

بررسی اثر تغییر دما ناشی از محرک سرمایی روی دندان ترمیم شده با پست و کورهای متفاوت به وسیله روش اجزای محدود

دکتر فریده گرامی پناه^۱ - دکتر سعید نوکار^۲ - دکتر علی شفیعی^۳ - دکتر گلاره اسدی^۴

- ۱- دانشیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.
- ۲- استادیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانی دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.
- ۳- استادیار پژوهشکده مهندسی ژئوتکنیک پژوهشگاه بین المللی زلزله شناسی و مهندسی زلزله.
- ۴- استادیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.

چکیده

زمینه و هدف: تفاوت در میزان انبساط حرارتی دندان و ماده ترمیم کننده می تواند باعث ایجاد استرس و در نتیجه شکست در ساختار دندان یا نشست در رستوریشن شود که این امر نیز باعث شکست در ترمیم پست و کور می شود. هدف از این مطالعه بررسی اثر تغییرات حرارتی در انواع پست و کور در دندان سنترال فک بالا اندو شده می باشد.

روش بررسی: در این مطالعه اجزای محدود، مدل کامپیوتری سه بعدی از یک دندان سانتال فک بالا پست و کور و نسوج احاطه کننده دندان ساخته شد. سه ترکیب پست و کور و کراون به ترتیب زیر به کار رفت:

۱- پست زیرکونیوم/ کور کامپوزیتی/ کراون IPS Empress II

۲- پست کربن فایبر/ کور کامپوزیتی/ کراون IPS Empress II

۳- پست طلا/ کور طلا/ کراون IPS Empress II

برای بررسی حرارتی، دندان در دمای ۳۶ درجه سانتیگراد قرار داده شد و برای بررسی اثر مایعات سرد و گرم، دمای صفر درجه (سرما) به مدت هفت ثانیه در سطح خارجی مدل قرار گرفت.

یافته ها: گرادیان حرارتی پس از هفت ثانیه در مدل های با پست زیرکونیوم و کربن فایبر و کور کامپوزیتی بیشتر از مدل با پست طلا بود و بیشترین استرس های ایجاد شده ناشی از تغییرات دمایی در رستوریشن ایجاد گردید و استرس قابل قبولی در نسوج احاطه کننده مشاهده نشد.

نتیجه گیری: پست و کور طلا کمترین استرس حرارتی را در رستوریشن وعاج نسبت به دیگر رستوریشن های غیرفلزی ایجاد کرد.

کلیدواژه ها: پست و کور - اجزای محدود - استرس حرارتی - دندان ترمیم شده.

پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۵/۱۰

اصلاح نهایی: ۱۳۸۷/۴/۲

وصول مقاله: ۱۳۸۶/۱۰/۱۰

نویسنده مسئول: گروه آموزشی پروتزیهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران e.mail:asadigla@sina.tums.ac.ir

مقدمه

مواد و تکنیک های مختلفی از جمله سیستم های پست و کور ریختگی یا پیش ساخته برای ترمیم دندانهای بدون پالپ وجود دارد. (۱)، اگر چه پست و کور ریختگی درمان محتاطانه تری برای ساختار دندانی باقی مانده است ولی مزیت پست و کور پیش ساخته از جمله پست های غیرفلزی، نیاز به جلسات ملاقات و پیچیدگی کمتر مراحل کاری است. (۲-۳)

رزین کامپوزیت نیز به طور وسیعی به عنوان ماده کور در سیستم های پست و کور پیش ساخته به کار می رود. (۴) برخلاف استرس های مکانیکی در زمینه استرس حرارتی مطالعات بسیار محدودی وجود دارد. Palmer و همکاران تغییرات حرارتی در سطح دندان طبیعی را پس از نوشیدن مایعات سرد و گرم اندازه گیری و گزارش

Gungor و همکاران (۱۷) در یک مطالعه FEM روی دندان پرمولر اول مندیبل ترمیم شده با کراون تمام سرامیکی تحت بارگذاری حرارتی دریافتند که IPS Empress II خواص حرارتی مشابه مینای دندان را نشان می‌دهد.

