مقایسه آزمایشگاهی میزان نیرو- فعال سازی پیچ طراحی شده با سایر پیچ های معمول در گسترش فک

مرتضی عشاق[*]، شهلا مومنی دانایی[**] ، محمدرحیم همتیان[***] ، محمودرضا عشاق[****]، علی هادیون زاده[*****]، سید امیر عباس صبوری[******]

[*] استادیار گروه ارتودنسی دانشکده ی دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات ارتودنسی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز

[**] دانشیار گروه ارتودنسی دانشکده ی دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات ارتودنسی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز

[***] استادیار بخش مهندسی مکانیک دانشکده ی مهندسی دانشگاه شیراز

[****] دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک نظری دانشگاه تربیت مدرس تهران

[*****] دانشجوی کارشناسی ارشد بخش مهندسی مکانیک دانشگاه شیراز

[******] دستیار تخصصی گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد

چکیده

بیان مساله: منحنی نیرو- فعال سازی پیچ های گسترش فکی، مانند هیراکس، هس و یا گونه های دیگر دارای شیب زیاد هستند و این امر سبب ایجاد تفاوت زیاد در ساختار نیروی حاصله با نیرویی مطلوب برای حرکت دندان می‌شود. از این رو، به دنبال فعال شدن پیچ، نیروی سنگین وارده به دندان‌ها، به سرعت از میان رفته و فعال شدن دوباره با فاصله‌ی زمانی کوتاه، سبب آسیب به دندان‌ها و بافت پریودنشیم می‌گردد. در ضمن یکی دیگر از معایب، مشکل همکاری بیمار در فعال سازی پیچ می باشد.

هدف: این پژوهش برای بررسی کارکرد یک پیچ طراحی شده از نظر منحنی نیرو- فعال سازی و مقایسه ی آن با دیگر پیچ‌های معمول انجام گرفته است.

مواد و روش: در این بررسی تجربی، پس از طراحی، پیچ مورد نظر در ابعادی همانند با دیگر پیچ‌ها با قابلیت گسترش هشت میلیمتر (با دو بار فعال سازی و هر بار برابر چهار میلی متر) ساخته شد. پیچ در آکریل یک پلاک متحرک ارتودنسی گذاشته شد و پس از ثابت شدن بر روی قالب گچی، به وسیله ی دستگاه آزمون فشار، منحنی نیرو- فعال سازی آن رسم و شیب آن با پیچ‌های دیگر مقایسه شد.

یافته ها: نتایج نشان داد، که شیب منحنی نیرو- فعال سازی پیچ طراحی شده، نسبت به دیگر پیچ‌ها کمتر بوده است. میانگین نیروی ملایم و پیوسته ی اعمال شده در برابر چهار میلی متر گسترش فکی، از ۲ تا ۳/۵ پوند برجا ماند.

نتیجه گیری: در مقایسه با نیروی متناوب و سنگین دیگر پیچ‌ها، پیچ طراحی شده در این بررسی نیروی سبک و پیوسته وارد کرد.

واژگان کلیدی: گسترش فک، پیچ، میزان نیرو- فعال سازی

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۱۲/۲۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۹/۱۹

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز ۱۳۸۶؛ دوره ی هشتم، شماره ی چهار: صفحه ی ۴۵ تا ۵۳

نویسنده ی مسوول مکاتبات: مرتضی عشاق . شیراز. خیابان قصردشت- دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز- گروه ارتودنسی **تلفن:** ۰۷۱۱-۶۲۸۹۹۱۳ **پست الکترونیک:** morteza_oshagh@yahoo.com

Archive of SID

www.SID.ir

درآمد

گسترش فک بالا در درمان ارتودنسی کاربردی به نسبت زیاد دارد، به گونه ای، کـه در حـدود ۲۵ تـا ۳۰ درصد کل بیماران ارتودنسی و ۹۵ درصد بیماران دارای مال اکلوژن کلاس دو با تصحیح چرخش دنـدان مـولر، دیـستالی کـردن مـولر و یـا گـسترش فـک بهبـود می‌یابند [۱].

شایع ترین موردی، که به گسترش (اتـساع) فـک بالا نیاز دارد، تنگی استخوانی فک بالا همراه بـا کـراس بایت پشتی است [۲]. این ناهنجـاری، یـک نارسـایی در بعد عرضی روابط دندانی است، که به دلیل تنگی قـوس فک بالا نسبت به فک پایین ایجاد می‌شـود [۳] و انجـام گسترش فک بالا در به دسـت آوردن همـاهنگی میـان قوس دندانی و استخوانی ضروری است [۴].

