ارتودنسی معاصر پروفیت ۲۰۱۹

جلد سوم

مترجمین:

دکتر امین امینیان، دکتر مصطفی شیخی، دکتر شکوفه شیخیان

دکتر بهنوش هرمزی، دکتر زهرا توکلی‌نژاد

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 س‌م.
شابک	:	ج دوره :۸-۴۴۵-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸، ج۱: ۳-۴۲۴-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸ ج.۳ ؛ ۲-۴۷۶-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸
وضعیت فهرست نویسی	:	فیپا
یادداشت	:	عنوان اصلی: .Contemporary orthodontics,6th ed,2018
یادداشت	:	در ویراست قبلی ویلیام‌آر. پروفیت مولف بوده است.
یادداشت	:	مترجمین هومن زرنگار، محمدرضا بدیعی، آرش فرزان، مرتضی مینا.
یادداشت	:	مترجمین جلد سوم امین امینیان، مصطفی شیخی، شکوفه شیخیان، بهنوش هرمزی، زهرا توکلی‌نژاد .
یادداشت	:	کتاب حاضر نخستین‌بار تحت عنوان" مباحث عمومی ارتدنسی نوین" منتشر شده است.
عنوان دیگر	:	مباحث عمومی ارتدنسی نوین.
موضوع	:	ارتدنسی
موضوع	:	Orthodontics
شناسه افزوده	:	پروفیت، ویلیام آر.
شناسه افزوده	:	.Proffit, William R
شناسه افزوده	:	زرنگار، هومن، ۱۳۵۴ ـ مترجم
رده بندی کنگره	:	۱۳۹۸ ۲م۴پ/RK۵۲۱
رده بندی دیویی	:	۶۱۷/۶۴۳
شماره کتابشناسی ملی	:	۶۰۶۵۱۶۰

نام کتاب: ارتودنسی معاصر پروفیت ۲۰۱۹ ـ جلد سوم

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

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیر تولید: مهندس علی خزعلی

حروفچینی و صفحه‌آرایی : انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

شمارگان: ۵۰۰ جلد

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: ۱۳۹۹

شابک دوره: ۸-۴۴۵-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸
شابک جلد سوم: ۲-۴۷۶-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸

قیمت: ۰۰۰، ۹۰۰، ۷ ریال

انتشارات شایان نمودار

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

وب سایت :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 کاربردی‌ترین کتاب‌ها در ارتودنسی بالینی می باشد و متاسفانه 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 گرانبها 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 فصول۹، 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: دستگاه‌های نوین ارتودنسی ۵۷

بخش ششم: درمانهای 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: درمان‌های بالغین

فصل نوزدهم: ملاحظات خاص در درمان بالغین ۲۱۹

فصل بیستم: درمان توأم جراحی و ارتودنسی ۲۹۰

۹

اصول مکانیکی در کنترل نیروی ارتودنسی

عناوین فصل

مواد الاستیک و ایجاد نیروی ارتودنسی
خصوصیات پایه مواد الاستیک
مواد آرچ وایرهای ارتودنسی
اثرات روی خواص الاستیک میله ها
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 اندازهٔ slot براکت در سیستم Edgewise
جنبه‌های مکانیکی کنترل انکوریج
مقایسه اصطکاک و binding در مقاومت به sliding
روش‌های کنترل انکوریج
سیستم‌های نیرویی معین در مقایسه با سیستم‌های نیرویی نامعین
سیستم‌های One-Couple (تک زوجی)
سیستم‌های Two-Couple (دو زوجی)
مکانیک های Segmented arch
مکانیک های Continuous arch

حرکت ارتودنتیک دندانی مطلوب به واسطهٔ نیروی ممتد سبک[1] 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 الاستیسیتی خود ماده است و یا به این دلیل است که مقادیر کوچک حرکت دندانی سبب تغییر بزرگتری در میزان نیروی اعمال شده می‌گردد. در طراحی 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.

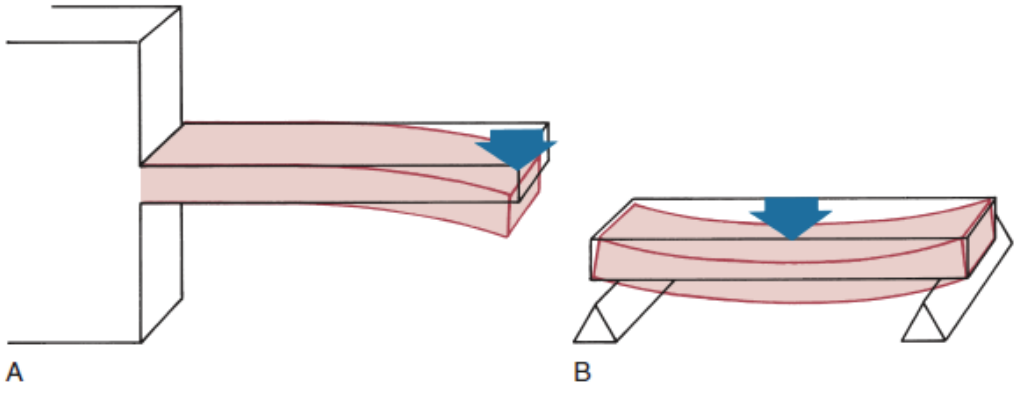
1 -1light continuous

مواد الاستیک و ایجاد نیروی ارتودنسی

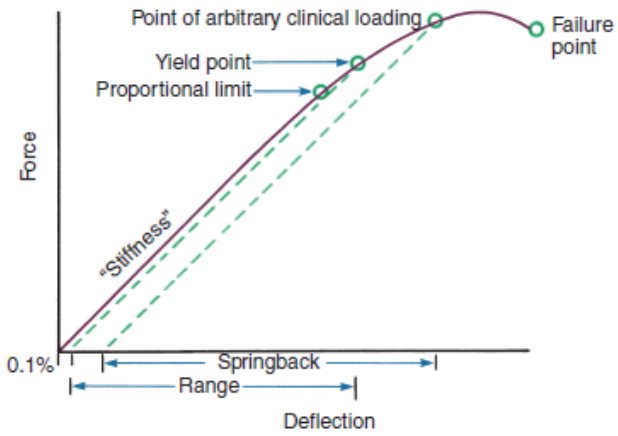
خصوصیات پایه مواد الاستیک

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 مادهٔ 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 واسطهٔ نیرو می‌باشد و به صورت خمش (deflection) در واحد طول بیان می‌گردد.

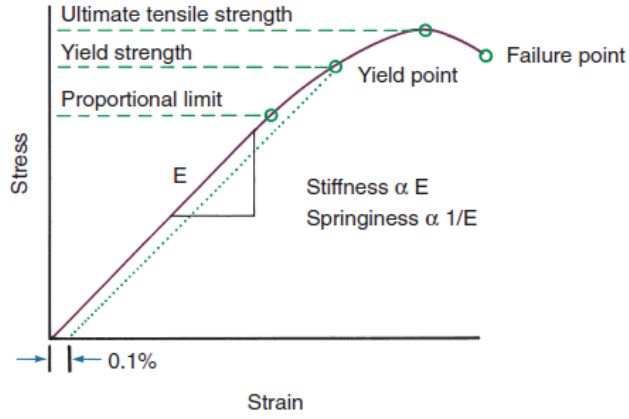
برای آنالیز بهتر، آرچوایرها و فنرهای (spring) ارتودنسی را می‌توان به صورت میله‌هایی (beam) در نظر گرفت که یا فقط در یک انتها تکیه‌گاه دارند (همانند فنری که از یک دستگاه متحرک خارج می‌شود)، یا این که در هر دو انتها دارای تکیه‌گاه هستند (مانند قسمتی از یک آرچوایر که بین اتچمنت‌های دو دندان مجاور واقع شده است) (تصویر ۱-۹). در صورتی که نیرو به چنین میله‌ای اعمال شود، پاسخ آن را می‌توان به صورت خمش[1] (bending یا twisting) حاصله به واسطهٔ نیرو اندازه گیری کرد (تصویر ۲-۹). نیرو و خمش از شاخص‌های اندازه گیری خارجی می‌باشند. استرس و استرین داخلی را می‌توان از روی نیرو و خمش با در نظر داشتن سطح مقطع و طول میله محاسبه کرد.



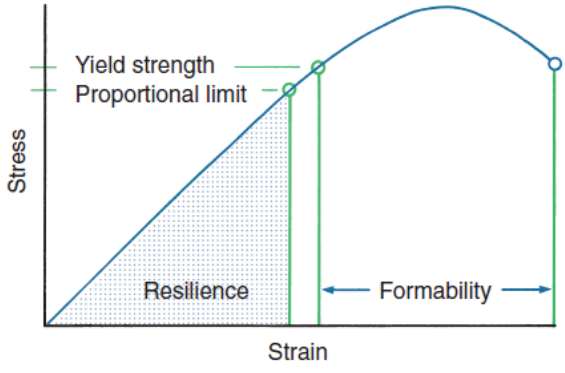
تصویر ۱-۹: beam های کانتی لور (A) و supported (B)



تصویر ۲-۹: 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 نقطهٔ yield محاسبه می شود که در آن ۰,۱ ٪ تغییر شکل دائمی رخ داده است). Springback سودمند از لحاظ بالینی اگر وایر در وراء نقطهٔ 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 نقطهٔ failure ، وایر می شکند.



تصویر ۳-۹: 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 نقطهٔ 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 دهندهٔ ضریب الاستیک (modulus of elasticity) است که با stiffness و springiness متناسب می باشد.



تصویر ۴-۹: resilience و formability همان گونه که در شکل آمده است به ترتیب به صورت ناحیهٔ 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.

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 می‌توان به نقاط و منطقهٔ خاصی از منحنی نیرو- خمش (force-deflection) یا stress-strain نسبت داده و تعریف نمود (تصویر ۲-۹ و ۳-۹).

سه نقطهٔ متفاوت روی یک منحنی stress-strain را می‌توان انتخاب نمود به نحوی که هر کدام بازتابی از استحکام ماده باشند (تصویر ۳-۹ را ببینید). هر کدام از این نقاط- البته به روشی نسبتاً متفاوت- بیانگر حداکثر نیرویی است که ماده می‌تواند متحمل شود. دو نقطه‌ی اول حد الاستیک (elastic limit) ماده را توصیف می‌کنند، نقطه‌ای که هرگونه تغییر شکل دائمی برای اولین بار در ماده مشاهده می‌شود. محافظه‌کارانه‌ترین 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 کنندهٔ 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 gm/cm^2 برخورد می‌کنیم. امروزه داده‌های با واحد مگاپاسکال (MPa) به صورت مکرر در مجلات ارتودنسی دیده می‌شوند و از واحد MPa درادامه این متن نیز استفاده می‌شود. سایر واحد های رایج نیرو gm/cm^2 و psi می باشند(۱MPa=۱۰,۱۹۷ gm/cm^2 =۱۴۵ psi).

Stiffness متناسب با شیب قسمت الاستیک منحنی force-deflection می‌باشد (تصویر ۲-۹ 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 ۲-۹ 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 نقطهٔ شکست نرسد، هنوز دارای مقداری springback می‌باشد که از لحاظ بالینی کاربردی و سودمند است. این springback همان طور که در تصویر ۲-۹ 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 کارآیی بالینی حائز اهمیت است.

این سه ویژگی عمده دارای رابطهٔ 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 ۴-۹). 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 مادهٔ وایری ایده‌آل برای مصارف ارتودنسی را می‌توان به میزان زیادی از دیدگاه این شاخص‌ها توصیف نمود. یک مادهٔ وایری ایده‌آل باید دارای (۱) استحکام (strength) بالا، (۲) stiffness پایین (در بیشتر اپلاینس‌ها)، (۳) دامنه

زیاد، و (۴) formability بالا باشد. به علاوه، ماده باید قابل جوش دادن (weldable) و قابل لحیم شدن (solderable) باشد، به نحوی که بتوان هوک‌ها (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 ویژگی‌ها را دارا نیستند و بهترین نتایج با انتخاب آرچ‌وایرهای خاص برای اهداف خاص حاصل می‌شود.

در ایالات متحده، ابعاد اپلاینس ارتودنسی، از جمله اندازهٔ آرچ‌وایرها براساس هزارم اینچ بیان می‌شود. در این کتاب برای سهولت کاربرد، این ابعاد براساس mil (۱۶ هزارم اینچ معادل ۱۶ میل می‌باشد) آورده شده است. در اروپا و بسیاری از مناطق دیگر، ابعاد اپلاینس ارتودنسی بر پایه میلیمتر عنوان می‌شود. در محدودهٔ کاربری اندازه‌ها در ارتودنسی، می‌توان با تقسیم اندازه‌های داده شده برحسب میل بر عدد چهار و سپس اضافه کردن یک رقم اعشار[1] به عدد حاصل، تقریب نزدیکی از اندازهٔ دستگاه برحسب میلیمتر به دست آورد (۱۶ mil=۰,۴ mm ;۴۰ mil=۱,۰ mm).

