

آنالیز حرارتی یک مدل دقیق دندان پرمولر دوم پر شده با مواد ترمیمی مختلف به روش اجزای محدود

علی محمدپور^۱ - دکترسید عبدالرضا گنجعلیخان نسب^۲ - دکتر مریم السادات هاشمی پور^۳

۱- کارشناس ارشد گروه آموزشی مکانیک دانشگاه شهید باهنر کرمان.

۲- دانشیار گروه آموزشی مکانیک دانشگاه شهید باهنر کرمان.

۳- استادیار گروه آموزشی بیماریهای دهان و تشخیص دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان.

چکیده

زمینه و هدف: امروزه با توجه به شیوع پوسیدگی دندان، دندانپزشکان و محققان این رشته تحقیقات خود را روی موادی متمرکز کرده‌اند که به اندازه کافی شبیه بافت دندان بوده و از لحاظ بیولوژیکی نیز قابل قبول باشند. هدف از انجام مطالعه حاضر، تعیین رفتار و آنالیز حرارتی یک مدل دقیق دندان پرمولر دوم پر شده با مواد ترمیمی مختلف می‌باشد.

روش بررسی: مدل‌سازی در این کار با اعمال یک روش دقیق و استفاده از ابعاد یک دندان طبیعی (پرمولر دوم فک بالا) به کمک نرم‌افزار SolidWorks انجام شده است. پرکردگی از نوع مزیدستیالی انتخاب و ترمیم به چهار حالت مختلف شامل دو حالت با بیس و دو حالت بدون بیس طراحی گردید. آمالگام و کامپوزیت به عنوان ماده ترمیمی و گلاس آینومر به عنوان بیس انتخاب شدند. سپس رفتار حرارتی دندان ترمیم شده و بدون ترمیم تحت بارگذاری حرارتی ناشی از نوشیدن مایعات داغ با استفاده از روش المان محدود سه بعدی و به کمک نرم افزار ANSYS مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: استفاده از بیس گلاس آینومر در زیر آمالگام، حداکثر دمای نقطه مجاور پالپ را در حدود یک درجه (۴۳٪) نسبت به حالتی که بیس موجود نبوده کاهش داده است. در حالی که در پرکردگی کامپوزیتی استفاده از بیس مقدار حداکثر افزایش دمای ایجاد شده در مجاورت پالپ را ۱۷٪ کاهش داده است. در پرکردگی توسط آمالگام استفاده از بیس سبب تأخیر در زمان رسیدن حرارت به پالپ شده است. در صورتی که این تأخیر در کامپوزیت حدود ۱۰٪ بیشتر از آمالگام می‌باشد. همچنین نتایج به دست آمده نشانگر این واقعیت است که بیشترین تأخیر زمانی در رسیدن حرارت به پالپ در دندان سالم اتفاق می‌افتد.

نتیجه‌گیری: استفاده از بیس رسیدن دما به پالپ و نتیجتاً پاسخ شخص به گرادیان دما را به تأخیر انداخته و هم میزان دمای احساس شده توسط پالپ را کاهش داده است.

کلیدواژه‌ها: توزیع دما - مدل دقیق سه بعدی - روش اجزای محدود - پرمولر دوم فک بالا - پرکردگی مزیدستیالی.

پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۲/۲۶

اصلاح نهایی: ۱۳۸۶/۱۱/۲۳

وصول مقاله: ۱۳۸۶/۷/۴

نویسنده مسئول: گروه آموزشی بیماریهای دهان و تشخیص دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان e.mail:m_s_hashemipour@yahoo.com

مقدمه

راههای درمان این بیماری پرکردن دندان پوسیده با مواد ترمیمی است. (۱)، شیوع بالای این عارضه سبب شده است که امروزه از روشها و مواد متعددی جهت ترمیم دندانها استفاده شود. مواد مختلفی مانند آمالگام، کامپوزیت، پرسنل و طلا جهت ترمیم دندان استفاده می‌شوند. اخیراً دندانپزشکان و محققان این رشته تحقیقات خود را روی موادی متمرکز کرده‌اند که به اندازه کافی شبیه بافت دندان

