

## 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، درباره ی جای مناسب رست (Rest) دندان پایه ی انتهای اختلاف دیدگاه زیادی وجود دارد. هدف اصلی همه ی این گفتارها کاستن و به حداقل رساندن فشارهای کناری وارده بر دندان های پایه ی انتهای 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 مجموعه 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 رایانه ای، پروتز پارسیل طراحی شد، که در یک طرح، دارای رست دیستالی بر روی دندان پایه ی انتهای و در طرح دیگر، دارای قرارگیری مزیمال 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 پایه ی انتهای 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 مزیمالی 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 پذیرش مقاله: ۸۶/۴/۲

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۱۱/۲۳

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، سال هشتم؛ شماره ۱، ۱۳۸۶ صفحه ی ۱۹ 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: ۰۵۱۱-۸۸۲۹۵۰۱-۱۵ 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<sup>(۱)</sup>. اگر در طراحی به چگونگی ایجاد پشتیبانی توجه کافی نشود، خسارت های جبران‌ناپذیر به بافت های برجامانده ی دهان وارد خواهد شد. متأسفانه، در معاینات بالینی بیماران دارای پروتزهای پارسیل انتهای آزاد، بیشتر عوارض ناشی از طراحی نادرست پروتز به چشم می‌خورد.

در طراحی پروتزهای انتهای آزاد در زمینه‌ی انتخاب جای قرارگیری درست رست (مزیاال یا دیستال) و بازوی گیر (مزیوباکیال، میدباکیال و دیستوباکیال) دیدگاهی کاملاً متفاوت وجود دارد. بیشترین گفتارها و اختلاف دیدگاه ها در این زمینه برای به حداقل رساندن حرکات دندان پایه به هنگام فعالیت است<sup>(۲)</sup>.

فرشت (Frechette)<sup>(۳)</sup> 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 پیونددهنده‌ی اصلی و گسترش پایه ی پروتز است.

کراتوکیویل (Kratovich)<sup>(۴)</sup> 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، مزیاالی قرار داده شود، دندان پایه تمایل مزیاالی یافته و این حرکت به وسیله ی دندان های جلوتر پشتیبانی می‌شود. اما اگر رست، دیستالی قرار گیرد، دندان تمایل دیستالی می‌یابد، که لقی دندان و

تحلیل استخوان را به دنبال خواهد داشت. البته، نتایج آزمایش‌های گوناگون بر روی الگوها<sup>(۵) و (۶)</sup> و نیز آزمایش‌های بالینی<sup>(۷) و (۸)</sup>، دیدگاه حرکت دیستالی دندان پایه را در رست دیستالی تایید نمی‌کنند. این پژوهشگران بیان کردند که جهت اصلی حرکت دندان ها، مزیاالی بوده و به جای رست بستگی ندارد. از سوی دیگر، طرفداران رست‌های دیستالی، کاهش اثر و ج و غیر غذایی را به عنوان برتری‌های این رست بیان می‌کنند<sup>(۹)</sup>.

کریج (Craig)<sup>(۹)</sup>، در بررسی خود گزارش کرد، که رست دیستالی سبب حرکت دندان پایه به سمت دیستال می‌شود، ولی هنگامی، که از رست های مزیاالی یا دیستالی بی بازوی کلاسیک استفاده شد، حرکت مزیاالی دندان پایه رخ داد.

مک کارتنی (Mc Cartney)<sup>(۱۰)</sup>، در بررسی بالینی خود نشان داد، که طرح کلاسیک اثری مستقیم بر روی اندازه و جهت نیروهای منتقله دارد و رست های مزیاالی در مقایسه با رست های دیستالی، حرکتی کمتر را در دندان پایه سبب شدند.

فاینگلد (Feingold)<sup>(۱۱)</sup> در بررسی خود نشان داد، که مجموعه ی رست دیستالی و کلاسیک در مقایسه با مجموعه ی رست مزیاالی و کلاسیک، بیشتر بر میزان حرکت دندان پایه می‌افزاید. وی باور دارد که اجزای کلاسیک بیشتر از رست های اکلوزالی در انتقال نیروها به دندان پایه موثر است.

