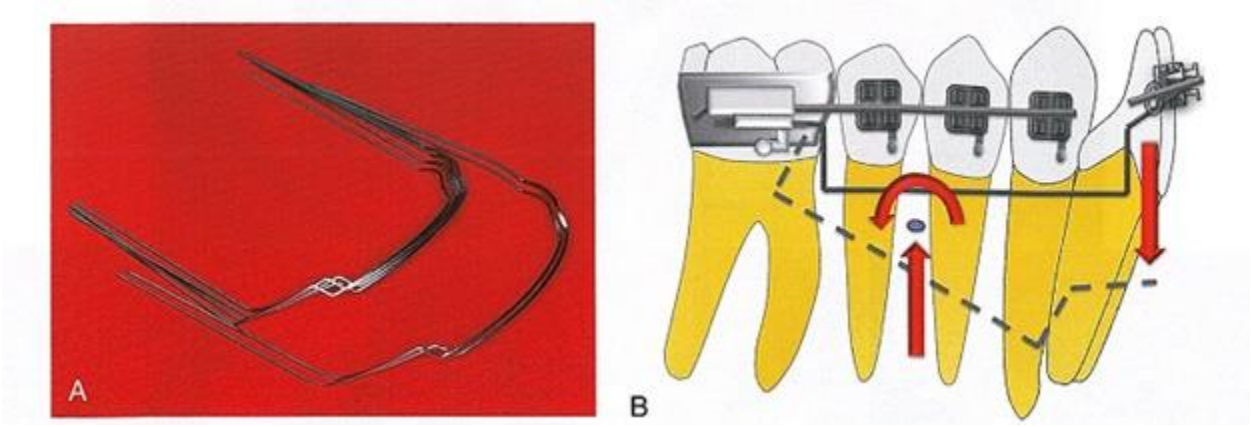
Utility Arch

طراحی utility arch (تصویر ۱۰-۸) مشابه طراحی CTA است. طراحی آن دارای یک step down در مولرها است که بعد از آن از وستیبول باکال می گذرد، و در ناحیه ثنایا نیز دارای یک step up است تا از تغییر شکل ناشی از نیروهای اکلوزال اجتناب شود. تفاوت این دو سیستم در آن است که utility arch برای اینتروژن باید درون براکت های ثناياها بسته شود، و این امر منجر به ایجاد یک سیستم نیروی دو-کوپل می گردد که گشتاورش باعث تمایل tip کردن باکالی تاج انسیزورها و tip کردن دیستالی مولرها می شود. با وجود اینکه، می توان با استفاده از cinch کردن یا tie-back کردن utility intrusion arch، از tipping باکالی ثنایا جلوگیری کرد؛ هر نیرویی که باعث حرکت مزیالی دندانهای واحد انکورج شود نامطلوب است. به کار بردن یک "twist" یا یک "torque bend" در قسمت ثنایا راه دیگر کنترل تمایل tipping باکالی دندان ها است؛ با این حال، این روش نیروی اینتروزیو روی قسمت ثنایا و نیروی اکستروزیو روی مولرها را افزایش می دهد. به وضوح مشخص شده است که نیروی های سنگینتر باعث افزایش میزان یا سرعت اینتروژن نمی شوند.[۲۵،۲۶] مشکل دیگر آن است که این سیستم برخلاف CTA، دو-کوپل است؛ پس تعیین دقیق اندازه ی نیروهای عکس العمل نیز (statically indeterminate) غیر ممکن بوده و تنظیم آرچ وایر برای اجتناب از اثرات سوء جانبی نیز غیر ممکن می گردد. در نتیجه ترجیح می دهیم که در استفاده ی بالینی خود از CTA استفاده نماییم. هم چنین از آنجا که CTA نیازی به خم کردن سیم نداشته و تنها نیازمند تنظیمات مختصری است، صرفه جویی قابل ملاحظه ای در زمان بالینی نیز می شود.

