

تأثیر طراحی مجموعه کلاسیک بر الگوی توزیع تنش وارده بر دندان پایه پروتز پارسیل انتهای آزاد: یک بررسی به روش واکاوی اجزاء محدود

جعفر قره چاهی*، فاطمه رستم خانی**، امیرعباس صبوری***

* استاد گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد
 ** دانشیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد
 *** استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز
 تاریخ ارائه مقاله: ۸۸/۵/۲۰ - تاریخ پذیرش: ۸۸/۱۰/۲۵

Effect of Clasp Design on Stress Distribution Pattern of Distal Extended Abutment: A Finite Element Method Analysis

Jafar Gharechahi*, Fatemeh Rostamkhani**#, AmirAbbas Saboori***

* Professor, Dept of Prosthodontics, Dental School, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.
 ** Associate Professor, Dept of Prosthodontics, Dental School, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.
 *** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, Dental School, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran.
 Received: 11 August 2009; Accepted: 15 January 2010

Introduction: Today, many controversies about the most beneficial design of distal extension base partial dentures exist. Although the purpose is minimizing the stress on abutment teeth and supporting tissues, different results and theories have been reported. The purpose of this study was to analyze the stress applied on distal extended abutment in different types of conventional clasp designs.

Materials & Methods: The skull of a 42 year old man was CT-Scanned with 0.6mm sections and data were used to make a 3D model of the mandible in mimics software. Then a frame work of Kenedy's class I partial denture with 3 different clasp designs (Aker's, Bar type and combination) was designed on this model. Occlusal force was applied on the saddle and stress was measured with a finite element method analysis using "cosmos works 2008" soft ware.

Results: In Aker's design, stress concentration pattern showed applying distal load on abutment. The combination clasp presented identical pattern, but stress concentration was significantly lower than that of the Aker's. On the contrary, stress concentration pattern showed that bar type clasp applied mesial load to abutment. In all designs, buccal load was applied from partial denture to abutment in buccolingual dimension.

Conclusion: Aker's clasp in distal extension base partial dentures applies extra stress on distal extended abutment in unfavorable (distal) direction, which is greater than tooth tolerance.

Key words: Clasp, finite element, stress, distal extension partial denture.

Corresponding Author: Rostamkhanif@mums.ac.ir
 J Mash Dent Sch 2010; 34(1): 65-74.

چکیده

مقدمه: در حال حاضر تناقضات زیادی درباره طراحی ارجح برای پروتزهای پارسیل انتهای آزاد به چشم می خورد. گرچه هدف، به حداقل رساندن تنشها بر دندانها و نسوج ساپورت کننده است ولی نتایج و نظریات متفاوتی گزارش شده اند. هدف این مطالعه واکاوی نیروهای وارد شده بر دندان پایه انتهای آزاد در طراحیهای مختلف رایج کلاسیک بود.

مولف مسؤول، آدرس: مشهد، میدان پارک، دانشکده دندانپزشکی، گروه پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۵۱۱-۸۸۲۹۰۰۱-۱۵

E-mail: Rostamkhanif@mums.ac.ir

مواد و روش‌ها: از جمجمه یک مرد ۴۲ ساله، سی تی اسکن با مقاطع ۶/۰ میلی‌متری فراهم شد و با استفاده از اطلاعات به دست آمده یک الگوی سه بعدی از فک پایین به وسیله نرم افزار Mimics ساخته شد. سپس بر روی این الگو، اسکلت فلزی پروتز پارسیل کلاس I کندی با ۳ طرح متفاوت کلاسیک (Aker's، باری شکل و ترکیبی) طراحی گردید. نیروهای اکلوزال بر روی زین انتهایی آزاد شد و استرس‌ها به روش واکاوی اجزاء محدود و با استفاده از نرم افزار (Cosmos works 2008) بررسی گردید.

یافته‌ها: در طرح Aker's الگوی تمرکز تنش‌ها دلالت بر اعمال نیروی دیستالی به دندان پایه داشت و کلاسیک سیم مفتولی الگوی مشابهی را ارائه می‌داد ولی تمرکز تنش‌ها به مراتب کمتر از کلاسیک Aker's بود. در طرح کلاسیک باری شکل برخلاف دو طرح پیشین الگوی تمرکز تنش‌ها دلالت بر اعمال نیرویی به سمت مزیال از سوی پروتز پارسیل به دندان پایه داشت. در هر ۳ طراحی مذکور از بعد باکولینگوالی اعمال نیروهای باکالی از سوی پروتز به دندان پایه مشاهده می‌شد.

نتیجه‌گیری: کاربرد کلاسیک Aker's در پروتز پارسیل انتهایی آزاد بر روی دندان پایه خلفی تنش‌هایی بیش از حد تحمل دندان و در جهتی نامناسب (دیستالی) به آن وارد می‌کند.

واژه‌های کلیدی: کلاسیک، اجزای محدود، تنش، پروتز پارسیل انتهایی آزاد.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۹ دوره ۳۴ / شماره ۱: ۷۴-۶۵.