با توجه به تمایلی که امروزه در انجام درمان های ارتودنسی بی کشیدن دندان دایمی و با استفاده از روش گسترش فکی به وجود آمده است و بـا در نظـر گـرفتن این مطلب، که گسترش فک موجب افزایش پهنا، عمـق و محیط قوس فکی می گردد، در بیماران جوان، کـه از لحاظ کمبود فضا در مـرز کـشیدن و نکـشیدن دنـدان هستند و حتی در بیماران بالغ، گسترش عرضی متوسط به اندازه‌ی یک تا پنج میلی‌متر، روشی مناسب‌تر نسبت به کشیدن دندان برای حل مشکل فضا باشد [۵ و ۶].

در درمان کراس بایت های پشتی، برپایه ی سـن بیمار و عامل ایجاد کننده ی آن، از دستگاه های ثابـت یا متحرک ارتودنسی استفاده می گردد. دسـتگاه هـای ثابت، مانند هایرکس یا هس، که با هدف باز کـردن درز میانی کام در درمان کراس بایـت هـای اسـکلتی مـورد استفاده قرار می گیرند، نیرویی برابر سه تا ده پونـد بـه بافت پریودنشیوم وارد می کنند، که در اثر فعال سـازی روزانه می تواند بـه بیـشتر از ۲۰ پونـد نیـز، برسـد [۲]. بررسی های گوناگون نشان داده اسـت، کـه اسـتفاده از نیروهای سنگین به وسیله ی این دستگاه هـا، سـبب از میان رفتن ارتفاع کرست اسـتخوان و کـاهش ضـخامت استخوان باکالی دندان‌ها در ناحیه خلفی می‌گردد [۷-۹].

در حالی که، دسـتگاههای متحـرک بـا اعمـال نیرویـی سبک برابر دو تا چهار پوند، به بافت پریودنشیوم آسیبی وارد نمی‌کنند. از آنجا که، کراس بایت‌های یک سویه‌ی ناشی از تنگی فک بالا و انحراف فک پایین، از مـواردی است، که درمان آن با دستگاه های متحرک در دوره ی دنـدان‌هـای شـیری پیـشنهاد مـی‌شـود، از ایـن رو، در کودکان با سـاختار دنـدانی شـیری و یـا آغـاز دوره ی دندانی مختلط (با دامنه ی سنی ۶ تا ۱۰ سـالگی) بـاز کردن درز میانی کام به بهترین گونه بـا دسـتگاه هـای متحرک انجام می گیرد [۳]. گرچه گاهی اوقات، درمـان با دستگاه های متحرک، به دلیل نیاز به همکاری بیمار، ممکن است به شکست انجامد، ولی گسترش آهسته ی فک بالا با اسـتفاده از ایـن دسـتگاه هـا سـبب کـاهش مقاومت بافتی در کمپلکس نازوماگزیلاری می‌شود و در پایان، ثباتی بهتر ایجاد می کند [۱۰ و ۱۱].

متداول‌تـرین دسـتگاه قابـل اسـتفاده بـرای ایـن منظور، دستگاه متحرک با قاعده ی آکریلی اسـت، کـه دارای یک یا دو پیچ گسترش دهنـده اسـت [۴، ۱۲ و ۱۳]. پیچ‌ها به گونه‌ای قرار می‌گیرند، که ضمن مهار اندازه ی حرکت، استحکامی خوب نیـز، ایجـاد مـی‌کننـد، ولـی تفاوت زیاد در سامانه ی نیروی حاصله با نیروی مطلوب برای حرکت دندان، از نارسایی های این پیچ ها به شمار می آید. چنانچه برخی زمان ها، فعال کـردن پـیچ مـی تواند سبب وارد آمدن نیرویی سنگین شـود و دسـتگاه جابه جا گردد. همچنین، از میان رفـتن سـریع نیـروی وارده و فعال سازی پی در پی پیچ نیـز، مـی توانـد بـه دندان‌ها آسیب برساند [۲].

برخی از پژوهشگران بـا تردیـد دربـاره‌ی کـاربرد نیروی ۱۰ پوند یا بیشتر، عنوان کرده انـد، کـه بایـد در جست و جوی فعـال کـردن‌هـای آهـسته‌تـر بـود و یـا پیچ‌هایی طراحی شـوند، کـه در هـر بـار فعـال سـازی، گسترش کمتر ایجاد کننـد [۱۴]. اسـتوری (Storey) در پژوهشی به این نتیجه رسید، کـه بـه دنبـال گـسترش فکی از گونه ی آهسته، ضمن کـاهش میـزان برگـشت درمان به وضعیت نخستین، یکپارچگی درز میانی کام نیز

Archive of SID

www.SID.ir

نگهداری می شود [۱۵].

