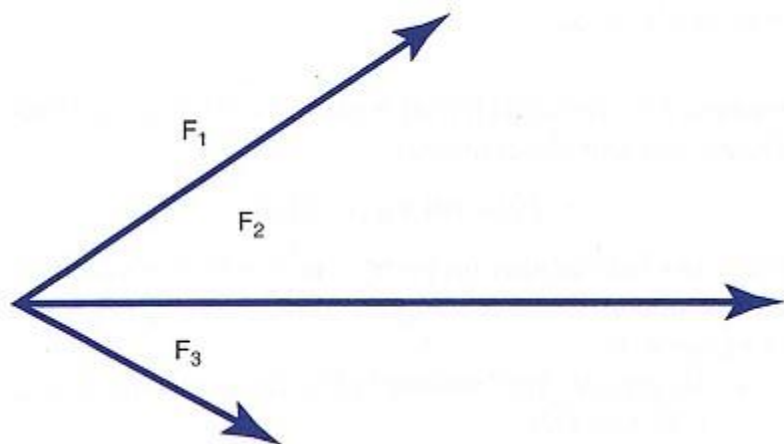


الاستیک نشان داده شده است که **chain تصویر 3-4** چهار ویژگی یک نیروی خارجی اعمال شده به دندان توسط یک نیروی رترکشن (دیستاله کننده) را از مینی ایمپلنت بر روی ثنایای ماگزایلا وارد می کند

### نمودارها و بردارهای نیرو

از دید ریاضی، خصوصیات فیزیکی (از جمله فاصله، وزن، دما و نیرو) یا به صورت اسکالر یا به صورت برداری بررسی می شوند. اسکالرها (شامل دما و وزن)، فاقد جهت بوده و کاملاً تنها با بزرگی خود توصیف می شوند. در حالیکه برداری ها هم دارای بزرگی، و هم دارای جهت هستند. نیرو نیز می تواند توسط بردار نشان داده شود

برای ایجاد حرکت قابل پیش بینی دندان، نیرو باید به میزان بهینه، در جهت مطلوب و نقطه صحیح به دندان اعمال شود. تغییر هر یک از چهار خصوصیت فوق کیفیت جابه جایی دندان را تحت تاثیر قرار می دهد. یک نیرو با یک فلش روی کاغذ نمایش داده می شود. می توان هر یک از چهار ویژگی نیرو را روی فلش نشان داد؛ مثلاً طول فلش در نسبت با بزرگی کشیده می شود (تصویر 4-4). فلش در جهت اعمال نیرو کشیده شده و (2 N = 2 cm یا 1 N = 1 cm برای مثال 1) نیرو نیرو را می توان به طور ذهنی در دو طرف فلش (انتهای **Line of action** در نقطه اعمال نیرو قرار دارد (tail) دم آن سر و دم) امتداد داد اما طول فلش واقعی باید در نسبت تعیین شده کشیده شود. تصویر 3-4 یک نیروی یک نیوتونی را نشان می دهد که با زاویه 30 درجه به دندان ثنایای سانترال اعمال شده است



.  $F_1 = 2 \text{ N}$  ،  $F_2 = 3 \text{ N}$  ،  $F_3 = 1 \text{ N}$  : تصویر 4-4 طول بردار نیرو نشان دهنده ی بزرگی آن است. مثال

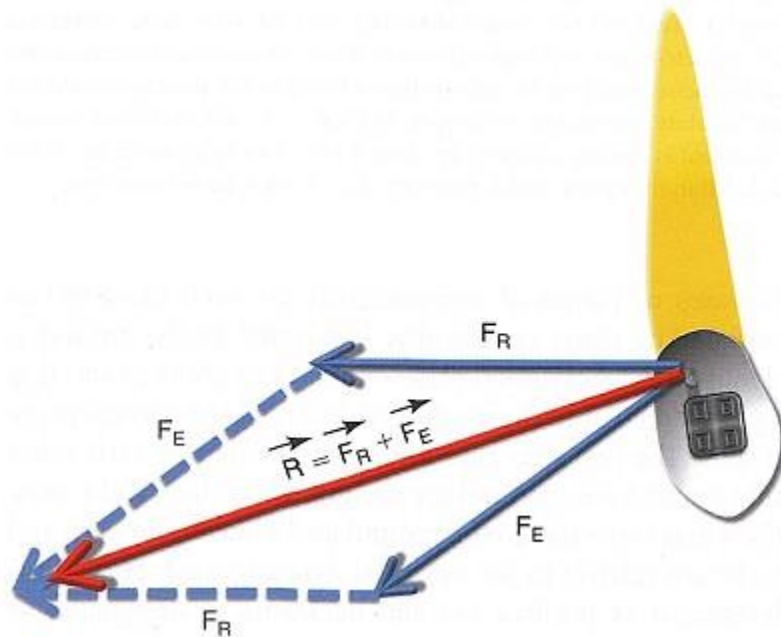
### یا انتقال پذیری transmissibility اصل

اصل انتقال پذیری در مکانیک بردارها و خصوصاً در فهم تعادل و سیستم های نیروهای معادل (همان گونه که جلوتر نیروی وارده بر یک line of action خواهیم دید) از اهمیت بالایی برخوردار است. این اصل بیان می کند که چنان چه ، یکسان باقی بماند، صرفه نظر از نقطه اعمال نیرو، پاسخ یکسانی در جسم مشاهده می گردد rigid جسم

### اثر دو نیرو (یا بیشتر) بر یک سیستم: جمع برداری

اغلب بیشتر از یک نیرو بر دندانها وارد می گردد. اثر خالص نیرو یا اثر تجمعی نیروهای وارده بر یک سیستم یا مجموعه ای از دندانها را می توان با ترکیب تمام بردارهای نیرو به دست آورد. پروسه ترکیب تمام نیروها تحت یک قانون هندسی به نام جمع برداری یا ترکیب برداری صورت می پذیرد. ما با حفظ جهت و بزرگی بردارها آنها را به ترتیب از سر تا دم قرار می دهیم و برادر برآیند را از دم اولین بردار تا سر آخرین بردار می کشیم. می توان جمع برداری را به طور گرافیک از کشیدن نمودارهای هم اندازه و یا به روش مثلثات نیز انجام داد

تصویر 4-5 نشان می دهد که چگونه دو نیرو به صورت دو ضلع یک متوازی الاضلاع کشیده می شوند، و سپس متوازی ، قطری است که از گوشه متوازی الاضلاع (که از R الاضلاع با کشیدن دو ضلع مقابل تکمیل می شود. برآیند نیروها، یا دمه های بردارهای نیرو تشکیل شده) کشیده می شود



$F_E$  را یک نیروی رترکتیو بر روی دندان ثنایا و  $F_R$  می توان parallelogram تصویر 4-5 قانون جمع برداری به روش نشان داده شده است R در نظر گرفت. اثر خالص دو نیرو با بردار برآیند II را به صورت نیرویی از یک الاستیک کلاس

### اثرات جهت نیرو: تجزیه برداری

اغلب شرایطی ایجاد می گردد که باید حرکت یک سیستم یا نیروی منفرد وارد بر یک سیستم را به اجزای سازنده اش تفکیک نمود. در چنین مواردی یک بردار منفرد به دو جزء تقسیم می گردد: یک مولفه افقی و یک مولفه عمودی. جهات ها هم چون پلان اکلوزال و پلان افقی فرانکفورت تعیین می شود. reference frame این مولفه ها در ارتباط با برخی از مولفه های افقی و عمودی معمولاً بر یکدیگر عمودند. این پروسه برعکس روند جمع برداری است، به آن تجزیه برداری می گویند و روش مورد استفاده جهت تعیین دو مولفه برداری است که بردار برآیند را تشکیل می دهند.

برای رترکشن دندانهای قدامی مورد استفاده قرار A. برای مثال یک مینی ایمپلنت در تصویر 6-4 نشان داده شده است گرفته است. برای تعیین بزرگی نیروی وارده در هر یک از جهات موازی و عمود بر پلان اکلوزال، می توان این نیرو را بردار (1): (را ببینید C و B تصویر 6-4 ، ) به اجزای خود در این جهات تقسیم نمود. تجزیه برداری شامل سه گام است اولیه را به طول مناسب بکشید، (2) خطوط نماینده ی جهات مطلوب دو مولفه ی عمود بر هم را از دم بردار رسم کنید؛ (3) خطوط موازی با دو خط ترسیم شده در مرحله قبل را به نحوی بکشید که یک مربع مستطیل شکل بگیرد. این خطوط موازی دارای همان بزرگی و جهت خطوط متقابل خود در سمت مقابل مربع مستطیل هستند. دانستن این نکته که قواعد ساده مثلثات نیز قادر به تعیین بزرگی این مولفه ها هستند، از اهمیت برخوردار است. سینوس و کسینوس خصوصاً در یافتن مولفه های (θ) زاویه ی (F<sub>H</sub>) افقی و عمودی بردار نیرو بسیار مفید هستند. در این مورد، اگر برای مثال مولفه ی افقی بزرگی نیرو بسازد، می توان به صورت زیر، مولفه ها را با استفاده از سینوس و کسینوس به دست آورد (F) را با نیرو

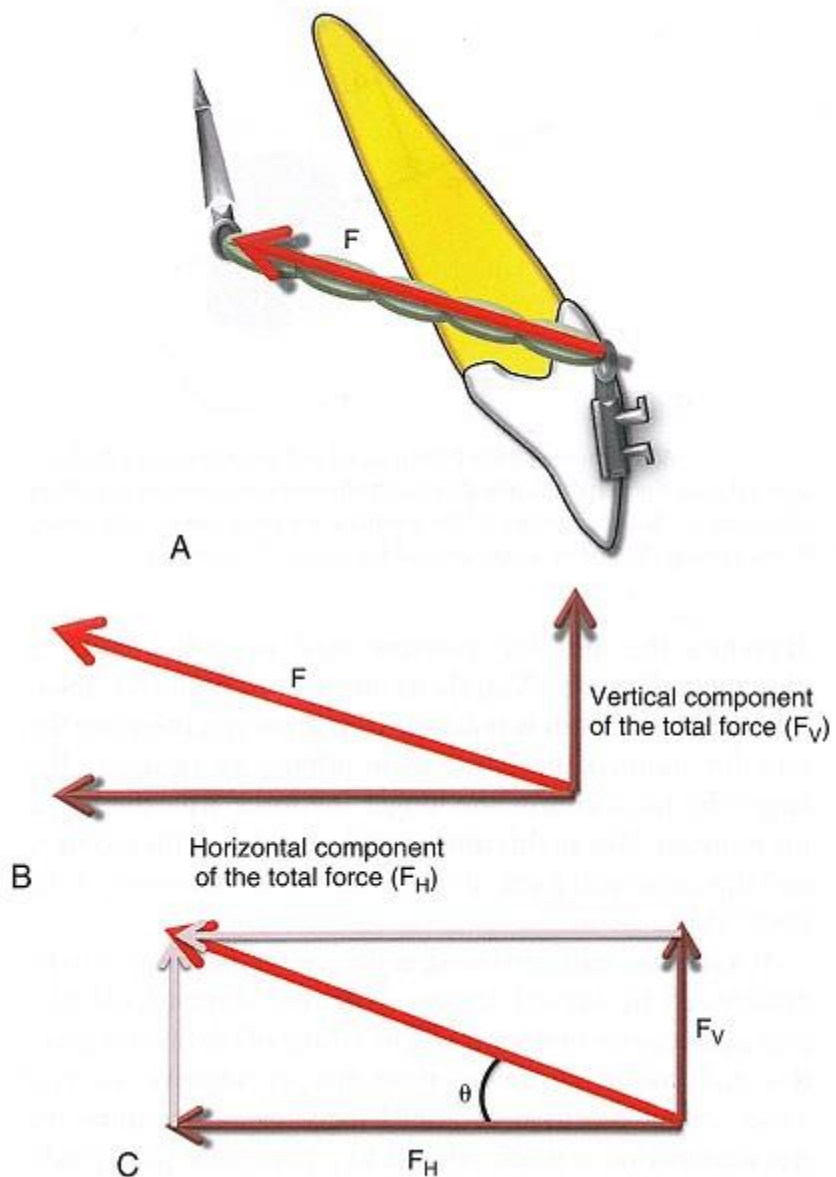
مولفه ی افقی:

$$F_H: F_H/F = \cos\theta; F_H = F\cos\theta$$

مولفه ی عمودی:

$$F_V: F_V/F = \sin\theta; F_V = F\sin\theta$$

با کمی تمرین، می توان با حذف مرحله ی نسبت گذاری، به آسانی مستقیماً مولفه ها را به دست آورد. سینوس و کسینوس کسرهایی برای محاسبه ی دو سمت زاویه قائمه مثلث قائم الزاویه ای هستند که اندازه ی وتر آن مشخص است. دو ضلع θ همواره کمتر از وتر هستند و سینوس و کسینوس هم همواره کمتر از یک هستند. برای محاسبه ضلع مقابل زاویه، به راحتی وتر را در سینوس زاویه ضرب کنید. برای محاسبه ی سمت مجاور زاویه وتر را در کسینوس زاویه ضرب نمایید.



