

ارتودنسی معاصر پروفیت ۲۰۱۹

جلد سوم

مترجمین:

دکتر امین امینیان، دکتر مصطفی شیخی، دکتر شکوفه شیخیان

دکتر بهنوش هرمزی، دکتر زهرا توکلی نژاد

عنوان و نام پدیدآور	: ارتودنسی معاصر پروفیت ۲۰۱۹ / ویلیام پروفیت... و دیگران؛ مترجمین هومن زرنگار... و دیگران.
مشخصات نشر	: تهران: شایان نمودار، ۱۳۹۸
مشخصات ظاهری	: ج: مصور(رنگی)، جدول(رنگی)، نمودار(رنگی)؛ ۲۲ × ۲۹ س.م.
شابک	: ج دوره : ۰-۴۲۵-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸، ج ۱: ۳-۴۲۴-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸، ج ۲: ۲-۴۷۶-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸
وضعیت فهرست نویسی	: فیپا
یادداشت	: عنوان اصلی: Contemporary orthodontics, 6th ed, 2018.
یادداشت	: در ویراست قبلی ویلیام آر. پروفیت مولف بوده است.
یادداشت	: مترجمین هومن زرنگار، محمدرضا بدیعی، آرش فرزانه، مرتضی مینا.
یادداشت	: مترجمین جلد سوم امین امینیان، مصطفی شیخی، شکوفه شیخیان، بهنوش هرمزی، زهرا توکلی نژاد.
یادداشت	: کتاب حاضر نخستین بار تحت عنوان "مباحث عمومی ارتودنسی نوین" منتشر شده است.
عنوان دیگر	: مباحث عمومی ارتودنسی نوین.
موضوع	: ارتودنسی
موضوع	: Orthodontics
شناسه افزوده	: پروفیت، ویلیام آر.
شناسه افزوده	: Proffit, William R.
شناسه افزوده	: زرنگار، هومن، ۱۳۵۴ - مترجم
رده بندی کنگره	: ۱۳۹۸ م۲/پ۴۵۲۱ RK5۲
رده بندی دیویی	: ۶۱۷/۶۴۳
شماره کتابشناسی ملی	: ۵۵۸۱۸۵۵

نام کتاب: ارتودنسی معاصر پروفیت ۲۰۱۹ - جلد سوم

مترجمین: دکتر امین امینیان، دکتر مصطفی شیخی، دکتر شکوفه شیخیان، دکتر بهنوش هرمزی، دکتر زهرا توکلی نژاد

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیر تولید: مهندس علی خزعلی

حروفچینی و صفحه‌آرایی: انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

شمارگان: ۱۰۰۰ جلد

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: تابستان ۱۳۹۸

شابک دوره: ۳-۴۲۴-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸

شابک جلد سوم: ۰-۴۲۵-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸

قیمت: ۱،۲۰۰،۰۰۰ ریال



انتشارات شایان نمودار

دفتر مرکزی: تهران/ میدان فاطمی/ خیابان چهلستون/ خیابان دوم/ پلاک ۵۰/ بلوک B/ طبقه همکف/ تلفن: ۸۸۹۸۸۸۶۸



وبسایت: shayannemoodar.com



اینستاگرام: Shayannemoodar

(تمام حقوق برای ناشر محفوظ است. هیچ بخشی از این کتاب، بدون اجازه مکتوب ناشر، قابل تکثیر یا تولید مجدد به هیچ شکلی، از جمله چاپ، فتوکپی، انتشار الکترونیکی، فیلم و صدا نیست.)

این اثر تحت پوشش قانون حمایت از مولفان و مصنفان ایران قرار دارد.)

مقدمه

به نام آنکه هستی نام از او یافت

کتاب حاضر ترجمه ویرایش ششم نوشته پرافیت و همکارانش می باشد. این کتاب یکی از جامع ترین و کاربردی ترین کتاب‌ها در ارتودنسی بالینی می باشد و متأسفانه سه روز بعد از درگذشت صاحب اثر به چاپ رسید. در ترجمه ویرایش جدید این کتاب همانند ویرایش قبلی که توسط تیم تخصصی ما انجام شده است، تلاش شده تا حد امکان ترجمه به کتاب اصلی نزدیک باشد و مفهوم علمی و تخصصی مطالب نیز خدشه دار نشود. بنابراین از تبدیل فارسی تعدادی از عبارات تخصصی که به شکل اصلی خود در مجامع علمی ارتودنسی رواج دارند خودداری شده است.

ترجمه این کتاب گرانها در سه جلد تهیه شده که زحمت ترجمه دو جلد اول این ویرایش بر عهده دکتر هومن زرنگار و تیم تخصصی ایشان بوده است. جلد سوم شامل فصول ۹، ۱۰، ۱۵، ۱۶، ۱۷، ۱۹، ۲۰ می باشد. در این ویرایش از همکاری گرانقدر دکتر مصطفی شیخی که از رزیدنت های توانای سال های گذشته دانشکده دندان پزشکی کرمان بوده اند و خانم ها دکتر شکوفه شیخیان و دکتر بهنوش هرمزی که از وزیدنت های حال حاضر این دانشکده هستند بهره برده شده است. از خانم دکتر توکلی نژاد هم به پاس زحماتشان سپاسگزارم. جا دارد در اینجا از همکاران عزیزم آقایان دکتر مهدی روادگر، دکترآیدین حسن زاده و دکتر میثم میرزایی و خانم دکتر محدثه دلاوریان که در آماده سازی سنگ بنای این کتاب و در ویرایش های قبلی حضور داشته اند تشکر ویژه داشته باشم.

بدیهی است که با وجود تلاش جمعه در تهیه این کتاب، مطالب موجود عاری از نقص نبوده و از همکاران عزیز می‌خواهیم از راه پست الکترونیک بنده به آدرس ما را از نظرات سازنده خود بهره مند سازند. در پایان از دست اندرکاران محترم انتشارات شایان نمودار بویژه جنای مهندس جعفر خزعلی و مهندس علی خزعلی و همچنین سرکار خانم آقازاده تشکر میکنم که بیش از ده سال افتخار همکاری با آنها را داشته ایم.

دکتر امین امینیان

تابستان ۱۳۹۸

فهرست مطالب

بخش سوم: بیومکانیک، مکانیک، و دستگاه های ارتودنسی معاصر

- فصل نهم: اصول مکانیکی در کنترل نیروی ارتودنسی ۵
- فصل دهم: دستگاه های نوین ارتودنسی ۵۷

بخش ششم: درمان های جامع ارتودنسی در اوایل دوره دندانی دائمی

- فصل پانزدهم: مرحله اول درمان جامع در نوجوانان (adolescents): ردیف کردن (Alignment) و مشکلات عمودی ۱۱۵
- فصل شانزدهم: درمان جامع در نوجوانان: بستن فضاها و تصحیح کلاس II و کلاس III ۱۵۱
- فصل هفدهم: مرحله سوم درمان ارتودنسی جامع: اقدامات تکمیلی ۱۸۸

بخش هفتم: درمان های بالغین

- فصل نوزدهم: ملاحظات خاص در درمان بالغین ۲۱۹
- فصل بیستم: درمان توأم جراحی و ارتودنسی ۲۹۰

اصول مکانیکی در کنترل نیروی ارتودنسی

یک سیستم اپلاینس ارتودنسی که از طریق آن مکانوتراپی صورت می‌پذیرد، هم رفتار الاستیک مواد و هم فاکتورهای مکانیکی در پاسخ دندان‌ها بایستی مدنظر قرار گیرد.

مواد الاستیک و ایجاد نیروی ارتودنسی

خصوصیات پایه مواد الاستیک

رفتار الاستیک هر ماده‌ای براساس پاسخ تنش- کرنش (stress-strain) آن ماده به یک نیروی (load) خارجی تعریف می‌شود. هم تنش (stress) و هم کرنش (strain) بر حالت درونی ماده مورد مطالعه دلالت دارد: استرس، توزیع داخلی نیرو بوده و به صورت نیرو بر واحد سطح تعریف می‌شود، در حالی که استرین به هم ریختگی (distortion) داخلی ایجاد شده به واسطه نیرو می‌باشد و به صورت خمش (deflection) در واحد طول بیان می‌گردد. برای آنالیز بهتر، آرچ‌وایرها و فنرهای (spring) ارتودنسی را می‌توان به صورت میله‌هایی (beam) در نظر گرفت که یا فقط در یک انتها تکیه‌گاه دارند (همانند فنری که از یک دستگاه متحرک خارج می‌شود)، یا این که در هر دو انتها دارای تکیه‌گاه هستند (مانند قسمتی از یک آرچ‌وایر که بین اتچمنت‌های دو دندان مجاور واقع شده است) (تصویر ۱-۹). در صورتی که نیرو به چنین میله‌ای اعمال شود، پاسخ آن را می‌توان به صورت خمش^۱ (bending یا twisting) حاصله به واسطه نیرو اندازه‌گیری کرد (تصویر ۲-۹). نیرو و خمش از شاخص‌های اندازه‌گیری خارجی می‌باشند. استرس و استرین داخلی را می‌توان از روی نیرو و خمش با در نظر داشتن سطح مقطع و طول میله محاسبه کرد.

عناوین فصل

مواد الاستیک و ایجاد نیروی ارتودنسی

خصوصیات پایه مواد الاستیک

مواد آرچ‌وایرهای ارتودنسی

اثرات روی خواص الاستیک میله‌ها

سایر منابع نیروی الاستیک

فاکتورهای طراحی در دستگاه‌های ارتودنسی

تماس دو نقطه‌ای (two point contact) به منظور کنترل

موقعیت ریشه

براکت‌های باریک در مقایسه با براکت‌های پهن در

سیستم‌های اپلاینس ثابت

تأثیر اندازه slot براکت در سیستم Edgewise

جنبه‌های مکانیکی کنترل انکورپیج

مقایسه اصطکاک و binding در مقاومت به sliding

روش‌های کنترل انکورپیج

سیستم‌های نیرویی معین در مقایسه با سیستم‌های نیرویی

نامعین

سیستم‌های One-Couple (تک زوجی)

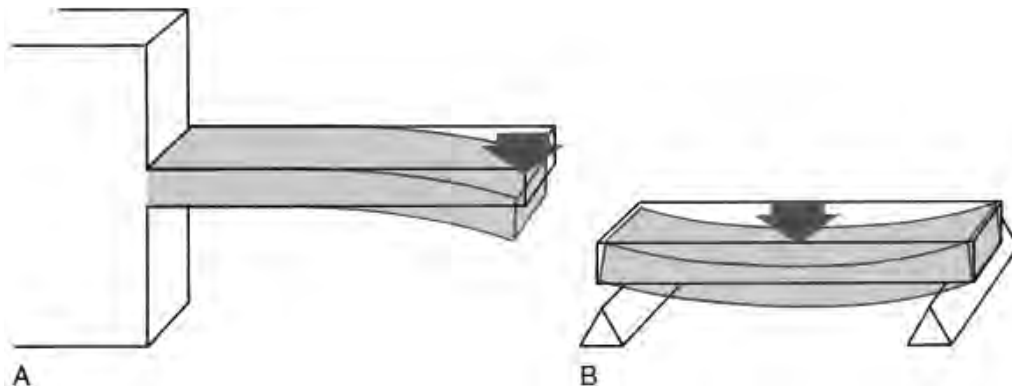
سیستم‌های Two-Couple (دو زوجی)

مکانیک‌های Segmented arch

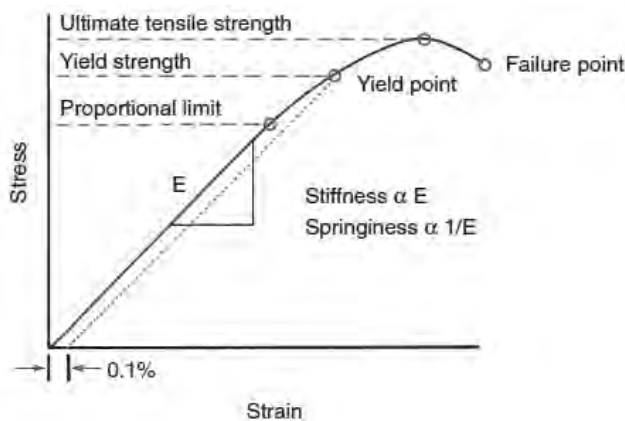
مکانیک‌های Continuous arch

حرکت ارتودنتیک دندان‌های مطلوب به واسطه نیروی ممتد سبک^۱ ایجاد می‌شود. چالش موجود بر سر راه طراحی و کاربرد یک دستگاه ارتودنسی، ایجاد سیستم نیرویی است که دارای این ویژگی‌ها بوده و نیروهایی فراهم آورد که نه خیلی زیاد باشد و نه این که در طول زمان خیلی تغییر نماید. این مسئله به ویژه حائز اهمیت است که نیروهای سبک به سرعت کاهش نیابد، افت و اضمحلال یا به دلیل از دست رفتن الاستیسیته خود ماده است و یا به این دلیل است که مقادیر کوچک حرکت دندان‌های سبب تغییر بزرگتری در میزان نیروی اعمال شده می‌گردد. در طراحی

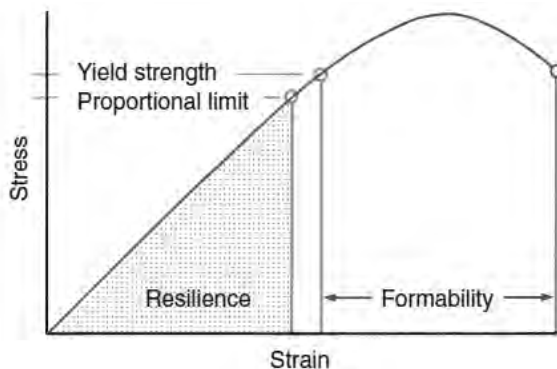
1 -light continuous



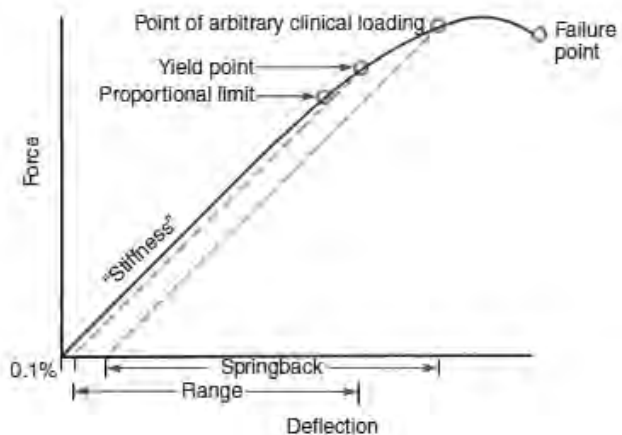
تصویر ۹-۱: beam های کانتی لور (A) و supported (B)



تصویر ۹-۳: stress و strain ویژگی های درونی ماده می باشند که می توان آنها را از روی اندازه گیری نیرو و خمش محاسبه کرد، به نحوی که شکل کلی منحنی های force-deflection و stress-strain مشابه است- سه نقطه متفاوت که روی منحنی stress-strain نشان داده شده را می توان به عنوان نقاط بیانگر strength مشخص نمود. شیب منحنی E (stress-strain)، نشان دهنده ضریب الاستیک (modulus of elasticity) است که با stiffness و springiness متناسب می باشد.



