تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان / دوره ۱۶، شمارهٔ ۴، زمستان ۱۳۸۳، ۳۵-۴۳.

آنالیز تنش بریج سه واحدی تمام سرامیک جهت بررسی تأثیر زوایای تقارب دندانهای پایه به کمک روش اجزای محدود

مهندس محمدجعفر بی‌ریا* ـ دکتر فرزام فرهمند ـ دکتر غلامرضا اسلامی امیرآبادی*****

* - کارشناس ارشد مهندسی بیومکانیک دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شریف.

** - دانشیار گروه آموزشی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف.

*** - استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکدهٔ دندانپزشکی دانشگاه شاهد.

چکیده

زمینه و هدف: شکست مکانیکی یکی از عوامل مهم عدم موفقیت بریج‌های دندانی بخصوص در انواع تمام سرامیک آنها به شمار می‌رود. هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی تأثیر زوایای تقارب اکلوزال دندانهای پایه بر توزیع و حداکثر مقادیر تنشهای اصلی مکانیکی در پروتز و سطح تماس آن با دندانهای پایه در یک بریج سه واحدی تمام سرامیک بوده است که به کمک روش عددی اجزای محدود انجام پذیرفت.

روش بررسی: ابر نقاط[1] مربوط به اطلاعات سه بعدی دندانهای پرمولر دوم تا مولر دوم با استفاده از سیستم اسکنر آتوس[2] فراهم گردید و برای مدل‌سازی سطحی بریج سه واحدی و دندانهای پایه در نرم‌افزار CATIA مورد استفاده قرار گرفت. اطلاعات بدست آمده به منظور مش بندی و تحلیل مدل‌های اجزای محدود سه بعدی به نرم افزار I-DEAS منتقل گردید و دو مدل FEM بازو ایای تقارب تعریف شدهٔ حد بالا و پایین تهیه شد. در مدل‌های اول و دوم به ترتیب از صد و هفتاد و یک‌هزار و نهصد و صد و شصت و هشت‌هزار و هفتصد المان حجمی چهار نود تترا هدرال استفاده گردید. اثر اعمال سه نحوهٔ بارگذاری و استفاده از دو مادهٔ پروتز متفاوت بررسی و نتایج با یکدیگر مقایسه شد.

یافته‌ها: نتایج حاصل نشان داد که تنشهای اصلی کششی ماکزیمم روی سطح جینجیوال کانکتور ریتینر مولر دوم ایجاد گردید. همچنین حداکثر این تنشها در سطح تماس مادهٔ پروتز و دندانهای پایه بر روی سطوح مارجینال و در نواحی دیستال دندان پایهٔ مولر دوم اتفاق افتاد. مقادیر حداکثر تنشهای اصلی کششی در مدل با حداکثر زوایای تقارب در مقایسه با مدل دارای حداقل زوایای تقارب اندکی کمتر بدست آمد، که البته این اختلاف چشمگیر نبود. با تغییر مادهٔ پروتز از IPS-Empress2 به Dicor مقادیر حداکثر تنشها کاهش یافت.

نتیجه‌گیری: استفاده از بریج ساخته شده از ماده IPS-Empress[2] به دلیل استحکام بالاتر مکانیکی آن از ضریب اطمینان بیشتری برخوردار می‌باشد. همچنین نتایج نشان داد شرایط بارگذاری از نقش مهمی در مقادیر و شدت تنشهای مکانیکی برخوردار می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: پروتز ـ بریج سه واحدی ـ روش اجزای محدود ـ زوایای تقارب دندانهای پایه