از زمان شوارتز، که برای نخستین بار استفاده از پیچ‌ها را در دستگاه‌های متحرک معرفی کرد، گونه های فراوان از پیچ های گوناگون طراحی شدند. از این شمار، برخی دارای تفاوت هایی با پیچ های رایج هستند و پاره ای از این گونه ها، فراورده هایی همانند از کارخانه های گوناگون هستند، ولی در واقع، متخصصان ارتودنسی، تنها از شماری محدود از این پیچ ها استفاده می کنند. هر چند پیشنهاد می‌شود، که در انتخاب گونه‌ی پیچ ها برای هر گونه درمان ویژه، توجه بیشتر داشته باشند [۱۶].

یک گونه پیچ، که به هنگام فعال شدن، فنر کوچکی را فعال می کند، به وسیله ی هاوزر (Hausser) طراحی گردید. یک دور کامل فعال شدن این پیچ تنها به اندازه ی ۰/۷ میلی متر گسترش ایجاد می کند و کاربرد فنر در این پیچ، اعمال نیرو را تداوم می بخشد. پیچ های بسیار کوچک دارای فنر نیز، برای حرکت یک دندان طراحی شده اند. از نارسایی های این پیچ ها، نبود دسترسی در کشور، اندازه ی گسترش کم نسبت به پیچ های دیگر و نیاز به فعال سازی از سوی بیمار است. در ضمن، هیچ گونه بررسی مستدلی در زمینه ی منحنی نیرو- فعال سازی این پیچ ها در دسترس نیست [۱۶].

همان گونه، که اشاره شد، یکی از نارسایی های بزرگ پیچ ها، تفاوت زیاد در ساختار نیروی حاصل از فعال نمودن پیچ با سیستم نیروی ایده‌آل برای حرکت دندان است و فعال کردن پیچ‌ها به جای اعمال نیروی ملایم و پیوسته، نیرویی سنگین وارد می‌کنند، که به سرعت از میان می‌رود. همچنین، ممکن است فعال کردن‌های پی در پی، به دندان‌ها و بافت پریودنشیم آسیب جدی برساند. از این رو، هدف این بررسی، معرفی یک پیچ دارای فنر است، که با نیروی ملایم و پیوسته در دستگاه‌های متحرک نیز، قابل استفاده باشد. کارکرد این پیچ از دیدگاه منحنی نیرو- فعال سازی با دیگر پیچ های موجود، مقایسه گردید.

مواد و روش

با همکاری بخش مکانیک دانشکده مهندسی دانشگاه شیراز و بخش فیزیک دانشکده علوم دانشگاه تربیت مدرس تهران، با الهام گرفتن از پیچ های حاوی فنر [۱۶]، پیچ مورد نظر برای اعمال نیروی پیوسته طراحی، ارزیابی و ساخته شد. پس از محاسبه‌ی قطر سیم، قطر کلی، شمار حلقه‌ی لازم و دیگر مشخصات فنر، سیم مناسب فراهم و فنر مورد نظر به وسیله ی دستگاه پیچش فنر، پیچیده شد. اجزای دیگر با روش ماشین کاری به وسیله ی دستگاه‌های مته و تراش ساخته شدند. درپوش انتهای استوانه به وسیله ی لحیم محکم گردید (نگاره ی ۱).

نگاره ی ۱: *پیچ طراحی شده ی گسترش فکی (اجزای اصلی: ۱: درپوش، ۲: میله پیستونی، ۳: فنر، ۴: استوانه ی لبه دار، ۵: مجموعه ی به هم پیوسته)*

برای مقایسه منحنی نیرو- فعال سازی این پیچ با دیگر پیچ های رایج مورد استفاده در گسترش فکی، از الگوهای گچی در دستگاه آزمون فشار استفاده شد.

برای‌ساخت دستگاه هایراکس و هس پس از انتخاب بند مولر و پر مولر(بند استاندارد اج وایز Dentaurum) روی دنتی فورم، قالبگیری با آلژینات (Dust free Alginate-Impression Material-Golchai Reg.Iralgin No:1/18435) انجام گرفت.

