

فهرست

بخش ۱: بیولوژی و بیومکانیک های انکوریج اسکلتی.....	۹
فصل ۱: قواعد بیومکانیکی مینی ایمپلنت های ارتودنسی.....	۱۱
بخش ۲: تشخیص و طرح درمان.....	۳۳
فصل ۲: ارزیابی سه بعدی نواحی استخوانی برای قراردادن مینی ایمپلنت.....	۳۵
فصل ۳: میزان موفقیت و عوامل خطر مرتبط با انکوریج اسکلتی.....	۴۱
بخش ۳: ایمپلنت های پالاتال.....	۴۷
فصل ۴: بستن فضا در کیس های missing دندان های لترال فک بالا.....	۴۹
فصل ۵: مدیریت قابل پیش بینی کنترل سه بعدی مولر با station-i.....	۵۷
فصل ۶: MAPA: اپلاینس های پالاتالی ساپورت شده با مینی ایمپلنت های سه بعدی و پروتکل تک ویزیتی.....	۷۵
فصل ۷: دیستاله کردن نامتقارن بدون نیاز به همکاری مولر بالا در درمان با Aligner با استفاده از TAD های پالاتال و Beneslider.....	۸۷
بخش ۴: پلیت های اسکلتی.....	۱۰۵
فصل ۸: درمان کروودینگ قدامی بای ماگزیلاری بدون کشیدن با انکوریج اسکلتی دارای کارایی زیستی.....	۱۰۷
فصل ۹: مدیریت مشکلات پیچیده ارتودنسی با انکوریج اسکلتی.....	۱۲۷
بخش ۵: ایمپلنت های زایگوماتیک.....	۱۶۹
فصل ۱۰: درمان اپن بایت با استفاده از مینی پلیت زایگوماتیک: روشی جایگزین برای جراحی ارتوگناتیک.....	۱۷۱
فصل ۱۱: دیستاله کردن مولر با استفاده از مینی پلیت زایگوماتیک.....	۱۸۷
بخش ۶: TAD های باکالی و خارج آلوئولی.....	۲۰۳
فصل ۱۲: مدیریت حرکات ارتودنتیک پیچیده دندان با مینی پلیت های Tube-C.....	۲۰۵
فصل ۱۳: کاربرد TAD های باکالی برای دیستاله کردن دندان ها.....	۲۱۹
فصل ۱۴: استفاده از مینی ایمپلنت های خارج آلوئولی برای مدیریت حرکات مختلف پیچیده دندان.....	۲۳۵
بخش ۷: مدیریت مشکلات چندرشته ای و پیچیده.....	۲۴۷
فصل ۱۵: مدیریت اپن بایت اسکلتی.....	۲۴۹
فصل ۱۶: TAD ها برای بهبود پروفایل صورتی در مال اکلوزن کلاس III.....	۲۷۱
فصل ۱۷: مدیریت بیماران چندرشته ای با کمک TAD ها.....	۲۹۱
فصل ۱۸: پروترکشن مولر دوم و آپرایت کردن مولر سوم.....	۳۱۱
فصل ۱۹: درمان کلاس II بدون کشیدن دندان با سیستم MGBM و سیستم Distal Dual.....	۳۲۳
فصل ۲۰: انکوریج TAD ها با استفاده از درمان ارتودنسی الاینر برای دیستالیزاسیون مولر های پایین.....	۳۳۵

پیشگفتار

در علوم هر از چند گاهی اتفاق می‌افتد که بر بسیاری از هنجارها، مفروضات و کارکردها اثر گذاشته و حتی پتانسیل تغییر پارادایم آن علم را دارند. اغراق نیست اگر تأثیر مینی‌ایمپلنت را بر علم ارتودنسی از این مقوله بدانیم. از دهه ۱۹۹۰ که امکان استفاده از مینی‌ایمپلنت‌ها فراهم شده، مکتوبات فراوانی در کاربردهای متنوع این وسیله بر کتابخانه غنی رشته ارتودنسی افزوده شده است.