Yang و همکاران نشان دادند که پست و کور فلزی استرس‌های حرارتی کمتری در رستوریشن و عاج در مقایسه با پست و کور غیرفلزی ایجاد می‌کند. (۱۸)

از این رو می‌توان چنین بیان کرد که بارگذاری حرارتی و مکانیکی همزمان در حالات کلینیکی وضعیت بارزی است که می‌تواند موجب شکست کاسپ و ترک برداشتن در دندان شود، چرا که انتشار استرس ناشی از تغییر دما می‌تواند به بزرگی استرس‌های ناشی از نیروهای جوشی باشد. (۱۴)

تعریف انتقال حرارت، گرمای (کالری در ثانیه) عبوری از یک میلی‌متر ضخامت ماده‌ای با سطح مقطع یک میلی‌متر مربع می‌باشد. وقتی رستوریشن فلزی تغییر حرارتی ناشی از غذا و نوشیدنی‌های وارده به حفره دهان را انتقال می‌دهد، می‌تواند باعث تحریک پالپ دندان و ایجاد حساسیت شود. (۱۹)، ضریب انبساط حرارتی خطی به صورت تغییر ماده در اثر یک درجه سانتی‌گراد به تغییر دما تعریف می‌شود. (۱۸)، ساختار دندانی و مواد ترمیمی در دهان حین نوشیدن و خوردن مواد داغ منبسط و با مواد سرد منقبض می‌شوند. اگر بین میزان انبساط مواد ناشی از تغییر دما تفاوت وجود داشته باشد، استرس حاصله می‌تواند باعث شکستگی ساختار دندانی یا نشت رستوریشن شود. (۲۰)

هدف از این مطالعه بررسی اثر تغییرات حرارتی سرمایی در جنسهای مختلف پست و کور و نیز اثر گرادیان حرارتی بر روی استرس‌های حاصله در عاج، مواد پست و کور، سمان و کراون دندان سانترال انسیزور ماگزایلی اندو شده است.

روش بررسی

در این مطالعه اجزای محدود، دندان سانترال انسیزور فک بالا به علت موقعیت بحرانی و اینکه اولین دندانی است که در معرض بارگذاری حرارتی ناشی از مصرف مواد سرد قرار می‌گیرد، انتخاب شد. (۲۱)

مدل سه بُعدی دندان سانترال انسیزور فک بالا براساس هندسه دندان ارایه شده توسط Ash (۲۲) با استفاده از

کردند که این دما بین (۰-۶۷) درجه متغیر است. (۵)، از آنجایی که با نوشیدن مواد سرد و گرم دمای حفره دهان به سرعت تغییر می‌کند در صورتی که ضریب انبساط حرارتی دندان از مواد ترمیمی متفاوت باشد، بر ماده ترمیمی و دندان اثر گذاشته و باعث ایجاد استرس و در نهایت شکستگی دندان یا نشت در ماده ترمیمی می‌شود که این به معنی عدم موفقیت در درمان است. (۶)

Spierings و همکاران (۷-۸) با استفاده از روش اجزای محدود (FEM) انتقال حرارت را در دندانهای ترمیم شده و نشده بررسی کردند و نشان دادند که تغییر دمای محیطی حاصل از نوشیدن مایعات به صورت خطی با زمان تغییر می‌کند. (۹)، برای تأیید این نظریه Spierings (۱۰) یک مطالعه بالینی انجام داد ولی منحنی دما - زمان حاصل از این آزمایش برخلاف مطالعه قبلی یک عملکرد غیر خطی را با زمان نشان داد. (۱۱)

Fenner و همکاران (۱۲) به کمک آنالیز سه بعدی اجزای محدود، انتشار دما را همراه با استرس‌های حرارتی ایجاد شده در یک دندان پرمولر ترمیم شده با رستوریشن کامپوزیتی MOD که تحت تغییرات حرارتی مشابه اثر مایع گرم بود اندازه‌گیری کردند.

Huang و Arola اثر بارهای حرارتی و مکانیکی روی انتشار استرس در دندانهای مولر ترمیم شده با آمالگام را بررسی کردند. (۱۳)، Toparli و همکاران انتشار استرس‌های حرارتی ناشی از تغییر دما در مواد ترمیمی را در مدل سه بعدی پرمولر دوم فک بالا به روش FEM بررسی و دریافتند که مایعات سرد هنگام کاربرد آمالگام ایجاد استرس کششی می‌کند، در حالی که در رزین کامپوزیتی استرس حاصله از نوع فشاری است و از آنجایی که استرس‌های کششی از نقطه نظر مکانیک شکست اهمیت بیشتری دارد، رزین کامپوزیتی حین مصرف مایعات سرد رفتار بهتری را در مقایسه با آمالگام نشان می‌دهد. (۱۴)، همچنین Toparli در مطالعه دیگری حداکثر مقدار استرس کششی و فشاری را در فصل مشترک پرسن / Ni-Cr در دندان کراون شده مشاهده کرد. (۱۵)، در مطالعه دیگر Toparli، با مصرف مایعات سرد حداکثر استحکام کششی در اینترفیس بین ماده کراون و آمالگام رخ داد؛ در این مطالعه از آلیاژهای طلا-پالادیوم و نیکل-کروم استفاده شده بود. (۱۶)

