اثر تغییر جایگاه رست دندان پایه ی انتهای آزاد در میزان تنش های ایجاد شده: یک بررسی به روش واکاوی اجزای محدود

جعفر قره چاهی* - فاطمه رستم خانی*- رسول اربابی**- عباس آذری ***

* دانشیار گروه آموزشی پروتز دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد
** استادیار گروه آموزشی پروتز دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی زاهدان
*** استادیار گروه آموزشی پروتز دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران

چکیده

بیان مساله: در گفتار طراحی پروتزهای پارسیل انتهای آزاد، درباره‌ی جای مناسب رست (Rest) دندان پایه‌ی انتهایی اختلاف دیدگاه زیادی وجود دارد. هدف اصلی همه ی این گفتارها کاستن و به حداقل رساندن فشارهای کناری وارده بر دندان های پایه‌ی انتهایی است.

هدف: هدف این پژوهش، بررسی اثر تغییر جای رست در فشار وارده بر دندان پایه با استفاده از روش واکاوی اجزای محدود بود.

مواد و روش: از جمجمه ی یک مرد ۶۰ ساله، سی.تی.اسکن با مقاطع نیم میلی متری فراهم شد و با استفاده از اطلاعات به دست آمده، یک الگوی سه بعدی از فک پایین فراهم گردید. سپس، بر روی این الگوی سه بعدی رایانه‌ای، پروتز پارسیل طراحی شد، که در یک طرح، دارای رست دیستالی بر روی دندان پایه‌ی انتهایی و در طرح دیگر، دارای قرارگیری مزیال بود. سپس، نیروی اکلوزال بر روی زین آزاد وارد شد و فشار وارده بر دندان پایه با روش اجزای محدود و با استفاده از نرم افزار "Cosmos works 2003" محاسبه گردید.

یافته ها: در هر دو طرح، پروتز پارسیل بیشترین تمرکز فشار بر روی سطح دیستال دندان پایه‌ی انتهایی و کمترین تمرکز فشار بر روی کاسپ باکال و ریشه ی دندان مشاهده گردید. جایگاه رست تنها بخشی بود که با تغییر جا، فشار وارده بر آن تغییر می کرد. رست دیستالی، فشاری بیشتر نسبت به رست مزیالی دریافت می کرد. در هر دو طرح، استخوان زیرین مقدار متوسطی از فشار را دریافت می کرد و مقدار این فشار در بخش دیستال بیشتر بود.

نتیجه گیری: تغییر دادن جایگاه رست، فشار وارده بر دندان پایه را تغییر نداد. بنابراین، ممکن است بتوان این عامل را در تعیین جایگاه رست، نادیده گرفت.

واژگان کلیدی: جایگاه رست، انتهای آزاد، روش واکاوی اجزای محدود

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۱۱/۲۳ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۴/۲

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز. سال هشتم؛ شماره ۱، ۱۳۸۶ صفحه ی۱۹ تا ۲۷

* **نویسنده ی مسوول مکاتبات**؛ جعفر قره چاهی. مشهد- دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد- گروه آموزشی پروتزهای دندانی- تلفن: ۱۵-۸۸۲۹۵۰۱-۰۵۱۱ پست الکترونیک: dr_gharechahi@yahoo.com

درآمد

با از دست رفتن دندان ها، که اندام اصلی دستگاه جونده هستند، کارکرد و سلامت همه ی دستگاه بر هم می‌ریزد. هدف درمان های پروتز پارسیل در راستای بازسازی و بازگشت کارکرد از دست رفته و سرانجام، برقراری دوباره ی سلامت این دستگاه است.

در هیچ یک از رشته‌های دندانپزشکی همانند پروتزهای پارسیل، در گفتار طراحی، گوناگونی به چشم نمی‌خورد [۱]. اگر در طراحی به چگونگی ایجاد پشتیبانی توجه کافی نشود، خسارت های جبران‌ناپذیر به بافت های برجامانده‌ی دهان وارد خواهد شد. متاسفانه، در معاینات بالینی بیماران دارای پروتزهای پارسیل انتهای آزاد، بیشتر عوارض ناشی از طراحی نادرست پروتز به چشم می خورد.