1. Cloud points.

2. Atos.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

مقدمه

مدتهای مدیدی استکه بریج‌های متال – سرامیک برای جایگزینی دندانهای از دست رفته مورد استفاده قرار گرفته‌اند. با وجود اینکه این نوع از بریج‌ها از استحکام بسیار بالایی برخوردارند، فرآیند ساخت آنها دشوار بوده و به دلیل استفاده از مغزی فلزی تنشهای حرارتی پسماند[1] در پروتز ایجاد می‌گردد. از سوی دیگر، بریج‌های تمام سرامیک از مشخصات زیبایی منحصر به فردی برخوردار بوده، دارای فرآیند ساخت آسانتر و تهی از تنشهای حرارتی پسماند می‌باشند. از این رو این‌گونه پروتزها مورد توجه هر چه بیشتر متخصصان این رشته و همچنین بیماران قرار گرفته است. البته نقطه ضعف این‌گونه بریج‌ها در مقایسه با انواع متال – سرامیک، ظرفیت تحمل بار نسبتاً کم به دلیل استحکام نهایی محدود و همچنین چقرمگی شکست[2] پایین آنها می‌باشد.(۱)، با وجود اینکه امروزه انواع سرامیک‌های دندانی جدید به بازار عرضه شده است که از ظرفیت تحمل بار مناسب و مشخصات زیبایی ویژه‌ای برخوردارند، استفاده از بریج‌های تمام سرامیک برای جایگزینی دندانهای مولر اول از دست رفته، با توجه به مقادیر بزرگ نیروهای بایت وارد بر این دندانها، همچنان به‌عنوان مشکلی در پیش روی متخصصان رشتهٔ پروتز دندان قرار دارد.

اطلاعات کلینیکی نشان داده است که شکست بریج‌های تمام سرامیک اغلب در ناحیهٔ کانکتورها و به دلیل دارا بودن کمترین سطح مقطع در پروتز رخ می‌دهد. به همین دلیل به‌منظور تعیین مقادیر بهینهٔ ابعاد کانکتورها، تحقیقات مختلفی انجام شده است.(۲و۳)، هر چند، پارامترهای دیگری نیز وجود دارند که می‌توانند استحکام شکست بریج‌های تمام سرامیک را تحت تأثیر قرار دهند و از جمله مهمترین آنها می‌توان از زوایای تقارب اکلوزال دندانهای پایه نام برد. تیپر کردن دیواره‌های دندانهای پایه به منظور قرارگیری مناسب بریج ضروری می‌باشد اما افزایش مقادیر تیپر موجب کاهش‌گیر[3] شده و در نهایت به شکست بریج در سطح تماس منجر می‌گردد. از آنجایی که تاکنون تأثیر زوایای تقارب بر استحکام شکست بریج‌های سه واحدی تمام سرامیک به طور دقیق مورد مطالعه قرار نگرفته است، در این مطالعه با هدف انجام یک مطالعهٔ دقیقتر، تأثیر پارامترها زوایای تقارب بر استحکام پروتز تحت شرایط مختلف بارگذاری و با استفاده از مواد پروتز مختلف مورد توجه ویژه قرار گرفته است.

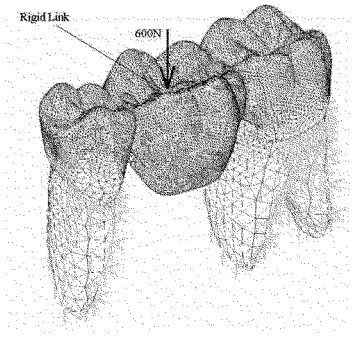
روش بررسی

در این مطالعه از یک بریج سه واحدی که برای جایگزینی دندان مولر اول مندیبل ساخته شده بود، یک مدل دقیق کامپیوتری تهیه گردید. برای این منظور از مدل‌های پلاستیکی دندانهای پرمولر دوم، مولر اول و مولر دوم که از نظر هندسه و ابعاد بر اساس دستورالعمل ارائه شده در کتاب آناتومی و مورفولوژی ویلر(۴) با دقت مناسب و برای مصارف آموزشی ساخته شده بود، استفاده شد. مدل دندانها مطابق موقعیت آنها در قوس دندانی درون یک تودهٔ گچی قرار گرفت و سپس دندانها توسط اسکنر آتوس (ساخت شرکت GOM آلمان) با دقت۰/۱ میلی‌متر دیجیتایز شدند و ابر نقاط تاج دندانها در موقعیت قوس دندان بدست آمد. پس از خارج کردن دندانها از تودهٔ گچی بخشهای باقی‌مانده از جمله ریشهٔ دندانها دیجیت شد و ابر نقاط بدست آمده به ابر نقاط تاج دندانها با دقت بسیار بالا اضافه گردید. ابر نقاط کلی حاصله در نهایت جهت سطح‌گذاری به نرم‌افزار CATIA روایت ۵/۱۰

