۲ کاربرد نیروی ارتودنتیک

درمان مال اکلوژن نیاز به طراحی دستگاه ارتودنسی دارد که بتواند سیستم نیرو را فعال نماید. با قرار دادن براکت‌ها به صورت Band یا Bond شده،نیرو از طریق وایر، Coil Spring و الاستیک‌ها منتقل می‌گردد. متغیرهای زیاد باعث تغییر خواص ساختاری هر یک از اجزاء فوق الذکر می‌گردد. شناخت این متغیرها برای ساخت یک دستگاه مناسب ارتودنسی بسیار با اهمیت است.

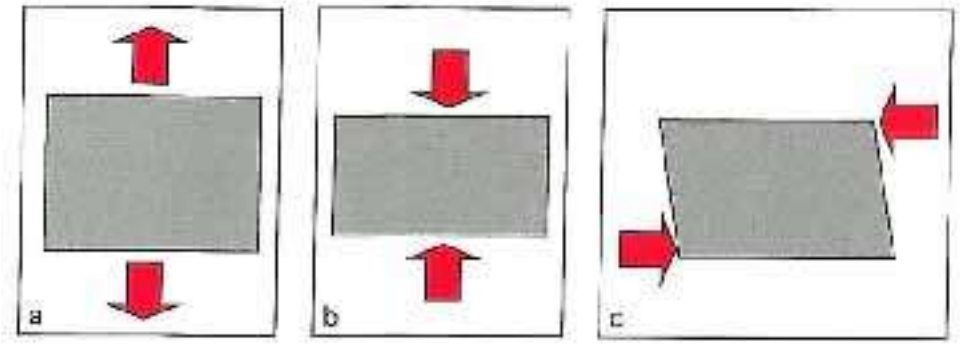
منبع تولید کننده نیرو برای حرکت دندان، نیرویی است که از خاصیت الاستیسیتی وایر و ازالاستیک‌ها تولید می‌شود. برای حرکت مطلوب دندانی نیاز به نیروی Light Continuous می‌باشد. وقتی نیرو در سرتاسر درمان پایدار و ثابت باشد باعث حرکت مداوم دندانی می‌شود که ناشی از تحلیل مستقیم استخوان (Direct Bone Resorption) خواهد بود و از عوارض نامناسب مثل از دست رفتن انکوریج یا صدمه به بافت‌های پریودنتال جلوگیری می‌شود. همانگونه که دندان حرکت می‌کند میزان نیرو بتدریج کاهش می‌یابد که به علت خصوصیات ساختاری وایر و الاستیک‌ها می‌باشد. بسیار مهم است که نیرو در حد مطلوب در کل دوره درمان ارتودنسی ثابت باقی بماند. برای رسیدن به این هدف، استفاده از وایرهای Superelastic ترجیح داده می‌شود. زیرا این وایرها برای مدت طولانی فعال می‌مانند و نیروها را در حد فیزیولوژیک به دندان‌ها انتقال می‌دهند.

از آنجائی که منبع اصلی نیرو در ارتودنسی وایر و الاستیک می‌باشد شناخت خواص فیزیکی آنها با ارزش است.

❖ خواص فیزیکی مواد به کار برده شده در ارتودنسی

ماده از اتم و مولکول درست می‌شود. فاصله و کشش بین ذرات نشان دهنده سختی ماده است. وقتی به یک ماده نیرو وارد شد و فاصله بین اتمها براساس نیروی وارد شده که فشار نامیده می‌شود تغییر می‌کند با وارد شدن نیرو جسم کشیده می‌شود تا اینکه اندازه آن تغییر کند و تغییر شکل یابد.

وقتی که به یک جسم نیروی کششی Pulling وارد می‌شود، فاصله بین اتمها زیاد می‌شود و جسم کش می‌یابد و بزرگتر می‌شود این فرآیند Tension نامیده می‌شود. وقتی که به یک جسم نیروی Pushing وارد شود فاصله بین اتم‌ها کم می‌شود و اندازه جسم کاهش می‌یابد این فرآیند Compression نامیده می‌شود.



شکل ۱-۲. انواع فشارهای وارده بر یک جسم، a (Tension) b (Compression) c (Shear)

وقتی یک جفت نیروی برابر و در مخالف هم که نیروی مزدوج نامیده می‌شود از ۲ سطح متفاوت به یک جسم وارد شود، جسم دفرم می‌شود و این فرایند shear نامیده می‌شود. نیرو به یکی از ۳ شکل Tension، Compression و یا Shear می‌تواند به یک جسم وارد شود.

با وارد کردن نیروی Pulling الاستیک‌ها کشیده می‌شوند در حالیکه یک میله فلزی با همان مقدار نیرو به طور قابل توجهی تغییر شکل نمی‌یابد. در واقع با همان مقدار نیرو میزان کشش در هر جسمی متفاوت است. دفورمیشن در یک میله فلزی را نمی‌توان با چشم غیر مسلح دید ولیکن در اندازه جسم تغییر ایجاد می‌شود که از نظر میکروسکوپی قابل اندازه‌گیری است.

❖ رفتار الاستیک مواد

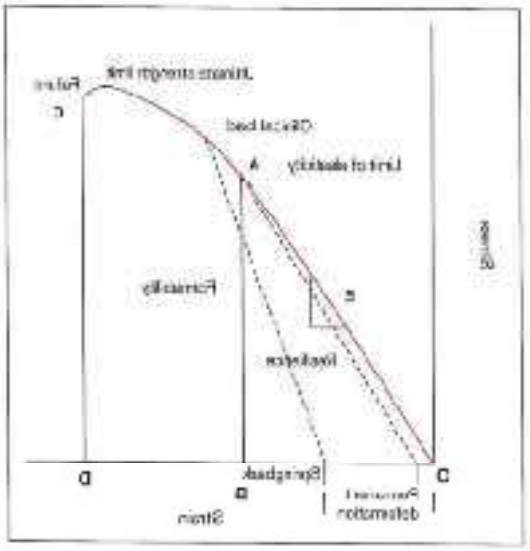
وقتی بر جسمی نیرو وارد می‌شود جسم انرژی وارد شده را جذب می‌کند و وقتی نیرو برداشته می‌شود انرژی را بر می‌گرداند. موادی که با حذف نیرو به طور کامل انرژی جذب شده را بر می‌گردانند و دوباره به اندازه واقعی خودشان بر می‌گردند مواد الاستیک نامیده می‌شوند. موادی که به اندازه اصلی خود نمی‌توانند برگردند مواد پلاستیک نام دارند. برای مثال Coil Spring یک ماده الاستیک است در حالیکه سیم‌های Ligature مواد پلاستیک هستند. در بین ۲ گروه ماده الاستیک و پلاستیک مواد ویسکوالاستیک رفتار الاستیک و پلاستیک را به طور همزمان نشان می‌دهند، برای مثال پوست انسان، عضلات، عروق، اعصاب و فیبرها از جنس ویسکو الاستیک هستند.

الاستیسیتی نقش قابل توجهی در ارتودنسی دارد زیر الاستیسیتی منبع مهمی از نیرو است که در دستگاه‌های ارتودنسی به کار برده می‌شود. دستگاه ارتودنسی دارای اجزاء فعال و غیرفعال می‌باشد. مهمترین اجزایی که واحدهای فعال را در یک دستگاه ارتودنسی به وجود می‌آورد منابع نیرو مثل وایرها، Coil Spring و الاستیک‌ها هستند. فعال کردن یک دستگاه ارتودنسی با اندازه‌گیری میزان نیرو توسط Dynamometer و یا با مشاهده میزان فعال کردن اجزاء یک دستگاه ارتودنسی انجام می‌شود.

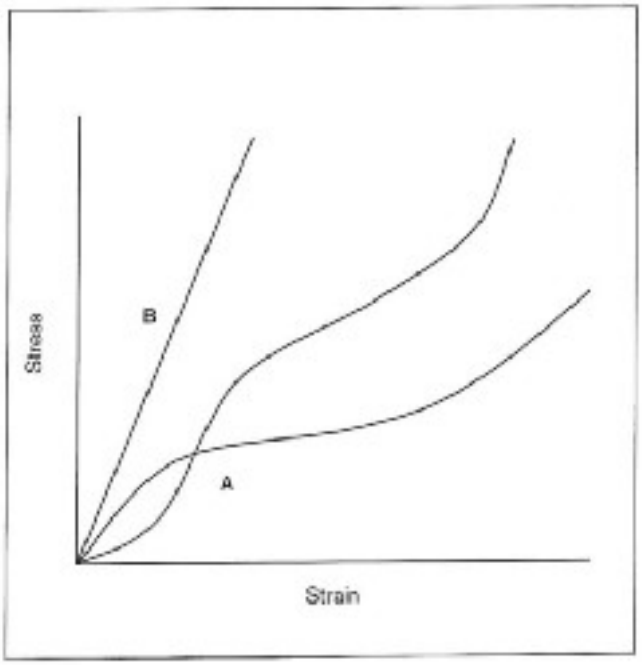
وقتی یک قطعه سیم تا حدی خم گردد آن سیم تمایل دارد که به حالت اول برگردد اما اگر نیرو به طور پیوسته افزایش یابد و سیم از حد خاصی بیشتر خم گردد در آن صورت سیم قادر به بازگشت به حالت اولیه نخواهد بود و این منجر به تغییر شکل پلاستیک در سیم می‌گردد. در شکل ۲-۲ مقدار فشار وارد شده در یک سیم مشاهده می‌شود. همانگونه که نیرو افزایش می‌یابد سیم بر حسب مقدار نیرو خم می‌گردد که قسمت خطی منحنی را می‌سازد. این قسمت خطی تا محدوده الاستیک Elastic Limit ادامه می‌یابد و بدین معنی است که تا قبل از حد الاستیک با حذف کردن نیرو سیم می‌تواند به موقعیت اصلی خود برگردد.

اصولی که در این قسمت از منحنی صادق است به نام Hook Law نامیده می‌شود و بیان می‌دارد که خمش در سیم متناسب با فشار وارد شده تا محدوده الاستیک می‌باشد. شیب قسمت خطی منحنی با نسبت $\frac{stress}{strain}$ مشخص می‌شود و تحت عنوان Modulus of Elasticity و یا Young Modulus نامیده می‌شود. این مقدار که با حرف E در شکل ۲-۲ نشان داده شده است نشان دهنده Stiffness یامقدار (Springiness) $\frac{load}{deflection}$ سیم است. Stiffness و Springiness دو خصوصیتی هستند که در تقابل با یکدیگر می‌باشند. Stiffness نسبت مستقیم با Modulus of Elasticity دارد در حالیکه Springiness با Modulus of Clasticity نسبت معکوس دارد.

هنگامی که از محدوده الاستیک فراتر رویم پس از حذف نیرو سیم به شکل اولیه خودش باز نمی‌گردد زیرا در سیم تغییر پلاستیک ایجاد شده است و وقتی نیروی اضافی بیشتری به سیم اعمال گردد تغییر شکل سیم بیشتر می‌شود و سیم به نقطه Ultimate Strength Limit می‌رسد. بعد از این نقطه ساختار مولکولی سیم تغییر می‌کند و در این نقطه دچار شکستگی می‌شود.



شکل ۲-۲. منحنی $\frac{stress}{strain}$ در یک سیم تحت فشار. براساس قانون Hook کشش و فشار تا محدوده الاستیک با همدیگر رابطه تناسبی دارند. با اعمال نیرو در محدوده الاستیک تا نقطه A می‌توان دوباره وایر را به نقطه o برگرداند. زاویه شیب نشان دهنده Modulus of Elasticity سیم است. Young Modulus (E) وقتی محدوده الاستیک زیاد باشد در سیم تغییر شکل دائم اتفاق می‌افتد. وقتی سیم به حد نهایی محدوده الاستیک یا Ultimate Strength Limit برسد ساختار مولکولی سیم و بدین ترتیب سیم نیز می‌شکند. مساحت بین نقاط B،A،O نشان دهنده Modulus of Resilience می‌باشد. مساحت بین نقاط A، C،B، D نشان دهنده Formability در وایر است. مساحت کل در زیر شیب منحنی از نقطه شروع تا نقطه شکست ماده به نام Modulus of Toughness نامیده می‌شود.



شکل ۳-۲. منحنی A نشان دهنده $\frac{stress}{strain}$ در مواد الاستیک و منحنی B نشان دهنده $\frac{stress}{strain}$ در مواد سرامیک می‌باشد.

مواد الاستیک یا پلیمریک مثل Rubber که دارای ساختار آمورف هستند دارای منحنی $\frac{stress}{strain}$ متفاوتی نسبت به سیم‌ها که دارای ساختار کریستال هستند، می‌باشند (شکل ۳-۲). وقتی به یک ماده الاستیک نیرو اعمال می‌شود یک تغییر خطی همانگونه که در مواد فلزی وجود دارد، اتفاق می‌افتد اما این تغییر خطی خیلی کوچک‌تر از مواد فلزی است. مواد الاستیک در مقایسه با مواد فلزی زودتر به محدوده الاستیک می‌رسند. بنابراین تغییر شکل دائم به راحتی در مواد الاستیک انجام می‌شود، در مواد الاستیک همانند مواد فلزی وقتی از حد قدرت الاستیک فراتر رویم ماده خواص اولیه خود را از دست می‌دهد.

شیب منحنی B در شکل ۳-۲ متعلق به مواد سرامیکی فاقد خصوصیت الاستیسیتی می‌باشد. این شیب خطی است تا اینکه به نقطه شکست برسد. موادی که این خصوصیات را دارند به نام مواد شکننده Brittle نام‌گذاری می‌شوند.

دیاگرام $\frac{stress}{strain}$ در شکل ۲-۲ مساحت زیر شیب منحنی تا حد الاستیک نشان دهنده Modulus of Resilience ماده می‌باشد. Resilience یک ماده مقدار انرژی است که از نقطه‌ای که به ماده نیرو وارد می‌شود تا حد الاستیک در آن ذخیره گردد. در همان دیاگرام ناحیه بین نقاط A، B، D، C نشان دهنده Formability سیم است و کل ناحیه زیر منحنی از نقطه شروع تا نقطه شکست ماده نشان دهنده Modulus of Toughnecess می‌باشد. Toughness کل انرژی است که از نقطه‌ای که به ماده نیرو وارد می‌شود تا نقطه‌ای که آن ماده می‌شکند در آن ذخیره می‌گردد.

❖ کارآیی سیم

سه خصوصیت وجود دارد که کارایی سیم را نشان می‌دهد که شامل: Stiffness، Strength و محدوده کاربری وایر Working Range می‌باشد.

❖ Stiffness یا نسبت $\frac{load}{deflection}$

مقاومت سیم نسبت به Tension یا Bending را Stiffness می‌گویند. سیم‌ها با Stiffness کم دارای الاستیسیتی زیاد می‌باشند. و شیب منحنی افقی است. آنها به راحتی خم می‌شوند و وقتی نیرو برداشته می‌شود به موقعیت اولیه خود بر می‌گردند. آلیاژهای نیکل تیتانیوم Superelastic (NiTi) نمونه‌های خوبی از این نوع مواد می‌باشند.

سیم‌ها با stiffness زیاد دارای شیب بیشتری هستند و نیروی زیادی برای خم کردن آنها لازم است. وایرهای استینلس استیسل (ss) و آلیاژهای کروم کبالت Heat- Treated مثل Elgiloy نمونه‌هایی از وایرهای Stiff می‌باشند. به طور کلی وایرهایی با Stiffness کم و الاستیسیتی زیاد در اولین مرحله درمان به کار می‌روند و وایرهایی با Stiffness زیاد و الاستیسیتی کم در مرحله نهایی درمان مورد استفاده قرار می‌گیرد.

سه عامل بر روی Stiffness یا $\frac{load}{deflection}$ تاثیر می‌گذارد که شامل اندازه، طول و جنس وایر است برای تغییر Stiffness وایر یک یا دو یا هر سه عامل باید مورد بررسی قرار گیرد.

❖ اندازه

در وایرهای با سطح مقطع گرد نیرو با توان چهارم مقدار تغییر اندازه وایر متناسب است. برای مثال وقتی اندازه وایر دو برابر شود نیرو ۱۶ برابر می‌شود. اگر اندازه وایر نصف گردد، نیرو ۱۶ برابر کم می‌شود.

اگر ۲ نیروی یکسان به ۲ وایر وارد شود که اندازه یکی از وایرها دو برابر اندازه دیگری باشد وایر نازک‌تر ۱۶ برابر وایر ضخیمتر دچار خمش می‌گردد و این امر نشان دهنده تاثیر اندازه وایر بر روی stiffness است. در وایرهای با سطح مقطع مربع مستطیل نیرو با عرض وایر (بعد قدامی خلفی در ایجاد First Order Bend) و با مکعب ضخامت وایر (بعد عمودی در ایجاد Second Order Bend) رابطه مستقیم دارد. به عبارت دیگر وقتی عرض دو برابر شود نیرو هم دو برابر می‌شود و وقتی ضخامت دو برابر شود نیرو ۸ برابر می‌شود.

❖ طول

نیرو رابطه غیرمستقیم با مکعب طول دارد. اگر طول دو برابر شود، نیرو به $\frac{۱}{۸}$ کاهش می‌یابد. اگر طول نصف شود نیرو هشت برابر زیاد می‌شود. اگر دو نیروی مساوی به دو وایر وارد شود که طول یکی دو برابر طول دیگری باشد وایر طویلتر ۸ برابر وایر کوتاه‌تر دچار تغییر شکل می‌گردد (شکل b ۴-۲).

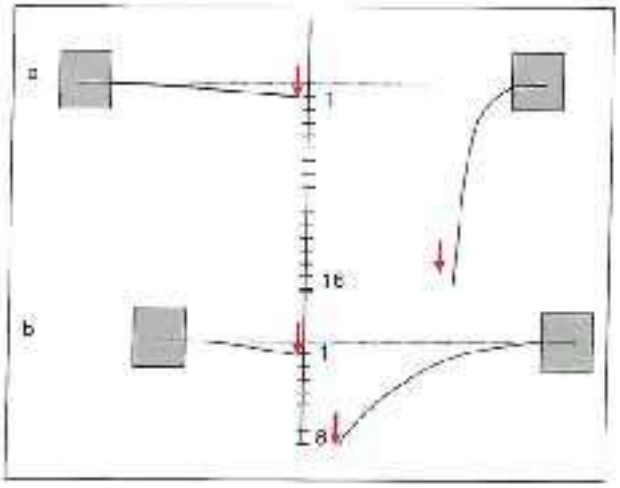
هدف از Loop افزایش طول سیم می‌باشد و بدین ترتیب الاستیسیتی زیاد می‌گردد و نیروی فیزیولوژیک با دامنه طولانی ایجاد می‌گردد.

فاصله بین براکتی، فاکتور مهمی است که بر روی الاستیسیتی وایر تاثیر می‌گذارد. از آنجائی که فاصله بین براکت‌های کم عرض از فاصله بین براکت‌های پهن بیشتر است، الاستیسیتی وایر در هنگامی که براکت‌های کم عرض استفاده شود بیشتر است (شکل ۵-۲). این امر مستقیما بر میزان نیرویی که بر براکت وارد می‌شود، اثر می‌گذارد. در براکت‌های کم عرض (Single) بین وایر و شیار براکت نسبت به براکت‌های پهن(Twin) مقدار Clearance زیادتری وجود دارد و بدین ترتیب نیرو کمتر خواهد بود (شکل ۶-۲ و جدول ۱-۲).

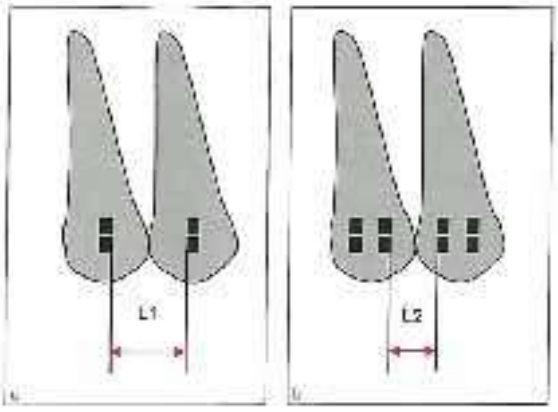
این امر بخصوص در مرحله اول درمان وقتی که اختلاف در Level بین براکت‌ها زیاد است بسیار مهم می‌باشد. در مرحله Leveling بسیار مهم است که نیروی بسیار کمی جهت Tipping ایجاد شود که باعث فعالیت سلولی در بافت پریودنتال گردد. فاصله بین براکتی زیاد و تماس زیاد در خم‌های Second Order یا به عبارت دیگر زاویه زیاد بین وایر و شیار براکت باعث می‌شود که Leveling و Alignment با سرعت بیشتری انجام شود. به منظور اکسترود کردن دندان کانینی که بالاتر قرار گرفته است، سیم می‌تواند با قسمت کوچکی از براکت درگیر شود که الاستیسیتی افزایش یابد و دامنه فعالیت وایر زیاد گردد و بدین ترتیب مانع از ایجاد گشتاور و عوارض جانبی بر روی دندان‌های مجاور گردد (شکل ۷-۲).