پوسیدگی یکی از شایعترین بیماریهایی است که در حال حاضر بشر با آن درگیر می‌باشد. بیش از ۹۰٪ از بچه‌ها در سنین مدرسه و بزرگسالان در کشورهای آسیایی و آمریکای لاتین با این مشکل مواجه‌اند. در آمریکا پوسیدگی دندانی شایعترین بیماری مزمن سنین کودکی بوده و پنج برابر شایعتر از آسم می‌باشد. امروزه بین ۲۹٪ - ۵۹٪ افراد بالای پنجاه سال این بیماری را تجربه می‌کنند. یکی از

این دندانها در برابر بارگذاری حرارتی ایجاد شده در دندان ناشی از این بارگذاری می‌تواند راهگشای مناسبی باشد. در این مطالعه، دندان خارج شده و سالم پرمولر دوم فک بالا (مربوط به مرد ۲۴ ساله) به عنوان مدل انتخاب شد. علت انتخاب این دندان به دلایل زیر می‌باشد: اول اینکه شکل آن یک حالت بینابینی دارد، به عبارت دیگر شکلی مشابه دندانهای قبل از خود یعنی سانتال، لترال و کانین و بعد از خود یعنی دندانهای مولر دارد. (۶)، نامتقارن بودن هندسه این دندان نسبت به دندانهای دیگر باعث شده که آنالیز آن اهمیت بیشتری داشته باشد (۴-۵) و جزو دندانهایی است که فقدان آن کمتر مشاهده شده است. (۶)، به علاوه به دلیل پوسیدگی، فرآیند ترمیم این دندان رایج بوده (۱) و از آنجا که تنوع شکل هندسی این دندان در مقایسه با انواع دیگر دندانها محدودتر است می‌توان شکل هندسی مدل شده این دندان در مطالعه حاضر را تا حد قابل قبولی به صورت عمومی به عنوان مدل دندانی پرمولر دوم تعمیم داد. دلیل آخر اینکه دندان پرمولر تقریباً در معرض دید است و آنالیز مواد ترمیمی جدید را می‌طلبد. قابل ذکر است که ابعاد خارجی نمونه انتخاب شده در این مطالعه با آنچه که در تحقیق Ash (۷) گزارش شده در تطابق خوبی می‌باشد. هدف از انجام این مطالعه پیش‌بینی دقیق رفتار حرارتی یک دندان پرمولر ترمیم شده با مواد ترمیمی (آمالگام و کامپوزیت) به همراه استفاده و یا عدم استفاده از بیس (گلاس آینومر) به کمک مدل سه بُعدی دقیقی از دندان به هنگام نوشیدن مایعات داغ می‌باشد.

روش بررسی

جهت تهیه مدل دقیقی از دندان مورد مطالعه، تعیین ابعاد داخلی و خارجی به همراه ضخامت اجزای دندانی (مینا، عاج و پالپ) مورد نیاز است. در این راستا برای دستیابی به ابعاد داخلی دندان مقاطع عرضی متعددی از آن تهیه شده است. این کار با برش دندان در مقاطع مناسب صورت می‌گیرد. برای اینکه عمل برش به خوبی انجام گردد ابتدا دندان انتخاب شده در راستای محور طولی آن در رزین مخصوص اصطلاحاً مانت شده به طوری که عمل مانت کردن در یک محفظه استوانه‌ای به قطر ۲۵ میلی‌متر انجام پذیرفته است. برای رسیدن به مقطع عرضی دندان، استوانه شامل دندان در صفحاتی موازی صفحه بالایی استوانه

است و از لحاظ بیولوژیکی نیز قابل قبول می‌باشد. درک این موضوع که آیا این مواد خواص فیزیکی و مکانیکی مناسب دارند مدتها موضوع تحقیقات دندانی بوده و می‌باشد. در این راستا در سالهای اخیر استفاده از روشهای مهندسی برای بررسی رفتار مواد ترمیمی رواج یافته و یکی از کاربردیترین روشهای مهندسی مورد استفاده در این سیستم‌ها روش اجزای محدود می‌باشد. این روش در مطالعات متعددی روی دندان انسان مورد استفاده قرار گرفته است. (۲-۵)

De Vree و همکاران در سال ۱۹۸۳ مدل نظری سه بُعدی متقارن محوری از یک دندان مولر با ترمیم CHI را طراحی و با استفاده از نرم افزار MARC آنالیز اِلِمان محدود را انجام داده و خطوط توزیع دما را در این دندان نشان دادند. (۲) Springers و همکاران اثر مواد ترمیمی مختلف روی انتقال حرارت در دندانها را بررسی کردند. این محققان از مدل‌های تقریبی غیرمتقارن برای بررسی رفتار حرارتی دندانهای پرشده استفاده کرده، به طوری که ابعاد دقیق استفاده شده در این مطالعه منحصر به ابعاد خارجی دندان می‌باشد و ابعاد اجزای داخلی دندان به صورت تقریبی و با در نظر داشتن محدودیتهایی که در بسیاری از مراجع آمده در نظر گرفته شده است. (۳)