1. Residual thermal stresses.
2. Fracture toughness.
3. Retention.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

منتقل شد و جهت ساخت بریج سه واحدی بر اساس دستورالعملهای آماده‌سازی دندانهای پایه(۵) عمل شد. در این آماده‌سازی ارتفاع و عرض کانکتورها به ترتیب چهار و ۵ میلی‌متر در نظر گرفته شدند(۶) و از طرح مارجین چمفر به شعاع ۱/۰ میلی‌متر استفاده شد. پس از تهیهٔ مدل‌های سطح از بریج و دندانهای پایه، اطلاعات بدست آمده به نرم‌افزار I-DEAS روایت ام اس هشت برده شد و برای ساخت مدل‌های حجمی و مدل‌های اجزای محدود مورد



شکل ۱: نمایشی از مش‌بندی و اعمال شرایط مرزی و بارگذاری مدل اجزای محدود بریج سه واحدی

استفاده قرار گرفت (شکل ۱). جهت مش بندی مدل‌ها از المان‌های تترا هدرال چهار نودی با سه درجه آزادی استفاده شد. دو مدل اجزای محدود با زوایای تقارب حدّ بالا (FEM 1.) و زوایای تقارب حدّ پایین (FEM 2.) مطابق جدول ۱ تهیه گردید که به ترتیب شامل صد و هفتاد و یک‌هزار و نهصد و صد و شصت و هشت‌هزار و هفتصد المان می‌شدند.

جدول ۱: زوایای تقارب دندانهای پایه در مدل‌های مورد مطالعه

نام مدل	دندان پایه پرمولر دوم (درجه)		دندان پایه‌مولر دوم (درجه)	
	باکال - لینگوال	مزیال - دیستال	باکال - لینگوال	مزیال - دیستال
FEM1	۲۰	۲۴	۱۲	۱۶
FEM2	۶	۱۰	۴	۸

در مدل‌های اجزای محدود تهیه شده در این مطالعه فرض شد که مینای دندان به‌طور کامل برداشته شده و توسط مادهٔ سرامیک جایگزین گردیده است. همچنین از اثر پالپ، لیگامان‌های پریودنتال و لایه سمان در سطح تماس پروتز و دندان صرف نظر شد. فرضیات فوق فرضیات منطقی است که در مطالعات قبلی نیز مورد استفاده قرار گرفته است.(۱ و ۷)

مادهٔ سرامیکی IPS-Empress2 به‌عنوان مادهٔ اصلی پروتز و سرامیک Dicor به‌عنوان مادهٔ جایگزین مادهٔ اصلی و جهت مقایسه با آن در نظر گرفته شد. مواد پروتز و دندان هموژن، استاتیک خطی و آیزوتروپیک فرض شدند و مقادیر خواص این مواد مطابق جدول ۲ مورد استفاده قرار گرفت.(۸) در مدل‌های اجزای محدود فوق همچنین فرض شد که بین مادهٔ پروتز و دندان اتصال کامل برقرار است(۹) و تغییر مکان کلیه گره‌ها در تمام جهات و در زیر خط طوق دندانهای پایه ثابت فرض شدند.(شکل ۱)

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

جدول ۲: خواص مکانیکی مواد مورد مطالعه

ماده	مدول الاستیسیته (GPa)	ضریب پوواسون
عاج دندان	۱۸/۰	۰/۱۳
IPS-Empress2	۶۹/۰	۰/۲۲
Dicor	۷۰/۰	۰/۲۵