مقدمه

جمعیت سالمندان در جهان رو به افزایش است. با توجه به بهتر شدن روز افزون وضعیت کلی بهداشت و سلامت، هر چند هنوز افراد زیادی با بی دندان کامل وجود دارند، اما موارد بی‌دندانی پارسیل افزایش چشمگیری خواهد داشت.^(۱) از آنجا که هنوز پروتزهای پارسیل پرکاربردترین راه حل برای بی‌دندانی می‌باشد، مهم است بدانیم چه اثرات مضر در این روش درمانی نهفته است و چه راه‌هایی برای حل آن وجود دارد. به نظر می‌رسد که افزایش لقی دندان‌های پایه از عوارض نامطلوب و همیشگی پروتزهای پارسیل انتهایی آزاد است.^(۲) اثرات مخرب پروتزهای پارسیل بر سلامت پریدنتال دندان‌های باقیمانده اثبات شده است.^(۳) همچنین به لزوم طراحی مناسب پروتز جهت هدایت صحیح نیروها به گونه‌ای که در حد تحمل فیزیولوژیک انساج باشند اشاره شده است.^(۴) علاوه بر توجه به اصول طراحی پروتز پارسیل عوامل دیگری نیز بر چگونگی توزیع نیروها در انساج سخت و نرم ساپورت‌کننده پروتز پارسیل موثرند از جمله: روش قالب‌گیری، اندازه طول بیس انتهایی آزاد، استفاده از فشارشکن‌ها، گسترش توزیع نیروها به

صورت وسیعتر، اثرات ریلاین‌های مکرر و نقش پی‌گیری‌های منظم.^(۵) اثرات مخرب کلاسیک معمولی بر روی دندان پایه انتهایی در پروتزهای پارسیل انتهایی آزاد نیز بررسی شده است.^(۶) نتایج یک بررسی نشان داده است که نیروهای اعمال شده از سوی پروتز پارسیل انتهایی آزاد بر دندان پایه خلفی موجب حرکت مزیالی آن می‌شود و ارتباط بین محل رست و جهت نیروی اعمال شده رد شد.^(۷) در یک مطالعه دیگر تفاوتی از نظر میزان اعمال نیروها به استخوان اطراف دندان پایه با توجه به قرارگیری رست در مزیال یا دیستال، پیدا نشد.^(۸) مطالعات جداگانه دیگر بیانگر این بودند که پس از قرار دادن پروتز پارسیل در دهان، لقی دندان‌های پایه در جهت باکالی افزایش پیدا می‌کند ولی در جهت لینگوالی تغییر معنی‌داری رخ نمی‌دهد.^(۹) در یک بررسی داخل دهانی مشخص شد که اصولاً رست‌های مزیالی نسبت به رست‌های دیستالی نیروها را بهتر به دندان پایه منتقل می‌کنند.^(۱۰) Taylor حرکت دندان پایه را در هنگام استفاده از طراحی کلاسیک RPI، مزیالی و در هنگام استفاده از کلاسیک حلقوی،

1. Rest Proximal Plate Ibar

دیگر نرم افزارهای مدل ساز و نرم افزارهای تحلیل اجزای محدود را دارد. از آنجایی که در این مطالعه دندان‌های پرمولر اول به عنوان پایه پروتز پارسیل برای قرارگیری انواع کلاسیپ‌های مورد بررسی انتخاب شده بودند، الگوی تاج آنها با استفاده از تصاویر کتاب آناتومی و مورفولوژی دندان^(۱۶) بازسازی شدند. به این ترتیب خط H.O.C.^۱ و زاویه تقارب سرویکالی در این دندان تا حد ممکن با الگوی نرمال دندان‌های پرمولر اول پایین تطابق داده شد. لازم به ذکر است که از نقاط قوت مدل تهیه شده حضور بافت نرم با ضخامت مناسب در نواحی تحت بررسی و همچنین PDL در اطراف دندان‌ها بود. جهت مدل سازی پروتز پارسیل مشخصات قسمت‌های مختلف از قبیل ابعاد و شکل مقطع لینگوال بار، ضخامت و مقطع و میزان Taper شدن بازوهای گیر و تقابل، شکل جایگاه رست و شکل اتصال‌دهنده فرعی و بیس پروتز در ناحیه بی‌دندانی با استفاده از کتب مرجع و مقالات تعیین شد^(۱۷) پس از انتقال مدل‌های ساخته شده به نرم افزار Cosmos works 2008، ویژگی‌های فیزیکی قسمت‌های مختلف تعریف گردید (جدول ۱).^(۱۸،۱۹)

جدول ۱: ضریب کشسانی و ضریب پواسان مواد

مواد	ضریب کشسانی	ضریب پواسان
عاج	$1/86 \times 10^4$	۰/۳۰
مینا	80×10^3	۰/۳۰
لیگامان پریدونتال	$6/89 \times 10$	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	2069×10^3	۰/۳۳