❖ ماده

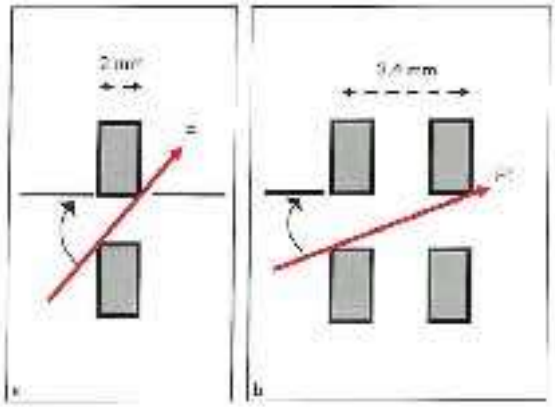
فاکتور سومی که روی Stiffness سیم تاثیر می‌گذارد نوع ماده‌ای است که سیم از آن ساخته شده است. آلیاژهای فلزی برای سالیان سال در ارتودنسی به کار برده شده است. آلیاژهای استینلس استیسل SS آلیاژهای کروم کبالت نیکل (Elgiloy) آلیاژهای نیکل تیتانیوم NiTi، بتاتیتانیوم (تیتانیوم مولیبدنیوم) (TMA) شایعترین آلیاژهایی هستند که در ارتودنسی استفاده می‌شود. آلیاژهای استینلس استیل و آلیاژهای کرم کبالت که Heat- Treated شده باشد. از نظر Stiffness مشابه هستند. میزان Stiffness سیم استینلس استیل به عنوان یک در نظر گرفته می‌شود. سیم‌های NiTi و β-Ti در مقایسه با سیم استینلس استیل دارای Stiffness کمتری هستند. جدول ۲-۲ مواد و اندازه‌های مختلف سیم‌ها با میزان برابر Stiffness را، نشان می‌دهد.



شکل۴-۲: a اگر اندازه سیم نصف شود، الاستیسیتی سیم ۱۶ برابر زیاد می‌شود. b- اگر طول سیم دو برابر شود الاستیسیتی سیم ۸ برابر افزایش می‌یابد.



شکل ۵-۲. فاصله براکتی فاکتور مهمی است که روی Stiffness سیم اثر می‌گذارد. الاستیسیتی سیم در براکت Single زیادتر است. a- زیرا فاصله بین براکت‌ها در سیستم Single بیشتر از فاصله بین براکت‌ها با سیستم پهن Twin می‌باشد. b- بنابراین نیرویی که بر روی براکت‌های کم عرض وارد می‌شود کمتر از نیرویی است که بر روی براکت‌های پهن اعمال می‌شود.



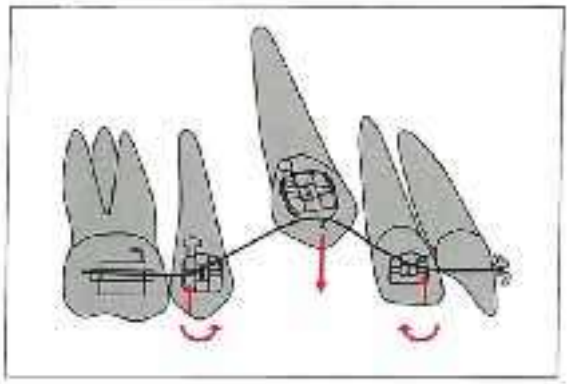
شکل ۶-۲. سیم و براکت کم عرض Single (شکل a) دارای فضای خالی بیشتری نسبت به سیم و براکت پهن Twin (شکل b) می‌باشد. سیم نیروی کمتری به براکت Single (F) در مقایسه با براکت Twin وارد می‌کند. (F_1)

جدول ۱-۲. زاویای بین سیم‌های متفاوت با سه عرض مختلف در سیستم‌های **0.018**، **0.022**.

Wire size (inch)	Bracket width	0.018-inch slot (degrees)	0.022-inch slot (degrees)
0.016	Single narrow	1.14	5.46
	Medium twin	0.41	1.36
	Wide twin	0.82	3.95
0.017	Single narrow	0.57	2.86
	Medium twin	0.22	1.13
	Wide twin	0.16	0.00
0.018	Single narrow	0	0.69
	Medium twin	0	0.69
	Wide twin	0	0.54
0.019	Single narrow	–	1.99
	Medium twin	–	0.86
	Wide twin	–	0.40

❖ Strength

حداکثر نیرویی که سیم می‌تواند تحمل نماید نشان دهنده Strength است. در دیاگرام $\frac{stress}{strain}$ بیشترین میزان نیروی وارد شده در محور Y نشان دهنده Strength است. همچنین به مقدار ظرفیتی که سیم می‌تواند در خودش نیرو ذخیره کند Strength گفته می‌شود.



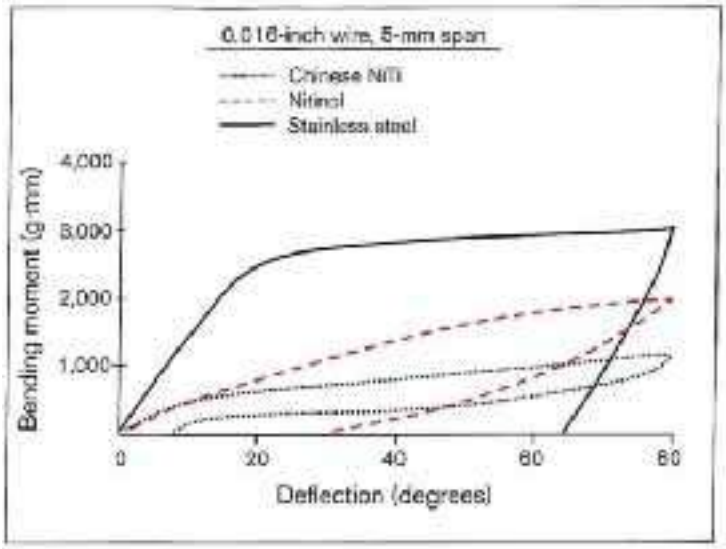
شکل ۷-۲. فاصله بین براکتی اثر قابل توجهی روی Stiffness سیم دارد. در مرحله Leveling اگر فاصله بین براکت‌ها قابل توجه باشد و سیم به یک نقطه کوچک از براکت متصل باشد، بدین ترتیب طول سیم افزایش می‌یابد و الاستیسیتی و دامنه فعالیت (Working Range) سیم نیز افزایش می‌یابد.

جدول ۲-۲.آلیاژهای **NiTi**، **SS**،**TMA** با میزان **Stiffness** برابر براساس اندازه سیم.

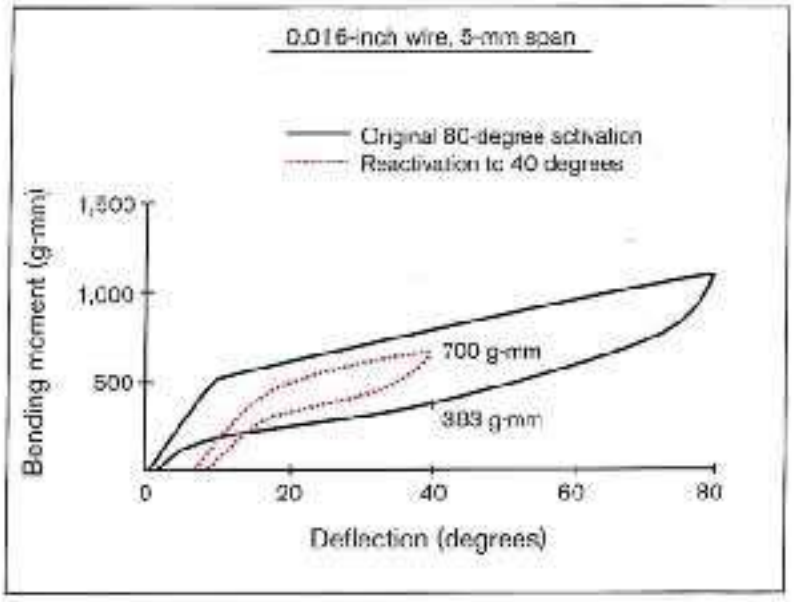
NiTi	Bending β-Ti (TMA)	SS	Relative springiness[1]
0.016		0.0175 (5 × .035)	6.6
0.019	0.018	0.012	3.8
–	0.018	0.014	1.9
0.017 × 0.025[2]	–	0.018[3]	1.0
0.021 × 0.025	–	0.018	0.73
–	0.019 × 0.025	–	0.37
–	–	0.013 × 0.026	0.12

جدول ۳-۲.مقایسه **Strength**،**Stiffness** و **Working Range** در وایرهای استینلس استیل، **TMA**، **NiTi** با قطر **0.016** و **0.018** اینچ.

	Strength	Stiffness	Range
SS	1.0	1.0	1.0
TMA	0.5	0.3	1.8
NiTi	0.6	0.2	3.9



شکل ۸-۲. مقایسه خصوصیات گشتاور/نیرو وایر استینلس استیل با قطر 0.016 اینچ و وایر Austenitic – Chinese- NiTi و وایر نیتینول (Martensitic NiTi). توجه نمائید که الاستیسیتی وایر Chinese NiTi دو برابر وایر نیتینول است و همچنین Spring Back آن نیز خیلی بیشتر است. از سوی دیگر سیم استینلس استیل می‌تواند به میزان ۸۰ درجه همانند سیم تیتانیوم خم شود. Spring Back آن فقط تا ۶۴ درجه خواهد بود.



شکل ۹-۲. با فعال شدن وایر Austenitic Chinese NiTi با قطر 0.016 اینچ به میزان ۸۰ درجه و سپس تا ۴۰ درجه میزان گشتاور در خلال Deactivation برابر ۳۸۳ گرم بر میلی‌متر است. وقتی که وایر دوباره Reactive می‌شود (از روی براکت برداشته شود و دوباره روی آن قرار داده شود) گشتاوری که سیم در ۴۰ درجه خمش ایجاد می‌کند تقریبا ۲ برابر خواهد بود.

❖ Working Range

حداکثر الاستیسیتی وایر قبل از اینکه در آن دفورمیشن دائمی اتفاق بیفتد به نام Working Range تعریف می‌شود. در دیاگرام $\frac{stress}{strain}$ فاصله بین حد الاستیک و نقطه Springback بعد از اینکه ۰/۱٪ از دفورمیشن دائم در وایر در محور x اتفاق بیفتد نشان دهنده Working Range است.

وایری که دارای Working Range زیادی است می‌تواند فقط با یکبار فعال شدن به مدت طولانی نیرو اعمال نماید. وایرهای سوپر الاستیک NiTi و TMA مثال‌های خوبی برای وایرهای با Working Range زیاد هستند. وایرهای سفت همانند استینلس استیل و Elgiloy دارای Working Range به نسبه پایین هستند. جدول ۳-۲، Working Range، Stiffness و Strength بین وایرهای استینلس استیل، TMA و NiTi با قطرهای 0.016 و 0.018 اینچ را نشان می‌دهد.

بجز Stiffness و Strength و Working Range دو خصوصیت مهم دیگر شامل Springback و Formability می‌باشد.

❖ Springback

وقتی یک سیم در محدوده الاستیک خم می‌شود می‌تواند به موقعیت اولیه خود برگردد. ولی اگر از محدوده الاستیک بیشتر خم شود سیم نمی‌تواند به موقعیت اولیه خود برگردد. امکان دفورمیشن دائمی در وایرهای SS و وایرهای کروم کبالت در شرایط فعال سازی یکسان نسبت به وایرهای NiTi و TMA بیشتر است.

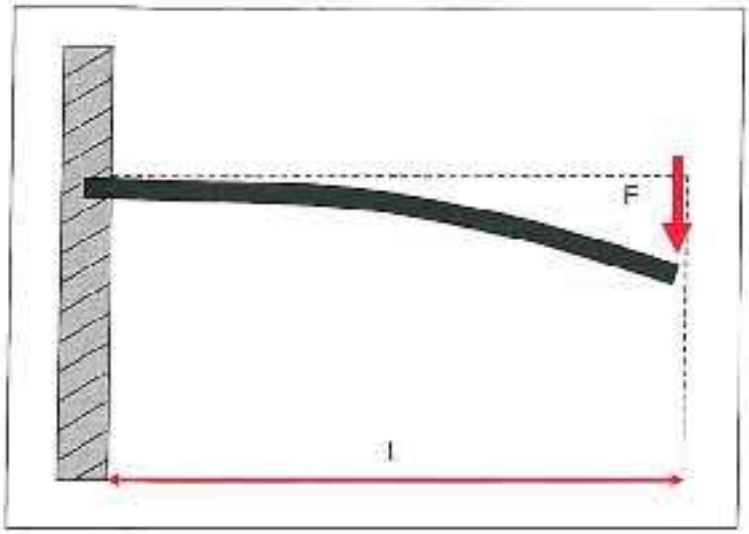
یکی از مهمترین شاخص‌های ارزیابی کلینیکی وایرها میزان Springback آنها است. از نقطه نظر کلینیکی میزان نیرویی که وایر ایجاد می‌کند تا به حالت غیرفعال درآید بسیار حائز اهمیت است. شکل ۸-۲ منحنی الاستیسیتی و Springback وایرهای SS، وایر Nitinol (ساخت کارخانه 3M.Unitek) و وایر Chinese NiTi را نشان می‌دهد. با میزان فعال کردن یکسان در وایر به مقدار ۸۰ درجه سیم SS کمترین Springback را دارد در حالیکه وایر Chinese NiTi بیشترین مقدار را دارد. خصوصیتی که باعث می‌شود وایر Chinese NiTi منحصر بفرد باشد این است که اگر بعد از فعال شدن، وایر غیرفعال و مجددا فعال گردد تقریبا ۲ برابر نیروی قبلی را تولید خواهد کرد (شکل ۹-۲).

❖ Formability

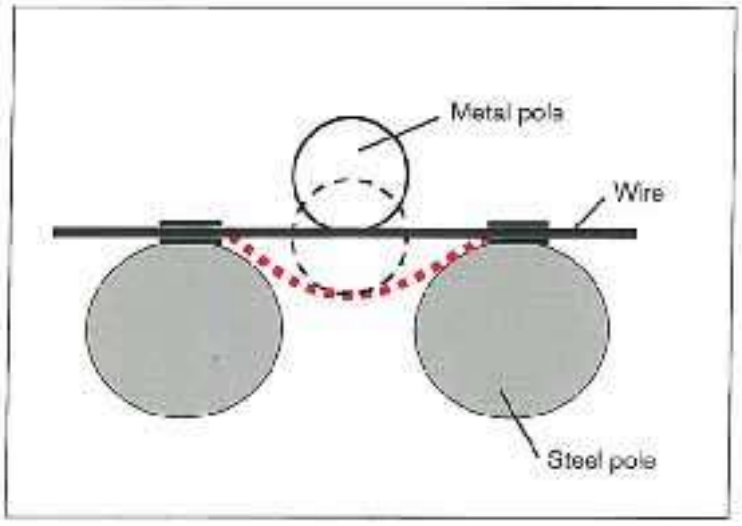
Formability ناحیه‌ای بین نقطه شکست وایر و محدوده تغییر شکل دائم دایر در منحنی $\frac{stress}{strain}$ می‌باشد (شکل ۲-۲). این خصوصیت میزان دفورمیشن دائم یک وایر قبل از شکست را، نشان می‌دهد.

❖ ارزیابی خصوصیات فیزیکی مواد

روش‌های مختلفی برای تعیین خصوصیات فیزیکی وایرها وجود دارد. ساده‌ترین روش در سیستم Cantilever است که نیرو بر روی قطعه‌ای از وایر با طول و اندازه مشخص که فقط دارای یک انتهای آزاد است وارد می‌شود. هنگامی که نیرو از یک نقطه مشخص بر روی وایر اعمال می‌شود گشتاوری به میزان $F \times L$ به وجود می‌آید (شکل ۱۰-۲).

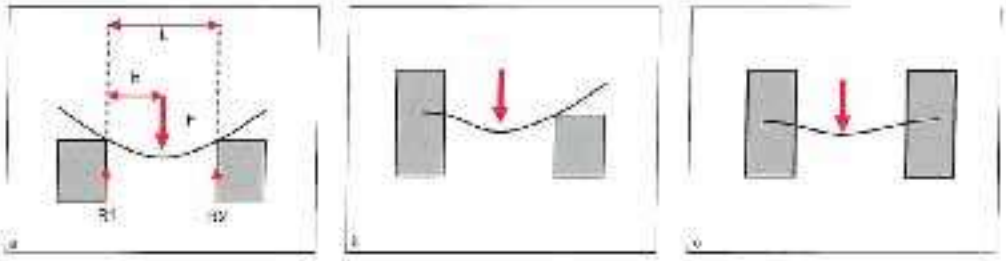


شکل ۱۰-۲. سیستم Cantilever شامل یک وایر با طول مشخص است که یک انتهای آن آزاد می‌باشد. L فاصله بین براکتی و F نیرو است.

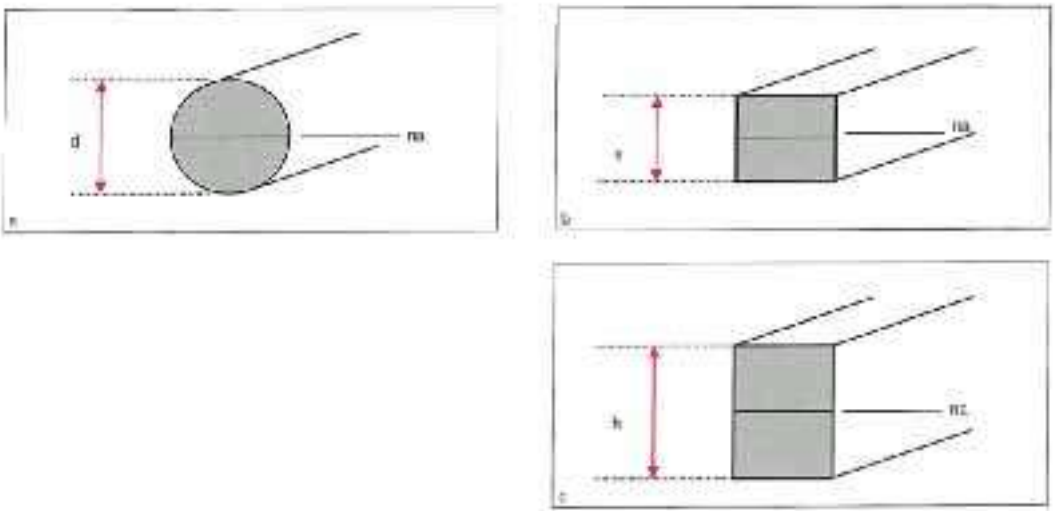


شکل ۱۱-۲. سیستم Three- Point Bending توسط Miura و همکاران پیشنهاد شده است.

وایر به تناسب Stiffness آن در مقابل خمش مقاومت می‌کند و نسبت غیرمستقیم با گشتاوری که در اثر Bending ایجاد می‌شود دارد. این مثال برای اجسام دارای انتهای آزاد، Uprighting Spring، می‌باشد اما نمایانگر سیستم Multi Bracket نمی‌باشد. آزمایش بر روی سیستم Three – Point Bending شبیه سازی بهتری از وایر و براکت در رابطه با سیستم Multibracket دارد (شکل ۱۱-۲).



شکل ۱۲-۲. یک میله در سیستم Three- Point Bending به کار برده شده است که در شکل a هر دو انتها آزاد است و در شکل b یک انتها آزاد است و در شکل c هیچ یک از دو انتها آزاد نیست. از نظر کلینیکی هر سه نوع مورد ذکر شده قابل کاربرد است اما نمونه‌ای که هیچ یک از دو انتهای آن آزاد نیست در اکثر موارد شبیه سازی بهتری را نشان می‌دهد. L فاصله بین براکتی، h نصف فاصله بین براکتی، F نیرو.



شکل ۱۳-۲. فرمول گشتاور اینرسی در رابطه با سطح مقطع دایره (a) $I=\frac{\delta d^{۴}}{۶۴}$، (b) $I=\frac{\delta^{۴}}{۱۲}$ و (c) $I=\frac{bh^{۳}}{۱۲}$

در این قسمت از نقطه نظر کلینیکی سه نوع مدل وجود دارد.

- حرکت آزادانه وایر در داخل دو براکت (شکل ۲a-۱۲)
- حرکت آزادانه وایر در داخل یک براکت و اتصال وایر به براکت دیگر (شکل ۲ b-۱۲)
- اتصال وایر به دو سمت براکت (شکل ۲ c-۱۲)

براساس نوع سیستم به کار برده شده فرمولها متفاوت خواهد بود. اما فرمول کلی ذیل در هر سه نوع سیستم قابل انجام است.

$$\delta = L^{۳} \times \frac{F}{N} \times E \times I$$

δ میزان دفورمیشن، L فاصله بین براکتی و F نیرویی است که باعث دفورمیشن می‌شود، N میزان Stiffness وایر، E نشان دهنده Modulus of Elasticity وایر و I گشتاور اینرسی وایر است.