مواد آرچ‌وایرهای ارتودنسی

آلیاژهای فلزی قیمتی (precious)

در نیمه اول قرن بیستم، به طور رایج از آلیاژهای فلزی قیمتی برای مصارف ارتودنسی استفاده می‌شد، که دلیل اصلی و اولیه این امر آن بود که هیچ مادهٔ دیگری نمی‌توانست شرایط داخل دهان را تحمل نماید. طلا به خودی خود تقریباً برای کاربرد در زمینه تمام اهداف دندانپزشکی زیادی نرم (soft) می‌باشد، اما آلیاژها (که غالباً شامل پلاتین و پالادیوم همراه با طلا و مس می‌باشند)، می‌توانستند 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 دستگاه‌های ریختگی است، مانند پدهای باند شونده custom-fit که در اپلاینس های ثابت لینگوال استفاده می‌شوند (به فصل ۱۰ مراجعه شود).

آلیاژهای استینلس استیل و کروم- کبالت

استینلس استیل، یا آلیاژ کروم- کبالت (Elgiloy; Rocky Co Mountain) با ویژگی‌های مشابه، در ارتودنسی جایگزین فلزات قیمتی شد چرا که استینلس استیل از لحاظ strength و springiness به طور قابل ملاحظه‌ای بهتر از فلزات قیمتی می‌باشد ولی از لحاظ مقاومت به خوردگی (corrosion) با آنها برابر است. مقاومت استینلس استیل در برابر زنگ‌زدگی (rust) ، ناشی از مقدار نسبتاً بالای کروم موجود در آن می‌باشد. 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 می‌برند). خصوصیات این وایرهای استیل را می‌توان در دامنهٔ نسبتاً وسیعی به واسطهٔ تغییر میزان cold working و annealing در طی ساخت در کارخانه کنترل نمود. استیل توسط annealing ، نرم و به واسطهٔ cold working سخت (hard) می‌گردد. وایرهای استینلس استیل کاملاً anneal شده، نرم و بسیار شکل پذیر می‌باشند. لیگاچورهای (ligature) استیل به کار رفته برای بستن آرچ‌وایرهای ارتودنسی به براکت، از چنین وایرهای "dead soft" ساخته می‌شوند. مواد آرچ‌وایرهای استیل در دامنه‌ای از حالات نسبتاً anneal شده، عرضه می‌گردند، به نحوی که در آنها yield strength به قیمت کاهش formability افزایش می‌یابد. 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 می‌توان تقریباً به هر شکل دلخواهی خم کرد، بدون آن که شکستی در آن رخ دهد. در صورتی که نیازی به خم‌های تند و شدید نباشد، وایرهای super می‌توانند 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 می‌باشد که به صورت نرم‌تر و در نتیجه شکل‌پذیرتر عرضه گردد و پس از شکل دادن، توسط heat treatment آن را سخت‌تر نمود. heat treatment ، استحکام (strength) آن را به طور معنی داری افزایش می‌دهد. پس از heat treatment ، نرم‌ترین آلیاژ Elgiloy ، معادل نوع regular استینلس استیل شده، در حالی که انواعی از

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 می شود.

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 خانوادهٔ 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). ماده های 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.

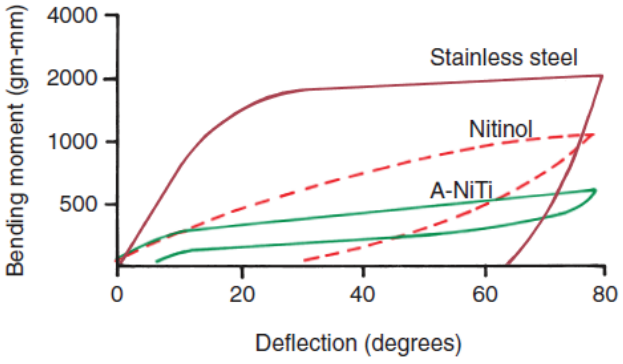
Heat activation به خصوصیتی از ماده اشاره دارد که می تواند از یک حالت martensitic به یک حالت austenitic در زمانی که حرارت افزایش می یابد تغییر حالت دهد. این تغییرات ناشی از دما در ساختار کریستالی (thermoelasticity)در آلیاژ nitinol اصلی به کار رفته در برنامه‌های فضایی حائز اهمیت بود، اما مشخص گردیده است که استفاده از این خصوصیت در کاربردهای ارتودنسی آنچنان مفید نیست. کمپانی های بسیاری هنوز هم به شدت بر روی خصوصیات ناشی از Heat activation در وایرهایشان تبلیغات انجام می دهند اما در نظر داشته باشید که کلینیسین ها در طی alignment اولیه، برای هدایت تدریجی متریال به سمت فاز austenitic آن، از تغییرات آرام و کنترل شده دمایی استفاده نمی کنند. این سیم ها به طور معمول خواص مطلوب دیگری را بیان می کنند و هنوز هم بسیار مفید هستند اما بیشترین خصوصیات بالینی کاربردی آنها تبدیل فاز Thermoelastic نمی باشد.

یک ویژگی منحصر به فرد در بعضی از آلیاژها که ناشی از انتقال فاز در طی heat activation می باشد 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 می‌توانند به طور پلاستیک تغییر شکل یابد، اما زمانی که به میزان کافی برای بازگشت ساختار anstenitic 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 وایر های 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

austenitic هستند که در پاسخ به استرس به martensite تبدیل می‌شوند (که آنالوگ مکانیکی اثر shape momory القا شده توسط حرارت می‌باشد). این امر به این دلیل امکان‌پذیر می‌باشد که دمای انتقال به دمای اتاق خیلی نزدیک است. بیشتر مواد آرچ وایر تنها می‌توانند با کشش باندهای بین اتمی دچار تغییر شکل قابل برگشت شوند (که ناحیه خطی منحنی stress-strain را ایجاد می‌کند) 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 martesitic که توسط استرس القا می‌شود، اثرش را در قسمت تقریباً صاف (flat)منحنی load-deflection نشان می‌دهد. 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 می‌دارند و این یک ویژگی منحصر به فرد و بی نهایت مطلوب می‌باشد (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 temprature)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 اینصورت هنگامی که نا مرتبی 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 نمی‌افتد. به دلیل تعامل نزدیک این خصوصیات، وایرهایی که انتقال anstenite-martensite را نشان می‌دهند به عنوان A-NiTi austenitic nickel-titanium شناخته می‌شوند. سایر وایرهای NiTi در شکل martensitic پایدار هستند بدون اینکه تغییر فازی در داخل دهان انجام دهند و به عنوان marten M-NiTi sitic nickel-titanium شناخته می‌شوند.

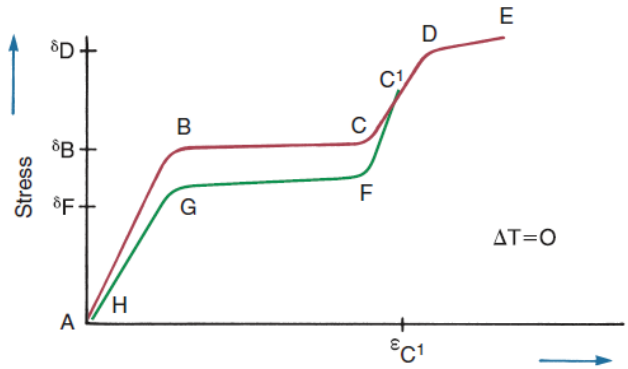


تصویر ۵-۹: نمودار گشتاور حاصل از bending نسبت به خمش وایرهای ۱۶ mil ارتودنسی. باید توجه داشت که پس از رسیدن به یک سطح معین نیروی اولیه، وایر A-NiTi به طور مشخصی دارای منحنی load-deflection صاف تر و springback زیادتری نسبت به وایرM-NiTi می باشد و M-NiTi نیز نسبت به استیل، springback بسیار بیشتری دارد. (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 بودندو بدون بهره‌گیری از اثر انتقال فاز (transition phase).آلیاژ Nitinol تهیه شده برای کاربرد در ارتودنسی دارای خاصیت فنری استثنایی و کاملاً مستحکم (strong) بوده، اما شکل پذیری ضعیفی داشت (جدول ۱-۹). در اواخر دهه ۱۹۸۰، وایرهای نیکل- تیتانیوم جدید با ساختار ریزدانه‌ای austenitic (A-NiTi) ارائه شدند. این وایرها (Sentinol,GAC;Copper NiTi,ormco/ Sybron و چندین نام تجاری دیگر از شرکت‌های دیگر) superelasticity و/ یا shape memory را با درجات متفاوت نشان می‌دهند. به هر حال بدون داده‌های لابراتواری، خطرناک است که تصور کنیم وایرهایی که در تبلیغات از آنها به عنوان وایرهای superelastic یاد می‌شود، واقعاً دارای چنین ویژگی می‌باشند و لذا توصیه می‌گردد 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 توصیهٔ کلینیسین 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 برگشت‌پذیری (reversibility) به همراه از دست رفتن مقداری انرژی

[hysteresis] بـه وقـوع می‌پیونـدد) (تصویـر ۷-۹). ایـن امـر بـدان معنـی اسـت کـه نیـروی اعمـال شـده (مترجـم: توسـط وایـر)، مشـابه همـان نیرویـی نیسـت کـه بـرای فعـال کـردن آن صـرف شـده اسـت. متفـاوت بـودن منحنـی loading و unloading حتـی منجـر بـه ایجـاد اثـر بارزتـری می‌شـود، و آن اینکـه نیـروی اعمـال شـده توسـط یـک وایـر A-NiTi را می‌تـوان در طـی کاربـرد بالینـی منحصـراً بـا بـاز کـردن و دوبـاره بسـتن (releasing and retying) وایـر تغییـر داد (تصویـر 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 دهندهٔ تغییر شکل کاملاً الاستیک فاز austenitic است (با دقت در شکل ۹-۵مشخص می شود که در این فاز، A-NiTi نسبت به M-NiTi , stiff می باشد). Stressمرتبط با نقطهٔ B حداقل استرسی است که در آن وقوع transformation به فاز martensitic آغاز می شود. در نقطهٔ 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 نمیشود، و این قسمت از منحنی معمولاً در نمودار حاصل از پاسخ آرچ وایرهای ارتودنسی دیده نمی شود). در نقطهٔ yield stress, D فاز martensitic فرا رسیده و ماده تا زمانی که در نقطهٔ E دچار شکست شود، به طور پلاستیک تغییر شکل می دهد. در صورتی که قبل از رسیدن به نقطهٔ D ، استرس رها شود (مانند نقطهٔ C۱ در این نمودار)، unloading الاستیک ساختار martensitic در طول خط F-C۱ 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 نقطهٔ G که در آن ساختار austenitic به طور کامل بازیافت شده است. G-Hنشان دهندهٔ 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.

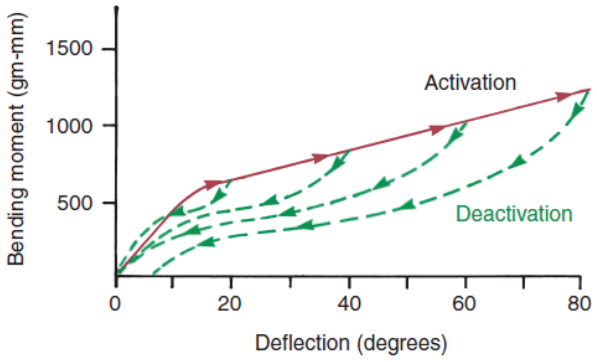
بـرای یک ارتودنتیسـت، ایجاد bending به نحو معمول و مرسـوم در وایرهـای A-NiTi غیرممکن اسـت چرا که ایـن وایرها تا زمانی که تغییر شـکل مشـخصاً زیـادی اتفاق نیافتد، متحمل تغییر شـکل پلاسـتیک نمی‌گردنـد (تصویـر ۵-۹ را ببینیـد). اما بوسـیله heat treatment مـی تـوان وایرهـا را شـکل داد و خصوصیاتشـان را تغییـر داد. در مطـب ارتودنسـی ایـن کار را می‌توان بـا عبور جریان الکتریکـی بیـن دو الکترود متصل شـده بـه وایر یا سـگمنتی از آن، انجـام داد. Miura و همـکاران، اولیـن کسـانی بودنـد کـه نشـان دادنـد کـه می‌تـوان دندان‌هـا را بر روی کسـت دندانـی در موقعیت اکلـوژن پـس از درمـان چیـد، سـپس براکت‌ها را بـه دندان‌هـا باند نمـوده و یـک وایـر A-NiTi را در براکت‌هـا درگیـر نمـود، آنـگاه وایـر را heat - treat کـرده، بـه نحـوی کـه وایـر شـکل موقعیـت مطلـوب دندان‌هـا را بـه خاطـر بسـپارد. در ایـن صورت وایـر آنچه کـه معمـولاً در مراحل آخر درمـان به عنـوان "finishing bend" هـا مـورد نیـاز اسـت را در خود دارا می‌باشـد.