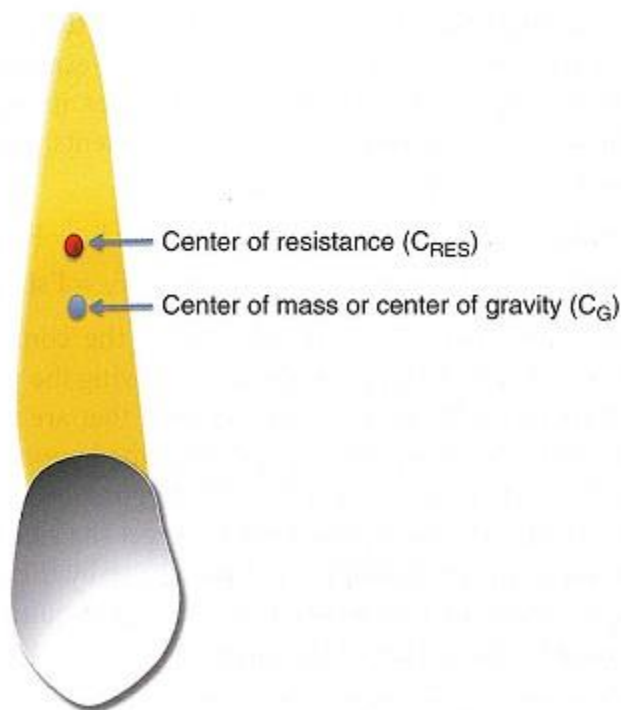
نیرو  $F$ . تصویر 4-6 مراحل تجزیه ی برداری

### مرکز مقاومت، مرکز جاذبه، و مرکز جرم

زمانیکه نیرویی به یک جسم وارد می گردد، ماهیت حرکت آن تا حد زیادی توسط مرکز جرم آن تنظیم می گردد. مرکز جرم یک جسم نقطه ای است که تمام جرم جسم در آن متمرکز شده است ( بدین معنی که اگر نیرویی از این نقطه بگذرد، سیستم یا جسم در یک خط مستقیم حرکت خواهد کرد). در همین راستا به یاد آورید که زمین نیرویی به هر قسمت یک سیستم وارد می کند که با جرم آن قسمت نسبت مستقیم دارد. اثر کلی نیروی جاذبه روی کل یک جسم یا سیستم، مشابه زمانی است که نیروی جاذبه تنها بر یک نقطه به نام مرکز جاذبه ی جسم وارد شود. مجدداً، اگر نیرویی بر این نقطه وارد شود، منجر به حرکت مستقیم جسم بدون هیچ چرخشی می گردد. تفاوت بین مرکز جرم و مرکز جاذبه آن است که سیستم مورد بررسی در حالت دوم یک "سیستم محدود" است ( که توسط نیروی جاذبه محدود شده است)

دندانها بخشی از یک سیستم محدود هستند. در کنار جاذبه، آنها به طور غالب توسط ساختارهای پیوندتال اطراف دندان محدود شده اند که یکنواخت نیستند (شامل ریشه هستند اما تاج جزو آن ها نیست). در نتیجه دندان در صورت عبور نیرو از مرکز جاذبه یا مرکز جرم، در خط مستقیم حرکت نخواهد کرد زیرا ساختارهای احاطه کننده ی آن و ترکیب آنها، این نقطه را تغییر می دهند. برای حصول حرکت در خط مستقیم یک نقطه ی آنالوگ جدید برای مرکز جاذبه مورد نیاز است که (نام دارد (تصویر 4-7)  $C_{RES}$  مرکز مقاومت دندان.

آن از مرکز  $line\ of\ action$  مرکز مقاومت را می توان از طریق رابطه اش با نیرو نیز تعریف نمود: نیرویی که با عبور خالص باشد. برای یک دندان خاص، این حرکت می تواند در جهت  $translation$  مقاومت، قادر به ایجاد یک حرکت مزیودیستال، وستیبولولینگوال، اینتروزیو یا اکستروزیو باشد. محل مرکز مقاومت دندان مستقیماً وابسته به "ریشه کلینیکی" و  $alveolar\ crest$  یعنی فاصله ی بین) دندان است. این مفهوم، حجم ریشه را در بر می گیرد که شامل استخوان پیوندتال در نتیجه محل مرکز مقاومت نیز نتیجه ی <sup>1</sup> بوده و با افزایش ضخامت ریشه (یعنی سطح آن) افزایش می یابد (اپکس دندان طبیعت ساختارهای پیوندتال و دانسیته ی استخوان آلوئولار و الاستیسیته ی ساختارهای دسمودنتال است که قویاً در ارتباط این ملاحظات ما را و می دارند تا به جای "مرکز مقاومت دندان"، اصطلاح "مرکز مقاومت مرتبط <sup>2-4</sup> با سن بیمار هستند را به کار بگیریم (Center of resistance associated with the tooth) "با دندان



آن قرار دارد. ساختارهای  $C_G$  دندان معمولاً اندکی اپیکال تر از مرکز جاذبه یا  $C_{RES}$  تصویر 4-7 مرکز مقاومت یا می گردند  $C_{RES}$  پیوندتال احاطه کننده ی ریشه ی دندان منجر به مهاجرت اپیکالی

### گشتاور (تورک)

یک جسم وارد می شود، منجر به حرکت جسم بر روی یک خط مستقیم ( $C_G$ ) زمانیکه یک نیروی خارجی به مرکز جاذبه می گذرد، نیروی سنتریک نام دارد. به این ترتیب  $C_{RES}$  یا  $C_G$  آن از  $Line\ of\ action$  می گردد. این نوع نیرو که جسم وارد می شوند. اثر این نیروها چیست؟ نیروهای  $C_{RES}$  نیز خارج از ( $off-center$  نیروهای)  $eccentric$  نیروهای علاوه بر ایجاد حرکت در مسیر خطی، دارای یک اثر چرخشی هم هستند که تورک نام دارد؛ به بیان دیگر این  $eccentric$  نیرو، بازوی نیرو ( $Line\ of\ action$  بازوها یک "گشتاور" نیز روی جسم وارد می کنند. فاصله خارج محوری



گشتاور، بازوی اهرم، بازوی تورک) نام دارد. هر چه این فاصله بیشتر باشد، تورک ایجاد شده توسط این نیرو هم افزایش می‌یابد. خصوصیات بازوی نیرو بسیار مهم هستند. بازوی نیرو کوتاهترین فاصله از محور چرخش تا علامت  $\perp$  نشان دهنده  $d$  است. نیرو است  $\text{line of action}$  کوتاهترین فاصله همواره معادل طول خط عمود بر خط عمود است. بازوی نیرو در تعیین میزان گشتاور وارده بر سیستم اهمیت دارد.

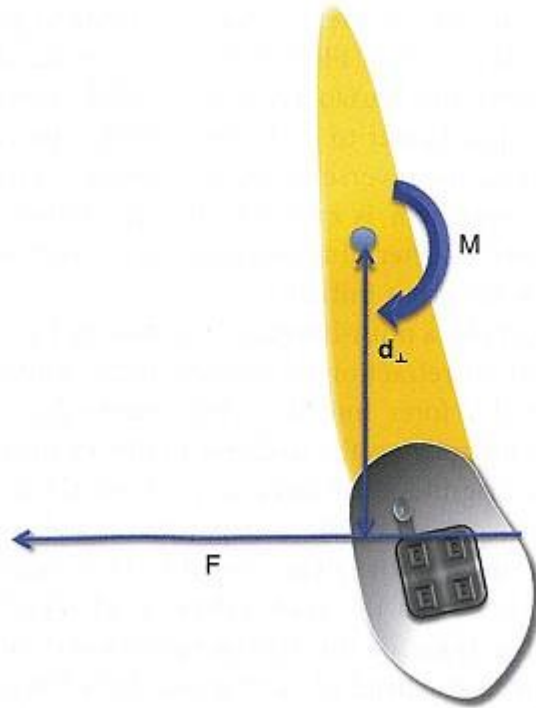
است  $d$  در فاصله بازوی نیرو  $(F)$  چرخاننده  $y$  سیستم حاصل ضرب بزرگی نیرو  $(M)$  میزان گشتاور

$$M = F(d\perp)$$

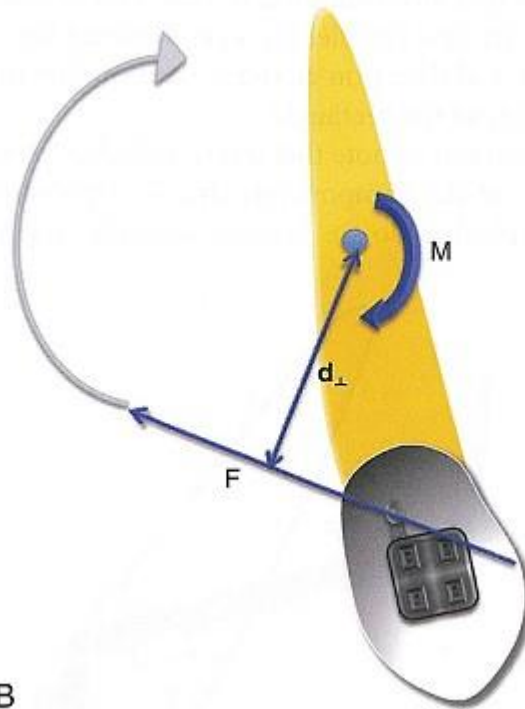
(A-تصویر 4-8)، با میلیمتر سنجیده می‌شود  $d$  با نیوتون، و اندازه  $y$   $F$  میزان

است. همان گونه که گفته شد نیوتون خیلی از اوقات با گرم  $(Nmm)$  در نتیجه واحد گشتاور در ارتودنسی نیوتون میلیمتر می‌گردد. هر چه میزان نیرو بیشتر یا بازوی نیرو  $(g\text{-mm})$  جایگزین می‌شود؛ در نتیجه واحد گشتاور گرم-میلیمتر طولتر باشد، گشتاور نیز بزرگتر می‌گردد. این پدیده، به دلیل رابطه ذاتی بین گشتاور و نیروی مرتبط با آن، به عنوان نیز شناخته می‌شود  $(\text{moment of force or } M_F)$  "گشتاور نیرو

اگر نیروها با خط مستقیم رسم می‌شوند، می‌توان گشتاورها را با فلش‌های منحنی نمایش داد. می‌توان گشتاورهای ساعتگرد را به طور قراردادی در نمودارهای دو بعدی، به صورت مثبت و گشتاورهای پادساعتگرد را منفی در نظر گرفت (و بالعکس). سپس می‌توان این مقادیر را برای تعیین گشتاور خالص وارده بر یک دندان در یک نقطه خاص (مثلاً مرکز مورد نیاز هستند نه روشهای گرافیک جمع زدن.  $\text{line of action}$  مقاومتش)، با یکدیگر جمع زد. نه نقطه  $y$  اعمال نیرو و (B-تصویر 4-8)، نیرو حول مرکز مقاومت جسم تعیین می‌گردد  $\text{Line of action}$  جهت یک گشتاور با ادامه دادن



A



B

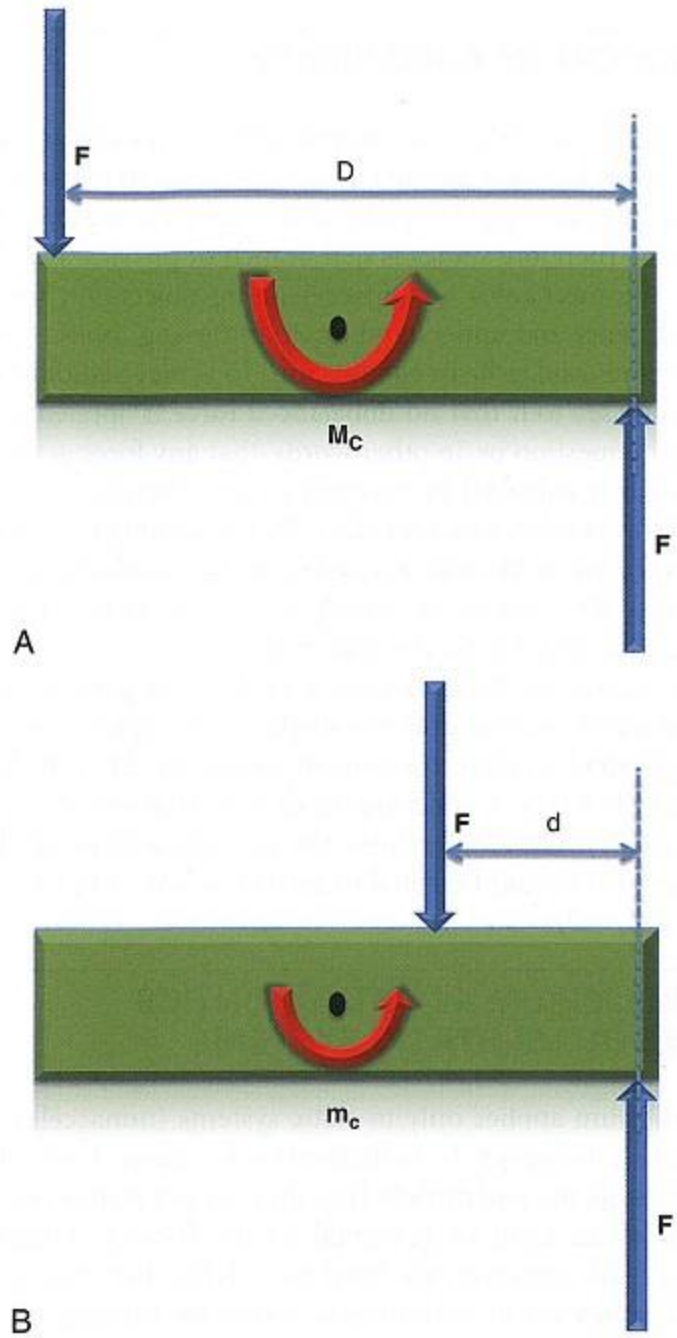
و مرکز *line of action* ، گشتاور یک نیرو، معادل حاصلضرب اندازه ی نیرو در فاصله ی عمودی بین **A تصویر 4-8** حول مرکز مقاومت جسم، جهت گشتاور نیروی اعمال شده را *line of action* ، می توان با امتداد دادن **B** مقاومت است مشخص نمود