در طراحی پروتزهای انتهای آزاد در زمینه‌ی انتخاب جای قرارگیری درست رست (مزیال یا دیستال) و بازوی گیر (مزیوباکال، میدباکال و دیستوباکال) دیدگاه‌هایی کاملاً متفاوت وجود دارد. بیشترین گفتارها و اختلاف دیدگاه ها در این زمینه برای به حداقل رساندن حرکات دندان پایه به هنگام فعالیت است [۲].

فرشت(Frechette) [۳] برای نخستین بار اثر طراحی در پروتزهای پارسیل متحرک را بر روی انتقال نیروها به دندان پایه آزمایش کرد. نتایج نشان داد، که بار گذاری و حرکت دندان پایه اثر گرفته از عواملی مانند شمار و جای قرارگیری رست اکلوزالی، کانتور و استحکام پیوند دهنده‌ی اصلی و گسترش پایه ی پروتز است.

کراتوکویل (Kratochvil) [۴] در پژوهشی به بررسی اثرات جای رست اکلوزال بر روی دندان پایه پرداخت و دریافت که جای رست اکلوزال بر جهت حرکت دندان پایه اثر می‌گذارد، اگر رست، مزیالی قرار داده شود، دندان پایه تمایل مزیالی یافته و این حرکت به وسیله ی دندان های جلوتر پشتیبانی می‌شود. اما اگر رست، دیستالی قرار گیرد، دندان تمایل دیستالی می یابد، که لقی دندان و تحلیل استخوان را به دنبال خواهد داشت. البته، نتایج آزمایش‌های گوناگون بر روی الگوها [۵ و ۶] و نیز آزمایش‌های بالینی [۷ و ۸]، دیدگاه حرکت دیستالی دندان پایه را در رست دیستالی تایید نمی‌کنند. این پژوهشگران بیان کردند که جهت اصلی حرکت دندان ها، مزیالی بوده و به جای رست‌بستگی ندارد. از سوی دیگر، طرفداران رست‌های دیستالی، کاهش اثر وج و گیرغذایی را به عنوان برتری‌های این رست بیان می کنند [۱].

کریج (Craige) [۹]، در بررسی خود گزارش کرد، که رست دیستالی سبب حرکت دندان پایه به سمت دیستال می شود، ولی هنگامی، که از رست های مزیالی یا دیستالی بی بازوی کلاسپ استفاده شد، حرکت مزیالی دندان پایه رخ داد.

مک کارتنی (Mc Cartney) [۱۰]، در بررسی بالینی خود نشان داد، که طرح کلاسپ اثری مستقیم بر روی اندازه و جهت نیروهای منتقله دارد و رست های مزیالی در مقایسه با رست های دیستالی، حرکتی کمتر را در دندان پایه سبب شدند.

فاینگلد (Feingold) [۱۱] در بررسی خود نشان داد، که مجموعه ی رست دیستالی و کلاسپ در مقایسه با مجموعه ی رست مزیالی و کلاسپ، بیشتر بر میزان حرکت دندان پایه می افزاید. وی باور دارد که اجزای کلاسپ بیشتر از رست های اکلوزالی در انتقال نیروها به دندان پایه موثر است.

لی (Li) و همکاران [۱۲] در یک بررسی آزمایشگاهی نشان دادند، که کمترین میزان جابه جایی دندان، به طرح دندان مصنوعی پارسیل متحرک با طرح آی بار (Removable Partial Denture with I bare (RPI)) مربوط بود و رست مزیال نسبت به رست دیستال، جابه جایی کمتری در دندان پایه ایجاد می کند.

موراکی(Muraki)[۱۳] دربررسی‌خود به‌روش واکاوی اجزای محدود نتیجه گرفت، که بی‌توجه به موقعیت رست،

محدودیت حرکات رست در بعد افقی، سبب حرکت دندان به‌میزان کمتر می‌شود. بررسی‌های پلوتنیک(Plotnick) [۷]، ماکسفیلد(Maxfield)[۸] و چکونی (Cecconi) [۱۴]، این دیدگاه، که جای رست مزیالی به هنگام وارد شدن نیروها به پایه‌ی پروتز سبب حرکت مزیالی دندان پایه می‌گردد را تایید نمی‌کنند. این پژوهشگران دریافتند، که جهت حرکت دندان‌ها مزیالی بوده و به جای رست بستگی ندارد.

