

ارزیابی تنشهای منتقل شده از پانتیک به پایه‌های بریج دندانی و استخوان اطراف با تغییر پهنای باکولینگوالی آن به روش اجزای محدود

دکتر جلیل قنبرزاده* - دکتر محمدرضا صابونی* - دکتر مسعود کشاورز**

*- استادیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانی دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد.

** - استادیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان.

چکیده

زمینه و هدف: تنشهای وارده بر بریج از نظر میزان و الگوی تنش با یک رستوریشن منفرد متفاوت است. در این میان، ضخامت اکلوزوجینجیوالی و پهنای باکولینگوالی تاثیر مستقیم بر تنشهای وارده بر پایه‌های دندانی دارند. هدف از مطالعه حاضر ارزیابی تغییر الگو و مقدار تنش با تغییر پهنای پانتیک است.

روش بررسی: در این مطالعه آزمایشگاهی، مدل‌سازی از روی نمونه واقعی و با استفاده از نرم‌افزار کامپیوتری انجام گردید. به همین منظور، سه مدل بریج دندانی سه واحدی با طرح PFM به اشکال: پانتیک با عرض نرمال، کاهش عرض پانتیک به میزان ۲۰٪ و کاهش عرض پانتیک به میزان ۴۰٪ طراحی شد. خواص فیزیکی آلیاژ Ni-Cr-Be، دنتین، پرئودنتال لیگامنت، استخوان اسفنجی و تراکم برای نرم‌افزار تعریف شدند و بعد از آن دندان و بریج روی آن طراحی گردیدند. نیرویی معادل هفتصد نیوتن عمود بر پانتیک وارد شد و بعد از آن به کمک نرم‌افزار ANSYS، تنشها و کرنشهای موجود در پایه‌های دندانی، استخوان اطراف و پروتز مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: تمرکز تنش در استخوان اطراف پایه‌های دندانی، بیشتر در ناحیه مزیال پرمولر، آپکس پرمولر و دیستال مولر بوده و با کاهش عرض پانتیک به میزان ۲۰٪ و ۴۰٪ تنشها به همان نسبت کاهش یافتند. تمرکز تنش در ساختمان دندان، بیشتر در سمت طوق ناحیه دیستال پرمولر، طوق مزیال مولر و فورکا دیده شد و با کاهش عرض پانتیک به میزان ۲۰٪ و ۴۰٪، تنشهای وارده بر ساختمان دندان به نسبت کمتری کاهش یافت.

نتیجه‌گیری: کاهش عرض پانتیک به طور موثری تنش را در استخوان اطراف دندان پایه کاهش می‌دهد. با کاهش عرض پانتیک تنش حاصل در ساختمان دندان در مقایسه با استخوان به میزان کمتری کاهش پیدا می‌کند.

کلید واژه‌ها: تنش - بریج - روش اجزای محدود - پانتیک

پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۱/۱۸

اصلاح نهایی: ۱۳۸۵/۱۰/۱۳

وصول مقاله: ۱۳۸۵/۵/۳

نویسنده مسئول: گروه آموزشی پروتزیهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد e_mail:jalil5290@yahoo.com

مقدمه

آنکه زیبایی آنها به خطر بیافتد. پانتیک‌هایی که در نواحی دور از دید (معمولاً در دندانهای خلفی فک پایین) واقع می‌شوند، جهت بازسازی فانکشن و پیشگیری از انحراف دندانها به کار می‌روند. چون مسئله زیبایی در این ناحیه از دهان اهمیت کمی دارد، ممکن است برقراری کانتورهایی که شکل آنها شبیه دندان است لازم نباشد. پانتیک تا حدی به

در طراحی یک بریج دندانی طرح صحیح پانتیک در تامین بهداشت، سلامتی نسوج و فانکشن مطلوب نقش مهمی دارد. نام پانتیک از لغت لاتین Pons به معنای پل مشتق شده است. (۱)، در طراحی پانتیک، پانتیک‌هایی که جهت قرار گرفتن در نواحی در معرض دید طراحی می‌شوند باید از نظر زیبایی این تصور را ایجاد کنند که دندان هستند، بدون