لی (Li) و همکاران<sup>(۱۲)</sup> 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 مزیاال نسبت به رست دیستال، جابه جایی کمتری در دندان پایه ایجاد می‌کند.

موراکی (Muraki)<sup>(۱۳)</sup> در بررسی خود به روش واکاوی اجزای محدود نتیجه گرفت، که بی توجه به موقعیت رست،

که چهار میلی متر پایین تر از لبه‌ی لثه‌ای دندان‌های جلویی قرار داده شد. سپس، رست‌هایی بر روی سینگلوم دندان‌های کانین به عنوان نگهدارنده‌ی غیرمستقیم و دیستال (الگوی ۱) یا میزال (الگوی ۲) پرمولرها (برپایه‌ی الگوی موردنظر) تعبیه گردید. بازوی گیر نیز، به صورت I-Bar در میدباکال دندان در اندرکات ۰/۱۰/۰ اینچ قرار داده شد، صفحه‌ی 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	$1/86 \times 10^4$	۰/۳۰
مینا	$80 \times 10^3$	۰/۳۰
لیگامان پریودنتال	$6/89 \times 10$	۰/۴۵
استخوان کورتیکال	$1/37 \times 10^4$	۰/۳
استخوان اسفنجی	$1/37 \times 10^3$	۰/۳
غشای مخاطی	$0/345 \times 10$	۰/۴۵
آلیاژ کروم کبالت	$2069 \times 10^3$	۰/۳۳

محدودیت حرکات رست در بعد افقی، سبب حرکت دندان به میزان کمتری شود. بررسی‌های پلوتنیک (Plotnick)<sup>(۷)</sup>، ماکسفیلد (Maxfield)<sup>(۸)</sup> و چکونی (Cecconi)<sup>(۱۴)</sup>، این دیدگاه، که جای رست میزالی به هنگام وارد شدن نیروها به پایه‌ی پروتز سبب حرکت میزالی دندان پایه‌می‌گردد را تایید نمی‌کنند. این پژوهشگران دریافتند، که جهت حرکت دندان‌ها میزالی بوده و به جای رست بستگی ندارد.

با وجود چنین اختلافاتی، بررسی بیشتر در زمینه‌ی جای درست رست اکلوزالی بر روی دندان پایه‌ی انتهای آزاد ضروری به نظر می‌رسد. بنابراین، در این پژوهش تنش‌های وارده به پرمولر نخست در بی‌دندانی کلاس یک مندیبل به دنبال جابه‌جایی جای رست از میزال 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 به دست آمده از سی.تی.اسکن جمجمه‌ی یک مرد ۶۰ ساله با مقاطع ۰/۵ میلی‌متر استفاده گردید. فایل رایانه‌ای داده‌ها برای الگوسازی به نرم‌افزار می‌میکز (Mimics) منتقل شد. این نرم‌افزار 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 نرم‌افزار 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 پر شده و در بخش بالایی حفره، استخوان کورتیکال الگوسازی شد. ضخامت استخوان کورتیکال بازسازی شده در این نواحی ۱/۵ میلی‌متر بود.

## ساخت الگوی سه بعدی پروتز

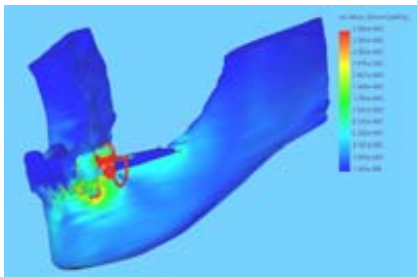
پیوند دهنده‌ی اصلی طراحی شده بر روی الگوی فک به صورت لینگوال باری به ارتفاع پنج میلی‌متر بود،



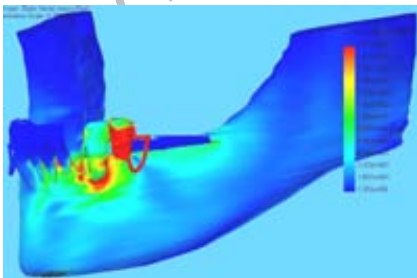
نگاره ی ۲: جای اعمال نیرو و تکیه گاه

### یافته ها

در این پژوهش، پخش تنش وارده به پرمولر نخست فک پایین با تغییر جای رست (مزیاال یا دیستال) بررسی شد. از آنجا که، بازسازی فک پایین و پروتز پارسیل به طور کامل انجام شده بود، امکان واکاوی تنش های ایجاد شده در دیگر دندان های قوس و استخوان فک و نیز، فریم (Frame) پروتز فراهم گردید (نگاره های ۳ و ۴) (تنش های 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 مزیاالی (الگوی ۲)