حداقـل از لحـاظ تئـوری، ایـن روش امـکان انجـام انـواع خاصـی از درمـان را بـا تنهـا یـک وایـر موفـق می‌سـازد، چـرا کـه دندان‌هـا به طـور پیشـرونده‌ای بـه یـک موقعیـت از قبـل تعییـن شـده حرکـت داده می‌شـوند. ایـن عقیـده کامـلاً منطبق بـا روش اولیه Edward Angle در مـورد expansion arch اسـت و لـذا تداعـی کننـدهٔ همـان محدودیت‌هـای درمانـی می‌باشـد. امـا در حـال حاضـر ایـن روش بیشـتر در آرچ وایرهای اولیه سـاخته شـده به کمک کامپیوتر بـرای ارتودنسـی لینگـوال اسـتفاده می‌شـود (قسـمت بعـد در ایـن فصـل را ببینیـد) و هـدف انجـام همـه چیـز بـا یـک آرچ وایـر نمی باشـد.ویژگی‌های A-NiTi ، ایـن مـاده را خیلـی سـریع بـه عنوان مـاده ارجـح بـرای کاربردهـای ارتودنتیکی کـه در آنها نیـاز به دامنهٔ وسـیع فعـال سـازی همـراه بـا اعمال نیـروی نسـبتاً ثابت می‌باشـد، مطـرح کرده اسـت (یعنی بـرای آرچ‌وایرهای اولیـه و coil spring ها). M-NiTi نیز سـودمند اسـت و موارد کاربرد آن به طور عمده در مراحـل آخـر درمـان اسـت چرا که نیـاز بـه وایـر انعطاف‌پذیر اما بزرگتـر و تـا حدودی سـفت‌تر وجـود دارد. در حال حاضـر، وایرهای نیـکل- تیتانیـوم رونـد (round) کوچـک معمـولاً بایـد A-NiTi بـوده تـا مزیـت دامنـه (range) زیاد را داشـته باشـند. امـا وایرهای چهارگـوش A- NiTi ، torsional stiffness کافـی برای ایجاد torque مؤثـر را ندارنـد بنابرایـن وایرهـای rectangular بزرگتـر کـه بـرای موقعیـت دادن دقیق‌تـر دندان‌ها اسـتفاده می‌شـوند اگر از مـاده دیگری سـاخته شـوند بهتـر عمـل می‌کنند .

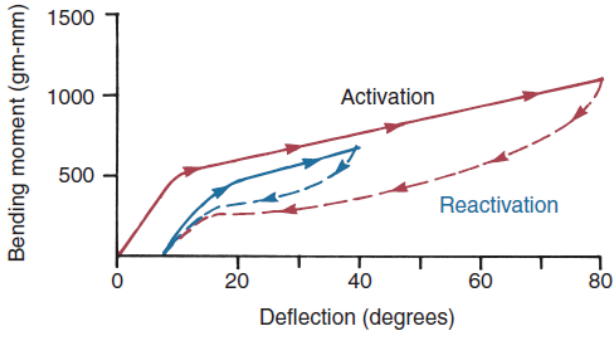
TABLE 9.1 Comparative Properties of Orthodontic Wires

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

[a]Degrees of bending around -inch radius before permanent deformation.
[b]From initial elastic part of force–deflection curve.
[c]Apparent modulus, calculated.
A-NiTi, Austenitic nickel–titanium; M-NiTi, martensitic nickel–titanium.



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 واسطهٔ درجهٔ فعال سازی تحت تأثیر واقع می‌شود). 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)



تصویر ۸-۹: خطوط قرمز، منحنی activation تا ۸۰ درجه (توپر) و deactivation (نقطه چین) برای وایر superelastic NiTi ، خطوط آبی، منحنی reactivation وایر تا ۴۰ درجه را نشان می دهد. در هر دو حالت منحنی unloading (deactivation)بیانگر نیرویی است که به دندان اعمال می شود .توجه داشته باشید که مقدار نیروی اعمال شده توسط قطعه ای از وایر A-NiTiکه قبلاً تا ۸۰ درجه فعال شده است(به وسیله منحنی deactivation بالایی نشان داده شده) را می‌توان به میزان قابل ملاحظه ای به واسطهٔ 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)

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 beta-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 علاوهٔ 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 دهه های ۱۹۸۰ و ۱۹۹۰ بر پایهٔ 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[1] 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 به‌کار 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 ۹-۹ مقایسه شده اند (همچنین جدول ۱-۹ برای سایر داده‌های مقایسه‌ای دیده شود). ویژگی‌های beta-Ti در بسیاری موارد بین آلیاژ استینلس استیل و M-NiTi قرار دارد و هر سه متریال 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 کنندهٔ رفتار الاستیک مواد است، و در تصاویر ۲-۹، ۳-۹ و ۴-۹ 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 عمدهٔ آنها می‌باشد (استحکام، سفتی و دامنه) :

Strength A/ Strength B= Strength ratio.

Stiffness A/ Stiffness B= Stiffness ratio.

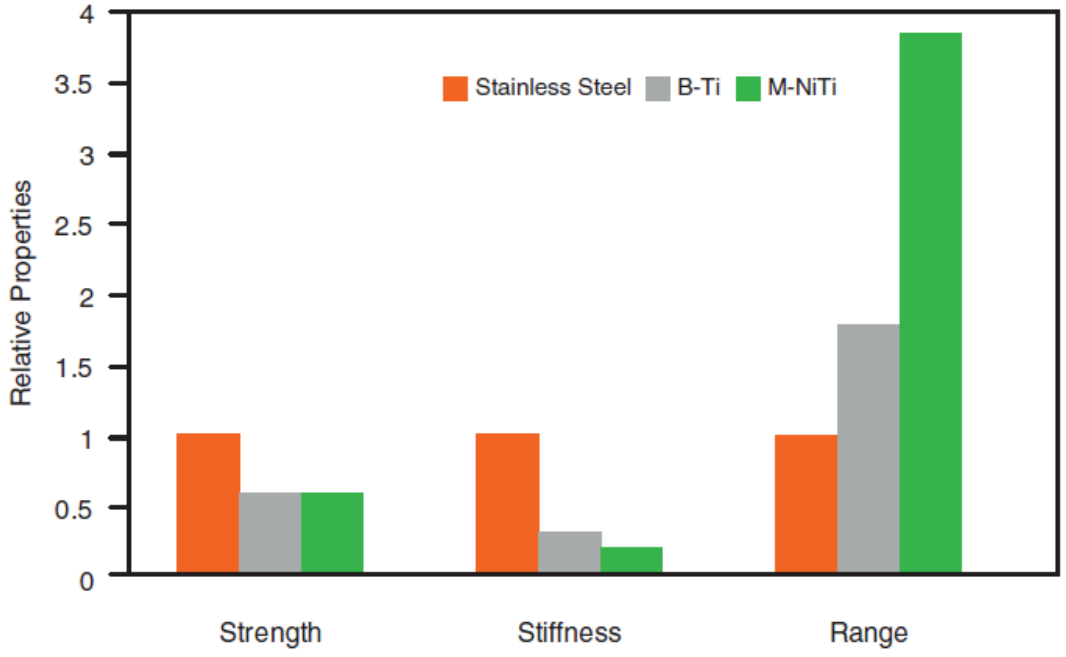
Range A/ Range B= Range ratio.

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

توصیف نمی‌نماید. این مسئله هر چه از وایرهای استیل یا کروم- کبالت به سمت beta-Ti و M-NiTi پیش می‌رویم، محدودیت بیشتری ایجاد می‌کند. پاسخ غیر خطی A-NiTi ، محاسبه نسبت‌ها را برای این وایر تقریبا غیرممکن می‌سازد. با این وجود، این نسبت‌ها ارائه دهندهٔ درک اولیه از ویژگی‌های وایرهای استیل سنتی در مقایسه با آلیاژهای تیتانیوم جدیدتر می‌باشد و همچنین در استنباط تأثیر تغییر هندسه و سایز وایر در توالی معمول استفاده از آرچ وایرها، از این نسبت‌ها می توان به خوبی بهره برد.



تصویر ۹-۹: range,stiffness,strength نسبی سیم های استیلس استیل، 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.

یک روش کارامد برای مقایسه مواد و اندازه‌های مختلف وایری (با توجه به محدودیت‌های عنوان شده در بالا) کاربرد نمودارها (Bar chart) مانند شکل ۱۰-۹ می باشد که استحکام، سختی و دامنه وایرهای استنلس استیل، M-NiTi و beta-Ti را در مقایسه با یک وایر مرجع که در اینجا وایر ۱۲-milاستنلس 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، می‌توان مواد مختلف و همچنین اندازه‌های مختلف وایری را با هم مقایسه نمود. تصویر ۱۱-۹ به طریق مشابهی اطلاعات مقایسه ای در زمینه torsion به ما می‌دهد.

این نمودار ها به خصوص این امکان را فراهم می‌سازد که اشخاص تمام مجموعه روابطی را که ممکن است نیازمند چندین صفحه جدول باشد، در یک نگاه ارزیابی می‌کند. به عنوان مثال، اجازه بدهید که از تصویر ۱۱-۹ برای مقایسه وایر M-NiTi ۲۱×۲۵ با وایر beta-Ti ۲۱×۲۵ در torsion (که اگر از وایرها برای ایجاد حرکت torquing ریشه دندان‌ها استفاده شود، مقایسه‌ای مناسب می‌باشد) استفاده کنیم.

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

• شاخص دامنهٔ وایر beta-Ti ۲۵×۲۱ معادل ۰,۷ و همین معیار برای وایر M-NiTi با همان اندازه برابر با ۱,۹ است، لذا وایر NiTi را می‌توان تقریباً سه برابر وایر beta-Ti ، twist نمود.

نمودارها، دربردارندهٔ اطلاعاتی می‌باشند که امکان مقایسه هر نوع اندازهٔ وایری لیست شده را با وایرهای دیگر موجود در نمودار- bending (تصویر ۱۰-۹ را ببینید) یا torsion (تصویر ۱۱-۹ را ببینید)- فراهم می‌نماید.

اثرات روی خواص الاستیک میله (beam)

هر یک از خواص الاستیک عمده یعنی stiffness ، strength و range ، اساساً با تغییر هندسه میله (beam) تحت تأثیر قرار می‌گیرند. هم مقطع عرضی (گرد ، مستطیلی ، یا مربعی) و هم طول یک میله، دارای اهمیت زیادی در تعیین خواص آن می‌باشند.

شکل هندسی: اندازه و شکل

تغییرات مرتبط با اندازه و شکل، مستقل از جنس ماده می‌باشند. به عبارت دیگر، کاهش قطر یک میله استیل تا میزان ۵۰٪ strength آن را تا درصد معینی از استحکام قبلی آن کاهش می‌دهد (میزان دقیق کاهش، بستگی به نحوه ساپورت شدن میله دارد که در قسمت بعدی مورد بحث قرار می‌گیرد). کاهش قطر یک میله TMA به میزان ۵۰ درصد، استحکام آن را دقیقاً به میزان میله استیل کاهش خواهد داد. ولی در نظر داشته باشید که نقش یک میله، خواه زیر پل یک بزرگراه باشد یا بین دو دندان در یک اپلاینس ارتودنسی، توسط ترکیبی از خواص ماده و فاکتورهای هندسی تعیین می‌گردد.

میله‌های یک طرفه (Cantilever):

یک میله یکطرفه (cantilever) را در نظر بگیرید که تنها در یک انتهای آن ساپورت می‌شود. از نظر کاربرد ارتودنسی، این نوع از فنر اغلب در دستگاه‌های متحرک به کار می‌رود، بدین صورت که یک وایر از بدنه پلاستیکی (اکریلی) دستگاه متحرک به صورت یک finger spring خارج می‌شود. وقتی که یک میله با مقطع روند به صورت یک finger spring به کار می‌رود، اگر قطر آن ۲ برابر شود، استحکام آن ۸ برابر می‌شود (یعنی وایر بزرگتر نیرویی ۸ برابر بیشتر را قبل از تغییر فرم دائمی تحمل می‌کند، یا اینکه می‌تواند نیرویی ۸ برابر بیشتر را وارد کند). با این حال، دو برابر کردن قطر، سفتی (stiffness) را ۱۶ برابر افزایش و دامنه را ۲ برابر کاهش می‌دهد.

به طور کلی، برای یک میله کانتی لور با مقطع روند، استحکام با توان سوم نسبت قطر میله بزرگتر به کوچکتر، سفتی با توان چهارم نسبت قطر بزرگتر به کوچکتر ، و دامنه مستقیماً با نسبت قطر کوچکتر به بزرگتر تغییر می‌یابد (تصویر ۱۲-۹).