با وجودچنین اختلافاتی، بررسی بیشتر در زمینه‌ی جای‌درست رست اکلوزالی بر روی دندان پایه‌ی انتهای آزاد ضروری به نظر می‌رسد. بنابراین، دراین پژوهش تنش‌های وارده به پرمولر نخست در بی دندانی کلاس یک مندیبل به دنبال جابه جایی جای رست از مزیال به دیستال دندان پایه، با روش واکاوی اجزای محدود بررسی شده است.

مواد و روش

ساخت الگوی سه بعدی فک با بی‌دندانی کلاس یک کندی

برای ساخت الگوی سه بعدی فک پایین، از داده‌های به‌دست آمده از سی.تی.اسکن جمجمه‌ی یک مرد ۶۰ساله با مقاطع ۰/۵میلی‌متر استفاده گردید. فایل رایانه‌ای داده‌ها برای الگوسازی به نرم‌افزار می میکز(Mimics) منتقل شد. این نرم افزار دارای قابلیت تبدیل داده‌های سی.تی.اسکن و ام.آر.آی به الگوهای سه بعدی CAD یا FEA است. پس از انتقال داده‌های سی.تی.اسکن به نرم افزار گفته شد تغییراتی بر روی آنها داده شد. به این ترتیب که، حفره‌های برجامانده در استخوان فک مربوط به ریشه‌های دندانی، به وسیله‌ی استخوان اسفنجی پرشده و در بخش بالایی حفره، استخوان کورتیکال الگوسازی شد. ضخامت استخوان کورتیکال بازسازی شده دراین نواحی ۱/۵ میلی متر بود.

ساخت الگوی سه بعدی پروتز

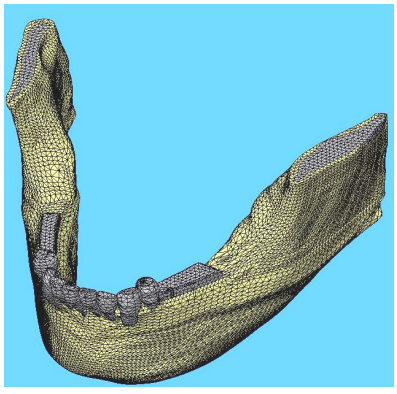
پیوند دهنده ی اصلی طراحی شده بر روی الگوی فک به صورت لینگوال باری به ارتفاع پنج میلی متر بود، که چهار میلی‌متر پایین‌تر از لبه‌ی لثه‌ای دندان‌های جلویی قرار داده شد. سپس، رست‌هایی بر روی سینگلوم‌دندان های کانین به عنوان نگهدارنده‌ی غیرمستقیم و دیستال (الگوی ۱) یا مزیال (الگوی ۲) پرمولرها (برپایه‌ی الگوی موردنظر) تعبیه گردید. بازوی گیر نیز، به صورت I-Bar در میدباکال دندان در اندرکات ۰/۰۱۰ اینچ قرار داده شد، صفحه ی راهنمای استفاده شده در این بررسی طرح کرول (Kroll) بود.

پس از الگوسازی، الگوهای ساخته شده به نرم‌افزار Cosmos works 2003 منتقل شد. سپس، داده‌های مربوط به ویژگی‌های فیزیکی مواد وارد گردید. این داده‌ها، شامل ویژگی‌های فیزیکی استخوان کورتیکال، اسفنجی، مینا، عاج، لیگامان پریودنتال، مخاط و اسکلت فلزی پروتز پارسیل بود (جدول ۱). در بیشتر بررسی‌ها، استخوان به عنوان یک ماده‌ی ایزوتروپ در نظر گرفته شده است. اما بررسی‌ها [۱۵-۱۷] نشان داده است، که استخوان، ایزوتروپ نبوده و ویژگی‌های مکانیکی آن در جهات گوناگون، متفاوت است. برای افزایش دقت واکاوی‌ها در این بررسی نیز، استخوان، ایزوتروپ در نظر گرفته نشد. در ادامه، برای امکان انجام واکاوی، شرایط مرزی الگوها تعریف گردید. منظور از شرایط مرزی، اطلاعات مربوط به مقدار و جهت نیرو و جای اعمال آن، و نیز اطلاعات مربوط به تکیه‌گاه و جای آن و تعریف گونه‌ی پیوندها میان اجزای گوناگون موجود در الگوست.