Empress1, Empress2, Inceram alumina و Zro2 به روش اجزای محدود است که بریج‌های ساخته شده از زیرکونیا استحکام بالاتری را نسبت به بقیه نشان دادند و Empress1 و Alumina استحکام کافی برای ساخت یک بریج خلفی را نشان ندادند. نتیجه دیگر این بود که طول عمر بریج‌های تمام سرامیکی به طراحی ناحیه اتصال هم بستگی دارد. (6)، هدف این مطالعه بررسی تنش‌های منتقل شده از پانتیک به پایه‌های بریج دندانی و استخوان اطراف با تغییر پهنای باکولینگوالی آن به روش اجزای محدود می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه آزمایشگاهی، برای ارزیابی مقدار و الگوی تنش از روش اجزای محدود به صورت سه‌بعدی استفاده گردید. در این روش مدل‌های مورد مطالعه پس از طراحی به صورت سه‌بعدی، به عناصر محدود کوچکتری تقسیم شده که این عناصر در تعداد محدودی نقاط یا گره به یکدیگر متصل می‌شوند. این عناصر محدود، خواص واقعی ماده حقیقی را حفظ خواهند کرد.

در این مطالعه سه مدل بریج دندانی از نوع چینی-فلز مورد ارزیابی قرار گرفتند به طوری که پایه‌های این بریج‌ها دندانهای پرمولر دوم و مولر دوم فک پایین بود. اندازه، ابعاد و مورفولوژی دقیق دندانها از کتاب Dental Anatomy (7) گرفته شد. طراحی دندانهای پایه بریج با دیواره‌های متقارب شش درجه نسبت به هم و Finishing line شولدر شیب‌دار ۱۳۵ درجه در سطوح مزیال، دیستال و لینگوال و Finishing line شولدر و بول ۴۵ درجه در سطح باکال انجام گرفت. عمق تراش اکلوزال ۱/۵ میلی‌متر، در سطح باکال در بالای بول یک میلی‌متر و در سایر سطوح ۰/۵ میلی‌متر بود. (۲) ضریب کشسانی و نسبت پواسان اجزای تشکیل دهنده طرح مورد مطالعه شامل چینی، فلز، قسمت‌های مختلف دندان و استخوان فک با استفاده از مراجع معتبر برای نرم‌افزار تعریف شدند. (۸،۴)

استخوان اطراف پایه‌های بریج به شکل یک مکعب مستطیل با حاشیه‌ای مشخص از استخوان متراکم طراحی گردید. کرست استخوان آلوئول به دقت در محل استاندارد خود

خاطر قرار گرفتن در محور بین دندانهای پایه باریکتر از دندان طبیعی فرم داده می‌شود. (۲) در مطالعه‌ای Parkinson نتیجه گرفت که کوچکتر کردن پانتیک بیش از درصد معینی حدود ۱۰٪ شاخص پلاک (Plaque Index) را تغییر نمی‌دهد. (۱) به غیر از مسئله زیبایی و بهداشت در یک بریج دندانی میزان فشارهای وارده به دندانها و ساختمانهای Supportive اطراف پایه‌های دندانی و ساختمان خود بریج از اهمیت بسزایی برخوردار بوده و ارتباط مستقیم با طول عمر یک بریج دندانی و دندانهای پایه دارد. در سال ۱۹۸۹، Woo و Churg یک مطالعه فتوالاستیک دوبعدی بر روی دندان تیلیت یافته مولر دوم پایین بر اثر فقدان مولر اول را با پروتز ثابت انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که وقتی که نیروهای عمودی بر سنترال فوسای پانتیک وارد می‌شود با افزایش تیلیت دندان مولر دوم فشار به طور معنی‌داری بر روی ریشه‌ها و بافت پرپودنشیوم پرمولر دوم افزایش می‌یابد. از طرفی توزیع و تمرکز تنش قابل ملاحظه‌ای در ریشه مزیالی مولر دوم دیده نشد. (۳)