کوپل (یک نوع گشتاور)

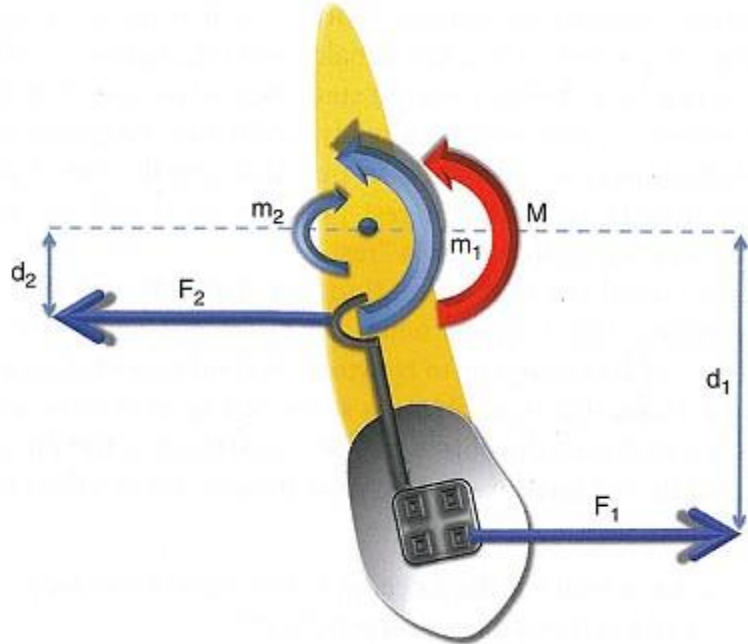
کوپل نوعی از گشتاور است که توسط یک جفت نیروی موازی هم اندازه اما با جهات مخالف هم تولید می شود. از آنجا که translate این نیروها مقادیر یکسانی و جهاتشان مخالف یکدیگر دارند، پتانسیل خالص این سیستم نیروی مخصوص برای کردن جسمی که به آن وارد می شود صفر است؛ بنابراین تنها چرخش وجود دارد.

یک کوپل معمولی در تصویر 9-4 نشان داده شده است. با وجود آنکه بردار کوپل در میانه ی بین دو نیرو ترسیم شده است، مخصوصی بوده و می تواند در هر نقطه ای از پلان کوپل رسم شود. بنابراین کوپل Line of action این بردار فاقد محل به عنوان یک "بردار آزاد" نیز شناخته می شود. این آزادی همراه با بردار کوپل، کاربردهای گسترده ای در ارتودنسی بالینی و پروسه های آنالیز نیروی خاصی دارد. به عنوان مثال صرف نظر از محل براکت روی دندان، یک کوپل وارده بر نیز نام دارد ( $M_c$ ) براکت تنها باعث ایجاد تمایل به چرخش دندان حول مرکز مقاومتش می گردد. این تمایل، گشتاور کوپل

وابسته به بزرگی نیرو و فاصله بین دو نیرو است. گشتاور ایجاد شده توسط یک کوپل در واقع جمع ( $M_c$ ) میزان کوپل گشتاورهای ایجاد شده توسط دو نیرو است. اگر دو نیروی کوپل در دو سمت مقابل مرکز مقاومت نیرو اعمال شوند، اثر آنها، یک گشتاور جمعی است؛ و اگر در یک سمت مرکز مقاومت نیرو وارد شوند، اثر آنها از هم کم می شود (تصویر 10-4). در هر حال هیچ نیروی خالصی توسط دندان حس نمی شود و تنها تمایلی برای چرخش خالص ایجاد می گردد



کوپل، **B**.  $(M_C = F \times d)$  قرار دارد  $C_G$  یا  $C_{RES}$ ، گشتاور ایجاد شده توسط یک کوپل، همواره حول **A** تصویر 4-9 عمل می کنند. با کاهش فاصله ی بین دو نیرو  $C_G$  یا  $C_{RES}$  علی رغم محل اعمال این جفت نیرو، همواره حول  $D$  می یابد.  $(m_c < M_C)$ ، میزان کلی کوپل کاهش می یابد.



جمع برداری دو (M) تصویر 4-10 کوپل توسط اعمال دو نیروی برابر و مخالف بر دندان ایجاد می شود. گشتاور کلی است. از آنجا  $m_1 = F_1 \times d_1$ ،  $m_2 = F_2 \times d_2$  است. در اینجا،  $F_1$  و  $F_2$  توسط دو نیرو ( $m_1$  و  $m_2$ ) گشتاور ایجاد شده که دو گشتاور غیر هم جهت هستند، یکی از آنها با علامت منفی و دیگری با علامت مثبت نشان داده می شود. گشتاور  $M = m_1 + (-m_2)$ : با جمع دو گشتاور محاسبه می گردد (M) خالص

### تبادل و قوانین نیوتون

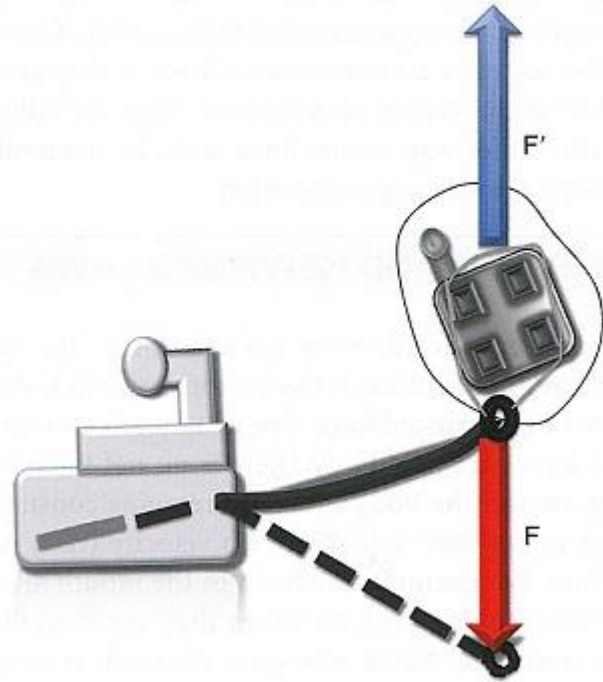
هرگز هیچ شیئی تنها تحت تاثیر یک نیروی منفرد قرار نمی گیرد. فاکتور اصلی ایجاد شتاب، نیروی خالص است که نیروی برآیند یا نیروی بالانس نشده نیز نام دارد. برای مثال، اگر دو نیروی مساوی و مخالف بر یک جسم وارد شوند، هیچ نیروی خالصی برای ایجاد شتاب، تولید نشده و سرعت جسم ثابت باقی می ماند. این وضعیت سرعت ثابت یا عدم وجود سرعت، تعادل نام دارد. برای مثال دندان ها در دهان در حالت سکون قرار دارند (یعنی برآیند نیروهای وارده بر دندانها (rest) صفر است). بنابراین با اصلی مهم در مکانیک مواجه هستیم به نام قانون اول حرکت نیوتون، که اغلب به آن قانون اینرسی هم می گویند. بر طبق این قانون اگر به یک جسم، نیروی خارجی غیر بالانس شده ی خالصی وارد نشود، آن جسم در حالت سکون باقی مانده و یا به حرکت خود با سرعت سابق خود ادامه می دهد. این قانون اول، تنها یک بیان کمی از نیرو بوده، و یک خصوصیت ضروری ماده است که قبلاً در مورد آن توضیح داده بودیم. قانون اول در شرایط بالینی، سکون ذاتی دندان است را توجیه می کند "rest" یا اینرسی دندان که

طبیعتاً، برای گسترش قانونهای حرکت باید قانونی را یافت که توضیح دهد با اعمال نیروی خالص به جسم چه اتفاقی خواهد افتاد. قانون دوم حرکت نیوتون بیان می کند که جسم در صورت مواجه با مجموعه ی نامتعادلی از نیروها، در جهت نیروی جرم m نیرو، F، که در آن  $F = ma$  خالص اعمال شده شتاب خواهد یافت. نگارش ساده ی این قانون به این صورت است شتاب تولید شده است a جسم، و

بالافاصله می توان دید که قانون اول تنها یک مورد خاص از قانون دوم است (یعنی نیروی خالص وارد بر جسم صفر است و بنابراین شتاب جسم نیز صفر است)

قانون سوم حرکت نیوتون (عمل و عکس العمل) مستقیماً مرتبط با اعمال روزانه ارتودنسی است. بر طبق این قانون، نیروها همواره به صورت جفت وارد می شوند. هر بار که سیم نیرویی به براکت وارد کند، براکت هم همان نیرو را به سیم وارد

خواهد ساخت (تصویر 11-4). در هنگام شنا کردن نیز فرد آب را به عقب هل می دهد و آب نیز بلافاصله فرد را به سمت جلو فشار می دهد؛ هم آب و هم فرد به یکدیگر نیرو وارد می کنند. چنین پدیده هایی را می توان به صورت زیر خلاصه نمود: هر زمان که جسمی نیرویی را به جسم دیگر وارد کند، جسم دوم نیز نیرویی را به جسم اول وارد می سازد؛ این نیروها هم اندازه هستند و در جهات مخالف وارد می شوند. نیوتون این جفت نیرو را عمل و عکس العمل نامید. توجه به این نکته ضروری است که این نیروها به اجسام متفاوت وارد می شوند و بنابراین قادر به خنثی کردن یکدیگر نیستند؛ و به این ترتیب نیروی خالص نیز صفر نمی شود.



را بر روی براکت اعمال می نماید (خط قرمز). با توجه به قانون سوم  $F$  نیروی cantilever تصویر 11-4 یک فنر اعمال می کند cantilever را بر روی سیم ( $F'$ ) نیوتون، براکت نیز یک نیروی هم اندازه در خلاف جهت نیروی اول را (خط آبی).

### مفهوم تعادل

است؛ rest واژه تعادل معانی متعدد متفاوتی را شامل می شود، اما در فیزیک استاتیک، در اصل به معنی یک وضعیت خصوصاً به این معنا است که یک جسم یا سیستم تحت هیچ گونه شتابی قرار ندارد. بنابراین علم استاتیک شاخه ای فیزیک است که با مکانیک اجسام بدون شتاب، یا (برای سهولت و فهم راحتتر ما) اجسام "غیر متحرک" سر و کار دارد. چنین سیستمی در تعادل قرار دارد. برای دست یابی به تعادل، نباید هیچ نیروی نامتعادلی به جسم وارد شود؛ به بیان دیگر، هر (نیرویی که به سیستم وارد می شود باید توسط نیروهای مخالفش خنثی و متعادل شود. بنابراین برآیند نیروها باید صفر شود یا  $\Sigma F = m(0)$  یا  $\Sigma F = ma$  ، بنابراین  $a = 0$  طبق قانون دوم نیوتون، اگر سیستمی دارای شتاب نباشد در نتیجه).  $(\Sigma F = 0)$  (بنابراین هیچ نیروی خالصی بر سیستم وارد نمی شود.  $\Sigma F = 0$ ).

$\Sigma F$  یک بردار تنها در صورتی صفر می شود که مولفه های عمودی اش صفر باشند؛ در نتیجه ی یک معادله ساده برداری، سه محور فضایی  $x$ ،  $y$  و  $z$   $\Sigma F_z = 0$  ،  $\Sigma F_y = 0$  ، و  $\Sigma F_x = 0$  : معادل با سه معادله اجزای سازنده ی آن است  $= 0$

به همین ترتیب، تمام گشتاورهای خالص در هر سه پلان نیز باید معادل صفر باشد. (هستند که پیش از این توضیح داده شد  $\Sigma M_x = 0$ ،  $\Sigma M_y = 0$  و  $\Sigma M_z = 0$ ، یعنی).

## تعادل در ارتودنسی

### (quasi-static سیستم)

تعادل تنها در سیستم های ساکن (غیر شتاب دار) صدق می کند. با این وجود، ما در ارتودنسی دندان ها را حرکت می دهیم. می شوند (یعنی دندانها یک سیستم استاتیک نیستند). پس چگونه می توان Upright و tip دندان ها جابه جا شده، متوقف، دندان را مشمول قوانین استاتیک نمود؟ برای پاسخ به این سوال باید وضعیت دندان های تحت نیروی ارتودنسی را با معرفی مفهوم سیستم های نیمه استاتیک (یا پروسه های نیمه ترمودینامیک) تعریف نمود. این مفهوم، سیستم یا پروسه ای است که یک توالی از وضعیت هایی را طی می کند که به میزان بسیار کمی شبیه به تعادل است (یعنی این پروسه، بسیار به کندی صورت می گیرد و یک توالی از وضعیت های مختلف دندان را شامل می شود که در هر لحظه ی خاص نزدیک به تعادل هستند). زمانیکه دستگاه های ارتودنسی فعال شده و وارد می شوند، حرکت دندانی که رخ می دهد خیلی کم بوده و در دوره زمانی به نسبت طولانی رخ می دهد. در طی این پروسه، هر زمان که به درون دهان بیمار نگاه کنید هیچ حرکتی نمی بینید؛ با این وجود پس از گذشت زمان کافی، حرکت دندانی مشخص می شود. بنابراین، می توان در هر لحظه آنالیز نیرو را توسط قوانین تعادل، و بدون اعمال خطای قابل ملاحظه ای انجام داد. به بیان دیگر، اینرسی هر جزء دستگاه یا دندان، کوچکتر و قابل صرف نظر کردن است. به همین دلیل قوانین فیزیک استاتیک برای توضیح سیستم های آبی نیرو که توسط دستگاههای ارتودنسی تولید می شود کافی هستند. با این وجود، این قوانین قادر به توصیف نحوه ی تغییر سیستم های نیرو با حرکت دندان، و غیرفعال شدن و تغییر ترکیب دستگاه، نیستند. راه حل مشکلات موجود در فیزیک استاتیک دربرگیرنده ی نیرو ها و گشتاور ها، استفاده از ابتکار و منطق است. هیچ قوانین ساده ای برای توضیح این روندها وجود ندارند. شایعترین خطا، عدم موفقیت در تعیین جسمی است که تعادل آن بررسی می گردد. باید بیاموزید که تمام نیروهای موثر بر جسم را در نظر بگیرید. البته در این راستا، قوانین دوم و سوم نیوتون کمک بسیاری می کنند. با استفاده از قانون سوم می توان به راحتی فهمید که اگر دستگاه نیرویی به یک دندان وارد کند، دندان نیز همان نیرو را به دستگاه اعمال می کند (تصویر 4-11 را ببینید)، و همین قوانین به تمام دندانهای دیگری که دستگاه به آنها متصل است نیز اعمال می شود. با توجه به اینکه دستگاه متحرک نیست، جمع تمام نیروها و گشتاورهای تولید شده توسط دستگاه باید صفر باشد.