Archive of SID

www.SID.ir

پس از انتقال بندها به قالب ها و ریختن آنها با گچ ارتودنسی (Dentaurum / Synthetic.stone.plaster white-Rapidure/) و انجام لحیم کاری برای پیچ های هایرکس و هس (هایرکس و هس–Biedermann Dentaurum- stainless steel-602-807-10:) و پیچ متحرک :600-303-30.Dentaurum)، دستگاه ها ساخته شدند. بر روی این الگوهای گچی، دستگاه ثابت گسترش دهنده ی هایرکس (hyrax) ، دستگاه ثابت گسترش دهنده ی هس (Hass)، دستگاه متحرک گسترش دهنده با پیچ سه محوره، دستگاه متحرک گسترش دهنده با پیچ دو محوره، دستگاه متحرک گسترش دهنده با پیچ طراحی شده ساخته شدند (نگاره ی ۲).

نگاره ی ۲: *پیچ طراحی شده در دستگاه متحرک به همراه آدامز کلاسپ بر روی دندان های پرمولر و مولر*

پس از ساخت دستگاه ها، الگوهای گچی از خط میانی، بی هیچ گونه آسیبی به دستگاه ها، به دو قطعه بخش شدند. سپس، برپایه‌ی بررسی چاکوناس (Chaconas) و همکاران، هر یک از الگوهای گچی به همراه دستگاه مربوطه (از هر گونه پیچ یک نمونه) در درون دستگاه آزمون فشار (Compression-test machine.) (Tec Quipment (TQ)– SM100 - Q247013)–England گذاشته شد [۱۷]. این دستگاه، به یک اهرم دستی اعمال نیرو مجهز است. با وارد کردن نیرو به اهرم، نیروی وارده به صورت هیدرولیک به فک دستگاه منتقل می‌گردد، که مقدار آن به صورت دیجیتال نمایش داده می‌شود. جابه جایی حاصل شده نیز، به وسیله ی ساعت اندازه‌گیری خوانده می‌شود. به این ترتیب، می‌توان نیروهای گوناگون وارد شونده به همراه جابه‌جایی‌های به‌وجود آمده را اندازه‌گیری کرد. در پایان، نمودار نیرو- فعال‌سازی ویژه‌ی هر پیچ ترسیم و نمودار پیچ‌ها با یکدیگر مقایسه شدند (نگاره‌ی ۳).

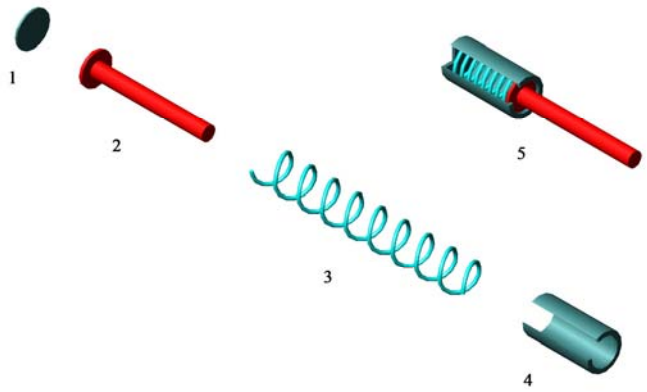
نگاره‌ی ۳: *دستگاه‌متحرک به همراه پیچ طراحی‌شده بر روی کست با شیار در خط میانی در درون دستگاه آزمون فشار*

این پیچ طراحی شده، یک استوانه ی فلزی با قطر خارجی تقریباً ۳/۳ میلی‌متر است و یک پیستون دارد، که هر دو از جنس استیل زنگ نزن هستند و درون آن نیز، فنری از جنس استیل زنگ نزن با این مشخصات قرار داده شده است. درازای آزاد :۱۲ میلی-متر، فشردگی نخستین فنر: ۴/۵ میلی‌متر، قطر سیم فنر: ۰/۴ میلی‌متر، قطر فنر: ۳ میلی‌متر، شمار حلقه: نه عدد (نگاره ی ۴).

در یک بخش از پیستون، که آزاد است، شیارهایی هست و انتهای دیگر، در درون استوانه ی فلزی می‌تواند حرکت کند. بر روی این پیستون، یک عدد مهره گذاشته شده است، که بر روی شیارهای این پیستون قابل چرخیدن و حرکت است. با وجود این که، در این پیچ تنها یک محور با آکریل در تماس است، ولی با توجه به سطح مقطع چشمگیر پیستون موجود در این پیچ، این دستگاه از ثباتی خوب برخوردار است.

