

ارزیابی تنشهای منتقل شده از پانتیک به پایه‌های بریج دندانی با تغییر طول پانتیک به روش اجزاء محدود

دکتر جلیل قنبر زاده*، دکتر محمدرضا صابونی*، دکتر مسعود کشاورز**

* استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

** استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان

تاریخ ارائه مقاله: ۸۵/۱۱/۲ - تاریخ پذیرش: ۸۶/۵/۱۳

Title: Finite Element Stress Analysis on the Effects of the Changes in Length of Pontic on the Stresses Carried from Pontic to Abutments

Authors: Ghanbarzadeh J*#, Sabooni MR*, Keshavarz M**

* Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, Dental School, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran.

Introduction: Stress in fixed partial dentures is different in pattern and quantity compared with single restoration. Length of bridge has a direct effects on stress of abutments. This study evaluates the changes in pattern and quantity of stress with the pontic length variation. We can use the results to design the dimension of pontic and also in fixed partial denture treatment planning when the load applied to bridge is important.

Materials & Methods: In this in vitro study, the finite element method was used to analyze mechanical behavior of prosthesis and its supporting structures when a fixed prosthesis with two designs replaces a mandibular first molar. In finite element stress analysis method, models were designed similar to the actual one with ANSYS computer software. Two PFM bridge models with normal pontic were designed which one of them was 3-unit F.P.D and the other was 4-unit F.P.D. Physical properties of Ni-Cr-Be alloy, dentine, PDL, spongy and compact bone were determined for the software program. A 700 N load was applied vertically to the center of pontic, and then stress in abutment, bone and prosthesis were analyzed by ANSYS software.

Results: Stress concentration was in the mesial of premolar, apex of premolar and distal of molar (13.4 MPa) in the supporting bone of 3-unit F.P.D. Stress pattern in the bone was the same in 3-unit F.P.D and 4-unit F.P.D. When the length of pontic was doubled, stress in the bone was doubled too (26.2 MPa). Stress concentration in 3-unit F.P.D was in distal of premolar (cervical region), mesial of molar (cervical region) and Furca in tooth structure (45.8 MPa). Maximum stress in 3-unit F.P.D prosthesis was respectively in joints (511 MPa), distal margin of premolar and mesial margin of molar. Maximum stress in 4-unit F.P.D was in the joint of two pontic (1903 MPa).

Conclusion: When the length of pontic was doubled, stress in the bone was doubled too. Maximum stress concentration in 3-unit F.P.D was in the distal joint. In 4-unit F.P.D, maximum stress was in the joint between the pontics.

Key words: Stress, Bridge, Finite element.

Corresponding Author: Jalil5290@yahoo.com

Journal of Mashhad Dental School 2007; 31(3): 231-8.

چکیده

مقدمه: تنش‌های وارده بر بریج از نظر میزان و الگوی تنش با یک رستوریشن منفرد متفاوت است. در این میان طول بریج تاثیر مستقیم بر تنش‌های وارده بر پایه‌های دندانی دارد. هدف این مطالعه، بررسی تغییر الگو و مقدار تنش بدنبال تغییر طول پانتیک می باشد. از نتایج این مطالعه می توان در طراحی ابعاد پانتیک‌ها، از نظر مقدار تنش وارده به دندانهای پایه و استخوان اطراف خصوصاً مواقعی که نیروهای وارده بر بریج اهمیت دارد، استفاده نمود.

مواد و روشی ها: در این مطالعه آزمایشگاهی به منظور تحلیل تنش به روش اجزای محدود، ابتدا مدل سازی از روی نمونه واقعی با استفاده از نرم افزار کامپیوتری ANSYS صورت گرفت. در این مطالعه بریج سه و چهار واحدی چینی - فلز با پانتیکی با عرض نرمال مورد مطالعه قرار گرفتند. خواص فیزیکی آلیاژ Ni-Cr-Be، دنتین، پرپودنتال لیگامنت، استخوان اسفنجی و متراکم برای نرم افزار تعریف شدند. نیرویی معادل ۷۰۰ نیوتن عمود بر پانتیک وارد شد و بعد از آن به کمک نرم افزار ANSYS، تنش‌ها و کرنش‌های موجود در پایه‌های دندانی استخوان اطراف و پروتز مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: در استخوان اطراف پایه‌های دندانی بریج سه واحدی، تمرکز تنش، بیشتر در ناحیه مزایال پرمولر، آپکس پرمولر و دیستال مولر (۱۳/۴MPa) دیده شد. الگوی تنش در استخوان اطراف پایه‌های دندانی بریج ۴ واحدی شبیه به بریج ۳ واحدی بود و با دو برابر کردن طول پانتیک، تنش در