میله‌های ساپورت شده(Supported):

وضعیت برای یک میله دو طرفه مثل تکه‌ای از آرچ وایر که بین دو براکت قرار دارد که در هر دو سمت ساپورت می‌شود، قدری پیچیده‌تر می‌باشد. وقتی که در دو انتها تکیه‌گاه داشته باشد، قوی‌تر شده ولی انعطاف‌پذیری آن کمتر می‌شود، بخصوص وقتی که دو انتها محکم بسته شده باشند و آزادی لغزش (slide) نداشته باشند. اگر یک میله rectangular را بررسی نماییم، اولین تعیین کننده خواص آن، قطر آن در جهت خم شدن می‌باشد. در هر صورت اصول در مورد هر میله که دارای ساپورت می‌باشد، همانند میله‌های یک طرفه می‌باشد : با افزایش قطر آن، استحکام با توان سه افزایش می‌یابد، در حالی که فنریت با توان چهار کاهش می‌یابد و دامنه نیز به همان نسبت افزایش قطر کاهش می‌یابد.

اگرچه میله‌های روند را می‌توان در مهندسی تحت torsin قرار داد، ولی در ارتودنسی torsion تنها در وایرهای rectangular که می‌توانند در طول اسلات براکت rectangular دچار چرخش شوند، دارای اهمیت عملی می‌باشد. در مورد torsion، روش تجزیه و تحلیل اساساً مشابه bending می‌باشد، اما در اینجا بیشتر shear stress مطرح می‌باشد تا bending stress و معادلات نیز همگی متفاوت

می‌باشند. با این همه اثر کلی یکسان است : کاهش اندازه وایر استحکام و سفتی آن را در torsion کاهش می‌دهد، در حالی که دامنه آن افزایش می‌یابد، درست مانند bending . با کاهش قطر وایر، استحکام آن سریعاً کاهش می‌یابد، به طوری که به حدی می‌رسد که دیگر استحکام آن برای مصارف ارتودنسی مناسب نمی‌باشد.با افزایش قطر، سفتی (stiffness) آن سریعاً افزایش می‌یابد و تا حدی سفت می‌شود که دیگر به کار نمی‌آید. این محدوده بالا و پایین، سایز وایر برای مصارف ارتودنسی را تعیین می‌نماید. این پدیده در مورد همه مواد، یکسان می‌باشد ولی اندازه‌های قابل کاربرد از یک ماده تا ماده دیگر به میزان قابل توجهی متفاوت می‌باشد. همان گونه که جدول ۲-۹ نشان می‌دهد، وایرهای استیل قابل کاربرد به مراتب کوچکتر از وایرهای طلا هستند که جایگزین آنها شده‌اند. وایرهای تیتانیوم به مراتب از وایرهای استیل هم قطر، فنری‌تر می‌باشند ولی به اندازه آنها قوی نیستند. بنابراین اندازه‌های قابل کاربرد آنها از استیل بزرگتر بوده و نزدیک به اندازه وایرهای طلا می‌باشد.

شکل هندسی: طول وایر و نحوه اتصال (Attachment)

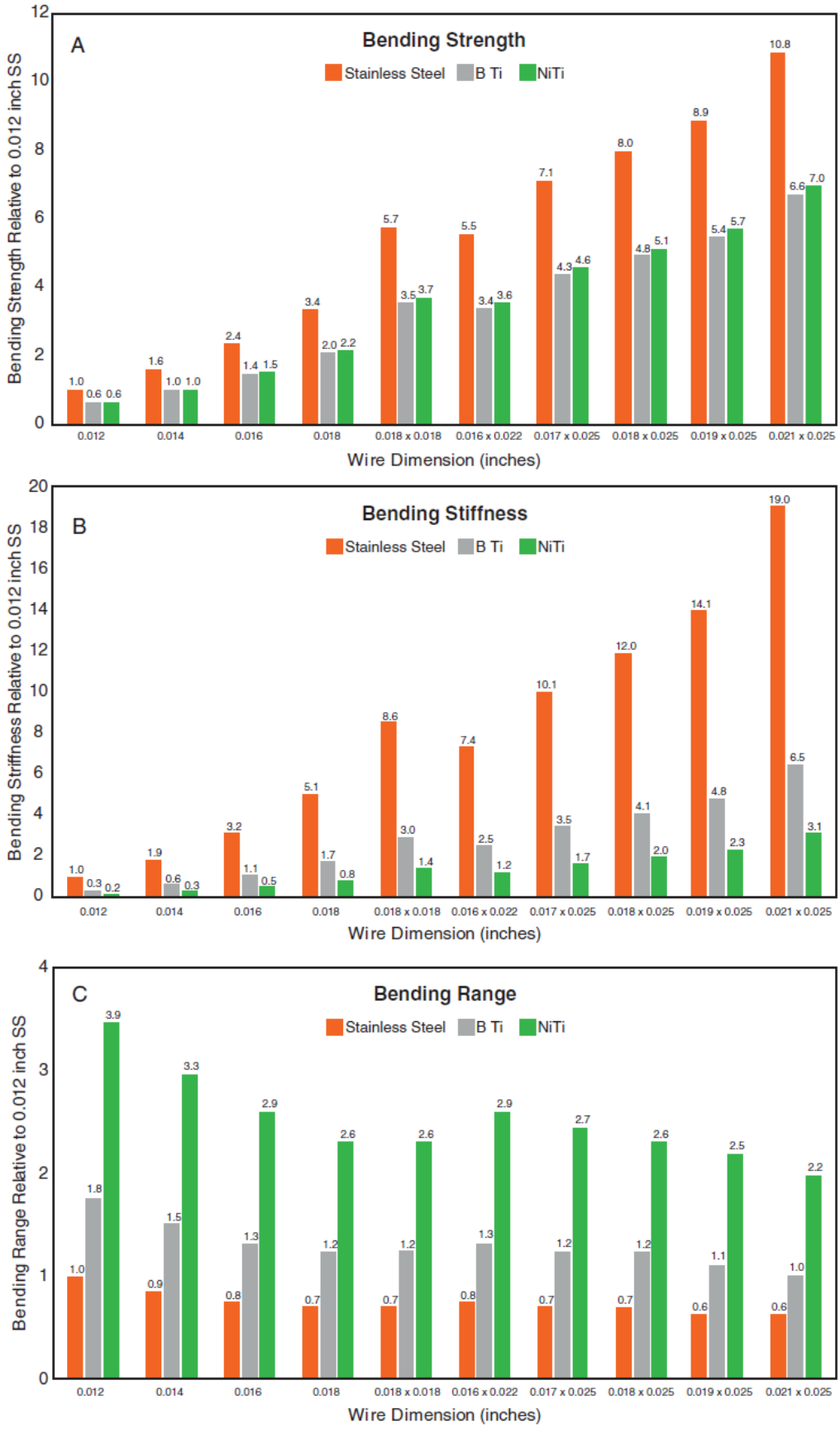
صرفنظر از ماده یا قطر یک وایر، تغییر طول نیز خواص آن را به طور چشمگیری تحت تأثیر قرار می‌دهد (تصویر ۱۳-۹). اگر طول یک میله کانتی‌لور دو برابر شود، استحکام bending آن نصف شده، فنریت آن هشت برابر کم میشود (مترجم: احتمالا منظور نویسنده stiffness بوده است) و دامنه آن چهار برابر زیاد می‌گردد. به طور کلی، وقتی که طول یک میله کانتی‌لور افزایش می‌یابد، استحکام آن با نسبت مستقیم کاهش می‌یابد، در حالی که سفتی آن به صورت مکعب کاهش و دامنه آن به صورت مربع (توان دوم) نسبت طول‌ها افزایش می‌یابد. تغییر طول بر روی torsion تأثیرات کاملاً متفاوت نسبت به bending می‌گذارد: با افزایش طول به نسبت مستقیم سفتی کاهش و دامنه افزایش می‌یابند، در حالی که استحکام torsional تحت تأثیر طول نمی‌باشد.

تغییر یک میله از حالت کانتی‌لور به دو طرفه (supporred)، اگرچه محاسبات ریاضی را پیچیده می‌کند ولی نمای کلی را متأثر نمی‌سازد : با افزایش طول، استحکام به نسبت مستقیم کاهش می‌یابد سفتی به صورت توانی کاهش و دامنه به صورت توانی افزایش می‌یابند.

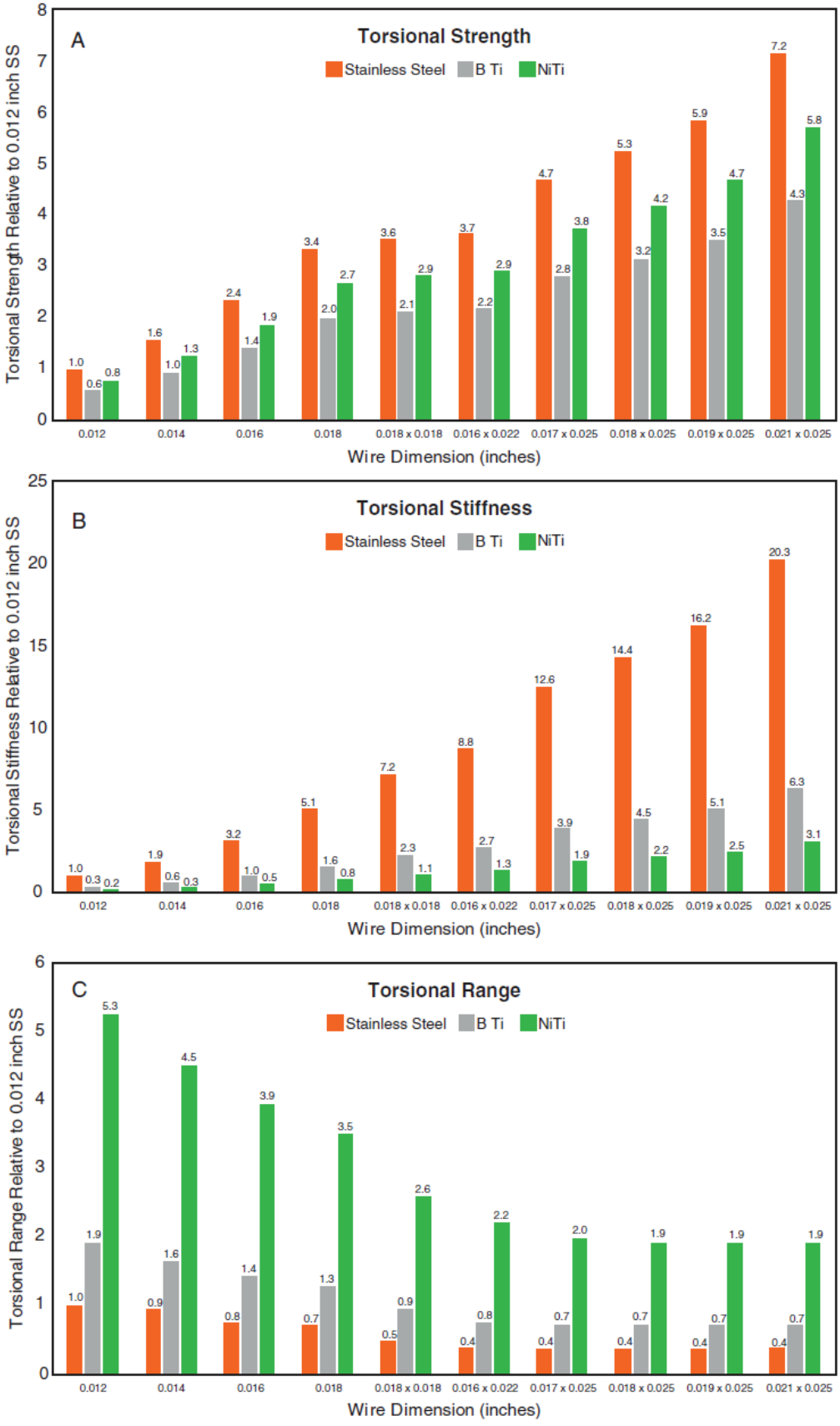
طریقه اتصال میله نیز خواص آن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. آرچ وایر را می‌توان به صورت محکم و یا شل بست و نقطه اعمال بار می‌تواند هر نقطه‌ای در طول آن باشد. همان‌گونه که تصویر ۱۲-۹ نشان می‌دهد، یک میله دارای تکیه گاه دوطرفه همانند یک آرچ وایر، اگر بتواند روی پایه خود slide شود (در کاربرد کلینیکی، درون براکتی که به آن شل بسته شده باشد)، فنریتی چهار برابر بیشتر از زمانی دارد که به صورت محکم بسته شده باشد. هنگامی که اتچمنت‌های متعدد وجود دارد، همانند آرچ وایری که به چند دندان بسته شده باشد، فنریت ناشی از شل بستن وایر اولیه، به مراتب کمتر می‌باشد ولی هنوز هم معنی‌دار است.

کنترل نیروی ارتودنسی با تغییر مواد و اندازه و شکل آرچ وایر

تأمین نیروی کافی در ارتودنسی هیچگاه مشکل ساز نیست. مشکل تأمین نیروی سبک و پایدار (sustain) می‌باشد. فنر یا آرچ وایری که در مقابل تغییر فرم دائمی از خود مقاومت نشان دهد، ممکن است زیاده از حد سفت باشد که در این صورت دو مشکل ایجاد می‌کند : احتمال می‌رود که نیرو در ابتدا بسیار سنگین باشد و هنگامی که دندان شروع به حرکت می‌کند، نیرو سریعاً کاهش می‌یابد. یک وایر انعطاف پذیر با دامنه عالی ممکن است با اولین باری که بیمار غذا می‌خورد، به دلیل استحکام ناکافی دچار تغییر شکل (distorsion) شده و در تهیه نیروی پایدار و طولانی مدت ناموفق باشد. بنابراین باید بهترین تعادل بین استحکام، سفتی و دامنه را از بین تعداد بی‌شمار وایرهای با مواد، قطر و طول متفاوت انتخاب نمود.