Archive of SID

www.SID.ir



نگاره ی ۴: اجزای اصلی: *۱ : درپوش ۲ : میله ی پیستونی ۳ : فنر ۴ : استوانه ی لبه دار ۵ : مجموعه ی مونتاژ شده*

روش فعال سازی پیچ

روش فعال سازی پیچ به گونه ای است، که فنر در درون پیچ به شکل فشرده شده جا می گیرد. نگهداری این پیچ در حالت فشرده با استفاده از یک قطعه ی سیم لیگاچور، که به دو انتهای پیچ (از پیستون به بخش استوانه ای) لحیم شد، انجام گرفت. پس از کارگذاری این پیچ در درون آکریل، برای فعال سازی پیچ کافی است، که با قطع کردن سیم لیگاچور، فنر به حالت فعال در آمده و پیستون را از درون استوانه به بیرون رانده و گسترش انجام گیرد. میزان نخستین فعال شدن پیچ، چهار میلی‌متر محاسبه شد.

این دستگاه پس از گسترش به اندازه ی چهار میلی‌متر، به میزان چهار میلی‌متر دیگر قابلیت فعال شدن دارد. برای فعال سازی دوباره با آچار معمولی، مهره ی کار گذاشته شده بر روی انتهای آزاد پیستون به اندازه ی چهار میلی‌متر چرخانده می شود. با این کار، انتهای آزاد میله ی پیستون از قطعه آکریلی خود به همین میزان بیرون آورده می‌شود، و با بیشتر داخل رفتن میله ی پیستونی در درون استوانه ی فلزی، فنر درونی دوباره فشرده می شود و این فشردگی، در واقع فعال سازی دوباره ی پیچ را فراهم می سازد (نگاره ی ۴).

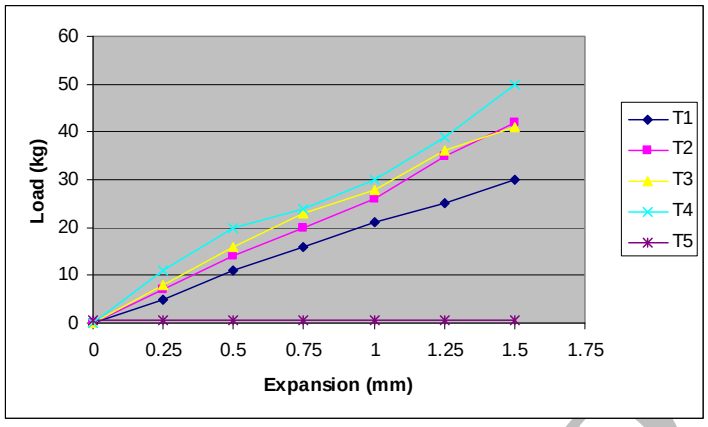
یافته‌ها

بررسی منحنی میزان نیرو برپایه ی میزان گسترش عرضی در پیچ طراحی شده نشان داد، که در برابر ۰/۵ میلی متر بازشدگی، نیرویی برابر با ۶۰۰ گرم وارد می کند. میزان نیرو با افزایش میزان بازشدن پیچ نیز، افزایشی یکنواخت را نشان داد و تا میزان چهار میلی متر بازشدگی، نیرو تا ۱۰۰۰ گرم افزایش یافت (نمودار ۱).

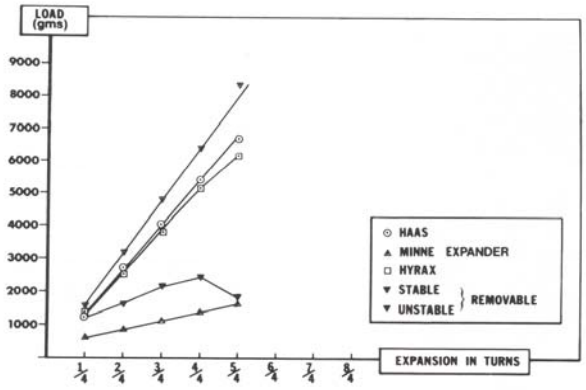
در بررسی منحنی میزان نیرو برپایه ی میزان گسترش عرضی در پیچ هایرکس، در برابر ۰/۵ میلی متر باز شدن، دستگاه آزمون فشار نیروی ۱۱ کیلوگرم را ثبت کرد و تا میزان ۱/۵ میلی متر بازشدگی، نیرویی برابر ۳۰ کیلوگرم ثبت شد. پیچ هس در هر میزان بازشدگی، بیشترین افزایش را در اندازه ی نیروی وارده نشان داد. در برابر ۰/۵ میلی متر بازشدگی نیروی ۲۰ کیلوگرم و در ۱/۵ میلی متر بازشدگی نیروی پنج کیلوگرم وارد کرد. پیچ سه محوره و دو محوره در دستگاه متحرک، از لحاظ شیب نمودار نیرو- فعال سازی و میزان نیروهای اعمال شده در برابر بازشدگی های متعدد همانند با یکدیگر بودند و در ۰/۵ میلی متر بازشدگی، در حدود ۱۵ کیلوگرم و در ۱/۵ میلی متر باز شدگی، در حدود ۴۱/۵ کیلوگرم نیرو وارد کردند (نمودار ۱ و ۲، جدول ۱ و ۲).