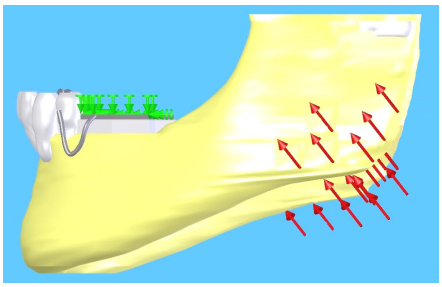
جدول ۱: *ضریب کشسانی و ضریب پواسان مواد*

مواد	ضریب کشسانی	ضریب پواسان
عاج	$۱/۸۶ \times ۱۰^{۴}$	۰/۳۰
مینا	۸۰×۱۰^{۳}	۰/۳۰
لیگامان پریودونتال	$۶/۸۹ \times ۱۰$	۰/۴۵
استخوان کورتیکال	$۱/۳۷ \times ۱۰^{۴}$	۰/۳
استخوان اسفنجی	$۱/۳۷ \times ۱۰^{۳}$	۰/۳
غشای مخاطی	$۰/۳۴۵ \times ۱۰$	۰/۴۵
آلیاژ کروم کبالت	۲۰۶۹×۱۰^{۳}	۰/۳۳

در این بررسی، نیرو در جای پیوند ماهیچه‌های ماستر و پتریگوئید داخلی اعمال شد. جهت و زاویه ی اعمال نیرو نیز، برپایه‌ی بررسی‌های پیشین تعیین گردید. مقدار نیروی وارده به لقمه‌ی غذایی به‌وسیله‌ی افراد با دندان‌های طبیعی، یا پروتز ثابت و پروتزهای متحرک متفاوت است. مقدار این نیرو در افراد دارای پروتز پارسیل متحرک در حدود ۲۶ پوند بر اینچ مربع محاسبه شده است [۱۸ و ۱۹]. پخش نیروها در این بررسی به گونه‌ای طراحی شد تا برآیند آنها، نیروی ۲۶ پوند در جای فوسای مرکزی مولر نخست باشد. با توجه به اندازه‌ی دندان‌ها، این نقطه، ۱۳ میلی‌متر دیستالی‌تر از دندان پرمولر نخست در نظر گرفته شد. جای تکیه‌گاه (لقمه ی غذایی) نیز، در همین جا بر روی زین پارسیل تعریف شد. سپس، الگوها مش‌بندی شدند. مش‌های هرمی نامتقارن انتخاب شدند و الگو دارای ۲۳۹۰۹۹ جزو و ۳۹۱۹۵۱ گره گردید (نگاره‌ی ۱). منظور از تهیه مش، تقسیم الگو به اجزایی کوچک(المان)است. برای افزایش‌دقت واکاوی‌ها، مش‌بندی نواحی مهم کوچک تر در نظرگرفته شد، در حالی‌که، در نواحی کم اهمیت، اجزا بزرگ تر بود. با اعمال نیرو در هر دو طرح (رست مزیال و رست دیستال) تحلیل تنش‌ها آغاز گردید(نگاره‌ی۲). انجام واکاوی‌ها با یک دستگاه رایانه ی پنتیوم- چهار با سرعت ۲/۴GHz انجام گرفت.



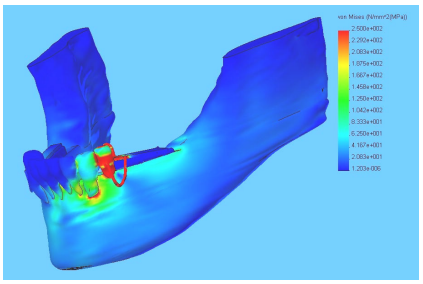
نگاره‌ی ۱: *الگوی بازسازی شده‌ی فک پس از مش بندی*