کتاب حاضر مزایای ویژه‌ای دارد. اصول بیومکانیک استفاده از مینی‌ایمپلنت‌ها با بیانی شیوا ارائه شده و ارتودنتیست‌های متعددی تجارب ارزشمندشان در استفاده همزمان اپلاینس‌های جدید و مینی‌ایمپلنت یا مینی‌پلیت را به اشتراک گذاشته‌اند. همچنین استفاده از شکل‌های شماتیک درک بهتر مفاهیم و درمان‌ها را تسهیل کرده است.

همکاری و همیاری با دستیاران عزیز تخصصی سرکار خانم دکتر لیلا جزی، سرکار خانم دکتر الهه غلامرضایی، سرکار خانم دکتر راضیه دیانت و جناب آقای دکتر سید مرتضی صمیمی که ترجمه کتاب به همت والای آنان میسر شده را افتخار خود دانسته و آرزو می‌کنم این تلاش به عنوان خدمتی اندک به خانواده بزرگ دندانپزشکی و به ویژه ارتودنسی مقبول و مورد استفاده قرار گیرد.

دکتر احمد سوداگر

استاد و عضو هیئت علمی بخش ارتودنسی

دانشگاه علوم پزشکی تهران

بخش ۱

بیولوژی و بیومکانیک های انکوریج اسکلتی

Biology and Biomechanics of
Skeletal Anchorage

۱. قواعد بیومکانیکی مینی ایمپلنت های ارتودنسی

فصل ۱

قواعد بیومکانیکی مینی ایمپلنت‌های ارتودنسی

MADHUR UPADHYAY, RAVINDRA NANDA

مقدمه

مفاهیم فیزیکی که اساس مکانیک‌های ارتودنسی را تشکیل می‌دهند، کلید درک چگونگی کارکرد اپلاینس‌های ارتودنسی بوده و در طراحی روش‌های درمانی و دستگاه‌های مورد استفاده بسیار مهم هستند.

مکانیک را می‌توان شاخه‌ای از فیزیک دانست که مربوط به جنبه‌های مکانیکی هر سیستم است و آن را می‌توان به دو دسته تقسیم کرد:

استاتیک، بررسی عوامل مرتبط با سیستم‌های غیر متحرک (سخت) و **دینامیک**، مطالعه عوامل مرتبط با سیستم‌های در حال حرکت مانند ماشین یا هواپیمای در حال حرکت. وقتی دانش و روش‌های مکانیکی برای ساختار و عملکرد سیستم‌های زنده (بیولوژی) استفاده می‌شوند، به عنوان مثال، یک دندان همراه با ساختارهای دهانی اطراف آن، به آن بیومکانیک گفته می‌شود. اعتقاد ما این است که مطالعه بیومکانیک حرکت دندان می‌تواند به محققان و کلینیسین‌ها کمک کند تا سیستم نیروی خود را که بر دندان‌ها اعمال می‌شود به منظور پاسخ بهتر در سطح کلینیکی، بافتی، سلولی یا مولکولی حرکت دندان بهینه کنند.

روش‌های مطالعه حرکت دندان

برای مطالعه جنبه‌های بیولوژیکی و مکانیکی حرکت دندان از دو روش استفاده می‌شود - یک روش کمی و یک روش کیفی. **روش کمی** شامل توصیف حرکت دندان‌ها یا ساختارهای اسکلتی مربوطه از نظر عددی است. همه ما با عباراتی مانند ۳ میلی‌متر رترکشن کانین یا ۱۵ درجه فلیر شدن انسیزوری آشنا هستیم. اما صرفاً توصیف کمی حرکت دندان، ماهیت کامل حرکت را توصیف نمی‌کند. درک نوع یا ماهیت حرکت دندان نیز مهم است. یک

رویکرد کیفی حرکت را با اصطلاحات غیر عددی توصیف می‌کند (یعنی بدون اندازه‌گیری یا شمارش هر قسمت از حرکت). این روش اغلب در سطح کلینیکی استفاده می‌شود یا از رادیوگرافی‌ها و/یا مدل‌های گچی استنباط می‌شود (مثلاً به صورت tipping یا جابجایی).