در این بررسی، نیرو در جای پیوند ماهیچه های ماستر و پتریگوئید داخلی اعمال شد. جهت و زاویه ی اعمال نیرو نیز، برپایه ی بررسی های پیشین تعیین گردید. مقدار نیروی وارده به لقمه ی غذایی به وسیله ی افراد با دندان های 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 گونه ای طراحی شد تا برآیند آنها، نیروی ۲۶ پوند در جای فوسای مرکزی مولر نخست باشد. با توجه به اندازه ی دندان ها، این نقطه، ۱۳ میلی متر دیستالی تر از دندان پرمولر نخست در نظر گرفته شد. جای تکیه گاه (لقمه ی غذایی) نیز، در همین جا بر روی زین پارسیل تعریف شد. سپس، الگوها مش بندی شدند. مش های هرمی نامتقارن انتخاب شدند و الگو دارای ۲۳۹۰۹۹ جزو و ۳۹۱۹۵۱ گره گردید (نگاره ی ۱). منظور از تهیه مش، تقسیم الگو به اجزایی کوچک (المان) است. برای افزایش دقت واکاوی ها، مش بندی نواحی مهم کوچک تر در نظر گرفته شد، در حالی که، در نواحی کم اهمیت، اجزا بزرگ تر بود. با اعمال نیرو در هر دو طرح (رست مزیاال و رست دیستال) تحلیل تنش ها آغاز گردید (نگاره ی ۲). انجام واکاوی ها با یک دستگاه رایانه ی پنتیوم- چهار با سرعت ۲/۴GHz انجام گرفت.



نگاره ی ۱: الگوی بازسازی شده ی فک پس از مش بندی

**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 کرسست استخوان، مزپال و دیستال دندان پایه، جای تماس نوک I-Bar با سطح دندان، یک سوم میانی تاج دندان پرمولر، کاسپ 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 ریشه ی دندان دارای کم ترین تنش بودند. جایگاه رست تنها جایی بود، که با تغییر موقعیت قرارگیری از مزپال به دیستال، دچار تغییر می گردید. به این ترتیب که، تنش های ایجاد شده در جایگاه رست دیستالی بیشتر از جایگاه رست مزپالی بود.

**ب) تحلیل تنش های استخوان فک و دیگر دندان ها**

به علت حرکت مزپالی دندان پایه، که در هر دو حالت دیده می شود، سطح دیستال کانین به وسیله ی این حرکت مزپالی فشرده شده و دچار تنش می گردد. اندازه ی این تنش در هر دو حالت یکسان بود، که بیانگر حرکت مزپالی 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 می یافت. پخش تنش I-Bar نیز، یکنواخت نبود، در نوک بازو، جای پیوند بخش عمودی وافقی بازو و جای پیوند بازو به زین، تمرکز بالای تنش ها وجود داشت. پس، به هنگام طراحی فریم باید به این نقاط بیشتر توجه می شد. زین نیز، در دامنه ی میان جای پیوند بازوی گیر و صفحه ی جانبی، دارای تنش بود، اما در بخش پشتی تر، تنش خاصی وجود نداشت. بیشترین تنش این دامنه به جای پیوند صفحه ی 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، شیوه ی بازسازی نمونه های سه بعدی فک و فریم پارسیل بود. نرم افزار به کار رفته در این بررسی Cosmos works 2003 بود، که از پرتوان ترین نرم افزارهای واکاوی تنش به شمار می آید و بر خلاف نرم افزار ANSYS، که تنش ها را در سطح نشان می دهد، 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 ی 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 مزپال و دیستال تفاوتی قایل نیستند، ولی گروهی دیگر استفاده از رست مزپال رانسبت به رست دیستال برتری می دهند<sup>(۴)</sup>. برتری های رست دیستال از نظر استوارت، عبارت است از کاهش گیر غذایی و کاهش اثر گوه ای (Wedging) با جلوگیری از نفوذ مواد خوراکی در میان دندان پایه و پروتز پارسیل<sup>(۱)</sup>.