میزان N وابسته به نوع سیستم به کار برده شده می‌باشد در سیستم‌هایی که هر دو انتهای وایر آزاد است N برابر ۴۸ است (شکل ۱۲a-۲) در سیستم‌هایی که هر دو انتهای وایر آزاد نیست میزان N برابر ۱۹۲ است (شکل ۱۲c-۲)

گشتاور در اینرسی (I) که در شکل ۱۳-۲ نشان داده شده است یک پارامتر فیزیکی است که به شکل و اندازه وایر وابسته است. بنابراین تعیین گشتاور اینرسی در یک وایر با شکل و اندازه مشخص بسیار آسان است. در وایرهای چند رشته‌ای (Multistrand) گشتاور اینرسی هر رشته (Strand) باید جداگانه ارزیابی شود. این مطلب یک فاکتور مهم است که الاستیسیتی وایر را تعیین می‌کند. در شکل ۱۳-۲ وایر گرد کمترین و وایر مربع مستطیل بالاترین گشتاور اینرسی را دارد. بنابراین در شرایط مساوی (برای مثال وایرهای با ۲ انتهای آزاد) الاستیسیتی وایر گرد در مقایسه با وایر مربع مستطیل بیشتر است.

میزان Stiffness، Strength و Working Range در هر نوع وایری متفاوت است. این خصوصیات وابسته به طول وایر است. بنابراین فاصله بین براکتی بر روی فانکشن هر نوع وایری تاثیر می‌گذارد. براساس فرمولی که قبلا ذکر گردید الاستیسیتی وایر در بین ۲ براکت به طور مستقیم به مکعب طول وایر وابسته است (به مطالب قبلی راجع به فاکتورهای تاثیر گذار بر روی Stiffness مراجعه شود). Working Range وایر با مربع طول نسبت مستقیم ولی با Strength نسبت عکس دارد.

دیوارهای کوتاه و بلند یک وایر مربع مستطیل گشتاور اینرسی متفاوتی ایجاد خواهد کرد. گشتاور اینرسی در خم‌های First Order بیشتر از خم‌های Second Order است (به عبارت دیگر Stiffness در خم First Order بیشتر از Second Order است). از نقطه نظر کلینیکی مشکلات موجود در First Order مثل Rotation، کراس بایت، Scisson Bite می‌بایست قبل از قرار دادن وایرهای مربع مستطیل با وایرهای انعطاف‌پذیر گرد تصحیح شوند سپس بعد عرضی در قوس فکی می‌تواند با وایرهای مربع مستطیل حفظ گردد.

❖ Fatigue

تضعیف یک ماده تحت استرس‌های مداوم (کاهش الاستیسیتی) به نام Fatigue نامیده می‌شود. در جایی که استرس تمرکز می‌یابد، تضعیف شدگی و Fatigue شروع می‌شود. در نقاطی که اندازه جسم دچار تغییر می‌شود مثل فیشورها، نقاط خرد شده، نقاط شکاف برداشته، نقاط شکسته شده و نقاطی که عمل Weld دو ماده صورت گرفته است تضعیف شدگی وجود دارد. نقاطی که در حین عمل Bending دچار خراش و یا نقاطی که دچار خم‌های Sharp می‌شوند مهمترین نقاطی هستند که Fatigue در آنها به وجود می‌آید. از نظر کلینیکی شکسته شدن وایر با فاصله بین براکتی طولانی (مثل آرچ وایر ۴ × ۲) یک مشکل شایع است. بدون توجه به میزان Stiffness وایر، دلیل شکسته شدن وایر وجود تماس‌های اکلوزالی مداوم یا سیکل‌های جویدن است معمولا وایر در نواحی Sharp یا نقاطی که بین وایر و لبه‌های شیار براکت تماس وجود دارد، دچار شکستگی می‌شود. برای جلوگیری از این عمل می‌بایست از سر گرد پلایر جهت خم استفاده کرد یا اینکه وایر را به منظور یکسان سازی ساختار مولکولیش Heat- Treat نمود. نیروی جویدن حتی با وجود فاصله نرمال بین براکتی

می‌تواند باعث شکست وایر گردد. این پدیده با وجود شکاف‌های عمیق در نواحی که وایرهای NiTi با لبه‌های شیار و براکت در تماس هستند می‌تواند توضیح داده شود.

❖ Corrosion

از زمان ساخت وایر، مواد متالیک به کار برده شده در دستگاه‌های ارتودنسی تحت تاثیر عوامل فیزیکی، شیمیایی و شرایط محیطی قرار می‌گیرد. تغییر در خصوصیات مکانیکی و از دست رفتن عناصر فلزی تحت تاثیر عوامل شیمیایی مختلف به عنوان کروژن تعریف می‌شود.

محیط دهان با وجود مواد یونی، مواد کربوهیدرات، لیپید، پروتئین، آمینواسید و عناصر غیر یونی محیط مناسبی برای سایش سطحی و عمقی دستگاه‌های ارتودنسی می‌باشد. یون‌های کلرین و مواد سولفوریک در حضور میکروارگانیسم‌ها می‌تواند باعث کروژن حتی در مواد استینلس استیل شود. مواد غذایی و نوشیدنی‌ها در تغییر PH بزاق به سوی اسیدی یا بازی بسیار موثر هستند. تجمع طولانی مدت غذا در اطراف دستگاه‌های ارتودنسی باعث تسریع کروژن می‌شود. مواد متالیک مثل پرکردگی‌ها، وایرها، بندها و براکت‌ها و مواد جامد با ساختار مولکولی مثل الاستیک‌ها، سمانها، مواد Adhesive و آکریلیک تحت تاثیر محیط دهان قرار می‌گیرند.

اثرات کروژن دهنده محیط دهان بر روی دستگاه‌های ارتودنسی توسط Matasa و همکاران مطالعه شده است. آنها یافتند که این اثرات می‌تواند به صورت کروژن Uniform، Pitting، Crevicular(Crevice)، Intergranular، میکروبیولوژیک و الکتروشیمیایی تظاهر نمایند.

❖ Uniform

سطوح فلزی دستگاه‌های ارتودنسی به صورت یکنواخت در معرض کروژن قرار می‌گیرد. کاهش وزن و کاهش خصوصیات مکانیکی به مقدار تماس دستگاه وابسته است. کروژن یکنواخت به ندرت در اتچمنتهای ارتدنسی مشاهده می‌شود. از آنجائی که اتچمنتهای ارتودنسی مرتبا با مواد خورنده در تماس نمی‌باشند کروژن یکنواخت بندرت بر روی آنها مشاهده می‌شود.

❖ Pitting

شایعترین نوع کروژن در دستگاه‌های ارتودنسی pitting است. در این نوع کروژن خصوصیات مکانیکی و ظاهر آن بیشتر از وزن ماده تحت تاثیر قرار می‌گیرد. این نوع کروژن اکثراً در موادی که Weld یا Solder شده‌اند و به خوبی صیقلی نشده‌اند مشاهده می‌شود. نواحی که به طور مناسب ساخته شده‌اند یا از مواد ناخالص برای تهیه ماده استفاده شده است به کروژن بسیار مستعدتر هستند. Matasa نشان داد که کلراید ناشی از یون‌های نمک به طور اختصاصی مسئول این نوع کروژن می‌باشد.

❖ Crevicular

کروژن Crevicular عارضه دیگری از اتچمنتهای ارتودنسی است. این نوع کروژن بخصوص در حضور کلراید در هنگامی که اتچمنتها در تماس با موادی مثل Adhesive، آکریل و الاستیک باشند ایجاد می‌شود. مواد استینلس استیل بسیار به نوع کروژن حساس می‌باشند.

❖ Intergranular

کروژن Intergranular باعث تغییر در ظاهر و وزن مواد فلزی نمی‌شود اما در این نوع کروژن خصوصیات مکانیکی مواد از دست می‌رود و ممکن است باعث تخریب و شکست ماده شود این تخریب از داخل مواد فلزی شروع می‌شود و می‌تواند به عناصر تشکیل دهنده آن سرایت کند. وقتی استینلس استیل به دمای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد تا ۹۰۰ درجه سانتی‌گراد می‌رسد مواد Chromium Carbide از نواحی بین عناصر تشکیل دهنده آن خارج می‌شود و فلز به این نوع کروژن حساس می‌شود.

❖ میکروبیولوژیک

سطوحی مثل Base براکت که در تماس با هوا قرار نمی‌گیرند ممکن است دچار کروژن میکروبیولوژیک شوند. انواع مختلف میکروارگانیسم مثل Desulfovibrio Desulfuricans و میکروارگانیسم Desulfotomaculum مواد اکسیدانت مثل Thiobacillus، Beggiatoa و Thiothrix و Aerobacter و Flavobacterium مواد چسبنده و مرطوبی تولید می‌کنند که باعث می‌شود آهن بر روی استینلس استیل نفوذ کند. همچنین ممکن است باعث تجمع میکروارگانیسم‌هایی که آهن مصرف می‌کنند مثل Sphaerotilus، Hyphomicrobium، Gallionella گردد.

❖ الکتروشیمیایی

بزاق به عنوان ماده حد واسط در واکنش الکترولیتی به شمار می‌آید. همیشه بین وایر و شیار براکت اصطکاک وجود دارد و این امر باعث کروژن سایشی در سطح فلزی که با هم در تماس هستند، می‌گردد و احتمال شکست در ماده زیاد می‌شود. در اثر کروژن فلزات سنگینی مثل نیکل، کبالت و کروم شرایط محیط دهان را به هم می‌زند و این موضوع در رابطه با بیمارانی که به نیکل حساس هستند بسیار مهم است. برای غلبه بر حساسیت آلیاژهای فلزی به کروژن، براکت‌ها و وایرهای تیتانیوم معرفی شده‌اند.

❖ اجزاء نیروهای مورد استفاده در دستگاه‌های ارتودنسی

برای به دست آوردن واکنش مناسب بافتی، بایستی نیرو در حد ایده آل باشد. برای مثال نیروی مناسب برای حرکت دستیابی کانین در مکانیک Sliding برابر ۱۵۰ تا ۲۰۰ گرم است. بدین منظور انواع متفاوتی از المان‌های تولید کننده نیرو مثل Coil Spring، الاستیک و Loop می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. یک المان تولید کننده نیرو در دستگاه‌های ارتودنسی باید خصوصیات ذیل را داشته باشد.

- باید قادر باشد که نیروی مداوم و ثابت را در مقدار مطلوب ایجاد کند.
- برای بیمار راحت و بهداشتی باشد.
- به راحتی در حداقل زمان کلینیکی به کار برده شود.
- به همکاری بیمار وابسته نباشد.
- مقرون به صرفه باشد.

سیم

❖ سیم استینلس استیل

وایر استینلس استیل موادی با Strength زیاد، Stiffness زیاد و Working Range پایین و Spring Back پایین هستند. Formability زیاد و هزینه‌های ساخت کم باعث شده است که این ماده به طور متداولی برای سالیان متوالی استفاده شود. بخاطر Stiffness زیاد وایر استینلس استیل، برای Leveling مناسب نیستند. میزان $\frac{load}{deflection}$ این وایرها بایستی کاهش یابد تا در مرحله Leveling به کار برده شوند. برای نیل به این هدف یا طول وایر بایستی افزایش یابد، یا قطر وایر بایستی کاهش یابد. باید در نظر داشت کاهش $\frac{load}{deflection}$ کنترل حرکت دندانی را مشکل‌تر می‌سازد.

برای افزایش طول سیم می‌توان تعداد Loopها را زیاد کرد. از آنجائی که نیرویی که توسط وایر ایجاد می‌شود به طور معکوس با مکعب طول سیم رابطه دارد، میزان نیرو در وایرهای Loopدار به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. از سوی دیگر با افزایش Working Range وایر برای مدت طولانی فعال می‌ماند.

کاهش قطر وایر متد دیگری برای کاهش $\frac{load}{deflection}$ است باید توجه داشت که این امر محدود به نوع وایرهای موجود در بازار است. کاهش قطر باعث افزایش الاستیسیتی سیم می‌شود همچنین باعث می‌شود که بین وایر و براکت Clearance ایجاد شود که به نوبه خود منجر به عدم کنترل بر روی حرکت دندان می‌شود. برای کنترل حرکت دندان، اختلاف بین وایر و شیار براکت بایستی حداقل 0.002 اینچ باشد.

❖ وایرهای چند رشته‌ای

وایرهای چند رشته‌ای با پیچاندن چند وایر نازک استینلس استیل در یکدیگر ایجاد می‌شوند. الاستیسیتی آنها به نسبه بالا است و طول سیم با پیچاندن وایرها زیاد می‌شود. وایرگرد سه رشته‌ای یا پنج رشته‌ای و وایرهای مربع مستطیل ۸ یا ۹ رشته‌ای به طور متداول در درمان‌های ارتودنسی به کار برده می‌شود (شکل ۱۴-۲).

❖ Loops

Loopsها در درمان‌های ثابت ارتودنسی از زمان‌های بسیار قدیم، استفاده شده است. وایر استینلس استیل و کروم کبالت به علت دارا بودن دامنه زیاد Bending Stiffness به طور متداول استفاده می‌شود. هدف اصلی از اضافه کردن Loop افزایش الاستیسیتی وایر با افزایش طول سیم است. با معرفی وایرهای جدید که الاستیسیتی و Strength بالا دارند و Working Range آنها زیاد است مثل وایرهای NiTi و TMA دیگر نیازی به Loop نخواهد بود.

شکل ۱۴-۲. انواع وایرهای چند رشته‌ای

براساس هدف طراحی شده Loopها اشکال متفاوتی دارند. آنها به Loopهای عمودی، افقی یا Combination و Loopهای با شکل خاص طبقه‌بندی می‌شوند. نشان داده شده است که نسبت $\frac{\text{گشتاور}}{\text{نیرو}}$ یک Loop وقتی وایر بیشتری در ناحیه ژنژیوال اضافه شود، افزایش می‌یابد. Loopها به شرطی که به طور مناسب به کار برده شوند المان‌های موثری برای باز کردن یا بستن فضا هستند و می‌توانند شیب و چرخش دندان‌ها را تصحیح نمایند. آنها می‌توانند معایبی هم داشته باشند. یکی اینکه با افزایش الاستیسیتی کنترل حرکت دندان ممکن است مشکل‌تر گردد. به محض اینکه وظیفه کاری Loop به پایان می‌رسد آنها بایستی با یک وایر Straight عوض شوند. دیگر اینکه Loopها مشکلات بهداشتی دارند و باعث التهاب بافت نرم می‌گردند وایرهای گرد برای اینکه به راحتی در داخل شیار براکت می‌چرخند و باعث التهاب لثه می‌شوند نمیبایست در Loopها استفاده شوند. اگر وایر گرد استفاده شود باید وایر به سمت خارج با انگشت دست هدایت شود و هر دو سمت Loop با پلایر Torque باید نگه داشته شود تا از Debonding براکت جلوگیری شود.

❖ وایرهای کروم کبالت

خصوصیات فیزیکی وایرهای کروم کبالت خیلی شبیه به وایرهای استینلس استیل است وایرهای Elgiloy شامل ۴۰٪ کبالت، ۲۰٪ کروم، ۱۵٪ نیکل، ۷٪ مولیبدنیوم و ۱۵٪ تا ۲۰٪ آهن می‌باشد. وایر Elgiloy از نظر Stiffness به ۴ رنگ طبقه‌بندی می‌شود از کمترین (نرم‌ترین) به بیشترین (سخت‌ترین) شامل رنگ‌های آبی، زرد، سبز و قرمز می‌باشد. Stiffness وایر Elgiloy نرم (۱/۱۹) می‌تواند با Heat Treatment تا (۱/۲۲) افزایش یابد. وایر Elgiloy در تکنیک Ricketts استفاده می‌شود.

❖ وایرهای نیکل تیتانیوم

خصوصیات وایرهای NiTi توسط Buehler در سال ۱۹۶۸ تعریف گردیده اما معرفی آن به ارتودنسی و تکامل آن توسط Andreasen و Morrow صورت گرفت.

اولین محصول تجارتی به نام Nitinol از آلیاژ نیکل تیتانیوم و توسط لابراتوار Naral ordance ساخته شد که در خلال تحقیقات فضایی آمریکا کشف گردید.

وایرهای تیتانیوم تحت نامهای وایر Smart، وایر Shape Memory، وایر Superelastic و نام‌های دیگر در بازار موجود هستند. برخی از این وایرها خصوصیات ذکر شده مربوط به این نوع آلیاژ را دارند ولی اکثراً این خصوصیات را ندارند. شناخت خواص این وایرها باعث می‌شود که در انتخاب و استفاده صحیح از آنها مشکلی ایجاد نشود.

❖ خواص فلزی

وایرهای NiTi براساس شرایط دمایی که آنها مورد استفاده قرار می‌گیرند و میزان فشار وارد بر آنها در ۲ نوع ساختار کریستالی متفاوت به نام Martensite و Austenite موجود هستند. وایر Austenite در دماهای بالا و Martensite در دماهای پایین وجود دارند. وایر Austenite ساختار سه بعدی منظم (Cage Like) با مقاومت

بسیار بالا دارند. Martensite در واقع نوعی Austenite است که تحت دما و فشارهای مکانیکی خواص الاستیک را نشان می‌دهد. دمایی که در آن Austenite تبدیل به Martensite می‌شود دمای انتقالی گفته می‌شود و اساساً مرتبط به ساختار آلیاژ است. این پروسه انتقال به نام Martensitic Transformation نامیده می‌شود و قابل بازگشت است و به هرمیزان که لازم باشد می‌تواند تکرار شود.

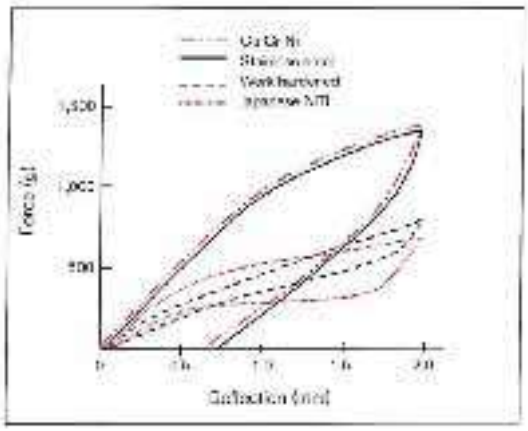
سه خصوصیت اصلی وایرهای NiTi باعث می‌شود که آنها از وایرهای استینلس استیل و کروم کبالت متفاوت باشند.

- الاستیسیتی زیاد
- Shape Memory
- مقاومت به دفور میشن دائم

وایرهای NiTi دو برابر وایرهای استینلس استیل الاستیسیتی دارند و Modulus of Elasticity آنها ۲۶٪ وایرهای استینلس استیل است. با این خصوصیات وایرهای NiTi برای Leveling بسیار ایده‌ال هستند. اگرچه تغییر شکل دائم آنها به طور مستقیم با زمان در ارتباط است ولی در بعضی از موارد هنگامی که در دهان واقع می‌شوند مقداری تغییر شکل مشاهده می‌شود. اگرچه وایر Nitinol خاصیت Spring Back بسیار زیادی دارد ولی به خاطر اینکه توسط پروسه Cool-Hardening تولید می‌شود خاصیت Superelasticity و Shape Memory سایر وایرهای NiTi را ندارد. Shape Memory پروسه‌ای است که اجازه می‌دهد که وایر به راحتی به شکل اصلی خود بعد از انتقال از دمای خاصی، برسد.

❖ Superelasticity

واژه Superelasticity که برای بعضی از وایرهای NiTi به کار برده می‌شود عبارت است از مقدار انعطاف‌پذیری وایر که پس از رها شدن نیرو وایر مجددا به حالت اولیه خود بر گردد. به عبارت دیگر Superelasticity نیروی پایداری است که یک وایر بدون توجه به مقدار فعال شدنش می‌تواند ایجاد کند. Miura و همکارانش نشان دادند که وایر NiTi ژاپنی Superelastic که در بازار به نام Sentalloy (GAC) نامیده می‌شود نیروی باثباتی به وجود می‌آورد (شکل ۱۵-۲) .



شکل ۱۵-۲. مقایسه وایر میکل تیتانیوم ژاپنی Superelastic با نام تجاری Sentalloy با وایرهای دیگر. این وایر نیروی بسیار با ثبات‌تری را، در مقایسه با سایر وایرها ایجاد می‌کند. از نقطه نظر کلینیکی این نکته بسیار مهم است زیرا وجود نیروی مداوم و با ثبات برای حرکت مطلوب دندان ضروری است.

این نوع نیرو باعث حرکت مطلوب دندان و راحتی بیمار می‌شود. وایر NiTi جنس وایر Superelastic دیگری است که۱/۶ مرتبه الاستیسیتی بیشتری از Nitinol (شکل ۸-۲) دارد. در خلال فعال سازی وایر Superelastic هنگامی که بدون تغییر در دما میزان فشار به حد مشخصی می‌رسد وایر از ساختار Austenite به Martensite تبدیل می‌شود و هنگامی که فشار در خلال مرحله Deactivation کم می‌شود از Martensite به Austenite بر می‌گردد.