دیستالی بیان داشت.^(۱۲) Ronald اظهار کرد در صورت قراردعی رست در مزیال، دندان پایه به سمت مزیال و در صورت قراردعی رست دیستالی دندان پایه به سمت دیستال منحرف خواهد شد.^(۱۳) Muraki در یک بررسی به روش آنالیز اجزا محدود جابجایی دندان پایه را در حالت قرارگیری رست در مزیال کمتر از زمانی که رست در دیستال قرار می‌گیرد به دست آورد.^(۱۴) Ardalin در بررسی دیگری به روش آنالیز اجزا محدود تجمع تنش‌ها را در هنگام استفاده از کلاسیپ Aker's در سمت دیستال دندان پایه مشاهده نمود.^(۱۵)

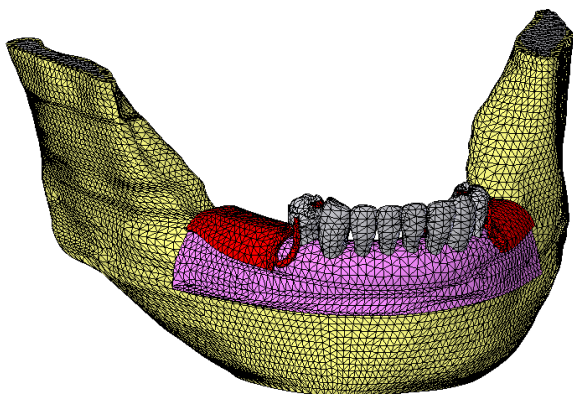
با توجه به اینکه در مطالعات گذشته بیشتر به تأثیر تغییر محل رست پرداخته شده است، بررسی بیشتر در زمینه اثر طراحی مجموعه کلاسیپ بر توزیع تنش‌ها ضروری به نظر می‌رسد. با نتایج حاصل از این تحقیق می‌توان تصمیم‌گیری منطقی‌تری در مورد طراحی مجموعه کلاسیپ در این گونه پروتزها انجام داد.

مواد و روش‌ها

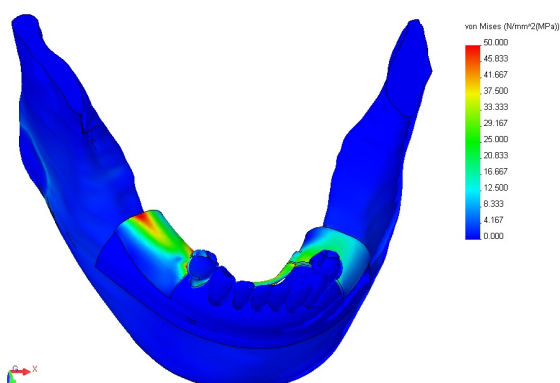
در این مطالعه جهت ساخت مدل سه بعدی فک پایین از داده‌های حاصل از CT-Scan جمجمه مرد ۴۲ ساله که با مقاطع ۰/۶ میلیمتری تهیه شده بود، استفاده گردید. این داده‌ها به صورت فایل کامپیوتری ذخیره شده و جهت مدل سازی به نرم افزار Mimics منتقل گردید. Mimics نرم‌افزار پردازش تصویر سه بعدی جامعی می‌باشد که داده‌های CT-Scan و MRI را به مدل‌های سه بعدی CAD تبدیل می‌کند. فایل خروجی از نرم‌افزار Mimics به گونه‌ای است که قابلیت انتقال به نرم‌افزارهای تحلیل گر را ندارد؛ بنابراین باید ابتدا این فایل را به یک نرم‌افزار مدل‌ساز مانند Solid works منتقل کرد. Solid works 2008 یکی از پیشرفته‌ترین و کامل‌ترین نرم افزارهای مدل ساز موجود می‌باشد. این نرم‌افزار قابلیت ارتباط بسیار قوی با

1. Height of Contour

پارسیل تعریف شد (تصویر ۲).



تصویر ۱: الگوی بازسازی شده فک و پروتز پارسیل پس از مش بندی



تصویر ۲: نگاره رایانه ای پس از انجام مراحل اعمال نیرو و آنالیز اجزاء محدود

یافته‌ها

الف) نتایج آنالیز اجزاء محدود در طراحی کلاسیک Aker's تصویر دندان از نمای مزبالی بیانگر تجمع حداقل استرس‌ها در دندان پایه پره مولر چه در سطوح ریشه ای

در بیشتر بررسی‌ها، استخوان به عنوان یک ماده ایزوتروپ (ماده ای که خصوصیات مکانیکی آن در تمام جهات یکسان می‌باشد) در نظر گرفته شده است. اما بررسی‌ها نشان داده است، که استخوان ایزوتروپ نبوده و ویژگی‌های مکانیکی آن در جهات گوناگون، متفاوت است. لذا برای افزایش دقت واکاوی‌ها در این بررسی، استخوان ایزوتروپ در نظر گرفته نشد.^(۲۰) سپس شرایط مرزی تعریف شد. منظور از شرایط مرزی اطلاعات مربوط به مقدار، جهت و محل اعمال نیروها، اطلاعات مربوط به تکیه‌گاه‌ها و نوع آنها و همچنین تعریف نوع اتصالات بین اجزای مختلف موجود در مدل می‌باشد. پس از تعیین شرایط مرزی و خصوصیات فیزیکی مواد، نوبت به تهیه مش مدل موجود می‌رسد. منظور از تهیه مش، تقسیم مدل به اجزاء کوچک (المان) می‌باشد. بدین ترتیب مدل دارای ۱۳۳۲۸۷ المان و ۱۹۸۲۵۸ گره گردید و درصد خطا به ۰/۰۷۵ میلیمتر تقلیل یافت (تصویر ۱).