تصویر ۱۰-۹: مقایسه strength(A)، stiffness(B)، range (C) در زمان خم شدن در وایر های استنلس استیل، M-NiTi، و TMA. معیار در هر سه مقایسه با ارزش تعیین شده ۱، وایر ۱۲ میل استیل می باشد، بنابراین همه مقادیر قابل مقایسه هستند.

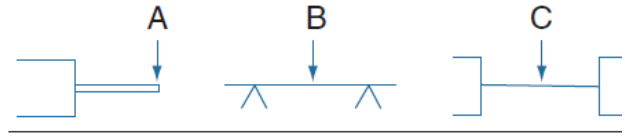


تصویر ۱۱-۹: مقایسه (A)strength، (B)stiffness، (C) range در زمان پیچش در وایر های استنلس استیل، M-NiTi، و TMA. در هر سه مقایسه ، وایر معیار مشابه می باشد، بنابراین همه مقادیر قابل مقایسه هستند.

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.



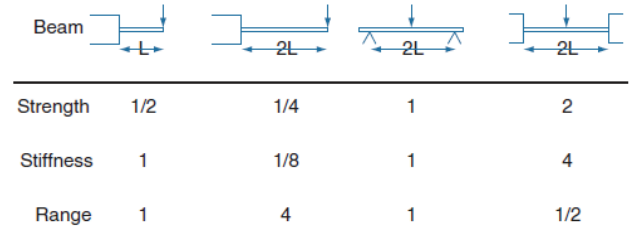
Example For Beam type A

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

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

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

تصویر ۱۲-۹: 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) نسبتهای دو مقطع عرضی، فنریت به صورت توان چهارم نسبت ها و دامنه به صورت نسبت مستقیم تغییر می نماید (ولی نسبتهای دقیق با نسبتهای مربوط به میله های کانتی لور متفاوت می باشند).



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

تصویر ۱۳-۹: 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 برابرکاهش 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 ۱۴-۹: 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.

اولین نکته قابل ملاحظه در انتخاب طرح فنر، استحکام کافی آن می‌باشد : وایر انتخاب شده نباید به هنگام کاربرد، تغییر فرم دائمی پیدا کند. به عنوان یک قانون کلی مناسب‌ترین وایر برای ساخت finger spring های دستگاه‌های متحرک، وایر استیل می‌باشد. finger spring ها همانند میله‌های کانتی‌لور عمل می‌کنند و از این مزیت آنها به میزان زیادی می‌توان استفاده نمود : با افزایش طول، فنریت با توان سه افزایش می‌یابد، در حالی که استحکام آن با نسبت مستقیم کاهش می‌یابد. بنابراین اگر یک وایر با قطر نسبتاً زیاد به جهت استحکام بیشتر انتخاب گردد، می‌توان با افزایش طول به فنریت دلخواه دست یافت.

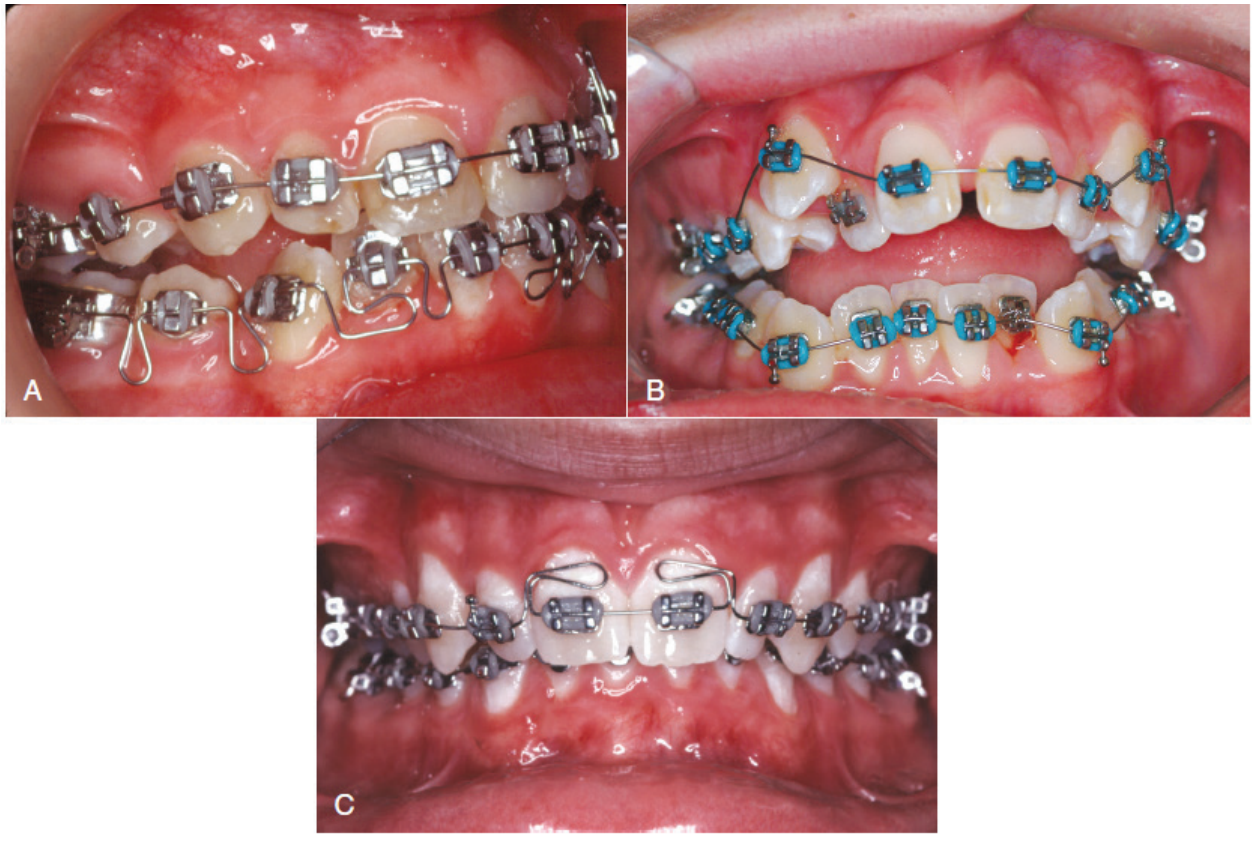
در عمل، برای افزودن طول یا باید وایر را روی خودش خم کرد و آن را به صورت دوبله در آورد و یا اینکه در آن هلیکس تعبیه نمود، تا هم طول وایر را افزایش داد و هم فنر در فضای محدود دهان جا شود (تصویر ۱۴-۹). البته همین تکنیک را می‌توان با آرچ وایرها نیز به کار برد، طول مؤثر یک میله از یک تکیه‌گاه تا تکیه‌گاه دیگر اندازه‌گیری می‌شود 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 عمدهٔ آن محسوب می‌گردد. راه دیگر دستیابی به ترکیب بهتر سفتی و استحکام، ترکیب دو یا چند رشته وایر کوچک نازک و قاعدتاً با فنریت بیشتر با یکدیگر می‌باشد. به عنوان مثال، قرار دادن دو وایر ۱۰ میل استیل در کنار هم، سبب می‌شود 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 ابقاء خواهد شد. ساخت سیستم اپلاینس "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) دندان‌ها مناسب می‌گردد، ضمن اینکه در کنار یکدیگر استحکام کافی پیدا می‌کنند. 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 رشته‌ای (multistrand) هم به جنس هر کدام از وایر های تکی و هم به اینکه چقدر محکم به هم تابیده شده باشند بستگی دارد. وایرهای multistrand ترکیبی از استحکام و فنریت عالی را فراهم می‌کنند ولی امروزه برای بیشتر کاربردها با وایرهای NiTi جایگزین شده‌اند.

فنریت بسیار بالای وایرهای A-NiTi سبب می‌شود که از آنها بتوان در مراحل اولیه درمان، وقتی که دندان‌ها 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 می‌باشد. وایر TMA که از نظر خواص بین NiTi و استیل می‌باشد، نسبت به هر دوی اینها در مراحل اولیه درمان با اپلاینس کامل ثابت، کمتر قابل استفاده می‌باشد. اما خواص کلی عالی که این وایر دارد، سبب می‌شود که برای مراحل بعدی درمان کاملا مناسب باشد.این امکان وجود دارد و اغلب مطلوب هم می‌باشد 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 قسمت‌های 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 میلیمتر 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.



تصویر ۱۵-۹: (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 دامنهٔ بیشتر A-NiTi ، 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 می‌باشد، 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.

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 ۱۶-۹ 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، مستقیما 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.

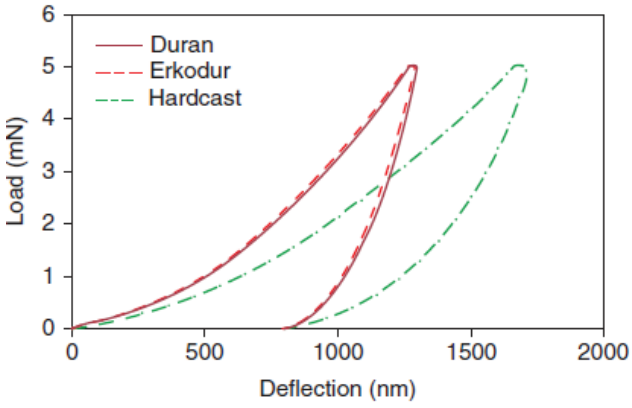
تفاوت بزرگی بین محدود الاستیک aligner ها و سیم های NiTi وجود دارد. یک سیم NiTi دارای طیف موثر اعمال نیروی چند میلی متری می باشد، در حالیکه به طور کلی طیف aligner های پلاستیکی به حدود mm ۰,۲ محدود می شود. این بدان معنی است که از لحاظ عملی یک دندان انسیزور که mm ۳ از موقعیت ایده آل خود در قوس فاصله دارد،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

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

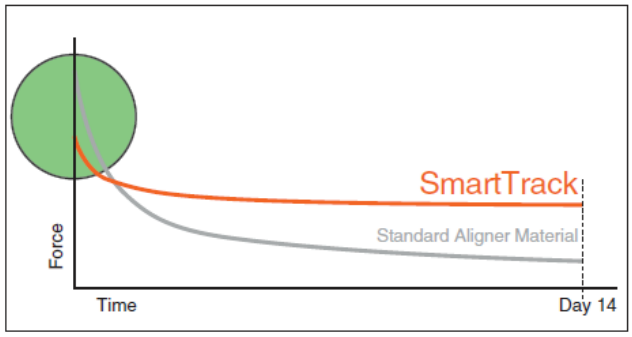
پلاستیک در الاینرها همچنین عامل تخفیف استرس ها و جذب آب می باشد که در طول زمان می تواند توانایی آنها را برای اعمال نیروی حرکت دندانی تحت تاثیر قرار دهد. شرکت Align نوعی ماده اختصاصی را ایجاد کرده است که تخفیف استرس کمتر و اعمال نیروی تقریبا ثابت تری را در طول مدت ۱۴ روز از خود نشان می دهد (تصویر ۱۷-۹). 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، کش‌های لاستیکی (band rubber) در ارتودنسی برای انتقال نیرو از قوس بالا به قوس پایین به کار می‌رفتند. کش‌های لاستیکی دارای دامنه الاستیک بزرگی هستند، در نتیجه کشش‌های زیاد را هنگامی که بیمار دهان خود را حین قرار دادن کش‌های لاستیکی باز می‌کند، می تواند تحمل کند و موجب خراب کردن اپلاینس نمی‌شوند. همچنین قرار دادن و برداشتن کش‌های لاستیکی برای بیمار آسان‌تر از وسایلی مانند فنرهای مارپیچی (coil spring) قوی می‌باشد.



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



تصویر ۱۷-۹: 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 نسبتا ثابت نیرو در طی یک دوره ۱۴ روزه می باشند.