استخوان نیز دو برابر شده بود (۲۶/۲MPa). در بریج سه واحدی، تمرکز تنش در ساختمان دندان، بیشتر در سمت طوق ناحیه دیستال پرمولر، طوق مزیاال مولر و فورکا (۴۵/AMPa) دیده شد. در بریج سه واحدی، حداکثر مقدار تنش به ترتیب در Jointها (۵۱۱MPa)، مارجین دیستالی پرمولر و مارجین مزیاالی مولر دیده شد و Joint دیستالی تمرکز تنش بیشتری را نشان داد. در بریج چهار واحدی مقدار تنش در محل اتصال دو پانتیک (۱۹۰۳MPa) به وضوح بیش از سایر نواحی بود.

نتیجه گیری: با دو برابر شدن طول پانتیک، تنش نیز در استخوان اطراف دندان پایه تقریباً دو برابر می شود. تمرکز تنش در پروتز ثابت سه واحدی بیشتر در نواحی Jointها و مارجین دیستالی پرمولر دیده می شود و در بریج چهار واحدی حداکثر تمرکز تنش در محل اتصال دو پانتیک مشاهده شد.
واژه های کلیدی: تنش، بریج، اجزای محدود.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۶ جلد ۳۱ / شماره ۳: ۸-۲۳۱.

مقدمه

میلی متر بود و به ترتیب به طول آنها یک میلی متر اضافه می شد و بعد نیرویی معادل ۲۰۰ نیوتن به صورت عمودی در پنج نقطه وارد می شد.

از این مطالعه نتیجه گرفتند که طول مطلوب در قویترین وضعیت ۹ میلی متر است. مدلهای ۱۴، ۱۵ و ۱۶ میلی متری تحت نیروهای بالای ۱۳۰۰ نیوتن به دلیل استرس کششی می شکستند. پانتیکهای با طول بالای ۱۶ میلی متر می توانستند تا ۸۰۰ نیوتن را تحمل کنند، به شرطی که نیروهای وارد بر آنها عمودی باشد.^(۳)

Chen و Tong مطالعه دیگری را هم در سال ۱۹۹۹ از نظر توزیع استرس در استخوان کورتیکال در حالتی که بریج از پانتیکهایی با مواد متفاوت ساخته شده بودند با روش اجزای محدود انجام و نشان دادند که تغییرات استرس در استخوان کورتیکال با پانتیکهای مختلف معنی دار نبود.^(۴)

Miyakawa توزیع استرس را در یک بریج سه واحدی ایده آل به روش اجزای محدود بررسی کرد و مشاهده کرد که در نیروهای عمودی، تمرکز تنش بیشتر در ناحیه سرویکال و آپکس پایه ها دیده می شود.^(۵)

در تحقیقی که در سال ۲۰۰۳ توسط Fischer بر روی بریجهای تمام سرامیکی انجام شده نشان داده است که برای استفاده از سرامیک در بریجهای فعلی به دلیل استحکام پایین آنها و رشد ترکها در سرامیک، محدودیت داریم. هدف این مطالعه پیش بینی زمان شکست چهار نوع سرامیک Empress1، Empress2، Inceram alumina و Zro2 به روش اجزای محدود است که بریجهای ساخته شده از زیرکونیا استحکام

به غیر از مساله زیبایی و بهداشت، در یک بریج دندانی میزان استرسهای وارده به دندانها، ساختمانهای ساپورت کننده اطراف پایه های دندانی و ساختمان خود بریج از اهمیت بسزایی برخوردار بوده و ارتباط مستقیم با طول عمر یک بریج دندانی و دندانهای پایه دارد.

کلاً بریجهایی که دارای پانتیک های کوتاهتر هستند در مقایسه با بریجهای طویل پروگنوز بهتری دارند و علت شکست های ناشی از استرسهای غیرعادی بار اضافی نبوده بلکه آنرا به نیروهای اهرمی یا گشتاوری نسبت می دهند^(۱) که با توجه به اهمیت این موضوع در این مطالعه به بررسی این نیروها و تاثیر آن بر ساختمان دندان، استخوان اطراف و پروتز می پردازیم.