تصویر ۹-۴: resilience و formability همان گونه که در شکل آمده است به ترتیب به صورت ناحیه زیر منحنی stress-strain و فاصله ای در طول محور X ها تعریف می شوند. به دلیل آن که تغییر شکل پلاستیک که یک ماده را شکل پذیر می سازد ممکن است به عنوان cold work نیز در نظر گرفته شود، لذا formability را می توان به صورت ناحیه ای در زیر منحنی stress-strain تفسیر نمود.



تصویر ۹-۲: یک منحنی معمول force-deflection برای یک ماده الاستیک مانند آرچ وایر ارتودنسی stiffness. ماده به صورت شیب قسمت خطی منحنی نشان داده شده است range فاصله ای در طول محور X ها تا نقطه ای است که در آن تغییر شکل دائمی رخ می دهد. (معمولاً تا نقطه yield محاسبه می شود که در آن ۰.۱٪ تغییر شکل دائمی رخ داده است). Springback سودمند از لحاظ بالینی اگر وایر در وراء نقطه yield دچار تغییر شکل شود، (تا نقطه ای که در اینجا به عنوان arbitrary clinical loading نشان داده شده است) رخ می دهد اما وایر دیگر به شکل اولیه خودش باز نمی گردد. در نقطه failure، وایر می شکند.

برای اهداف ارتودنسی، سه ویژگی عمده در مواد سازنده هر میله (Beam) در تعیین سودمندی بالینی آن نقش حیاتی دارد؛ strength (استحکام)، stiffness (سفتی) و range (دامنه). هر کدام از این خصوصیات را می توان به نقاط و منطقه خاصی از منحنی نیرو-خمش (force-deflection) یا stress-strain نسبت داده و تعریف نمود (تصویر ۹-۲ و ۹-۳).

Stiffness متناسب با شیب قسمت الاستیک منحنی force-deflection می‌باشد (تصویر ۹-۲ را ببینید). هر میزان که شیب قسمت الاستیک افقی‌تر باشد، وایر دارای فنریت بیشتری است و هر میزان که شیب عمودی‌تر باشد، وایر سفت‌تر (stiff) می‌باشد.

range به صورت فاصله‌ای که وایر قبل از وقوع تغییر شکل دائمی به طور الاستیک خم می‌شود، تعریف می‌شود. در ارتودنسی این فاصله برحسب میلیمتر اندازه‌گیری می‌گردد (تصویر ۹-۲ را ببینید). در صورتی که وایر در ورای این نقطه دچار خمش شود، دیگر به شکل اولیه خود باز نمی‌گردد اما به شرط آن که به نقطه شکست نرسد، هنوز دارای مقداری springback می‌باشد که از لحاظ بالینی کاربردی و سودمند است. این springback همان طور که در تصویر ۹-۲ نشان داده شده است، در طول محور افقی اندازه‌گیری می‌گردد. وایرهای ارتودنسی معمولاً در ورای elastic limit خود دچار تغییر شکل می‌شوند. بنابراین خصوصیات springback در تعیین کارایی بالینی حائز اهمیت است.

این سه ویژگی عمده دارای رابطه مهمی با یکدیگر می‌باشند:

$$\text{Strength} = \text{Stiffness} \times \text{Range}$$

دو ویژگی دیگر که دارای اهمیت بالینی بوده و می‌توان آنها را بر روی منحنی stress-strain نشان داد، عبارتند از: resilience و formability (تصویر ۹-۴). resilience ناحیه‌ای در زیر منحنی stress-strain است که تا proportional limit را در بر می‌گیرد. این ویژگی بیانگر ظرفیت ذخیره انرژی وایر است که ترکیبی از strength و springiness می‌باشد. formability مقدار تغییر شکل دائمی است که وایر می‌تواند قبل از این که دچار شکست شود، تحمل نماید. این خصوصیت بازتابی از میزان bending دائمی است که وایر می‌تواند قبل از شکسته شدن تحمل نماید (به طور مثال، هنگامی که وایر به شکل یک فنر قابل کاربرد بالینی در می‌آید).

ویژگی‌های یک ماده وایری ایده‌آل برای مصارف ارتودنسی را می‌توان به میزان زیادی از دیدگاه این شاخص‌ها توصیف نمود. یک ماده وایری ایده‌آل باید دارای (۱) استحکام (strength) بالا، (۲) stiffness پایین (در بیشتر اپلاینس‌ها)، (۳) دامنه

سه نقطه متفاوت روی یک منحنی stress-strain را می‌توان انتخاب نمود به نحوی که هر کدام بازتابی از استحکام ماده باشند (تصویر ۹-۳ را ببینید). هر کدام از این نقاط - البته به روشی نسبتاً متفاوت - بیانگر حداکثر نیرویی است که ماده می‌تواند متحمل شود. دو نقطه‌ای اول حد الاستیک (elastic limit) ماده را توصیف می‌کنند، نقطه‌ای که هرگونه تغییر شکل دائمی برای اولین بار در ماده مشاهده می‌شود. محافظه کارانه‌ترین شاخص، حد تناسب (proportional limit) است که بالاترین نقطه‌ای است که stress و strain هنوز رابطه خطی دارند (این رابطه خطی به عنوان قانون hooke شناخته می‌شود). تعیین دقیق این نقطه مشکل است بنابراین شاخص کاربردی‌تر استحکام تسلیم (yield strength) است که محل برخورد منحنی stress-strain با یک خط موازی است که شروع آن در محلی است که ۰.۱٪ کرنش (strain) وجود دارد. به صورت رایج حد الاستیک حقیقی بین این دو نقطه قرار دارد اما هر دو نقطه به عنوان تخمین خوبی از میزان نیرو یا خمشی هستند که سیم می‌تواند قبل از اینکه دچار تغییر شکل دائمی شود، تحمل کند. نقطه‌ای که در آن وایر می‌تواند حداکثر نیرو را تحمل کند - که همان ultimate tensile strength است - بعد از مقداری تغییر شکل دائمی حاصل می‌شود و بزرگتر از yield strength می‌باشد. از آنجا که این استحکام نهایی (ultimate strength) تعیین کننده حداکثر نیرویی است که وایر در صورتی که به شکل فنر (spring) درآید می‌تواند اعمال کند، لذا حائز اهمیت بالینی می‌باشد، خصوصاً از این جنبه که yield strength و ultimate strength در آلیاژهای تیتانیوم جدیدتر، نسبت به آنچه که در وایرهای استیل مشاهده می‌شود تفاوت بسیار بیشتری دارند.

strength بر مبنای واحد stress سنجیده می‌شود که واحد SI (واحد استاندارد بین المللی) آن پاسکال (Pa) است اما هنوز به وفور با واحدهای انگلیسی مانند cm^2/gm برخورد می‌کنیم. امروزه داده‌های با واحد مگاپاسکال (MPa) به صورت مکرر در مجلات ارتودنسی دیده می‌شوند و از واحد MPa در ادامه این متن نیز استفاده می‌شود. سایر واحدهای رایج نیرو gm/cm^2 و psi می‌باشند ($1\text{MPa} = 10,197\text{psi}$ و $1\text{psi} = 0.0703\text{gm/cm}^2$).

آلیاژهای استینلس استیل و کروم- کبالت

استینلس استیل، یا آلیاژ کروم- کبالت (Rocky; Elgiloy) با ویژگی های مشابه، در ارتودنسی جایگزین فلزات قیمتی شد چرا که استینلس استیل از لحاظ strength و springiness به طور قابل ملاحظه ای بهتر از فلزات قیمتی می باشد ولی از لحاظ مقاومت به خوردگی (corrosion) با آنها برابر است. مقاومت استینلس استیل در برابر زنگ زدگی (rust)، ناشی از مقدار نسبتاً بالای کروم موجود در آن می باشد. یک فرمول معمول این فلز برای کاربرد در ارتودنسی، دارای ۱۸ درصد کروم و ۸ درصد نیکل است (لذا غالباً از آن به صورت استینلس استیل ۸-۱۸ نام می برند). خصوصیات این وایرهای استیل را می توان در دامنه نسبتاً وسیعی به واسطه تغییر میزان cold working و annealing در طی ساخت در کارخانه کنترل نمود. استیل توسط annealing، نرم و به واسطه cold working سخت (hard) می گردد. وایرهای استینلس استیل کاملاً anneal شده، نرم و بسیار شکل پذیر می باشند. لیگچورهای (ligature) استیل به کار رفته برای بستن آرچ وایرهای ارتودنسی به براکت، از چنین وایرهای "dead soft" ساخته می شوند. مواد آرچ وایرهای استیل در دامنه ای از حالات نسبتاً anneal شده، عرضه می گردند، به نحوی که در آنها yield strength به قیمت کاهش formability افزایش می یابد. وایرهای استیل دارای بیشترین yield strength (super grade) تقریباً شکننده بوده و اگر به طور شدید خم شوند، خواهند شکست. وایر استیل ارتودنسی regular grade را می توان تقریباً به هر شکل دلخواهی خم کرد، بدون آن که شکستی در آن رخ دهد. در صورتی که نیازی به خم های تند و شدید نباشد، وایرهای super می توانند سودمند واقع شوند، اما کارایی بالینی این وایر آنچنان بهتر نیست که قیمت بالا یا شکل پذیری محدود آنها را توجیه نماید.

Elgiloy (آلیاژ کبالت- کروم)، دارای این ویژگی می باشد که به صورت نرم تر و در نتیجه شکل پذیرتر عرضه گردد و پس از شکل دادن، توسط heat treatment آن را سخت تر نمود. heat treatment، استحکام (strength) آن را به طور معنی داری افزایش می دهد. پس از heat treatment، نرم ترین آلیاژ Elgiloy، معادل نوع regular استینلس استیل شده، در حالی که انواعی از

زیاد، و (۴) formability بالا باشد. به علاوه، ماده باید قابل جوش دادن (weldable) و قابل لحیم شدن (solderable) باشد، به نحوی که بتوان هوک ها (hook) یا stop ها را به وایر متصل نمود. ماده همچنین باید دارای قیمت منطقی باشد. در ارتودنسی امروزی، هیچ کدام از مواد وایری، تمام این ویژگی ها را دارا نیستند و بهترین نتایج با انتخاب آرچ وایرهای خاص برای اهداف خاص حاصل می شود.

در ایالات متحده، ابعاد اپلاینس ارتودنسی، از جمله اندازه آرچ وایرها براساس هزارم اینچ بیان می شود. در این کتاب برای سهولت کاربرد، این ابعاد براساس mil (۱۶ هزارم اینچ معادل ۱۶ میل می باشد) آورده شده است. در اروپا و بسیاری از مناطق دیگر، ابعاد اپلاینس ارتودنسی بر پایه میلیمتر عنوان می شود. در محدوده کاربری اندازه ها در ارتودنسی، می توان با تقسیم اندازه های داده شده برحسب میل بر عدد چهار و سپس اضافه کردن یک رقم اعشار^۱ به عدد حاصل، تقریب نزدیکی از اندازه دستگاه برحسب میلیمتر به دست آورد (۱۶ mil = ۰.۴ mm ; ۴۰ mil = ۱.۰ mm).

مواد آرچ وایرهای ارتودنسی

آلیاژهای فلزی قیمتی (precious)

در نیمه اول قرن بیستم، به طور رایج از آلیاژهای فلزی قیمتی برای مصارف ارتودنسی استفاده می شد، که دلیل اصلی و اولیه این امر آن بود که هیچ ماده دیگری نمی توانست شرایط داخل دهان را تحمل نماید. طلا به خودی خود تقریباً برای کاربرد در زمینه تمام اهداف دندانپزشکی زیادی نرم (soft) می باشد، اما آلیاژها (که غالباً شامل پلاتین و پالادیوم همراه با طلا و مس می باشند)، می توانند برای مصارف ارتودنسی سودمند باشند. معرفی استینلس استیل، آلیاژهای فلزی قیمتی را برای کاربرد در ارتودنسی مهجور ساخت و این امر حتی قبل از آن رخ داد که بهای بسیار زیاد فلزات قیمتی مانعی بر سر راه استفاده از آنها شود. در حال حاضر تنها مزیت قابل توجه طلا راحتی ساخت دستگاه های ریختگی است، مانند پدهای باند شونده - custom fit که در اپلاینس های ثابت لینگوال استفاده می شوند (به فصل ۱۰ مراجعه شود).

حالت دهد. این تغییرات ناشی از دما در ساختار کریستالی (thermoelasticity) در آلیاژ nitinol اصلی به کار رفته در برنامه‌های فضایی حائز اهمیت بود، اما مشخص گردیده است که استفاده از این خصوصیت در کاربردهای ارتودنسی آنچنان مفید نیست. کمپانی‌های بسیاری هنوز هم به شدت بر روی خصوصیات ناشی از Heat activation در وایرهایشان تبلیغات انجام می‌دهند اما در نظر داشته باشید که کلینیسین‌ها در طی alignment اولیه، برای هدایت تدریجی متریال به سمت فاز austenitic آن، از تغییرات آرام و کنترل شده دمایی استفاده نمی‌کنند. این سیم‌ها به طور معمول خواص مطلوب دیگری را بیان می‌کنند و هنوز هم بسیار مفید هستند اما بیشترین خصوصیات بالینی کاربردی آنها تبدیل فاز Thermoelastic نمی‌باشد.