توجه به شکل خارجی کراون به صورت تیپر مدل شد. در طراحی کراون سرامیکی، کراون با دو جزء لایه خارجی و لایه مرکزی با توجه به ضخامتهای اعلام شده کارخانه مدل گردید. ضخامت PDL و لامینادورا به ترتیب ۰.۱۷۵ و ۰.۵ میلی‌متر و استخوان اسفنجی از دو میلی‌متر پایینتر از CEJ با ضخامت ۲/۶ میلی‌متر در بعد مزودیستالی و ۰.۴۵ میلی‌متر در بعد باکولینگوالی و ارتفاع ۱۰/۳ میلی‌متر به شکل محدب در سمت باکال و مقعر در سمت لینگوال برای شبیه سازی آلویولار پروسس در نظر گرفته شد و استخوان کورتیکال با ضخامت دو میلی‌متر و لثه با ضخامت دو میلی‌متر نیز به ترتیب مدل گردید. خصوصیات مکانیکی و حرارتی مواد در جدول ۱ ذکر شده است.

نرم افزار Ansys ویرایش ۵/۴ مدل سازی گردید. در طراحی مدل، کراون سرامیکی (IPS Empress II) با ساختار لایه‌ای خارجی (Layering) و لایه مرکزی (Core) با طرح تراش شولدر گرد در ناحیه خط تراش عاج، عاج دندان، گوتا پرکا، پست، کور، سمان (کراون و پست)، PDL، لامینادورا، استخوان اسفنجی و کورتیکال و لثه در نظر گرفته شد. در مدل طراحی شده طرح تراش روند شولدر در ناحیه Cemento Enamel Junction (CEJ)، یک میلی‌متر ناحیه فرول و ناحیه کنترابول و post seat، پست با طول ۱۲ میلی‌متر و قطر ۱/۲ و ۱/۸ میلی‌متر در ناحیه اپیکال و کروئالی ریشه و لایه سمان رزینی با ضخامت متوسط پنجاه میکرون در ناحیه مجاور پست و زیر کراون همراه با کور رزینی با

جدول ۱: خصوصیات مکانیکی و حرارتی مواد

ضریب انبساط حرارتی ($\times 10^{-6}$) ($^{\circ}\text{C}^{-1}$ درجه سانتی‌گراد)	انتقال حرارتی (ژول/متر ^۲ ثانیه) (درجه سانتی‌گراد)	الاستیک مدولوس (مگاپاسکال)	ضریب پواسون	ماده
۹/۷	۱/۴۶	۶۰۰۰۰	۰/۲۵	IPS Empress II لایه (۱۷)
۱۰/۶	۱/۴۶	۹۵۰۰۰	۰/۲۵	IPS Empress II کور (۱۷)
۳۰	۱/۰۹	۸۳۰۰	۰/۲۴	Variolink II سمان رزینی (۱۷)
۳۹/۴	۱/۰۹	۱۴۵۲۰	۰/۲۴	کامپوزیت رزین (۱۸)
۱۳۷	۲۰۰/۸۴	۰/۶۹	۰/۴۵	گوتا پرکا (۲۳، ۲۴)
۹/۵	۲	۲۱۰۰۰۰	۰/۲۳	زیر کونیوم (۲۵)
۲/۲	۶/۲۸	۱۴/۷۱۵	۰/۲۸	کربن فایبر (۱۸)
۱۱/۴	۰/۵۷	۱۸۶۰۰	۰/۳۱	عاج (۱۷)
۱۰	۰/۵۹	۶۸/۹	۰/۴۵	PDL (۲۴)
۱۰	۰/۵۹	۴۹۰	۰/۳۰	استخوان اسفنجی (۱۸)
۱۰	۰/۵۹	۱۴۷۱۵	۰/۳۰	استخوان کورتیکال (۱۸)
۱۰	۰/۵۹	۱۹/۰۶	۰/۳۰	لثه (۲۴)
۷/۱	۱/۰۰۴۲	۶۰۰۳۷	۰/۱۹	پرسن (فلدسپاتیک) (۱۸)
۱۴/۱	۱۲۵/۵۲	۱۰۰۰۶۲	۰/۳۳	طلائی تایپ II (۱۸)