تصویر ۶-۸ A-F، تصاویر فوتوگرافی قبل از درمان. **G-P**، نیروهای بسیار سبک از طریق یک Connecticut intrusion arch (CTA) اعمال شده و به طور انتخابی تنها دندانهای سانترال بالا را اینترود می کنند. **Q-V**، نتایج درمان بهبود قابل توجهی را در نمایش لثه، لب خند و هم چنین تصحیح اوربایت عمیق نشان می دهند.

ادامه ی تصویر ۶-۸

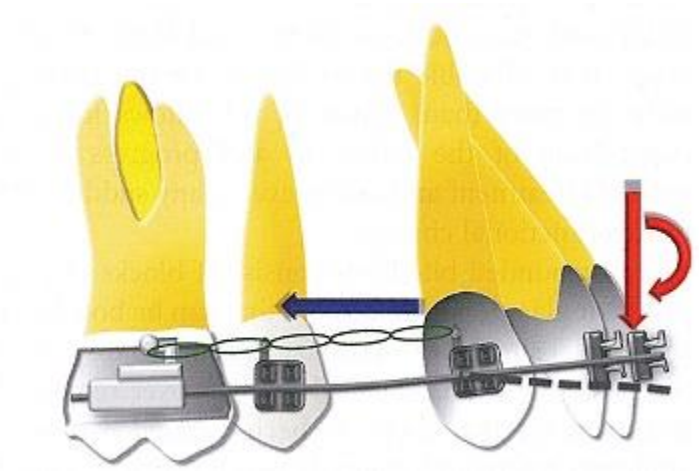


تصویر ۷-۸ A، CTA های پیش ساخته ی بالا و پایین که از آلیاژ Ni-Ti ساخته شده اند. **B**، طراحی بیومکانیکی اینتروژن ثنایای پایین با استفاده از CTA.