وضعیت استرسها در سازه های دندانی توسط تکنیک هایی چون فتوالاستیک، روش اجزای محدود، Brittle coating و Strain gauges مورد مطالعه قرار می گیرند.^(۱)

در سال ۱۹۹۹ تحقیق Johnson نشان داد که افزایش تعداد دندانهای پایه در حالتی که استخوان اطراف نرمال یا کاهش یافته است چگونه سبب اصلاح استرسها و پخش آنان می شود.^(۲)

در مطالعه ای دیگر که توسط Brien انجام گرفت طول قدامی خلفی پانتیک و تحمل آن در برابر نیروهای وارده بر بریج تمام سرامیک (Procera) به روش اجزای محدود مورد مطالعه قرار گرفت. ۱۸ مدل به وسیله نرم افزار و با الهام از یک مدل اصلی ساخته شد. طول کوچکترین پانتیک ۳

همچنین استخوان اطراف پایه‌های دندانی به صورت یک بلوک مستطیلی با حاشیه‌ای از استخوان کورتیکال در نظر گرفته شد. در تمامی مدلها کمرست استخوان آلوتول در موقعیت نرمال خود قرار داده شد. در این مطالعه به دلیل بالا بردن دقت کار حفره پالپ، قوس اسپری و قوس ویلسون در مدلها در نظر گرفته شدند.

اعمال نیرو: در سال ۱۹۹۵ طبق مطالعاتی که Brown و Bantleon بر روی ۱۴۲ بیمار ۲۶ تا ۴۱ ساله انجام دادند حداکثر نیروی جویدن را در دندان مولر به طور متوسط ۷۱۰ نیوتن گزارش کردند.^(۱۱) در تحقیق دیگری که توسط KlaFen bach انجام شد حداکثر نیروی جویدن در دندان مولر به طور متوسط ۶۶۷ نیوتن گزارش شده است.^(۱)

با توجه به اینکه هر چه مقدار نیرو بیشتر باشد تمرکز تنش و توزیع تنش در مدلها مشخص تر خواهد بود در این تحقیق از حداکثر نیروی جویدن استفاه کردیم و با استناد به تحقیقات مختلف مقدار نیرو را ۷۰۰ نیوتن در نظر گرفتیم، که به طور عمودی بر پانتیک اعمال می‌شود. قابل ذکر است که در یک Pilot study به دو روش بر پروتز اعمال بار کردیم. یکبار اعمال بار بر پونتیک و اباتمنت ها و بار دوم تنها بر پانتیک و به این نتیجه رسیدیم که با اعمال بار تنها بر روی پانتیک، به بحرانی ترین حالت می‌رسیم.

تکیه‌گاه: یکی از مشخصات دیگر که می‌باید برای برنامه تحلیلی ANSYS تعریف شود تکیه‌گاه های سازه است. تکیه‌گاه ها در این برنامه به صورت شماره گره معرفی می‌شوند. در این مطالعه گره‌هایی که در خارجی ترین قسمت دیواره‌های طرفی استخوان فرضی وجود داشتند به عنوان تکیه‌گاه در نظر گرفته شده بودند.

بالتری را نسبت به بقیه نشان دادند و Empress1 و آلومینا استحکام کافی برای ساخت یک بریج خلفی را نشان ندادند. نتیجه دیگر این بود که طول عمر بریج های تمام سرامیکی به طراحی ناحیه Joint هم بستگی دارد.^(۶)

هدف مطالعه حاضر ارزیابی تنش های منتقل شده از پانتیک و پایه های بریج دندانی به نواحی تحمل کننده تنش و بررسی تغییرات مقدار و الگوی تنش های بوجود آمده بدنابل تغییر طول بریج می باشد. ارزیابی تنش ها در این تحقیق به روش اجزای محدود و بصورت سه بعدی و در سه سطح بریج، دندانهای پایه و استخوان ساپورت کننده صورت می‌گیرد.

مواد و روش ها

در این مطالعه آزمایشگاهی برای بررسی توزیع تنش از روش اجزای محدود استفاده شد که در این روش تعداد محدودی عناصر ساختاری مجزا، در تعداد محدودی نقاط یا گره با یکدیگر مرتبط می‌شوند. این عناصر محدود هنگامی تشکیل می‌شوند که ساختار اولیه به تعدادی شکل مناسب، تقسیم شود، این قطعات خواص واقعی ماده حقیقی را حفظ می‌کنند.