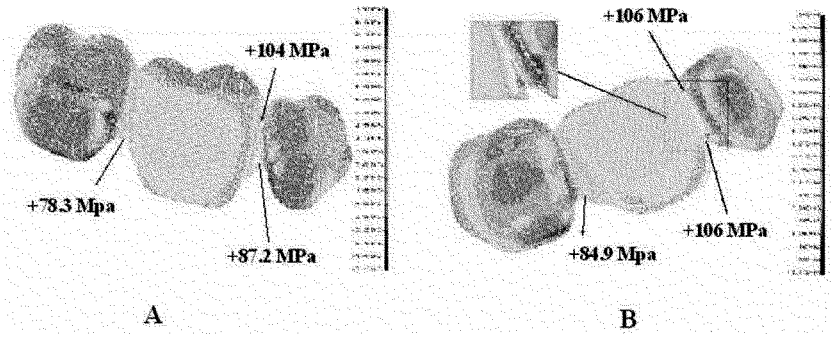
از نظر شرایط بارگذاری، سه وضعیت اعمال بار مطابق ذیر در نظر گرفته شد:

۱. بارگستردهٔ ۱۰ مگاپاسکال که در راستای عمودی بر روی سطح اکلوزال پونتی توزیع گردید.

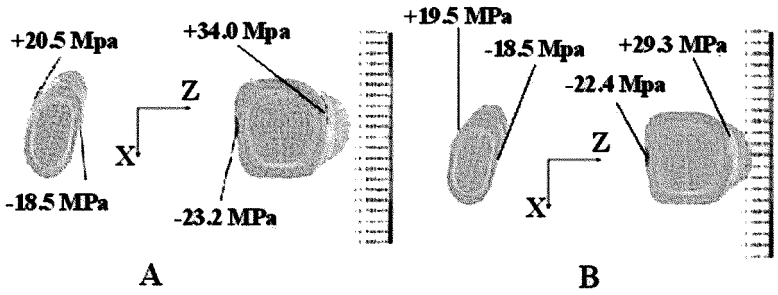
۲. بار متمرکز ششصد نیوتن که به‌طور عمودی و بر مرکز سطح اکلوزال پونتی، به عنوان عمومیترین وضعیت بارگذاری، اعمال شد.(شکل ۱)

۳. بار متمرکز ششصد نیوتن که تحت زاویه ۴۵ درجه در صفحه ساجیتال و بر مرکز سطح اکلوزال پونتیک وارد گردید.

پس از انجام تحلیلهای مربوطه، کانتورهای تنشهای اصلی در پروتز و کمپلکس رستوریشن/ دندانهای پایه و همچنین کانتورهای تنشهای برشی در سطح تماس و در صفحه مماسی استخراج گردید و جهت بررسی و مقایسه مورد استفاده قرار گرفت.



شکل ۲: الگوی توزیع تنش و حداکثر مقادیر تنشهای کششی در پروتز تحت اعمال شرط بارگذاری یک (A-FEM1 ،B-FEM2)



شکل ۳: الگوی توزیع و حداکثر مقادیر تنشهای اصلی کششی در سطح تماس مادهٔ پروتز و دندانهای پایه تحت اعمال شرط بارگذاری یک (A-FEM1 ،B-FEM2)