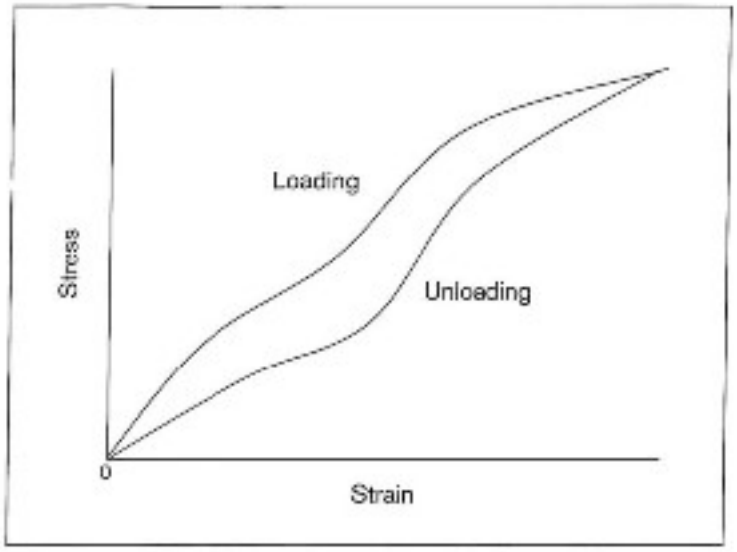
دیاگرام $\frac{struss}{strain}$ وایرهای Superelastic در شکل ۱۶-۲ نشان داده شده است. وقتی وایر فعال می‌شود و میزان نیرو افزایش می‌یابد وایر از فاز Austenite به فاز Martensitic تبدیل می‌شود وقتی نیرو برداشته می‌شود وایر یک مسیر متفاوتی را در زیر منحنی Activation می‌پیماید و به ساختار Austenitic بر می‌گردد.

اختلاف بین این دو منحنی به نام Hysteresis نامیده می‌شود. این منحنی نشان دهنده اختلاف بین نیرویی است که برای فعال شدن وایر به کار می‌رود و نیرویی که در خلال Deactivation آزاد می‌شود. همچنین این منحنی میزان نیرویی را که یک وایر به دندان منتقل می‌کند، نشان می‌دهد. از نقطه نظر کلینیکی میزان Hysteresis کم مطلوب است. بخصوص در مورد انسیزورها و پره مولرها می‌بایست از نیروهای سبک استفاده کرد. هر چند که Senger و Ibe نشان دادند که وایرهای کمی ازنظر کلینیکی میزان نیروی مناسب را به وجود می‌آورند. در شروع درمان می‌بایست وایرهای NiTi به صورت بسیار محکم به براکت‌ها متصل نشوند تا نیروی بسیار زیادی تولید نشود. و این امر بخصوص در مورد انسیزورهای فک پایین با ریشه‌های باریک در جایی که فاصله بین براکتی کم است بسیار مهم می‌باشد.

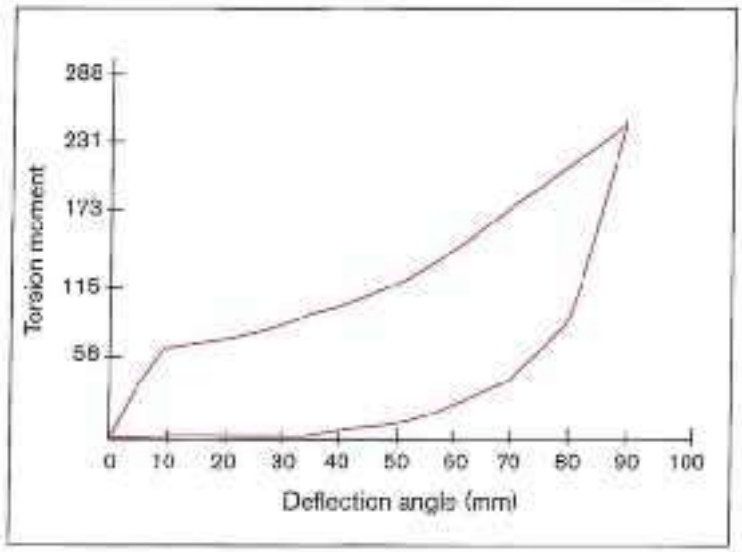
وایرهای Superelastic در دمای بدن در ساختار Austenitic باقی می‌مانند و وقتی بر آنها فشار وارد شود به ساختار Martensitic تبدیل می‌شوند. وایرهای Copper NiTi از کارخانه Ormco در دمای دهان فعال می‌شوند و دارای ویژگی Superelastic به همراه Shape Memory می‌باشند. آنها براساس انتقال به ۴ دمای محیط دهان ۱۵، ۲۷، ۳۵ و ۴۰ درجه سانتی‌گراد ساخته می‌شوند. اختلاف بین دمای دهان و دمای انتقالی وایر مشخص کننده میزان نیرویی است که وایر تولید می‌کند. همچنانکه این اختلاف افزایش می‌یابد نیرویی که توسط وایر ایجاد می‌شود نیز، افزایش می‌یابد. برای مثال در محیط ۳۷ درجه دهان، نیرویی که توسط وایر ۱۵ درجه سانتی گراد ایجاد می‌کند. بیشتر از وایر ۴۰ درجه سانتی‌گراد است. این نیروها که براساس دمای انتقالی انتخاب می‌شوند. براساس آستانه درد بیمار و مدت نیرو (یعنی نیروی Continuous در مقابل نیروی Interrupted) تعیین می‌شوند برای مثال کارخانجات سازنده وایر ۴۰ درجه سانتی گراد را برای Leveling دندان کانین نهفته پیشنهاد می‌کنند. این وایرها به علت ویژگی Spring back زیاد و Hysteresis کم نیروی بسیار کمی ایجاد می‌کنند و بدین ترتیب باعث حرکت مداوم دندان می‌شوند (شکل ۱۷-۲).

خصوصیت دیگری که باعث می‌شود وایرهای NiTi متفاوت باشند این است که آنها مانند استینلس استیل قابلیت خم شدن، لحیم شدن و Weld شدن را ندارند. به خاطر الاستیسیتی زیاد این وایرها، قرار دادن Loop در این وایرها عملی نیست هر چند که می‌توان از خم‌های کوچکی مثل Step Up، Step Down و Stop Bendدر صورت نیاز استفاده کرد. از خم‌های Sharp و یا خم‌های تکراری می‌بایست به علت شکست وایر

خودداری کرد. در حال حاضر بعضی از کارخانجات بر روی وایرهای NiTi برای جلوگیری از حرکت وایر در شیار براکت و آزردگی گونه Midline Stop قرار می‌دهند. اگر نیاز به Cinch Back بود می‌توان قبل از قرار دادن وایر انتهای آن را توسط شعله Anneal کرد.



شکل ۱۶-۲. وقتی وایر Superelastic فعال می‌شود وایر از فاز Austenitic به فاز Martensitic تبدیل می‌شود و در خلال مرحله Deactivation مسیر متفاوتی را طی می‌کند. اختلاف بین این دو منحنی به نام hysteresis نامیده می‌شود و نشان دهنده اثرات کلینیکی وایر است.



شکل ۱۷-۲. Hysteresis در وایرهای Looper Ni-Ti که توسط دما فعال می‌شوند کم است و میزان Spring Back آنها زیاد است.

ارزیابی کلینیکی

از دیدگاه کلینیکی اثرات وایرهای Superelastic بسیار بحث برانگیز است. در یک مطالعه مقایسه‌ای در رابطه با Discomfort بیمار در طی ۲ هفته، هیچ اختلاف آماری بین وایر NiTi ژاپنی Superelastic با قطر ۰/۰۱۴ اینچ و وایر استینلس استیل چند رشته‌ای با قطر ۰/۰۱۵۵ اینچ وجود نداشت. Jones و همکارانش سرعت تصحیح کرودینگ دندان‌ها را با کمک Reflex Metrograph بین وایر Sentalloy با قطر ۰/۰۱۴ اینچ و وایر چند رشته‌ای با قطر ۰/۰۱۵۵ اینچ اندازه‌گیری کردند و هیچ اختلاف آماری معنی‌داری بین ۲ وایر نیافتند. به طور مشابه‌ای در یک مطالعه مقایسه‌ای بین وایر Titanol سوپر الاستیک به قطر ۰/۰۱۶ اینچ (Forestadent) و وایر Nitinol معمولی هیچ اختلاف معنی‌داری در انتهای ۳۵ روزه درمان نیافتند.

❖ وایر بتاتیتانیوم مولیبدنیوم

وایرهای B-Ti (TMA) توسط Burstone و Goldberg در سال ۱۹۷۹ به جامعه ارتودنتیست‌ها معرفی گردید. خواص الاستیک این وایرها بین وایر استینلس استیل و نیکل تیتانیوم می‌باشد. علی رغم الاستیسیتی بالای آنها، وایرهای TMA بر خلاف وایرهای نیکل تیتانیوم فرم‌پذیر، قابل لحیم شدن و قابل Weld شدن هستند. Modulus of Elasticity این وایرها تقریبا دو برابر وایر NiTinol و $\frac{۱}{۳}$ وایر استینلس استیل می‌باشد. این وایرها دارای Working Range زیاد و Biocompatibility بالایی می‌باشند.

میزان اصطکاک و زبری سطح در وایرهای TMA از وایرهای استینلس استیل و نیکل تیتانیوم بیشتر است. بدین علت این وایرها اکثرا در مکانیک‌های Segmented بجای مکانیک‌های Sliding استفاده می‌شوند. مطالعات نشان داده است که با تزریق یون، سختی سطح وایر می‌تواند افزایش یابد و زبری سطح به میزان قابل مقایسه‌ای در حد وایر استینلس استیل کاهش یابد. به خاطر اینکه سطح وایرهای TMA دچار تغییر شده است میزان Spring back آنها دو برابر وایر استینلس استیل است و آنها می‌توانند به عنوان وایرهای مرحله Leveling و مرحله Finishing استفاده شوند.

❖ انتخاب وایر در کلینیک

برای انتخاب یک وایر در درمان‌های ارتودنسی نه تنها می‌بایست خواص فیزیکی وایر مدنظر قرار گیرد بلکه فاکتورهایی مثل شدت مال آکلوژن، نوع حرکت دندانی و متدهای درمانی نیز باید مورد توجه قرار گیرد.
بعضی از ویژگی‌های مورد انتظار در وایرهای ارتودنسی به شرح ذیل می‌باشد.

- وایر باید به اندازه کافی الاستیک باشد و نباید به راحتی دفورمه گردد.
- وایر باید فرم‌پذیر باشد.
- وایر نباید تحت اثر مایعات داخل دهان، اسیدها و سایر عوامل شیمیایی قرار گیرد.
- وایر نباید تحت تاثیر کروژن، زنگ زدگی، تغییر رنگ یا اکسیده شدن قرار گیرد.
- وایر باید زیبایی مناسبی داشته باشد.

- وایر نباید تحت تاثیر گرما یا سرما قرار گیرد.
- وایر نباید گران باشد.

❖ مقایسه آلیاژهای مورد استفاده در وایر

Kusy و Dilley ویژگی‌های Bending و Torsional وایرهای استینلس استیل، نیکل تیتانیوم، بتاتیتانیوم و وایرهای چند رشته‌ای را مطالعه کردند و به نتایج جالبی دست یافتند (جداول ۴-۲ تا ۶-۲). بعضی از این نتایج به شرح ذیل است: نسبت Stiffness در وایر SS ۰/۰۱۲ اینچ تا وایر NiTi ۰/۰۱۸ اینچ و در وایر SS۰/۰۱۴ اینچ تا وایر NiTi ۰/۰۱۸ × ۰/۰۱۸ اینچ برابر هم (۰/۸) می‌باشد (به جدول ۴-۲ مراجعه شود). براساس این ارقام و از نقطه نظر Stiffness یک وایر NiTi ۰/۰۱۸ × ۰/۰۱۸ اینچ می‌تواند بجای وایر SS ۰/۰۱۲ اینچ به کار برده شود. این نتایج از ۲ بعد مهم می‌باشد یکی اینکه Bending Stiffness وایر نه تنها به قطر وایر وابسته است بلکه به نوع ماده هم وابسته است. دیگر اینکه Stiffness وایرهای NiTi مربع مستطیل شبیه وایرهای SS می‌باشد که می‌توانند برای هدفهای یکسانی مثل Leveling به کار روند.

Stiffness وایرهای مربع مستطیل به طور جداگانه‌ای در خم‌های First Order و Second Order مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. براساس جدول ۴-۲ وایر SS ۰/۰۱۶ اینچ شبیه وایر NiTi0.025 × 0.017 اینچ و وایر SS 0.018 اینچ شبیه وایر 0.025 × 0.021 اینچ است. Stiffness در خم First Order نسبت به Second Order در همه موارد بیشتر است (به قسمت‌های قبل راجع به گشتاور اینرسی مراجعه شود). Stiffness در خم Second Order در وایرهای NiTi0.025 × 0.017 و 0.025 × 0.021 به ترتیب برابر 5 .0 و 0.6 است (خم Second Order فقط برای وایرهای مربع مستطیل امکان‌پذیر است). از آنجائی که Stiffness وایرهای SS به عنوان عدد یک پذیرفته شده است Stiffness نسبی وایرهای NiTi تقریبا نصف وایرهای استینلس استیل است. برای اینکه Working Range وایرهای NiTi ۳/۷ و ۳/۳ برابر وایرهای SS است حرکت طولانی مدت دندانی در خم‌های Second Order با وایرهای NiTi امکان‌پذیر است.

جدول ۴-۲. مقایسه ویژگی **Bending** وایرهای **SS** و **NiTi**

		Elastic property ratios		
SS	**NiTi**	**Strength**	**Stiffness**	**Range**
0.0175 inch (8 × 0.038)	0.016 inch	(1.7)	(0.9)	(1.9)
0.012 inch	0.018 inch	2.2	0.8	2.6
0.014 inch	0.018 × 0.018 inch	2.3	0.8	3.0
0.013 inch	0.017 × 0.025 inch	2.0[1]	1.1[1]	2.5[1]
		1.9[2]	0.6[2]	3.1[2]
0.018 inch	0.021 × 0.025 inch	2.6	0.9[1]	2.8[1]
		2.1[2]	0.6[2]	3.3[2]

جدول ۵-۲. مقایسه **Torsion** در وایرهای **NiTi** و **TMA** با وایرهای **SS 0.026 × 0.019** اینچ

	Elastic property ratios		
Wire type	**Strength**	**Stiffness**	**Range**
0.019 × 0.025-inch NiTi	0.9	0.1	0.4
0.021 × 0.025-inch NiTi	0.8	0.2	0.3
0.019 × 0.025-inch TMA	0.6	0.3	2.0

جدول ۵-۲ ویژگی‌های Torsional وایرهای NiTi و TMA با همان اندازه‌ها در وایرهای استینلس استیل 0.026 × 0.019 اینچ را نشان می‌دهد. هر چند که Strength وایرهای SS و NiTi خیلی نزدیک به هم هستند (۰/۸ و ۰/۹ به ترتیب برای وایر NiTi با قطر 0.025 × 0.019 اینچ و وایر NiTi با قطر 0.025 × 0.021 اینچ) اما میزان Working Range وایرهای NiTi به ترتیب ۵/۴ و ۵/۳ مرتبه بیشتر است. اگرچه وایرهای NiTi از نظر Strength شبیه وایرهای SS هستند ولی ایجاد Torque در وایر NiTi مشکل است. Kusy نشان داد که وایرهای NiTi به علت Stiffness کم و الاستیسیتی زیاد و فرم‌پذیری کم به راحتی در آنها نمی‌توان Torque ایجاد نمود. در یک مطالعه، وایر چند رشته‌ای ۰/۰۱۷۵ اینچ (۳ عدد وایر ۰/۰۰۸ اینچ و وایر SS به قطر ۰/۰۱۸ اینچ با همدیگر مقایسه شدند. بجز اندازه آنها، تشابهات کمی بین وایرهای فوق یافت شد. وایر SS ۱۱ برابر Stiffness بیشتر و ۴/۶ برابر Strength بیشتر از وایرهای چند رشته‌ای دارد (به جدول ۶-۲ مراجعه شود).

میزان اصطکاک در وایرهای چند رشته‌ای کمتر از وایرهای دیگر است. وجود توپوگرافی موج دار در سطح این وایرها و میزان انعطاف‌پذیری زیاد در این وایرها باعث جلوگیری از فشرده شدن وایر بین Ligature و شیار براکت می‌گردد و در نهایت باعث کاهش اصطکاک می‌گردد. وایرهای چند رشته‌ای وایرهای انتخابی برای مرحله Leveling به دلایل ذکر شده بالا و به علت ارزان بودن آنها نسبت به NiTi می‌باشد. هر چند که باید دانست که این وایرها به راحتی توسط نیروی جویدن بخصوص هنگامی که که فاصله بین براکتی زیاد است، دفورمه می‌شوند.

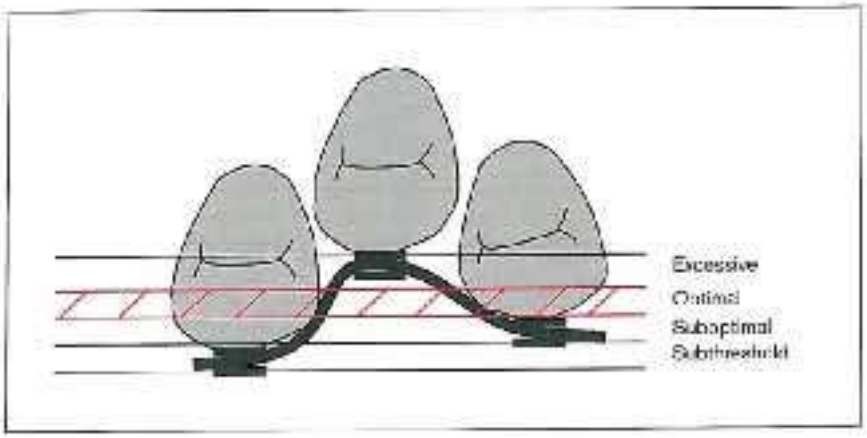
نیروی مداوم و سبک Light Continuous باعث حرکت دندانی مناسب می‌گردد. Burstone چهار نوع level از نیرو را در خلال غیرفعال شدن وایر در هنگام حرکت اکتوپیک دندان به داخل قوس را تشریح کرد. میزان نیرو ممکن است در ابتدا زیاد باشد و همانگونه که دندان حرکت می‌کند ممکن است کاهش یابد. نیرو می‌تواند به میزان مطلوب کاهش یابد و سپس به مقدار زیر حد مطلوب و به همین ترتیب ممکن است به مقدار زیر سطح آستانه حرکت دندان برسد (شکل ۱۸-۲). در صورتی که نیرو زیاد باشد ممکن است مقداری تحلیل غیرمستقیم در بافت‌های استخوانی مشاهده شود. مادامیکه دندان حرکت می‌کند میزان فعال بودن وایر کم می‌شود به طوریکه نیرو تا میزان مطلوب کم می‌شود و در آن موقع حرکت دندانی مطلوب انجام می‌شود. با حرکت دندانی بیشتر میزان فعال بودن وایر کاهش بیشتری می‌یابد و در آن موقع حرکت دندان با غیرفعال شدن کامل وایر متوقف می‌گردد. متخصص ارتودنسی باید سعی نماید که نیرو را در حد مقادیر مطلوب و زیر

مطلوب نگه دارد. بدین دلیل است که متخصص ارتودنسی می‌بایست بهترین وایر را برای حرکت مطلوب دنـدان با کاربرد نیروی مناسب انتخاب کند.

از نظر کلینیکی میـزان Stiffness یـا نسـبت $\frac{load}{deflection}$ یکـی از فاکتورهـای مهـم در انتخـاب وایـر اسـت. Stiffness دستگاه ارتودنسی ثابت اصولا توسط ۲ عامل تعیین می‌شود. عامل اول مرتبط بـا طراحـی دسـتگاه و عامل دوم مرتبط با وایر است. به عبارت دیگر Stiffness دسـتگاه برابـر بـا Stiffness اصـلی (براسـاس طراحـی دستگاه) ضربدر Stiffness وایر می‌باشد. Stiffness براساس طراحی دسـتگاه مسـتقیماً مـرتبط بـه فاکتورهـایی مثل وجود Loop یا فاصله بین براکتی مـی‌باشـد. افـزودن Loop یـا افـزایش فاصـله بـین براکتـی (اسـتفاده از براکت‌های کم عرض) باعث کاهش Stiffness دستگاه می‌شود. Stiffness وایر با شکل، اندازه، طـول و مـاده بـه کار رفته در وایر بستگی دارد.

جدول ۶-۲. مقایسه ویژگی‌های الاستیک وایرهای استینلس استیل **Solid** و وایرهـای سـه رشـته‌ای ۰/۰۱۷۵ ایـنچ استینلس استیل (اینچ ۰/۰۰۸ × ۳)

	Bending		
Solid SS	**Strength**	**Stiffness**	**Range**
0.010 inch	0.78	1.0	0.76
0.012 inch	1.4	2.2	0.63
0.014 inch	2.2	4.0	0.54
0.016 inch	3.2	6.8	0.47
0.018 inch	4.6	11.0	0.42
0.020 inch	6.3	17.0	0.38
0.016 × 0.016 inch	5.5	12.0	0.47
0.017 × 0.017 inch	6.5	15.0	0.44
0.016 × 0.022 inch	10.0[†]	30.0[†]	0.34[†]
	7.5[‡]	16.0[‡]	0.47[‡]
0.018 × 0.022 inch	12.0[†]	34.0	0.34[†]
	9.5[‡]	23.0[‡]	0.42[‡]
0.017 × 0.025 inch	14.0	47.0[†]	0.30[†]
	9.6[‡]	22.0[‡]	0.44[‡]
0.018 × 0.025 inch	15.0[†]	50.0	0.30[†]
	11.0[‡]	26.0[‡]	0.42[‡]
0.019 × 0.025 inch	17.0[†]	59.0[†]	0.29[†]
	13.0[‡]	31.0[‡]	0.40[‡]
0.021 × 0.025 inch	17.0[†]	58.0[†]	0.30[†]
	16.0[‡]	41.0[‡]	0.39[‡]



شکل ۱۸-۲. هنگامی که یک وایر به دندانی که خارج از قوس قرار دارد وصل گردد ۴ نوع نیروی متفاوت به دندان وارد می‌شود. وقتی وایر برای بار اول به دندان متصل می‌شود نیروی زیادی وجود دارد که سپس به میزان نیروی Optimal تبدیل می‌شود. همانگونه که دندان حرکت می‌کند نیرو به مقدار Suboptimal می‌رسد و وقتی دندان به قوس می‌رسد نیرو به مقدار زیر آستانه حرکت دندان کاهش می‌یابد.