هر دو روش کمی و کیفی اطلاعات ارزشمندی را در مورد یک حرکت فراهم می‌کند. با این حال، ارزیابی کیفی روش غالب مورد استفاده ارتودنسیست‌ها در آنالیز حرکت دندان است. برداشت‌های به دست آمده از آنالیز کیفی توسط داده‌های کمی و بسیاری از فرضیه‌ها برای پروژه‌های تحقیقاتی مستند می‌شوند و به این ترتیب فرمول‌بندی می‌گردند.

مفاهیم اساسی مکانیکی

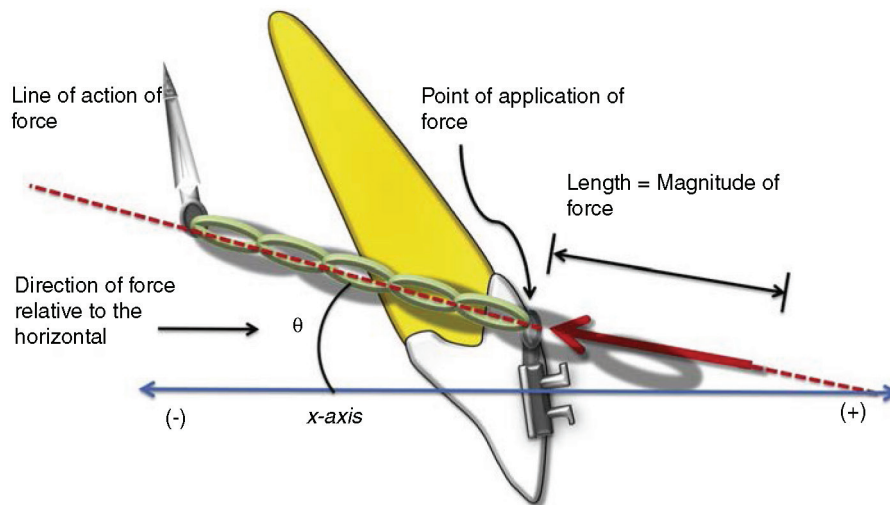
نیرو

نقش نیرو در زندگی روزمره نقش آشنایی است. در واقع، تلاش برای تعریف چنین مفهوم بدیهی تقریباً غیر ضروری به نظر می‌رسد. به بیان ساده، می‌توان نیرو را به عنوان اندازه‌گیری فشار یا کشش وارد بر یک جسم در نظر گرفت. با این حال، مطالعه مکانیک حرکت دندان نیاز به تعریف دقیق نیرو دارد. نیرو چیزی است که باعث تغییر یا تمایل به تغییر در حرکت یا شکل یک جسم یا شی می‌شود. به عبارت دیگر، نیرو باعث تسریع یا کاهش سرعت یک جسم شده و مقدار آن با نیوتن (N) اندازه‌گیری می‌شود، اما در ارتودنسی تقریباً همیشه نیرو بر حسب گرم (g) بیان می‌گردد.

$$1\text{ N} = 101/9\text{ g} (\approx 102\text{ g}) \text{ (به پیوست مراجعه شود)}$$

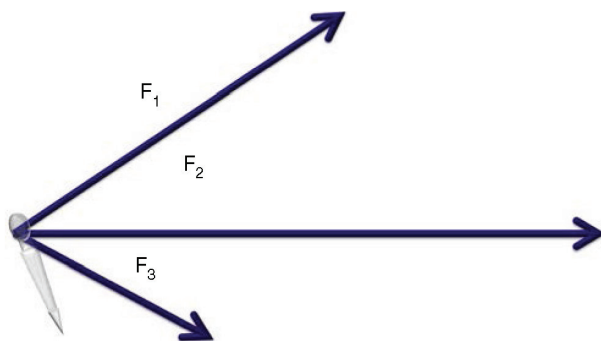
نیرو دارای چهار ویژگی منحصر به فرد است که توسط نمایش گرافیکی از نیرویی که با زاویه به یک دندان سانترال وارد شده، نشان داده شده است. (شکل ۱-۱)

- بزرگی: چه مقدار نیرو اعمال می‌شود (به‌عنوان مثال ۱ N، ۲ N، ۵ N)
- جهت: مسیر اعمال نیرو یا جهت‌گیری آن نسبت به جسم (به‌عنوان مثال جلو، بالا، عقب).
- نقطه اعمال نیرو: جایی که نیرو به جسم یا سیستم وارد می‌شود (به‌عنوان مثال در مرکز، پایین، بالا).
- خط عمل / نیرو: خط مستقیمی که در جهت نیرو از نقطه اعمال نیرو می‌گذرد.