مهم‌ترین مشکل با همه انواع الاستیک‌ها در هنگام کاربردهای ارتودنسی، جذب آب و فاسد شدن (deteriorate) در محیط داخل دهان می‌باشد. gum rubber که برای ساختن کش‌های لاستیکی به کار می رود و در منازل و ادارات به طور شایعی مورد استفاده قرار می‌گیرد، 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 می‌رود. اگرچه الاستیک‌های ارتودنسی زمانی از این مواد ساخته می‌شدند ولی امروزه توسط elastic latex جایگزین شده‌اند 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 نام‌های تجاری مختلف به فروش می‌رسند، و A-lastic شناخته شده ترین می باشد. elastomeric moduleهای کوچک جایگزین ligature wire در نگهداشتن آرچوایر در داخل براکت در اپلاینس‌های مختلف شده است (تصویر ۹-۱۵ B) ، همچنین برای اعمال نیرو جهت بستن فضا در درون قوس به کار می‌روند. این الاستومرها نیز همانند لاستیک‌ها تمایل به از دست دادن کارآیی الاستیک خود پس از مدت کوتاهی در داخل دهان دارند. این خاصیت باعث جلوگیری از عملکرد آنها در نگهداشتن آرچوایر در محل خود نمی‌شود و همچنین باعث کنتراندیکاسیون در استفاده از آنها در بستن فضاهای

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 chain ها بست، اما همان حرکت دندانی می‌تواند با کارآیی بیشتری توسط فنرهای A-NiTi انجام گردد. فنرهای A-NiTi باعث تولید نیروی مداوم در دامنه کاملا بزرگی می‌شوند.

آهن‌رباها

مواد مغناطیسی نادر زمینی (rare earth magnet) در دهه ۱۹۸۰ برای وارد کردن نیروهای ارتودنسی مورد استفاده قرار گرفتند زیرا آنها می توانستند 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 می شود. ثابت شده است که این آثار بیولوژیک صحیح نمی باشد. تغییرات چشمگیر در نیروها زمانی که فاصله بین آهن رباها در اثر جذب یا دفع تغییر می کند، آنها را از درمانهای ارتودنسی تقریبا حذف کرده است.

فاکتورهای طراحی در اپلانیس‌های ارتودنسی

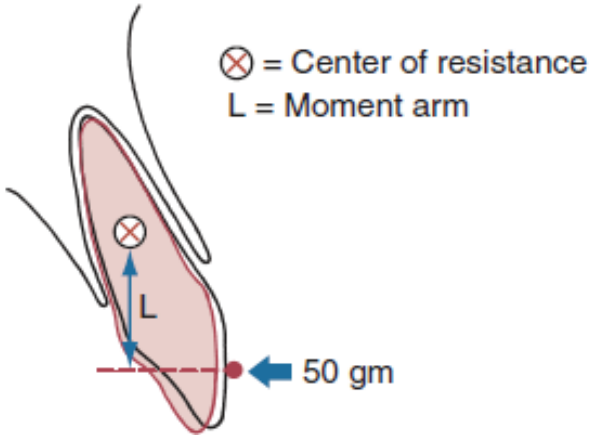
تماس دو نقطه‌ای برای کنترل موقعیت ریشه

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 کاربردی۱N=۱۰۰gm است.
- 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 حدودا نصف فاصله اپکس ریشه تا کرست استخوان آلوئول ؛ تصویر ۱۸-۹).
- 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[1] نقطه اعمال نیرو تا مرکز مقاومت، پس واحد اندازه‌گیری آن gm-mm (یا 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 ۱۷-۹) 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 ۱۹-۹).

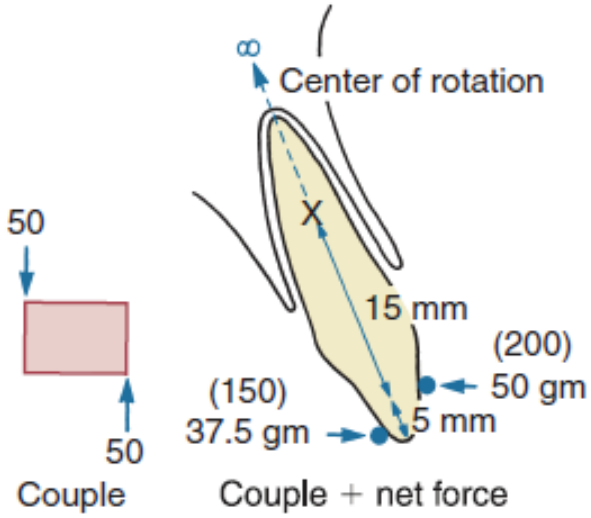
- مرکز چرخش (Center of rotation) - نقطه‌ای که یک جسم در حال حرکت، حول آن نقطه می‌چرخد. زمانی که دو نیرو به طور همزمان به یک جسم اعمال شوند، می‌توان مرکز چرخش جسم را کنترل نمود و آن را در هر نقطه دلخواهی قرار داد. در حقیقت اعمال یک نیرو و یک کوپل به تاج یک دندان، مکانیسمی است که توسط آن حرکت بادیلی دندان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



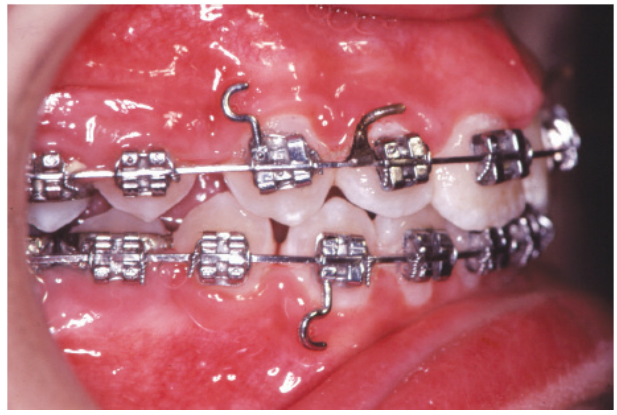
تصویر ۱۸-۹: مرکز مقاومت(CR) هر دندان، تقریباً در وسط قسمت داخل استخوانی ریشه قرار دارد. اگر یک نیروی واحد به تاج یک دندان اعمال شود، دندان نه تنها جابجا میشود بلکه به دلیل این که نیرو از مرکز مقاومت فاصله دارد، گشتاوری تولید شده که دندان را حول CR می چرخاند. فاصله عمودی نقطه اعمال نیرو تا مرکز مقاومت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

نیروها، گشتاورها و کوپل‌ها در حرکت دندان

یک مشکل کلینیکی را در نظر بگیرید که به علت پروتروژن انسیزور میانی ماگزیلا ایجاد شده است. اگر یک نیروی منفرد ۵۰ گرمی به تاج دندان اعمال شود، همانگونه که با یک فنر موجود در اپلاینس متحرک اتفاق می‌افتد، سیستم نیرویی ایجاد می‌شود که دارای گشتاوری معادل gm.mm ۷۵۰ می‌باشد (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) 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 رتراکشن آن مطلوب باشد، در این صورت غلبه بر گشتاوری که با اعمال نیرو به تاج ایجاد می‌شود 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 می‌توان از یک کوپل و یک نیروی خالص برای حرکت دادن دندان استفاده کرد. اگر یک نیروی ۵۰gm در نقطه ای در سطح لبیال دندان انسیزور با فاصله ۱۵mm از مرکز مقاومت آن وارد شود، یک گشتاور gm-mm ۷۵۰ 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 gm ۳۷/۵ در لبه انسیزال به سمت لبیال و در فاصله ای برابر با ۲۰mm از مرکز مقاومت میباشد . این نیرو یک گشتاور gm-mm ۷۵۰ در خلاف جهت ایجاد میکند، بنابراین سیستم نیرو مترادف با کوپلی با اندازه نیروی خالص gm ۱۲ /۵ در جهت لینگوال 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 ۵۰gm برای ایجاد حرکت مؤثر، اعمال نیروی ۲۰۰gm بر روی سطح لبیال و ۱۵۰gm در سمت مخالف در لبه انسیزال ضروری میباشد. کنترل این نیروها با اپلاینس متحرک مشکل و تقریبا غیرممکن است. حرکات ریشه با اپلاینس ثابت خیلی امکانپذیرتر است.

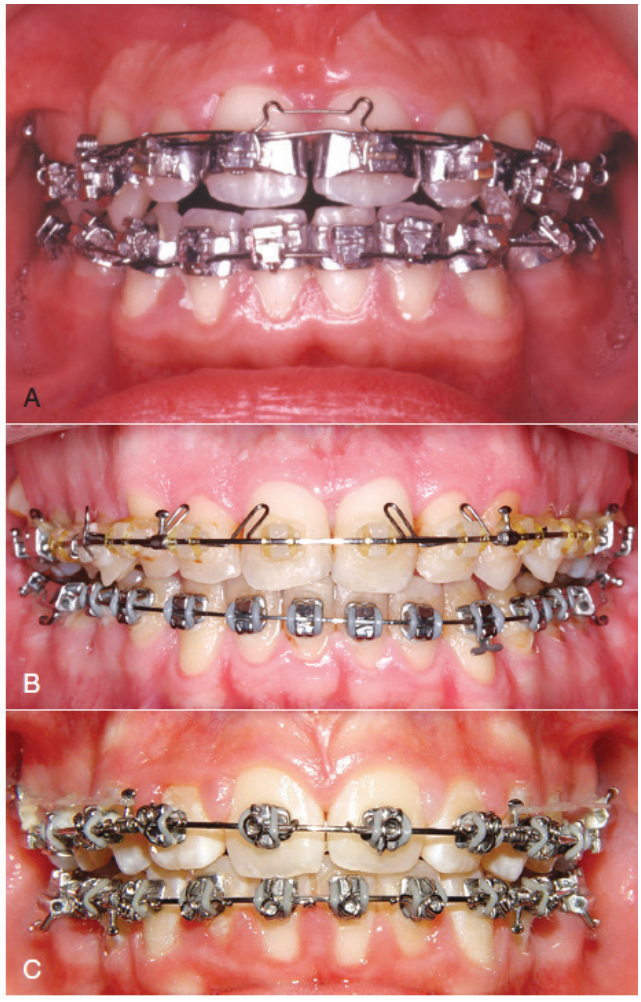


تصویر ۲۰-۹: اتچمنت هایی که به سمت مرکز مقاومت امتداد یافته اند، در این شکل به صورت hook های متصل به براکت کانین دیده می شوند. از این اتچمنت ها می توان برای کاهش بازوی گشتاور استفاده کرد، در نتیجه در صورت استفاده از الاستیک یا فنر جهت sliding دندان ها در طول یک آرچ وایر، میزان تیپینگ کاهش می یابد. این 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 می گردد که منجر به تحریک لثه و یا دکلسیفیکاسیون می‌گردد. روش های دیگر کنترل تیپینگ عملی تر می باشند .

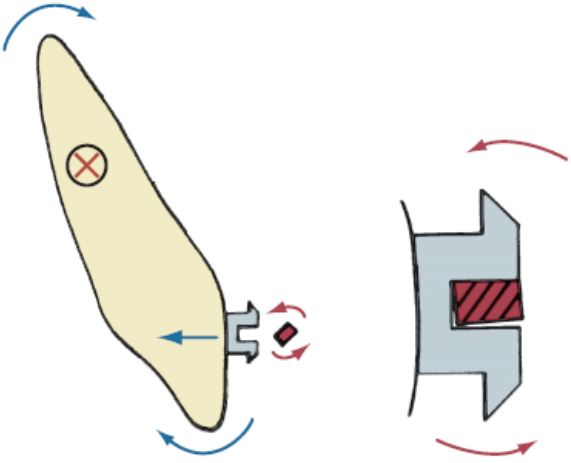
یک راه برای کاهش اندازه گشتاور، اعمال نیرو در محلی نزدیک‌تر به مرکز مقاومت می‌باشد. در ارتودنسی اعمال نیرو به طور مستقیم بر ریشه غیر عملی می‌باشد، اما با ساختن یک اتچمنت محکم (rigid attachment) که از تاج دندان به سمت اپیکال امتداد پیدا می‌کند، می‌توان به اثر یکسانی دست یافت. در این صورت می‌توان نیرو 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 ۲۰-۹). 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 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 رتركشن، 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 ۱۸-۹). 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 ۲۱-۹). 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 ۲۲-۹). 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، کاملا بزرگ هستند. اگر یک وایر rectangular برای رتركشن bodily انسیزور میانی به کار رود، نیروی خالص رتركشن باید کم باشد، اما نیروی twisting بر روی براکت باید بزرگ باشد تا گشتاور لازم را ایجاد نماید.



تصویر ۲۱-۹: Auxiliary root positioning spring (A) و Auxiliary 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 می‌شود، می توان دید. torquing spring با سطح فاسیال انسیزورهای 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) استفاده شده با Tip-Edge appliance که نوع امروزی Combination Begg- edgewise appliance است. root positioning spring (side-winder) (C) استفاده شده در Tip-Edge appliance.