شکل وایر، اندازه و Stiffness

❖ ارتودنسی مبتنی بر متغیر اندازه

در درمان‌های ارتودنسی برای مدتهای متوالی، معیار اصلی برای تعیین میزان نیرو اندازه و شکل وایرهای SS بوده است. متخصصین ارتودنسی برای دستیابی به نیروی مطلوب در تمام طول درمان از وایرهایی با شکل‌ها و اندازه‌های متفاوت استفاده می‌کنند که به آن ارتودنسی مبتنی بر متغیر اندازه گفته می‌شود. گاهی متخصصین ارتودنسی با اضافه کردن Loop باعث افزایش الاستیسیتی وایر می‌شوند. نیرویی که از وایر ایجاد می‌شود با توان چهارم اندازه وایر متناسب است. این بدین معنی است که حتی یک تغییر کوچک در اندازه وایر می‌تواند بر روی میزان نیرویی که توسط وایر ایجاد شود اثر بگذارد.

پیچیدگی که در رابطه با فرمول اندازه وایر وجود دارد، انتخاب وایر و تعیین Stiffness مناسب وایر را مشکل می‌سازد. جداول ۷-۲ و ۸-۲ میزان Stiffness مقایسه‌ای وایرها با اندازه و شکل‌های متفاوت را نشان می‌دهد.

براساس جداول فوق مقدار Stiffness سطح مقطع Cross Section (CS) وایر ۰/۰۰۴ اینچ ۰/۰۱۰۲mm به میزان "یک" پذیرفته شده است و تمام وایرهای دیگر در رابطه با آن ارزیابی می‌شوند. برای مثال مقدار Stiffness وایر ۰/۰۱۴ اینچ برابر ۱۵۰/۰۶ می‌باشد. این بدین معنی است که با مقدار فعال سازی مشابه یک وایر ۰/۰۱۴ اینچ به مقدار ۱۵۰/۰۶ برابر نیروی بیشتری نسبت به وایر ۰/۰۰۴ اینچ که هر دو از یک نوع ماده ساخته شده باشند، تولید می‌کند (به جدول ۷-۲ مراجعه شود). جدول ۸-۲ مقدار CS در خم First Order و Second Order وایرهای مربع مستطیل را نشان می‌دهد. متخصص ارتودنسی می‌تواند به طور مطمئن مناسب‌ترین وایر را براساس اطلاعات موجود در این جدول انتخاب کند. باید توجه داشت که مقدار CS همانگونه که اندازه وایر زیاد می‌شود، افزایش می‌یابد.

جدول ۷-۲. مقادیر **Stiffness** سطح مقطع برای وایرهای گرد

Size (inches/mm)	CS
0.004 / 0.102	1.00
0.010 / 0.254	39.06
0.014 / 0.356	150.06
0.016 / 0.405	256.00
0.018 / 0.457	410.06
0.020 / 0.508	625.00
0.022 / 0.559	916.06
0.030 / 0.762	3,164.06
0.036 / 0.914	6,561.00

این امر طی سالیان متوالی توسط محققین ارتودنسی مد نظر بوده است و ارتودنسی مبتنی بر متغیر اندازه به شکل کاربردی‌تر تکامل یافته است.

❖ ارتودنسی مبتنی بر متغیر Modulus

خواص ماده‌ای وایر تحت عنوان Modulus of Elasticity تعریف می‌شود (یعنی Young Modulus). در وایرهای با Modulus of Elasticity مشابه مثل وایرهای SS معیار اصلی برای تغییر Stiffness در گذشته اندازه وایر بود. امروزه با پیشرفت در تکنولوژی ساخت مواد، ویژگی و Modulus of Elasticity مختلفی از مواد ایجاد شده است. در حال حاضر می‌توان وایری با Stiffness کم و دامنه کاری زیاد (High Working Range) در وایرهایی با قطر یکسان مثلا در وایر SS ایجاد کرد و به آن ارتودنسی مبتنی بر متغیر Modulus گفته می‌شود.

جدول ۸-۲. مقادیر **Stiffness** اندازه وایر برای وایرهای با مقطع مربع و مربع مستطیل

Shape and size (inches/mm)	CS	
	First order	Second order
Rectangular		
0.010 × 0.020 / 0.254 × 0.508	580.52	132.63
0.016 × 0.022 / 0.406 × 0.559	1129.78	597.57
0.018 × 0.025 / 0.457 × 0.635	1866.10	966.67
0.021 × 0.025 / 0.533 × 0.635	2175.95	1535.55
0.0215 × 0.028 / 0.546 × 0.711	3129.03	1845.87
Square		
0.016 × 0.016 / 0.406 × 0.406	434.60	
0.018 × 0.018 / 0.457 × 0.457	666.14	
0.021 × 0.021 / 0.533 × 0.533	1269.69	

جدول ۹-۲. مقادیر **Stiffness** وایرهای مختلف با سطح مقطع متفاوت

Wire type	Cross-section (inches/mm)	Order	MS†	CS	WS (MS × CS)
SS	0.009 / 0.229	NA	1.00	25.63	25.63
SS	0.012 / 0.305	NA	1.00	81.00	81.00
SS	0.014 / 0.356	NA	1.00	150.06	150.06
SS	0.016 / 0.406	NA	1.00	256.00	256.00
SS	0.018 / 0.457	NA	1.00	410.06	410.06
SS	0.020 / 0.508	NA	1.00	625.00	625.00
TMA	0.016 / 0.406	NA	0.40	256.00	102.32
NiTi	0.016 / 0.406	NA	0.26	256.00	66.56
TMA	0.018 / 0.457	NA	0.42	410.06	172.28
NiTi	0.018 / 0.457	NA	0.42	410.06	172.28
TMA	0.016 × 0.020 / 0.406 × 0.508	First	0.42	648.65	272.43
		Second	0.42	543.10	228.10
TMA	0.016 × 0.022 / 0.406 × 0.559	First	0.42	728.79	306.09
		Second	0.42	597.57	250.98
SS	0.016 × 0.020 / 0.406 × 0.508	First	1.00	1562.50	1562.50
		Second	1.00	968.87	968.87
TMA	0.016 × 0.020 / 0.406 × 0.508	First	0.40	1562.50	625.00
		Second	0.42	968.87	406.88
NiTi	0.016 × 0.020 / 0.406 × 0.508	First	0.26	1562.50	406.25
		Second	0.26	968.87	251.81
Elgiloy	0.016 × 0.020 / 0.406 × 0.508	First	1.76	1562.50	2750.00
		Second	1.79	968.87	1734.57
ES-HT	0.016 × 0.020 / 0.406 × 0.508	First	1.22	1562.50	1906.25
		Second	1.22	968.87	1181.82
SS	0.021 × 0.025 / 0.533 × 0.635	First	1.00	2197.26	2197.26
SS	0.021 × 0.025 / 0.533 × 0.635	Second	1.00	1362.81	1362.81

جدول ۱۰-۲. مقادیر **Stiffness** وایرهای مختلف چند رشته‌ای با سطح مقطع و جنس‌های متفاوت

Wire type	Cross-section (inches/mm)	Order	MS	CS	WS (MS × CS)
Direct	0.016 × 0.022 / 0.406 × 0.559	First	0.065	1129.79	40.87
		Second	0.060	597.57	29.38
Direct	0.016 × 0.025 / 0.406 × 0.635	First	0.048	968.10	88.30
		Second	0.060	968.87	76.41
Direct	0.016 × 0.025 / 0.406 × 0.635	First	0.056	968.71	119.25
		Second	0.065	1362.18	78.46
Direct	0.021 × 0.025 / 0.533 × 0.635	First	0.060	2197.26	130.58
		Second	0.065	1362.81	88.60
Respond	0.0175 / 0.4445	NA	0.068	1406.25	95.63
Respond	0.0195 / 0.4953	NA	0.082	564.80	46.31
Respond	0.0215 / 0.5461	NA	0.068	861.69	58.75
Typodont	0.0175 × 0.025 / 0.4953 × 0.635	First	0.160	1562.71	317.81
		Second	0.130	1362.18	155.51
Hi-T Twist Flex	0.015 / 0.381	NA	0.125	1406.25	84.61
Hi-T Twist Flex	0.0175 / 0.4445	NA	0.168	968.26	81.56
Hi-T Twist Flex	0.0195 / 0.4953	NA	0.150	564.80	66.41
Hi-T Twist Flex	0.0215 / 0.5461	NA	0.204	564.68	115.28

هر وایر دارای یک Stiffness مرتبط با سطح مقطع (CS) و یک Stiffness مرتبط با جنس ماده (MS) می‌باشد. حاصلضرب این دو نوع Stiffness کل میزان Stiffness وایر (WS) را تعیین می‌کند. Stiffness مرتبط با جنس ماده به نام MS نامیده می‌شود. در ارتودنسی از استینلس استیل به طور گسترده‌ای استفاده می‌شود میزان MS وایر SS برابر یک است. جداول ۹-۲ و ۱۰-۲ به ترتیب مقادیر WS برای وایرهای Solid و چند رشته‌ای با اندازه و جنس متفاوت را نشان می‌دهد.

برای مثال Stiffness وایر SS با قطر ۰/۰۱۶ اینچ برابر ۲۵۶ و Stiffness وایر NiTi با همان قطر برابر ۶۶/۵۶ است که تقریبا $\frac{۱}{۴}$ مقدار ۲۵۶ است. از نظر عملی این امر بدین معنی است که وایر NiTi با قطر ۰/۰۱۶ اینچ ۴ مرتبه انعطاف پذیرتر از وایر SS با همان اندازه است یا به عبارت دیگر با یک میزان فعال کردن وایر، سیم NiTi در حدود $\frac{۱}{۴}$ وایر SS تولید نیرو می‌نماید (جدول ۹-۲). در این روش می‌توان میزان Stiffness وایر را با عوض نمودن جنس ماده بدون تغییر در اندازه وایر تغییر داد. به عنوان مثال با اینکه Stiffness وایر SS با قطر ۰/۰۱۶ اینچ و وایر NiTi با قطر ۰/۰۲۵×۰/۰۱۸ اینچ در خم Second Order تقریبا یکی می‌باشد (به ترتیب ۲۵۶ و ۲۵۱/۳۸) (به جدول ۱۰-۲ مراجعه شود) ولی میزان Stiffness وایر چند رشته‌ای ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۹ اینچ در خم Second Order کمتر از وایر ۰/۰۱۲ اینچ SS با همان اندازه می‌باشد (به ترتیب ۷۸/۴۶ و ۸۱) (جدول ۹-۲).

از نظر عملی هنگامی که دو وایر با Stiffness یکسان وجود داشته باشد وایر با قطر بیشتر نسبت به قطر کوچک‌تر ترجیح دارد زیرا با وایر بزرگتر کنترل بیشتری بر روی حرکت دندان وجود دارد. از آنجائی که وایرهای Heavy شیار براکت را پر می‌نمایند فاصله کمتری بین وایر و شیار براکت نسبت به وایر با قطر کوچک‌تر وجود دارد. بنابراین هدف اولیه در مرحله Leveling استفاده از وایرهای تا حد امکان با قطر بیشتر برای کنترل حرکت دندانی می‌باشد و این فرضیه برای وایرهای دارای Loop نیز صدق می‌کند.

کاربرد متغیرهای مختلف در ارتودنسی این فرصت را به متخصص ارتودنسی می‌دهد که از وایرهایی با جنس‌های مختلف با Working Range زیاد که شیار براکت را پر نماید استفاده کند به شرطی که کنترل حرکت دندان از ابتدای درمان در نظر گرفته شود. بنابراین نیاز به استفاده تدریجی از وایرهای ۰/۰۱۲، ۰/۰۱۴، ۰/۰۱۶ و ۰/۰۱۸ اینچ نخواهد بود. هنگامی که نیاز به استفاده از وایر SS به قطر ۰/۰۱۶ اینچ می‌باشد می‌توان از وایر ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۸ اینچ NiTi استفاده کرد زیرا میزان نیروی این دو وایر در خم Second Order یکسان است.

بدون شک وایر ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۸ اینچ کنترل بهتری از وایر ۰/۰۱۶ اینچ دارد. بعلاوه وایر NiTi ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۸ اینچ Working Range و Strength بیشتری از وایر SS ۰/۰۱۶ اینچ دارد. از نقطه نظر مکانیکی این امر دارای مزایایی است اما محققین بر این اعتقاد هستند که در هنگام شروع درمان هدف بایستی تحریک بافت در اطراف هر دندان با استفاده از نیروی ملایم باشد. اگرچه وایرهای مربع مستطیل ذکر شده فوق نیروی کمی تولید می‌کنند ولی آنها ممکن است باعث حرکات غیر قابل کنترلی در ابتدای درمان شوند و عوارضی مثل از دست رفتن انکوریج به وجود آورند که می‌تواند به علت اثر Row Boat باشد (به فصل ۳ مراجعه شود). این نکته

بخصوص هنگامی که اختلاف Leveling زیادی بین براکت‌ها در بیماران دارای کرودینگ هنگامی که شیب دندان‌ها دچار مشکل هستند بسیار حائز اهمیت است. در همچین مواردی بهتر است درمان را با وایرهای گرد مثل NiTi ۰/۰۱۴ اینچ یا Twist Flex ۰/۰۱۵۵ اینچ شروع کرد. در این موارد وایر به راحتی در داخل شیار براکت می‌لغزد و با مکانیسم Tipping مختصر باعث حرکت دندان می‌شود.

در ابتدای Leveling همانگونه که اختلاف level دندان‌ها در حال تصحیح می‌باشد وایر در داخل شیار براکت می‌لغزد و باعث اصطکاک می‌شود. زاویه بین براکت و وایر باعث Binding می‌شود که این امر باعث توقف یا تاخیر در حرکت دندان می‌شود. و منجر به از دست رفتن انکوریج می‌شود. اختلاف اندازه بین وایر ۰/۰۱۴ اینچ و شیار براکت ۰/۰۱۶ اینچ به قدر کافی زیاد است که مانع اثر Binding می‌گردد. از سوی دیگر میزان اصطکاک در وایر مربع مستطیل قطعاً بسیار زیاد خواهد بود. بخصوص استفاده از وایرهای NiTi و TMA اصطکاک زیادی به علت سطح خشن آنها تولید می‌نماید.

این امر دلیل مهم دیگری می‌باشد که استفاده از وایر مربع مستطیل بایستی تا انتهای مراحل Leveling به تاخیر بیفتد. بعد از ایجاد Leveling مناسب توسط وایرهای قابل انعطاف گرد می‌توان از وایرهای NiTi ۰/۰۲۲ × ۰/۰۱۶ اینچ یا ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۹ اینچ استفاده کرد.

❖ نتیجه گیری

وایرهای SS و کروم کبالت خواص فیزیکی یکسانی دارند. هنوز این وایرها به علت Strength و Stiffness زیاد و خصوصیت فرم‌پذیری بالا و قیمت پایین بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرند. این وایرها برای بستن فضا، حفظ فرم قوس، تصحیح محور طولی دندان‌ها و کنترل Torque بسیار مناسب هستند. وایرهای SS چند رشته‌ای برای Leveling مناسب هستند زیرا آنها دارای انعطاف‌پذیری بالا، Working Range زیاد، اصطکاک کم و بخصوص قیمت پایین‌تر نسبت به وایرهای NiTi می‌باشند. این وایرها به راحتی تحت تاثیر نیروی جویدن قرار می‌گیرند و در کرودینگ متوسط تا شدید می‌توانند دفورمه گردند که یکی از عوارض این گونه وایرها می‌باشد.

آلیاژهای SS و کروم کبالت برای Leveling مناسب نیستند قرار دادن Loop در داخل وایرگرد برای کاهش Stiffness،به علت اینکه وایر در داخل شیار براکت می‌غلتد و باعث التهاب لثه می‌شود، یک روش علمی مناسب به حساب نمی‌آید. وایرهای انعطاف‌پذیر در مرحله Leveling بسیار مناسب هستند. باید در نظر داشت که Loopها بخصوص در بستن فضا دارای اهمیت هستند.

وایرهای NiTi با Stiffness کم، انعطاف‌پذیری، Spring back، Strength و Working Range زیاد برای مرحله Leveling بسیار مناسب هستند. این وایرها همچنین ممکن است در مراحل انتهایی درمان برای تصحیح اختلاف Level دندان‌ها مثل مواردی که در اثر تروما براکت‌ها دچار شکستگی می‌شوند، استفاده گردد. باید دانست که بر روی وایرهای NiTi نمی‌توان عمل Bending و لحیم کاری انجام داد و این امر باعث محدودیت کلینیکی در استفاده از آنها می‌گردد.

Stiffness وایرهای TMA بین وایرهای SS و NiTi می‌باشد و این وایرها به علت فرم‌پذیری و Working Range زیاد برای مکانیسم‌های Frictionless و Segmented مناسب هستند.

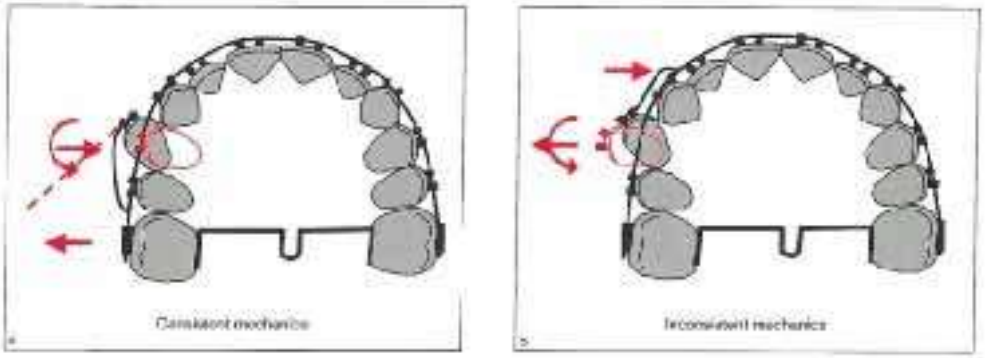
❖ Cantilevers

دستگاه‌های Cantilever اسبابی مناسب برای تصحیح پلان اکلوزال و همچنین تصحیح مال پوزیشن دندانی نه تنها در دستگاه‌های Segmented بلکه در دستگاه‌های Straight-Wire می‌باشند. اگرچه نمونه‌هایی از دستگاه‌های Cantilever در این کتاب شرح داده شده است ولیکن می‌بایست مکانیک‌های مرتبط با این دستگاه برای رسدین به نتایج مطلوب به خوبی شناخته شود.

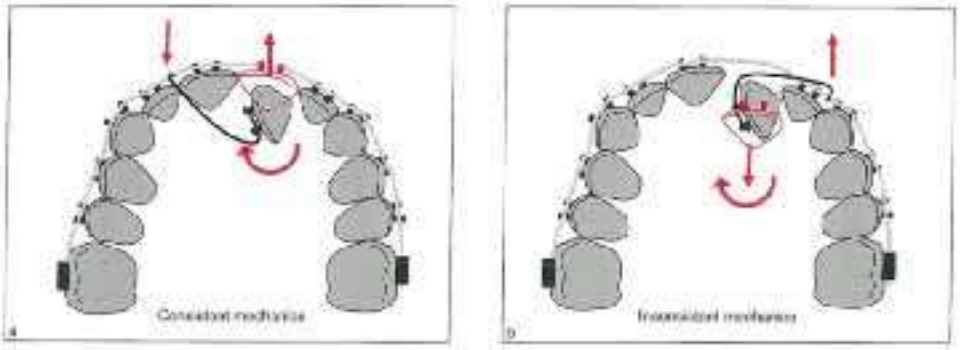
در حقیقت Cantilever یک نوع Finger Spring است که یک سمت آن به قسمت اکریلیک دستگاه می‌چسبد (و یا در داخل Molar تیوبوصل می‌شود) و انتهای دیگر آن آزاد است. هنگام فعال شدن از یک سمت به براکت گشتاور وارد می‌کند و از سمت دیگر فقط نیرو وارد می‌کند. مکانیک‌های دستگاه‌های Cantilever ساده ولی موثر می‌باشد. دو نکته در به کار بردن دستگاه‌های Cantilever باید در مد نظر قرار گیرد.

- مکانیک Cantilever باید هم جهت با مسیر حرکت دندان باشد.
- میزان نیرو باید در حد مطلوب باشد تا انکوریج حفظ شود.