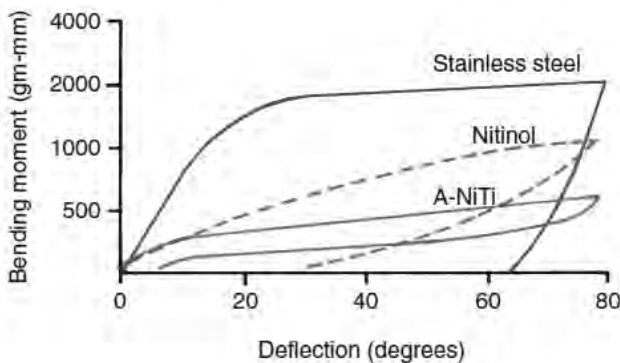
یک ویژگی منحصر به فرد در بعضی از آلیاژها که ناشی از انتقال فاز در طی heat activation می‌باشد shape memory است. Shape memory بر توانایی ماده برای "به خاطر سپردن" شکل اولیه‌اش پس از این که در فرم martensitic متحمل تغییر شکل پلاستیک گردید، دلالت دارد. در کاربرد معمول، در حالی که آلیاژ در درجه حرارت بالا و بیشتر از درجه حرارت انتقالی austenite-martensite قرار دارد، شکل خاصی در آن ایجاد می‌گردد. هنگامی که دمای آلیاژ به زیر درجه حرارت انتقالی سرد می‌شود، در حالیکه در حالت martensite قرار دارد می‌تواند به طور پلاستیک تغییر شکل یابد، اما زمانی که به میزان کافی برای بازگشت ساختار anstenic حرارت داده می‌شود، شکل اولیه خود را باز می‌یابد.

superelasticity بر strain های بسیار بزرگ قابل برگشت که سیم‌های NiTi به دلیل انتقال فازی austenite-martensite می‌توانند تحمل کنند دلالت دارد. این تغییر شکل قابل برگشت بیش از ۱۰ برابر بزرگتر از آرچ وایرهای با ابعاد مشابه از مواد دیگر است. در کاربردهای مهندسی، مکرراً به صورت pseudoelasticity توصیف می‌شود که به دلیل منحنی stress-strain غیرخطی است که برای رفتار الاستیک که دارای رابطه خطی stress-strain قانون هوک هستند غیرمعمول است (تصویر ۵-۹). موادی که خصوصیت superelasticity را نشان می‌دهند آلیاژهای

این آلیاژ که در ابتدا سخت‌تر هستند، معادل نوع super آلیاژهای استیل می‌شوند. به هر حال این ماده به دلیل قیمت بالاتر نسبت به آلیاژ استینلس استیل و نیاز به مرحله اضافه heat treatment برای دستیابی به خصوصیت ایده‌آل، تا پایان قرن بیستم تقریباً منسوخ شد و در حال حاضر به ندرت استفاده می‌شود.

آلیاژهای نیکل - تیتانیوم (NiTi)

خصوصیت آلیاژهای NiTi. آرچ وایرهای ساخته شده از آلیاژهای NiTi به دلیل توانایی استثنایی‌شان برای اعمال نیروی light با دامنه فعال‌سازی زیاد (large range of activation) به میزان زیادی طی alignment اولیه در ارتودنسی نوین ماده انتخابی هستند. اولین آلیاژهای نیکل تیتانیوم معرفی شده به منظور برنامه‌های فضایی ابداع شده بودند و nitinol نام داشتند. (Ni؛ نیکل؛ Ti؛ تیتانیوم؛ Naval Ordnance Laboratory, NOL). در این کتاب، واژه NiTi از این به بعد به خانواده وایرهای نیکل تیتانیوم اطلاق می‌شود (nitinol). که حروف بزرگ در آن به کار نرفته است نیز در بعضی کتب به همین منظور به کار می‌رود). ماده‌های خاص با نام تجاری (حرف اول بزرگ) ذکر می‌شوند. خصوصیات آلیاژهای NiTi بدون درک اولیه وجود بیش از یک ساختار کریستالی در آنها در دمای داخل دهان قابل بحث نیست. در دماهای بالاتر و استرس کمتر آلیاژ دارای ساختار مکعبی (cubic) ساده بنام austenite می‌باشد. در دماهای پایین‌تر و استرس بیشتر، آلیاژ در یک فاز مونوکلینیک بنام martensite پایداری بیشتری دارد. اگرچه آلیاژهای فلزی زیادی با ساختارهای کریستالی متفاوت موجود هستند، خصوصیت منحصر به فرد آلیاژ NiTi، انتقال کاملاً برگشت‌پذیر بین دو ساختار کریستالی است که ممکن است در دمای داخل دهان اتفاق بیفتد. این انتقال فازی اجازه می‌دهد که آلیاژهای NiTi دو خصوصیت برجسته داشته باشند که در سایر متریالهای آرچ وایر یافت نمی‌شود: heat activation و superelasticity. Heat activation به خصوصیتی از ماده اشاره دارد که می‌تواند از یک حالت martensitic به یک حالت austenitic در زمانی که حرارت افزایش می‌یابد تغییر



تصویر ۵-۹: نمودار گشتاور حاصل از bending نسبت به خمش وایرهای ۱۶ mil ارتودنسی. باید توجه داشت که پس از رسیدن به یک سطح معین نیروی اولیه، وایر A-NiTi به طور مشخصی دارای منحنی load-deflection صاف تر و springback زیادتری نسبت به وایر M-NiTi می باشد و M-NiTi نیز نسبت به استیل، springback بسیار بیشتری دارد. (برگرفته شده از مطالعه Burstone و همکارانش).

وایرهای NiTi در ارتودنسی بالینی. وایرهای Nitinol اولیه که تحت همین نام در اواخر دهه ۱۹۷۰ توسط Unitek به بازار عرضه شدند M-NiTi بودند و بدون بهره گیری از اثر انتقال فاز (transition phase)، آلیاژ Nitinol تهیه شده برای کاربرد در ارتودنسی دارای خاصیت فبری استثنایی و کاملاً مستحکم (strong) بوده، اما شکل پذیری ضعیفی داشت (جدول ۱-۹). در اواخر دهه ۱۹۸۰، وایرهای نیکل-تیتانیوم جدید با ساختار ریزدانه ای austenitic (A-NiTi) ارائه شدند. این وایرها (/ormco Copper NiTi, GAC; Sentinol, Sybron و چندین نام تجاری دیگر از شرکت های دیگر) superelasticity و/یا shape memory را با درجات متفاوت نشان می دهند. به هر حال بدون داده های لابراتواری، خطرناک است که تصور کنیم وایرهایی که در تبلیغات از آنها به عنوان وایرهای superelastic یاد می شود، واقعاً دارای چنین ویژگی می باشند و لذا توصیه می گردد که در هنگام خرید، دقت کافی مبذول داشته شود. مبنای انتخاب یک وایر خاص، بایستی اطلاعات حاصل از مطالعات صورت گرفته تحت شرایط کنترل شده باشد، نه توصیه کلینیسی های برجسته.

قسمتی از ماهیت غیر معمول یک ماده سوپر الاستیک همانند A-NiTi این است که منحنی unloading آنها با منحنی loading متفاوت است (به عبارتی برگشت پذیری reversibility) به همراه از دست رفتن مقداری انرژی

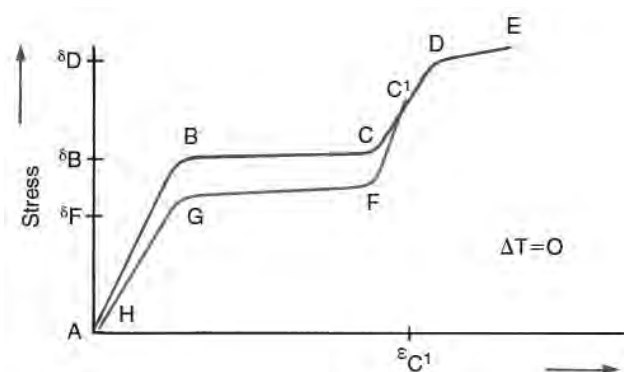
austenitic هستند که در پاسخ به استرس به martensite تبدیل می شوند (که آنالوگ مکانیکی اثر shape memory شده توسط حرارت می باشد). این امر به این دلیل امکان پذیر می باشد که دمای انتقال به دمای اتاق خیلی نزدیک است. بیشتر مواد آرچ وایر تنها می توانند با کشش باندهای بین اتمی دچار تغییر شکل قابل برگشت شوند (که ناحیه خطی منحنی stress-strain را ایجاد می کند) در حالیکه مواد superelastic بعد از مقدار معینی تغییر شکل (deformation) می توانند دچار تغییرات قابل برگشت در ساختار داخلی خود شوند. این transformation به فاز martensitic که توسط استرس القا می شود، اثرش را در قسمت تقریباً صاف (flat) منحنی load-deflection نشان می دهد. این بدان معنی است که اگر یک آرچ وایر اولیه خواه به میزان نسبتاً کم یا مقدار زیاد دچار خمش شود، نیروی تقریباً یکسانی اعمال می دارند و این یک ویژگی منحصر به فرد و بی نهایت مطلوب می باشد (تصویر ۶-۹). با وجود این تغییرات، superelasticity تنها یک واژه تبلیغاتی نیست.

اگر چه shape memory یک واکنش حرارتی و superelasticity یک واکنش مکانیکی است این دو ذاتاً به هم مرتبط هستند. مواد superelastic باید تغییر فاز قابل برگشتی را در نزدیک به دمای انتقال (transition temperature) نشان دهند که این دما برای فاز austenitic بایستی کمتر از دمای داخل دهان باشد تا این تبدیل فاز به صورت بالینی به محض قرار گرفتن در دهان اتفاق بیفتد. آلیاژهای با خصوصیت shape memory، تنها در صورتی که transformation القا شده توسط استرس نیز رخ دهد، دارای دامنه (range) کلینیکی استثنایی هستند. در غیر این صورت هنگامی که نامرتبی دندانها کمتر می شود برای نگه داشتن نیرو در حد سبک (light)، دما بایستی به آرامی افزایش یابد که این هم به صورت بالینی اتفاق نمی افتد. به دلیل تعامل نزدیک این خصوصیات، وایرهایی که انتقال anstentite-martensite را نشان می دهند به عنوان austenitic nickel-titanium A-NiTi شناخته می شوند. سایر وایرهای NiTi در شکل martensitic پایدار هستند بدون اینکه تغییر فازی در داخل دهان انجام دهند و به عنوان marten sitic nickel-titanium M-NiTi شناخته می شوند.

treatment می توان وایرها را شکل داد و خصوصیاتشان را تغییر داد. در مطب ارتودنسی این کار را می توان با عبور جریان الکتریکی بین دو الکترود متصل شده به وایر یا سگمنتی از آن، انجام داد. Miura و همکاران، اولین کسانی بودند که نشان دادند که می توان دندان ها را بر روی کست دندانی در موقعیت اکلوزن پس از درمان چید، سپس براکت ها را به دندان ها باند نموده و یک وایر A-NiTi را در براکت ها درگیر نمود، آنگاه وایر را heat - treat کرده، به نحوی که وایر شکل موقعیت مطلوب دندان ها را به خاطر بسپارد. در این صورت وایر آنچه که معمولاً در مراحل آخر درمان به عنوان "finishing bend" ها مورد نیاز است را در خود دارا می باشد.

حداقل از لحاظ تئوری، این روش امکان انجام انواع خاصی از درمان را با تنها یک وایر موفق می سازد، چرا که دندان ها به طور پیشرونده ای به یک موقعیت از قبل تعیین شده حرکت داده می شوند. این عقیده کاملاً منطبق با روش اولیه Edward Angle در مورد expansion arch است و لذا تداعی کننده همان محدودیت های درمانی می باشد. اما در حال حاضر این روش بیشتر در آرچ وایرهای اولیه ساخته شده به کمک کامپیوتر برای ارتودنسی لینگوال استفاده می شود (قسمت بعد در این فصل را ببینید) و هدف انجام همه چیز با یک آرچ وایر نمی باشد. ویژگی های A-NiTi، این ماده را خیلی سریع به عنوان ماده ارجح برای کاربردهای ارتودنسی که در آنها نیاز به دامنه وسیع فعال سازی همراه با اعمال نیروی نسبتاً ثابت می باشد، مطرح کرده است (یعنی برای آرچ وایرهای اولیه و coil spring ها). M-NiTi نیز سودمند است و موارد کاربرد آن به طور عمده در مراحل آخر درمان است چرا که نیاز به وایر انعطاف پذیر اما بزرگتر و تا حدودی سفت تر وجود دارد. در حال حاضر، وایرهای نیکل - تیتانیوم روند (round) کوچک معمولاً باید A-NiTi بوده تا مزیت دامنه (range) زیاد را داشته باشند. اما وایرهای چهارگوش NiTi - A، torsional stiffness کافی برای ایجاد torque مؤثر را ندارند بنابراین وایرهای rectangular بزرگتر که برای موقعیت دادن دقیق تر دندان ها استفاده می شوند اگر از ماده دیگری ساخته شوند بهتر عمل می کنند.

[hysteresis] به وقوع می پیوندد (تصویر ۷-۹). این امر بدان معنی است که نیروی اعمال شده (مترجم: توسط وایر)، مشابه همان نیرویی نیست که برای فعال کردن آن صرف شده است. متفاوت بودن منحنی loading و unloading حتی منجر به ایجاد اثر بارزتری می شود، و آن اینکه نیروی اعمال شده توسط یک وایر A-NiTi را می توان در طی کاربرد بالینی منحصراً با باز کردن و دوباره بستن (releasing and retying) وایر تغییر داد (تصویر ۸-۹).