در این مطالعه دو مدل بریج دندانی سه و چهار واحدی از نوع PFM مورد بررسی قرار گرفتند. پایه های بریج های مورد مطالعه یک دندان پرمولر و مولر بودند. ابعاد و مورفولوژی دقیق دندانها از کتاب Dental anatomy^(۷) بدست آمد (جدول ۱).

ضریب کشسانی و نسبت پواسان استخوان اسفنجی، استخوان متراکم، دنتین، PDL، پالپ، آلیاژ و پرسلن با استفاده از مراجع معتبر تعریف شدند.^(۱۰-۲۰۶)

جدول ۱: ابعاد اولین پرمولر و اولین و دومین مولر فک پایین بر حسب میلی متر

دندان			ابعاد
مولر اول	مولر دوم	پرمولر اول	
۷/۷	۷/۷	۸/۸	طول تاج
مزیال ۱۴/۰	مزیال ۱۳/۹	۱۴/۴	طول ریشه
دیستال ۱۳/۰	دیستال ۱۳/۰		
۲۰/۶	۲۰/۹	۲۲/۴	طول کل دندان
۱۱/۴	۱۰/۸	۷/۰	پهنای تاج (مزودیستالی)
۹/۲	۹/۱	۴/۸	پهنای ریشه (طوق)
۱۰/۲	۹/۹	۷/۷	اندازه باکولینگوالی تاج
۹/۰	۸/۸	۷/۰	اندازه باکولینگوالی ریشه (طوق)

یافته‌ها

برابر با $26/2 \text{MPa}$ است (تصویر ۲).

ب) ساختمان دندان: در بریج ۳ واحدی توزیع تنش از $5/2 \text{MPa}$ تا $45/8 \text{MPa}$ متغیر بود. که بیشترین میزان تنش مربوط به سطح دیستالی ریشه پرمولر و سطح مزیالی ریشه‌های مزیالی و دیستالی مولر بود ولی در دیستال پرمولر تمرکز تنش بیشتری مشاهده گردید و حداکثر مقدار تنش در دیستال پرمولر و مزیال مولر (در ناحیه طوق) و برابر $45/8 \text{MPa}$ بود (تصویر ۳).

در بریج ۴ واحدی، توزیع تنش از $16/4 \text{MPa}$ تا $143/2 \text{MPa}$ متغیر بود و بیشترین مقدار تنش مربوط به سمت دیستال ریشه پرمولر و مزیال ریشه مزیالی مولر بود ولی در کل مقدار تنش در ریشه پرمولر بیش از سایر نواحی بود. حداکثر مقدار تنش مربوط به دیستال طوق دندان پرمولر و مزیال طوق دندان مولر و برابر $143/2 \text{MPa}$ بود (تصویر ۴).

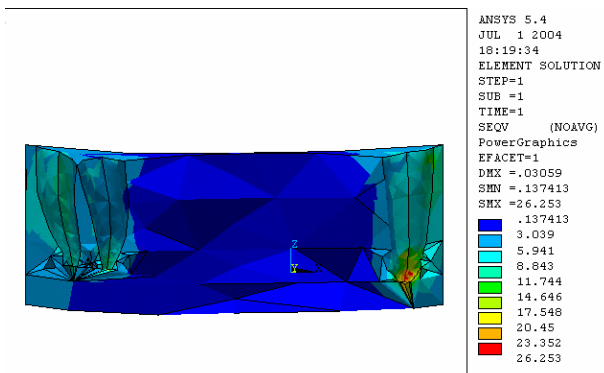
ج) پروتز: در بریج ۳ واحدی، در نواحی دیستال کراون پرمولر و مزیال کراون مولر و Joint ها مقدار تنش بیشتری دیده شد و حداکثر مقدار تنش در مارجین دیستالی پرمولر دیده می‌شد که برابر 511MPa بود (تصویر ۵).

در بریج ۴ واحدی، مقدار تنش تقریباً ۴ برابر بریج ۳ واحدی بود و در نواحی Joint بین دوپانتیک، مارجین دیستالی پرمولر و مارجین مزیالی مولر به ترتیب بیشترین مقدار تنش دیده می‌شد. حداکثر مقدار تنش 1903MPa بود که در Joint بین دو پانتیک دیده می‌شود (تصویر ۶).