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

یافته‌ها

نحوهٔ توزیع تنش اصلی، صرف نظر از شرایط بارگذاری و مواد پروتز در هر دو مدل FEM1 و FEM2 مشابه یکدیگر بدست آمد. به این ترتیب که در نواحی نزدیک به سطح جینجیوال پونتیک و زیر تار خنثی عمدتاً تنشهای کششی و در نواحی نزدیک به سطح اکلوزال و بالای تار خنثی تنشهای فشاری ایجاد گردید. حداکثر تنشهای اصلی در سطح جینجیوال کانکتور سمت ریتینر دندان پایه پرمولر دوم و حداکثر تنشهای اصلی در سطح تماس مادهٔ پروتز و دندان پایه بر روی سطوح مارجینال و در سمت ریتینر دندان پایه مولر دوم رخ داد. اگرچه تحت اعمال شرایط بارگذاری و مواد مختلف مورد استفاده برای مادهٔ پروتز در این مطالعه، اختلافات قابل توجهی در کانتورهای تنش مشاهده گردید (شکل ۲ و۳). برای بارگذاری مورد۱، ناحیه پرتنش کششی از سمت باکال به سمت لینگوال کانکتور گسترش یافت. در مدل FEM1 حداکثر مقدار تنش اصلی ۱۰۴+ مگاپاسکال بود که در سمت باکال کانکتور رخ داد در حالی در مدل FEM2 این حداکثر مقدار تنش در هر دو سمت باکال و لینگوال کانکتور تقریباً مساوی و معادل ۱۰۶+ مگاپاسکال بدست آمد. در کانتورهای تنش اصلی بدست آمده از موارد دو و سه بارگذاری، برخلاف مورد یک وجود چنین گسترشی از ناحیه پرتنش کششی مشاهده نگردید و به جای آن یک ناحیه پر تنش کششی در ناحیه جینجیوال – لینگوال کانکتور ایجاد گردید. از سوی دیگر، اختلاف چشمگیری در مقادیر و الگوی تنش اصلی در سطح تماس مادهٔ پروتز و دندانهای پایه تحت هریک از شرایط بارگذاری موارد(۱–۳) بین مدل‌های FEM1 و FEM2 مشاهده نگردید. اگر چه تحت شرایط بارگذاری مورد ۳ مقادیر تنشهای اصلی و برشی در سطح تماس به نحو قابل توجهی افزایش یافت. حداکثر مقادیر تنشهای اصلی در موارد فوق در جدول ۳ ارائه شده است.

جدول ۳: حداکثر تنشهای اصلی در کانکتور سمت پرمولر دوم و سطح تماس پروتز و دندان تحت اعمال شرایط بارگذاری دو و سه در مدل‌های FEM1 و FEM2

مدل FEM	مقادیر حداکثر تنشهای کششی در سطح تماس (MPa)		مقادیر حداکثر تنشهای کششی در پروتز (MPa)	
	نیروی مورد سه	نیروی مورد دو	نیروی مورد سه	نیروی مورد دو
FEM1	۹۶/۸	۳۴/۰	۹۹/۸	۸۱/۹
FEM2	۹۳/۸	۲۹/۳	۱۰۲/۰	۸۶/۲

کانتورهای تنشهای اصلی در پروتز و سطح تماس برای مواد پروتز IPS-Empress2 و Dicor و تحت اعمال شرایط بارگذاری مورد ۲ مطابق شکل ۴ می‌باشند. در بریج‌های با مادهٔ سرامیکی Dicor الگوهای تنش با شدّت‌کمتری در مقایسه با بریج‌های با مادهٔ سرامیکی IPS-Empress2 مشاهده شد. مقادیر حداکثر تنشهای اصلی در کانکتور در مدل‌های FEM1 و FEM2 در بریج‌های Dicor به ترتیب معادل ۷۵/۳ مگاپاسکال و ۷۶/۸ مگاپسکال بود که کمتر از مقادیر بدست آمده ۸۲ مگاپاسکال و ۸۶/۲ مگاپاسکال در بریج‌های با مادهٔ IPS-Empress2 می‌باشد. در کانتورهای تنشهای اصلی در سطح تماس مادهٔ پروتز و دندان نیز وضعیت مشابه وجود داشت، ضمن آنکه پیدایش ناحیه نسبتاً پرتنش از نوع کششی با حداکثر مقدار ۲۵/۱ مگاپاسکال در بریج با مادهٔ Dicor در مقایسه با بریج با مادهٔ IPS-Empress2 مشاهده شد. کانتورهای تنش برشی نیز نشان دادند که مقادیر

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

تنشهای برشی در شرایط عمومی بارگذاری (مورد ۲) نسبتاً پایین بوده و حداکثر از ۱۳/۸ مگاپاسکال تجاوز نمی‌کنند.