### قوانین سیستم های نیروی معادل

اصل سیستم های نیروی معادل، راه برآورده ای برای تعریف مجدد نیروها و گشتاورهای موثر بر یک جسم است. این اصل و تورک را نیز توصیف می کند. یک tip کمک می کند؛ بلکه حرکات چرخشی، translatory نه تنها به تجسم حرکت سیستم نیروی معادل، سیستمی از نیروها و گشتاورها است که می تواند با یک سری از نیروها و یا گشتاورهای متفاوت یا چرخشی اولیه ی خود را نشان دهد. برای فهم کاربردهای translation دیگر جایگزین شود و هم چنان همان رفتار بالینی این اصل، بیاید یک سیستم نیروی وارده بر مولر را جابه جا کنیم

### کاربرد سیستم ها نیروی معادل

#### جابه جا کردن سیستم نیرو به محل متفاوت

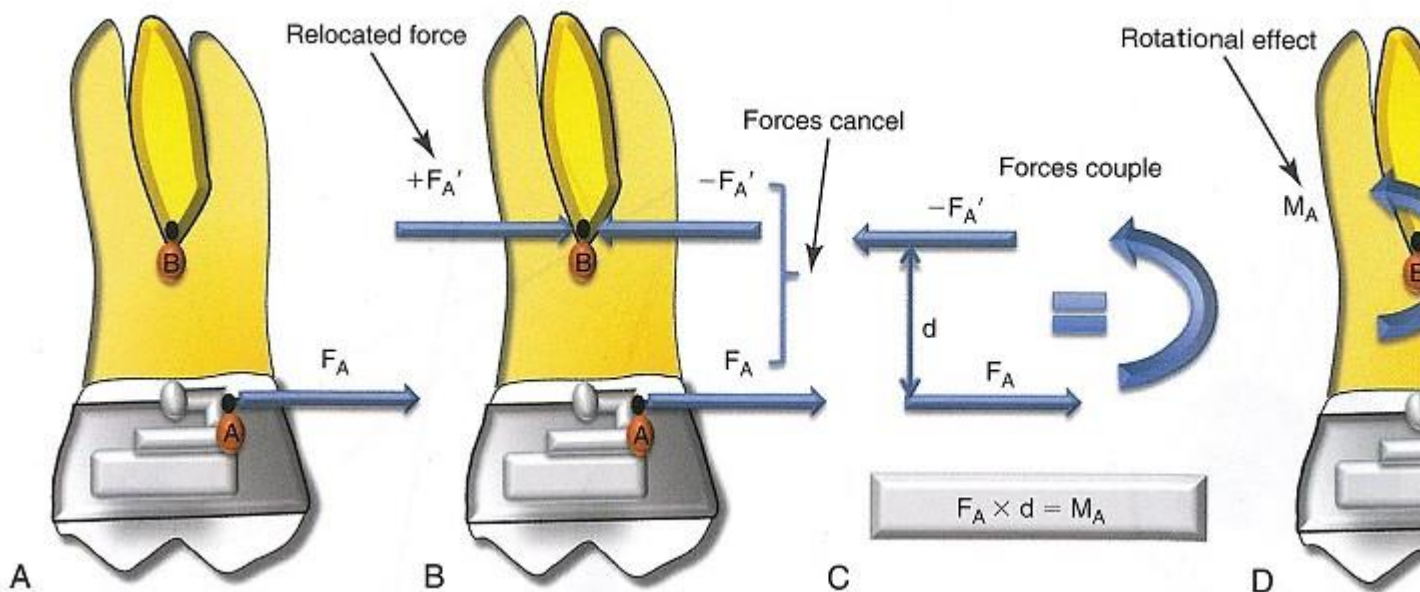
نشان می دهد. حالا فرض کنید که شما می خواهید اثرات  $A (F_A)$  تصویر 4-12 نیروی وارده بر یک دندان را در نقطه ی مولر هست، بررسی کنید ( بخاطر بسیاری که  $C_{RES}$  که در این مثال B این سیستم نیرو را در محل متفاوتی، مثلاً نقطه می تواند هر نقطه دیگری روی مولر باشد). برای تعیین اثر B مولر به طور دلخواه انتخاب شده و نقطه  $C_{RES}$  رسم نمایید. این کار به آسانی انجام می B را در نقطه  $(F_A' +)$  و  $(F_A' -)$ ، دو نیروی مساوی با جهات مخالف translational  $+F_A' = 0$   $(-F_A' = 0)$  شود، چون از آنجایی که دو نیرو مساوی و با جهات مخالف یکدیگر هستند، برآیند آنها صفر بوده وارد می شود اطمینان A که در نقطه  $F_A$  و سیستم را به هیچ نحوی متأثر نمی سازند. از برابری این دو نیرو با نیروی خنثی می شود. با در نظر گرفتن  $F_A'$  با اعمال قانون جمع برداری، با نیروی منفی  $F_A$  حاصل نمایید. اکنون، نیروی اولیه

وارد شده است. تیریک B است که در نقطه  $F_A'$  این مطلب، اکنون می بینید که تنها نیرویی که بر روی مولر باقی مانده می گوئیم! شما نیرو را جابه جا کرده اید

B. در نقطه ی  $F_A'$  و A در نقطه ی  $F_A$ : حالا که نیرو را جابه جا کرده اید، دو نیروی دیگر روی مولر را بررسی کنید از هم قرار دارند. این مدل در واقع (d) این دو نیرو موازی یکدیگر بوده، در جهات مخالف وارد می شوند و در فاصله تعریف اولیه ی یک گشتاور (کوپل) است که قبلاً توضیح داده شده است. به خاطر بسپارید که گشتاورها و کوپل ها باعث چرخش جسم می گردند؛ در نتیجه زمانی که می خواهید یک نیرو را جابه جا کنید، باید این اثر چرخشی را نیز اعمال نمایید. بعلاوه، نیروی کوپل یک بردار آزاد است؛ بنابراین، صرف نظر از محل اعمالش روی یک جسم، همان رفتار چرخشی یکسان را نشان می دهد. در نتیجه، در صورت حفظ اندازه و جهت بردار گشتاور، می توانید گشتاور یک کوپل را محاسبه نمود  $d$  در  $F_A'$  یا  $F_A$  ببرید. میزان این گشتاور را می توان با ضرب B به طور آزادانه به نقطه ی نقطه اعمال گشتاور یا کوپل در زمان ایجاد سیستم نیروی معادل، اهمیتی ندارد. اگر می خواهید گشتاوری را حرکت d). دهید، آنرا حرکت دهید

به طور خلاصه، برای جابه جا کردن یک سیستم نیرو، تنها باید نیروی اولیه را به محل جدید ببرید و گشتاور جدید (که ناشی از نیرو و فاصله بین دو نقطه است) را با حفظ جهت و علامت خود به آن اضافه نمایید

دو قانون ساده وجود دارند که اجازه ی محاسبه ی سیستم های نیروی معادل را می دهند. دو سیستم نیرو زمانی معادلند که برابری و (2) جمع گشتاورها در حول هر نقطه ای، یکسان باشند (x, y و z) (1) جمع نیروها در هر سه پلان فضایی



C و B یکسان است و D تصویر 4-12 ایجاد سیستم های نیروهای معادل. اثر خالص نیروی نشان داده شده در تصویر تبدیل نمود B را به A نشان می دهند که چگونه می توان

### مرکز چرخش

مرکز چرخش نقطه ی ثابتی است، که یک جسم دو بعدی از موقعیت اولیه تا نهایی خود، حول آن می چرخد. (دقت کنید که یک جسم دو بعدی همواره حول یک نقطه می چرخد، درحالیکه یک جسم سه بعدی حول یک محور می چرخد؛ بنابراین، جسم دوبعدی دارای مرکز چرخش و جسم سه بعدی دارای محور چرخش است.) به بیان دیگر، در حین چرخش، تنها نقطه تصویر (4-13). مابقی پلان، حول این نقطه ثابت می چرخد. با (CROT) ای که حرکت نمی کند، مرکز چرخش نام دارد وجود اینکه یک مرکز چرخش منفرد را می توان از هر موقعیت آغازین و انتهایی روی دندان به دست آورد، به این معنی



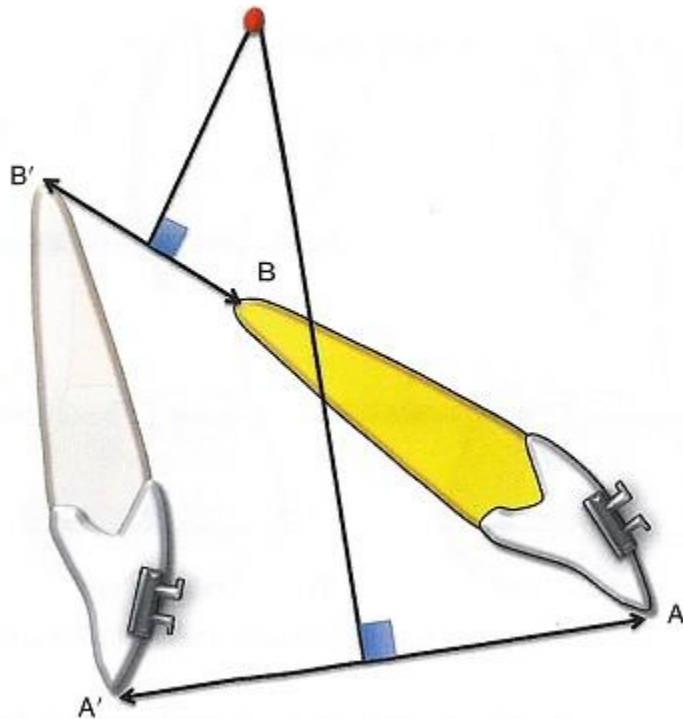
نیست که آن نقطه ی منفرد حقیقتاً در کل حرکت به عنوان مرکز چرخش عمل کرده است. دندان می تواند با طی یک مسیر شده باشد. نیروهای اعمال tip نامنظم به محل نهایی خود رسیده باشد، به طوریکه اول در یک جهت و سپس در جهت دیگر شده به دندان، با حرکت آن، مداوماً دچار تغییرات جزئی می گردند؛ بنابراین یک مرکز چرخش متغیر، بیشتر یک قانون است تا اینکه یک استثناء باشد. در تعیین رابطه ی بین سیستم نیرو و مرکز چرخش حرکت ناشی از آن، تنها چیزی که<sup>5</sup> میتواند به طور واقعی تعیین شود، مرکز "آنی" چرخش است



**تصویر 13-4** مرکز چرخش (نقطه ی قرمز) یک دندان. توجه کنید که مرکز چرخش تنها نقطه ای است که ثابت باقی مانده است.

### تعیین مرکز چرخش

را به آسانی محاسبه نمود. هر دو نقطه دلخواه را CROT میتوان همان گونه که در تصویر 14-4 نشان داده شده است، روی دندان در نظر بگیرید و محل قبل و بعد هر یک از آنها را با یک خط به هم وصل کنید. محل تقاطع عمود منصف های<sup>6</sup> این خطوط، مرکز چرخش است



نوک کاسپ را قبل و بعد از حرکت نشان می دهند. یک خط متصل کننده ی این نقاط کشیده  $A$  و  $A'$  تصویر 14-4 نقاط شده است. یک خط عمود نیز از نقطه ی میانی این خطوط ترسیم شده است. می توان خط عمود مشابه دیگری را نیز به را نشان می دهد (نقطه ی قرمز) همین ترتیب ترسیم نمود. محل تقاطع این دو عمود منصف، مرکز چرخش