در مطالعه‌ای دیگر که در سال ۱۹۹۹ توسط Shetty و Issac انجام گرفت یک بریج سه واحدی فک پایین که دومین مولر و دومین پرمولر پایه‌های آن و اولین مولر به عنوان پانتیک بود، توزیع تنش با روش المان محدود دوبعدی مورد بررسی قرار گرفت که بیشترین میزان تنش را در Distal connector پانتیک مشاهده کردند. (۴)

در تحقیقی دیگر که Proos در سال ۲۰۰۰ انجام داد نشان داد که خواص مکانیکی بریج وابسته به طراحی آن و خواص ماده ونیر است. همچنین وی ثابت کرد که در بریج‌های قدامی ضخامت خاصی از ونیر می‌تواند فشارها را کاهش دهد و در بریج‌های خلفی نیز فرم زیر پانتیک در کاهش دادن فشارهای کششی بسیار موثر است. (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 وجود دارد. هدف این مطالعه پیش‌بینی زمان شکست چهار نوع سرامیک

جزء مورد مطالعه به شرح زیر حاصل گردید.

الف) بریج با پانتیک طبیعی

مقدار تنش حاصله در مزیال استخوان اطراف ریشه پرمولر و سمت دیستال ریشه دیستالی مولر و آپکس پرمولر از سایر نواحی بیشتر بود. در انتهای استخوان اطراف ریشه مزیالی مولر نیز مقداری تمرکز تنش دیده شد ولی حداکثر مقدار تنش مربوط به استخوان نواحی انتهایی ریشه پرمولر بود که مقدار آن $13/4$ مگاپاسکال (Mpa) است (شکل ۱-الف). توزیع تنش از $5/2$ - $45/8$ مگاپاسکال متغیر بود، که بیشترین میزان تنش مربوط به سطح دیستالی ریشه پرمولر و سطح مزیالی ریشه‌های مزیالی و دیستالی مولر بود، اما در دیستال پرمولر تمرکز تنش بیشتری وجود داشت که حداکثر مقدار تنش در دیستال پرمولر و مزیال مولر (در ناحیه طوق) و برابر $45/8$ مگاپاسکال بود (شکل ۱-ب). در نواحی دیستال کراون پرمولر و مزیال کراون مولر و اتصالات تنش بیشتری مشاهده گردید، به طوری که حداکثر مقدار تنش در مارجین دیستالی پرمولر برابر 51 مگاپاسکال بود (شکل ۱-ج).

ب) بریج: با کاهش عرض پانتیک به میزان ۲۰٪

تنش ایجاد شده در استخوان نواحی سمت مزیال و نواحی آپکس ریشه پرمولر و دیستال ریشه دیستالی مولر بیش از سایر نواحی بود. حداکثر تنش در استخوان اطراف آپکس پرمولر و آپکس ریشه مزیالی مولر و برابر با 11 مگاپاسکال بود (شکل ۲-الف). متوسط مقدار تنش نسبت به پانتیک با عرض نرمال کاهش یافته بود ولی الگوی تنش تقریباً مشابه قبلی (عرض نرمال پانتیک) است. مقدار تنش در سطح دیستال ریشه پرمولر بیش از سایر نواحی است و حداکثر میزان تنش در سمت دیستال ناحیه طوق دندان پرمولر، سمت مزیال ناحیه طوق مولر و ناحیه فورکا بود که مقدار آن $39/7$ مگاپاسکال بود (شکل ۲-ب).

الگوی تنش، همانند بریج با عرض نرمال طرحی یکنواخت نداشت و پراکنندگی تنشها بیشتر بود و متوسط مقدار تنش کاهش یافته بود. حداکثر مقدار تنش به ترتیب در اتصالات دیستال مارجین پرمولر و مزیال مارجین مولر دیده می‌شد. اتصال دیستالی نیز در مقایسه با عرض نرمال پانتیک مقدار

قرار داده شد. در این مطالعه به دلیل بالا بردن دقت کار حتی حفره پالپ و قوس اسپری و قوس ویلسون در مدل‌ها در نظر گرفته شدند.