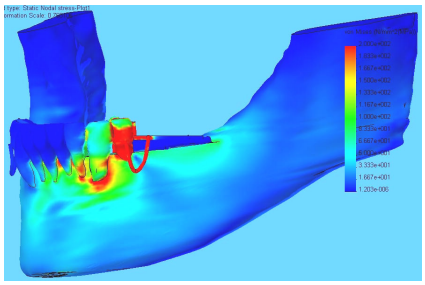
نگاره ی ۲: *جای اعمال نیرو و تکیه گاه*

یافته ها

در این پژوهش، پخش تنش وارده به پرمولر نخست فک پایین با تغییر جای رست (مزیال یا دیستال) بررسی شد. از آنجا که، بازسازی فک پایین و پروتز پارسیل به‌طورکامل انجام شده بود، امکان واکاوی تنش‌های ایجاد شده در دیگر دندان های قوس و استخوان فک و نیز، فریم (Frame) پروتز فراهم گردید (نگاره‌های ۳و ۴) (تنش‌های محاسبه شده، Von mises بودند).



نگاره ی ۳: *تنش های ایجاد شده در فریم دارای قرارگیری دیستالی (الگوی ۱)*



نگاره ی ۴: *تنش های ایجاد شده در فریم دارای قرارگیری مزیالی (الگوی ۲)*

الف) تحلیل تنش های دندان پایه (پرمولر نخست)

در هر دو حالت، در مناطقی از دندان پایه با تغییر جای رست تغییری در میزان تنش ها ایجاد نشد. این نواحی عبارت بودند از: طوق دندان پرمولر در بالای کرست استخوان، مزیال و دیستال دندان پایه، جای تماس نوک I-Bar با سطح دندان، یک سوم میانی تاج دندان پرمولر، کاسب باکال و ریشه ی دندان. در هر دو حالت، بیشترین تنش در سطح دیستال دندان پایه ایجاد شد. این ناحیه، جایی بود، که صفحه ی جانبی به علت حرکت زین به سمت بافت، به دیستال دندان فشرده می شد. کاسپ باکال و ریشه‌ی دندان دارای کم ترین تنش بودند. جایگاه رست تنها جایی بود، که با تغییر موقعیت قرارگیری از مزیال به دیستال، دچار تغییر می گردید. به این ترتیب که، تنش های ایجاد شده در جایگاه رست دیستالی بیشتر از جایگاه رست مزیالی بود.

ب) تحلیل تنش های استخوان فک و دیگر دندان ها

به علت حرکت مزیالی دندان پایه، که در هر دو حالت دیده می‌شود، سطح دیستال کانین به‌وسیله ی این حرکت مزیالی فشرده شده و دچار تنش می‌گردد. اندازه‌ی این تنش در هر دو حالت یکسان بود، که بیانگر حرکت مزیالی یکسان دندان پایه با وجود تغییر جای رست است. در هر دو حالت، استخوان در زیر زین به مقداری تنش دچار بود، که این تنش با حرکت به سمت دیستال و نزدیک شدن به انتهای زین، افزایش می‌یافت. پخش تنش I-Bar نیز، یکنواخت نبود، در نوک بازو، جای پیوند بخش عمودی وافقی بازو و جای پیوند بازو به زین، تمرکز بالای تنش‌ها وجود داشت. پس، به هنگام طراحی فریم باید به این نقاط بیشتر توجه می‌شد. زین نیز، در دامنه‌ی میان جای پیوند بازوی گیر و صفحه‌ی جانبی، دارای تنش بود، اما در بخش پشتی‌تر، تنش خاصی وجود نداشت. بیشترین تنش این دامنه به جای پیوند صفحه‌ی جانبی به زین مربوط بود.

بحث

در این پژوهش تنش های وارده به پرمولر نخست فک پایین در بی دندانی کلاس یک کندی به دنبال تغییر جای رست اکلوزالی بر روی دندان پایه بررسی گردید. یکی از نقاط قوت این بررسی، شیوه‌ی بازسازی نمونه‌های سه بعدی فک و فریم پارسیل بود. نرم افزار به کار رفته در این بررسی Cosmos works 2003 بود، که از پرتوان ترین نرم‌افزارهای واکاوی تنش به‌شمار می‌آید و بر خلاف نرم‌افزار ANSYS، که تنش‌ها را در سطح نشان می‌دهد، می تواند تنش ها را به صورت سه بعدی و در کل جسم نشان دهد.