سمان و سایر مواد اندازه‌های در محل اتصال دو نوع ماده مختلف نسبت به یکدیگر آنقدر تغییر داده شد تا جوابها همگرا گردد. دمای اولیه مدل قبل از بارگذاری حرارتی ۳۶ درجه در نظر گرفته شد و مدل از ناحیه زیرین در سه جهت (X,Y,Z) و از جهت مزودیستالی در جهت X محدود شد. در این مطالعه سه ترکیب ماده در پست و کور جهت آنالیز حرارتی به کار رفت که به ترتیب عبارتند از:

این مدل شامل ۱۲۱۲۱۵ المان و ۱۶۸۸۵۰ گره بود و مرز بین لایه سمان و ساختارهای دیگر بدون فاصله در نظر گرفته شد.

در این مدل المان‌ها به صورت تتراهدرال و ده گره‌ای و مطابق با شکل نامنظم دندان بود. مدل به روش مش‌بندی خودکار توسط نرم‌افزار مش‌بندی گردید، همچنین به منظور رسیدن به اندازه مش مورد نیاز در محل تماس لایه نازک

یافته‌ها

تغییرات دمای ایجاد شده در مواد ناشی از محرک سرما (دمای صفر درجه) در جدول ۲ ارائه شده است. دمای سطح خارجی مدل نسبت به داخل ریشه و نسوج ساپورت کننده تغییر بیشتری داشت و گرادیان حرارتی پس از هفت ثانیه در مدل‌های با پست زیرکونیوم و کربن فایبر و کور کامپوزیتی بیشتر از مدل با پست و کور طلا بود.

جهت شرح بهتر گرادیان حرارتی، مدل در ناحیه کرونالی، ۰/۳ میلی‌متر بالاتر از خط تراش برش داده شد و هفت نقطه حیاتی (Critical) در محل اتصال اجزای مختلف مدل شامل کراون لایه‌ای، کراون کور، سمان رزینی مجاور کراون، عاج، سمان رزینی مجاور پست و کور از مرکز (نقطه ۰/۴) تا سطح خارجی کراون (نقطه ۰/۹) انتخاب گردید. در دیگرام‌ها گرادیان حرارتی از نقطه ۰/۴ در مرکز پست، به سمت خارج (نقطه ۰/۹) در سطح خارجی کراون در نظر گرفته شد و همراه با بقیه نقاط مشخص شده بر حسب زمان در این نقاط رسم گردید. (شکل ۱)

حداکثر استرس‌های وون مایسز در مواد مختلف در جدول ۳ ارائه شده است.

کمترین استرس وون مایسز در عاج، سمان و رستوریشن در مدل با پست و کور طلا بود. از آنجایی که سمان دندان‌ی یکی از شایع‌ترین عوامل شکست درمان است و با شروع نشست در این ناحیه موفقیت درمان تحت تأثیر قرار می‌گیرد توجه به استرس‌های ایجاد شده در این ناحیه اهمیت به‌سزایی

آنالیز ۱- شامل پست زیرکونیوم و کور کامپوزیتی (ZC)، آنالیز ۲- شامل پست کربن فایبر و کور کامپوزیتی (CFC) و آنالیز ۳- شامل پست و کور طلا (GG).

خصوصیات مواد پروتز و نسوج ساپورت کننده به صورت خطی و همسان در نظر گرفته شد. به دلیل فقدان خصوصیات حرارتی لثه و PDL، خصوصیات حرارتی این دو نسج مشابه استخوان کورتیکال مجاور آن در نظر گرفته شد.

جهت بارگذاری حرارتی دمای صفر درجه به مدت هفت ثانیه در سطح خارجی کراون و نسوج اطراف دندان جهت ایجاد اختلاف دما بین دندان و رستوریشن اعمال گردید و سپس برداشته شد (۱۸) و آنالیز در فواصل زمانی یک ثانیه، از ثانیه یک تا هفت انجام گردید. آنالیزهای انجام شده بر اساس ضریب انبساط حرارتی و انتقال حرارتی مواد به دو صورت انجام شد:

۱- بررسی آنالیز حرارتی و گرادیان حرارتی ایجاد شده در مواد.