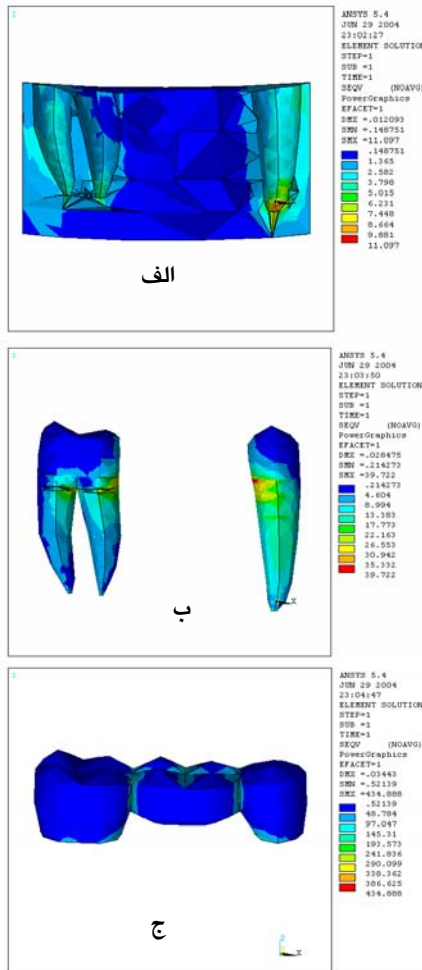
در مدل‌های طراحی شده، مدل اول یک بریج سه واحدی با عرض نرمال پانتیک در نظر گرفته شد. در مدل دوم به میزان ۲۰٪ از عرض پانتیک از سمت لینگوال کاسته شد و در مدل سوم به میزان ۴۰٪ از عرض پانتیک کم شد. با تکیه بر تحقیقات مختلف در مطالعه حاضر مقدار نیرو هفتصد نیوتن در نظر گرفته شد. این نیرو به صورت عمودی بر پانتیک اعمال گردید. طی یک مطالعه اولیه این نتیجه حاصل شد که با اعمال بار، تنها بر روی پانتیک به بحرانیترین حالت می‌توان رسید و تنها در این صورت است که می‌توان تنشها را به صورت واضحتری مشاهده و بررسی کرد.

یکی از مشخصات دیگر که می‌باید برای برنامه تحلیلی ANSYS تعریف شود تکیه‌گاههای سازه است. تکیه‌گاهها در این برنامه به صورت شماره گره معرفی می‌شوند. در این مطالعه گره‌هایی که در خارجترین قسمت دیواره‌های طرفی وجود داشتند به عنوان تکیه‌گاه در نظر گرفته شدند. یکی دیگر از مشخصات مورد نیاز برای نرم‌افزار ANSYS، تعیین نقاط تکیه‌گاه برای سازه می‌باشد که در این مطالعه خارجترین گره‌های دیواره‌های طرفی بلوک استخوانی به عنوان تکیه‌گاه تعریف شدند.

یافته‌ها

پس از آنالیز و تجزیه و تحلیل کامپیوتری با نرم‌افزار ANSYS، نتایج به صورت تصاویر رنگی و از جهات مختلف قابل مشاهده است. برنامه ANSYS، قادر است الگوی تنش حاصله در تک تک عناصر را به صورت تنشهای قائم، برشی و تنش Von mises نشان دهد. در مطالعه حاضر به منظور بررسی نتایج و مقایسه آنها در حالت‌های مختلف از تصاویر الگوی تنش Von mises استفاده گردید. از نواحی مورد نظر برشهایی از سطح مقطع پروتز، دندان و استخوان اطراف آن تهیه و تصاویر رنگی حاصل از تنش در هر کدام از این اجزا استخراج گردید و پرینت‌های رنگی گرفته شد. نتایج در سه