در این مطالعه محل اتصال عضلات ماستر و پتریگوئید داخلی به عنوان محل اعمال نیروی مقاوم در برابر فشارهای جوشی وارد بر سطح اکلوزال دندان‌ها مشخص شد. محل اتصال عضلات با استفاده از اطلس‌های آناتومی مشخص شد.^(۲۱) مقدار نیروی وارده به لقمه غذایی به وسیله 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.^(۲۲،۲۳) نحوه اعمال نیروها در این بررسی به گونه‌ای طراحی شد که برآیند آنها، نیروی ۲۶ پوند در محل فوسای مرکزی مولر نخست باشد. با توجه به اندازه دندان‌ها، این نقطه ۱۳ میلی‌متر دیستالی‌تر از دندان پرمولر نخست در نظر گرفته شد. محل وارد آمدن نیرو (لقمه غذایی) نیز، در همین جا بر روی زین پروتز

Aker's در سمت باکال در زیر بازوی گیر و محل تماس آنها با دندان پایه می‌باشد و مشاهده می‌شود که در این طرح نیروهای چندانی به دندان وارد نشده است. بررسی تصاویر دندان پایه از نمای اکلوزال بیانگر تجمع میزان متوسطی از تنش‌ها در جایگاه رست می‌باشد.

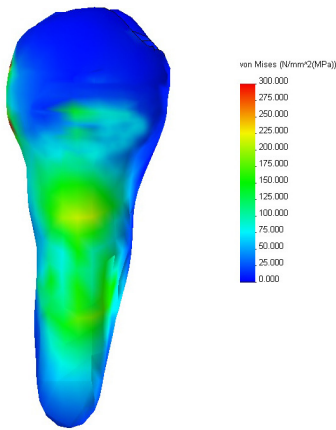
(ج) نتایج آنالیز اجزاء محدود در طراحی کلاسیک باری شکل

بررسی تحلیلی تصاویر نمای باکالی و لینگوالی دندان پایه بیانگر تجمع بیشتر تنش‌ها در سمت باکال ریشه در نزدیکی ناحیه کرست و در سمت لینگوال در نزدیکی $1/3$ میانی دندان و مقادیر کمتری از تنش‌ها در نزدیکی کرست سمت لینگوال می‌باشد (تصویر ۷). در تصاویر باکالی از دندان پایه مشخص می‌شود که زیر بازوی گیر مقدار حداقلی از تنش‌ها مشاهده می‌شود. این مقدار نسبت به ناحیه تجمع تنش‌ها در زیر نوک بازوی گیر در طراحی Aker's کمتر است. بررسی تصاویر میزالی دندان پایه بیانگر حضور منطقه‌ای از تجمع و تمرکز استرس در ناحیه تماس دندان با دندان کائین می‌باشد. در قسمت ریشه‌ای در تصاویر میزالی تجمع نیروی چندانی مشاهده نمی‌شود (تصویر ۸). با بررسی تصاویر نمای دیستالی دندان، تجمع تنش‌ها را در زیر صفحه پروگزیمالی مشاهده می‌کنیم. در نمای دیستالی دندان به نظر می‌رسد که به سمت‌های سرویکالی تاج دندان استرس‌های کمتری وارد می‌آید. قسمت‌های ریشه‌ای تقریباً فاقد نواحی تجمع استرس می‌باشند. در بررسی تصاویر از نمای اکلوزالی، زیر رست تجمعی از تنش‌ها مشاهده نمی‌شود که این یافته برخلاف یافته‌های مربوط به الگوهای قبلی (Aker's و کلاسیک سیم مفتولی) می‌باشد.