۲- آنالیز استرس‌های حرارتی ایجاد شده ناشی از گرادیان حرارتی

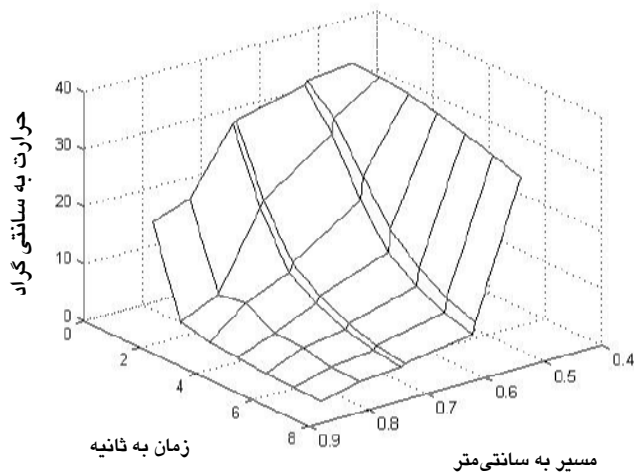
از آنجایی که استرس وون مایسز همیشه مقدار مثبتی را نشان می‌دهد و معرف میزان حداکثر استرس برشی در ماده است (اکثر مواد در برش دچار شکست می‌گردند)، مقادیر استرس‌ها بر اساس استرس وون مایسز ایجاد شده در مواد ارائه می‌گردد.

جدول ۲: محدوده تغییرات دمایی ناشی از محرک سرمایی در نواحی و مواد مختلف بر حسب درجه سانتی گراد

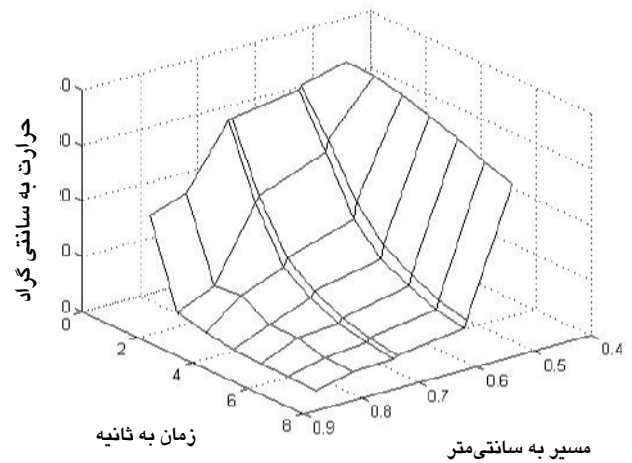
آنالیز	نوع ماده					
	عاج	پست	کور	سمان مجاور پست	سمان مجاور کراون	کراون
۱	۰-۳۰/۱۶	۱/۷-۳۰/۲	۰/۱-۱۱/۵	۳/۲۸-۳۰/۱۷	۰-۷/۴	۰-۶/۸
۲	۰-۲۸/۳	۲/۲-۲۷/۷	۰/۱-۹/۴	۳/۲-۲۷/۷۸	۰-۶/۵۳	۰-۶
۳	۰-۲۴/۲۸	۵/۶۵-۱۸/۷۸	۶/۵	۱۹/۱	۰-۷/۱	۰-۶/۶

در هر سه مدل بیشترین استرس‌های ایجاد شده ناشی از تغییرات دمایی در رستوریشن رخ داد و استرس قابل توجهی در نسوج احاطه کننده مشاهده نشد.

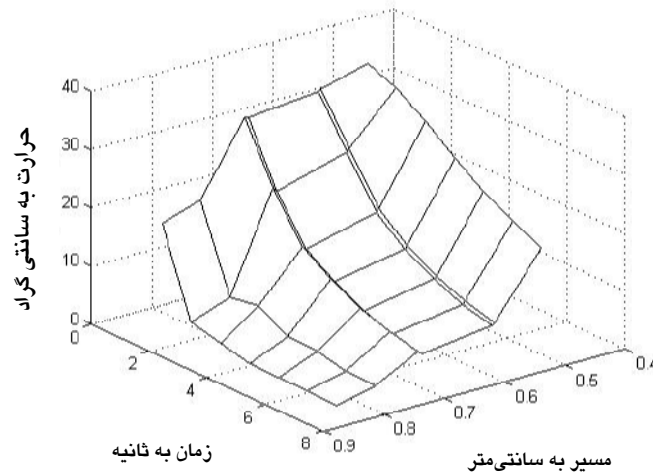
دارد؛ به طوری که در این مطالعه استرس‌های حرارتی ایجاد شده در مدل با پست و کور طلا نسبت به دو مدل دیگر به طور قابل مشاهده‌ای کمتر بود. (شکل ۲)