این نرم افزار قابل استفاده در محیط Solid works بوده و به سخن دیگر، الگوساز این نرم افزار Solid works است. حداقل سخت افزار مورد نیاز این نرم افزار دستگاه پنتیوم با حافظه ی ۶۴ مگابایت و سیستم های عامل قابل استفاده ی Windows XP/NT/۹۸/۲۰۰۰ است. رایانه ی مورد استفاده برای واکاوی، یک دستگاه رایانه ی پنتیوم چهار با سرعت ۲/۴ گیگاهرتز و حافظه یک گیگابایت بود، که سیستم های عامل Windows XP و Windows 2000 بر روی آن نصب شده بودند.

شماری از پژوهشگران میان استفاده از رست مزیال و دیستال تفاوتی قایل نیستند، ولی گروهی دیگر استفاده از رست مزیال را نسبت به رست دیستال برتری می‌دهند [۴]. برتری های رست دیستال از نظر استوارت، عبارت است از کاهش گیر غذایی وکاهش اثر گوه ای (Wedging) با جلوگیری از نفوذ مواد خوراکی در میان دندان پایه و پروتز پارسیل [۱].

شماری از پژوهشگران [۱۴، ۲۰، ۲۱] استفاده از رست مزیال را مطلوب می‌دانند. کراتوکویل(Kratochvil) بر این باور است، که با استفاده از رست مزیال نیاز به بازوی متقابل از میان می رود [۴]. زاک (Zach) در طراحی پروتز پارسیل انتهای آزاد، رست مزیال را به رست دیستال ترجیح می دهد، زیرا به هنگام جویدن نیروی اهرمی

کمتری به دندان پایه وارد می گردد [۲۱]. واینتروب (Weintrub) استفاده از رست مزیال به دلیل انتقال عمودی تر نیروها به ریج را مناسب می داند. به این ترتیب، بافت های پشتیبانی کننده ی پروتز نیز تحملی بهتر از خود نشان خواهند داد [۲۲].

برپایه‌ی بررسی مک کارتنی (Mc Cartney) رست‌های مزیالی در مقایسه با رست‌های دیستال حرکتی کمتر رادر دندان پایه سبب می شوند [۱۰]. یافته‌های بررسی‌های فاینگلد (Feingold) و همکاران، درباره‌ی اثرات طراحی پروتز پارسیل بر حرکات دندان پایه و زین نشان داد، که مجموعه رست دیستالی بیشتر از رست مزیالی سبب لقی دندان پایه می گردد [۱۱].

کراتوکویل (Kratochvil) نیز، دریافت، که جای رست اکلوزال روی تاج دندان بر جهت حرکت دندان پایه اثر می‌گذارد. با رست مزیالی، دندان پایه تیلت مزیالی می‌یابد و این حرکت به وسیله ی دندان های جلوتر پشتیبانی می‌شود. در حالی که، اگر رست دیستالی‌باشد، دندان انحراف دیستالی یافته و این حرکت سبب‌لقی دندان و تحلیل استخوان‌می‌گردد. همچنین،حرکت دندان پایه و زین باعث بر هم خوردن اکلوژن می‌گردد [۴].

امادر بررسی دیگر، کوتوویز (Kotowiz) و همکاران با الگوهای فتوالاستیک به بررسی جایگاه رست مزیال و دیستال در پروتزهای پارسیل انتهای آزاد پرداختند. در این بررسی، با تغییر دادن رست اکلوزال از مزیال به دیستال و اعمال نیروی یک‌سویه، اختلافی‌معنادار در کانون فشار ناحیه‌ی آلوئول پیرامون‌دندان پایه مشاهده نشد [۲۳].

سانسوم (Sansom) و همکاران نیز، با بررسی جایگاه رست با روش فتوالاستیک نشان دادند که، جایگاه رست اثری بر تمرکز فشار در دندان پایه ندارد [۲۴].

یافته های این بررسی با دیدگاه آن گروه از صاحب نظران، که به بی اثری جای رست بر میزان تنش وارده به دندان پایه ی انتهای آزاد باور دارند، همخوان است. واکاوی تنش های ایجاد شده در تاج و ریشه دندان پایه نشان داد، که با جابه جا کردن رست، میزان تنش به تغییری آشکار دچار نمی گردد. البته، رست در پروتزهای دارای رست دیستالی دارای تنش بیشتری است، اما این تمرکز تنش به اندازه ی نیست که بر دندان پایه اثر گذارد.