- شکل ۱-۱ چهار ویژگی یک نیروی خارجی اعمال شده به دندان که توسط یک چین الاستومری، با نیروی رترکشن (دیستاله کننده) بین انسایزور ماگزینا و یک مینی‌ایمپلنت نشان داده شده است.

سانترال وارد می‌شود در شکل ۱-۱ نشان داده شده است.



- شکل ۱-۲ طول بردار نیرو مقدار بردار نیرو را نشان می‌دهد. مثال: $F_1 = 1\text{ N}$, $F_2 = 2\text{ N}$, $F_3 = 3\text{ N}$

اصل قابلیت انتقال

این مفهوم برای مکانیک برداری، خصوصاً در درک تعادل و سیستم نیروی معادل بسیار مهم است که بعداً خواهیم دید. این بدان معناست که نیرویی که به یک جسم سخت وارد می‌شود صرف نظر از نقطه اعمال نیرو تا زمانی که در امتداد همان خط اعمال شود منجر به همان رفتار می‌شود.

نمودارهای نیرو و بردارها

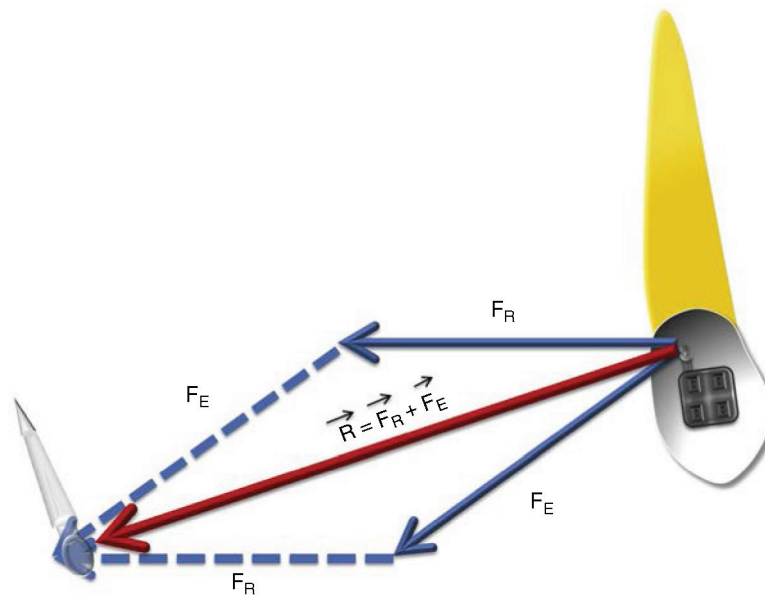
خصوصیات فیزیکی (مانند فاصله، وزن، دما و نیرو) از نظر ریاضی به صورت عددی یا برداری بیان می‌شوند. متغیرهای عددی (scalar) از جمله دما و وزن، جهت ندارند و کاملاً با مقدارشان توصیف می‌شوند. از طرف دیگر، بردارها هم مقدار و هم جهت دارند. نیروها را می‌توان به صورت برداری نشان داد.