بحث

در این مطالعه مشاهده شد که چگونه استحکام شکست یک بریج سه واحدی تحت تأثیر زوایای تقارب دندانهای پایه قرار گرفته است. توزیع تنشهای اصلی فشاری و کششی در بریج با الگوی توریع تنش در یک تیر ساده، که معرف مدل بیومکانیکی برای یک بریج است مطابقت دارد. این نتیجه می‌تواند به‌عنوان تأییدیه کیفی برای اعتبار بخشیدن به مدل‌های اجزای محدودی که در این مطالعه استفاده شده است مطرح گردد. نتایج کمّی بدست آمده از این مطالعه نیز از انطباق مناسب با مطالعات تجربی و عددی قبلی انجام شده در این زمینه برخوردار می‌باشند. به این ترتیب حداکثر مقدار تنش اصلی در بریج برای مدل‌های FEM1 و FEM2 به ترتیب ۸۱ مگاپاسکال و ۸۸ مگاپاسکال بدست آمد که به مقدار متناظر با آن در تحقیقی که در سال ۲۰۰۳ توسط Fischer و همکاران تحت شرایط مشابه ارائه شده و معادل ۸۵ مگاپاسکال بود نزدیک است.(۱) ضمناً حداکثر تنش اصلی در پروتز در موقعیت یکسانی ایجاد گردید. اگرچه وجود اختلاف ده درصدی بین مقادیر حداکثر تنشهای اصلی کششی در مدل‌های FEM1 و FEM2 ممکن است به این نتیجه رهنمون گردد که زوایای تقارب دندانهای پایه نمی‌تواند به عنوان پارامتر تأثیرگذار در استحکام شکست یک بریج سه واحدی تمام سرامیک مد نظر قرارگیرد. مقادیر حداکثر تنشهای کششی در بارگذاری مورد سه (بار متمرکز ششصد نیوتن تحت زاویه ۴۵ درجه) در مقایسه با سایر موارد بارگذاری به نحو چشمگیری افزایش نشان داد و این نتیجه حاکی از آن است که اطلاعات مربوط به شرایط بارگذاری نقش مهمی در نتایج حاصل از این مدل‌ها ایفا کرده و اطلاعات دقیقتر در این زمینه می‌تواند به تخمینهای مناسبتری منجر گردد.

حداکثر مقادیر تنشهای کششی برای بریج ساخته شده از مادهٔ IPS-Empress2 در مقایسه با بریج Dicor بیشتر بود. به نظر می‌رسد که مزیت اصلی مادهٔ سرامیکی Dicor مدول الاستیسیتهٔ کمتر آن می‌باشد (جدول ۲) که موجب انتقال بهتر تنش در کمپلکس پروتز/دندان پایه از طریق دو ماده با خواص انعطاف‌پذیری بهتر می‌گردد. با وجود این، به‌منظور ارزیابی توان شکست بریج سه واحدی تمام سرامیک ساخته شده از دو مادهٔ فوق، تحت شرایط بارگذاری تک سیکل، حداکثر تنشهای بدست آمده[1] (MGS) با تنش فلکسرال (یا مدول گسیختگی)[2] که از انجام آزمایشات بر روی مواد پروتز بدست می‌آید مقایسه می‌شود. همان‌گونه که از جدول ۴ مشاهده می‌شود نسبت MGS/MOR همواره در بریج‌های ساخته شده از مادهٔ IPS-Empress2 در مقایسه با بریج‌های ساخته شده از مادهٔ Dicor کوچکتر است این امر نشان دهندهٔ دارا بودن ضریب اطمینان بالاتر بریج‌های ساخته شده از مادهٔ IPS-Empress2 می‌باشد.