(a)



(b)



(c)

شکل ۱: انتشار حرارت بر حسب زمان در برش ناحیه کروئالی مدل دندان (۰.۳ میلی متر بالای CEJ) برای محرک سرمایی (صفر درجه) (a) مدل پست زیرکونیومی کور کامپوزیتی (b) مدل پست کربن فایبر کور کامپوزیتی (c) مدل پست و کور طلا

جدول ۳: حداکثر استرس‌های وون مایسز در هر ناحیه

ماده/آنالیز	عاج	سمن رزینی	پست و کور	کراون
ZC (۱)	۲۴/۸	۲۲	۷۰/۶	۶۵/۷
CFC (۲)	۳۰/۹	۲۷/۴	۶۲/۱	۶۲/۸
GG (۳)	۱۵/۷۶	۱۶/۶	۴۳/۸۶	۳۶/۹۲

بحث

دندانهای ترمیم شده با پست و کوره‌های مختلف با خوردن و نوشیدن مواد تحت تغییرات حرارتی متعددی در دهان قرار می‌گیرد. از آنجایی که خصوصیات حرارتی مواد ترمیمی مختلف و دندان به طور مشخصی متفاوت است (۱۸)، می‌تواند باعث ایجاد گرادیان حرارتی و متعاقب آن استرس حرارتی شود.

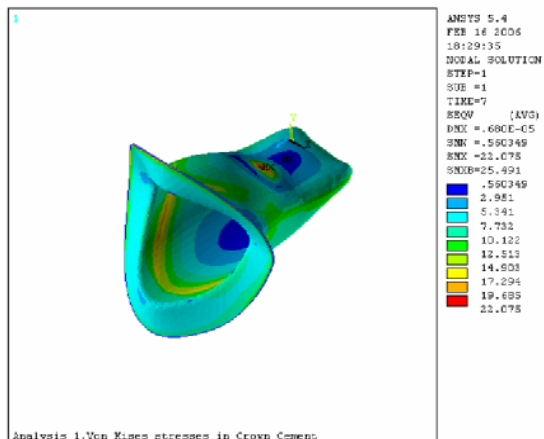
در مطالعه اخیر، گرادیان حرارتی ایجاد شده پس از هفت ثانیه در مدل‌های با پست غیرفلزی (زیرکونیوم و کربن فایبر) به طور مشخصی بیشتر از مدل با پست فلزی (طلا) بود که به علت انتشار سریعتر دما در مدل فلزی (طلا) نسبت به مدل غیرفلزی (زیرکونیوم و کربن فایبر) بود. همچنین بیشترین استرس وون مایسز ایجاد شده در مدل‌های کربن فایبر و زیرکونیوم بود که به علت انتقال حرارت بالای طلا، گرادیان حرارتی در دندان و رستوریشن و سمان به طور مشخصی کمتر شده و در نتیجه استرس حرارتی کمتری ایجاد می‌کند. از طرفی مواد غیرفلزی (مانند کامپوزیت، کربن فایبر و زیرکونیوم) به علت انتقال حرارتی پایین خود، جریان حرارتی را در عاج کاهش داده و باعث ایجاد گرادیان حرارتی بالا و در نتیجه استرس حرارتی بیشتر می‌شود.

با افزایش ضریب انبساط حرارتی، میزان استرس و ورم مایسز در رستوریشن و قسمت کروناالی عاج به طور مشخصی بیشتر از نسوج احاطه کننده دندان با انبساط حرارتی پایین می شود.

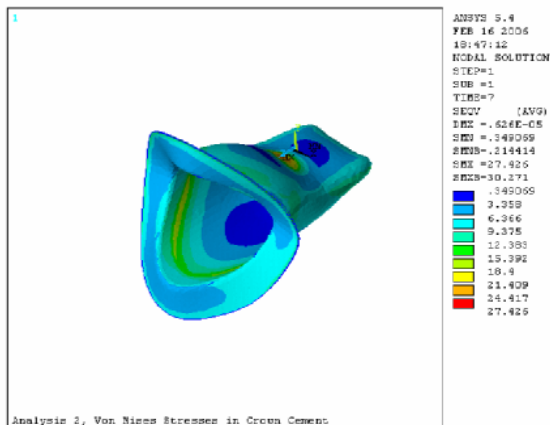
در هر سه مدل، بیشترین استرس‌ها در نواحی اتصال مواد با خصوصیات حرارتی متفاوت رخ داد که احتمالاً به علت تفاوت ضریب انبساط حرارتی مواد مختلف است.