تصویر ۶-۹: یک منحنی stress-strain که بیانگر superelasticity مربوط به transformation القاء شده در اثر stress از فاز austenitic به martensitic می باشد، همانند آنچه که در A-NiTi رخ می دهد. قسمت A-B نشان دهنده تغییر شکل کاملاً الاستیک فاز austenitic است (با دقت در شکل ۹-۵ مشخص می شود که در این فاز، A-NiTi نسبت به M-NiTi stiff می باشد). Stress مرتبط با نقطه B حداقل استرسی است که در آن وقوع transformation به فاز martensitic آغاز می شود. در نقطه C، transformation کامل می شود. تفاوت بین شیب A-B و B-C بیانگر سهولت وقوع transformation است. پس از تکمیل transformation، ساختار martensitic به طور الاستیک تغییر شکل می یابد که به صورت قسمت C-D نشان داده می شود (اما تقریباً هرگز این میزان stress به آرچ وایرهای ارتودنسی وارد نمی شود، و این قسمت از منحنی معمولاً در نمودار حاصل از پاسخ آرچ وایرهای ارتودنسی دیده نمی شود). در نقطه yield stress، D فاز martensitic فرا رسیده و ماده تا زمانی که در نقطه E دچار شکست شود، به طور پلاستیک تغییر شکل می دهد. در صورتی که قبل از رسیدن به نقطه D، استرس رها شود (مانند نقطه C1 در این نمودار)، unloading الاستیک ساختار martensitic در طول خط F-C1 رخ می دهد. نقطه F نشان دهنده حداکثر استرسی است که ساختار martensitic القا شده در اثر stress در هنگام unloading می تواند وجود داشته باشد و در آن نقطه transformation معکوس به سمت فاز austenitic آغاز شده، تا نقطه G که در آن ساختار austenitic به طور کامل بازیافت شده است. نشان دهنده unloading الاستیک فاز austenitic می باشد. به دلیل تغییرات غیر قابل بازگشت در طی loading یا unloading، قسمت کوچکی از کل strain ممکن است دوباره حاصل نشود.

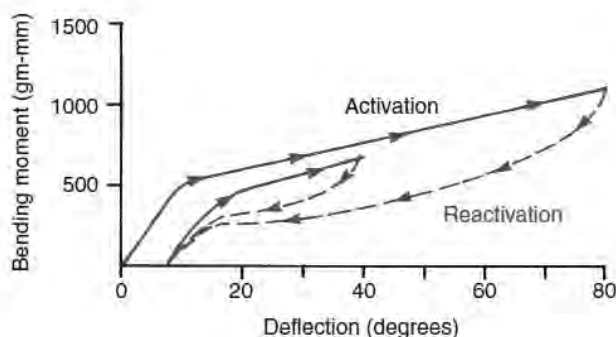
برای یک ارتودنسیست، ایجاد bending به نحو معمول و مرسوم در وایرهای A-NiTi غیرممکن است چرا که این وایرها تا زمانی که تغییر شکل مشخصاً زیادی اتفاق نیافتد، متحمل تغییر شکل پلاستیک نمی گردند (تصویر ۵-۹ را ببینید). اما بوسیله heat

TABLE 9.1 Comparative Properties of Orthodontic Wires

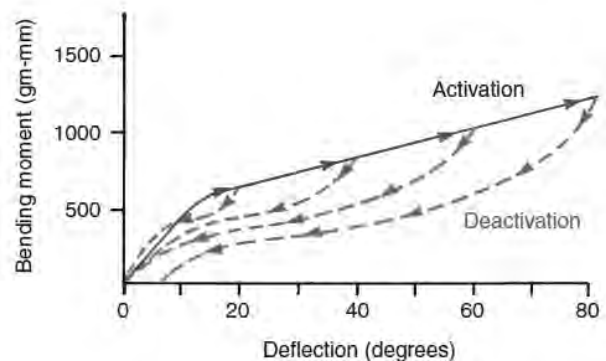
	Modules of Elasticity (GPa)	Material Stiffness Relative to Steel	Set Angle (Degrees) ^a
Gold (heat-treated)	83	0.41	12
Stainless steel <i>Truchrome</i> —Rocky Mountain	200	1.00	NA
Australian stainless steel <i>Australian</i> —TP Labs	193	0.97	12
Cobalt-chromium <i>Elgiloy</i> —Rocky Mountain	193	0.97	16
Cobalt-chromium (heat-treated) <i>Elgiloy</i> —Rocky Mountain	200	1.00	35
Beta-titanium <i>TMA</i> —Ormco	72	0.36	87
A-NiTi <i>Nitinol SE</i> —Unitek	83 ^b	0.41	NA
M-NiTi <i>Nitinol</i> —Unitek	33	0.17	42
Triple strand 9 mil <i>Triple-flex</i> —Ormco	27 ^c	0.13	62
Coaxial 6 strand <i>Respond</i> —Ormco	8.6 ^c	0.04	49
Braided rectangular 9 strand <i>Force 9</i> —Ormco	10 ^c	0.05	56
Braided rectangular 8 strand <i>D-Rect</i> —Ormco	8.6 ^c	0.04	88
Braided rectangular A-NiTi <i>Turbo</i> —Ormco	3.4 ^c	0.02	88

^aDegrees of bending around 1/8-inch radius before permanent deformation.^bFrom initial elastic part of force-deflection curve.^cApparent modulus, calculated.

A-NiTi, Austenitic nickel-titanium; M-NiTi, martensitic nickel-titanium.



تصویر ۸-۹: خطوط قرمز، منحنی activation تا ۸۰ درجه (توپر) و deactivation (نقطه چین) برای وایر A-NiTi superelastic، خطوط آبی، منحنی reactivation وایر تا ۴۰ درجه را نشان می دهد. در هر دو حالت منحنی unloading (deactivation) بیابانگر نیرویی است که به دندان اعمال می شود. توجه داشته باشید که مقدار نیروی اعمال شده توسط قطعه ای از وایر A-NiTi که قبلاً تا ۸۰ درجه فعال شده است (به وسیله منحنی deactivation بالایی نشان داده شده) را می توان به میزان قابل ملاحظه ای به واسطه باز کردن آن از روی براکت و دوباره بستن آن افزایش داد و این یک ویژگی منحصر به فرد وایر A-NiTi است (برگرفته شده از مطالعه Burstone و همکاران)



تصویر ۷-۹: منحنی activation (توپر) و deactivation (نقطه چین) وایرهای A-NiTi. توجه کنید که منحنی های unloading در فعال سازی های متفاوت تغییر می کند (یعنی unloading stiffness به واسطه درجه فعال سازی تحت تأثیر واقع می شود). در عوض، unloading stiffness برای وایرهای beta Ti، steel و M-NiTi در تمام فعال سازی ها یکسان است. (برگرفته شده از مطالعه Burstone و همکاران)

۹-۹ مقایسه شده اند (همچنین جدول ۹-۱ برای سایر داده‌های مقایسه‌ای دیده شود). ویژگی‌های β -Ti در بسیاری موارد بین آلیاژ استینلس استیل و M-NiTi قرار دارد و هر سه متریکال دارای جایگاه مهمی در ارتودنسی بالینی نوین می‌باشند. بررسی ویژگی‌های آنها مشخص می‌سازد که چرا وایرهای خاصی برای کاربردهای بالینی ویژه‌ای ارجحیت دارند (به فصول ۱۵ تا ۱۹ مراجعه شود). قانون Hook، (که بیان کننده رفتار الاستیک مواد است، و در تصاویر ۹-۲، ۹-۳ و ۹-۴ توضیح داده شده است). در مورد تمام وایرهای ارتودنسی غیر از A-NiTi کاربرد دارد. یک روش سودمند برای مقایسه دو آرچ‌وایر، با مواد، اندازه‌ها و ابعاد مختلف، استفاده از نسبت (ratio) ویژگی‌های عمده آنها می‌باشد (استحکام، سفتی و دامنه):

$$\text{Strength A/ Strength B} = \text{Strength ratio.}$$

$$\text{Stiffness A/ Stiffness B} = \text{Stiffness ratio.}$$

$$\text{Range A/ Range B} = \text{Range ratio.}$$

Robert Kusy این نسبت‌ها را برای وایرهای مختلفی محاسبه نموده است و اطلاعات ارائه شده در اینجا از مطالعات وی برگرفته شده است. هنگامی که خصوصیات مقایسه‌ای وایرها در نظر گرفته می‌شوند مهم است که به دو نکته توجه کنیم:

۱. در مورد وایرهای روند، با مقایسه bending می‌توان به طور تقریباً کاملی کاربردهای ارتودنسی آنها را توصیف نمود، اما هنگامی که وایرهای rectangular در اتچمنت‌های rectangular دندان‌ها قرار می‌گیرند، استرس‌های bending و torsional هر دو مطرح می‌گردند. روابط پایه برای torsion مشابه همان روابط به کار رفته برای bending است، اما کاملاً یکسان نمی‌باشد. به هر حال، کاربرد مناسب معادلات برای torsion، امکان محاسبه نسبت‌های torsion را به همان طریقه برآورد نسبت‌های bending فراهم می‌سازد.

۲. این نسبت‌ها در مورد قسمت خطی منحنی load-deflection کاربرد دارد و به همین دلیل رفتار وایرهایی را که در ورای حد الاستیکشان تحت استرس قرار می‌گیرند و هنوز دارای springback مناسب می‌باشند، به دقت

بتا - تیتانیوم

در اوایل دهه ۱۹۸۰، بعد از ورود Nitinol و قبل از ارائه A-NiTi به بازار، یک آلیاژ کاملاً متفاوت تیتانیوم به نام بتا تیتانیوم به دنیای ارتودنسی معرفی شد. این ماده β -Ti (TMA, Ormco/Sybron)، این نام مخفف آلیاژ تیتانیوم-مولیبدنیوم است)، به صورت اولیه برای کاربرد در ارتودنسی ابداع گردید. این آلیاژ ترکیب بسیار مطلوبی از استحکام و springiness (یعنی resilience عالی) را ارائه می‌دهد، به علاوه این که از شکل پذیری نسبتاً خوبی برخوردار است. چنین ویژگی‌هایی این ماده را به عنوان انتخاب عالی برای auxiliary spring و آرچ‌وایرهای مراحل میانی و finishing خصوصاً نوع rectangular آن برای مراحل نهایی درمان edgewise مطرح ساخته است.

پلاستیک‌های کامپوزیتی (Composite Plastics)

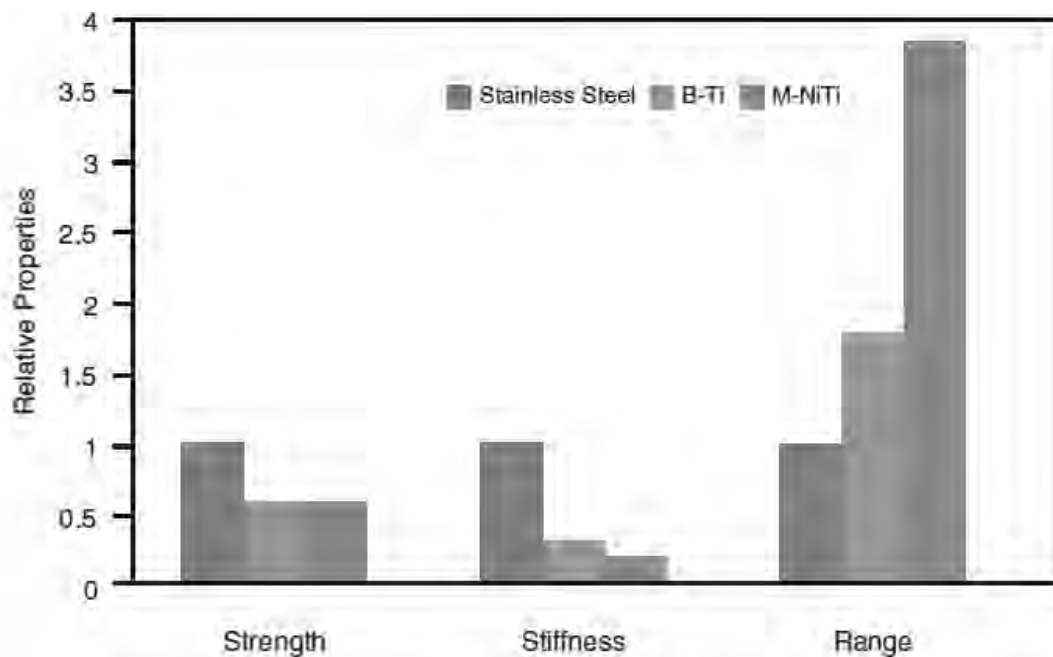
مواد ارتودنسی جدید در سال‌های اخیر برگرفته شده از موادی است که در تکنولوژی هوافضا به کار می‌رود. هواپیماهای بسیار کارآمد دهه‌های ۱۹۸۰ و ۱۹۹۰ بر پایه تیتانیوم ساخته می‌شدند، اما در حال حاضر پلاستیک‌های کامپوزیتی (با مقداری دشواری) در ساخت هواپیما در حال جایگزینی تیتانیوم هستند (به عنوان مثال Boeing's ۷۸۷ یا U.S. Military Lockheed Martin F-۳۵). حدود ۱۵ تا ۲۰ سال است که تکنولوژی ارتودنسی دنباله رو تکنولوژی هوافضا می‌باشد و از ۱۰ سال پیش خواص مطلوب وایرهای ارتودنسی ساخته شده از مواد کامپوزیتی^۱ در لابراتوار نشان داده شده است اما به دلیل مشکلات ثبات و عملکرد آنها در شرایط محیط دهان هنوز وارد کاربرد کلینیکی نشده اند. از زمان به کار گیری اولین وایر NiTi در ارتودنسی بالینی به عنوان یک ماده جدید تا مرسوم شدن کاربرد آن، بیشتر از یک دهه زمان صرف شد، و ممکن است چنین زمانی نیز لازم باشد تا پلاستیک‌های کامپوزیتی وارد عرصه کاربرد معمول ارتودنسی بالینی شوند.

مقایسه آرچ‌وایرهای نوین

strength (استحکام)، stiffness (سفتی) و range (دامنه) وایرهای استینلس استیل، بتا تیتانیوم و M-NiTi در تصویر

دهنده درک اولیه از ویژگی های وایرهای استیل سنتی در مقایسه با آلیاژهای تیتانیوم جدیدتر می باشد و همچنین در استنباط تأثیر تغییر هندسه و سایز وایر در توالی معمول استفاده از آرچ وایرها، از این نسبت ها می توان به خوبی بهره برد.

توصیف نمی نماید. این مسئله هر چه از وایرهای استیل یا کروم- کبالت به سمت β -Ti و M-NiTi پیش می رویم، محدودیت بیشتری ایجاد می کند. پاسخ غیر خطی A-NiTi، محاسبه نسبت ها را برای این وایر تقریباً غیرممکن می سازد. با این وجود، این نسبت ها ارائه



تصویر ۹-۹: range, stiffness, strength: نسبی سیم های استیل سنتی، TMA و M-NiTi (که برای هر سایز مشابه است). توجه کنید که Strength سیمهای TMA و M-NiTi نصف استیل است Stiffness سیم M-NiTi کمی کمتر از TMA اما range آن بسیار بیشتر از TMA است.