برای حرکت دادن دندان به طور قابل پیش بینی، لازم است نیرویی با اندازه مطلوب، در جهت مناسب و در نقطه صحیح به دندان اعمال شود. تغییر هر ویژگی نیرو بر کیفیت جابجایی دندان تأثیر می‌گذارد. یک نیرو ممکن است با یک فلش روی کاغذ نشان داده شود. هر چهار ویژگی آن را می‌توان با فلش نمایش داد. طول فلش مقدار نیرو را بر اساس یک مقیاس انتخابی نشان می‌دهد. به عنوان مثال، $1\text{ cm} = 1\text{ N}$ یا $2\text{ cm} = 2\text{ N}$ (شکل ۱-۲) این فلش در جهتی که نیرو اعمال می‌شود کشیده می‌شود و دم فلش در نقطه اعمال نیرو قرار می‌گیرد. می‌توان تصور کرد که خط عمل نیرو به طور نامحدود در هر دو جهت ادامه می‌یابد (انتهای سری و دمی). هرچند که فلش واقعی، اگر به مقیاس رسم شود، باید یک طول مشخص داشته باشد یک نیروی ۱ N که با زاویه ۳۰ درجه به یک

است. جمع برداری را می‌توان با ترسیم نمودارهای دارای مقیاس و اندازه‌گیری آن‌ها و یا استفاده از مثلثات به صورت گرافیکی به دست آورد. شکل ۱-۳ نشان می‌دهد که چگونه دو نیرو به صورت دو ضلع متوازی الاضلاع تجسم می‌شوند و سپس چگونه اضلاع مقابل ترسیم می‌گردند تا کل متوازی الاضلاع تشکیل شود. نیروی حاصل، R ، با قطری نشان داده می‌شود که از گوشه متوازی الاضلاعی که توسط دم دو بردار نیرو تشکیل شده، رسم می‌گردد.

تأثیر دو یا چند نیرو بر یک سیستم: جمع برداری

اغلب به دندان‌ها بیش از یک نیرو وارد می‌شود. اثر خالص یا نتیجه چندین نیروی عمل‌کننده بر یک سیستم مثل دندان‌ها را می‌توان با ترکیب همه بردارهای نیرو تعیین کرد. فرایند ترکیب نیروها را می‌توان با یک قانون هندسی به نام **جمع برداری** یا **ترکیب برداری** انجام داد. ما بردارها را طوری قرار می‌دهیم که سر هر کدام با دم دیگری در تماس باشد، مقدار و جهت آنها را حفظ می‌کنیم و نتیجه آن بردار کشیده شده از دم بردار اول به سر بردار نهایی



• شکل ۱-۳ تصویری که قانون جمع برداری را با استفاده از روش متوازی الاضلاع نشان می‌دهد. در اینجا، F_R را می‌توان به عنوان یک نیروی رترکت‌کننده روی انسایزور و F_E را به عنوان یک نیروی الاستیک کلاس II در نظر گرفت. اثر خالص این دو نیرو با نتیجه R نشان داده می‌شود.

به عنوان مثال، همانطور که در شکل ۱-۴A نشان داده شده است، از مینی‌ایمپلنت برای رترکشن دندان‌های قدامی استفاده می‌شود. می‌توانیم این نیرو را به اجزا موازی و عمود بر پلن اکلوزال تجزیه کنیم تا مقدار آن را در هر یک از این جهت‌ها مشخص کنیم. تجزیه شامل این مراحل است (شکل ۱-۴B-C): (۱) در ابتدا بردار داده شده را به مقیاس مشخص رسم کنید. (۲) از انتهای بردار، دو جزء عمود بر هم را با جهت‌های مورد نظر رسم نمایید. (۳) از سر بردار، خطوطی را به موازات هر یک از دو خط رسم شده بکشید تا یک مستطیل تشکیل شود. توجه داشته باشید که خطوط موازی جدید ساخته شده همان اندازه و جهت خطوط متناظر در طرف مقابل مستطیل را دارند.