Fenner و همکاران اثر اعمال یک شوک حرارتی به دندان پرمولر پرشده توسط کامپوزیت را بررسی کردند (۴) و سرانجام Toparli و همکاران توزیع دما و تنش روی یک دندان پرمولر دوم تحت بارگذاری حرارتی را به دست آوردند. (۵)

مطالعات نشان می‌دهند که تاکنون بررسی دقیقی در رابطه با آنالیز حرارتی با به کارگیری یک مدل دقیق و واقعی دندان انجام نگرفته و کارهای انجام شده در این زمینه با تکیه بر ابعاد گزارش شده در مراجع دندانپزشکی و مدل سازی با استفاده از اندازه‌گیری ابعاد خارجی دندان به همراه تخمین ابعاد داخلی بوده است. همچنین درک این موضوع که آیا مواد ترمیمی خواص فیزیکی و مکانیکی مناسب دارند مدتها موضوع تحقیقات دندانی بوده و می‌باشد. بدیهی است که رفتار حرارتی دندانهای ترمیم‌شده و همچنین توزیع حرارت در آنها متأثر از شکل حفره پرکردگی و خواص حرارتی و مکانیکی مواد ترمیمی می‌باشد. لذا آنالیز دقیقی در مورد شبیه‌سازی دندانهای ترمیم‌شده به منظور دستیابی به پاسخ

معادله هدایت حرارتی محسوب نشده و سطح تماس بین پالپ و عاج به عنوان یک سطح مرزی با دمای ثابت (۳۷ درجه سانتیگراد) برای حل معادله هدایت حرارتی در نواحی باقیمانده دندان مد نظر قرار گرفته است. (۴)

در کار حاضر المان Solid90 که درجه آزادی دما را داراست برای شبکه بندی انتخاب شده است. آنالیز حساسیت نتایج به نحوه شبکه بندی انجام گرفته و مشخص گردید که شبکه محاسباتی شامل ۱۳۷۲۷ المان یک شبکه بهینه از نظر دقت و حجم محاسبات را به دست می دهد. در طی مراحل انجام محاسبات عددی فرض شده است که دندان و بافت های آن ایزوتروپیک، همگن و کلیه خواص فیزیکی مستقل از دما هستند. (۴-۵ و ۸)، کلیه خواص حرارتی دندان و مواد ترمیمی مورد استفاده در مراحل حل عددی بر اساس مطالعه انجام شده توسط Fenner و همکاران (۴) انتخاب شده اند.

یکی از مواردی که موجب تغییر دمای حفره دهان و به موجب آن تغییر درجه حرارت در دندان می شود نوشیدن مایعات داغ و سرد است. در سال ۱۹۹۸ Fenner و همکاران (۴) آزمایشاتی را برای تعیین دمای حفره دهان و اطراف دندان روی یک دندان در محیط دهان انجام داده و نشان داده اند که در قسمت باکال یعنی ناحیه مجاور گونه تغییر دمای اندکی ایجاد شده است، در حالی که در سطح پالاتال تغییر دما قابل توجه است. در محاسبات مطالعه حاضر از نتایج آزمایش Fenner و همکاران (۴) در تعیین توزیع دمای حفره دهان استفاده شده است.

تعیین توزیع درجه حرارت در داخل دندان از حل معادله هدایت حرارتی (Conduction equation) که یک معادله دیفرانسیل پارهای (Partial differential equation) است به دست می آید. بدیهی است که برای حل این معادله نیاز به شرایط مرزی و بارگذاری حرارتی بوده که در مورد دندان مورد مطالعه، شرایط مرزی زیر در طی مراحل حل عددی اعمال شده است.