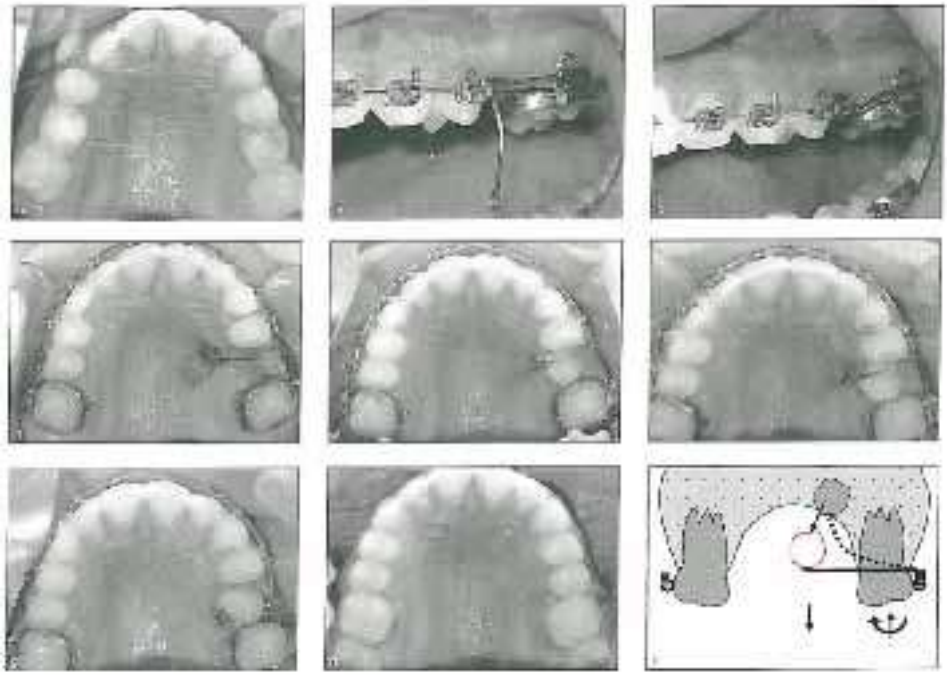
از آنجائی که گشتاورها و نیروها در مکانیک Cantilever قابل اندازه‌گیری هستند، این مکانیک‌ها جزو مکانیک‌های قابل پیش‌بینی محسوب می‌شوند و این یکی از مزایای دستگاه‌های Cantilever می‌باشد. دستگاه‌های Cantilever مکانیک‌هایی هستند که برای تصحیح چرخش شدید دندانی، حرکت دندان‌های نابجا به داخل قوس دندانی، Upright کردن مولرها به دستگاه‌های Straight- Wire کمک می‌کند (شکل‌های ۲۲-۲ و ۲۱-۲)



شکل ۱۹-۲. مثال‌هایی از مکانیک‌های هم جهت و غیر هم جهت با نیرویی که باعث حرکت دندان می‌شود. در شکل a دستگاه Cantilever بین پره مولر اول و مزیال مولر اول قرار دارد که باعث Tip شدن مولر به سمت باکال و باعث چرخش و Tip شدن پرمولر به سمت پالاتال می‌گردد. با تغییر دادن مسیر Cantilever در همان پره مولر در مکانیک تغییر ایجاد می‌گردد. در شکل b پره مولر می‌چرخد اما به سمت باکال Tip می‌گردد که به علت این است که نیرو در ناحیه کانین به سمت پالاتال جهت دار شده است.



شکل ۲۰-۲. مثال‌هایی از مکانیک‌های هم جهت و غیر هم جهت



شکل ۲۱-۲. (a تا i) کاربرد مکانیک‌های Cantilever در آوردن یک دندان نهفته پره مولر به سمت قوس دندانی

❖ Coil spring

به علت الاستیسیتی بالای Coil Spring مخصوص در انواعی که از آلیاژ NiTi ساخته شده اند میزان نیروی مطلوب و ثابتی ایجاد می‌کنند. با افزایش طول Coil Spring میزان الاستیسیتی آنها افزایش می‌یابد. Open Coil Spring توسط فشرده شدن فعال می‌شوند. Open Coil برای باز کردن فضا به منظور تصحیح کرودنیگ، به منظور عقب بردن یا جلو آوردن مولر یا پره مولر و حفظ فضا به کار برده می‌شود.

Closed Coil توسط کشیده شدن فعال می‌شوند. Closed Coil اساساً برای بستن فضا مثل عقب بردن کانین و انسیزورها در مکانیک‌های Sliding استفاده می‌شود. پنج فاکتور روی میزان نیرویی که توسط Coil

Spring تولید می‌شود اثر می‌گذارد این فاکتورها شامل نوع آلیاژ، انـدازه Lumen موجـود در Coil، انـدازه قطـر وایر، Pitch یا زاویه شیب Coil و طول Coil می‌باشد.

❖ آلیاژ

در حال حاضر Coil Springها از سه نوع آلیاژ SS، کروم کبالت (Elgiloy) و NiTi ساخته می‌شوند. از مطالعات تجربی خارج دهانی که شرایط داخل دهانی را تقلید می‌کنند استفاده شده است تا بتوان به مناسب‌تـرین مـاده Coil Spring و نوعی که با ثبات‌ترین نیرو را تولید می‌کند، دسترسی پیدا کرد.

Han, Quick منحنی$\frac{stress}{strain}$ در Coil Springهای با آلیاژNiTi و SS را با کشیدن آنها به ۳ برابر طولشان در بزاق مصنوعی در ۲ و ۴ و ۶ هفته به دست آوردند. آنها متوجه شـدند کـه Coil Spring بـا آلیـاژ SS بعـد از ۲ هفته در اثر محیط دچار تغییر شکل می‌شوند و بعد از این مدت هیچ تغییر شکلی نخواهند داشت، بر عکـس در خواص فیزیکی Coil Spring با آلیاژ NiTi تغییری به وجود نیامد. وقتی Coil Spring با آلیاژ SS و کروم کبالت مقایسه شدند مشاهده شد که نوع کروم کبالت از نوع استینلس استیل سفت‌تر است.

در یک مطالعه مقایسه‌ای بین Closed Coil Spring های استینلس استیل، کروم کبالـت و نیکـل تیتـانیوم ژاپنی، مشخص گردید که رابطه خطی بین Closed Coil از جنس استینلس استیل و کروم کبالت وجـود دارد و نوع نیکل تیتانیوم ژاپنی به علت خواص سوپر الاستیک نیروی با ثباتی ایجاد می‌نماید. وقتی این وایرهـا ۵ برابـر طول اولیه خودشان کشیده شوند هیچ نوع تغییر شکل دائمی در آنها دیده نمی‌شود. در مقایسه با Open Coil Springمشخص گردید که بین Open Coil Spring استینلس استیل و Elgiloy یک رابطه خطـی وجـود دارد و وقتی این وایرها بیش از حد Over Compress شوند تغییر شکل دائم در آنهـا اتفـاق مـی‌افتـد. از سـوی دیگـر Open Coil Spring با جنس نیکل تیتانیوم ژاپنی بدون هیچگونه تغییر شکلی نیروی با ثباتی ایجاد می‌نماید.

Angolkar و همکارانش میزان کاهش نیرو در خلال زمان در رابطه با فنرهای استینلس استیل کروم کبالت و نیکل تیتانیوم را مقایسه کردند. آنها نشان دادند که میزان نیرو به طـور معنـی‌داری در خـلال ۲۴ سـاعت اول کاهش می‌یابد (شکل ۲۳-۲). کاهش نیرو در فنر استینلس استیل برابر ۱۷/۳٪ در ۲۴ سـاعت اول بـود و بـرای فنر کروم کبالت به مقدار ۱۰٪ بود. میزان کاهش نیرو در مدت ۲۸ روز برای سه نوع فنر نیکل تیتانیوم بـه کـار برده شده در این مطالعه به شرح ذیل بود. کاهش نیرو برای ارتو ارگانیزر به مقدار ۸/۶٪ برای Masel بـه مقـدار ۱۴/۶٪ و برای GAC به مقدار ۱۷٪ بود. کاهش نیرو در رابطـه بـا ۲ مـورد اول از فنـر NiTi کمتـر از فنرهـای استینلس استیل و کروم کبالت بود. کاهش نیرو در NiTi سومی ذکر شده نتایج Miura و همکاران را نقص کرد که بیشتر از آلیاژهای نیکل تیتانیوم و برابر با فنر استینلس استیل بود. نتایج فوق کـه از آنـالیز آلیاژهـای نیکـل تیتانیوم سوپر الاستیک به دست آمده است نمی‌تواند به طور کامل توسط محققین تفسیر شود. می‌توان به ایـن نتیجه رسید که در مقایسه سه نوع فنر استینلس استیل، Elgiloy و نیکل تیتانیوم، فنر نیکل تیتـانیوم کمتـرین کاهش نیرو را دارد.

Lumen Size

افزایش Lumen باعث افزایش طول سیم به کار برده شده در داخل فنر می‌گردد و باعث کاهش نسبت $\frac{load}{deflection}$ می‌شود.

❖ قطر وایر

افزایش قطر وایر باعث افزایش نسبت $\frac{load}{deflection}$ و منجر به کاهش الاستیسیتی وایر می‌گردد.

❖ زاویه pitch

زاویه بین عمود بر محور طولی فنر و شیب پیچش فنر نشان دهنده زاویه Pitch می‌باشد. وقتی زاویه Pitch افزایش می‌یابد نسبت $\frac{\text{تعداد}}{\text{طول}}$ پیچش‌ها کاهش می‌یابد. بنابراین وقتی که طول وایر کاهش می‌یابد الاستیسیتی نیز کاهش می‌یابد.

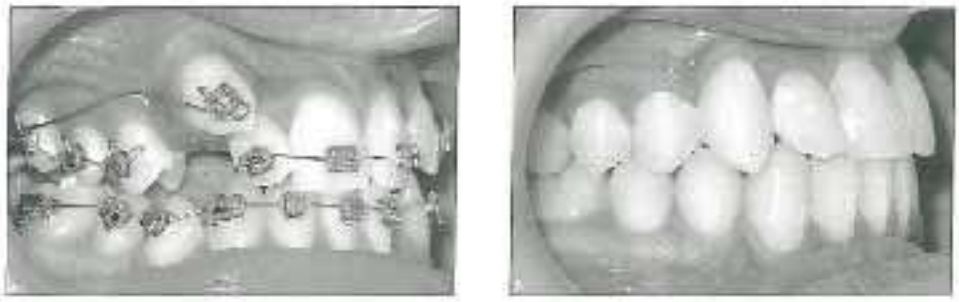
❖ طول فنر

افزایش در طول فنر باعث کاهش $\frac{load}{deflection}$ و افزایش الاستیسیتی فنر می‌شود.

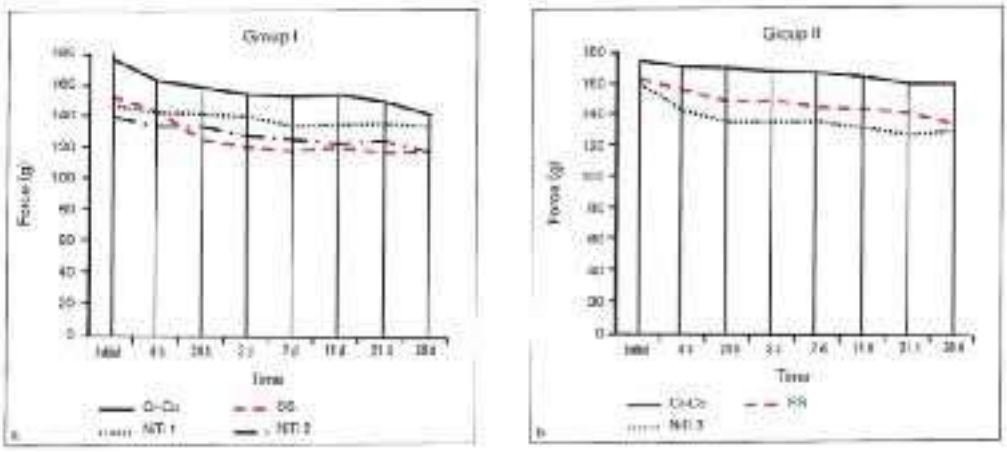
الاستیک‌ها

الاستیک‌ها که اساساً به عنوان اجزاء فعال دستگاه ارتودنسی به کار برده می‌شود برای حرکت دندانی به منظور بستن فضا در مکانیک‌های sliding، بستن دیاستم و تصحیح چرخش دندان‌ها به طور گسترده‌ای به کار برده می‌شود. الاستیک‌های طبیعی و پلیمرهای مصنوعی دو نوع ماده اصلی هستند که در درمان‌های ارتودنسی به کار برده می‌شوند. الاستیک‌هایی که در یک فک و یا بین ۲ فک به کار برده می‌شوند از الاستیک طبیعی و پلیمرهای مصنوعی ساخته می‌شوند و به عنوان Chain، Latex Thread و Elastomeric Modules در ارتودنسی به کار برده می‌شوند این مواد از Petrochemical در سالهای ۱۹۲۰ تولید شدند. الاستیک‌های مصنوعی پلی مرهای آمورف هستند که از ماده Polyurethane ساخته شده‌اند. Chainهای پلی مری هنگام کشیده شدن به دو شکل لغزشی (Sliding) و یا باز شدن تاخوردگی (Unfold) باز می‌شوند. حرکت لغزشی حرکتی ویسکوز، آرام و غیرقابل بازگشت می‌باشد. در حالیکه باز شدن تا خوردگی حرکتی سریع و قابل بازگشت است. در الاستیک‌های ارتودنسی رفتار غیر قابل بازگشت ویسکوز تا انتهای استفاده از آنها مشاهده می‌شود.

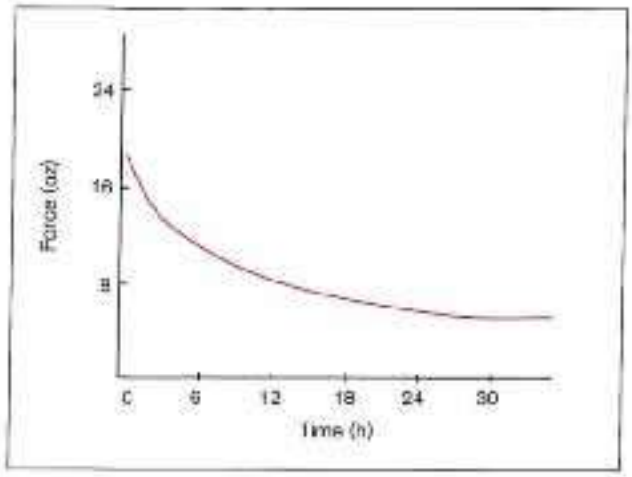
از معایب مواد الاستیک، کاهش نیرو است که در خلال زمان اتفاق می‌افتد. این پروسه به نام Relaxation نامیده می‌شود. در این پروسه وقتی مواد الاستیک تحت کشش قرار می‌گیرند نیرو کاهش می‌یابد و یا به طور کلی به صفر می‌رسد. حتی اگر مقدار فعال شدن از محدوده الاستیک فراتر نرود مقداری از کاهش نیرو به علت Relaxation در خلال زمان وجود خواهد داشت (شکل۲۴-۲).



شکل‌های ۲-۲۲b و a. مکانیک Cantilever برای آوردن یک کانین که در بالای قوس قرار دارد به کار برده می‌شود. توجه نمایند که نوک وایر Cantilever (وایر 0.22 × 0.016 اینچ) به براکت کانین تنها در یک نقطه متصل شده است.



شکل ۲-۲۳.(b,a) مقایسه کاهش نیرو در خلال زمان در فنرهای استینلس استیل، کروم کبالت و نیکل تیتانیوم.



شکل ۲-۲۴. منحنی Relaxation در یک ماده الاستیک

پلی‌مرهای مصنوعی مواد الاستیک ایده آلی نمی‌باشند زیرا خواص مکانیکی آنها به زمان مورد استفاده و دما بستگی دارد این مواد هنگامی که در مدت کوتاهی در تماس با آب باشند به مقدار جزئی تحت تاثیر قرار می‌گیرند اما اگر در تماس بیشتری با آب باقی بمانند به علت اتصال هیدروژن بین ماکرومولکول‌ها و مایع جذب شده، آب را به خودشان جذب می‌کنند که فضاهای داخل ماتریکس را پر نمایند. تغییر رنگ الاستیک‌ها در محیط دهان به علت جذب مایعات به داخل ساختار مواد الاستیک است. پلیمرهای مصنوعی حساس به اوزون و اشعه ماوراء بنفش می‌باشند و مقاومت و الاستیسیتی آنها در اثر اوزون و اشعه ماوراءبنفش کاهش می‌یابد. کارخانجات سازنده سعی در کم کردن این اثر با اضافه کردن مواد آنتی اکسیدانت و مواد ضد اوزون می‌نمایند که باعث افزایش طول عمر مواد الاستیک می‌شود.

❖ Elastomeric chains

در انتهای ۲۴ ساعت اول به مقدار ۵۰٪ تا ۷۰٪ از نیروی Chainهای الاستومریک کاهش می‌یابد. در انتهای سه هفته تنها ۳۰٪ تا ۴۰٪ از نیروی اولیه باقی می«اند. Andreasen و Bishara نشان دادند که بیشترین کاهش نیرو در خلال ساعت اول روی می‌دهد. Hershey و Reynolds بر روی Chainهای سه نوع کارخانه متفاوت مطالعه نمودند و تغییر معنی‌داری در کاهش نیرو بین آنها نیافتند اما در میزان نیروی اولیه آنها اختلاف معنی‌داری را مشاهده نمودند. محققین خاطر نشان می‌نمایند که می‌توان نیروی الاستیک را توسط نیرو سنج اندازه گرفت. اندازه اتصالات داخلی Chainها (کوتاه، متوسط و یا پهن بودن) روی خصوصیات Chain اثر می‌گذارد. نیروی اولیه‌ای که توسط Chainهای ب تولید می‌شود کم است اما کاهش نیروی آنها زیاد است.

در یک مطالعه مقایسه‌ای بین Chain خاکستری و بی‌رنگ، Williams و Von Fraunhofer نشان دادند که نیروی اولیه Chainهای بی‌رنگ بیشتر است و کاهش نیروی آنها کمتر از Chainهای خاکستری است. همچنین آنها مشاهده کردند Chainهایی که فلوراید آزاد می‌کنند نسبت به Chainهای استاندارد کاهش نیروی بیشتری دارند.

بعضی محققین پیشنهاد کرده‌اند که قبل از کاربرد Chain آنها کشیده شوند که از کاهش سریع نیرو جلوگیری به عمل آید و میزان نیرو در حد ثابتی باقی بماند.

Hershey و Reynolds نشان دادند که حرارت بر روی Chainها باعث می‌شود کاهش نیرو بیشتر گردد. در ۲ مطالعه به منظور استرالیزاسیون و ضد عفونی کردن مواد Chainها به مدت ۳۰ دقیقه، ۱۰ ساعت و یک هفته در محلول سرد قرار داده شدند و مشاهده شد که در ویژگی آنها تغییری حاصل نگردید.

❖ Intraoral Latex Elastics

لاتکس یک ماده طبیعی است. در درمان‌های ارتودنسی الاستیک‌های داخل فکی و یا بین فکی اکثراً از لاتکس ساخته می‌شوند. و در بازار به اندازه و ضخامت‌های مختلف براساس نیاز هر بیمار یافت می‌شوند. الاستیک‌های $\frac{۱}{۸}$اینچ، $\frac{۳}{۱۶}$ اینچ، $\frac{۱}{۴}$ اینچ و $\frac{۵}{۱۶}$ اینچ و $\frac{۳}{۴}$اینچ پر استفاده‌ترین الاستیک‌ها هستند. در کاتالوگ محصولات ارتودنسی میزان تولید نیرو هنگامی که الاستیک‌ها تا سه برابر اندازه Lumen کشیده می‌شوند ذکر گردیده

است. میزان نیرودر الاستیک‌ها با اندازه Lumen یکسان می‌تواند براساس کارخانه سازنده متفاوت باشد. برای مثال الاستیک $\frac{۳}{۱۶}$ ساخته شده توسط کارخانه American Orthodontics نیرویی برابر ۴/۵ اونس ایجاد می‌کند در حالیکه کارخانه Ormco در حدود ۳/۵ oz نیرو تولید می‌نماید.

Andreasen و Bishara نشان دادند که بیشترین میزان کاهش نیرو (تقریبا ۴۰٪) در اولین روز انجام می‌شود. Bales و همکاران میزان نیروی الاستیک را در هنگامی که تا ۳ برابر اندازه Lumen کشیده شود توسط کارخانجات مختلف بررسی نمودند و نشان دادند که الاستیک‌ها هیچ اختلاف آماری معنی‌داری بین شرایط خشک و مرطوب نشان نمی‌دهند. اثر میزان و مدت کشیدن الاستیک‌ها در هر دو محیط خشک و مرطوب در میزان نیرو برای الاستیک‌های $\frac{۱}{۴}$ اینچ Medium از ۴ کارخانه GAC، Ormco، Dentaurum و American مورد آزمایش قرار گرفته است. الاستیک‌ها به میزان ۳، ۴ و ۵ برابر اندازه Lumen کشیده شدند و در بزاق مصنوعی ۳۷ درجه به مدت صفر، ۱ ساعت،۲۴ ساعت و ۷ روز قرار داده شدند. یک گروه از الاستکیها کاملا برابر در محیط خشک و در دمای معمول اتاق با میزان زمان یکسان به عنوان گروه اول انتخاب شدند و در انتهای زمان تعیین شده آنها با دستگاه Universal Testing با یافته‌های زیر مورد ارزیابی واقع شدند.