Archive of SID

www.SID.ir



نمودار ۱: *میزان نیرو (کیلوگرم) برپایه ی میزان گسترش عرضی (میلی متر) درپیچ هایراکس (T_1)، پیچ هس (T_4)، پیچ دو محوره (T_3)،پیچ سه محوره (T_2) ، پیچ طراحی شده (T_5)*



نمودار ۲: *میزان نیرو (گرم) برپایه ی میزان گسترش عرضی (میلی متر) در پیچ هایراکس، هس، پیچ ماین و پیچ دستگاه متحرک در بررسی چاکوناس (برگرفته شده از Europ J Orthod 1985; 7: 97-102)*

جدول ۱: *میزان نیروی اعمال شده (کیلوگرم) به ازای فعال سازی پیچ های موجود در انواع دستگاههای ثابت و متحرک*

پیچ های مورد استفاده در انواع دستگاه ها / میزان فعال سازی (میلی متر)	هس	متحرک با پیچ دو محور	متحرک با پیچ سه محور	هایراکس
۰	۰	۰	۰	۰
۰/۲۵	۱۱	۸	۷	۵
۰/۵	۲۰	۱۶	۱۴	۱۱
۰/۷۵	۲۴	۲۳	۲۰	۱۶
۱	۳۰	۲۸	۲۶	۲۱
۱/۲۵	۳۹	۳۶	۳۵	۲۵
۱/۵	۵۰	۴۱	۴۲	۳۰

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۲: *میزان نیروی اعمال شده در برابر میزان گسترش پیچ در پیچ طراحی شده*

میزان نیروی اعمال شده (کیلوگرم) از پیچ طراحی شده	میزان گسترش در پیچ طراحی شده (میلی متر)
۰/۵۵	۰
۰/۶۵	۱
۰/۷۵	۲/۲
۰/۸۶	۳
۰/۹۸	۳/۸

بحث

بیان این نکته ضروری است که پیچ معرفی شده در این بررسی با ایده گرفتن از پیچ های حاوی فنر که سالیان قبل ارایه شده و اکنون به دلیل عدم دسترسی مورد استفاده قرار نمی گیرند طراحی گردیده است و این بررسی تنها به مقایسه یک عدد پیچ طراحی شده با سایر پیچ های معمول می پردازد و تا زمان اثبات امکان کاربرد بالینی و مشاهده عملکرد آن نمی توان به نتایج این بررسی تکیه گردد.

نتایج این بررسی نشان داد، که پیچ طراحی شده، نیروی ملایم و یکنواخت در حدود یک کیلوگرم را تا میزان چهار میلی متر بازشدگی اعمال می نماید.

مقایسه‌ی منحنی این پیچ با منحنی دیگر پیچ‌های مورد آزمایش نشان داد، که در اندازه هایی یکسان از باز شدگی، شیب منحنی نیرو- فعال سازی یکنواخت تر بوده و نیرویی کمتر وارد کرده است. میزان نیروی وارده در برابر فعال سازی پیچ های دو محوره و سه محوره در دستگاه متحرک، نیرویی سنگین بود، که به سرعت به صفر نزدیک شد. همانندی منحنی پیچ های دو و سه محوره می تواند به دلیل همانندی ساختاری این دو پیچ و اجزای تشکیل دهنده ی دستگاه های متحرک دارای آنها باشد (نگاره ی ۱).