چندین صفحه جدول باشد، در یک نگاه ارزیابی می کند. به عنوان مثال، اجازه بدهید که از تصویر ۹-۱۱ برای مقایسه وایر M-NiTi ۲۱×۲۵ با وایر β -Ti ۲۱×۲۵ در torsion (که اگر از وایرها برای ایجاد حرکت torquing ریشه دندانها استفاده شود، مقایسه ای مناسب می باشد) استفاده کنیم.

- شاخص torsional stiffness وایر β -Ti ۲۱×۲۵ معادل ۶ و این شاخص برای وایر M-NiTi ۲۱×۲۵ برابر با ۳ می باشد، لذا در یک میزان deflection، وایر β -Ti دو برابر نیرو اعمال می دارد.
- استحکام وایر β -Ti ۲۱×۲۵ معادل ۴ و استحکام وایر M-NiTi با همان اندازه برابر با ۶ می باشد، بنابراین در صورتی که وایر NiTi در براکت twist شود، احتمال کمتری وجود دارد که به طور دائمی دچار تغییر شکل (distortion) گردد.

یک روش کارآمد برای مقایسه مواد و اندازه های مختلف وایری (با توجه به محدودیت های عنوان شده در بالا) کاربرد نمودارها (Bar chart) مانند شکل ۹-۱۰ می باشد که استحکام، سختی و دامنه وایرهای استنلس استیل، M-NiTi و β -Ti را در مقایسه با یک وایر مرجع که در اینجا وایر ۱۲-mil استنلس استیل می باشد نشان می دهند. باید توجه داشت، به دلیل این که تمام انواع وایرها با سایز های مختلف با یک وایر مرجع مشترک مقایسه می شوند، می توان مواد مختلف و همچنین اندازه های مختلف وایری را با هم مقایسه نمود. تصویر ۹-۱۱ به طریق مشابهی اطلاعات مقایسه ای در زمینه torsion به ما می دهد.

این نمودار ها به خصوص این امکان را فراهم می سازد که اشخاص تمام مجموعه روابطی را که ممکن است نیازمند

TABLE
9.2

Useful Wire Sizes in Various Materials (Dimensions in Mil)

	Gold	Steel	Cobalt-Chromium	Beta-Ti	M-NiTi	A-NiTi
Stranded archwire		6 to 9				
Archwire						
Round	20 to 22	12 to 20	12 to 20	16 to 20	16 to 20	14 to 20
Rectangular	22 × 28	16 × 16 to 19 × 25	16 × 16 to 19 × 25	16 × 22 to 21 × 25	16 × 22 to 21 × 25	16 × 22 to 21 × 25
Removable appliance	30 to 40	22 to 30	22 to 30			
Lingual arch	40	30, 36, 32 × 32	30, 36	32 × 32		
Headgear		45, 51				
Auxiliary expansion arch		36, 40				

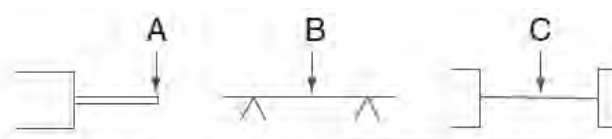
A-NiTi, Austenitic nickel-titanium; beta-Ti, beta-titanium; M-NiTi, martensitic nickel-titanium.

Beam				
Strength	1/2	1/4	1	2
Stiffness	1	1/8	1	4
Range	1	4	1	1/2

تصویر ۹-۱۳: تغییر طول یک میله یا روشی که متصل می شود، خواص آن را به میزان قابل توجهی تغییر می دهد. دو برابر کردن طول یک میله یک طرفه، استحکام آن را به نصف و سفتی آن را ۸ برابر کاهش داده و دامنه آن را ۴ برابر می کند. به طور کلی، استحکام با طول نسبت عکس دارد، در حالی که سختی به صورت توان سوم و دامنه به صورت توان دوم نسبت طول ها تغییر می کند. تکیه داشتن یک میله در دو انتها آن را بسیار قوی تر و سخت تر نموده در مقایسه با مواردی که تنها در یک سمت ساپورت می شود. توجه کنید که اگر یک میله به صورت محکم به دو انتها متصل باشد، استحکام آن دو برابر و سختی آن چهار برابر زمانی می گردد که همان سیم با همان قطر ولی به صورت آزاد روی پایه ها سر بخورد. به همین دلیل، خواص الاستیک یک آرچ وایر ارتودنسی تحت تأثیر محکم بسته شدن یا شل قرار گرفتن آن در براکت قرار می گیرد.



تصویر ۹-۱۴: یک پلاک متحرک حاوی یک فنر کانتی لور برای tipping اولیه دندان کانین فک بالا به محل کشیده شدن دندان پرمولر. توجه شود که helix که در قاعده فنر ساخته شده است، به طور مؤثری طول آن را برای دستیابی به خواص مکانیکی مطلوب تر افزایش میدهد.



Example For Beam type A

$$\text{Strength } d \rightarrow 2d = 8 \quad \left(\frac{2d}{d}\right)^3$$

$$\text{Stiffness } d \rightarrow 2d = 16 \quad \left(\frac{2d}{d}\right)^4$$

$$\text{Range } d \rightarrow 2d = 1/2 \quad \left(\frac{d}{2d}\right)$$

تصویر ۹-۱۲: تغییر قطر یک میله (d) صرفنظر از اینکه چگونه ساپورت می شود، خواص آن را به میزان زیادی تحت تأثیر قرار میدهد. همان گونه که اعداد زیر شکل نشان می دهند، دو برابر کردن قطر یک میله کانتی لور آن را ۸ برابر مستحکم تر و ۱۶ برابر سخت تر می کند اما دامنه آن نصف می گردد. به طور کلی وقتی که میله هایی از هر نوع ولی با دو قطر متفاوت را مقایسه کنیم، استحکام (strength) به صورت توان سوم (مکعب) نسبت های دو مقطع عرضی، فنریت به صورت توان چهارم نسبت ها و دامنه به صورت نسبت مستقیم تغییر می نماید (ولی نسبت های دقیق با نسبت های مربوط به میله های کانتی لور متفاوت می باشند).

تابیده شده باشند بستگی دارد. وایرهای multistrand ترکیبی از استحکام و فنریت عالی را فراهم می کنند ولی امروزه برای بیشتر کاربردها با وایرهای NiTi جایگزین شده اند.

فنریت بسیار بالای وایرهای A-NiTi سبب می شود که از آنها بتوان در مراحل اولیه درمان، وقتی که دندان ها به شدت نامنظم هستند، به عنوان یک جانشین عالی به جای وایرهای استیل استفاده نمود. یک وایر A-NiTi پیوسته (continuous) از هر نوعی که باشد خواص بهتری نسبت به وایرهای multistrand استیل دارد و با آرچ وایرهای استیل دارای لوپ، از نظر خواص یکسان می باشد. وایر TMA که از نظر خواص بین NiTi و استیل می باشد، نسبت به هر دوی اینها در مراحل اولیه درمان با اپالینس کامل ثابت، کمتر قابل استفاده می باشد. اما خواص کلی عالی که این وایر دارد، سبب می شود که برای مراحل بعدی درمان کاملاً مناسب باشد. این امکان وجود دارد و اغلب مطلوب هم می باشد که درمان را به ترتیب با یک سری وایرهای تقریباً هم اندازه و به ترتیب با شروع از NiTi و ادامه با TMA و سپس خاتمه با استیل انجام دهیم. انتخاب آرچ وایرها در شرایط مختلف، با جزئیات بیشتر در قسمت های بعدی این فصل و فصول ۱۵ تا ۱۷ مورد بحث قرار خواهد گرفت.

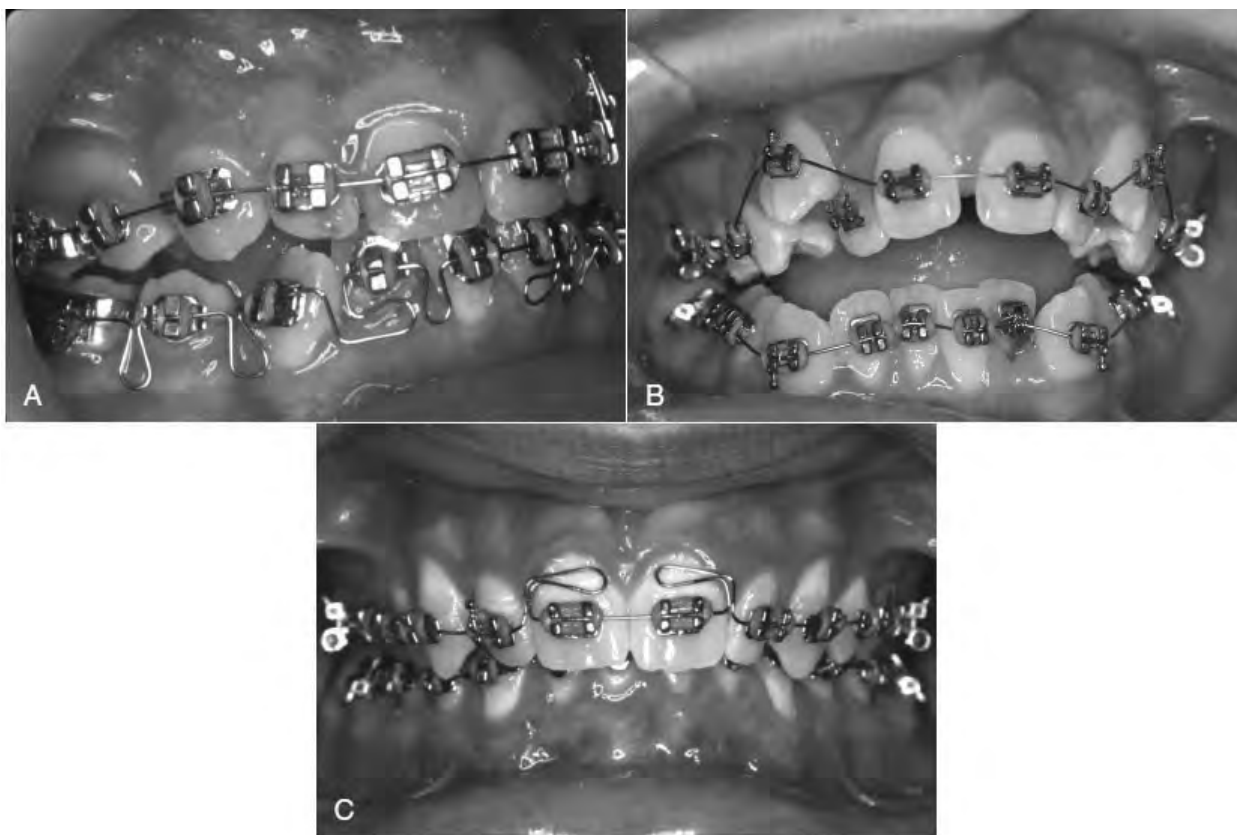
سایر منابع نیروی الاستیک

مواد پلاستیک: clear aligner

استفاده روز افزون از clear aligner در درمان ارتودنسی، دانستن خواص الاستیک این مواد و فهم نحوه اعمال نیرو توسط آنها را با اهمیت ساخته است. انواع متنوعی از پلیمرهای ترموپلاستیک از جمله پلی اتیلن، پلی پروپیلن، و پلی اورتان به منظور طراحی clear aligner ها و انجام حرکات دندانی به کار گرفته شده اند. به طور کلی ضخامت این مواد پیش از آنکه به وسیله گرما بر روی کست های گچی تغییر شکل داده شده یا مدل های پرینت شده سه بعدی، فرم داده شوند، حدود ۰,۴ تا ۰,۵ میلی متر می باشد. در پروسه thermoforming مواد بر روی کست ها یا مدل ها کشیده (stretch) می شوند و تا درجات متغیری نازک می گردند که این روند می تواند خصوصیات نیرودهی Aligner را تا تحت تاثیر قرار دهد.

اولین نکته قابل ملاحظه در انتخاب طرح فنر، استحکام کافی آن می باشد: وایر انتخاب شده نباید به هنگام کاربرد، تغییر فرم دائمی پیدا کند. به عنوان یک قانون کلی مناسب ترین وایر برای ساخت finger spring های دستگاه های متحرک، وایر استیل می باشد. finger spring ها همانند میله های کانتی لور عمل می کنند و از این مزیت آنها به میزان زیادی می توان استفاده نمود: با افزایش طول، فنریت با توان سه افزایش می یابد، در حالی که استحکام آن با نسبت مستقیم کاهش می یابد. بنابراین اگر یک وایر با قطر نسبتاً زیاد به جهت استحکام بیشتر انتخاب گردد، می توان با افزایش طول به فنریت دلخواه دست یافت.