شرایط محیطی اثر معنی‌داری بر روی کاهش میزان نیروی الاستیک دارد. الاستیک‌هایی که در بزاق در ۳۷ درجه سانتی‌گراد واقع شدند میزان کاهش نیروی بیشتری نسبت به آنهایی که در محیط خشک قرار گرفتند، نشان دادند. کاهش نیرو بین الاستیک‌های ساخت کارخانه Ormco و کارخانه American در محیط خشک برای یکساعت، ۲۴ ساعت و ۷ هر روز از لحاظ آماری معنی‌دار بود (شکل ۲۵-۲).

در شرایط مرطوب، کاهش نیرو بین الاستیک‌های Ormco، Dentaurum و American از زمان صفر، یک ساعت، ۲۴ ساعت و ۷ روز معنی‌دار بود و کاهش نیرو در الاستیک‌های GAC از زمان صفر، ۲۴ ساعت و ۷ روز معنی‌دار بود (شکل ۲۶-۲).

نیرویی که توسط الاستیک‌ها تولید می‌شود همانگونه که بیشتر کشیده می‌شوند، افزایش می‌یابد. میزان کشیده شدن الاستیک‌ها اثری بر روی میزان نیروی Relaxation الاستیک‌ها ندارد. برای مثال کاهش میزان نیرو در یک الاستیک که تا سه برابر اندازه Lumen آن کشیده شود بیشتر از الاستیکی است که تا ۵ برابر اندازه Lumen آن کشیده شود.

زمان فاکتور مهمی در کاهش نیرو است. در محیط مرطوب کاهش نیرو در همه الاستیک‌ها از نظر زمان در ابتدا، ۲۴ ساعت بعد و ۷ روز بعد معنی‌دار است.

از نقطه نظر میزان نیرو هنگامی که تمام شرایط یکسان باشد کاهش نیرو در الاستیک‌های ۲ کارخانه با میزان نیروی اولیه کم، کمتر از ۲ کارخانه دیگر است که نیروی اولیه الاستیک‌ها زیاد است.

❖ انواع الاستیک‌های داخل دهانی

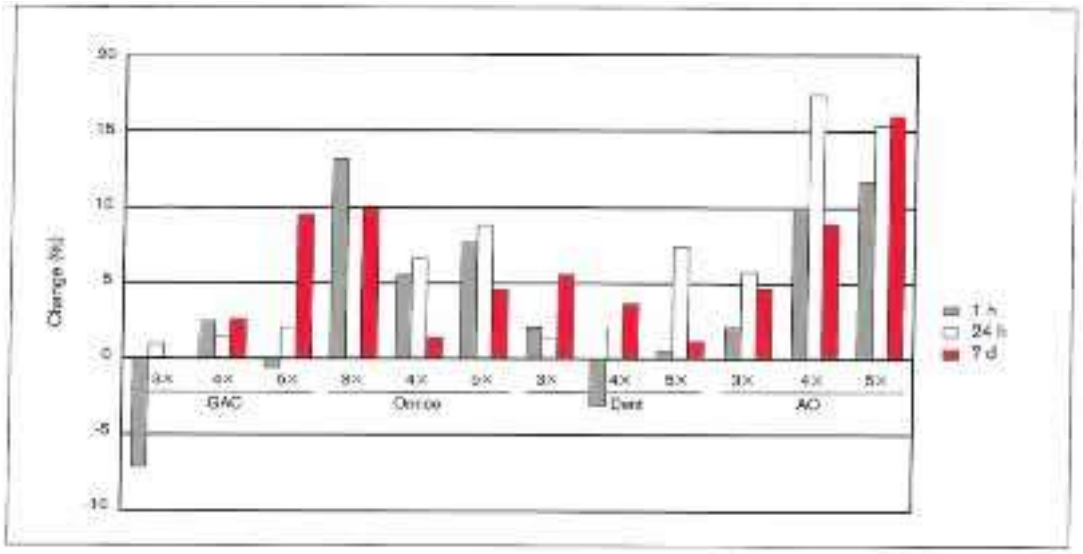
الاستیک‌های داخل دهانی هم در داخل یک فک و یا بین ۲ فک مورد استفاده واقع می‌شوند. الاستیک‌های داخل فکی به عنوان chain یا Thread بین دو اتچمنت در یک قوس مورد استفاده قرار می‌گیرد. استفاده از

نیروی Chain پر مصرف‌ترین المان برای عقب بردن کانین و یا انسیزور در مکانیک‌های Sliding می‌باشد. هنگامی که الاستیک‌ها بر روی سطح باکال مولر اعمال می‌گردد (نیرو از مرکز مقاومت دندان عبور نمی‌کند) باعث چرخش مزیوپالاتال مولر و مقداری Expansion می‌شود (شکل ۲۷-۲).

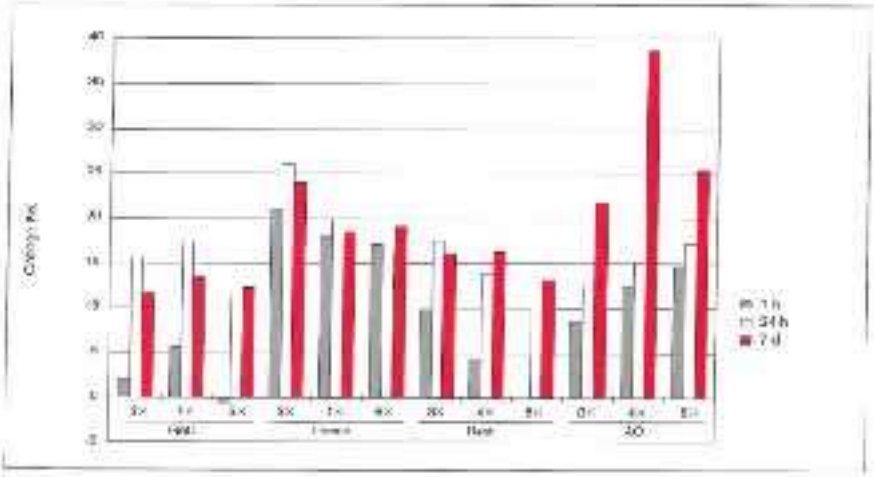
الاستیک‌های بین فکی براساس اهدافی که به کار برده می‌شوند مثل Cl II، Cl III و Vertical، Triangular، Anterior Box، Cross Bite طبقه‌بندی می‌شوند.

آنها همچنین براساس اندازه Lumen مثل $\frac{۱}{۸}$ اینچ، $\frac{۳}{۱۶}$ اینچ، $\frac{۱}{۴}$ اینچ یا $\frac{۵}{۱۶}$ اینچ طبقه‌بندی می‌شوند و یا با میزان نیرویی که آنها تحویل می‌دهند مثل Light، Medium، Heavy و Super Heavy دسته‌بندی می‌شوند.

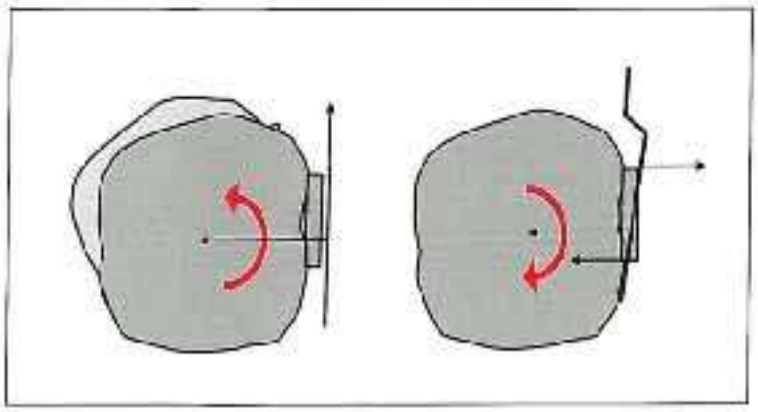
بهترین روش برای انتخاب Elastic مناسب استفاده از Dynamometer برای اندازه‌گیری نیرو بین ۲ پایه می‌باشد. همانگونه که قبلا توضیح داده شد مقداری از کاهش نیرو در خلال زمان بر اثر Relaxation مورد انتظار است. در بعضی موارد این امر در کوتاه مدت وقتی که بیمار دهان خود را باز و بسته می‌نماید اتفاق می‌افتد و بدین علت بعضی از کارخانجات در حدود نیم اونس نیروی اضافی را به میزان نیروی الاستیک اضافه می‌نمایند که میزان کاهش نیرو را جبران نماید و در کاتالوگ ذکر می‌نمایند که این نیرو بزودی از بین می‌رود.



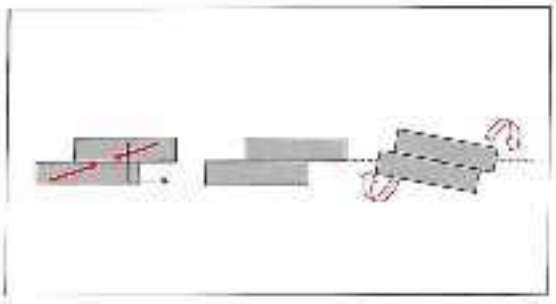
شکل ۲۵-۲. تغییرات براساس درصد در الاستیک‌ها هنگامی که تا ۳، ۴ و ۵ برابر Lumen خود در محیط خشک از کارخانجات مختلف کشیده شوند. Dent = دنتاروم، Ao = آمریکن.



شکل ۲۶-۲. تغییرات براساس درصد در الاستیک‌ها هنگامی که تا ۳، ۴ و ۵ برابر Lumen خود در محیط مرطوب از کارخانجات مختلف کشیده شوند. Dent = دنتاروم، Ao = آمریکن.



شکل ۲۷-۲. وقتی نیرو از سطح باکال بر مولر وارد شود مولر به سمت مزیو پالاتال می‌چرخد. قرار دادن Toe-In در سیم باعث جلوگیری از این اثر ناخواسته می‌شود.



شکل ۲۸-۳. مولرهای فک پایین و دندان‌های قدامی فک بالا به علت اثر ورتیکالی Cl II الاستیک دچار Extrusion می‌شوند و باعث چرخش در جهت عقربه‌های ساعت پلان اکلوزال می‌گردد. این امر منجر به Deep Bite و چرخش در جهت عقربه‌های ساعت فک پایین می‌گردد.

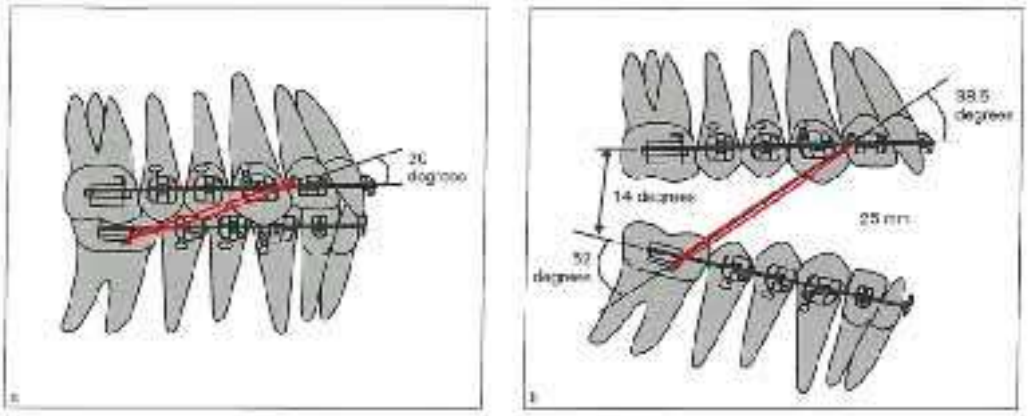
الاستیک Cl II و Cl III

الاستیک‌های Cl II و Cl III از پر مصرف‌ترین الاستکیها در درمان‌های ارتودنسی می‌باشند. الاستیک Cl II بین Hook موجود در مولر فک پایین و کانین یا لترال فک بالا قرار می‌گیرد. این الاستیک‌ها به چند منظور مثل عقب بردن کانین، حرکت قدامی مولرهای فک پایین، عقب بردن انسیزورهای فک بالا و عقب بردن مولرهای فک بالا به کار برده می‌شود. بعضی از متخصصین ارتودنسی توصیه می‌نمایند که عقب بردن دندان کانین بر روی سیم استینلس استیل با قطر ۰/۰۱۶ اینچ با الاستیک‌های $\frac{۱}{۴}$ اینچ Light شروع شود و با الاستیکهای $\frac{۱}{۴}$ اینچ Heavy بر روی وایر ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ اینچ ادامه یابد و با الاستیک $\frac{۳}{۱۶}$ اینچ Heavy خاتمه یابد. حرکت قدامی مولر باید بر روی وایر Rectangular استینلس استیل ۰/۰۱۶ × ۰/۰۱۶ اینچ یا ۰/۰۲۵ × ۰/۰۱۷ اینچ انجام شود این وایرها در شیار ۰/۰۱۸ اینچ به قدر کافی مقاوم هستند تا از حرکت Tipping مزیالی مولرها جلوگیری به عمل آید.

از آنجائی که الاستیک‌های Cl II بین دندان‌های قدامی فک بالا و دندان‌های خلفی فک پایین قرار می‌گیرد آنها دارای بردار نیروی عمودی و افقی می‌باشند (شکل ۲۸-۲). بردار عمودی باعث Extrusion کانین‌ها و انسیزورهای فک بالا و دندان‌های خلفی فک پایین می‌شود. استفاده زیاد از الاستکیها Cl II نوع Heavy باعث چرخش در جهت عقربه‌های ساعت پلان اکلوزال می‌شود و باعث حرکت به سمت بالای مولرهای فک پایین و حرکت به سمت پایین انسیزورهای فک بالا می‌شود و از نظر کلینیکی منجر به Deep Bite و چرخش در جهت عقربه‌های ساعت فک پایین می‌شود.

از نظر عملی میزان بردار عمودی در هنگامی که بیمار دهانش را باز می‌نماید افزایش می‌یابد. شکل ۲۹-۲ افزایش بردار عمودی الاستیک Cl II را در هنگامی که فک به میزان ۲۵ میلی‌متر باز می‌شود،نشان می‌دهد. مقادیر نیرو با کاربرد Cl II الاستیک‌های مختلف در هنگام باز کردن فک به مقدار متفاوت در جدول ۱۱-۲ نشان داده شده است. در بیماران با رشد عمودی حرکت Extrusion مولر به علت استفاده الاستیک‌های Heavy ممکن است باعث چرخش در جهت عقربه‌های ساعت فک پایین، افزایش ارتفاع عمودی فک پایین و بدتر شدن پروفایل بافت نرم گردد (شکل ۳۰-۲).

برای کم کردن این اثر ناخواسته یا می‌بایست بردار عمودی نیرو را کم نمائیم یا بردار افقی نیروی الاستیک را با انداختن الاستیک بر روی مولر دوم فک پایین و یا دادن Hook بین کانین و لترال فک بالا و یا بر روی لترال فک بالا افزایش دهیم (شکل ۳۱-۲). کاربرد الاستیک Cl II بر روی تیوب مولر به مقدار زیادی بر روی حرکت مولر تاثیر می‌گذارد (شکل ۳۲-۲). اگر الاستیک به انتهای وایر در ناحیه دیستال تیوب وصل شود فاصله بین مرکز مقاومت و نقطه‌ای که نیرو اعمال می‌شود افزایش می‌یابد و باعث افزایش Tipping مولر می‌شود. برای جلوگیری از این عارضه ناخواسته می‌بایست Cl II الاستیک بر روی قسمت Hook مزیالی مولر انداخته شود.



شکل ۲۹-۲. در شکل a در حالت دهان بسته زاویه بین الاستیک Cl II و پلان اکلوزال تقریبا ۲۰ درجه است. با باز شدن دهان بردار عمودی زیاد و بردار افقی کاهش می‌یابد. در شکل b با باز شدن ۲۵ میلی‌متری فک زاویه بین الاستیک و پلان اکلوزال تا ۵۲ درجه افزایش می‌یابد.

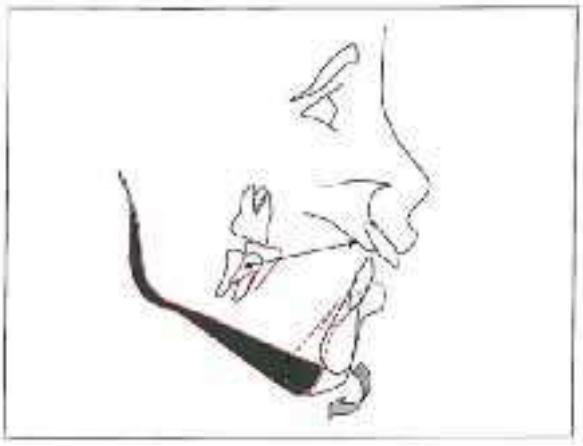
جدول ۱۱-۲. مقادیر نیروی ایجاد شده توسط الاستیک **Cl II** بر روی قوسهای دندانی فک بالا و پـایین در هنگـامی که فک بسته است و هنگامی که تا مقادیر ۱۰ میلی‌متر باز می‌شود.

Elastic	Opening (mm)	Distal force (g)	Mesial force (g)	Occlusal force (g)	Extrusive force (g)
[illegible]	in CC	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	25	124.4	99.8	96.3	126.1
[illegible]	in CC	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
	25	146.7	116.7	[illegible]	153.7

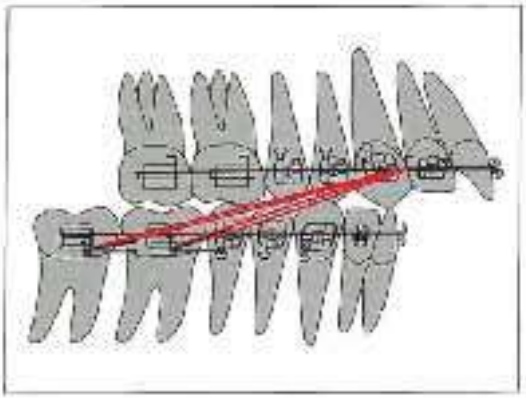
استفاده زیاد از Cl II الاستیک باعث Lingual Tipping, Extrusion و چرخش مزیو لینگوالی مولر می‌گردد (شکل ۳۳-۲). برای جلوگیری از این عارضه می‌بایست در سیم استینلس استیل مربع مسـتطیل مکانیـک Toe-In قرار داده شود و کاربرد الاستیک Cl II کم گردد.

واير Rectangular با حذف Lingual Tipping مولر باعث حفظ بعد عرضی قوس می‌گردد.

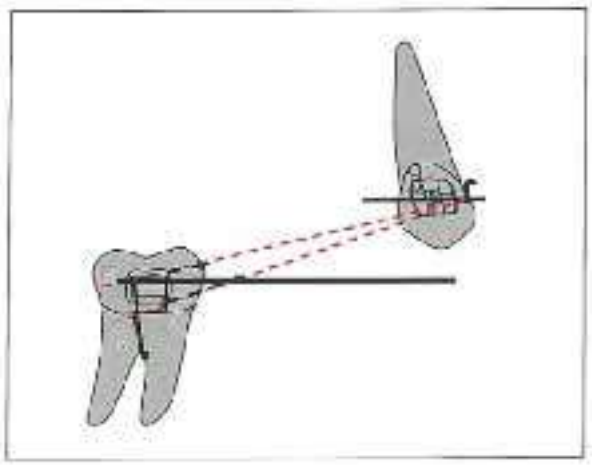
اثر ناخواسته دیگر جلو آوردن دندان‌های قدامی فک پایین می‌باشد (شکل ۳۴-۲). حذف این اثـر بخصـوص در مواردی که انسیزورهای فک پایین شیب لیبالی دارند و استخوان سطح لیبال دندان‌های قدامی نـازک اسـت. بسیار با اهمیت است. پروتروژن انسیزورهای فک پایین ممکن است باعث تحلیل لثه در قسمت لبیال فک پایین گردد. برای جلوگیری از پروتروژن انسیزورهای فک پایین می‌تـوان بـا وایـر اسـتینلس اسـتیل مربـع مسـتطیل حرکت Labial Root Torque در واير ایجاد نمود و هم چنین زمان استفاده از الاسـتیک Cl II و میـزان نیـروی استفاده شده از آن کاهش داده شود.



شکل ۳۰-۲. استفاده مداوم از الاستیک Cl II منجر به Extrusion مولرها می‌شود و بدین ترتیب Bite باز می‌شود این امر در بیماران با رشد عمودی نامطلوب است. در اثر Extrusion مولر، فک پایین دچار چرخش در جهت عقربه ساعت می‌شود و چانه به سمت پایین و عقب می‌چرخد و پروفایل بیمار محدب‌تر می‌شود.