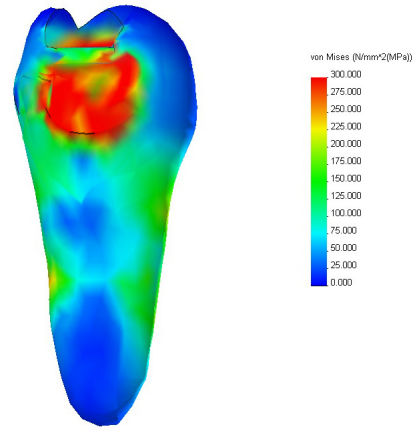
و چه در تاج دندان در محل تماس با دندان کائین می‌باشد. در بررسی دندان از نمای دیستالی تجمع زیاد تنش‌ها را زیر صفحه پروگزیمالی به خصوص در نواحی میانی آن شاهد هستیم (تصویر ۳). در سطح ریشه‌ای تجمع تنش‌ها در نواحی کرستال استخوان مشاهده می‌شود. تصاویر نمای باکالی و لینگوالی نشانگر مناطق تمرکز تنش در سطوح ریشه‌ای می‌باشند (تصویر ۴). این مناطق در سمت باکال تقریباً در نزدیکی کرست استخوان قرار گرفته‌اند و مشابه آن مناطق تمرکز تنش در سمت لینگوال $1/3$ انتهایی ریشه نیز وجود دارد. میزان تمرکز تنش‌ها در سمت لینگوالی ریشه در ناحیه کرست حداقل می‌باشد. با توجه به بازه رنگی مناطق تحت استرس میزان این نیرو در حد متوسطی ارزیابی می‌شود. در بررسی تصاویر باکالی و لینگوالی در سمت باکال دندان، زیر منطقه $1/3$ انتهایی کلاسیک نگهدارنده ناحیه‌ای از تمرکز بالای تنش‌ها را داریم. بررسی تصاویر از نمای اکلوزال بیانگر تجمع میزان متوسطی از تنش‌ها در جایگاه رست می‌باشد.

(ب) نتایج آنالیز اجزاء محدود در طراحی کلاسیک (Combination)

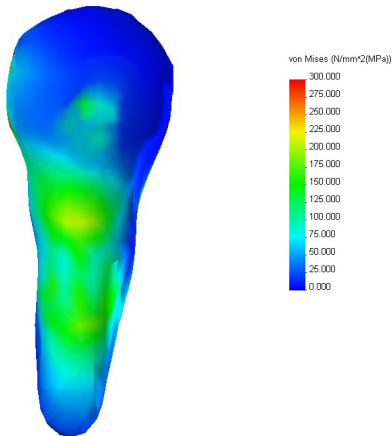
تصویر دندان از نمای میزالی بیانگر تجمع حداقل استرس‌ها در دندان چه در سطوح ریشه‌ای و چه در تاج دندان در محل تماس با دندان کائین می‌باشد. این نوع تجمع تنش‌ها مشابه الگوی تجمع تنش در دندان پایه در طراحی کلاسیک به شیوه Aker's می‌باشد. تصاویر دندان از نمای دیستالی بیانگر تجمع میزان متوسطی از تنش‌ها در سطح ریشه‌ای می‌باشد. در تصویر دیستال دندان شاهد تجمع استرس زیر صفحه پروگزیمالی هستیم (تصویر ۵). با بررسی تصاویر نمای باکالی و لینگوالی دندان وضعیتی مشابه آنچه در کلاسیک بدست آمد، دیده می‌شود (تصویر ۶). تفاوت طرح کلاسیک ترکیبی با طرح کلاسیک



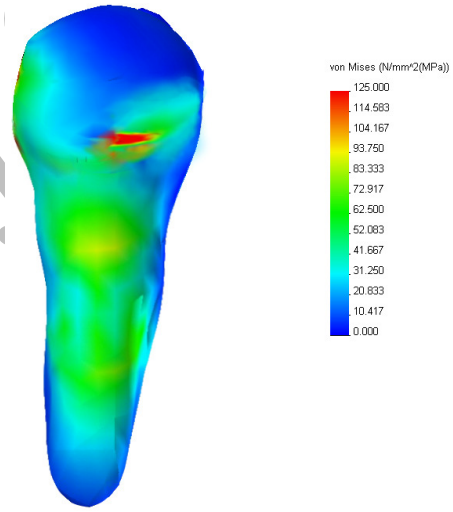
تصویر ۶: نگاره دندان پایه پره مولر اول از نمای باکال در طراحی کلاسیک Combination



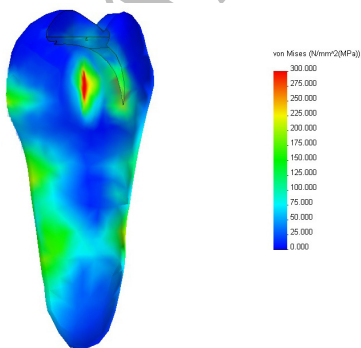
تصویر ۳: نگاره دندان پایه پره مولر اول از نمای دیستال در طراحی کلاسیک Aker's



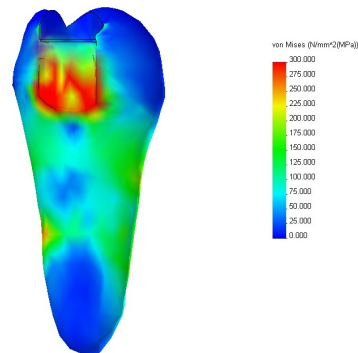
تصویر ۷: نگاره دندان پایه پره مولر اول از نمای باکال در طراحی کلاسیک باری



تصویر ۴: نگاره دندان پایه پره مولر اول از نمای باکال در طراحی کلاسیک Aker's



تصویر ۸: نگاره دندان پایه پره مولر اول از نمای مزیال در طراحی کلاسیک باری



تصویر ۵: نگاره دندان پایه پره مولر اول از نمای دیستال در طراحی کلاسیک Combination