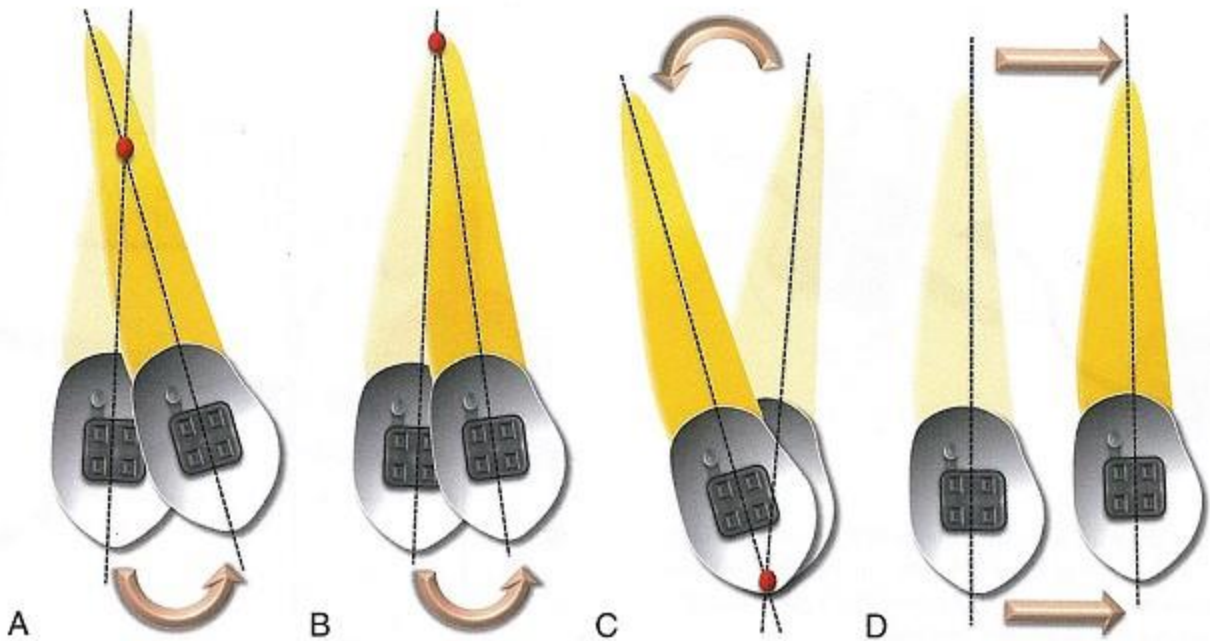
#### انواع حرکت دندانی (تصویر 15-4)

، به طور CROT همانطور که در بخش پیش گفته شد، مرکز چرخش، کلید تعیین ماهیت حرکت دندان است. کنترل کردن خودکار کنترل دقیقی را بر نوع (و گستره ی) حرکت دندان، فراهم می کند. زمانی که یک نیروی منفرد بر دندان وارد ، یک گشتاور CRES شود، دندان در جهت نیروی اعمال شده حرکت می کند. بعلاوه، دندان، بسته به فاصله ی نیرو از را CROT تجربه می کند. ترکیب نیرو و گشتاور باعث چرخش دندان در حین حرکتش می شود و CRES را حول  $(M_F)$  کنترل نشده، نام دارد. tipping ساده یا tipping<sup>75</sup> این نوع حرکت دندانی،<sup>1</sup> قرار می دهد CRES اندکی اپیکال تر از میتواند بر Tipping می توان به آسانی تجسم کرد که اینجا تاج و ریشه در خلاف جهت یکدیگر، حرکت می کنند. حرکت در طول دندان، به صورت های مختلفی انجام شود. با این وجود، این حرکت، برای تسهیل طبقه بندی، CROT حسب محل به دو گروه تقسیم می شوند

- حین چنین حرکتی، در اپکس ریشه قرار دارد. دندان مشابه آونگ روی ساعت CROT: کنترل شده Tipping حرکت می کند، به نحوی که اپکس در یک نقطه خاص ثابت شده و تاج از یک سمت به طرف دیگر حرکت می کند.
- در نوک تاج قرار دارد و ریشه آزاد است تا در جهت نیرو حرکت کند. این حرکت در CROT حرکت ریشه: اینجا طبقه بندی نمی شود، بلکه این حرکت تنها از نظر tipping منابع ارتودنسی به طور متداولی به عنوان حرکت کنترل شده است tipping مکانیک، مشابه

تاج، (ندرتاً) ریشه، و یا (شایعترین) ترکیب هر دو است. با این وجود، tipping تقریباً تمام دنیای حرکت دندانی متشکل از bodily که گاهی اوقات آنرا حرکت translation: یک حرکت بسیار نادر نیز وجود دارد که به سختی قابل دست یابی است

هم می نامند. در این جا هم تاج و هم ریشه به یک اندازه و در یک جهت، بدون هیچ چرخشی حرکت می کنند. در این مورد وجود ندارد، یا به بیان ریاضی به بینهایت می رود CROT

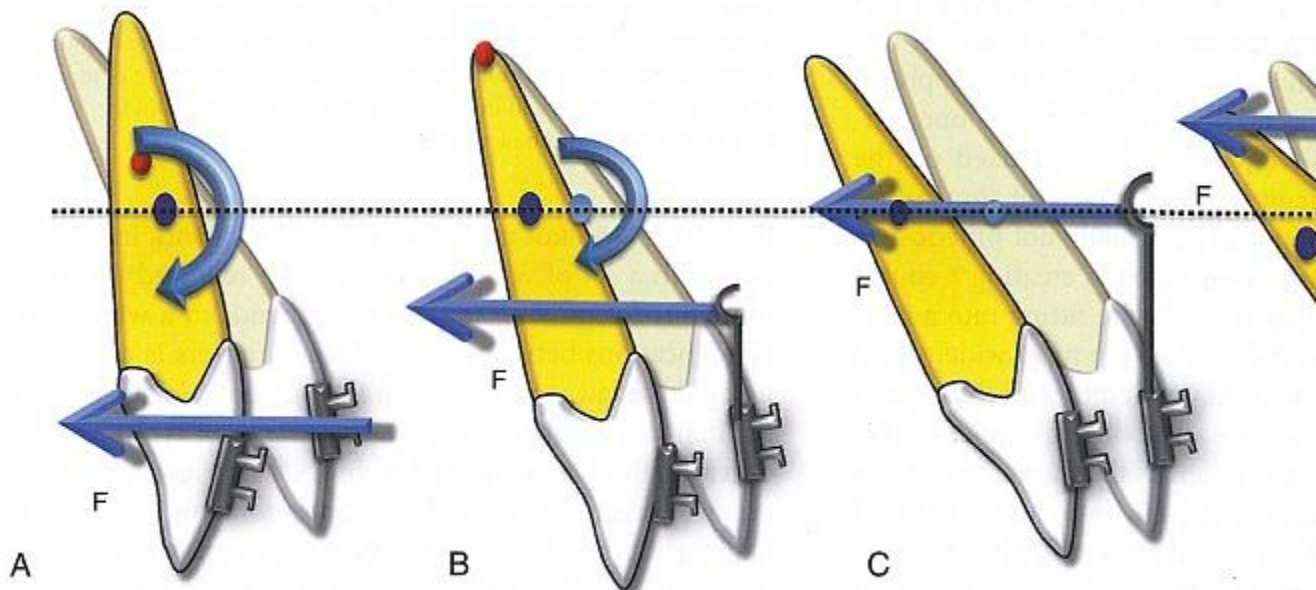


**D** ، حرکت ریشه (تورک) **C**، کنترل شده tipping، **B**، کنترل نشده tipping، **A**، **تصویر 4-15** انواع حرکات دندانی مرکز چرخش در تمام موارد، با یک نقطه ی قرمز نشان داده شده است. دقت کنید که translation یا bodily حرکت در بی نهایت قرار دارد، یا به بیان دیگر، اصلاً مرکز چرخشی وجود ندارد (**D**) translation مرکز چرخش حین حرکت

#### (M/F) نسبت گشتاور به نیرو

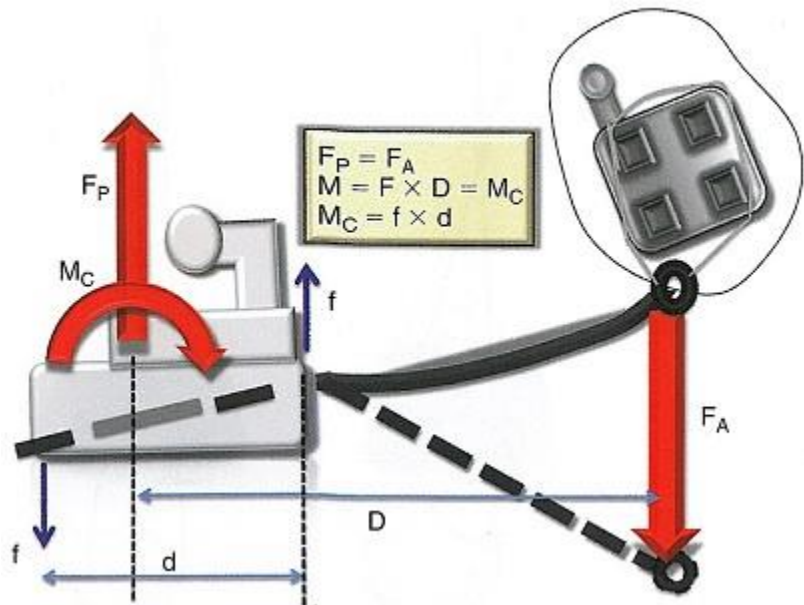
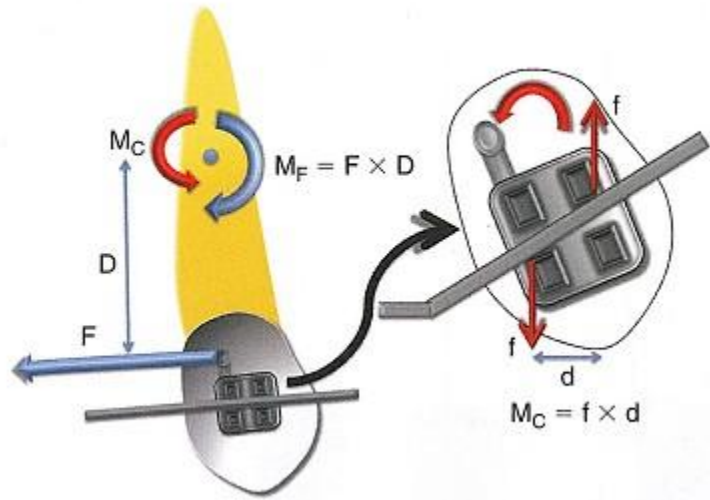
کنترل نشده است؛ اما این حرکت، همیشه حرکت دلخواهی نیست. tipping شایعترین حرکت دندانی در ارتودنسی معمول، برای تغییر این الگوی حرکت دندانی و ایجاد یک الگوی جدید، باید سیستم نیروی وارد به دندان را تغییر داد. دو روش اصلی برای دست یابی به این امر، برحسب مکانیک دخیل، وجود دارد

1. دندان CRES تغییر نقطه ی اعمال نیرو (تصویر 4-16): یک راه ساده ی آن، اعمال نیرو در نقطه ای نزدیکتر به نام دارد را به براکت روی دندان متصل نمود. power arm که اغلب rigid attachment است. می توان یک اعمال نمود. به این ترتیب خط نیرو به یک محل جدید منتقل شده و فاصله اش Power arm سپس، نیرو را به این بلند و power arm تغییر می کند. به این صورت گشتاور نیرو هم تغییر می کند. برای مثال اگر CRES از را به کل حذف نمود زیرا نیرو (M<sub>F</sub>) دندان بگذرد، می توان بازوی گشتاور CRES فرم داده شود و از rigid تاج عمل می tipping اکنون از مرکز مقاومت دندان می گذرد. این روش به زیبایی در هنگام تغییر دادن حرکت و حرکت translation کند؛ با این وجود، این روش در حرکتهایی که به سطوح بالاتری از کنترل نیاز دارند (مثل ریشه)، به مشکل برمی خورد. بازوهای طویل می توانند با گسترش به درون وستیبول و تجاوز به لثه یا گونه، نبوده و تحت تاثیر نیرو دچار rigid باعث آزار بیمار شوند. در ضمن، بازوها گاهی اوقات به اندازه کافی در فصل 6 power arm با استفاده از translation درجاتی از خمش می گردند. (یک مورد بالینی از حرکت (توضیح داده شده است)



به منظور ایجاد انواع مختلفی از حرکات دندان‌ی. توجه نمایید که نیرو از **power arm تصویر 16-4** کاربرد یک **power arm** کنترل نشده، بدون **tipping** حرکت **A**، ثابت نگه داشته شده است **D تا A** **tipping** حرکت **B**، در زیر مرکز مقاومت دندان ایجاد شده است **power arm** کنترل شده که توسط یک **translation** حرکت **C**، عبور نیرو از مرکز مقاومت دندان امکان پذیر شده است **power arm** چرا که با افزایش طول **translation** حرکت **D**، به ورای مرکز مقاومت گسترش یافته است. (نقطه ی **power arm** ریشه به همراه حداقل حرکت تاج؛ در اینجا، قرمز، مرکز چرخش بوده و نقطه ی آبی، مرکز مقاومت دندان را نشان می دهد.) توجه کنید که چگونه با افزایش نیز افزایش یا کاهش می یابد  $M_F$  یا کاهش فاصله ی نقطه ی اعمال نیرو از مرکز مقاومت، میزان تغییر نسبت گشتاور به نیرو (تصویر 17-4): یک روش جایگزین برای تغییر حرکت دندان، دستکاری 1. این روش با افزودن یک گشتاور ( $M_F$ ) بخش چرخشی نیروی اعمال شده است (یعنی به سیستم صورت می گیرد. می توان این ( $M_F$ ) یعنی گشتاوری در جهت مخالف **counterbalancing** گشتاور جدید را به دو روش ایجاد کرد. روش اول، راه متعارف اعمال یک نیرو است (این نیرو متفاوت است). با این حال، با وجود تنها یک براکت متصل به دندان، اعمال نیرو به نقطه  $M_F$  با نیروی سازنده ی دیگر، کار دشواری است. بنابراین این روش معمولاً عملی و کارا نیست. روش دوم شامل ایجاد یک یک براکت قرار داده می **rectangular slot** که در **rectangular** کوپل در براکت است. یک آرچ وایر به همراه نیروی اعمال شده، ماهیت ( $M_C$ ) شود، شایعترین روش مورد استفاده است. این گشتاور جدید ( $M_C/F$  ratio) حرکت دندان را تعیین می کند. این ترکیب به طور شایعی به عنوان نسبت گشتاور به نیرو **tipping**، **translation** شناخته می شود. با تغییر این نسبت می توان کیفیت حرکت دندان را به **ratio** و حرکت ریشه تغییر داد (به این معنی که با تغییر اندازه ی کوپل و نیروی اعمال شده، مراکز چرخش تقریباً ( $M_C$ ) متفاوتی در طول محور طولی دندان ایجاد می شوند). در ارتباط با جهت نیز، گشتاور کوپل است  $C_{RES}$  حول ( $M_F$ ) همیشه در جهت مخالف گشتاور نیرو.