۱- سطحی از دندان که در مجاور مایع داغ نوشیده شده واقع شده (شامل سطح پالاتال)، سطح اکلوزال و سطوح جانبی پرکردگی (که در واقع جزیی از سطوح مزیال و دیستال بوده) در معرض انتقال حرارت جابه جایی با ضریب انتقال حرارت $h=500 \text{ W/m}^2$ وات بر مترمربع درجه سانتیگراد قرار می گیرد. (Convection boundary condition)

برش داده شده است. در این مطالعه از دستگاه پولیش خودکار برای استخراج مقاطع عرضی استفاده گردید. پس از استخراج هر مقطع، یک عکس دیجیتال با وضوح هشت مگاپیکسل تهیه شد. فرآیند برش و تهیه عکس برای تمام طول دندان صورت گرفته به گونه ای در حین اعمال برش، از خط مرجع ترسیم شده در راستای طولی استوانه به منظور تعیین موقعیت مقطع برش استفاده شده است. در این مرحله از عکسهای تهیه شده برای ایجاد مدل سه بعدی استفاده می شود. جمعاً مختصات حدود هشتصد نقطه ثبت گردیده که در مدل سازی مورد استفاده قرار گرفته است. با معلوم بودن این نقاط مدل سه بعدی دندان سالم در نرم افزار Solid Works طراحی شده است.

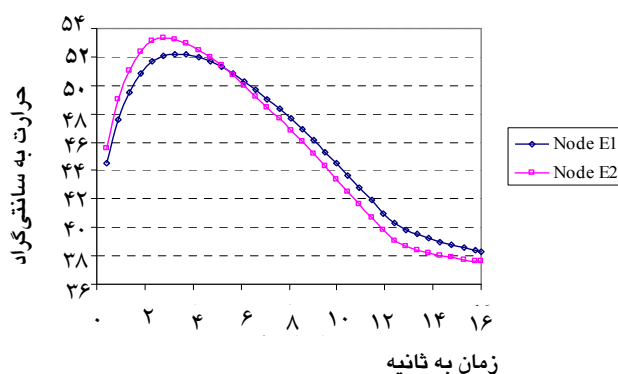
در این مطالعه یک پرکردگی مزیو اکلوزودیستالی مورد بررسی قرار گرفته است. معمولاً در پرکردگیهای CI II عمیق از دو جنس مختلف برای ترمیم دندان استفاده می شود. مواد مورد استفاده در این بررسی شامل آمالگام و کامپوزیت به عنوان ماده ترمیمی و گلاس آینومر به عنوان بیس می باشد. ابعاد پرکردگی در این بررسی شامل: ضخامت بیس در تمامی نواحی یکسان و معادل ۰/۷۵ میلی متر، ضخامت ماده ترمیمی در باکوپالاتال در سطح اکلوزال ۲/۲ میلی متر و در سطح نزدیک با سرویکال (کف حفره) ۳/۴ میلی متر، ضخامت ماده ترمیمی از سطح اکلوزال تا بیس از کاسپ باکالی ۳/۵ میلی متر و از کاسپ پالاتال تا بیس ۳/۳ میلی متر، ضخامت ماده ترمیمی از سطح مزیال تا بیس ۱/۱ میلی متر و ضخامت ماده ترمیمی از سطح دیستال تا بیس معادل ۱/۱ میلی متر در نظر گرفته شد.

به منظور حل عددی معادله هدایت حرارتی با استفاده از روش اجزای محدود و به کارگیری نرم افزار محاسباتی ANSYS 6 جهت تعیین درجه حرارت در داخل دندان استفاده شد. در این مرحله مدل سه بعدی ساخته شده به محیط (ANSYS (Version-6 وارد شده است. ابعاد، تعداد حجمها و سطوح حین ورود به این محیط هیچ تغییری نمی کنند و تنها موردی که باید بدان اشاره شود این موضوع بوده که نظر به اینکه در فضای داخل پالپ دندانی به واسطه وجود جریان خون درجه حرارتی ثابت و یکنواخت معادل دمای طبیعی بدن (۳۷ درجه سانتیگراد) حاکم است لذا ناحیه فضای پالپ جزو دامنه محاسباتی به منظور حل

۳- ترمیم با یک پرکردگی Cl II توسط کامپوزیت و بیس گلاس آینومر

۴- ترمیم با یک پرکردگی Cl II توسط کامپوزیت بدون بیس گلاس آینومر

این حالتها به اختصار حالات اول تا چهارم نامیده می‌شوند. نمودار ۱ نشان دهنده نمودار دما - زمان در دو نقطه‌ی E1 و E2 می‌باشد. از آنجا که این نقاط روی سطح خارجی قرار گرفته و این که پرکردگی اثر قابل ملاحظه‌ای در تغییرات دمای این نقاط ندارد لذا نتایج مربوطه فقط برای حالت اول ارائه شده است. دیده می‌شود که پس از نوشیدن مایع داغ در اثر انتقال حرارت جابه‌جایی دمای نقاط E1 و E2 تا زمانی در حدود دو ثانیه افزایش داشته و پس از آن به دلیل کم شدن دمای حفره دهان کاهش درجه حرارت در این نقاط مشاهده می‌شود.