در هر سه مدل، بیشترین استرس‌ها در نواحی اتصال مواد با خصوصیات حرارتی متفاوت رخ داد که احتمالاً به علت تفاوت ضریب انبساط حرارتی مواد مختلف است.

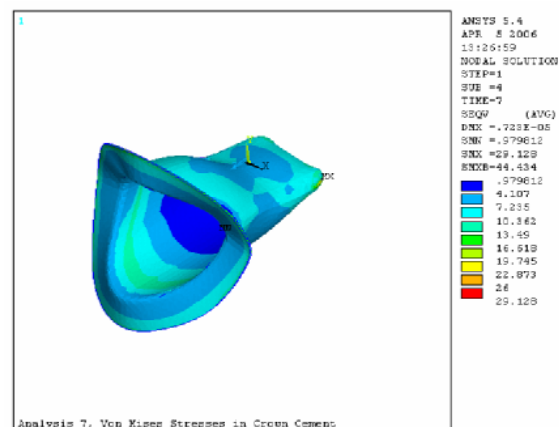
با توجه به این که بین مواد مختلف، سمان از اهمیت بیشتری از جهت شسته شدن و شکست برخوردار است، ایجاد استرس‌های بالا در این لایه لازم به توجه است. در لایه سمان ناحیه زیر کراون، بیشترین استرس در ناحیه مجاورت سمان با کور کامپوزیتی و عاج و کراون (محل اتصال سه ماده با خصوصیات حرارتی متفاوت) و سپس در



(a)



(b)



(c)

شکل ۲: انتشار استرس وون مایسز در سمان ناحیه کراون (a) در مدل پست زیرکونیوم کور کامپوزیتی (b) در مدل پست کربن فایبر کور کامپوزیتی (c) در مدل پست و کور طلا

کامپیوتری تعمیم پذیری کلینیکی نتایج فوق منوط به در نظر گرفتن کلیه عوامل تأثیرگذار محیطی می‌باشد و مطالعات آتی در مورد متغیرهای دیگری چون اکلوزن، عوامل محیطی و آنالیزهای عددی پیچیده تر برای تأیید یافته‌های این مطالعه و ارزیابی اثر تغییرات حرارتی همراه با اکلوزن توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های این مطالعه می‌توان این‌گونه نتیجه‌گیری کرد:

- ۱- تغییرات حرارت می‌تواند باعث ایجاد استرس حرارتی در مواد شود.
- ۲- گرادیان حرارتی در پست و کور طلا به دلیل انتقال حرارتی بالاتر آن کمتر از پست زیرکونیوم و کربن فایبر بود.
- ۳- کمترین استرس در مدل با پست و کور طلا مشاهده شد.
- ۴- استرس‌ها اغلب در نواحی اتصال مواد مختلف با خصوصیات حرارتی متفاوت رخ داد و مارژین سمان برای ممانعت از نشست و شسته شدن سمان باید مورد توجه قرار گیرد.
- ۵- تغییرات حرارتی در رستوریشن و دندان باعث ایجاد استرس شد ولی اثر مشخصی روی نسوج احاطه کننده نداشت.
- ۶- مدل سه بُعدی نسبت به دو بُعدی قابل اعتمادتر و محتاطانه‌تر است.

ناحیه مارژین کراون مشاهده شد که به علت اهمیت این ناحیه در آغاز شسته شدن سمان، نکته حایز اهمیتی است. (شکل ۲)