بحث

در تحقیق حاضر از مجموع نتایج چنین استنباط می‌شود که قراردهی رست در دیستال دندان پایه مجاور فضای انتهای آزاد (Free end) سبب ایجاد تنش‌هایی در دیستال دندان در کرسر ریج آلئوئول و در اطراف ساکت دندان می‌شود که گواه ایجاد نیروی دیستالی به تاج دندان است و در طرح‌های دارای رست مزیالی محل تماس دندان پرمولر و کانین متحمل تنش می‌شوند که بیانگر حرکت مزیالی تاج دندان و فشرده شدن آن به سمت مزیال است. این یافته‌ها با بعضی از مطالعات پیشین همخوانی دارد. (۲۴ و ۱۱ و ۱۳ و ۹ و ۶)

در هیچ یک از تحقیقاتی که تاکنون انجام شده میزان تنش‌های وارده به جایگاه رست بررسی نشده است. چرا که بدون بهره‌گیری از نرم‌افزاری مانند آنالیز اجزاء محدود عملاً با روش‌هایی از قبیل استفاده از Pressure gauge و یا فتوالاستیک، بررسی نیرو و تنش اعمال شده در جایگاه رست امکان پذیر نیست. در تحقیق حاضر نتیجه‌ای که به دست آمد حاکی از عدم حضور منطقه تمرکز تنش در جایگاه رست مزیالی بود. بدین معنا که با وجود توجیه Kratochvil در خصوص انتقال نیرو به دندان پایه از طریق رست ولی اصولاً رست مزیالی آن طور که انتظار می‌رود در این مورد نقش قابل توجهی ندارد. به عبارت دیگر با استفاده از نتایج حاضر مشخص می‌شود که صفحه پروگزیمالی محل مرکز چرخش می‌شود و رست مزیالی در هنگام اعمال نیروهای عمودی به سمت نسج در انتهای آزاد از جایگاه خود بلند می‌شود. نتایج تحقیق حاضر بیانگر حضور مناطقی از تمرکز تنش در زیر صفحه پروگزیمالی بود. در مطالعه پیشین ما نیز بیشترین نقطه تمرکز تنش در سطح دیستال دندان پایه زیر صفحه پروگزیمالی بود. (۲۵)

تمرکز تنش در زیر صفحه پروگزیمالی دیستالی می‌تواند بیانگر نیروی اعمال شده از سمت صفحه پروگزیمالی و کل مجموعه پروتز پارسیل به سمت مزیال باشد که حضور منطقه تمرکز تنش در تماس بین دندان کانین و پرمولر مؤید آن است.

نکته جالب توجه اینکه محققینی همچون Ceconi^(۸) و Ko^(۹) در تحقیقات خود به مسئله حرکت مزیالی دندان چه در حضور رست مزیالی و چه در حالت قراردهی رست در دیستال اشاره داشتند. Fingold در یک بررسی جامع نتیجه مشابهی را گزارش کرد. (۲۶) وی در مقاله خود در رابطه با علت تفاوت نظرهای گسترده در رابطه با تأثیر محل رست بر الگوی تنش‌های وارده چنین استدلال کرد که در مطالعات مختلف چه به صورت کلینیکی و چه به صورت آزمایشگاهی شیب ریج باقیمانده در دیستال دندان پایه مورد توجه قرار نگرفته است. وی عامل اصلی تفاوت آراء را عدم توجه به این موضوع دانست و بیان کرد در صورتی که شیب ریج باقیمانده شدید باشد هرگونه نیروی عمودی وارده به بیس انتهای آزاد مولفه مزیال قدرتمندی را ایجاد می‌کند که از طریق صفحه پروگزیمالی به دندان پایه منتقل می‌شود. در تحقیق حاضر به جهت جلوگیری از اثر مداخله‌گر نکته ذکر شده ناحیه تحت پوشش بیس انتهای آزاد تقریباً منطقه‌ای افقی، در نظر گرفته شد که به نظر می‌رسد این امر اختلاف یافته تحقیق حاضر با تحقیقات Ceconi^(۸) و Ko^(۹) را توجیه می‌کند.

نکته جالب توجه دیگر اینکه در مطالعه حاضر مشخص شد که نیروی مزیالی وارده از سمت صفحه پروگزیمالی به دندان در طرح‌هایی که رست در مزیال قرار می‌گیرند در محل تماس با دندان کانین مستهلک می‌شوند. این یافته به دلیل توانایی خاص نرم‌افزاری FEM به دست آمد، چرا که توزیع تنش‌ها در سراسر نمونه

وارد آمدن نیروی مزیالی هستیم.

از نکات مهم مورد مطالعه در تحقیق حاضر، بررسی الگوی تنش‌ها در سمت باکال و لینگوال دندان پایه بود. اصولاً مبحث اعمال نیروهای طرفی از سوی پروتز پارسیل و ایجاد حرکات باکولینگوالی در دندان پایه همواره مورد توجه بوده است.