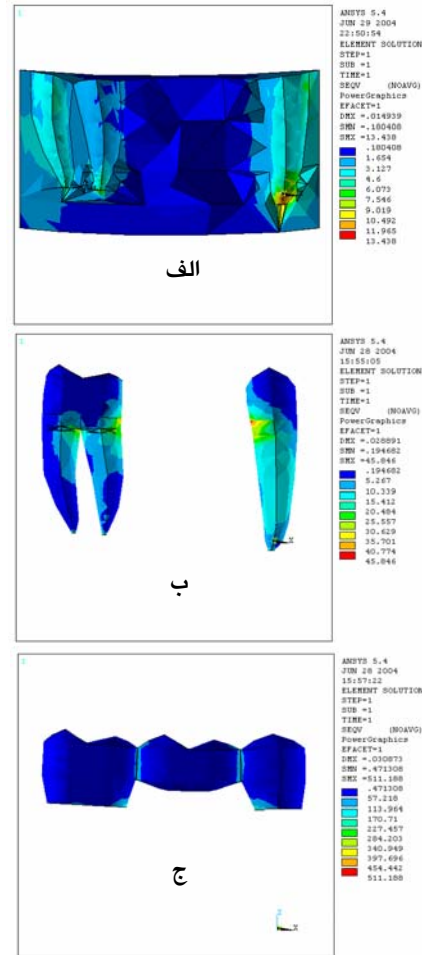
مگاپاسکال) (شکل ۳-الف). اگر از نمای بالا ساکت استخوانی ارزیابی گردد، مشاهده می‌شود که با کم شدن عرض پانتیک از سمت لینگوال در قسمتهای بالایی استخوان اطراف ریشه، تنش به سمت باکال کشیده شده است اما در قسمتهای انتهایی ریشه تمرکز تنش بیشتر در سمت لینگوال دیده می‌شود (شکل ۳-الف).



شکل ۲: الگوی تنش بریج با کاهش عرض ۲۰٪ از پانتیک در استخوان اطراف پایه ها(الف)، در ساختمان دندانهای پایه (ب) و در داخل بریج (ج)

تمرکز تنش در دندان پرمولر بیشتر در سمت دیستال آن است که محدوده آن از یک سوم اکوزالی تاج تا یک سوم آپیکالی ریشه است و حداکثر میزان آن در ناحیه طوق دیستالی دندان است (۳۷ مگاپاسکال). در دندان مولر در

تمرکز تنش بیشتری نسبت به مزیال نشان می‌داد (شکل ۲-ج).



شکل ۱: الگوی تنش بریج با عرض نرمال پانتیک در استخوان اطراف پایه ها (الف)، در ساختمان دندانهای پایه (ب) و در داخل بریج (ج)

(ج) بریج با کاهش عرض پانتیک به میزان ۴۰٪

میزان تنش در استخوان سمت مزیال ریشه پرمولر بیشتر از سمت دیستال آن است و در آپکس میزان آن به حداکثر می‌رسد. در استخوان اطراف ریشه مزیالی دندان مولر، میزان تنش کمتر از استخوان ریشه دیستالی است اما در استخوان ناحیه آپکس ریشه مزیالی تمرکز تنش دیده می‌شود. در ریشه دیستالی مولر، استخوان سمت مزیال دارای میزان تنش کمتری است. حداکثر میزان تنش در استخوان اطراف آپکس دندان پرمولر دیده می‌شود (۸/۹)

این مطالعه جزئیات مورفولوژی دندان و پروتز طراحی شده با نهایت دقت و با استفاده از کتاب Dental Anatomy (۷) مدنظر قرار بگیرد که به جرأت می‌توان گفت که در مطالعات پیش از این کمتر چنین دقت نظری به کار گرفته شده است. به طوری که در مطالعه حاضر حتی اجزایی همچون استخوان متراکم، پریدنتال لیگامنت و پالپ دندان نیز در طراحی گنجانده شده‌اند.