این نتیجه یافته‌های قبلی را که شروع شکست سمان به صورت کوهزیو در خود سمان یا در مرز بین عاج یا کراون بیشتر از داخل عاج یا کراون رخ می‌دهد را تأیید می‌کند. (۲۳) یافته‌های این مطالعه مشابه آنچه Yang (۱۸) ارایه داده است که استرس‌های حرارتی در پست‌های غیرفلزی در مقایسه با پست‌های فلزی بیشتر است ولی مقادیر استرس حرارتی ایجاد شده در این مطالعه به طور قابل توجهی بیشتر از مطالعه Yang بود که احتمالاً به دلیل مدل‌سازی متفاوت (سه بُعدی در مقابل دو بُعدی) بود. در واقع در مدل دو بُعدی اثر بُعد سوم حذف شده و بُعد سوم که اهمیت آن مشابه دو بُعد دیگر است مورد توجه قرار نمی‌گیرد. در نتیجه مدل‌سازی دو بُعدی روش محتاطانه‌ای در تعیین استرس‌ها نمی‌باشد. بر اساس یافته‌های این مطالعه، استفاده از پست و کور طلا در محیط دهان استرس حرارتی کمتری نسبت به پست‌های غیرفلزی (زیرکونیوم و کربن فایبر) ایجاد کرده و ارجح است.

لازم به ذکر است که علی‌رغم فقدان خصوصیات حرارتی نسوجی چون لثه و PDL، از آنجایی که انتقال حرارت از ناحیه نسوج حمایت‌کننده بسیار ناچیز بود این نقصان می‌تواند تأثیر ناچیزی در نتایج مطالعه داشته باشد. اگر چه این نکته ضروری است که با توجه به مدل‌سازی

REFERENCES

1. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am. 2004 Apr; 48(2):397-416.
2. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFPR prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. J Oral Rehabil. 1990 Nov; 17(6):599-609.
3. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root posts. Quint Int. 1996 Feb; 27(2):93-7.
4. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. Quint Int. 1998 May; 29(5):305-12.
5. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent. 1992 Mar; 67(3):325-7.
6. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneer. J Prosthet Dent. 1999 Mar; 81(3):335-44.

7. Spierings TAM, De Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM. The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. *J Oral Res.* 1984 Apr; 63(8):1096-100.
8. Spierings TAM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. The influence of cavity on heat transmission in restored teeth. *J Dent.* 1986 Apr; 14(2):47-51.
9. De Vree JHP, Spierings TAM, Plasschaert AJM. A stimulation model for transient thermal analysis of restored teeth. *J Dent Res.* 1983 Dec; 62(6):756-9.
10. Spierings TAM, Peter MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987 Aug; 66(8):1336-9.
11. Spierings TAM, Van Der Vast PGT, Peters MCRB. Modeling of in vivo thermal loading conditions in the oral cavity. *J Dent Res.* 1986 Aug; 65:777.
12. Fenner DN, Robinson PB, Chueng PMY. Three dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. *Med Eng Phys.* 1998 Jun; 20(4): 269-75.
13. Arola D, Huang MP. The influence of simultaneous mechanical and thermal loads on the stress distribution in molars with amalgam restoration. *J Mat Sci Mater in Med.* 2000 Mar; 11(3):133-40.
14. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2000 Dec; 27(12):1077-1081.
15. Toparli M, Aykul H, Sasaki S. Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2003 Jan; 30(1):99-105.
16. Toparli M, Sasaki S. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a post restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2003 Sep; 30(9):921-6.
17. Gungor MA, Kucuk M, Dundar M, Karaoglu C, Artunc C. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2004 Feb; 31(2):172-8.
18. Yang HS, Lang LA, Albert D, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel and core restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2001 Jul; 86(1):74-80.
19. Hatrick CD, Eakle WS, Bird WF. *Dental material: Clinical applications for dental assistants and dental hygienists.* 1st ed. St Louis, Missouri: W.B.Saunders Inc; 2003, p:112.
20. Craig RG. *Restorative dental materials.* 10th ed. St. Louis (MO): Mosby-Year Book; 1997, 38-45.
21. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999 Feb; 27(2):89-99.
22. Ash MM, Nelson SJ. *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion.* 8th ed. St. Louis, Missouri: W.B. Saunders Co; 2003, 160.
23. Cohen BD, Combe ED, Lilley JD. Effect of thermal placement techniques on some physical properties of gutta-percha. *Int Endod J.* 1992 Nov; 25(6):292-6.
24. Reinhardt R, Krejci R, Pao YC, Stannard J. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res.* 1983 Sep; 62(9):1002-8.
25. Opeka MM, Talmy IG, Wuchina EJ, Zaykoski JA, Causey SJ. Mechanical, Thermal, and oxidation properties of refractory hafnium and zirconium compounds. *J Eur Ceram Soc.* 1999 Oct; 19(13):2405-14.