دقت کنید که در ارتودنسی، گشتاورها با گرم-میلیمتر و نیروها با گرم اندازه گیری می شوند؛ بنابراین، واحد نسبت بین این دو، میلیمتر است. این نسبت هم چنین بیانگر فاصله ای از براکت است، که در آن، یک نیروی منفرد قادر باشد (**power arm** یعنی از طریق) به ایجاد همین اثر



تولید شده توسط سیستم، حاصل (M) تصویر 4-18 یک نمای شماتیک، سیستم نیروی یک-کوپل را نشان می دهد. گشتاور بین دو نیرو است، و منجر به چرخش کل سیستم می گردد. این سیستم، مانند هر سیستم (D) نیروی اعمال شده و فاصله ی دیگری، باید در تعادل قرار داشته باشد. به بیان دیگر، باید جمع تمام نیروها و گشتاورهای اعمال شده به آن، برابر با rigid (M\_C) با یکدیگر برابر باشند. علاوه بر این، گشتاور ناشی از کوپل  $F_P$  و  $F_A$  صفر باشد. به این ترتیب باید دو نیروی توسط تماس سیم با لبه های تیوب ایجاد می شود که خود تولید  $M_C$  باشد (M) درون تیوب نیز باید برابر با گشتاور سیستم نشان داده شده با رنگ آبی است (f) کننده ی نیروهای

#### سیستم های نیروی ارتودنسی: اعمال قوانین مکانیک

با توجه به بحث قسمت گذشته مشخص است که حرکت ارتودنسی دندان از قوانین خاص مکانیک کلاسیک یا نیوتونی تبعیت می کند، که برای اعمال نوع خاصی از حرکت باید به درستی درک شوند. گام بعد از تسلط بر روی این قوانین، اعمال آنها است. به یاد داشته باشید که قوانین فیزیکی یا براکتهای روی دندانها، به خودی خود دندانها را حرکت نمی دهند. آنها باید در

ترکیب با یک سری از سیم ها به منظور تولید نیروها و گشتاورهای لازم برای حرکت دندانها به کار روند. قرار دادن خم ها در نقاط استراتژیک یک سیم بین دو یا چند براکت، یک روش استفاده از این قوانین برای حرکت قابل پیش بینی دندانها در مان انجام می شود. روش دیگر، زاویه دار کردن براکت ها نسبت به finishing است. این بخش اغلب در حین مرحله یکدیگر است تا همین نیروها و گشتاورها ایجاد شوند. این اتفاقی است که در مراحل اولیه درمان روی می دهد؛ یعنی زمانیکه دندانها مرتب نیستند و یک سیم مستقیم درون براکتها قرار می گیرد تا آنها را مرتب کند. بیا بیاید این دو موقعیت را به صورت جزئی بررسی کنیم

های نامرتب، attachment، و سیم مستقیم بین براکت ها و attachment در کل، خمهای روی سیم بین دو براکت یا برحسب نحوه ی درگیر شدن سیم درون براکت ها، قادر به ایجاد دو نوع سیستم نیرو هستند

- سیستم نیروی یک کوپل
- سیستم نیروی دو کوپل

### سیستم های نیروی یک-کوپل

وسایل ارتودنسی که قادر به تولید دقیقترین و مهیج ترین حرکات دندانی هستند، اغلب از دید بیومکانیک، ساده ترین دیگر attachment و یک نیروی منفرد در انتهای attachment دستگاهها نیز هستند. زمانی که یک کوپل در انتهای یک به وجود می آید. این سیستم، معمولاً شامل یک سیم خم شده است که در attachment ایجاد شود، این سیستم نیرو بین دو attachment یک انتها وارد یک براکت یا تیوب شده و در انتهای دیگر به جای اینکه وارد براکت یا تیوب شود تنها به گره زده می شود؛ به نحوی که، تنها یک نقطه تماس ایجاد شود. بنابراین، به این سیستم، سیستم نیروی یک براکتی نیز گفته determinate می شود (تصویر 4-18). این سیستم، بخاطر طراحی ساده ی نیروهای عمل و عکس العمل، قادر به تولید است (یعنی تمام نیروها و گشتاورهای تولید شده در چنین سیستمی، قابل تشخیص، اندازه گیری و ارزیابی force system با دقت قابل توجهی هستند). تعدادی وضعیت بالینی وجود دارد که در آن از چنین سیستمی استفاده می کنیم. برخی از آنها در فصل 8 توضیح داده شده اند

جز ضروری تمام دستگاههایی است که از سیستم نیروی یک-کوپل استفاده می کنند. تصویر 4-18 cantilever یک فنر در اکستروژن دندان کاین را نشان می دهد. مکانیک نشان داده cantilever مکانیک های دخیل در زمان استفاده از فنر گره زده شده و attachment شده قابل تعمیم به تمام سیستم های نیروی یک کوپل است. دقت کنید که فنر تنها به براکت یا وجود داشته و نیروی منفردی ایجاد attachment براکت نشده است؛ بنابراین، تنها یک نقطه تماس بین سیم و slot وارد نه سیم و نه) می کند که برخلاف تماس دو نقطه ای در براکت دیگر، هیچ کاپلی ندارد. از آنجا که چنین سیستم شبه استاتیکی است، از قوانین تعادل تبعیت خواهد نمود. rigid یک سیستم (در هر لحظه آنی خاصی حرکت نمی کنند attachment خنثی شود. این گشتاور (M) باید با گشتاور دیگری در جهت مخالف با اندازه برابر (M<sub>c</sub>) بنابراین، گشتاور درون تیوب ها تولید می شود. این نیروها نیز از قوانین تعادل تبعیت attachment در (F<sub>A</sub> و F<sub>P</sub>) توسط نیروهای برابر و مخالف (M) می بینید حاصل قانون سوم حرکت نیوتون نیستند attachment می کنند. (نکته: نیروهای برابر و مخالفی که در دو

در سطح بالینی، پایدارترین روش، برای استخراج سیستم نیرویی که توسط هر دستگاه ارتودنسی تولید می شود، این است قرار دهیم. زاویه attachment خود جدا کنیم و آن را به طور غیر فعال روی ناحیه attachment که سیم فعال شده را از را در سمتی که بزرگترین زاویه بین engagement تشکیل شده بین سیم و براکت ها، جهت کاپل تولید شده در ناحیه ی 8-10 سیم و براکت تشکیل شده، نشان می دهد

### سیستم های نیرو دو-کوپل

براکت های دو براکت یا تیوب وارد شود، سیستم نیروی دو-کوپل برقرار می شود. همانگونه که slot زمانیکه یک سیم در می شوند که در یک سیم attachment از اسم آن پیدا است، این سیستم های نیرو شامل نیروها و کوپل هایی در هر دو مستقیم بین یک جفت براکت نامرتب و یا یک سیم دارای خم بین دو براکت مرتب ایجاد می گردد. بنابراین این سیستم، به نام

سیستم نیروی دو-براکت نیز شناخته می شود. دینامیک این واحد دو براکتی، در فهم قوانین مکانیکی هدایت حرکت دندانها، حائز اهمیت بنیادی است sliding توسط مکانیک های

indeterminate این سیستم در مقایسه یا سیستم نیروی قبلی (یعنی سیستم های نیروی یک-کوپل) شامل یک سیستم نیروی در هر زمان خاص، بیش از حد attachment یعنی برای تعیین "دقیق" تمام نیروها و گشتاورهای دخیل در هر دو) است و استفاده از یک گیج نیرو برای اندازه گیری نیروی لازم برای attachment وارد کردن سیم به درون یک (پیچیده است کردن سیم در براکت دیگر، لزوماً ارزیابی صحیحی از نیروی تولید شده توسط سیم به دست نمی دهد. در این deflect دو براکت، یعنی جایی که قرار است به آن وارد شود، قرار می گیرد، زاویه ورودی slot سیستم، زمانیکه سیم بر روی براکت نشان دهنده ی آن است که کدام براکت زاویه ورود بیشتر و به تبع آن گشتاور بیشتری خواهد slot سیم در هر داشت. این امر از آنجا مهم است که صرف نظر از جهت گشتاور در براکت دوم، گشتاور بزرگتر جهت خالص نیروهای تعادلی وارد شده بر هر براکت را دیکته می کند

همانگونه که قبلاً گفته شد، سیستم نیروی دو-براکت را می توان با دو روش متفاوت ایجاد کرد که به تفصیل در مقالات و (2) (superposition روش) سیم مستقیم قرار داده شده در براکت زاویه دار (1):<sup>11-13</sup> ارتودنسی توضیح داده شده اند (subtraction روش) سیم زاویه دار (خم شده) در براکت های مرتب

### سیم مستقیم قرار داده شده در براکت های زاویه دار

این روش به ارتودنسی اجازه می دهد سیم مستقیم را در براکت های نامرتب به کار ببرد. این کار باعث تحریک فعال شدن سیستم نیرو می شود. می توان سیستم نیرو را با افزودن خم های مناسبی که نیروی آنها با سیستم نیروی سیم مستقیم align و level نام دارد و اغلب در مراحل ابتدایی و "superposition" جمع می شود، تقویت نمود. این تکنیک روش و زمانیکه محل براکت ها برای تصحیح ریشه تغییر داده می finishing کردن درمان ارتودنسی و گاهاً در حین مراحل شود، به کار می رود

گام اول در فهم این روش، توصیف دقیق سیستم است. تصویر 19-4 نحوه ی عملکرد این سیستم را نشان می دهد. محور نیز می  $x-x'$  را به هم متصل می کند. به این محور، فاصله بین براکتی یا محور attachment مرکز دو (D) بین براکتی D، در صورت مشخص بودن attachment-گویند. هر دو براکت با این محور افقی زاویه ای می سازند. هر دو قسمت سیم به طور کامل تعریف می شوند. برحسب زاویه و میزان فاصله بین براکتی، راههای بیشماری برای  $\theta_A$  و  $\theta_B$  و زوایای قرار دادن براکت ها نسبت به یکدیگر وجود دارد. هر هندسه یا نحوه ی آرایش براکت ها را می توان با نسبت زاویه براکت "class" تعریف نمود. هر هندسه دارای سری اختصاصی سیستم های نیروی خود بوده و توسط یک  $x-x'$  ها به محور معرفی می شود. بیابید هر کلاس را به صورت جداگانه بررسی کنیم

را مشاهده خواهد کرد، در حالیکه  $\theta_A$  در حالیکه ما کلاسهای مختلف را معرفی می کنیم، خواننده یک تغییر تدریجی در است، می توان  $\theta_B$  همواره مساوی یا کوچکتر از  $\theta_A$  ثابت نگه داشته می شود. از آن جا که، به طور قراردادی  $\theta_B$  زاویه صرف نظر از دندانهای درگیر، 6 کلاس را برای توصیف هر قسمت دو-دندانی به کار برد. یک روش ثابت علامت گذاری قرار دادی، نیز برای توصیف زاویه براکت ها به کار می رود. زاویه براکت، هم علامت با گشتاور لازم برای قرار دادن برود، علامت قراردادی برای زاویه  $x-x'$  سیم در براکت است. اگر محور براکت (خط آبی) در هر نقطه ای به زیر محور منفی (-) خواهد شد. تمام نیروهای رو به پایین و گشتاورهای خلاف عقربه ساعت نیز منفی هستند ( $\theta_A$  یا  $\theta_B$ ) تشکیل شده

، / و  $\theta_A = \theta_B$  در این جا دو براکت نسبت به محور بین براکتی هم جهت بوده و دارای زاویه مساوی هستند (یعنی I: کلاس است. با وجود آنکه ممکن است اندازه ی  $M_A/M_B = 1$  (تصویر 20-4). دو گشتاور برابر هستند؛ و نسبت)  $\theta_B = 1.0 \theta_A$  می ماند. +، II همواره در کلاس  $M_B$  به  $M_A$  گشتاورها بسته به میزان فعال سازی و فاصله بین براکتی تغییر کند، نسبت بر B. و یک نیروی مثبت در محل A علاوه بر گشتاور، دو نیروی عمودی نیز تولید می شوند: یک نیروی منفی در محل است B برابری نیروی A طبق قوانین تعادل نیروی



B و A مشخص می شود (تصویر 4-21). دو گشتاور مثبت در محلهای  $\theta_A = 0.5 \theta_B$  / با II هندسه ی کلاس II: کلاس و یک نیروی منفی در A ست. یک نیروی مثبت در B برابر گشتاور در ، 0.8 A در سیم ایجاد می شوند. بزرگی گشتاور وجود دارد B

x- نسبت به محور A محور بین براکتی از براکتها می گذرد؛ به بیان دیگر، زاویه براکت III در هندسه کلاس III: کلاس بوده و در نتیجه سیم قرار گرفته در براکت دندان کائین  $\theta_A = 0 \theta_B$  / یا سیم، صفر درجه است (تصویر 4-22). بنابراین،  $x'$  B برابر گشتاور در ، 0.5 A می گذرد. بزرگی گشتاور در (B) براکت قرار گرفته روی دندان پرمولر slot از مرکز (A) وجود دارد B و یک نیروی منفی در A است. یک نیروی مثبت در