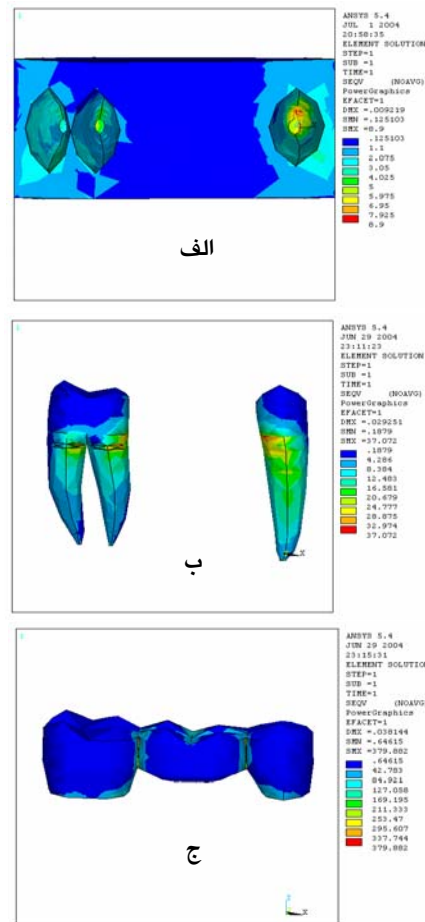
نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که در تمامی حالات، در ریشه پرمولر در مقایسه با مولر تنش بیشتری متمرکز شده است که یقیناً این موضوع بخاطر سطح تماس کمتر و فرم آناتومیک ریشه پرمولر (مخروطی) است. در سطح مزیال ریشه پرمولر و بخصوص ناحیه سرویکالی آن و همچنین سطح دیستال ریشه دیستالی مولر تمرکز تنش مشاهده شد. به جهت بالاتر بودن ضریب کشسانی پروتز در مقایسه با دندان و استخوان، تغییر شکل پروتز کمتر بوده و به تاج مولر نیروی مزیالی و به تاج پرمولر نیروی دیستالی وارد می‌شود که نتیجه این حالت ایجاد تنش فشاری در استخوان سمت مزیال پرمولر و دیستال ریشه دیستالی مولر است.

در تمام نمونه‌ها، در انتهای ریشه‌های دندانهای پایه بریج و خصوصاً در پرمولر تمرکز تنش مشاهده می‌شود و به جهت فاصله آپکس دندان با تکیه‌گاه (لبه کرسست استخوان) در این ناحیه تمرکز تنش بیشتر است به طوری که در سطوح باکال و لینگوال تنش کششی و در سطح دیستال ریشه پرمولر و مزیال ریشه مولر تنش فشاری بوجود می‌آید.

Miyakaw در سال ۱۹۷۹ طی مطالعه‌ای که به روش اجزای محدود دوبعدی انجام داد به این نتیجه رسید که در اثر اعمال نیروهای عمودی یک بریج، تمرکز تنش بیشتر در ناحیه سرویکال و آپیکال ریشه‌ها رخ می‌دهد. (۱۰) در مطالعه حاضر که به روش سه‌بعدی صورت گرفته است نشان داد که میزان تنش در استخوان سمت مزیال از ریشه مزیالی مولر و ناحیه دیستالی ریشه پرمولر کمتر از سایر نواحی است و حداقل میزان تنش در ناحیه مزیالی از ریشه مزیال مولر می‌باشد.

Thompson و Yang هم در مطالعه دوبعدی به روش اجزای محدود نشان دادند که چنانچه بریجی بر روی یک مولر تیلت

سمت مزیال ریشه‌ها تمرکز تنش بیشتری نسبت به سایر نواحی دندان مولر دیده می‌شود. با کاهش عرض پانتیک از سمت لینگوال تمرکز تنش در سمت باکال ریشه‌های پرمولر و مولر بیشتر می‌شود (شکل ۳-ب). الگوی توزیع تنش نسبت به کاهش عرض پانتیک به میزان ۲۰٪ تغییر نکرده بود و تنها مقادیر تنش کاهش یافته بود (شکل ۳-ج).



شکل ۳: الگوی تنش بریج با کاهش عرض ۴۰٪ از پانتیک در استخوان اطراف پایه‌ها (الف)، در ساختمان دندانهای پایه (ب) و در داخل بریج (ج)

بحث

طراحی عناصر و تعیین مختصات گره‌ها در آنالیز به روش اجزای محدود از اهمیت خاصی برخوردار است چرا که تغییر جزئی یک یا چند عنصر می‌تواند تاثیر قابل توجهی بر نتایج تحلیل تنش بگذارد. بدین منظور سعی شده است تا در

عرض پانتیک در بریج‌های سه‌واحدی به همان نسبت تنش وارده بر استخوان کاهش می‌یابد، در حالی که تنش وارده بر ساختمان دندان به نسبت خیلی کمتری کاهش خواهد یافت.