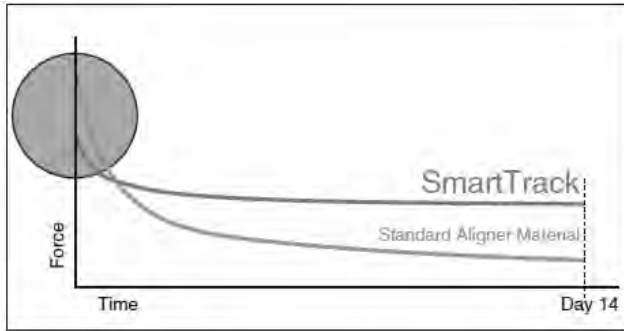
در عمل، برای افزودن طول یا باید وایر را روی خودش خم کرد و آن را به صورت دوبله در آورد و یا اینکه در آن هلیکس تعبیه نمود، تا هم طول وایر را افزایش داد و هم فنر در فضای محدود دهان جا شود (تصویر ۱۴-۹). البته همین تکنیک را می توان با آرچ وایرها نیز به کار برد، طول مؤثر یک میله از یک تکیه گاه تا تکیه گاه دیگر اندازه گیری می شود و لزومی ندارد که این طول در خط مستقیم باشد (تصویر ۱۵-۹). ساختن لوپ در آرچ وایر در کلینیک کار زمان بری است و عیب عمده آن محسوب می گردد. راه دیگر دستیابی به ترکیب بهتر سفتی و استحکام، ترکیب دو یا چند رشته وایر کوچک نازک و قاعداً با فنریت بیشتر با یکدیگر می باشد. به عنوان مثال، قرار دادن دو وایر ۱۰ میل استیل در کنار هم، سبب می شود که بتوانند نیرویی دو برابر وایر تکی قبل از تغییر فرم دائمی تحمل نمایند، ولی اگر هر یک از دو وایر بتوانند بدون آنکه دیگری مانع شود bend شوند، سفتی کاهش یافته خواهد شد. ساخت سیستم اپالینس "twin wire" (به فصل ۱۰ مراجعه شود) بر اساس همین ملاحظه بود، چرا که وقتی دو وایر ۱۰ میل استیل کنار هم قرار بگیرند، سفتی و دامنه عمل آنها برای ردیف کردن (alignment) دندان ها مناسب می گردد، ضمن اینکه در کنار یکدیگر استحکام کافی پیدا می کنند. بعدها، پیچاندن سه رشته یا بیشتر وایر کوچک استیل به یکدیگر و در آوردن آنها به صورت یک کابل، مورد استفاده معمول قرار گرفت. خواص وایرهای چند رشته ای (multistrand) هم به جنس هر کدام از وایر های تکی و هم به اینکه چقدر محکم به هم



تصویر ۹-۱۵: (A) در آرچ وایرهای استیل، فنریت و دامنه بهتر را می توان به دو روش تأمین نمود. تعبیه لوپ در آرچ وایر، همان گونه که در آرچ وایر فک پایین، این شکل مشاهده می شود، تا طول وایر بین دندان های مجاور افزوده شود؛ و یا کاربرد وایرهای multistrand یا وایرهای استیل با قطر کم، همان گونه که در آرچ وایر بالا مشاهده می شود. **(B)** دامنه استثنایی و منحنی نیرو-خمش (load-deflection) صاف وایر A-NiTi سوپرالاستیک، استفاده از یک رشته سیم ۱۴ یا ۱۶ میل را برای مرتب نمودن اولیه دندان ها مقدور می سازد. این وایرها به دلیل دامنه بیشتر نسبت به وایر چند رشته ای استیل مؤثرتر بوده، و همچنین به زمان کلینیکی کمتری در مقایسه با ساخت لوپ نیاز دارد، به همین دلیل A-NiTi تقریباً به طور کامل جایگزین هر دو روش کاربرد وایر استیل شده است. **(C)** یک وایر استیل روند، در صورتی که نیاز به تغییر محور طولی دندان های انسیزور در مراحل اولیه درمان باشد (همان گونه که ممکن است در بیماران Class II division ۲ مشاهده شود)، می تواند به طور سودمندی استفاده شود که این امر به وسیله تعبیه لوپ هایی صورت گیرد که در حین قرار دادن وایر در براکت ها، با ناحیه جینجیوال دندان در تماس قرار می گیرند. اگر انتهای وایر بتواند آزادانه به سمت جلو حرکت نماید (slide)، حاصل آن tipping دندان های انسیزور در جهت فاسیال می باشد، ولی اگر در انتها خم شود (cinch back) طوری که دندان ها نتوانند در جهت فاسیال tip شوند، حاصل آن تورک لینگوالی ریشه خواهد بود.

تفاوت بزرگی بین محدود الاستیک aligner ها و سیم های NiTi وجود دارد. یک سیم NiTi دارای طیف موثر اعمال نیروی چند میلی متری می باشد، در حالیکه به طور کلی طیف aligner های پلاستیکی به حدود ۰٫۲ mm محدود می شود. این بدان معنی است که از لحاظ عملی یک دندان انسیزور که ۳ mm از موقعیت ایده آل خود در قوس فاصله دارد، حداقل به ۵ aligner برای هر میلی متر حرکت نیاز دارد که در این کیس مجموعاً ۱۵ aligner (۵ mm aligner/mm) به علاوه تعداد اضافی الاینر به منظور ایجاد فضای دندان متحرک یا کمک به حرکت ریشه مورد نیاز می باشد. این مسئله توضیح می دهد که چرا تنها یک سیم NiTi به همراه

همانطور که پیش تر درباره مواد آرچ وایر توضیح داده شد، این امکان وجود دارد که یک منحنی نیرو-خمش برای مواد clear aligner رسم شود و همانگونه که در شکل ۹-۱۶ نشان داده شده است اینکار برای بعضی از مواد موجود انجام شده است. همچنین این امکان وجود دارد که از روی شیب منحنی ضریب الاستیک (elastic modulus) را تعیین کرد. با این حال مقادیر ضریب الاستیک، مستقیماً قابل مقایسه با خواص آرچ وایرها نمی باشند زیرا aligner ها برخلاف وایر ها به صورت اشکال هندسی استاندارد عرضه نمی شوند. اما روشن است که این مواد می توانند انرژی الاستیک کافی برای ایجاد حرکات دندانی ذخیره کنند.



تصویر ۹-۱۷: نمودار نشان دهنده بهبود خواص آزاد سازی استرس مواد SmartTrack که برای استفاده با سیستم Invisalign توسعه یافته اند، در مقایسه با مواد aligner سنتی می باشد. این مواد اختصاصی دارای خاصیت آزاد سازی نسبتاً ثابت نیرو در طی یک دوره ۱۴ روزه می باشند.

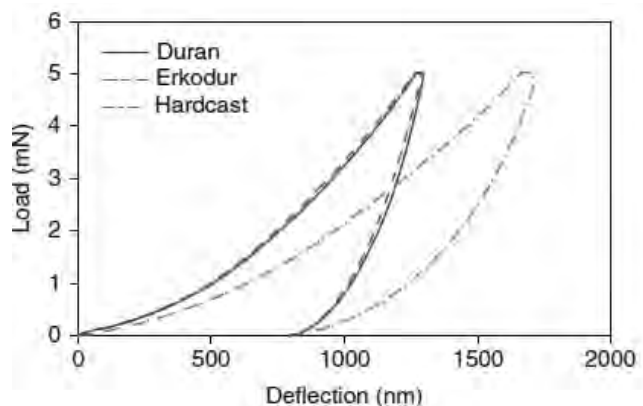
مهم ترین مشکل با همه انواع الاستیک ها در هنگام کاربردهای ارتودنسی، جذب آب و فاسد شدن (deteriorate) در محیط داخل دهان می باشد. gum rubber که برای ساختن کش های لاستیکی به کار می رود و در منازل و ادارات به طور شایعی مورد استفاده قرار می گیرد، در داخل دهان در عرض دو ساعت شروع به فاسد شدن کرده و اکثر خاصیت الاستیکی آن در عرض ۱۲ تا ۲۴ ساعت از بین می رود. اگرچه الاستیک های ارتودنسی زمانی از این مواد ساخته می شدند ولی امروزه توسط elastic latex جایگزین شده اند که عمر مفید آن ۴ تا ۶ برابر بیشتر است. در ارتودنسی نوین باید تنها از latex rubber elastic یا الاستیک های مناسب غیر لاتکسی جایگزین استفاده شود. elastomeric plastic در ارتودنسی تحت نام های تجاری مختلف به فروش می رسند، و A-lastic شناخته شده ترین می باشد. elastomeric module های کوچک جایگزین ligature wire در نگهداشتن آرچ وایر در داخل براکت در اپلاینس های مختلف شده است (تصویر ۹-۱۵ B)، همچنین برای اعمال نیرو جهت بستن فضا در درون قوس به کار می روند. این الاستومرها نیز همانند لاستیک ها تمایل به از دست دادن کارایی الاستیک خود پس از مدت کوتاهی در داخل دهان دارند. این خاصیت باعث جلوگیری از عملکرد آنها در نگهداشتن آرچ وایر در محل خود نمی شود و همچنین باعث کنتراندیکاسیون در استفاده از آنها در بستن فضاهای

براکت ها می تواند برای مرتب کردن انسيزور های نامنظم به کار رود در حالیکه انجام همین کار با aligner ها می تواند نیاز به بیش از ۲۰ الاینر داشته باشد.

پلاستیک در الاینرها همچنین عامل تخفیف استرس ها و جذب آب می باشد که در طول زمان می تواند توانایی آنها را برای اعمال نیروی حرکت دندانی تحت تاثیر قرار دهد. شرکت Align نوعی ماده اختصاصی را ایجاد کرده است که تخفیف استرس کمتر و اعمال نیروی تقریباً ثابت تری را در طول مدت ۱۴ روز از خود نشان می دهد (تصویر ۹-۱۷). طراحی الاینرهایی با قابلیت اعمال نیروی مطلوب برای حرکات بعدی در توالی الاینرها همچنان به صورت یک هدف دست نیافته باقی مانده است.

لاستیک ها (rubber) و مواد الاستومریک

از همان آغاز، کش های لاستیکی (band rubber) در ارتودنسی برای انتقال نیرو از قوس بالا به قوس پایین به کار می رفتند. کش های لاستیکی دارای دامنه الاستیک بزرگی هستند، در نتیجه کشش های زیاد را هنگامی که بیمار دهان خود را حین قرار دادن کش های لاستیکی باز می کند، می تواند تحمل کند و موجب خراب کردن اپلاینس نمی شوند. همچنین قرار دادن و برداشتن کش های لاستیکی برای بیمار آسان تر از وسایلی مانند فنرهای مارپیچی (coil spring) قوی می باشد.



تصویر ۹-۱۶: منحنی های Loading-unloading برای سه نوع ماده ترموپلاستیک: Duran، خط پیوسته. Erkodur خط منقطع. Hardcast خط نقطه چین (از مقاله Kohda و همکاران)

• مرکز مقاومت (Center of resistance) - نقطه‌ای که در آن از لحاظ آنالیز ریاضی مقاومت به حرکت را می‌توان متمرکز نمود. برای جسمی که در فضا آزاد است، مرکز مقاومت آن همان مرکز ثقل (center of mass) آن می‌باشد. اگر فقط قسمتی از یک جسم نگهداشته شود (مثل حصار یا دیواری که در زمین قرار گرفته و یا ریشه دندان داخل استخوان)، مرکز مقاومت توسط ماهیت نگهدارنده خارجی تعیین می‌گردد. مرکز مقاومت یک دندان حدوداً در وسط قسمتی از ریشه که در داخل استخوان قرار گرفته می‌باشد (به عبارتی حدوداً نصف فاصله اپکس ریشه تا کرسر استخوان آلوئول؛ تصویر ۹-۱۸).

• گشتاور (Moment) - اندازه گیری تمایل یک جسم به چرخش حول یک نقطه. گشتاور توسط نیرویی که با فاصله از مرکز مقاومت اعمال می‌شود، ایجاد شده و از نظر کمی برابر است با حاصلضرب نیرو در فاصله عمودی^۱ نقطه اعمال نیرو تا مرکز مقاومت، پس واحد اندازه‌گیری آن gm-mm (با معادل آن) می‌باشد. اگر مسیر اعمال یک نیرو از مرکز مقاومت نگذرد، الزاماً گشتاور ایجاد می‌شود. نیروی وارده در این حالت نه تنها باعث جابجایی جسم می‌گردد و آن را به نقطه‌ای دیگر منتقل می‌کند بلکه باعث چرخش جسم حول مرکز مقاومت هم می‌گردد. این حالت دقیقاً همان شرایطی است که حین اعمال نیرو به تاج یک دندان (تصویر ۹-۱۷) پیش می‌آید. نه تنها دندان در مسیر نیرو جابجا می‌شود بلکه حین حرکت، حول مرکز مقاومت می‌چرخد (بنابراین دندان هنگام حرکت tip می‌شود).

• کوپل (Couple) - دو نیرویی که از لحاظ اندازه برابر بوده و از لحاظ جهت در خلاف یکدیگر می‌باشند ولی در طول یک خط قرار ندارند. نتیجه اعمال دو نیرو با این مشخصات، ایجاد گشتاور خالص (pure moment) می‌باشد، چون اثر جابه‌جا کننده نیرو خنثی می‌گردد. یک کوپل باعث ایجاد چرخش خالص (pure rotation) خواهد شد که در این حالت جسم حول مرکز مقاومت خود می‌چرخد، با ترکیب یک نیرو و یک کوپل، می‌توان به گونه‌ای عمل کرد که جسم حین جابه‌جایی دچار چرخش هم بشود (تصویر ۹-۱۹).

کوچک نمی‌گردد. باید به خاطر سپرده شود، هنگامی که از الاستومرها استفاده می‌شود نیرو به سرعت کاسته می‌شود، پس نیروی حاصل از این مواد بهتر است به عنوان نیروی interrupted (به جای continuous) توصیف گردد (شکل ۱۳-۸). اگرچه فضاهای بزرگتر در داخل قوس دندانی را می‌توان با استفاده از sliding دندان‌ها توسط کش‌های لاستیکی یا elastomeric chain‌ها بست، اما همان حرکت دندانی می‌تواند با کارآیی بیشتری توسط فنرهای A-NiTi انجام گردد. فنرهای A-NiTi باعث تولید نیروی مداوم در دامنه کاملاً بزرگی می‌شوند.

آهن‌رباها

مواد مغناطیسی نادر زمینی (rare earth magnet) در دهه ۱۹۸۰ برای وارد کردن نیروهای ارتودنسی مورد استفاده قرار گرفتند زیرا آنها می‌توانستند نیروهایی در مقادیر لازم برای حرکت دندانی تولید کنند و اعتقاد بر این بود که اثر بیولوژیکی آنها باعث سرعت بخشیدن به حرکت دندان و کاهش درد می‌شود. ثابت شده است که این آثار بیولوژیک صحیح نمی‌باشد. تغییرات چشمگیر در نیروها زمانی که فاصله بین آهن‌رباها در اثر جذب یا دفع تغییر می‌کند، آنها را از درمانهای ارتودنسی تقریباً حذف کرده است.

فاکتورهای طراحی در اپلانیس‌های ارتودنسی

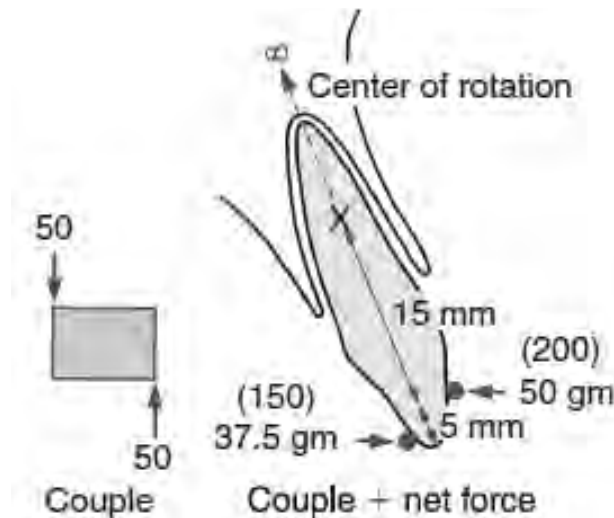
تماس دو نقطه‌ای برای کنترل موقعیت ریشه

تعریف اصطلاحات

قبل از شروع به بحث در مورد کنترل موقعیت ریشه، دانستن تعدادی از اصطلاحات فیزیکی که در ادامه مطلب به کار برده می‌شود، ضروری است.