دستگاه هایرکس نسبت به دیگر پیچ های دو محوره، سه محوره و هس، نیرویی کمتر وارد کرد. با توجه به این که، دستگاه هایرکس تنها از قطعات سیمی متصل به پیچ ساخته شده است، دراثر اعمال نیرو می‌تواند به خمش دچار شود. این خمش سیم، می‌تواند میزان نیروی وارده به دستگاه آزمون فشار را کاهش دهد. این در حالی است، که در اثر اعمال نیروهای سنگین، آکریل قابلیت خمش نداشته و به شکستگی دچار شد. با افزایش ضخامت اکریل، سختی مجموعه برای تغییر شکل در رویارویی با نیروهای وارد شونده، افزایش پیدا می کند (به سخن دیگر، ضریب سختی دستگاه افزایش می‌یابد). بررسی چاکوناس (Chaconas) و همکاران نیز، موید این مطلب است، که نیروی اعمال شده به وسیله ی هایرکس نسبت به پیچ هس و دستگاه های متحرک (پیچ دو محوره و سه محوره) کمتر بوده است [۱۷].

میزان نیروی اعمال شده از سوی دستگاه هس، از همه ی پیچ های مورد آزمایش بیشتر بود. با توجه به این که، دستگاه هس، ترکیبی از اجزای سیمی سنگین و قطعات آکریلی است، ترکیب این دو جز از انعطاف پذیری دستگاه می کاهد و به همین دلیل، نیروی اعمال شده دستگاه هس از دیگر پیچ ها بیشتر شده است. این یافته با نتایج بررسی چاکوناس و همکاران هم راستاست، که نیروی اعمال شده ی هس نسبت به هایرکس بیشتر بود [۱۷ و ۱۸]. ولی بررسی قریب (Garib) و همکاران، که اثر دنتواسکلتال پیچ های هس و هایرکس را مقایسه کرده بودند، نشان داد، که هس نتایج بالینی بهتر را به دنبال داشته و هایرکس سبب کاهش ارتفاع استخوان کرست آلوئلر و ضخامت استخوان صفحه ی باکالی می گردد. البته، میزان اندازه گیری نیروها در دستگاه آزمون فشار و کاربرد بالینی می توانند با یکدیگر همخوان نباشند [۸].

Archive of SID

www.SID.ir

در بررسی کنونی، دستگاه هایرکس در برابر ۰/۵ میلی متر فعال شدن، نیرویی برابر ۱۱ کیلوگرم وارد کرد. نتایج این بررسی در همخوانی با دیدگاه زیمرینگ (Zimring) و ایزوکسون (Issacson) است، که باور دارند، نیروی وارد شده به فک در بیماران در حال درمان گسترش فکی، ۱۶/۶ تا ۳۴/۸ پوند (برابر ۸ تا ۱۷ کیلوگرم) است [۱۹]. در حالی که، برپایه ی دیدگاه ویگ (Vig)، میزان نیروی دو تا سه کیلوگرم گزارش شده است [۲۰]. بررسی شتی (Shetty) و همکاران نیز، نیروی هایرکس را در حدود ۵۰۰ گرم و در دامنه ی ارتوپدیک گزارش کردند. علت این اندازه تفاوت، به نظر می‌رسد به دلیل تفاوت در روش اندازه گیری نیرو باشد. در بررسی شتی از یک گونه قاب جهت اعمال نیرو (straining frame) به جای دستگاه آزمون فشار استفاده شد [۲۱].

مقایسه ی شیب منحنی های نیرو- فعال سازی پیچ های مورد آزمایش با بررسی چاکوناس نشان داد، که نتایج این بررسی از لحاظ شیب منحنی نیرو- فعال سازی هم راستا با نتایج بررسی یاد شده است. تنها تفاوت در این است، که میزان نیروهای اعمال شده از سوی پیچ های هس، هایرکس، دو محوره و سه محوره در بررسی کنونی بیشتر از میزان نیروها در بررسی چاکوناس بوده است. علت این تفاوت را می توان به ضخامت متفاوت بخش آکریلی، قدرت و سختی سیم ها، عملیات دمایی به هنگام ساخت دستگاه ها و تفاوت در تنظیم دستگاه اندازه‌گیری و ساخت دستگاه‌ها نسبت داد [۱۷].

با توجه به نبود دسترسی به پیچ گسترش مین (minn expander) امکان اندازه گیری نیرو- فعال‌سازی این پیچ فراهم نبود. اما در مقایسه با بررسی چاکوناس میزان نیروی اعمال شده به وسیله ی پیچ گسترش مین (minn expander) در برابر ۰/۵میلی‌متر، حدود ۱۰۰۰ گرم بوده است، که در مقایسه با پیچ طراحی شده، دو برابر بوده است، ولی از لحاظ شیب نمودار، هر دو پیچ همانندی دارند (نمودار ۱ و ۲) [۱۷]. گفتنی است، که در این بررسی پیچ طراحی شده تنها از لحاظ مسایل آزمایشگاهی ارزیابی شد و بی شک جهات کاربردی و بالینی آن به بررسی های بیشتر نیاز دارد.