در این رابطه Good kind در یک بررسی کلینیکی^(۱۰) دریافت که پس از قراردعی پروتز پارسیل انتهای آزاد با کلاسه سیم مفتولی در دهان، دندان پایه در جهت باکالی لقی قابل توجهی پیدا می‌کند، اما لقی دندان در جهت لینگوالی چندان زیاد و قابل توجه نیست. وی در توضیح یافته تحقیق خود نازکی استخوان باکالی روی ریشه دندان پایه در مقابل ضخامت زیادتر استخوان روی سطح لینگوالی ریشه را مطرح کرد.

Tebrok در یک بررسی کلینیکی نتایجی مشابه تحقیق Good kind به دست آورد.^(۳) البته Tebrok در توضیح یافته تحقیق خود به اثر Bracing بازوی لینگوالی کلاسه‌ها در جلوگیری از حرکت دندان به سمت لینگوال و عدم توانایی بازوهای گیر در ایفای چنین نقشی اشاره کرد.

در تحقیق حاضر در همه طرح‌های کلاسه وضعیت تمرکز تنش‌ها در سمت باکال ریشه مشابه بود. این تشابه تمرکز تنش‌ها در سمت لینگوال نیز به چشم می‌خورد. در سمت باکال تجمع تنش‌ها در ناحیه نزدیک کرسر استخوان آلئول است و در سمت لینگوال این منطقه تمرکز تنش به نزدیک آپکس در یک سوم انتهایی دندان منتقل شده است. چنین حالتی نشان دهنده این است که حرکت چرخشی دندان حول مرکز چرخش آن که در ریشه قرار دارد، به سمت باکال می‌باشد. این یافته با یافته‌های Tebrok^(۳) و Good kind^(۱۰) همسو می‌باشد.

بررسی می‌شود. در مطالعاتی که تاکنون صورت گرفته‌اند به دلیل محدودیت‌های تکنیکی چنین بررسی انجام نشده بود. در بررسی‌هایی که به روش فتوالاستیک انجام می‌شود فقط می‌توان گسترش تنش‌ها را در مناطقی بررسی کرد که با رزین مخصوص بازسازی شده باشد که تمامی تحقیقات توجه خود را به بازسازی اطراف ریشه معطوف کرده‌اند. از مشاهده تصاویر تحقیق حاضر نتیجه‌گیری می‌شود که در سمت مزیال ریشه اصولاً تنش چندان مشاهده نمی‌شود چرا که قبل از آنکه PDL در ناحیه مزیالی بخواهد متحمل نیروهای مزیال شود تماس دندان پایه با دندان کاین تنش‌ها را در خود مستهلک می‌کند.

این یافته می‌تواند توجیهی بر این باشد که چرا در گروهی از مطالعات پیشین وارد آمدن نیروی مزیالی به دندان نادیده گرفته شده است. این موضوع در مطالعه Ko که به صورت فتوالاستیک انجام شده بود به چشم می‌خورد.^(۹) چرا که بررسی تنش‌ها در محدوده اطراف ریشه انجام شده بود و تنش‌هایی که در محل تماس دندان کاین و پرمولر اعمال شده است نادیده گرفته شده‌اند.

Fritel با توجه به این موضوع در مطالعه خود که به صورت آنالیز فتوالاستیک انجام داد PDL را به وسیله مواد الاستومری بازسازی کرد و به نقش تماس پروگزیمالی بسته به مزیال دندان پایه اشاره کرد.^(۶) وی دریافت که در صورتی که محل تماس دندان پایه با دندان جلویی تماس محکم و با ثباتی داشته باشد نیروهای مزیالی وارده به دندان نمی‌توانند اثرات مخربی اعمال کنند.

از آنچه به تفصیل بیان شد می‌توان نتیجه گرفت که:

با بکارگیری طرح‌هایی مانند Aker's و سیم مفتولی که رست را در دیستال قرار می‌دهند شاهد اعمال نیروی دیستالی به دندان پایه هستیم، در حالی که با طراحی کلاسه باری که رست در مزیال قرار گرفته است شاهد

کمتر از کلاسپ Aker's بود. کاربرد کلاسپ Aker's در پروتز پارسیل انتهایی آزاد بر روی دندان پایه خلفی تنش‌هایی بیش از حد تحمل دندان در جهتی نامناسب (دیستالی) به آن وارد می‌کند.

پیشنهادات

در تحقیق حاضر الگوی اعمال نیروها به صورت عمود بر سطح اکلوزال در ناحیه دندان‌های پرمولر دوم و مولر اول بوده است. این الگوی اعمال نیروها در تقلید از نیروهای اکلوزال انتخاب شد. مطمئناً در سیکل‌های جوشی و بلع و سایر فانکشن‌های دهان دندان‌ها به یکدیگر نیروهای طرفی نیز وارد می‌کنند. همچنین شیب کاسپ‌ها نیز نیروهای عمودی را به مولفه‌های افقی تبدیل می‌کنند. بنابراین به نظر می‌رسد بررسی نیروهای افقی و تاثیر آنها در الگوی تمرکز تنش‌ها نیز بتواند نتایج با ارزشی را ارائه کند.