در بریج‌های این مطالعه تمرکز تنش بیشتر در ناحیه اتصالها، مارچین دیستالی پرمولر و مارچین مزایالی مولر دیده شد، که در Connector دیستالی مقدار آن بیشتر از سایر نواحی بود.

در مطالعه‌ای که در سال ۱۹۹۹ توسط Shetty و Issac به روش المان محدود دوبعدی بر روی بریج سه‌واحدی فک پایین انجام شد نیز بیشترین میزان تنش در اتصال دیستالی گزارش گردید. (۴)

با مقایسه تنشها در پروتز، دندان و استخوان اطراف ریشه ملاحظه می‌شود 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 ($\sigma = E \cdot \epsilon$, $\sigma = \text{stress}$, $E = \text{modulus of elasticity}$,) $\epsilon = \text{Strain}$) 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 کشسانی بالاتری می‌باشد تنش بیشتری به وجود خواهد آمد. (۹)

نکته قابل توجه دیگر در این مطالعه این است که با کاهش عرض پانتیک از سمت لینگوال، تنش در استخوان اطراف انتهای ریشه در سمت لینگوال متمرکز شده بود ولی در ناحیه کرسنت، تنش بیشتر در مزیوباکال ریشه پرمولر و دیستوباکال ریشه دیستالی مولر متمرکز شده بود.

این وضعیت در یک دندان مولر طبیعی که به سمت مزایال تیلت پیدا کرده باشد نیز صادق است و با نظر McCracken نیز مطابقت دارد. یعنی لامینادورا در قسمت تاجی مزایالی (Coronomesial) ریشه‌ای دیستالی (Apicodistal) نازکتر دیده می‌شود. که به دلیل افزایش تنش در آن نواحی می‌باشد. (۱۲)

با توجه به نازکتر بودن استخوان تابل باکال نسبت به لینگوال و بالارفتن احتمال تحلیل استخوان در سمت باکال در موقع کم کردن عرض پانتیک، باید این نکته را نیز در نظر گرفت. میزان تنش در پروتز تقریباً ده برابر دندان و میزان

یافته به مزایال گذاشته شود، تنش کمتری در استخوان آلوئول سطح مزایال از ریشه مزایالی مولر (در مقایسه با زمانی که بریج وجود ندارد) وارد می‌شود در حالی که یک افزایش تنش در پرمولر بوجود آمده است. (۱۱)

در استخوان اطراف سه مدل از بریج‌های سه‌واحدی (با عرض نرمال، کاهش عرض ۲۰٪ و ۴۰٪) ملاحظه شد که الگوی توزیع تنش در هر سه مدل شباهت زیادی به یکدیگر داشت.

با کم شدن عرض پانتیک به میزان ۲۰٪ تنش وارده بر استخوان در تمام نواحی تقریباً به میزان ۲۰٪ و با کم شدن عرض پانتیک به میزان ۴۰٪ این تنش به میزان ۴۰٪ کاهش نشان داد. در ضمن با کم شدن عرض پانتیک تمرکز تنش که در پانتیک نرمال در انتهای ریشه پرمولر بود به سمت لینگوال ریشه هدایت شد که این امر بر اثر خاصیت اهرمی است که در اثر کم شدن عرض پانتیک از سمت لینگوال بر روی ریشه‌ها ایجاد می‌شود و باز هم به دلیل ضعیفتر بودن ریشه پرمولر نسبت به مولر این تمرکز تنش در ریشه پرمولر مشهودتر است.

در مقایسه تحلیل تنش تحت بارگذاری عمودی در ساختمان دندانهای پایه مدل‌های بریج سه‌واحدی (با عرض نرمال، کاهش عرض ۲۰٪ و کاهش عرض ۴۰٪) مشاهده شد که با تغییرات عرض پانتیک، الگوی تنش در ساختمان دندان تغییر عمده‌ای نکرد. حداکثر مقدار تنش در ناحیه طوق در سمت دیستال پرمولر مشاهده گردید و بعد از آن در ناحیه طوق سمت مزایال مولر و فورکای مولر مقدار تنش بیشتری نسبت به سایر نواحی مشاهده شد که با توجه به اختلاف ضریب کشسانی دندان و رستوریشن، تمرکز تنش در ناحیه طوق طبیعی است و به دلیل اینکه دندان پرمولر دارای سطح ریشه‌ای کمتری نسبت به مولر می‌باشد، مقدار تنش در پرمولر بیشتر شده است.