اثرات جهت‌دار نیرو: تجزیه برداری

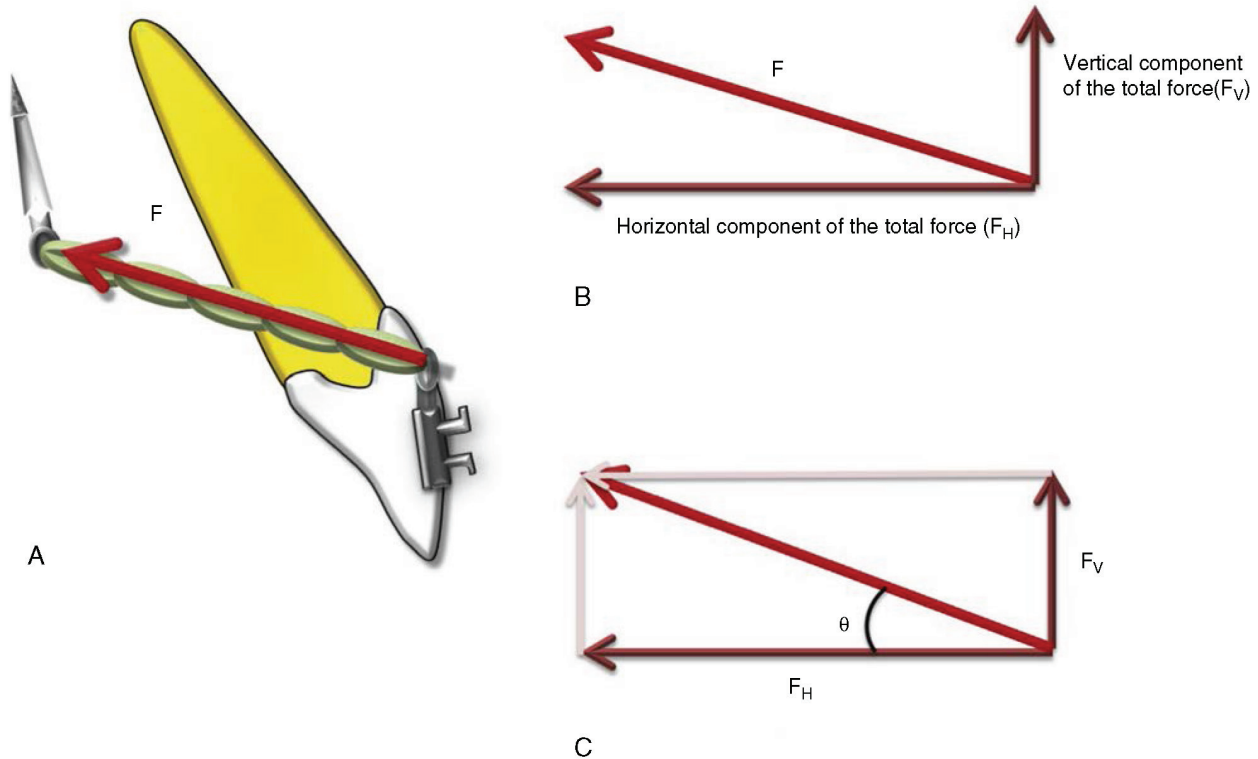
غالباً موقعیتی پیش می‌آید که در آن حرکت مشاهده شده یک سیستم یا نیروی منفرد بر یک سیستم توسط تعیین مؤلفه‌های جهتی آن آنالیز می‌شود. در چنین مواردی، مقدار بردار منفرد داده شده به دو جز تقسیم می‌شود: یک جز افقی و یک جز عمودی. جهت این اجزا نسبت به برخی ساختارهای مرجع مانند پلن اکلوزال یا پلن افقی فرانکفورت (FHP) یا برخی از محورهای موجود در خود سیستم سنجیده می‌شود. اجزای افقی و عمودی معمولاً عمود بر یکدیگر هستند. چنین فرایندی را شاید بتوان معکوس روند جمع برداری دانست. این عمل **تجزیه برداری** نامیده می‌شود و روشی است برای تعیین دو مؤلفه برداری که بردار اولیه را تشکیل می‌دهند.

با کمی تمرین، به راحتی می‌توان مؤلفه نیرو را مستقیم به دست آورد و مرحله محاسبه نسبت نیروها را انجام داد. $\sin \theta$ و $\cos \theta$ را به عنوان کسری در نظر بگیرید که برای محاسبه اضلاع مثلث قائم الزاویه در هنگام مشخص شدن بودن وتر استفاده می‌شود. اضلاع همیشه کوچک‌تر از وتر هستند و سینوس و کسینوس همیشه کمتر از یک است. برای بدست آوردن ضلع مقابل زاویه، کافی است وتر را در سینوس زاویه ضرب کنید. برای محاسبه ضلع مجاور زاویه، وتر را در کسینوس زاویه ضرب کنید.