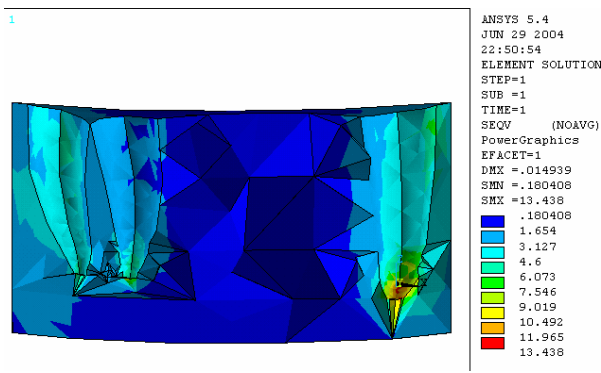
بعد از آنالیز کلیه فایلها و معرفی نام فایل موردنظر نتایج حاصل از محاسبات به صورت تصاویر رنگی با انواع بزرگنمایی و از تمام جهات قابل مشاهده است. برنامه ANSYS قادر است الگوی تنش ایجاد شده در تک تک المانها را به صورت تنش های قائم، تنش های برشی و تنش Von mises نشان دهد که در مطالعه حاضر از تصاویر الگوی تنش Von mises به منظور بررسی نتایج و مقایسه آنها در بریج های مورد مطالعه کمک گرفته شد. برای هر قسمت فتوگراف هایی تهیه گردید. نتایج حاصل با توجه به اهداف تحقیق در سه قسمت آورده شده است.

الف) استخوان اطراف: در بریج ۳ واحدی، مقدار تنش ایجاد شده در مزیال استخوان اطراف ریشه پرمولر و سمت دیستال ریشه دیستالی مولر و آپکس پرمولر بیش از سایر نواحی بود. در انتهای استخوان اطراف ریشه مزیالی مولر نیز مقداری تمرکز تنش دیده می‌شود ولی حداکثر مقدار تنش مربوط به استخوان نواحی انتهایی ریشه پرمولر بود ($13/4$) (تصویر ۱).

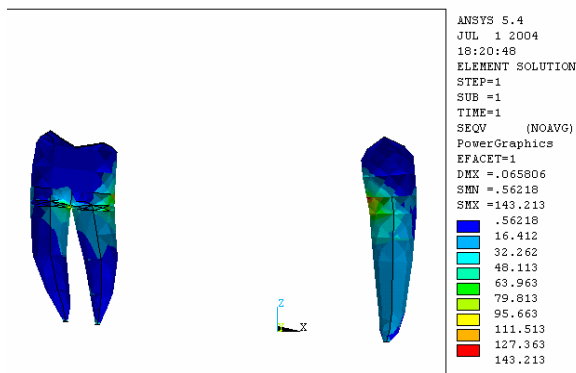
اما در بریج ۴ واحدی، الگوی تنش در استخوان اطراف ریشه پرمولر تمرکز تنش بیشتری نسبت به مولر نشان می‌دهد. بیشترین مقدار تنش مربوط به استخوان سمت مزیال ریشه پرمولر و استخوان ناحیه دیستالی ریشه دیستالی مولر و ناحیه آپکس پرمولر است که حداکثر مقدار آن در آپکس پرمولر و



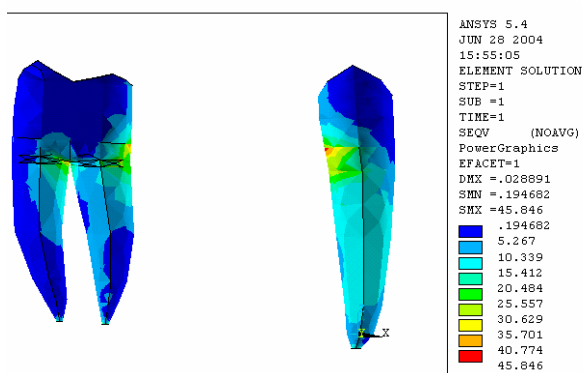
تصویر ۲: الگوی تنش در استخوان اطراف پایه های دندان‌های بریج چهار واحدی