با کم شدن عرض پانتیک به میزان ۲۰٪ تنش وارده بر ساختمان دندان در تمام نواحی حدود ۱۳٪ کاهش یافت و با کم شدن عرض پانتیک به میزان ۴۰٪ تنش وارده به ساختمان دندان تقریباً در تمام نواحی ۲۵٪ کاهش پیدا کرد. با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان گفت که با کاهش

ایجاد مشکل در کنترل پلاک شود. بنابراین تا حد امکان پیشنهاد شده است که از پانتیک با عرض نرمال استفاده گردد. (۱۲)

نتیجه‌گیری

کاهش عرض پانتیک به طور موثری تنش را در استخوان اطراف دندان پایه کاهش می‌دهد. با کاهش عرض پانتیک تنش حاصل در ساختمان دندان در مقایسه با استخوان به میزان کمتری کاهش پیدا می‌کند. تمرکز تنش در پروتز ثابت سه واحدی بیشتر در نواحی اتصالاتها و مارجین دیستالی پرمولر دیده می‌شود.

تنش در دندان تقریباً چهار برابر استخوان اطراف ریشه است.

در آخر باید به این نکته اشاره کرد که بیشتر نیروهای مخرب در بریج‌های دندانی توسط نیروهای ناگهانی که بر روی اجسام سخت وارد می‌شود و یا طی فعالیتهای پارافانکشن نظیر براکسیسم اعمال می‌شود که این نیروها با کم کردن عرض پانتیک کاهش نخواهند یافت. (۱۲). در این مطالعه از حداکثر نیروی جویدن استفاده شده است که از لحاظ میزان و جهت وارد شدن نیرو با نیروهای ناگهانی و فعالیتهای پارافانکشن متفاوت است.

در واقع باریک کردن سطح اکلوزالی ممکن است مانع از داشتن یک روابط اکلوزالی پایدار و یکنواخت بشود و یا ممکن است مانند یک دندان بد قرار گرفته در اکلوزن باعث

REFERENCES

1. Parkinson CF, Scheberg TV. Pontic design of posterior fixed partial prostheses. *J Prosthet Dent.* 1984 Jan;51(1): 51-4.
2. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett. *Fundamentals of fixed prosthodontics.* 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1997,490.
3. Woo YJ, Churg HG, Jo KH. A Photoelastic study of the stress distribution in the surrounding tissues of the abutment of a fixed partial denture with tilted molar abutments. *Taehan Chikkwa Uisa Hyophoe Chi.* 1989 Jan; 27(1):49-60.
4. Issac L, Shetty P. Finite element analysis of a three unit fixed partial denture with nickel- chromium alloy. *Indian J Dent Res.* 1999 Jan-Mar;10(1):11-14.
5. Proos K, Steven G, Swain M, Ironside J. Preliminary studies on the optimum shape of dental bridges. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2000;4(1):77-92.
6. Fischer H, Weber M, Marx R. Life time prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.* 2003 May;82(5):406.
7. Julion B. *Dental anatomy.* 4th ed. Philadelphia: Lea and Febiger; 1990,106-157.
8. Craig RG, Powers TM. *Restoration dental materials.* 11th ed. St. Louis: Mosby Co;2002,129.
9. Braun S, Baulteon HP, Hnat WP. A study of bite force, Part 1. Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod.* 1995;65(5):367-72.
10. Miyakawa O. Mechanical studies on the dental bridges by the finite element method. *Shika Rikogaku Zasshi.* 1979 Nov;17(40):278-86.
11. Yang HS, Thompson VP. A two dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approach to the tilted molar abutment. *Int J Prosthodont.* 1991 Sep-Oct;4(5):416-24.
12. Alan B, Glen P, David T. *McCracken's removable partial prosthodontics.* 11th ed. St. Louis: Mosby Co; 2005,193.