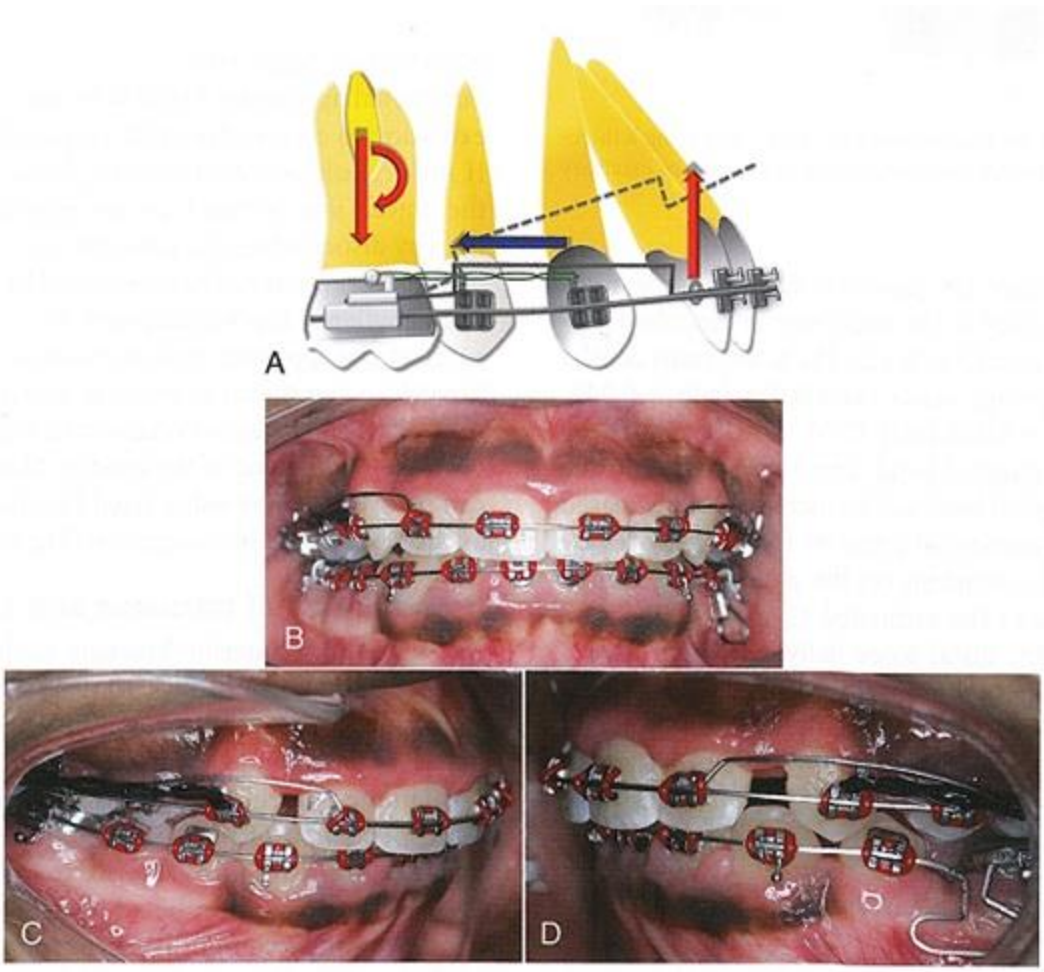
اینتروژن آرچ سه قسمتی

Tipping لبیالی ثنایا، ظاهر بالینی حاکی از تصحیح دیپ بایت را القا می کنند؛ چرا که حرکت tipping، بر موقعیت عمودی لبه ی انسیزال تاثیر گذار است. به همین نحو، ایجاد حالت دیپ بایت نیز (به طور ایاتروژنیک) حین رتركشن بسیار زیاد ثنایاها، به خاطر upright شدن این دندانها شایع است (تصویر ۸-۱۱). بنابرین کنترل تمایل لبیو-لینگوال دندانهای قدامی طی اینترود و رتركت کردن آنها بسیار مهم است؛ خصوصاً زمانیکه این دندان ها در ابتدای درمان flared باشند.

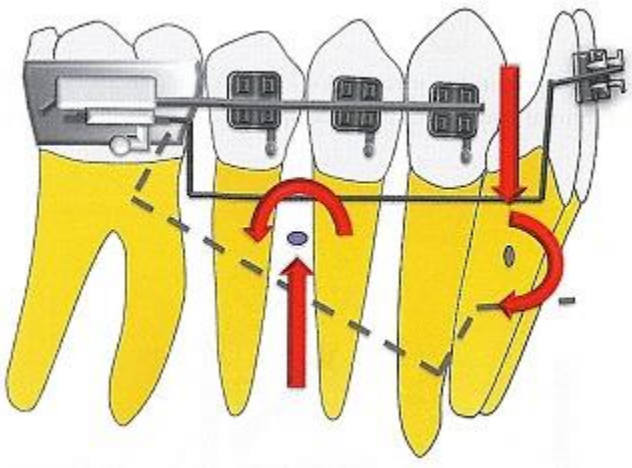
یک اینتروژن آرچ سه قسمتی[۲۷] از مکانیک های segmental برای اینتروژن و رتركشن همزمان دندانهای ثنایا به شیوه ای بسیار قابل پیش بینی استفاده می کند. واحد های passive، همراه با مقداری modification، به همان صورتی ساخته می شوند، که قبلاً در مورد اینتروژن آرچ توضیح داده شد (تصویر ۸-۱۲). واحدهای active شامل دو فنر segmented هستند که از سیم های CNA -0.016 inch×0.022-inch یا 0.017-inch×0.025-inch ساخته شده و با قرار دادن یک خم ژنژیوال ۳۰ درجه ای در ۲-۳ میلیمتر مزیالتر از تیوب مولرها فعال می شوند. می توان بسته به میزان نیروی اینتروژن مطلوب، میزان خم ژنژیوال را کاهش یا افزایش داد. سیم ها به زوائد دیستالی سیم segmented قدامی در نقطه ای نزدیک به مرکز مقاومت تخمینی دندانهای ثنایا، قلاب می شوند. اعمال یک نیروی سبک دیستالی توسط یک الاستیک کلاس I یا یک power chain به قسمت قدامی، منجر به تغییر جهت نیروی اینتروزیو بر روی بخش قدامی می شود، به نحوی که نیروها در یک جهت روبه بالا و عقب از مرکز مقاومت دندانهای قدامی عبور می کنند (یا به هر نحو دلخواه دیگری که مورد نیاز باشد) (تصویر ۸-۱۳).