-  $\theta_B$  / دارد (یعنی  $x-x'$  را در جهت مخالف نسبت به محور B ، نصف زاویه ی براکت A در اینجا براکت IV: کلاس A وجود دارد، اما هیچ گشتاوری در B است. یک گشتاور مثبت در -،  $\theta_A = 0.5 \theta_B$  / تصویر 4-23). نسبت بین ( $\theta_A = 0.5$  برابر و در جهت مخالف آن است. از آنجا که هیچ B داریم که با نیروی A وجود ندارد. بلکه تنها یک نیروی منفرد در است. جالب توجه است که این هندسه تقریباً مشابه یک سیستم نیروی یک-  $M_A/M_B = 0$  وجود ندارد A گشتاوری در محل کوپل عمل می کند

-  $\theta_B$  / در جهت مخالف نسبت به محور بین براکتی ست. (یعنی B ، دارای سه چهارم زاویه براکت A براکت V: کلاس منفی بوده و میزان آن دو پنجم A است. در این مثال گشتاور -،  $\theta_A = 0.75 \theta_B$  / تصویر 4-24). نسبت بین ( $\theta_A = 0.75$  B و A نیروهای عمودی مساوی و خلاف جهت با یکدیگر در نقاط.  $M_A/M_B = -0.4$  است B گشتاور مثبت در نقطه ی عمل می کنند

را در جهت مخالف دارد؛ به نحویکه، نسبت زوایا 1- است B همان زاویه ی براکت A در این کلاس، براکت VI: کلاس A تصویر 4-25). سیستم نیروی موثر بر سیم متشکل از گشتاورهای برابر و مخالف هم است (در) ( $\theta_A = -1 \theta_B$  / یعنی هیچ نیروی عمودی حضور ندارد. ( $M_A/M_B = -1$ ) مثبت) (یعنی B منفی و در

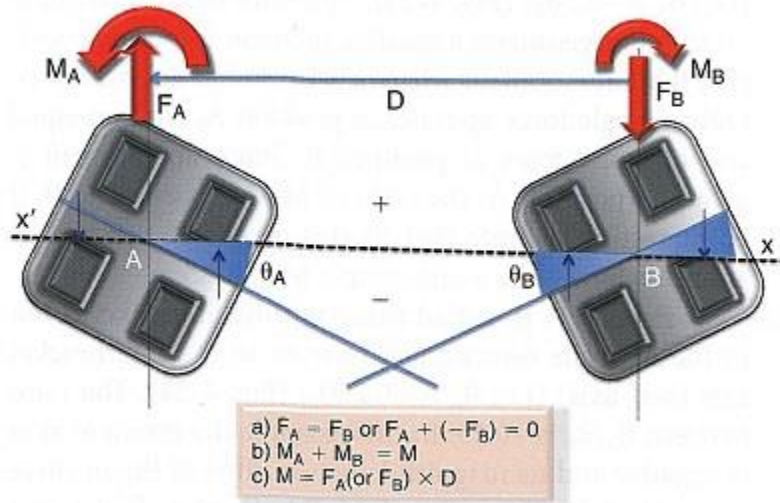
این شش کلاس بالینی در حقیقت معرف یک توالی از سیستم های نیروی امکان پذیر هستند، که می توانند یک سیم بین دو براکت را در تعادل قرار دهند. نکته ی مهم، دانستن سیستم نیروی نسبی است، نه اندازه ی دقیق نیرو. برای مثال، می بینید که دیگر هیچ نیروی VI و جلوتر، نیروهای عمودی کاهش می یابند، تا کلاس II به کلاس I که چگونه با رفتن از کلاس ، اندازه ی نیرو نیز کاهش می یابد. این مطلب  $\theta_A/\theta_B$  عمومی وجود ندارد. به بیان دیگر، می توانیم بگوییم که با کاهش نسبت به آسانی از معادله ی زیر در تصویر 19-4 دریافت می شود

$$F_B - F_A = \text{اینجا } F_B = M_A + M_B / D \text{ یا } F_A =$$

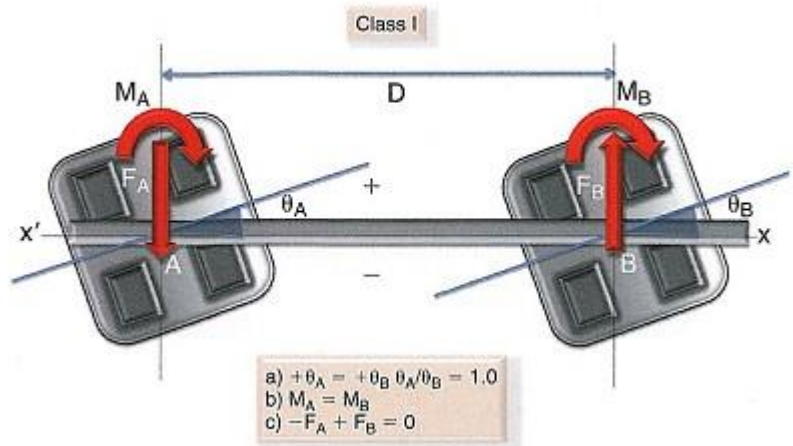
گشتاورهای موجود در هر کلاس، و اینکه چگونه زاویه براکت قادر به تغییر آنها است، نیز از اهمیت بالایی برخوردار از یک کلاس به کلاس بعد، در یک وضعیت دینامیک (مثلا در سطح بالینی) ، سیستم نیرو  $\theta_A/\theta_B$  هستند. با تغییر نسبت



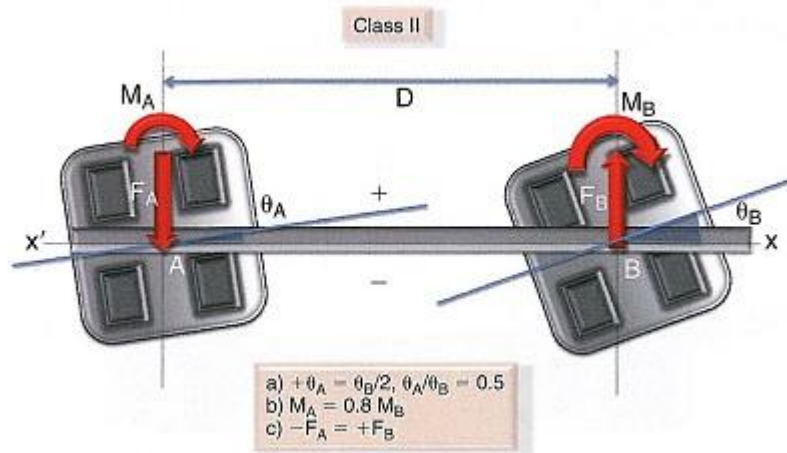
روی سیم و در نتیجه بر روی دندانها به طور قابل ملاحظه ای تغییر می کند.



نسبت به خط A و B و زوایای براکت های (D) توسط فاصله ی بین براکتی attachment-تصویر 4-19 هندسه ی سیم تعیین می شود. فلش های بنفش، چگونگی ایجاد کوپل توسط سیم درون براکت را نشان می دهند (محور x-x' مرجع افقی صدق می (IV تا I نکته: معادله ای که در جدول آورده شده است، بدون استثنا، در تمام هندسه ها (کلاس (M<sub>A</sub> یا M<sub>B</sub>)). کند.

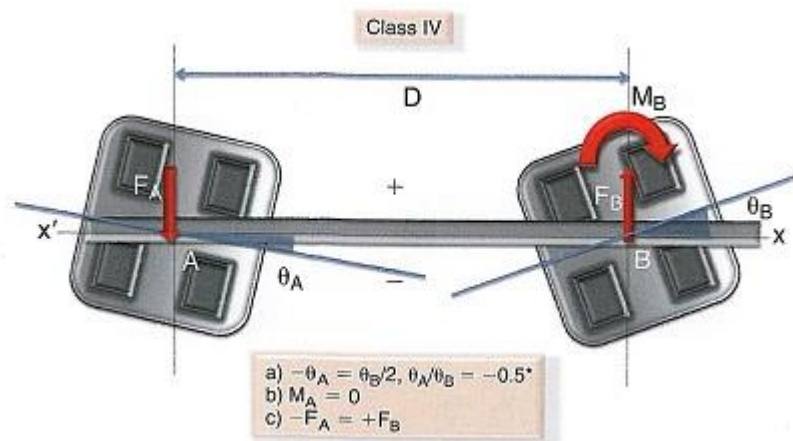


I. تصویر 4-20 هندسه ی کلاس

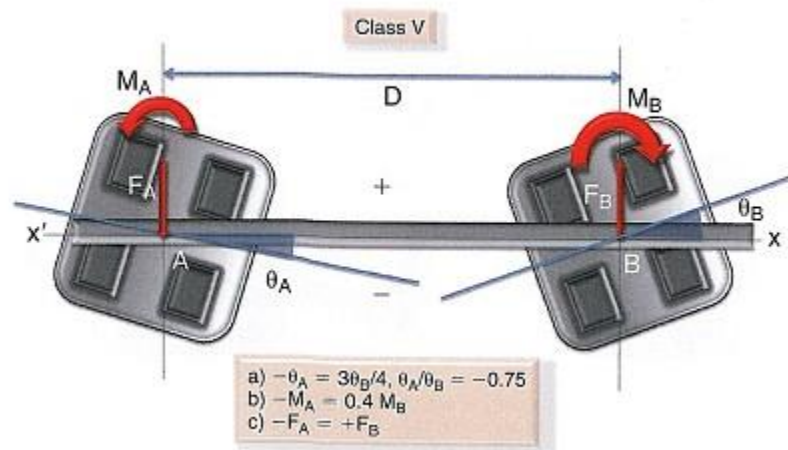


II. تصویر 4-21 هندسه ی کلاس

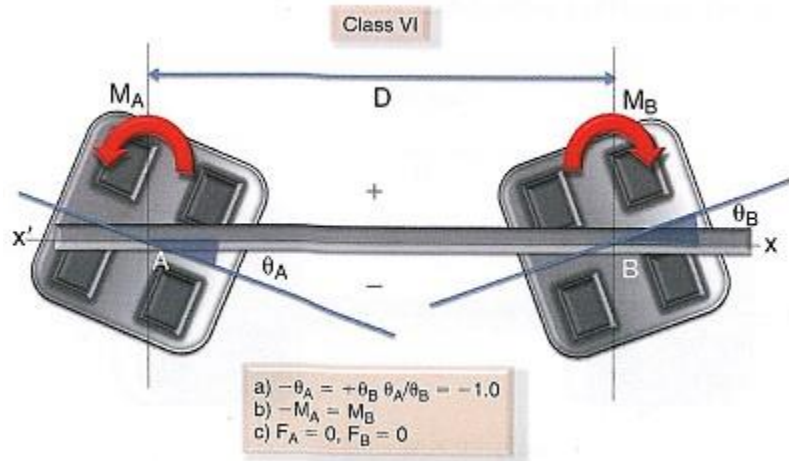
III. تصویر 4-22 هندسه ی کلاس



قرار گرفته B ، در خلاف جهت براکت A علامت منفی به این معنی است که براکت (\*). IV تصویر 23-4 هندسه ی کلاس وجود ندارد A نکته: هیچ گشتاوری در براکت (است).



V. تصویر 24-4 هندسه ی کلاس



نکته: اینجا گشتاورها هم اندازه هستند اما در جهت مخالف یکدیگر قرار دارند. هیچ VI تصویر 25-4 هندسه ی کلاس نیروی عمودی در این هندسه ایجاد نمی شود

### سیم های زاویه دار (خم شده) در براکت های مرتب

خم کردن سیمها در انتهای درمان ارتودنسی، یک اقدام درمانی شایع است. این کار، به افزودن آخرین جزئیات به یک مال ، وسعت بالایی از محل ها و انواع خم ها را superposition اکلوزن به خوبی درمان شده، کمک می کند. هم چون روش میتوان تعبیه کرد. با این وجود، برای فهم دینامیک چنین خم هایی، می توان آنها را بر اساس نوع سیستم نیرویی که ایجاد میکنند، به طبقات زیر تقسیم نمود

I: Step bends

## II: Off-centered “V” bends

## III: Centered “V” bends

step bend و یا “V” bend در این روش مهم است که ابتدا سیم را به طور غیرفعال بین دو براکت قرار داد و سپس مناسب را افزود. به بیان دیگر، این روش ابتدا سیستم های نیرویی که توسط یک سیم مستقیم در براکت های نامرتب ایجاد می شود را حذف نموده و سپس سیستم نیروی مطلوب را با افزودن خم به سیم ایجاد می کند. بنابراین از آن تحت عنوان هم یاد می کنند subtraction روش

هر کدام از این خم ها از نظر نیروها و گشتاورهایی که در دو انتها ایجاد می کند، با بقیه متفاوت است. به یاد داشته باشید که که در بالا آورده شد، حاصل می کند؛ و هم چنین به هندسه های متعددی superposition این روش نتایج مشابهی با روش تقسیم می شود. انواع هندسه های این روش به گروه های زیر تقسیم می شود

1. Step bends. توضیح داده شده در بخش قبل را بازسازی می کنند. آنها II و I این خم ها، هندسه ی کلاس. نیازمند دو خم، در هر جایی درون فاصله بین براکتی سیم هستند