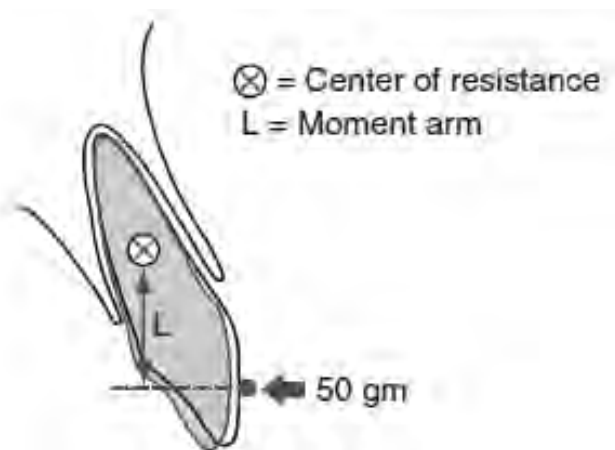
• نیرو (Force) - فشاری که بر یک جسم اعمال می‌شود و تمایل به جابجا کردن آن به موقعیت دیگری در فضا دارد. اگرچه نیرو با واحد نیوتون (جرم ضرب در شتاب جاذبه) مشخص می‌شود، اما معمولاً در کلینیک با واحدهای وزن مانند گرم یا اونس اندازه‌گیری می‌گردد. در این متن، برای همه اهداف کاربردی $1\text{N} = 100\text{gm}$ است.

خواهد بود. (بخاطر داشته باشید که یک نیرو، تمایل به جابجایی کل جسم دارد علیرغم این مطلب که همزمان با چرخش حول مرکز مقاومت موقعیت آن تغییر خواهد کرد.) اگر حفظ شیب دندان حین رترکشن آن مطلوب باشد، در این صورت غلبه بر گشتاوری که با اعمال نیرو به تاج ایجاد می شود ضروری است.



تصویر ۱۹-۹: یک کوپل، همان طور که در سمت چپ دیده می شود، به صورت دو نیروی مساوی و در خلاف جهت تعریف می گردد. اعمال یک کوپل باعث ایجاد چرخش خالص می گردد. در شکل سمت راست، جهت کنترل موقعیت ریشه دو نیروی نابرابر به تاج یک دندان وارد شده اند، در کلینیک برای این منظور می توان از یک کوپل و یک نیروی خالص برای حرکت دادن دندان استفاده کرد. اگر یک نیروی ۵۰ gm در نقطه ای در سطح لبیال دندان انسیزور با فاصله ۱۵ mm از مرکز مقاومت آن وارد شود، یک گشتاور ۷۵۰ gm-mm ایجاد میشود (گشتاور نیرو یا MF) که باعث tipping دندان میشود. برای دست یافتن به حرکت بادیلی، اعمال یک کوپل ضروری میباشد تا گشتاوری (گشتاور کوپل یا MC) مساوی و در خلاف جهت حرکت اولیه ایجاد نماید. یک راه برای انجام این کار اعمال نیروی ۳۷/۵ gm در لبه انسیزال به سمت لبیال و در فاصله ای برابر با ۲۰ mm از مرکز مقاومت میباشد. این نیرو یک گشتاور ۷۵۰ gm-mm در خلاف جهت ایجاد میکند، بنابراین سیستم نیرو مترادف با کوپلی با اندازه نیروی خالص ۱۲/۵ gm در جهت لینگوآل میباشد. با این سیستم نیرو دندان tip نمیشود بلکه با این نیروی خالص سبک فقط میزان کمی از حرکت رخ میدهد. برای دستیابی به نیروی خالص ۵۰ gm برای ایجاد حرکت مؤثر، اعمال نیروی ۲۰۰ gm بر روی سطح لبیال و ۱۵۰ gm در سمت مخالف در لبه انسیزال ضروری میباشد. کنترل این نیروها با اپالینس متحرک مشکل و تقریباً غیرممکن است. حرکات ریشه با اپالینس ثابت خیلی امکانپذیرتر است.

• مرکز چرخش (Center of rotation) - نقطه ای که یک جسم در حال حرکت، حول آن نقطه می چرخد. زمانی که دو نیرو به طور همزمان به یک جسم اعمال شوند، می توان مرکز چرخش جسم را کنترل نمود و آن را در هر نقطه دلخواهی قرار داد. در حقیقت اعمال یک نیرو و یک کوپل به تاج یک دندان، مکانیسمی است که توسط آن حرکت بادیلی دندان یا حتی حرکت بیشتر ریشه نسبت به تاج را می توان ایجاد کرد.



تصویر ۱۸-۹: مرکز مقاومت (CR) هر دندان، تقریباً در وسط قسمت داخل استخوانی ریشه قرار دارد. اگر یک نیروی واحد به تاج یک دندان اعمال شود، دندان نه تنها جابجا میشود بلکه به دلیل این که نیرو از مرکز مقاومت فاصله دارد، گشتاوری تولید شده که دندان را حول CR می چرخاند. فاصله عمودی نقطه اعمال نیرو تا مرکز مقاومت بازوی گشتاور می باشد (L). بیشترین فشار در لیگامان پریودنتال، در کرسست استخوان آلوئول در یک سمت و در سمت مخالف در اپکس ریشه میباشد (به شکل ۸-۹ نگاه کنید).

نیروها، گشتاورها و کوپل ها در حرکت دندان

یک مشکل کلینیکی را در نظر بگیرید که به علت پروتروژن انسیزور میانی ماگزایلا ایجاد شده است. اگر یک نیروی منفرد ۵۰ گرمی به تاج دندان اعمال شود، همانگونه که با یک فنر موجود در اپالینس متحرک اتفاق می افتد، سیستم نیرویی ایجاد می شود که دارای گشتاوری معادل ۷۵۰ gm-mm می باشد (تصویر ۱۸-۹). نتیجه این خواهد بود که میزان عقب رفتن تاج بیشتر از اپکس ریشه (که ممکن است در واقع کمی حرکت در جهت مخالف داشته باشد)

نیروی اول را بتوان ایجاد کرد، دندان به صورت upright باقی مانده و bodily حرکت خواهد کرد. یک گشتاور، تنها می‌تواند با اعمال نیرویی که از مرکز مقاومت فاصله دارد ایجاد شود، بنابراین برای ایجاد گشتاور دوم نیروی دومی هم باید به تاج دندان وارد شود.

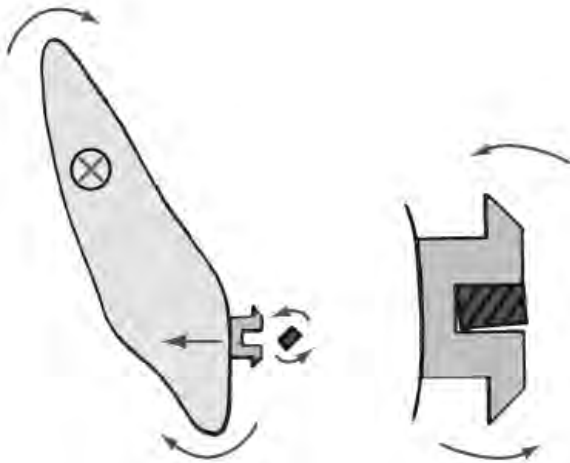
در مثال قبلی (انسیزور میانی بیرون زده) تمایل دندان به تیپینگ حین رترکشن، می‌تواند با اعمال نیروی دوم به سطح لینگوال این دندان کنترل شود. این عمل را شاید بتوان با فنری در یک دستگاه متحرک که در سطح لینگوال نزدیک به لبه انسیزال به سمت خارج فشار می‌آورد، انجام داد (تصویر ۹-۱۸). از نظر عملی، به دلیل اثر جابجا کننده این جفت فنر به ویژه در صورت فعال کردن زیاد آنها، حفظ دستگاه متحرک در محل خود می‌تواند مشکل باشد. راه‌حل معمول ارتودنتیک استفاده از اتچمنت‌های ثابت بر روی دندان می‌باشد که با استفاده از آنها می‌توان نیروها را بر روی دو نقطه اعمال کرد. جهت اعمال کوپل ایجاد کننده torque با وایرهای با مقطع روند دراسلات براکت، به فنر کمکی (auxiliary spring) نیازمندیم (تصویر ۹-۲۱). از وایر rectangular که در داخل براکت rectangular تطابق یافته، به طور وسیعی استفاده می‌شود زیرا سیستم نیروی مورد نیاز را می‌توان تنها با یک وایر ایجاد نمود (تصویر ۹-۲۲). در این روش باید به این مسأله توجه شود که دو نقطه تماس در دو لبه مخالف وایر rectangular قرار دارند، بنابراین بازوهای گشتاور کوپل کاملاً کوچک می‌باشد، که معنایش این است که نیروی های داخل براکت که برای ایجاد گشتاور خنثی کننده لازمند، کاملاً بزرگ هستند. اگر یک وایر rectangular برای رترکشن bodily انسیزور میانی به کار رود، نیروی خالص رترکشن باید کم باشد، اما نیروی twisting بر روی براکت باید بزرگ باشد تا گشتاور لازم را ایجاد نماید.



تصویر ۹-۲۰: اتچمنت‌هایی که به سمت مرکز مقاومت امتداد یافته اند، در این شکل به صورت hook های متصل به براکت کانین دیده می‌شوند. از این اتچمنت‌ها می‌توان برای کاهش بازوی گشتاور استفاده کرد، در نتیجه در صورت استفاده از الاستیک یا فنر جهت sliding دندان‌ها در طول یک آرچ وایر، میزان تیپینگ کاهش می‌یابد. این ایده که در دهه ۱۹۲۰ بیان شده بود، به عنوان قسمتی از straight-wire appliance اولیه دوباره معرفی شد. متأسفانه، هرچه hook بلندتر باشد از لحاظ مکانیکی مؤثرتر است اما شانس ایجاد مشکلات بهداشتی دهان بیشتر می‌گردد که منجر به تحریک لثه و یا دکلسیفیکاسیون می‌گردد. روش‌های دیگر کنترل تیپینگ عملی‌تر می‌باشند.

یک راه برای کاهش اندازه گشتاور، اعمال نیرو در محلی نزدیک‌تر به مرکز مقاومت می‌باشد. در ارتودنسی اعمال نیرو به طور مستقیم بر ریشه غیر عملی می‌باشد، اما با ساختن یک اتچمنت محکم (rigid attachment) که از تاج دندان به سمت اپیکال امتداد پیدا می‌کند، می‌توان به اثر یکسانی دست یافت. در این صورت می‌توان نیرو را به اتچمنت اعمال کرد، به طوری که مسیر اعمال نیرو از مرکز مقاومت یا نزدیک آن عبور کند. اگر اتچمنت کاملاً rigid باشد، نتیجه آن کاهش یا از بین رفتن بازوی گشتاور (moment arm) خواهد بود و در نتیجه tipping به همان نسبت کم خواهد شد (تصویر ۹-۲۰). از آن جا که بلند کردن بازوی اتچمنت تا حدی که به طور کامل tipping را از بین ببرد مشکل می‌باشد، این روش در بهترین حالت یک راه‌حل نسبی و ناکامل می‌باشد و استفاده از آنها باعث ایجاد مشکل در رعایت بهداشت دهان نیز می‌گردد.

یک راه دیگر برای کنترل یا حذف tipping، ایجاد گشتاور دوم در خلاف جهت گشتاور اول می‌باشد. اگر یک گشتاور دوم خنثی کننده و مساوی با گشتاور تولید شده توسط

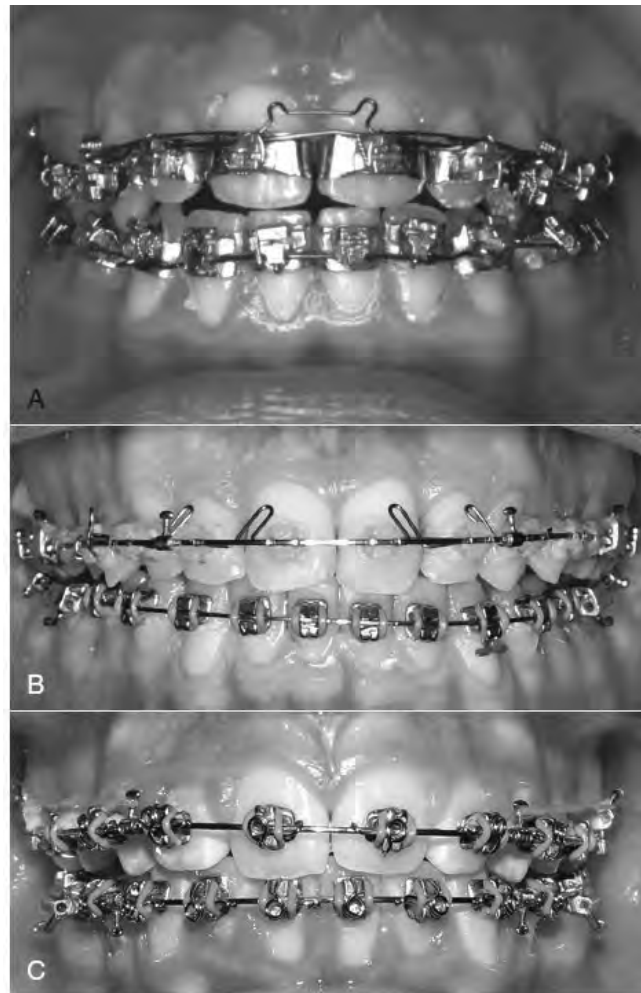


تصویر ۲۲-۹: یک آرچ وایر rectangular که در داخل اسلات Rectangular قرار گرفته، می تواند گشتاور کوپل مورد نیاز برای کنترل موقعیت ریشه را تولید نماید (MC). وایر هنگامی که در اسلات براکت قرار می گیرد، چرخانده می شود (twisted). تماس دو نقطه ای در لبه های وایر، یعنی محلی که با براکت تماس دارد، قرار گرفته است. در نتیجه بازوی گشتاور کاملاً کوچک است و نیروها باید زیاد باشند تا MC مورد نیاز را ایجاد کند. با در نظر گرفتن اندازه های دندان نشان داده شده در شکل ۱۹ - ۹، یک نیروی خالص لینگوالی با اندازه ۵۰ gm باعث ایجاد یک گشتاور ۷۵۰ gm-mm می گردد. برای جبران آن، یک گشتاور به اندازه ۷۵۰ gm-mm در داخل براکتی با اندازه ۵/۵ mm مورد نیاز است، در نتیجه به نیروی torsional برابر با ۱۵۰۰ gm نیازمندیم.