لی (Li) و همکاران در یک بررسی آزمایشگاهی اثر پنج طرح کلاسپ (RPA و RPI و Modified RPI و Three-arm clasp و Wrought wire) را بر میزان تنش های وارده به دندان های پایه و میزان حرکت آنها بررسی کردند. برپایه ی یافته های این بررسی که به روش بررسی هولوگراماتیک (Hologramatic measurement) و بر روی مندیبل جداشده انسانی انجام شد، کم ترین میزان جابه جایی دندان در استخوان مربوط به طرح دندان مصنوعی پارسیل متحرک با طرح آی بار بود. در ضمن، آشکار گردید، که رست مزیالی نسبت به رست دیستالی میزان جابه جایی کمتری را ایجاد می کند [۱۲].

موراکی (Muraki) در یک پژوهش به روش واکاوی اجزای محدود، به بررسی اثرات جای رست اکلوزال بر میزان جابه‌جایی و پخش تنش در پریودنتال لیگامان (PDL) دندان پایه پرداخت و چنین نتیجه گرفت، که بی توجه به موقعیت رست، محدودیت حرکات رست در بعد افقی اثری سودمند در کاهش حرکت دندان پایه در بعد افقی دارد [۱۳].

همان‌گونه، که‌اشاره‌شد، درباره‌ی حرکتی که در دندان به‌وسیله‌ی رست‌های مزیالی یا دیستالی ایجاد می‌شود نیز، اختلاف دیدگاه وجود دارد. برپایه‌ی یافته‌های این بررسی، حرکت دندان همیشه مزیوباکالی است و با جابه‌جا شدن رست از مزیال به دیستال، تفاوتی در جهت حرکت و میزان آن ایجاد نمی شود. حرکت به سمت بافت پایه‌ی پروتز باعث فشرده شدن صفحات راهنما به دیستال دندان پایه‌خواهدشد و این فشردگی است، که مسیر حرکت را مشخص می‌کند، نه‌جای رست و از آنجا که، استخوان باکال در ناحیه‌ی

پرمولر، نازک‌تر از استخوان لینگوال است و از سویی، در سمت لینگوال اجزای ثبات‌دهنده وجود دارد، حرکت دندان همیشه مزیوباکالی است و این دیدگاه با یافته‌ی بررسی ماکسفیلد (Maxfield) و اسمیت (Smith) [۸] نیز همخوانی دارد.

نتیجه گیری

با بررسی و مرور داده‌ها در این پژوهش، شاید بتوان چنین نتیجه‌گیری کرد که، بسیاری از فواید رست مزیال بیشتر جنبه نظری داشته و در عمل، جابه‌جایی چند میلی متری رست از دیستال به مزیال دندان، پایه تغییری در اندازه‌ی تنش ایجاد نمی‌کند. پس به این ترتیب، می‌توان بی توجه به موضوع پخش تنش در دندان، جای تراش جایگاه رست را با در نظر گرفتن اکلوژن و فضای موجود برای ایجاد حجم کافی از فلز انتخاب کرد. با این وجود، نیاز به بررسی های گسترده تر بالینی نیز، در این زمینه حس می شود.

سپاسگزاری

این بررسی در شورای پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد به تصویب رسیده و هزینه های مربوطه از سوی معاونت محترم پژوهشی دانشگاه فراهم گردیده، که به این وسیله سپاسگزاری می گردد.