توجه به این نکته مهم است که اگر تخمین اندازه اجزا مطلوب است، می‌توان برای این کار از قوانین ساده مثلثاتی استفاده کرد. سینوس و کسینوس به طور خاص در یافتن اجزای افقی و عمودی بردار نیرو بسیار مفید هستند. در این حالت اگر به عنوان مثال، مؤلفه افقی با مقدار F_H با نیروی (F) زاویه θ ایجاد کند، می‌توانیم با استفاده از تعاریف سینوس و کسینوس اجزا را محاسبه کنیم:

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

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



● شکل ۱-۴ فرآیند تجزیه برداری.

جاذبه در یک نقطه واحد به نام **مرکز ثقل** متمرکز شده است. باز هم اگر نیرویی در این نقطه وارد شود، باعث می‌شود جسم بدون هیچ چرخشی در یک خط مستقیم حرکت کند. تفاوت مرکز جرم و مرکز ثقل در این است که در دومی سیستم مورد نظر یک «سیستم مهارشده» (مهار شده توسط نیروی جاذبه) است.

دندان‌ها نیز بخشی از یک سیستم مهارشده هستند. علاوه بر

مرکز مقاومت، مرکز ثقل و مرکز جرم

مرکز جرم یک سیستم ممکن است به عنوان نقطه‌ای در نظر گرفته شود که به نظر می‌رسد تمام جرم جسم در آن متمرکز است (یعنی اگر به این نقطه نیرویی وارد شود، سیستم یا جسم در یک خط مستقیم حرکت می‌کند). زمین به هر بخش از سیستم نیرویی وارد می‌کند که با جرم آن بخش نسبت مستقیم دارد. تأثیر کلی نیروی جاذبه بر جسم یا سیستم، به گونه‌ای است که گویی نیروی

دسمودنتال است که به میزان زیادی در رابطه با سن بیمار هستند.^{۲-۴} این ملاحظات باعث می‌شوند ما بگوییم «مرکز مقاومت مرتبط با دندان»، به جای «مرکز مقاومت دندان»

گشتاور (تورک)

وقتی یک نیروی خارجی بر روی جسمی در مرکز ثقل آن (CG) وارد شود، باعث حرکت آن جسم در یک مسیر خطی می‌شود. به چنین نوع نیرویی که خط عمل آن از CG یا C_{RES} می‌گذرد، نیروی مرکزی گفته می‌شود. نیروهای غیر مرکزی (خارج از مرکز) دور از C_{RES} یک جسم عمل می‌کنند.

این نیروها چه نوع تأثیری خواهند داشت؟ علاوه بر اینکه باعث می‌شوند جسم در یک مسیر خطی حرکت کند، یک اثر چرخشی به نام تورک نیز بر جسم دارند، یا به عبارت دیگر این نیروها باعث ایجاد گشتاور روی جسم می‌شوند. فاصله خط عمل نیرو تا مرکز را بازوی نیرو (یا گاهی بازوی گشتاور، بازوی اهرمی یا بازوی تورک) می‌نامند. هرچه این فاصله بیشتر باشد، تورک تولید شده توسط نیرو نیز بیشتر خواهد بود. تشخیص بازوی نیرو بسیار مهم است. بازوی نیرو کمترین فاصله از محور چرخش تا خط عمل نیرو است. بدون استثنا کوتاهترین فاصله همیشه طول خط عمود (۹۰ درجه) بر خط عمل نیرو ($\perp d$) است. علامت « $\perp$ » عمود را نشان می‌دهد. بازوی نیرو در تعیین میزان گشتاور عمل کننده بر روی سیستم بسیار مهم است.