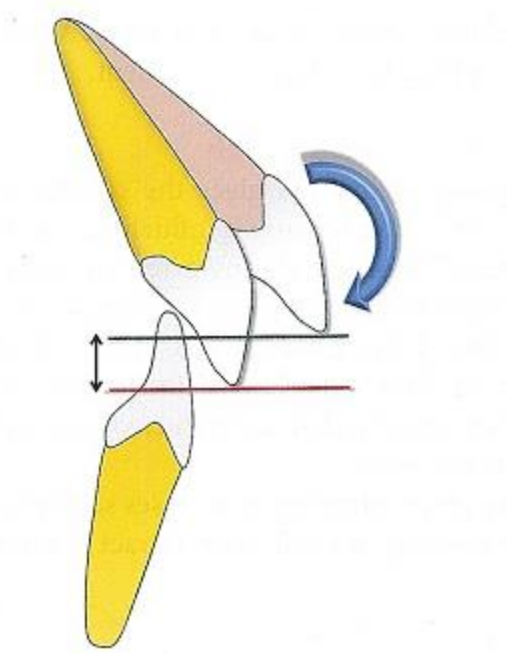
تصویر ۸-۸ ایجاد دیپ بایت ایاتروژنیک حین رتركشن کانین (مکانیک های Sliding) که ناشی از تغییر شکل اکلوزال آرچ وایر روی داده است.



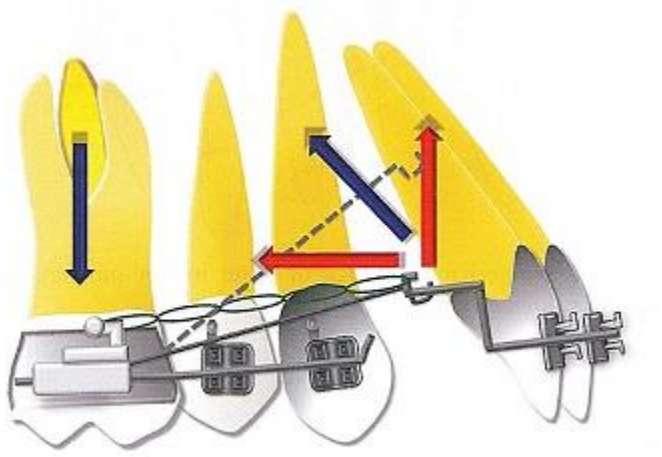
تصویر ۹-۸ A، کاربرد یک CTA برای اجتناب از عمیق شدن بایت و به طور همزمان افزایش انکورج حین رتراکشن کانین. **B-D**، نماهای بالینی که کاربرد آن را در **A** نشان می دهند.



تصویر ۱۰-۸طراحی بیومکانیکی از اینتروژن ثنایای پایین همراه با Ricketts utility arch.



تصویر ۸-۱۱ uprighting (یا رترکشن) ثنایای proclined حین درمان ارتودنسی می تواند منجر به ایجاد دیپ بایت شود (به طور ایاتروژنیک).



تصویر ۸-۱۲ یک تصویر شماتیک از بیومکانیک های دخیل حین استفاده از اینتروژن آرچ سه قسمتی برای اینتروژن و رترکشن همزمان ثنایای ماگزیلا.