تشکر و قدردانی

این بررسی در شورای پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد به تصویب رسیده و هزینه‌های مربوطه از سوی معاونت محترم پژوهشی دانشگاه تأمین گردیده، که به این وسیله سپاسگزاری می‌گردد.

در توضیح این نوع حرکت دندان به نظر می‌رسد هم نظریه Good kind مبنی بر نازکی استخوان سمت باکال و هم نظریه Tebrok مبنی بر اثر Bracing بازوی لینگوالی هر دو توجیهات قابل قبولی هستند که می‌توانند همزمان مورد توجه قرار گیرند و مکمل یکدیگر باشند.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر بیانگر حضور مناطقی از تمرکز تنش در زیر صفحه پروگزیمالی دیستالی بود و این مطلب نشانگر این است که این صفحه مرکز چرخش می‌شود و رست مزیالی در هنگام اعمال نیروهای عمودی به سمت نسج در انتهایی آزاد از جایگاه خود بلند می‌گردد. نکته جالب توجه دیگر اینکه نیروهای وارده مزیالی از سمت صفحه پروگزیمالی به دندان در طرح RPI در محل تماس با دندان کائین مستهلک می‌شود.

همچنین این نتیجه بدست آمد که پروتز پارسیل باعث حرکت طرفی دندان پایه به سمت باکال می‌گردد و این حرکت از نوع Tipping بوده به گونه‌ای که مرکز این چرخش در محل یک سوم آپیکالی و میانی ریشه می‌باشد. در طرح Aker's الگوی تمرکز تنش‌ها دلالت بر اعمال نیروی دیستالی به دندان پایه داشت و کلاسپ سیم مفتولی الگوی مشابهی را ارائه می‌داد که تمرکز تنش‌ها به مراتب

منابع

- Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE, Fenton AH, Jacob RF, Mericske-Stern R. Prosthodontic Treatment for Edentulous patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prosthesis. 12th ed. St. Louis: Mosby Co; 2003. P. 3-8.
- Carr A, McGivney GP, Brown D. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 10th ed. St. Louis: Mosby Co; 2004. P: 11-18, 145-63.
- Tebrook O, Rohen RM, Fenster RK, Pelleu GB Jr. The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial denture. J Prosthet Dent 1979; 41(5): 511-6.
- Yeung AL, Chow TW, Clark RK. Oral health status of patients 5-6 years after placement of cobalt-chromium removable partial dentures. J Oral Rehabil 2000; 27(3): 183-90.

5. Henderson D, Seward TE. Design and force distribution with removable partial dentures: A progress report. *J Prosthet Dent* 1967; 17(4): 350-64.
6. Firtell DN, Grisius RJ, Muncheryan AM. Reaction of the anterior abutment of a Kennedy class II removable partial denture to various clasp arm designs: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 1985; 53(1): 77-82.
7. Chandler JA, Brudvik JS. Clinical evaluation of patients eight to nine years after placement of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1984; 51(6): 736-43.
8. Ceconi BT, Asgar K, Dootz E. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1971; 25(1): 44-56.
9. 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(4): 454-60.
10. Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on abutment tooth mobility: A clinical study. *J Prosthet Dent* 1973; 30(2): 139-46.
11. McCartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture: A Pilot Study. *J Prosthet Dent* 1980; 43(1): 15-21.
12. Taylor DT, Pflughoeft FA, McGivney GP. Effect of two clasping assemblies on arch integrity as modified by base adaptation. *J Prosthet Dent* 1982; 47(2): 120-5.
13. Myers RE, Pfeifer DL, Mitchell DL, Pelleu GBL Jr. A photoelastic study of rests on solitary abutments for distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1986; 56(6): 702-7.
14. Muraki H, Wakabayashi N, Park I, Ohyama T. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. *Dent* 2004; 32(8): 659-65.
15. Ardelean L, Sandu L, Bortun C, Faur N. Stress distribution in abutment teeth involved in the treatment with removable partial dentures: A finite elements analysis. *European Cells and Materials* 2005; 9(1): 1-2.
16. Ash Jr MM, Nelson SJ. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 8th ed. St. Louis: W.B. Saunders Co; 2003. P. 239-58.
17. Phoenix RD, Cagna DR, Defreest CF, Stewart KL. *Stewart's Clinical Removable Partial Prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 2003. P. 20-52.
18. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005; 93(1): 38-44.
19. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85 (6): 585-98.
20. O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. An isotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 415-21.
21. Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 5th ed. St. Louis: Mosby Co; 2005. P. 3-8.
22. Koriath TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994; 73(1): 56-66.
23. Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE, Shillinburg HT. *Fundamental of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 1997. P. 90.
24. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. 1997. *J Prosthet Dent* 2004; 91(2): 105-13.
25. Gharechahi J, Rostamkhani F, Arbabi R, Azari A. Effect of the rest seat location alteration on distribution of forces in the distal extended abutment: A finite element method analysis. *Journal of Dentistry Shiraz University of Medical Sciences* 2007; 8(1): 19-26.
26. Feingold GM, Grant AA, Johnson W. The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movement. *J Oral Rehabil* 1986; 13(6): 549-57.