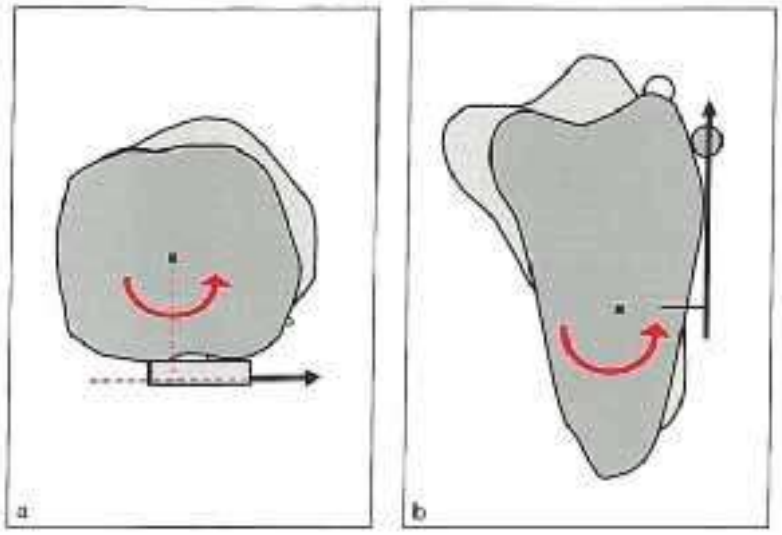


شکل ۳۱-۲. برای کاهش اثر Extrusive کش‌های Cl II لازم است که بردار عمودی نیرو کاهش یابد. بهترین روش برای انجام این امر قراردادن الاستیک بین مولر دوم فک پایین و دیستال لترال فک بالا است.

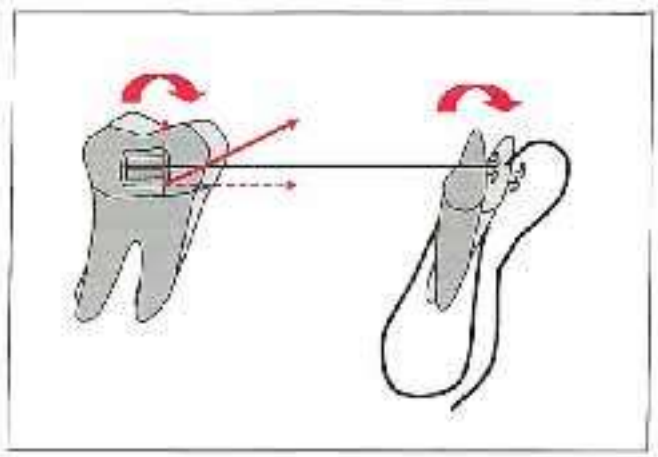


شکل ۳۲-۲. محلی که کش Cl II بر روی تیوب مولر فک پایین قرار می‌گیرد نوع حرکت دندانی را مشخص می‌نماید. به منظور کم کردن Tipping دندان مولر، کش می‌بایست در ناحیه مزیال تیوب مولر قرار گیرد (ناحیه A در شکل). اگر الاستیک در قسمت خلفی تیوب (ناحیه B در شکل) قرار گیرد Moment Arm (فاصله = d) بزرگتر می‌گردد و اثر Tipping افزایش می‌یابد.

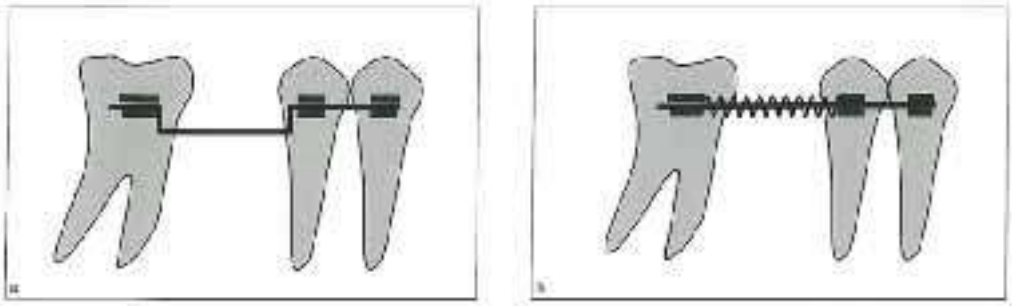
در بیماران Cl II یا Cl III مکانیک‌های ۴ × ۲ برای ایجاد Overjet و Overbite مناسب در دوره Mixed می‌تواند به کار برده شود در اواخر دوره دندانی Mixed استفاده از کش Cl II یا Cl III بعد از افتادن مولر دوم شیری می‌تواند باعث Forward Tipping مولرهای اول شود و مانع رویش پر مولرهای دوم گردد. اگر استفاده از کش‌های بین فکی ضروری باشد این فضا می‌بایست حفظ گردد. با دادن Step Bend در مزیال تیوب مولر اول و در دیستال پره مولر اول به راحتی می‌توان این فضا را تا رویش پره مولر دوم حفظ کرد (شکل b ۳۵-۲)



شکل ۳۳-۲. (a) نیروی Cl II الاستیک در ناحیه مولر فک پایین نسبت به مرکز مقاومت از سمت باکال می‌گذرد. (b) این امر منجر به چرخش مزیولینگوالی و Tipping لینگوالی به همراه Extrusion مولر می‌شود.



شکل ۳۴-۲. در پلان ساژیتال بردار افقی کش Cl II، باعث پروتروژن انسیزورهای فک پایین می‌شود. بهترین راه برای جلوگیری یا کاهش این اثر ناخواسته (که اکثراً نامطلوب است) این است که کش‌های Cl II به مدت کوتاهی استفاده شود و با وایر استینلس استیل مربع مستطیل بر روی دندان‌های قدامی Labial Root Torque داده شود.



شکل ۳۵-۲. استفاده از کش‌های Cl II در اواخر دوره دندانی Mixed بعد از اینکه مولرهای دوم شیری افتادند ممکن است باعث Forward Tipping مولر اول دائم شود و باعث کاهش فضا برای رویش پره مولر دوم فک پایین گردد. برای حفظ این فضا می‌توان با دادن Step Bend (در شکل a) یا Open Coil بین دو دندان مولر اول دائم و پره مولر اول دائم (شکل b) این فضا را حفظ کرد.

فنرها در مقابل کش‌ها

فنرها، الاستیک‌ها پر مصرف‌ترین المان‌ها در بستن فضا هستند. در این قسمت تداوم و کاهش نیرو در این المان‌ها با توجه به زمان، Tension و محیط، مورد مقایسه قرار می‌گیرند.

ویژگی نیروهای منتج از فنرها و الاستیک‌ها موضوع بسیاری از تحقیقات بوده است. Samuels و همکارانش قابلیت بستن فضا در فنرهای نیکل تیتانیوم و انواع الاستیک‌ها را بررسی کردند. این المان‌ها بر روی دندان‌ها بدون اینکه تغییر نمایند، برای هفته‌ها باقی ماندند. در انتهای هفته چهارم محققین یافتند که فنرهای NiTi نیروی بسیار با ثبات‌تری تولید می‌کنند که بسیار بهتر توسط بافت‌های بیولوژیک در مقایسه با الاستیک‌ها تحمل می‌شود. Sonis و همکارانش به طور کلینیکی فنرهای Sentalloy با قابلیت تولید ۱۵۰ گرم نیرو را با الاستیک‌های $\frac{۳}{۱۶}$ اینچ با قابلیت تولید ۱۸۰ گرم نیرو مقایسه کردند. آنها خاطر نشان کردند که فنرها با سرعتی دو برابر الاستیک‌ها باعث بسته شدن فضا می‌شوند و آنها ادعا کردند که این اختلاف به علت این است که فنرها نیروی با ثبات‌تری نسبت به الاستیک‌ها به وجود می‌آورند و آنها نیازی به همکاری بیمار ندارند.

وقتی آنها کاهش نیرو را در خلال زمان بررسی کردند متوجه شدند که فنرهای استینلس استیل بیشترین کاهش نیرو را دارند. به طوریکه در انتهای روز بیست و هشتم در حدود ۲۱/۴٪ کاهش داشتند. کاهش نیرو در فنرهای NiTi برای کمپانی Ortho Organizer برابر ۸/۶٪ برای Masel برابر ۱۴/۶٪ و GAC برای ۰/۱۷ می‌باشد. در صورتی که کاهش نیرو بعد از یک ماه در الاستیک‌ها ۵۰٪ تا ۶۰٪ بود. براساس این نتایج الاستیک‌ها کاهش نیروی بیشتری از فنرها نشان دادند. این کاهش نیرو باعث می‌شود که حفظ نیرو در حد مطلوب در سرتاسر حرکت دندان غیر ممکن گردد. این نکته باعث حمایت از این ایده می‌شود که الاستیک‌ها نیروی Interrupted تولید می‌کنند.

هنگامی که مواد الاستیک مثل Chain و اورینگ به مدت طولانی در دهان قرار می‌گیرند، دفورمه می‌شوند، تغییر رنگ می‌دهند و همانگونه که مایعات را از طریق محیط دهان جذب می‌کنند نیروی خودشان را از دست می‌دهند. از نقطه نظر بهداشتی Coil Spring بهتر از مواد الاستیک نیست زیرا مواد غذایی در زیر فنرها تجمع

می‌یابند در حالیکه وقتی الاستیک‌ها به طور مرتب عوض می‌شوند اثر منفی از نقطه نظر بهداشت نخواهند داشت.

❖ اورینگ در مقابل Ligature Wire

به علت انعطاف‌پذیری اورینگ، ارتباط بین سیم و براکت به نسبه محکم نیست که در مرحله اول leveling هنگامی که متخصص ارتودنسی درصدد حرکت دندان با نیروی ملایم است، مناسب می‌باشد. همانگونه که درمان بخصوص در مراحل انتهایی پیشرفت می‌نماید همیشه ترجیح بر این است که از سیم Stiff با مقطع مربع مستطیل استفاده شود که به طور محکم داخل شیار براکت قرار گیرد و همه نیرو به دندان منتقل گردد. بنابراین در این مرحله می‌بایست اورینگ‌ها توسط سیم استینلس استیل ligature جایگزین شود. علی رغم معایب الاستیک‌ها در حال حاضر الاستیک‌ها توسط اکثر متخصصین ارتودنسی به علت انتخاب رنگ آنها ترجیح داده می‌شوند.

اتچمنتهای به کار برده شده در دستگاه‌های ارتودنسی:براکت‌ها

براکت‌ها مهمترین المان‌های دستگاه‌های ارتودنسی می‌باشند. براکت‌ها براساس اندازه به نوع بزرگ، کوچک، و بسیار کوچک طبقه‌بندی می‌شوند. ساختار Base براکت ممکن است Straight یا Curve دار باشد. عرض براکت ممکن است کم عرض، متوسط و یا پهن باشد. براکت می‌تواند براساس تکنیک مورد استفاده Single یا Twin باشد. جنس براکت می‌تواند استینلس استیل، سرامیک، پلاستیک، کامپوزیت یا تیتانیوم باشد. تکنیک‌های براکت می‌تواند Milled یا Machined، کست یا Sintered (تزریق متال در داخل Mold) باشد در این قسمت جنس براکت و تکنیک‌های ساخت آن شرح داده می‌شود.

❖ جنس براکت

ویژگی ساختاری براکت‌ها برای درمان‌های ارتودنسی بسیار مناسب است. جنس براکت بایستی بهداشتی غیر سمی و مقاوم به کروژن باشد به علاوه براکت می‌بایست نسبت به نیرویی که از طریق سیم به آن وارد می‌شود و یا از طریق نیروهای اکلوزالی اعمال می‌شود مقاوم باشد. در ضمن براکت می‌بایست گران نباشد و جنس براکت باید به گونه‌ای باشد که زیبایی براکت حفظ گردد، آب را به خود جذب نکند و توسط مایعات داخل دهان تغییر رنگ پیدا نکند و در ضمن کمترین اصطکاک بین براکت و سیم وجود داشته باشد.

❖ براکت‌های استینلس استیل

اکثر براکت‌های مورد استفاده از جنس استینلس استیل Austenitic هستند که ۱۸٪ کروم و ۸٪ نیکل دارند. استانداردها توسط انجمن American Iron and Steel با کدهایی همچون ۳۰۳، ۳۰۴ یا ۳۱۶ براساس کمپانی سازنده تنظیم شده است. مقدار استیل به کار برده شده در براکت در جدول ۱۲-۲ ذکر شده است.

براکت‌های استینلس استیل خصوصیات اصلی را که در براکت مورد انتظار است، دارا می‌باشند. مقاومت براکت استینلس استیل به همه نوع کروژن ویژگی‌مناسب بهداشتی و قیمت قابل قبول آن، باعث شده است که

براکت استینلس استیل پر مصرف‌ترین نوع براکت برای سالیان متمادی باشد. براکت استینلس استیل ۲ عیب عمده دارد. یکی اینکه زیبا نیستند و دیگر اینکه در محیط دهان نیکل آزاد می‌کنند. در سالهای اخیر برای حذف شکل زیبایی بیمار براکت‌های دیگری شامل براکت‌های سرامیک، پلاستیک و کامپوزیت به بازار معرفی شده است.

در مطالعات مختلف نشان داده شده است که براکت‌های استینلس استیل، در داخل دهان نیکل و کروم آزاد می‌کنند. میزان نیکل آزاد شده در دهان در درمان‌های ارتودنسی ۴۰µg و میزان کورم ۳۶µg می‌باشد. Bishara و همکارانش متوجه شدند که با وجودیکه نیکل در داخل دهان آزاد می‌شود میزان آن در خون بسیار کم است. نیکل باعث عوارض آلرژیک مختلفی مثل مشکلات پوستی و آسم می‌شود. بنابراین در بیماران حساس باید ماده جایگزین دیگری استفاده شود. کارخانجات سازنده برای آگاهی متخصصین و بیماران این خصوصیات استینلس استیل را بر روی کاتالوگ آنها می‌نویسند.

جدول ۱۲-۲. نوع و ساختار استیل به کار برده شده در براکت براساس کارخانجات مختلف

Designation			Composition (%)*							
AISI	UNS	DIN	C	Mn	Si	Cr	Ni	P	S	Other
303	S30300	14305	0.15	2.0	1.0	17–19	8–10	0.20	0.07	0.6 Mo
304	S30400	–	0.08	2.0	1.0	18–20	8–10.5	0.04	0.03	
304 L	S30403	14306	0.03	2.0	1.0	18–20	8–12	0.04	0.03	–
316	S31600	14401	0.08	2.0	1.0	16–18	10–14	0.04	0.03	2–3 Mo
316 L	S31603	14404	0.03	2.0	1.0	16–18	10–14	0.04	0.03	2–3 Mo
317	S31700	14438	0.08	2.0	1.0	18–20	11–15	0.04	0.03	3–4 Mo
630/17-4 PH	S17400	14542	0.07	1.0	1.0	15.5–17.5	3–5	0.04	0.03	4 Cu, 0.3 Nb
631/17-4 PH	S17700	–	0.09	1.0	1.0	16–18	6.5–7.5	0.04	0.04	0.8–1.5 Al
ASTM A 666	S21800	–	0.2	7.0	0.5	22	8.5	0.03	0.03	3 Mo

❖ براکت‌های سرامیک

سرامیک یک ماده سازگار با نسج است. همچنین سرامیک از لحاظ سختی، زیبایی،بهداشتی بودن و خصوصیات سازگار با نسج یک ماده ایده‌ال است. براکت‌های سرامیک موجود در بازار یکی از سه ساختار ذیل را دارند. آنها یا دارای Monocrystalline Alumin یا Polycrystalline Alumina و یا Zirconium می‌باشند. آلومینا سخت‌تر از استینلس استیل است اما مقاومت در برابر شکستگی Failure Stiffness استینلس استیل ۲۰ تا ۵۰ مرتبه بیشتر از سرامیک است. براکت‌های مونوکریستالین آلومینا مثل کمپانی Radiance و آمریکن ارتودنتیکس مقاومت بیشتر و شیار براکت صاف‌تری در مقایسه با سایر براکت‌های سرامیک دارند و از سوی دیگر براکت‌های Polycrystalline Alumina مثل کمپانی Transcend و Unitex 3M سطوح خشن‌تری دارند و Wingهای آنها تحت نیروی Torque غیر کنترل شده می‌توانند بشکنند. براکت‌های زیرکونیوم چهار مرتبه مقاومت‌تر از براکت‌هایPolycrystalline Alumina هستند.

براکت‌های سرامیک حجیم‌تر و گران و شکننده‌تر از براکت‌های استینلس استیل می‌باشند . این عوامل استفاده از آنها را محدوده کرده است. علاوه بر این براکت‌های سرامیک در خلال حرکت لغزشی تولید اصطکاک زیادی می‌نمایند. بنابراین بعضی از تولید کنندگان مثل Clarity، 3M Unitex به منظور کاهش اصطکاک بین براکت‌ها و سیم‌ها در داخل آنها شیار فلزی تعبیه کرده‌اند.

Akyunduz مقاومت گشتاور ۲۸۰ براکت پلی کریستالین (ساخت کمپانیهای Fascination، دنتاروم $\frac{۲۰}{۴۰}$، آمریکن ارتودنتیکس، Masel ،Eclipse) مونوکریستالین آلومینا (ساخت کمپانی Starfire)، استاندارد، Preadjusted Edgewise (ساخت کارخانه Roth) و هم چنین در براکت‌های لترال و سانترال هم با شیار ۰/۰۱۸ اینچ و ۰/۰۲۲ اینچ به منظور حرکت Palatal Root Torque با وایر استینلس استیل را مطالعه نمودند. شکست در براکت توسط میکروسکوپ الکترونی بررسی شد و وزن مخصوص براکت مورد ارزیابی قرارگرفت. به علاوه مقاومت براکت مونوکریستالین آلومینا به Torque توسط آنالیز Finite Element ارزیابی شد که نتایج در ذیل ذکر شده است. مقاومت براکت‌های مونوکریستالین به طور معنی‌داری بیشتر از براکت‌های پلی کریستالین بود. شایان ذکر است هیچ کدام از براکت‌ها حتی تحت Torque نود درجه شکسته نشدند و لیکن وایرهای استینلس استیل به طور قابل توجهی دفورمه شدند. شکست در براکت در Wingهای ژنژیوالی انجام می‌شود و این امر توسط آنالیز Finite Element که بیشترین استرس در گوشه‌های شیار در محلی که Wingهای ژنژیوالی به هم می‌رسند، به اثبات رسیده است. استرس در براکت‌هایی که گوشه‌های شیار براکت به صورت گرد است مثل براکت‌های دنتاروم کمتر از براکت‌های سایر کارخانجات می‌باشد. اگرچه ذرات تشکیل دهنده براکت‌های دنتاروم بزرگتر از براکت‌های آمریکن ازتودنتیکس و Masel می‌باشد، به علت اینکه وزن مخصوص آنها بیشتر از سایر براکت‌ها است در نتیجه مقاومت آنها بیشتر است. مقاومت براکت‌های مونوکریستالین آلومینا (Starfire) با وزن مخصوص بالا بیشتر از براکت‌های پلی کریستالین که دارای وزن مخصوص کم و دارای Prosity می‌باشند، است. مقاومت Wing براکت در مقابل Torque متناسب با ضخامت ماده بین شیار براکت و ناحیه‌ای که Ligature عبور می‌کند، می‌باشد. براکت‌هایی با ضخامت بیشتر در این ناحیه مقاومت بیشتری دارند. نتایج مربوط به مقاومت براکت‌های 0.018 اینچ و 0.022 اینچ نشان داد که هیچ اختلاف آماری بین آنها چه در مطالعات Experimental و در چه در مطالعات Finite Element وجود ندارد.

❖ براکت‌های پلاستیک

براکت‌های پلاستیک از مواد پلی‌کربنات سخت ساخته می‌شوند. پلی‌کربنات با مواد فیبری تقویت می‌گردد تا سختی براکت افزایش یابد. براکت‌های پلاستیک نسبت به براکت‌های سرامیک زیباتر و با صرفه‌تر می‌باشد و لیکن در محیط دهان تغییر رنگ می‌یابد و با جذب مایعات داخل دهان به زرد تیره یا خاکستری رنگ تبدیل می‌شوند. عارضه دیگر براکت‌های پلاستیک این است که آنها اصطکاک بیشتری در مکانیک‌های Sliding ایجاد می‌کنند. گرچه این مشکل توسط کارخانجات با قرار دادن شیار فلزی در داخل بدنه براکت پلاستیکی کاهش یافته است.

❖ نتیجه‌گیری

در ساخت یک دستگاه ارتودنسی می‌بایست به اجزاء، خصوصیات مواد، نوع عناصر تشکیل دهنده و رفتار ماده در محیط دهان توجه کرد. برای مثال اصطکاک در مکانیک‌های Sliding در براکت‌های استینلس استیل Sintered ممکن است کمتر از براکت‌های استینلس استیل Cast یا Milled باشد و براکت‌های سرامیک و پلی‌کربنات اصطکاک بیشتری از براکت‌های استینلس استیل دارند. سیم‌ها به اشکال و اندازه‌های مختلف و هم چنین با مواد مختلف در بازار موجود می‌باشد. با استفاده از سیم‌های نیتینول و سیم‌های حساس به دما با دامنه کاری زیاد (Long Working Range) می‌توان زمان بین دو ویزیت را طولانی‌تر کرد. سیم‌های استینلس استیل چند رشته‌ای ارزان‌تر هستند و Working Range بالایی دارند. ساختار و ویژگی فنرهای Coil Spring و الاستیک‌ها بر روی میزان کاهش نیرو در خلال زمان اثر می‌گذارد. بنابراین بسیارمهم است که نیازهای هر بیمار براساس آنالیز نیروهای به کار برده شده در درمان‌های ارتودنسی مورد توجه قرار گیرد.