نتیجه‌گیری

پیچ طراحی شده، از لحاظ اعمال نیرو، نیرویی سبک و پیوسته اعمال می کند، که برای حرکات ارتودنتیک مطلوب است. از دیگر ویژگی های این پیچ بی نیازی به فعال‌سازی آن به وسیله ی بیمار است. البته باید در نظر داشت که نتایج حاصله نمی تواند به صورت جامع و یا بالینی مورد تایید قرار گیرد و به منظور امکان کاربرد بالینی این پیچ، نیاز به بررسی های In vivo می باشد.

سپاسگزاری

به این وسیله از حوزه معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، که حمایت مالی طرح را بر عهده داشتند، و مرکز تحقیقات ارتودنسی دانشگاه سپاسگزاری می گردد.

******

References

1. Ten Hoeve A. Palatal bar and lip bumper in nonextraction treatment. J Clin Orthod 1985; 19: 272-291.
2. Profit WR, Fields HW. Contemporary Orthodontics. 3re ed. St. Louis: Mosby Inc; 2000. p. 256-260.
3. Mills JRE. Principles and practice of orthodontics. 2nd ed. London: Churchill livingstone; 1987. p. 236-246.

Archive of SID

www.SID.ir

4. Sandikçioğlu M, Hazar S. Skeletal and dental changes after maxillary expansion in the mixed dentition. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997; 111: 321-327.
5. Bassarelli T, Dalstra M, Melsen B. Changes in clinical crown height as a result of transverse expansion of the maxilla in adults. Eur J Orthod 2005; 27: 121-128.
6. Vargo J, Buschang PH, Boley JC, English JD, Behrents RG, Owen AH 3rd. Treatment effects and short-term relapse of maxillomandibular expansion during the early to mid mixed dentition. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131: 456-463.
7. Garib DG, Henriques JF, Janson G, de Freitas MR, Fernandes AY. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129: 749-758.
8. Garib DG, Henriques JF, Janson G, Freitas MR, Coelho RA. Rapid maxillary expansion--tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. Angle Orthod 2005; 75: 548-457.
9. Chung CH, Font B. Skeletal and dental changes in the sagittal, vertical, and transverse dimensions after rapid palatal expansion. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126: 569-575.
10. Riedel RA, Brandt S. Dr. Richard A. Riedel on retention and relapse. J Clin Orthod 1976; 10: 454-472.
11. Işeri H, Ozsoy S. Semirapid maxillary expansion--a study of long-term transverse effects in older adolescents and adults. Angle Orthod 2004; 74: 71-78.
12. Hermanson H, Kurol J, Rönnerman A. Treatment of unilateral posterior crossbite with quad-helix and removable plates. A retrospective study. Eur J Orthod 1985; 7: 97-102.
13. Hicks EP. Slow maxillary expansion. A clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. Am J Orthod 1978; 73: 121-141.
14. Isaacson RJ, Ingram AH. Forces produced by rapid maxillary expansion. 2. forces present during treatment. Angle Orthod 1964; 34: 261-270.
15. Storey E. Tissue response to the movement of bones. Am J Orthod 1973; 64: 229-247.
16. Graber TM, Neumann B. Removable orthodontic appliances. 1th ed. W.B.Saunders Co: Philadelphia; 1984. p. 32-33.
17. Chaconas SJ, Caputo AA. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. Am J Orthod 1982; 82: 492-501.
18. Haas AJ. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. Am J Orthod 1970; 57: 219-255.
19. Zimring JF, Isaacson RJ. Forces produced by rapid maxillary expansion. 3. forces present during retention. Angle Orthod 1965; 35: 178-86.
20. Vig KWL, Shanker SV, Magness MJ. Skeletal and dental considerations in the transverse dimension. In: Bishara SE. Textbook of orthodontics. 1st ed. W.B.Saunders Co: Philadelphia; 2001. p. 431-439.
21. Shetty V, Caridad JM, Caputo AA, Chaconas SJ. Biomechanical rationale for surgical-orthodontic expansion of the adult maxilla. J Oral Maxillofac Surg 1994; 52: 742-749.

Archive of SID

www.SID.ir