نسبت گشتاور به نیرو (MC/MF Ratio) و کنترل موقعیت ریشه

آنالیز قبلی نشان داد که کنترل موقعیت ریشه حین حرکت، هم نیازمند نیرویی است که دندان را در مسیر مورد نیاز حرکت دهد و هم کوپلی که گشتاور لازم و خنثی کننده را برای کنترل موقعیت ریشه ایجاد نماید. هر چه نیرو بیشتر باشد، گشتاور خنثی کننده نیز باید بیشتر باشد تا از تیپینگ جلوگیری نماید و بالعکس.

شاید آسانترین روش برای تعیین اینکه یک دندان چگونه حرکت خواهد کرد، در نظر گرفتن نسبت بین گشتاور ایجاد شده در اثر اعمال نیرو به تاج دندان (گشتاور نیرو یا M_F) و گشتاور خنثی کننده حاصل از یک کوپل در داخل براکت (گشتاور کوپل یا M_C) باشد. در این صورت احتمالات زیر پیش می آید (تصویر ۲۳-۹):



تصویر ۲۱-۹: Auxiliary و Auxiliary root positioning spring (A) torquing spring به طور روتین در Begg appliance مورد استفاده قرار می گیرند و هر دو را در قوس ماگزیلای این بیمار که با Begg-Edgewise combination appliance اولیه (۱۹۸۰) درمان می شود، می توان دید. torquing spring با سطح فاسیال انسيزورهای سنترال تماس دارند و uprighting spring به طور دو طرفه بر روی کانین ها مشاهده می شوند. توجه کنید که base wire ها در اسلات Begg قرار گرفته اند و هنوز اسلات Edgewise در این مرحله از درمان مورد استفاده قرار نگرفته است. (B) Auxiliary Torquing spring (C) (side-winder) root positioning spring استفاده شده در Tip-Edge appliance

ریشه) حرکت **bodily** ایجاد کرده و نسبت بزرگتر از ۱۰ باعث تولید **torque** خواهد شد. به علت اینکه فاصله نقطه اعمال نیرو تا مرکز مقاومت می تواند متغیر باشد، نسبت گشتاور به نیرو اگر طول ریشه، مقدار ساپورت استخوان آلئول یا نقطه اعمال نیرو متفاوت از شرایط معمول است باید ادجاست شود. نسبت MC/MF به صورت دقیق تری پاسخ دندان را تشریح می کند.

به خاطر بیاورید هنگامی که نیرویی به یک براکت وارد می شود تا آن را در طول یک آرچ وایر، بلغزند (sliding) - همان شرایطی که در ارتودنسی بالینی رخ می دهد - میزان نیرویی که توسط دندان احساس می شود، به دلیل مقاومت به sliding در داخل براکت، کمتر از میزان نیروی اعمال شده به براکت خواهد بود. آنچه مهم است نیروی خالص (که پس از کسر مقاومت به sliding باقی می ماند) و گشتاور مرتبط با نیروی خالص می باشد. در مقابل چنانچه یک کوپل در داخل براکت ایجاد شود، اصطکاک بندرت یک عامل تعیین کننده می باشد. میزان نیروی مورد نیاز برای ایجاد کوپل متعادل کننده، اغلب کمتر از حد مورد نیاز برآورد می شود. در مثالی که قبلاً گفته شد، اگر یک نیروی خالص ۵۰ gm برای رترکشن یک انسیزور میانی به کار برده شود، یک گشتاور ۵۰۰ گرمی برای جلوگیری از تپینگ دندان، هنگام حرکت لینگوآلی آن نیاز خواهد بود. برای تولید گشتاوری با این اندازه در داخل یک براکت ۱۸ mil (۰,۴۵ mm)، به دو نیروی در خلاف جهت به میزان ۱۱۰۰ gm نیاز خواهد بود که توسط ایجاد twisting در آرچ وایر تأمین می شود. این نیروها در داخل براکت فقط یک گشتاور خالص ایجاد می کنند، پس الیاف پرپوندنتال تحت اثر نیروی سنگین قرار نمی گیرند، اما بزرگی نیروی لازم ممکن است به طور قابل ملاحظه ای تعجب آور باشد. وایر باید کاملاً در داخل براکت قرار گرفته باشد.

کنترل ریشه به وسیله **clear aligner** ها

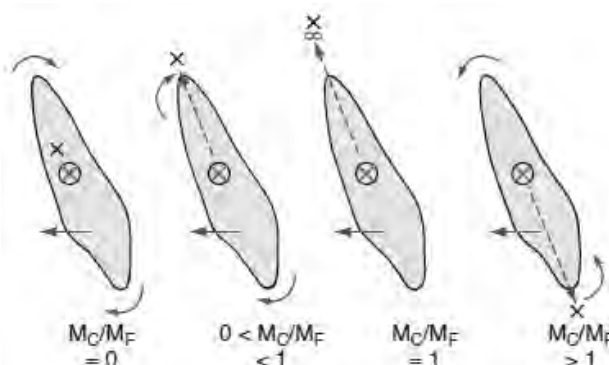
افزایش استفاده از درمان های **clear aligner** در ارتودنسی منجر به نوآوری هایی به منظور افزایش کاربرد آنها در

تپینگ خالص (دندان حول مرکز مقاومت می چرخد) $M_C/M_F=0$

تپینگ کنترل شده (inclination) دندان تغییر می کند اما مرکز چرخش به محلی غیر از مرکز مقاومت منتقل شده و تاج و ریشه در یک جهت جابجا می شوند) $0 < M_C/M_F < 1$

حرکت بادبلی (حرکت برابر تاج و ریشه رخ می دهد) $M_C/M_F=1$

تورک (اپکس ریشه بیشتر از تاج جابجا می شود) $M_C/M_F > 1$

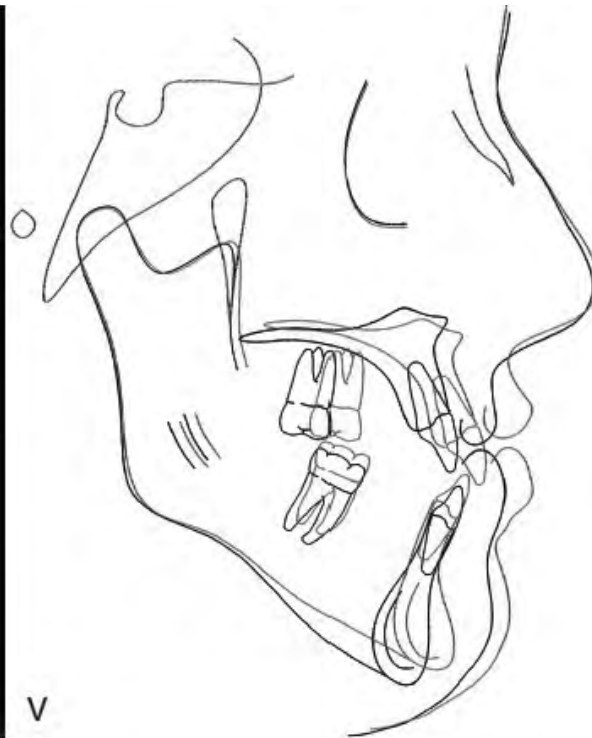


تصویر ۲۳-۹: نسبت بین گشتاور ایجاد شده توسط نیروی اعمال شده برای حرکت یک دندان (M_F) و گشتاور متعادل کننده توسط کوپل برای کنترل موقعیت ریشه (M_C)، نوع حرکت دندانی را مشخص می کند. بدون $M_C/M_F = 0$ (دندان حول مرکز مقاومت می چرخد) (pure tipping)، با افزایش نسبت گشتاور به نیرو ($0 < M_C/M_F < 1$) مرکز چرخش بیشتر و بیشتر از مرکز مقاومت دورتر شده و ایجاد controlled tipping می کند. وقتی که $M_C/M_F = 1$ شد مرکز چرخش به بینهایت منتقل شده است و حرکت **bodily** (translation) رخ می دهد. اگر $M_C/M_F > 1$ باشد مرکز چرخش به سمت انسیزال جابجا می گردد و ریشه دندان بیشتر از تاج حرکت خواهد کرد و torque ریشه ایجاد می شود.

گشتاور نیرو با میزان نیرو و فاصله نقطه اعمال نیرو تا مرکز مقاومت مشخص می شود. در اکثر دندان ها مرکز مقاومت ۸-۱۰ mm با محل اعمال نیرو فاصله دارد، بنابراین M_F ، ۸ تا ۱۰ برابر نیرو می باشد. به عبارت دیگر اگر یک نیروی خالص ۱۰۰ gm به چنین دندانی وارد شود، یک گشتاور متعادل کننده ۸۰۰-۱۰۰۰ gm-mm، برای دستیابی به حرکت **bodily** مورد نیاز خواهد بود. در کتب ارتودنسی، رابطه بین نیرو و کوپل خنثی کننده اغلب به صورت «نسبت گشتاور به نیرو» (moment-to-force ratio) بیان می شود. با این اصطلاحات، نسبت گشتاور به نیروی ۱ تا ۷ ایجاد تپینگ کنترل شده (controlled tipping) خواهد کرد، نسبت ۸ تا ۱۰ (بسته به طول



شکل ۳۴-۲۰، ادامه (O و P) ظاهر صورت و (Q-T) نمای داخل دهانی در پایان درمان در سن ۱۷ سالگی. به اصلاح Malocclusion کلاس III و خط میانی، و نیم کاسپ کراس بایت برای مولر توجه داشته باشید. این امر پذیرفته شد، زیرا قسمت خلفی فک پایین آنقدر زیاد پهن بود که گسترش خلف ماگزیلا تا آن حد، آینده سلامت دندان ها را به خطر می انداخت.



شکل ۳۴-۲۰، ادامه (U) تصویر سفالومتریکی پس از درمان، نشان دهنده سهم حرکت رو به بالا و جلو چانه در بالانس کلی صورت است و (V) سوپرایمپوزیشن سفالومتریکی نشان دهنده تغییرات پیش درمان و پس از درمان است. کاهش ارتفاع صورت و تغییر موقعیت قدامی چانه با جنیوپلاستی و کنترل موقعیت نوک بینی و کانتور با رینوپلاستی، اجزای مهم نتیجه درمان بودند.

References

1. Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1957;10:671-692.
2. Bell WH, Le Fort I osteotomy for correction of maxillary deformities. *J Oral Surg*. 1975;33:412-426.
3. Epker BN, Wolford LM. Middle third facial osteotomies: their use in the correction of acquired and developmental dentofacial and craniofacial deformities. *J Oral Surg*. 1975;33:491-514.
4. Proffit WR, White RP Jr. *Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity*. St. Louis: Mosby; 2003.
5. Posnick J. *Orthognathic Surgery: Principles and Practice*. St. Louis: Elsevier; 2013.
6. Oland J, Jensen J, Elklit A, et al. Motives for surgical-orthodontic treatment and effect of treatment on psychosocial well-being and satisfaction: a prospective study of 118 patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69:104-113.
7. Sarver D. *Esthetic Orthodontics and Orthognathic Surgery*. St. Louis: CV Mosby; 1997.
8. Phillips C, Proffit WR. Psychosocial aspects of dentofacial deformity and its treatment. In: Proffit WR, White RP, Sarver DM, eds. *Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity*. St. Louis: Mosby; 2003: [Chapter 3].
9. Phillips C, Bailey LJ, Kiyak HA, et al. Effects of a computerized treatment simulation on patient expectations for orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 2001;16:87-98.
10. Joondeph DR, Bloomquist D. Mandibular midline osteotomy for constriction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126:268-270.
11. Hamed Sangsari A, Sadr-Eshkevari P, Al-Dam A, et al. Surgically assisted rapid palatomaxillary expansion with or without pterygomaxillary disjunction: a systematic review and meta-analysis. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74:338-348.
12. Chamberland S, Proffit WR. Short- and long-term stability of SARPE revisited. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139:815-822.
13. Sarver DM, Rousso DR. Plastic surgery combined with orthodontic and orthognathic procedures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126:305-307.
14. Chamberland S, Proffit WR, Chamberland P-E. Genioplasty in growing patients. *Angle Orthod*. 2015;85:360-373.
15. Rustemeyer J, Lehman A. Reduction genioplasty enhances quality of life in female patients with prognathism and maxillary hypoplasia undergoing bimaxillary osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013;42:1083-1092.
16. Proffit WR, Phillips C, Turvey TA. Stability after mandibular setback: mandible-only versus 2-jaw surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012;70:e408-e414.
17. Snow MD, Turvey TA, Walker D, et al. Surgical mandibular advancement in adolescents: postsurgical growth related to stability. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1991;6:143-151.
18. Proffit WR, Phillips C, Turvey TA. Long-term stability of adolescent versus adult surgery for treatment of mandibular deficiency. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010;39:327-332.
19. Roberts HG, Semb G, Hathorn I, et al. Facial growth in patients with unilateral clefts of the lip and palate: a two-center study. *Cleft Palate Craniofac J*. 1996;31:372-375.
20. Kiyak HA, West RA, Hohl T, et al. The psychological impact of orthognathic surgery: a 9-month follow-up. *Am J Orthod*. 1982;81:404-412.
21. Nagasaka H, Sugawara J, Kawamura H, Nanda R. Surgery first skeletal Class III correction using the skeletal anchorage system. *J Clin Orthod*. 2009;43:97-105.
22. Hernandez-Alfaro F, Guizar-Martinez R, Piero-Guizar MA. Surgery first in orthognathic surgery: what have we learned? A comprehensive workflow based on 45 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2014;72:376-390.
23. Jeong WS, Choi JW, Kim DY, et al. Can a surgery-first orthognathic approach reduce the total treatment time? *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017;46:473-482.