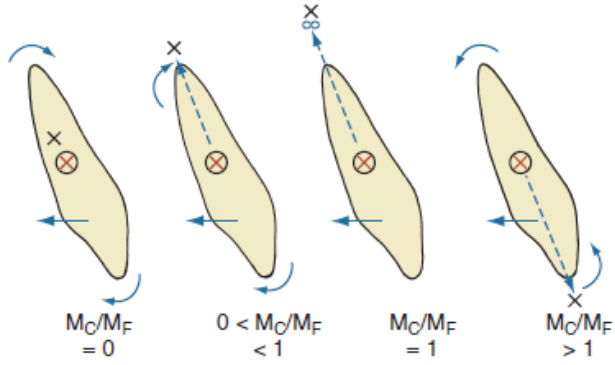
تصویر ۲۲-۹: یک آرچ وایر rectangular که در داخل اسلات Rectangular قرار گرفته، می تواند گشتاور کوپل مورد نیاز برای کنترل موقعیت ریشه را تولید نماید(MC). وایر هنگامی که در اسلات براکت قرار می گیرد، چرخانده می شود(twisted). تماس دو نقطه‌ای در لبه های وایر، یعنی محلی که با براکت تماس دارد، قرار گرفته است. 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 ۷۵۰gm-mm می گردد. برای جبران آن، یک گشتاور به اندازه ۷۵۰gm-mm در داخل براکتی با اندازه ۰/۵ 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 می‌آید (تصویر ۲۳-۹) :

تیپینگ خالص (دندان حول مرکز مقاومت می‌چرخد)	$M_C/M_F=0$
تیپینگ کنترل شده (inclination دندان تغییر می‌کند اما مرکز چرخش به محلی غیر از مرکز مقاومت منتقل شده و تاج و ریشه در یک جهت جابجا می‌شوند)	$0<M_C/M_F<1$
حرکت بادیلی (حرکت برابر تاج و ریشه رخ می‌دهد)	$M_C/M_F=1$
تورک (اپکس ریشه بیشتر از تاج جابجا می‌شود)	$M_C/M_F>1$



تصویر ۲۳-۹: نسبت بین گشتاور ایجاد شده توسط نیروی اعمال شده برای حرکت یک دندان(MF) و گشتاور متعادل کننده توسط کوپل برای کنترل موقعیت ریشه(MC) ، نوع حرکت دندانی را مشخص می کند . بدون MC/MF = ۰(MC) دندان حول مرکز مقاومت می چرخد(pure tipping). با افزایش نسبت گشتاور به نیرو (۰ < MC/MF< ۱) مرکز چرخش بیشتر و بیشتر از مرکز مقاومت دورتر شده و ایجاد controlled tipping می کند. وقتی که MC/MF=۱ شد مرکز چرخش به بینهایت منتقل شده است و حرکت bodily (translation) رخ می دهد. اگر MC/MF<۱ 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 می‌شود. در اکثر دندان‌ها مرکز مقاومت ۸-۱۰ mm با محل اعمال نیرو فاصله دارد، بنابراین M_F ، ۸ تا ۱۰ برابر نیرو می‌باشد. 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 می‌شود. با این اصطلاحات، نسبت گشتاور به نیروی ۱ تا ۷ ایجاد تیپینگ کنترل شده (controlled tipping) خواهد کرد، نسبت ۸ تا ۱۰ (بسته به طول 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 آلوئول یا نقطه اعمال نیرو متفاوت از شرایط معمول است باید ادجاست شود . نسبت MC/MF به صورت دقیق‌تری پاسخ دندان را تشریح می‌کند.

به خاطر بیاورید هنگامی که نیرویی به یک براکت وارد می‌شود تا آن را در طول یک آرچ وایر، بلغزاند (sliding) - همان شرایطی که در ارتودنسی بالینی رخ می‌دهد- میزان نیرویی که توسط دندان احساس می‌شود، 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 می‌ماند) و گشتاور مرتبط با نیروی خالص می‌باشد. در مقابل چنانچه یک کوپل در داخل براکت ایجاد شود، اصطکاک بندرت یک عامل تعیین کننده می‌باشد. میزان نیروی مورد نیاز برای ایجاد کوپل متعادل کننده، اغلب کمتر از حد مورد نیاز برآورد می‌شود. در مثالی که قبلاً گفته شد، اگر یک نیروی خالص ۵۰ gm برای رتراکشن یک انسیزور میانی به کار برده شود، یک گشتاور ۵۰۰ گرمی برای جلوگیری از تیپینگ دندان، هنگام حرکت لینگوالی 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 آرچ‌وایر تأمین می‌شود. این نیروها در داخل براکت فقط یک گشتاور خالص ایجاد می‌کنند، پس الیاف پریودنتال تحت اثر نیروی سنگین قرار نمی‌گیرند، اما بزرگی نیروی لازم ممکن است به طور قابل ملاحظه‌ای تعجب‌آور 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

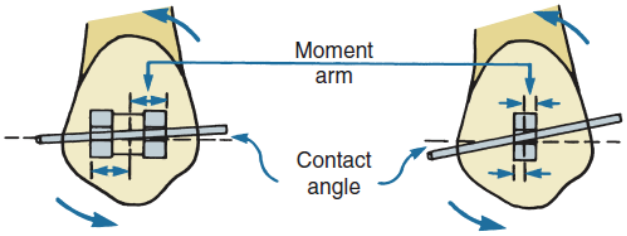
دامنه وسیعی از مال اکلوژن ها شد. طراحان این نوآوری‌ها متوجه شدند که دندانها فقط از پلاستیک پیروی نمی‌کنند بلکه پلاستیک ها باید نیروهای محرک دندان را درست همانند دستگاه های ثابت ارتودنسی اعمال کنند. در تلاشی به منظور کنترل موقعیت ریشه دندان، Invisalign سیستمی را توسعه داد که یک تماس دو نقطه ای را به منظور حرکات مزیودیستالی و باکولینگوالی ریشه ایجاد می کند که از لحاظ مکانیکی همانند همان چیزی است که قبلا در مورد استفاده از دو فنر وارد کننده نیرو به تاج دندان دیدیم(شکل ۱۸-۹). در یک aligner اصلاح شده، به منظور فراهم کردن یک گشتاور برای حرکت لینگوالی ریشه یک دندان سانترال بالا،یک نیروی لینگوالی به وسیله یک لبه پلاستیکی روی سطح فاسیال در مجاورت مارژین لثه ایجاد می شود در حالیکه یک نیروی فاسیالی به سطح لینگوال در نزدیکی لبه انسیزال وارد می شود. برای حرکت دیستالی ریشه یک دندان پرمولر، دو اتچمنت در سطح فاسیال دندان قرار داده می شود که نیروی دیستالی را در نزدیکی مارژین لثه و نیروی مزیالی را نزدیک تر به نوک کاسپ اعمال می کنند. اگرچه از لحاظ تئوری این سیستم نیروی دو نقطه ای منجر به کنترل بهتر ریشه بوسیله aligner ها می شود، اما نتایج کلینیکی این کار هنوز مشخص نیست.

براکت باریک (narrow) در مقایسه با براکت عریض (wide) در سیستم‌های اپلاینس ثابت

کنترل موقعیت ریشه با اپلاینس ارتودنسی، خصوصاً در دو حالت مورد نیاز است : هنگامی که به ریشه یک دندان باید در جهت فاسیولینگوالی تورک داده شود (همانند مثال قبلی)، و هنگامی که حرکت مزیودیستالی ریشه برای موازی کردن دندان‌ها پس از بستن فضاها نیاز باشد (در محل دندان کشیده شده). در حالت اول، گشتاور در داخل براکت ایجاد می‌شود و بُعد تعیین کننده طول بازوی گشتاور، ابعاد آرچ‌وایر می‌باشد ولی در حالت دوم، گشتاور در امتداد (across) براکت ایجاد می‌شود و عرض براکت (bracket width) تعیین کننده طول بازوی گشتاور می‌باشد.

هرچه براکت عریض‌تر باشد (در صورت برابر بودن همه شرایط دیگر)، تولید گشتاور مورد نیاز برای به سمت هم آوردن ریشه در ناحیه کشیده شدن دندان، راحت‌تر خواهد بود یا بطور عام کنترل موقعیت مزیودیستالی ریشه آسان‌تر است. رترکشن ریشه یک دندان کانین را به محل پرمولر اول کشیده شده، در نظر بگیرید (تصویر ۲۴-۹). با یک نیروی ۱۰۰ گرمی و فاصله ۱۰ میلیمتری براکت تا مرکز مقاومت، یک گشتاور ۱۰۰۰ گرمی مورد نیاز خواهد بود. اگر عرض براکت این دندان ۱ mm باشد، نیروی ۱۰۰۰ گرمی در هر گوشه براکت لازم است اما چنانچه عرض براکت ۴ mm باشد، تنها نیروی ۲۵۰ گرمی در هر گوشه براکت مورد نیاز است.

هنگامی که باید فضای حاصل از کشیدن دندان با sliding دندان‌ها در طول آرچ وایر بسته شود و بین وایر و براکت، binding وجود دارد، این مسأله (عرض براکت) از اهمیت کلینیکی بالاتری برخوردار می‌باشد. binding وایر در مقابل گوشه‌های براکت، تحت تأثیر نیروی موجود در نقاط تماس براکت با آرچ‌وایر و زاویه تماس بین وایر و براکت می‌باشد (تصویر ۲۴-۹). هرچه براکت عریض‌تر باشد نیروی لازم برای تولید گشتاور و زاویه تماس بین وایر و براکت کاهش می‌یابد، پس در بستن فضا با sliding مفید می‌باشد.



تصویر ۲۴-۹: عرض براکت، طول بازوی گشتاور (نصف عرض براکت) برای کنترل موقعیت مزیودیستالی ریشه را تعیین می کند. عرض براکت همچنین زاویه برخورد وایر با گوشه براکت را تحت تأثیر قرار می دهد. هرچه عرض براکت بیشتر باشد، زاویه تماس (contact angle) کوچکتر است.

به رغم مزیت براکت‌های عریض در بستن فضاهایی که باید با sliding دندان‌ها در طول آرچ‌وایر بسته شود، این براکت‌ها دارای یک عیب نسبتاً برابر می‌باشند. هرچه

عرض براکت بیشتر باشد، فاصله بین براکتی (interbracket span) بین دندان‌های مجاور کمتر شده و در نتیجه طول مؤثر سگمنت‌های آرچ‌وایر موجود در بین تکیه‌گاه‌ها کاهش می‌یابد. کاهش طول وایر بدین شکل، سفتی آرچ‌وایر را افزایش و دامنه فعالیت آن را به میزان زیادی کاهش می‌دهد. بدین علت استفاده از براکت‌های بسیار عریض کنترااندیکاسیون دارد. حداکثر عرض کاربردی براکت عریض (wide) ، در حدود نصف عرض دندان است و براکت‌های باریک‌تر در صورتی که دندان‌ها نامرتب (malaligne) باشند، مزیت دارند چون فاصله بین براکتی بزرگتر، فنریت بیشتری به هر نوع وایر می‌دهد.

تأثیر اندازه اسلات براکت در سیستم Edgewise

استفاده از وایرهای rectangular در براکت‌های با اسلات rectangular ، توسط Edward Angle در قالب edgewise arch mechanism ، در اواخر دهه ۱۹۲۰ معرفی شد (به فصل ۱۰ مراجعه شود). اپلاینس اولیه برای استفاده از آرچ‌وایرهای از جنس طلا طراحی شده بود و اندازه اسلات براکت ۲۸×۲۲ میل بود که برای مطابقت با آرچ‌وایرهای rectangular تقریباً با همان اندازه ساخته شده بود. در نظریه درمانی Angle ، sliding دندان‌ها در طول آرچ‌وایر برای بستن فضای دندان خارج شده، غیر ضروری بود چون برای اهداف ارتودنسی، خارج کردن دندان انجام نمی‌شد. از سویی دیگر، حرکات torquing ضروری بودند و هدف اصلی طراحی اپلاینس، تورک مناسب بود. اپلاینس طوری طراحی شده بود تا هنگامی که وایر طلا با قطر ۲۸×۲۲ در براکت باریک قرار می‌گرفت، نیروی مناسب تولید کند و دامنه فعالیت معقولی در حرکات torsion داشته باشد.

هنگامی که آرچ‌وایر استیل جایگزین طلا شد، به علت اینکه وایر استیل نسبت به وایر طلا با همان اندازه، بسیار سفت‌تر بود، محاسبات مهندسی انگل دیگر صحیح نبودند. یک آلترناتیو، طراحی دوباره اپلاینس edgewise از طریق تغییر اندازه اسلات براکت بود تا برای وایر استیل مناسب باشد، در نتیجه از کاهش در اندازه اسلات از ۲۲ میل به ۱۸ میل، برای دستیابی به این هدف حمایت شد. حتی با این اندازه اسلات کوچکتر، یک وایر استیل با قطر کامل (dimension full) نیروی بزرگتری نسبت به سیستم edgewise اولیه تولید می‌کند، اما مشخصات سیستم اپلاینس شبیه اپلاینس اولیه می‌باشد. تورک مناسب توسط وایرهای استیل و براکت‌های ۱۸ میل امکان‌پذیر است.