جدول ۴: نسبت MGS/MOR در پروتز تحت اعمال شرایط بارگذاری مورد دو در مدل‌های FEM1 و FEM2

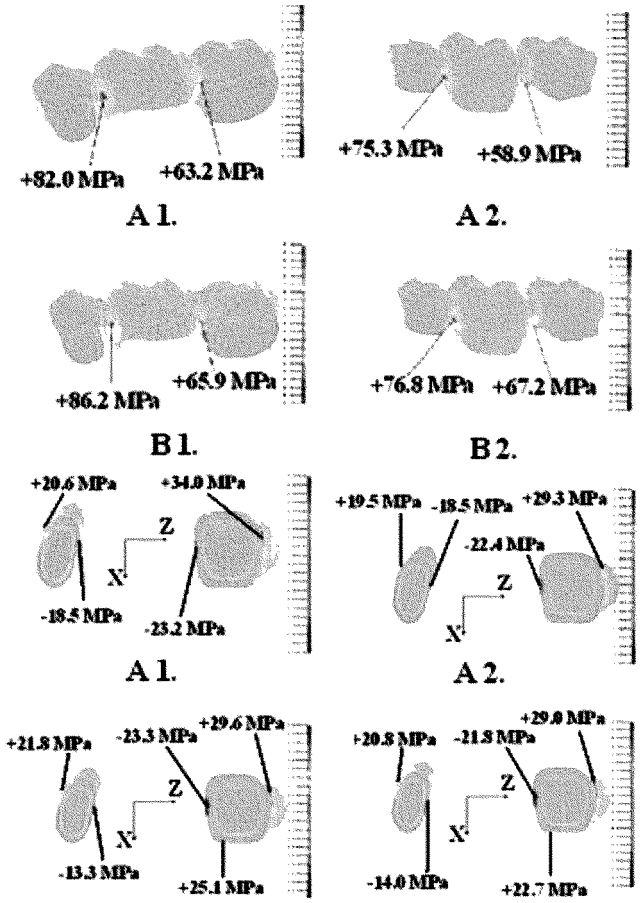
مدل FEM	ماده	MGS/MOR
FEM1	IE2	۸۱/۳:۳۹۹=٪۲۴/۱
FEM2	IE2	۸۶/۲:۳۳۹=٪۲۵/۴
FEM1	Dicor	۷۵/۱۵۲:۳=٪۴۹/۵
FEM2	Dicor	۹۹/۸۸:۱۵۲=٪۶۵/۷

به عنوان یک قانون کلی، تنش حدّ تحمل برای بارگذاری خستگی به‌طور تخمینی ۴۰٪ استحکام نهایی ماده در نظر گرفته می‌شود.(۹) همان‌گونه که در جدول ۴ مشاهده

1. Maximal Generated Stress.
2. Modulii Of Rupture.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

می‌گردد تنها نسبتهای MGS/MOR برای بریج‌های ساخته شده از مادهٔ سرامیکی IPS-Empress2 کوچکتر از ۴۰٪ می‌باشند. بنابراین این‌گونه بریج‌ها تحت شرایط بارگذاری نوسانی در شرایط کلینیکی می‌توانند به نحو موفقیت آمیزی برای جایگزینی دندان مولر اول مندیبل مورد استفاده قرار گیرند. اگرچه، در مورد بیمارانی که دارای حرکات فکی پارانرمال بوده و نیروهای وارد بر دندانهای این افراد تا ده برابر افزایش می‌یابد، با توجه به خطی بودن آنالیزهای انجام شده، مقادیر حداکثر تنشهای بدست آمده (MGS) نیز تا ده برابر بزرگتر می‌شوند و بنابراین هیچ یک از بریج‌های مندرج در جدول ۴ در چنین شرایطی دارای کاربرد کلینیکی موفقیت آمیزی نخواهند بود. این نتایج نشان می‌دهند که متخصصان پروتز قبل از به کارگیری درمان بریج سه واحدی تمام سرامیک برای جایگزینی دندان مولر اول مندیبل باید شرایط بیمار را با دقت مورد توجه قرار دهند.