******

References

1. Stewart KL, Rudd Kuebker W. Clinical removable partial prosthodontics. 3th ed. Ishiyaku: euroamerica; 2003. p. 261-271.
2. Devan MM. Preserving natural teeth through the use of clasps. J Prost Dent 1955; 5: 208-214.
3. Frechtte AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. J Prost Dent 2001; 85: 527-539.
4. Kratochvil FJ. Infulence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. J Prost Dent 1963; 13: 1114-1120.
5. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. J Prosthet Dent 1972; 27: 160-167.
6. Seeman SK. Study of the relationship between periodontal disease and wearing of partial dentures. Aust Dent 1963; 8: 206-208.
7. Poltnick IJ, Beresin VE, Simkins AB. The effect of variations in the opposing dentition on changes in the partially edentulous mandible, Part III. J Prost Dent 1975; 35: 529-537.
8. Maxfield JB, Bicholls JI, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of RPD. J Prost Dent 1979; 41: 134-139.
9. Craige FG, Farah JH. Stress form loading distal extension removable partial dentures. J Prosth Dent 1978; 93: 3-10.
10. Mc Cartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal extension, RPD. J Prost Dent 1980; 43: 15-21.

11. Feingold GM, Grant AA. The effect of partial denture design on abutment teeth and saddle movement. J Oral Rehabi 1986; 13: 549-557.
12. Li M, Xiao M, Li H, Fu Q. Effects of clasp designs of Kennedy class II RPD on the displacement of alveolar bone around the abutment tooth-an under load hologram study. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2001; 19: 80-82.
13. Muraki H, Wakabayashi N, Park I, Ohyama T. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. J Dent 2004; 32: 659-565.
14. Cecconi BT. Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. J Prost Dent 1974; 32: 141-145.
15. O'Mahony A, Williams J, Kataz J, Spencer P. Anisotropic elastic of cancellous bone from a human edentulous mandible. Clin Oral Implant Res 2000; 11: 415-421.
16. O'Mahony A, Williams J, Kataz J, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-impalnt stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implant Res 2001; 12: 648-657.
17. Schwartz C, Dechow P. Edentulation alters material properties of cortical bone in human mandible. J Dent Res 2002; 81: 613-617.
18. Korioth TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res 1994; 73: 56-66.
19. Shillinburg H. Fundamental of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 90.
20. Argerakis GP. Functional forces with RPD. Dent Clin North Am 1985; 29: 67-80.
21. Zach Cene A. Advantage of mesial rests for removable partial denture. J Prosthet Dent 1975; 33: 32-35.
22. Weintraub GS. Review of RPD components and their design as related to maintainacne of tissue health. Dent Clin North Am 1985; 29: 36-56.
23. Ko SH, McDowell GC, Kotowicz WE. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. J Prosthet Dent 1986; 56: 454-460.
24. Sansom BP, Flinton FJ, Parks VJ, Pelleu GB Jr, Kingman A. Rest seat designs for inclined posterior abutments, a photoelastic comparison. J Prosthe Dent 1987; 58: 57-62.

Abstract

Effect of the Rest Seat Location Alteration on Distribution of Forces in the Distal Extended Abutment: A Finite Element Method Analysis

Gharehchahe J.[*] - Rostamkhani F[*] - Arbabi R.[**] - Azari A.[**]

[*] Associate Professor, Department of Porosthodontics, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

[**] Assistant Professor, Department of Porosthodontics, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

Statement of problem: In designing extension type removable partial denture (R.P.D), there is lots of controversy regarding the suitable location of rest seat of the terminal abutment. Discussions and Controversies are, mostly focused on minimizing lateral stress placed on terminal abutments.

Purpose: The purpose of this study was to assess the rate of stress placed on abutment teeth with different rest seat placements by a finite element method analysis.

Materials and method: The skull of a 60 years old man was CT-Scanned with 0.5mm sections and data were used to make a 3.D model of the mandible. Then a partial denture was designed on this model, once with a distal rest on terminal abutment, and then with a mesial rest. Occlusal force was applied on the saddle, and stress was measured with a finite element method using "cosmos works 2003" soft ware.

Results: In both conditions, the highest stress concentration was observed on the distal surfaces of the abutment teeth, and the lowest stress on buccal cusps and roots of the teeth. The rest seat itself was the only place in which the observed stress was different in two conditions. The distal rest seat received more stress than the mesial rest seat. In both conditions the underlying bone received a moderate amount of stress, increasing in the distal part.

Conclusion: Displacing the rest did not alter the stress applied on the abutment teeth. So it may be claimed that this factor could be neglected when determining the place of terminal rest of extension type RPD.

Key words: Rest seat, Free end, Finite element method analysis

Shiraz Univ. Dent. J. 2007;8 (1): 19-27