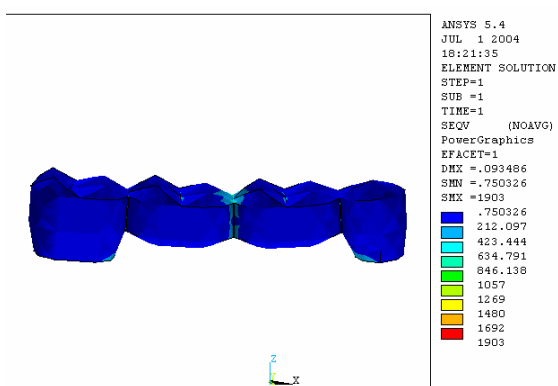
تصویر ۱: الگوی تنش در استخوان اطراف پایه های دندان‌های بریج سه واحدی



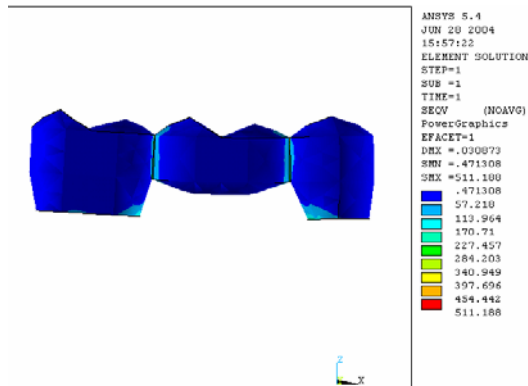
تصویر ۴: الگوی تنش در ساختمان دندان‌های پایه بریج چهار واحدی



تصویر ۳: الگوی تنش در ساختمان دندان‌های پایه بریج سه واحدی



تصویر ۶: الگوی تنش در ساختمان بریج چهار واحدی



تصویر ۵: الگوی تنش در ساختمان بریج سه واحدی

بحث

از آنجا که تحلیل تنش به روش اجزای محدود به کمک مختصات و داده‌هایی که در فایل ورودی تنظیم شده‌اند، صورت می‌گیرد، لازم است تا نهایت دقت در انتقال طرح‌های مربوطه، المان بندی و تعیین مختصات گره‌ها صورت گیرد. شکل کاسپها، فرم ریشه‌ها، ابعاد دندان در جهات مختلف و قوس اسپیی و ویلسون در نظر گرفته شد که در مقایسه با مطالعات مشابه به جرات می‌توان گفت که طراحی مدلهای در نوع خود بی نظیر است. در طراحی، استخوان اسفنجی، استخوان متراکم و پرپودنتال لیگامنت نیز جهت مشابه سازی کامل مدلهای (با فیزیولوژی دندان طبیعی) در نظر گرفته شدند.^(۲۱۰)

در بریج سه واحدی کلاً میزان و تمرکز تنش بیشتری در ریشه پرمولر نسبت به مولر مشاهده شد که به دلیل ضعیف تر بودن ریشه پرمولر و فرم آناتومیک خاص آن (مخروطی بودن ریشه) است. در سمت مزیال ریشه پرمولر خصوصاً ناحیه سرویکالی آن و ناحیه دیستالی ریشه دیستالی مولر در مدلهای تمرکز تنش مشاهده می‌شود. از آنجا که پروتز دارای ضریب الاستیسیته بالاتری نسبت به دندان و استخوان است، در برابر نیروها تغییر شکل کمتری می‌دهد و باعث وارد شدن نیروی مزیالی بر تاج مولر و نیروی دیستالی بر تاج پرمولر می‌شود که نتیجه آن تنش در استخوان سمت مزیال پرمولر و دیستال ریشه دیستالی مولر است که این تنش طبق بررسی که در جهت محور x انجام شد از نوع فشاری است که کاملاً منطقی به نظر می‌رسد.

در ناحیه انتهایی ریشه های پرمولر و مولر در هر دو مدل تمرکز تنش دیده می‌شود که در انتهای ریشه پرمولر واضحتر است و دلیل آن وارد شدن نیروی اهرمی از سوی پروتز به دندان می‌باشد که مسلماً چون انتهای ریشه از تکیه گاه، که لبه کرسرست می‌باشد فاصله بیشتری دارد متحمل تنش های بیشتری می‌شود. در بررسی تنش های انتهای ریشه در محور x دیده شد که در طرفین باکال و لینگوال، تنش کششی و در

سمت دیستال ریشه پرمولر و مزیال ریشه‌های مولر تنش فشاری وجود دارد. شکل هندسی ریشه پرمولر نیز یکی از دلایل افزایش تمرکز تنش در این ریشه می‌باشد.