شکل ۴: الگوی توزیع و مقادیر حداکثر تنشهای اصلی کششی در پروتز و در سطح تماس پروتز و دندانهای پایه تحت اعمال شرط بارگذاری مورد دو

(A1-FEM 1, IPS-Empress2, A2 FEM 1, Dicor, B1-FEM 2, IPS-Empress2, B2-FEM 2, Dicor.

A3-FEM 1, IPS-Empress2, A4-FEM 1, Dicor, B3-FEM 2, IPS-Empress2, B4-FEM 2, Dicor).

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

نتیجه‌گیری

نتایج بدست آمده از این مطالعه را می‌توان مطابق زیر برشمرد.

۱. مدل‌های دقیق کامپیوتری دندانهای مندیبل پرمولر دوم، مولر اول و مولر دوم و همچنین یک مدل پارامتری از بریج سه واحدی ساخته شد.

۲. نحوهٔ توزیع تنشها در پروتز و سطوح تماس دندانهای پایه تحت شرایط مختلف بارگذاری و استفاده از دو مادهٔ پروتز تعیین گردید.

۳. اثر تنشهای برشی در سطح تماس مادهٔ پروتز و دندان و در صفحه مماسی به دلیل مقادیر کم آنها قابل صرفنظر می‌باشد.

۴. زوایای تقارب دندانهای پایه ممکن دارای تأثیرات شگرفی بر استحکام شکست بریج سه واحدی تمام سرامیک نباشند.

۵. مقادیر و نحوهٔ اعمال بار، عوامل تأثیر گذاری بر مقاومت نهایی شکست بریج به شمار می‌روند.

۶. استفاده از مادهٔ پروتز با خواص ارتجاعی نزدیک به دندان موجب اهش شدت تنش و مقادیر حداکثر تنشهای اصلی در پروتز وسطح تماس می‌گردد. اگرچه تنش فلکسرال عامل تعیین کننده‌ای در انتخاب مادهٔ پروتز از حیث استحکام می‌باشد.

۷. در استفاده از درمان بریج سه واحدی جهت جایگزینی دندان مولر اول از دست رفته، شرایط بیمار باید به دقت مورد توجه قرار گیرد.

تشکر و سپاس

۱. بدین وسیله از زحمات دکتر شجاع‌الدین شایق که از مشاوره و راهنمایی ایشان در زمینهٔ علم پروتز در تدوین این مقاله بهره جستم تقدیر و تشکر می‌نمایم.

همچنین از مهندس فربد وکیلی مدیرعامل محترم شرکت فدک صنعت‌گستر به سبب همکاری مؤثرشان تشکر می‌نمایم.

■

REFERENCES

1. Fischer H., Weber M, Marx R. Lifetime Prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res 2003; 82, 3: 238-242.
2. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stapperrt C, Strub J R. Fracture strength of all-ceramic litium disilicate and Porcelin-Fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. Eur J Prosthod Res Dent 2002; 10: 15-22.
3. Augeraeau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevence of the finite element method to optimize fixed partial denture design, Part: Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. Clin. Oral Investing 1998; 2, 1: 36-39.
4. Ash Jr. M M, Nelson SJ, Wheeler's dental anatomy, physiology & occlusion, 7th ed. [S.L]: W.B. Saunders; 1993.
5. Sorensen J. A, Cruz M, Mito WT. Research evaluations of a lithium disilicate restorative system, 1st. ed. IPS Empress(R) 2, 1998.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]

6. Won-Suck OH, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic Fixed partial dentures. J prosthet Dent 2002; 87: 536-92.
7. Hojjatie B, Anusavice KJ. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. J Biomechanics 1990; 23, 11: 1157: 1157-1166.
8. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. J Prosthet Dent 2002; 87: 516-527.
9. Kamposiora P, Papavasiliou S, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quint Int 1996; 27: 701-706.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-20]