از سویی دیگر، در صورتی که دندان‌ها باید در طول آرچ وایر slide شوند، استفاده از آرچ وایرهای undersized راهی برای کاستن از بخش اصطکاکی مقاومت به sliding می‌باشد (در زمان جایگزین شدن وایر استیل به جای وایر طلا، اصطکاک مسئله مهمی بود). به عنوان یک مسأله کاربردی، sliding دندان‌ها در طول آرچ وایر نیازمند حداقل ۲ میل فاصله (clearance) بین براکت و وایر می‌باشد تا اصطکاک به حداقل برسد و حتی فاصله بیشتر ممکن است مطلوب‌تر باشد. استحکام بیشتر یک آرچ وایر ۱۸ میل در مقایسه با یک وایر ۱۶ میل، درsliding دندان‌ها می‌تواند یک مزیت باشد. وایر ۱۸ میل فاصله عالی در براکت با اسلات ۲۲ دارد اما در براکت با اسلات ۱۸ محکم (tight) قرار می‌گیرد. بنابراین براکت‌های با اسلات ۲۲ در بستن فضاها دارای مزیت می‌باشند، اما هنگامی که بعداً تورک نیاز باشد قطعاً دارای عیب می‌باشند. با آرچ وایر استیل ۲۱ میل (به اندازه کافی به اندازه اسلات براکت نزدیک می‌باشد تا در داخل براکت fit شود)، فنریت و دامنه وایر در torsion چنان محدود می‌شود که تورک مناسب با آن اساساً غیر ممکن است. استفاده از براکت‌های عریض برای کمک به بستن فضا، مشکل تورک را بدتر خواهد کرد. خم‌های شدیدتر در وایرهای rectangular با اندازه کوچکتر (مثل ۲۵×۱۹) یک راه جایگزین می‌باشد. اما torguing auxiliary (تصویر ۲۱-۹)، اغلب در صورت استفاده از وایرهای استیل کوچک‌تر از اندازه اسلات (undersized) ، در براکت‌های edgewise با اسلات ۲۲ لازم می‌باشد.

در این حالت، نقش آرچ وایرهای تیتانیوم واضح‌تر می‌شود. اگر فقط از سیم‌های استیل استفاده شود، سیستم اسلات ۱۸ میل مزیت قابل توجهی نسبت به اسلات سایز بزرگتر دارد. سیم‌های A-NiTi دارای Springback عالی و مقاومت به تغییر حالت دائمی عالی می‌باشند، بدین وسیله این سیم‌ها بر بعضی از محدودیت‌های سیم‌های استیل در alignment دندان‌ها توسط

براکت‌های عریض با اسلات ۲۲ میل فائق آمده‌اند. همچنین سیم‌های rectangular نیکل تیتانیوم و بتا- تیتانیوم مزایایی نسبت به سیم‌های استیل در مراحل Finishing درمان و کنترل تورک دارند. به طور خلاصه، آرچ وایرهای تیتانیوم برای غلبه بر مشکلات اساسی مرتبط با استفاده از اندازه اسلات اولیه سیستم edgewise ، کمک شایانی می‌نماید.

جنبه‌های مکانیکی کنترل انکوریج

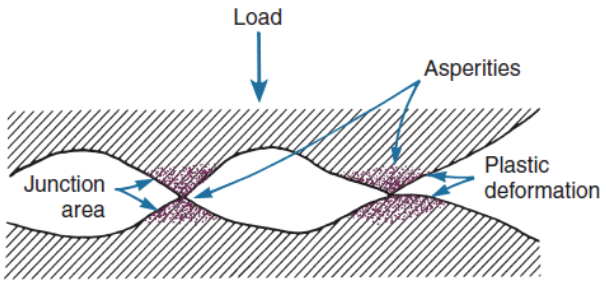
اصطکاک در مقابل Binding در مقاومت به Sliding

وقتی دندان‌ها در طول آرچ وایر slide می‌شوند، نیرو برای تأمین دو هدف لازم است : برای غلبه بر مقاومت ایجاد شده توسط تماس سیم با براکت و برای ایجاد ریمدلینگ استخوانی مورد نیاز برای حرکت دندان. همان‌طور که در فصل ۸ بیان شد، کنترل موقعیت دندان‌های واحد انکوریج به بهترین صورت با کاهش نیروی عکس‌العملی که به آنها وارد می‌شود، به دست می‌آید. استفاده از نیروهای سنگین در هنگام حرکت دندان ها در طول آرچ وایر برای غلبه بر اصطکاک و binding وایر در درون براکت برای کلینیسین وسوسه انگیز است. تصمیم محتاطانه تر در زمانی که کنترل انکوریج حیاتی است این است که خطا به سمت نیروی سبک تر باشد به گونه ای که امکان انکوریج افتراقی فراهم شود(شکل ۲۲-۸) یا استفاده از رویکرد هایی مانند closing loop که نیاز به حرکت اسلایدینگ براکت در طول سیم نباشد.

به دلیل افزایش استفاده از براکت‌های self-ligate و سایر روش‌ها برای کاهش اصطکاک (که به تفصیل در فصل ۱۰ بحث شده است) تمایز بین سهم اصطکاک و binding در مقاومت به sliding اهمیت می‌یابد.

اصطکاک در درمان با دستگاه ثابت

وقتی یک جسم نسبت به یک جسم دیگر حرکت می‌کند، اصطکاک در سطح تماس آن دو باعث ایجاد مقاومت در مسیر حرکت می‌گردد. اصطکاک نهایتاً از نیروهای الکترومگنتیک بین اتمها ناشی میشود (نیروی الکترومگنتیک، نیروی بنیادی نیست که بتوان به صورت مستقل از شرایط لوکال آن را تعریف کرد). اصطکاک متناسب با نیرویی است که سطوح تماس را به یکدیگر می‌فشارد و همچنین تحت تأثیر ماهیت سطوح تماس نیز می‌باشد (مثلاً سطح صاف یا خشن، سطح فعال یا غیر فعال از لحاظ شیمیایی، سطح تغییر داده شده با مواد لغزنده). به طور جالبی، اصطکاک از سطح تماس آشکار (apparent area of contact)، مستقل می‌باشد. این بدان علت است که همه سطوح صرفنظر از اینکه چقدر صاف هستند، دارای ناهمواری‌هایی می‌باشند که در مقیاس مولکولی بزرگ می‌باشد و تماس‌های واقعی فقط در تعداد محدودی از نقاط کوچک، در رأس ناهمواری‌های سطحی رخ می‌دهد (تصویر ۲۵-۹). به این نقاط، asperities گفته می‌شود و همه نیروی بین دو سطح را متحمل می‌شوند، حتی تحت نیروهای سبک، فشار موضعی در محل asperities ممکن است باعث تغییر شکل پلاستیک محسوس در این مناطق کوچک گردد. بدین دلیل، منطقه تماس واقعی به میزان زیادی توسط نیروی اعمال شده تعیین می‌شود و با آن نسبت مستقیم دارد.



تصویر ۲۵-۹: وقتی که دو سطح جامد به یکدیگر فشرده می شوند، یا یکی روی دیگری کشیده می شود، تماس واقعی فقط در تعداد محدودی از نقاط رخ می دهد که به آنها asperities گفته می شود. این نقطه ها نوک ناهمواری های سطوح می باشند. این مناطق اتصال در هنگام shear ، slidingمی شوند و نیرویی که موجب این تغییر شکل پلاستیک در ناهمواری های سطحی می شود، مقاومت اصطکاکی است.

وقتی که یک نیروی مماس بر سطح بر ماده اعمال شود و باعث لغزش آن بر روی دیگری گردد، محل‌های اتصال (junction) بین سطوح، شروع به برش (shear) می‌کنند. بنابراین ضریب اصطکاک متناسب با shear strength محل‌های اتصال می‌باشد و نسبت عکس با yield strength مواد دارد (چون yield strength میزان تغییر شکل پلاستیک را در asperities مشخص می‌کند). در سرعت‌های پایین sliding ، پدیده

"stick-slip" ممکن است روی دهد، هنگامی که نیروی کافی برای جدا کردن محل‌های اتصال تأمین شود، یک جهش رخ می‌دهد، بعد سطوح تماس دوباره به یکدیگر می‌چسبند تا میزان نیرو بار دیگر به اندازه‌ای برسد که آنها را از هم جدا کند. دو عامل دیگر اصطکاک را تحت تأثیر قرار می‌دهند: در هم قفل شدن (interlocking) ناهمواری‌های سطح تماس که هنگامی که asperities بزرگ و نوک تیز هستند، این مسأله مهم‌تر می‌گردد؛ و میزان شیار انداختن asperities ماده سفت‌تر در ماده نرم‌تر. بنابراین کل مقاومت اصطکاک مجموع ۳ جزء خواهد بود : ۱) نیروی لازم برای برش همه محل‌های اتصال سطوح ۲) مقاومت ایجاد شده در اثر قفل شدن ناهمواری‌ها ۳) عامل شیار انداختن (plowing) کل نیروی اصطکاک.در عمل، اگر دو ماده نسبتاً صاف و نسبتاً مشابه از لحاظ hardness باشند، اصطکاک به میزان زیادی توسط عامل shearing تعیین می‌شود.

دیدگاهی که کیفیت سطوح را عامل مهمی در تعیین اصطکاک می‌داند، در نتیجهٔ تجربیاتی که سال‌های اخیر با وایرهای تیتانیوم و براکت‌های سرامیکی و یا پلاستیکی به دست آمد، مورد تأکید قرار گرفت. براکت‌های استیل به خوبی روی وایرهای استیل slide می‌گردند، اما در صورت استفاده از مواد دیگر، شرایط چندان مناسب نمی‌باشد.

اصطکاک مرتبط با کیفیت سطوح وایرها. وقتی که وایرهای NiTi در ابتدا معرفی شدند، کارخانه‌های سازنده ادعا کردند که این وایرها به طور ذاتی دارای سطح صافی در مقایسه با استینلس استیل می‌باشند، بنابراین در صورت یکسان بودن سایر عوامل، درهم قفل شدن asperities کمتر خواهد بود که در این صورت مقاومت اصطکاک در برابر sliding دندان در طول وایر NiTi ، کمتر از وایر استینلس استیل خواهد بود. این ادعا کاملاً اشتباه می‌باشد، سطح NiTi خشن‌تر (rough) از beta-Ti می‌باشد (به علت defect های موجود در سطح، نه به دلیل کیفیت پولیش)، که این ماده نیز به نوبه خود خشن‌تر از استیل می‌باشد. مهم‌تر این که، بین خشونت (roughness) سطوح و مقاومت اصطکاک در وایرهای ارتودنسی رابطه‌ای وجود ندارد و یا خیلی کم است (گیر کردن ناهمواری‌ها و شیار انداختن (plowing) عوامل مهمی در کل مقاومت اصطکاک نمی‌باشند). اگرچه NiTi دارای سطح خشن‌تری نسبت به beta-Ti می‌باشد، beta-Ti مقاومت اصطکاکی بیشتری دارد. این مسأله ثابت می‌کند که با افزایش میزان تیتانیوم در آلیاژ، واکنش سطحی (surface reactivity) افزایش می‌یابد و ترکیب شیمیایی سطح یک عامل مؤثر می‌باشد. بنابراین be-ta-Ti که ۸۰٪ تیتانیوم دارد، ضریب اصطکاک بالاتری نسبت به NiTi دارد که دارای ۵۰٪ تیتانیوم می‌باشد و مقاومت اصطکاک در برابر sliding این دو بیش از استیل می‌باشد. در صورت استفاده از وایر beta-Ti ، میزان فعالیت واکنش تیتانیوم آن به حدی می‌باشد که در بعضی شرایط می‌تواند به براکت استیل "cold-weld" گردد و sliding را تقریبا غیر ممکن سازد.

یک راه‌حل این مشکل، تغییر دادن سطح وایرهای تیتانیوم با القاء یون‌هایی به سطح آن می‌باشد (ion implantation). این عمل (با نیتروژن، کربن و مواد دیگر) به طور موفقیت‌آمیزی بر روی beta-Ti انجام شده است و نشان داده شده که بدین ترتیب خصوصیات beta-Ti به کار رفته در ایمپلنت‌های لگن بهبود می‌یابد. در ارتودنسی بالینی، وایرهای NiTi و beta-Ti القا شده با یون‌ها، به ترتیب در alignment اولیه و بستن فضا عملکرد بهتری نشان ندادند و دیگر در بازار نیستند.

اصطکاک مرتبط با کیفیت سطوح براکت‌ها. سطح براکت‌ها نیز در اصطکاک موثر می‌باشد. جدیدترین براکت‌های ارتودنسی یا به صورت ریختگی و یا تراش داده شده از استینلس استیل ساخته می‌شوند و اگر به خوبی پولیش شده باشد، تقریباً سطح صافی مشابه با وایرهای استیل دارند. براکت‌های تیتانیوم در حال وارد شدن به بازار مصرف هستند، عمدتاً به این علت که احتمال پاسخ آلرژیک به نیکل موجود در استینلس استیل را از بین می‌برند اما به ندرت به این منظور به کار می روند(فصل ۸). در بهترین شرایط، خصوصیات سطحی براکت‌های تیتانیوم مشابه وایرهای تیتانیوم می‌باشد و صیقل دادن سطح داخلی اسلات براکت به اندازه کافی مشکل می‌باشد که این مناطق مهم ممکن است از وایر خشن‌تر باشند. بنابراین sliding با براکت‌های تیتانیوم ممکن است مشکل‌ساز باشد، به خصوص اگر از آرچ‌وایرهای تیتانیوم هم استفاده شود.