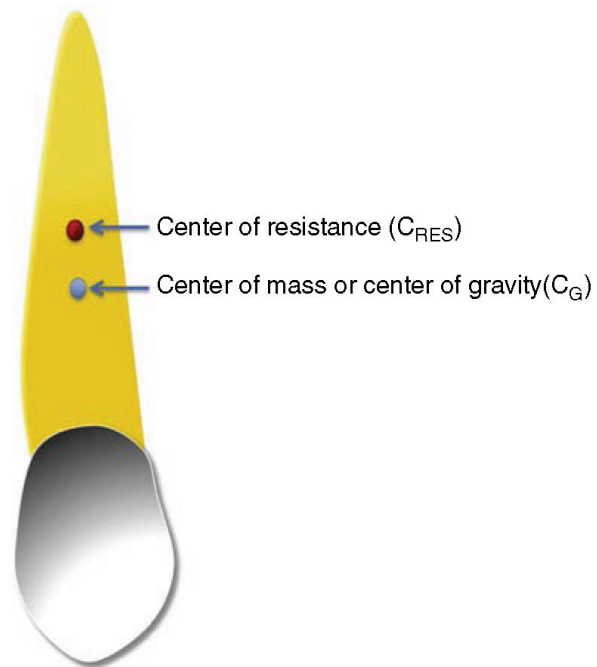
مقدار گشتاور (M) عمل کننده برای چرخش یک سیستم با ضرب مقدار نیروی اعمال شده (F) در فاصله بازوی نیرو ($\perp d$) پیدا می‌شود:

$M = F(d\perp)$ با نیوتن و $\perp d$ با میلی‌متر اندازه‌گیری می‌شود (شکل ۱-۶A).

بنابراین واحد گشتاور مورد استفاده در ارتودنسی، نیوتن میلی‌متر (Nmm) است. همانطور که قبلاً ذکر شد، غالباً برای نیرو نیوتن با گرم (g) جایگزین می‌شود، بنابراین واحد گشتاور گرم-میلی‌متر (gm-mm) می‌شود. هرچه نیرو و / یا طول بازوی نیرو بیشتر باشد، گشتاور بزرگتر است. به دلیل این رابطه ذاتی گشتاور و نیروی مربوطه، به عنوان گشتاور نیرو (MF) نیز شناخته می‌شود.

اگر نیروها با فلش مستقیم نشان داده شوند، می‌توان گشتاورها را با فلش‌های منحنی نشان داد. با نمودارهای دو بعدی، گشتاور

جاذبه، آن‌ها بیشتر توسط ساختارهای پریدنتال مهار شده‌اند که اطراف دندان یکنواخت نیستند (ریشه را در بر می‌گیرند ولی تاج را نه). بنابراین اگر نیرویی به مرکز جرم یا مرکز جاذبه وارد شود حرکت روی خط مستقیم نخواهد داشت زیرا ساختارهای اطراف و ترکیب آنها این نقطه را تغییر می‌دهد. برای حرکت روی خط مستقیم، یک نقطه جدید مشابه مرکز جاذبه مورد نیاز است. این نقطه مرکز مقاومت (C_{RES}) دندان نامیده می‌شود (شکل ۱-۵).



• شکل ۱-۵ مرکز مقاومت (C_{RES}) یک دندان معمولاً کمی آپیکالی‌تر از مرکز ثقل (CG) قرار دارد. ساختارهای پریدنتال اطراف ریشه دندان باعث این مهاجرت آپیکالی C_{RES} می‌شود.

C_{RES} را می‌توان به وسیله رابطه آن با نیرو نیز تعریف کرد: نیرویی که خط عمل آن از C_{RES} عبور می‌کند حرکت جابجایی خالص ایجاد می‌کند. باید توجه داشت که، برای یک دندان خاص، این حرکت ممکن است مزید یستال، وستیبولولینگوال، اینتروزیو یا اکستروزیو باشد. موقعیت C_{RES} مستقیماً به آنچه ریشه کلینیکی دندان نامیده می‌شود بستگی دارد. این مفهوم حجم ریشه شامل استخوان پریدنتال (یعنی فاصله بین کرسٹ آلونول و اپکس) را در نظر می‌گیرد و ضخامت (یعنی سطح) ریشه هم به آن اضافه می‌شود.

بنابراین موقعیت C_{RES} همچنین تابعی از ماهیت ساختارهای پریدنتال، تراکم استخوان آلونول و الاستیسیته ساختارهای