در تحلیل تنش تحت بارگذاری عمودی در استخوان اطراف پایه‌های دندانی، در بریج چهار واحدی الگوی توزیع تنش مشابه بریج سه واحدی بود، با این تفاوت که مقدار تنش تقریباً دو برابر شده بود. اما باز هم حداکثر مقدار تنش در آپکس پرمولر و بعد از آن در کرسرست سمت مزیال پرمولر و آپکس مزیالی پرمولر مشاهده گردید.

در تحقیق Chen و Tong^(۴) بر روی یک بریج دندانی با روش Finite element تمرکز تنش بیشتر در ناحیه آپیکال و سرویکال و در تحقیق Miyakawa^(۵) با همین روش تمرکز تنش بیشتر در ناحیه سرویکال و آپکس پایه‌ها گزارش شد.

در مطالعه حاضر میزان تنش در استخوان سمت مزیال ریشه مزیالی مولر و ناحیه دیستالی ریشه پرمولر کمتر از سایر نواحی است که حداقل میزان تنش در ناحیه مزیال ریشه مزیالی است. با این تفاوت که مطالعات قبلی به روش دوبعدی انجام شده بود و تنها یک بریج نرمال را در نظر گرفته بودند. اما مطالعه حاضر به روش سه بعدی انجام شده است که از دقت بسیار بالاتری برخوردار است در ضمن بریج در دو وضعیت مختلف (با یک و دو پانتیک) مورد مطالعه قرار گرفته است.

در بررسی Finite element دو بعدی که Yang و Thompson بر روی پروتز ثابت در سال ۱۹۹۱ انجام دادند نیز گزارش کردند که در صورت وجود بریج بر روی دندان مولر منحرف شده، استرس کمتری در استخوان آلوئول سطح مزیال ریشه مزیالی آن، در مقایسه با زمانی که بریج وجود ندارد وارد می‌شود. اما با این وجود یک افزایش تنش در پرمولر وجود خواهد داشت.^(۱۲)

در تحلیل تنش تحت بارگذاری عمودی در ساختمان دندان پایه‌های بریج‌های دندانی چهار واحدی، الگوی توزیع تنش شباهت زیادی به بریج سه واحدی داشت. حداکثر مقدار

با مقایسه تنشها در پروتز، دندان و استخوان اطراف ریشه متوجه می‌شویم که بیشترین میزان تنش در پروتز دیده می‌شود که می‌تواند به دلیل Modulus of elasticity خیلی بالاتر آن نسبت به استخوان و دندان باشد که با توجه به رابطه Hook ($\sigma = \text{stress}$ $E = \text{modales of elasticity}$ $E = \text{Strain}$) $\sigma = E \cdot \varepsilon$ به راحتی قابل توجیه است، چون کرنش در مرز بین دو جسم برای هر دو جسم مساوی است در نتیجه در آن جسمی که دارای ضریب الاستیسیته بالاتر می‌باشد، تنش بیشتری به وجود می‌آید.^(۱۵) میزان تنش در پروتز تقریباً ده برابر دندان و میزان تنش در دندان تقریباً ۴ برابر استخوان اطراف ریشه است.

نتیجه‌گیری

با دو برابر شدن طول پانتیک، تنش نیز در استخوان اطراف دندان پایه تقریباً دو برابر می‌شود. تمرکز تنش در پروتز ثابت سه واحدی بیشتر در نواحی Jointها و مارجین دیستالی پرمولر دیده می‌شود و در بریج چهار واحدی حداکثر تمرکز تنش در محل اتصال دو پانتیک مشاهده شد. با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه پیشنهاد می‌گردد، در طراحی پروتزهای ثابت، حتی الامکان از بریج‌های بیش از سه واحد اجتناب شده و در صورت ضرورت، ارزیابی دقیقی از دندانهای پایه خصوصاً دندان پایه پرمولر به عمل آمده و در طراحی فریم ورک این نوع بریجها، ابعاد مناسب در محل Jointها مدنظر قرار گیرد.