در سیم بین دو براکت، نیروهای عموی هم اندازه و خلاف جهت هم به همراه کوپل های هم جهت با step یک I کلاس این  $M_A/M_B = 1$  گشتاورهای هم اندازه تولید می کند (تصویر 4-26). از آنجا که گشتاورها هم جهت و هم اندازه هستند، در سیم مستقیم همراه با I در سیم را معرفی می کند، که مشابه نسبت کلاس step نسبت، سیستم نیروی نسبی ناشی از یک با ایجاد خم، قسمت I است (نصویر 4-20). به یاد داشته باشید که جهت ایجاد هندسه کلاس stepped براکت های موازی براکت ها می شوند باید با یکدیگر موازی باشند (با خطوط آبی در تصویر 4-26 نشان داده شده slot های سیمی که وارد  $\theta_A = \theta_B$  ، و  $\theta_B = 1.0 \theta_A$  اند)؛ به بیان دیگر زاویه ی خم ها باید مشابه و هم جهت باشند (یعنی

نیز،  $M_A/M_B = 1$  در بعد مزبودیستال، سیستم نیروی مطلق یا نسبی را تغییر نمی دهد. هم چنین نسبت step حرکت دادن کوچکتر یا بزرگتر هم تغییر نمی کند step مستقل از فاصله بین براکتی است و با

این هندسه با ایجاد زوایای خمی نابرابر ایجاد می گردد، و اگر به طور ذهنی انتهای قطعات سیمی که به درون II کلاس براکت می روند را ادامه دهیم خارج از بازه بین براکتی یکدیگر را قطع می نمایند (تصویر 4-27) slot

2. Off-centered “V” bends. شامل قرار دادن تنها یک خم “V” همانگونه که از اسمش پیدا است، یک ، بسته به محل مزبودیستال step bend ، برخلاف یک V bend روی سیم در طول فاصله بین براکتی است. یک خم، به طور قابل ملاحظه ای سیستم نیرو را تغییر می دهد. بنابراین می توان این خم ها را بر اساس محل خم، به (VI تا III کلاس) هندسه های زیر تقسیم نمود

بسیار نزدیک به یکی از براکت ها قرار داده می شود (تصویر 4-28). براکت نزدیک خم، گشتاور III: V bend کلاس بزرگتری خواهد داشت؛ در حالیکه براکت دورتر، گشتاور بسیار کوچکتری دارد که با گشتاور دیگر هم جهت است

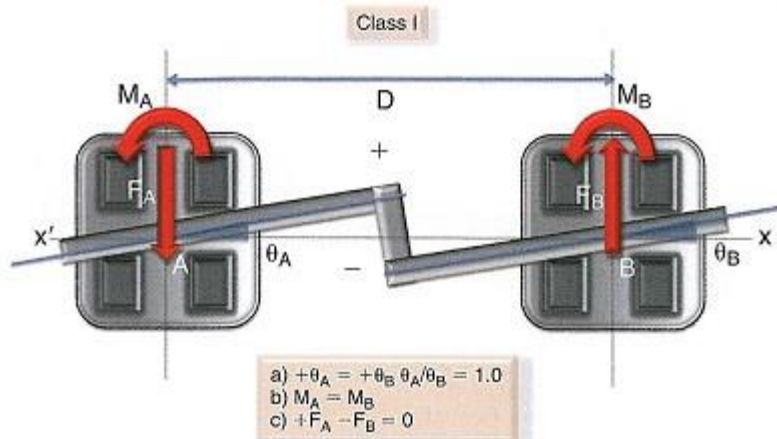
در یک سوم فاصله بین براکتی قرار می گیرد. هیچ گشتاوری در براکت دورتر از خم وجود ندارد IV: V bend کلاس (تصویر 4-29).

خم به مرکز فاصله بین براکتی نزدیکتر شده است (تصویر 4-30). از این نقطه به بعد یک گشتاور بر روی V: کلاس براکت دورتر ایجاد می شود که دارای جهتی مخالف با گشتاور دیگر است

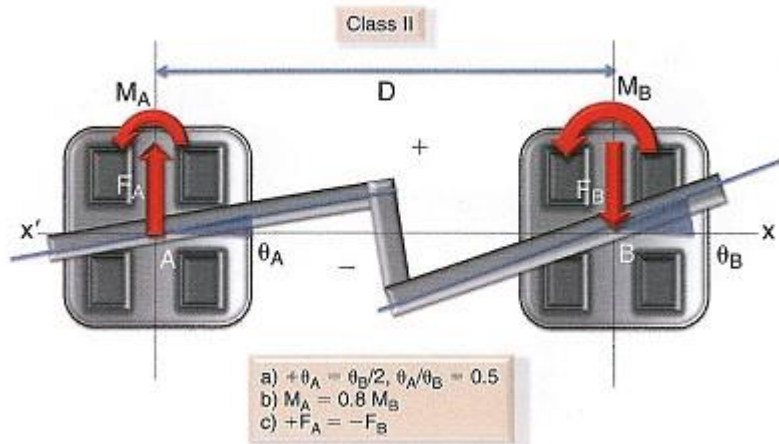
3. Centered V bends.

در مرکز قرار می‌گیرد، گشتاورهای برابر و مخالف هم تولید شده و در نتیجه هیچ نیروی V bend وقتی یک VI کلاس عمودی ایجاد نمی‌شود (تصویر 4-31)

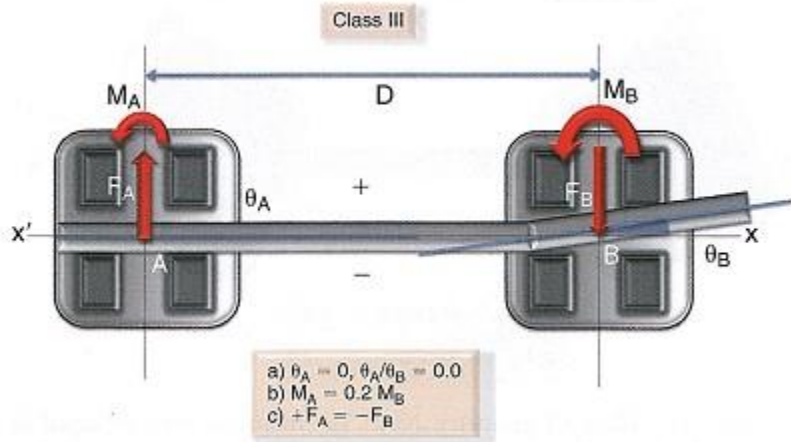
آنالیز سیستم‌های نیرو و منجر به کاربردهای بالینی مهمی در استفاده از خم‌ها و قراردهی و زاویه دادن به براکت‌ها در درمان ارتودنسی روزمره شده است. باید مجدداً تأکید کنیم که درک سیستم نیروی نسبی (نه نیروی مطلق) ضروری است. در تمام هندسه‌های خم‌هایی که گفته شد، ارتفاع خم و فاصله بین براکتی، سیستم نیروی نسبی را تغییر نمی‌دهند؛ اما مشخصاً باعث تغییر نیروها و گشتاورهای مطلق خواهند شد. این آنالیز، هم چنین اساس آنالیز کردن سیستم‌های نیروی پیچیده‌تر و بغرنج‌تری که ممکن است در شرایط بالینی حقیقی تولید شود را شکل می‌دهد.



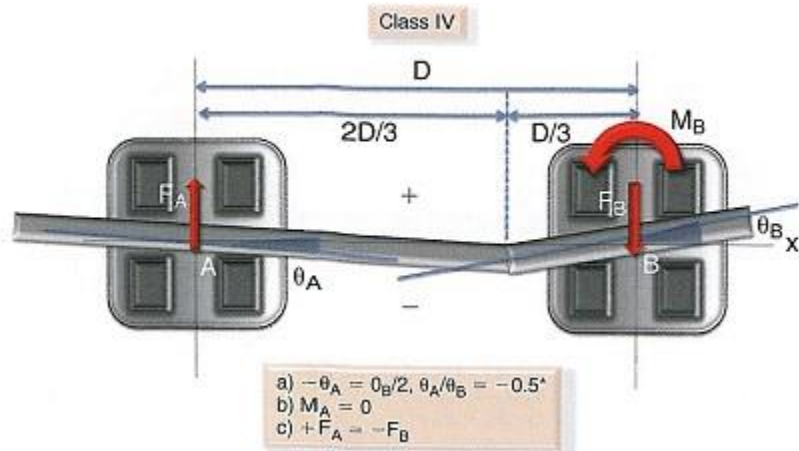
I. خم‌ها به نحوی ایجاد شده‌اند تا دو خط آبی در موازات یکدیگر قرار گیرند، هندسه‌ی کلاس) step bend تصویر 4-26 بر روی سیم، اثر مشابهی خواهد داشت step bend نکته: صرف نظر از محل قرار گیری



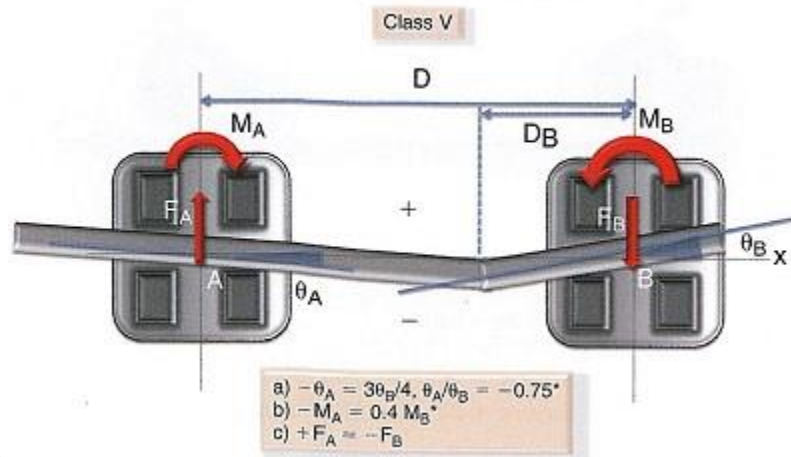
نکته: خم‌ها به نحوی قرار گرفته‌اند که دو خط II خم‌ها (90 درجه نیستند)، هندسه‌ی کلاس) step bend تصویر 4-27 آبی، در ورای فاصله‌ی بین براکتی یکدیگر را قطع کنند



به یکی از براکت ها، بسیار نزدیک "V" bend: نکته، III، هندسه ی کلاس "V" bend Off-centered تصویر 4-28 است.

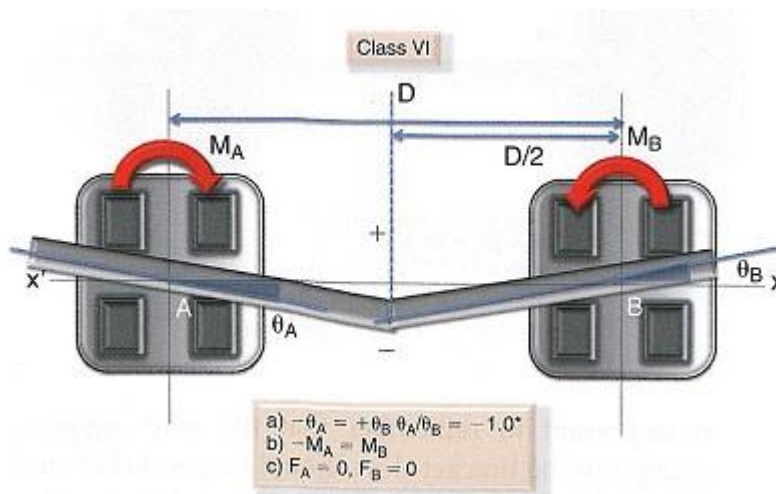


در A علامت منفی به این معنی است که براکت\* IV، هندسه ی کلاس "V" bend Off-centered تصویر 4-29 نکته: خم در یک سوم فاصله ی بین براکتی قرار گرفته است. هیچ گشتاوری (،) قرار گرفته است B جهت مخالف براکت



وجود ندارد A در براکت.

در جهت A علامت منفی به این معنی است که براکت\* V. ، هندسه ی کلاس Off-centered “V” bend تصویر 4-30 در جهت B علامت منفی به این معنی است که براکت\* V. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31 در جهت A علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31 در جهت B علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Off-centered “V” bend تصویر 4-30 در جهت A علامت منفی به این معنی است که براکت\* V. ، هندسه ی کلاس Off-centered “V” bend تصویر 4-30 در جهت B علامت منفی به این معنی است که براکت\* V. ، هندسه ی کلاس Off-centered “V” bend تصویر 4-30 در جهت A علامت منفی به این معنی است که براکت\* V. ، هندسه ی کلاس Off-centered “V” bend تصویر 4-30 در جهت B علامت منفی به این معنی است که براکت\* V. ، هندسه ی کلاس Off-centered “V” bend تصویر 4-30



در جهت A علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31 در جهت B علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31 در جهت A علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31 در جهت B علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31 در جهت A علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31 در جهت B علامت منفی به این معنی است که براکت\* VI. ، هندسه ی کلاس Centered “V” bend تصویر 4-31

#### خلاصه

در این فصل تاکیدی قوی بر روی مفاهیم پایه ی اصول مکانیک دخیل در حرکت دندان قرار دادیم. جلوتر در این کتاب کاربرد بالینی این اصول را خواهیم دید. باور ما بر آن است که با باز کردن مکانیک های پایه حرکت دندانی و ادغام آنها با پیشرفت های جدید، قادر به کارا تر کردن حرکت دندانی به همراه حداقل اثرات سوء هستیم. کلنیسین هایی که اصول حرکت دندانی را درک می کنند کنترل بهتری روی مکانیک های درمانشان و کارایی بیشتری در حرکت دندان دارند.