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

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 مزایالی 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 جابه جایی و پخش تنش در پرپوندتال لیگامان (PDL) دندان پایه پرداخت و چنین نتیجه گرفت، که بی توجه به موقعیت رست، محدودیت حرکت رست در بعد افقی اثری سودمند در کاهش حرکت دندان پایه در بعد افقی دارد (۱۳).

همان گونه، که اشاره شد، درباره ی حرکتی که در دندان به وسیله ی رست های مزایالی یا دیستالی ایجاد می شود نیز، اختلاف دیدگاه وجود دارد. برپایه ی یافته های این بررسی، حرکت دندان همیشه مزیوباکالی است و با جابه جاشدن رست از مزایال به دیستال، تفاوتی در جهت حرکت و میزان آن ایجاد نمی شود. حرکت به سمت بافت پایه ی پروتز باعث فشرده شدن صفحات راهنما به دیستال دندان پایه خواهد شد و این فشرده گی است، که مسیر حرکت را مشخص می کند، نه جای رست و از آنجا که، استخوان باکال در ناحیه ی

کمتری به دندان پایه وارد می گردد (۱۱). واینتروب (Weintrub) استفاده از رست مزایال 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).

برپایه ی بررسی مک کارتنی (Mc Cartney) رست های مزایالی در مقایسه با رست های دیستال حرکتی کمتر در دندان پایه سبب می شوند (۱۰). یافته های بررسی های فاینگلد (Feingold) و همکاران، درباره ی اثرات طراحی پروتز پارسیل بر حرکات دندان پایه و زین نشان داد، که مجموعه رست دیستالی بیشتر از رست مزایالی سبب لقی دندان پایه می گردد (۱۱).

کراتوکویل (Kratochvil) نیز، دریافت، که جای رست اکلوزال روی تاج دندان بر جهت حرکت دندان پایه اثر می گذارد. با رست مزایالی، دندان پایه تیلت مزایالی می یابد و این حرکت به وسیله ی دندان های جلوتر پشتیبانی می شود. در حالی که، اگر رست دیستالی باشد، دندان انحراف دیستالی یافته و این حرکت سبب لقی دندان و تحلیل استخوان می گردد. همچنین، حرکت دندان پایه و زین باعث بر هم خوردن اکلوزن می گردد (۴).

امادر بررسی دیگر، کوتوویز (Kotowiz) و همکاران با الگوهای فتوالاستیک به بررسی جایگاه رست مزایال و دیستال در پروتزهای پارسیل انتهای آزاد پرداختند. در این بررسی، با تغییر دادن رست اکلوزال از مزایال به دیستال و اعمال نیروی یک سوپه، اختلافی معنادار در کانون فشار ناحیه ی آلتول پیرامون دندان 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.

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.

پرمولر، نازک تر از استخوان لینگوال است و از سویی، در سمت لینگوال اجزای ثبات دهنده وجود دارد، حرکت دندان همیشه مزیوباکالی است و این دیدگاه با یافته‌ی بررسی ماکسفیلد (Maxfield) و اسمیت (Smith)<sup>(۸)</sup> نیز همخوانی دارد.

### 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.

### نتیجه گیری

با بررسی و مرور داده‌ها در این پژوهش، شاید بتوان چنین نتیجه گیری کرد که، بسیاری از فواید رست مزیال بیشتر جنبه نظری داشته و در عمل، جابه جایی چند میلی متری رست از دیستال به مزیال دندان، پایه تغییری در اندازه‌ی تنش ایجاد نمی کند. پس به این ترتیب، می توان بی توجه

\*\*\*\*\*

### 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. Frechte AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. J Prost Dent 2001; 85: 527-539.
4. Kratochvil FJ. Influence 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 II, 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 Prost 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: 659-665.
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. Koriotoh 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 Prosthodontics, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

\*\* Assistant Professor, Department of Prosthodontics, 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*

---