تنش در سمت دیستال پرمولر دیده شد و بعد از آن بیشترین میزان تنش در ناحیه فورکا و مزیال دندان مولر بود.

در بریج‌های چهار واحدی تنش وارد بر ساختمان دندان در مقایسه با بریج سه واحدی در تمام نواحی به یک میزان افزایش نشان نداده است، و این افزایش در مزیال پرمولر ۵/۵ برابر، در آپکس پرمولر ۳ برابر، دیستال پرمولر ۲/۷ برابر، مزیال مولر ۲/۳ برابر، آپکس ریشه مزیالی مولر ۵/۵ برابر، فورکا ۲/۴ برابر، آپکس ریشه دیستالی مولر ۲/۸ برابر و در سمت دیستال مولر ۱/۴ برابر شده است. در ضمن با دو برابر کردن طول پانتیک میزان تنش‌های وارده بر استخوان نیز دو برابر می‌شود ولی میزان تنش وارده بر ساختمان دندان با نسبتهای متفاوت در نقاط مختلف افزایش می‌یابد و می‌توان گفت با دو برابر شدن طول پانتیک میانگین افزایش تنش وارده بر ساختمان دندان حدود ۳/۲ برابر می‌شود. در پروتزهای سه واحدی تمرکز تنش بیشتر در ناحیه Jointها، مارجین دیستالی پرمولر و مارجین مزیالی مولر دیده می‌شود، که در کانکتور دیستالی مقدار آن بیشتر از سایر نواحی است.

در مطالعه ای که در سال ۱۹۹۹ توسط Shetty و Issac به روش المان محدود دوبعدی بر روی بریج سه واحدی فک پایین انجام شد نیز بیشترین میزان تنش را در Joint دیستالی مشاهده کردند.^(۱۳)

اما Chen و Tong در مطالعه ای که در سال ۱۹۹۹ به روش المان محدود بر روی بریج سه واحدی داشتند، تمرکز تنش را در زیر پانتیک گزارش کرده‌اند.^(۱۴)

منابع

1. Klafenboach AO. Gnatodynamics. J Am Dent Assoc 1936; 23(2): 371-82.
2. Yang A, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1999; 81(6): 721-8.
3. Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. J Prosthet Dent 2001; 86(6): 650-4.
4. Tang L, Chen G. Three-dimensional finite element analysis of stress in supporting bone of mandibular posterior fixed bridge.I. Stress analysis of the surface of alveolar bone around bridge abutments. Hua xi kou Qiang Yi Xue Za Zhi 1999; 17(4): 371-3.
5. Miyakawa O. Mechanical studies on the dental bridges by the Finite element method (3). Behavior of a posterior bridge model under various loads. Shika Rikogaku zasshi 1976; 17(40): 278-96.

6. Fischer H, Weber M, Mark R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res 2003; 82(3): 238-42.
7. Julian BW. Dental anatomy. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins Co; 2002. P. 148.
8. Parkinson CF, Scheberg TV. Pontic design of posterior fixed partial prostheses: is it a microbial misadventure?. J Prosthet Dent 1984; 51(5): 51-4.
9. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12th ed. Philadelphia: W.B Saunders Co; 2006. P. 110.
۱۰. قنبرزاده، جلیل. استادراهنما: شهین رکنی. تحلیل تنشهای سه بعدی ایمپلنتهای دندانی به روش اجزای محدود. دکترای تخصصی، پایان نامه شماره ۸۸ دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، سال تحصیلی ۱۳۷۴-۷۵.
11. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johanson BE. A study of bite Force, Part I: Relationship to various physical characteristics. Angle Orthod 1995; 65(5): 367-72.
12. Yang HS, Thompson VP. A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment. Int J Prosthodont 1991; 4(5): 416-24.
13. Isaac L, Shetty P, Rajeev A, Jayalakshmi BR. Finite element analysis of a three unit fixed partial denture cast with nickel-chromium alloy. Indian J Dent Res 1999; 10(1): 11-4.
14. Tang L, Chen G. Three dimensional Finite element analysis of stress in supporting bone of mandibular posterior fixed bridge. I. Stress distribution of the cortical bone beneath pontic of fixed bridge. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 1999; 17(4): 374-6.
۱۵. موی، استوارت- مترجم: محمد اصفهانی- روشهای خمیری برای سازه های فولادی و بتنی. سال ۱۳۷۰ صفحه ۱۴۵.