نمودار ۱: نمودار دما، زمان برای نقاط E1 و E2 در حالت اول

نمودار ۲ (الف و ب) نشان‌دهنده نمودار دما-زمان در مجاورت پالپ می‌باشند. نتایج نشان می‌دهد که بیشترین دمای به دست آمده در نقطه P1 و معادل ۳۹/۴۲ درجه سانتی‌گراد بوده و پس از گذشت زمان ۸/۰۶ ثانیه پس از نوشیدن مایع داغ واقع می‌شود.

در مطالعه حاضر با استفاده از توزیع دمای به دست آمده، مقادیر شار حرارتی نیز در قسمت‌های مختلف محاسبه شده است. از آن جمله می‌توان به مقادیر شدت حرارت ورودی به دو شاخک پالپ اشاره کرد. بدین ترتیب که بیشترین شدت حرارت ورودی به پالپ در ناحیه باکال معادل ۰/۴۵۸ وات بوده که پس از گذشت زمان ۷/۸ ثانیه به دست آمده است. همچنین نتایج نشان می‌دهند که میزان شدت حرارت

۲- آن قسمت از دندان که در مجاورت گونه قرار گرفته است (سطح باکال) در تماس مستقیم با مایع نوشیده شده قرار نگرفته، لذا دمای این سطح ثابت و معادل درجه حرارت طبیعی در نظر گرفته شده است. (Isothermal boundary condition)

۳- برای سطح خارجی ریشه که درون لثه قرار داشته و تماسی با مایع داغ ندارد، دما ثابت و برابر با دمای طبیعی بدن در نظر گرفته می‌شود.

(Isothermal boundary condition)
۴- نظر به اینکه در فضای داخل پالپ دندانی به واسطه وجود جریان خون درجه حرارتی ثابت و یکنواخت معادل دمای طبیعی بدن (۳۷ درجه سانتی‌گراد) حاکم است لذا با فرض هم دما بودن پالپ این فضا از دامن حل حذف شده و در سطح تماس پالپ و عاج درجه حرارت ثابت و معادل ۳۷ درجه سانتی‌گراد اعمال شده است. (Isothermal boundary condition)

۵- نظر به اینکه معادل هدایت حرارتی در حالت گذرا (Unsteady) حل شده است. داشتن یک شرط اولیه (Initial condition) برای درجه حرارت دندان الزامی است که در مطالعه حاضر فرض بر آن بوده است که قبل از نوشیدن مایع داغ کل دندان در درجه حرارت یکنواخت و معادل ۳۷ درجه سانتی‌گراد قرار دارد. (۴)

زمان این آنالیز ۱۶ ثانیه در نظر گرفته شده است به طوری که در طی این دوره زمانی، توزیع درجه حرارت در داخل دندان و در حالت گذرا به دست آمده است.

یافته‌ها

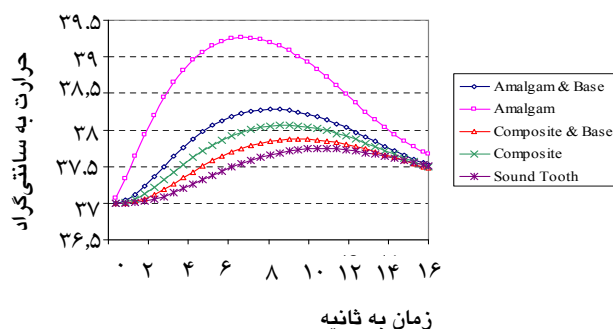
همان‌طور که قبلاً اشاره شد رفتار حرارتی دندان با نشان دادن دما و تغییرات آن در نقاط مورد بررسی (نقاط E1 و E2 روی نوک کاسپ‌های باکال و پالاتال، نقاط B1 و B2 نقاط فوقانی و تحتانی بیس و نقاط P1 و P2 روی نوک شاخک‌های پالپی باکالی و پالاتالی) مطالعه شده است. آنالیز روی چهار حالت مختلف پرکردگی به ترتیب زیر انجام شده است:

۱- ترمیم با یک پرکردگی Cl II توسط آمالگام و بیس گلاس آینومر

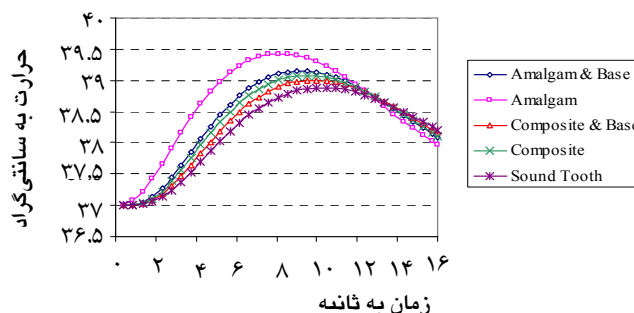
۲- ترمیم با یک پرکردگی Cl II توسط آمالگام بدون بیس گلاس آینومر

صورت افزایش میزان حرارت رسیده به ناحیه پالپ از یک حد مشخص احساس درد در فرد حاصل می‌شود.

ورودی به پالپ در ناحیه شاخک پالاتال کمتر از ناحیه شاخک باکال می‌باشد (با بیشترین مقدار ۰/۰۲۷ وات و پس از گذشت زمان ۷/۸ ثانیه) قابل ذکر است که در



ب- P2

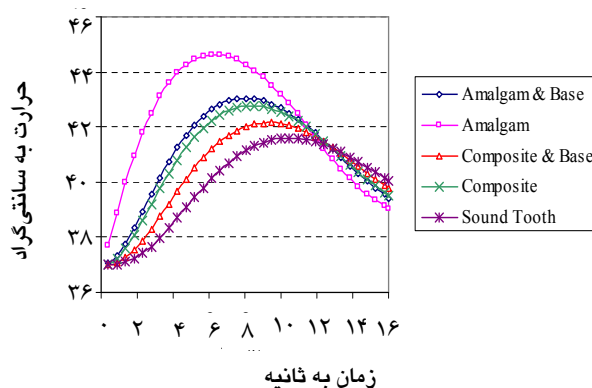


الف- P1

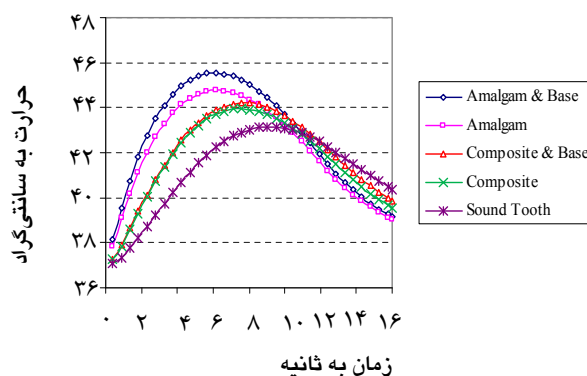
نمودار ۲: نمودار دما، زمان در نقاط P1 و P2 (الف و ب)

شده در مجاورت پالپ را ۱۷٪ کاهش داده است. در پرکردگی توسط آمالگام استفاده از بیس تأخیر زمانی در رسیدن دما به پالپ را در نقطه P1، ۷۲٪ و در نقطه P2، ۱۷۸٪ افزایش داده است. حال اینکه در پرکردگی کامپوزیتی استفاده از بیس تأخیر زمانی در رسیدن دما به پالپ را در نقطه P1 معادل ۷٪ و در نقطه P2 برابر ۳۰٪ افزایش داده است.

نمودار ۳ (الف و ب) توزیع دما در نقاط مجاور بیس (B1 و B2) را نشان می‌دهند. اثر بیس بر روی گرادیان دما با مقایسه این دو شکل قابل مشاهده است. در دو حالتی که از آمالگام استفاده شده، استفاده از بیس حداکثر دمای نقطه مجاور پالپ را ۰/۹۸ درجه نسبت به حالتی که بیس موجود نبوده کاهش داده است؛ این مقدار ۴۳٪ مقدار حداکثر افزایش دما در نقطه مذکور بوده است. در حالی که در پرکردگی کامپوزیتی استفاده از بیس مقدار حداکثر افزایش دمای ایجاد



ب- B2

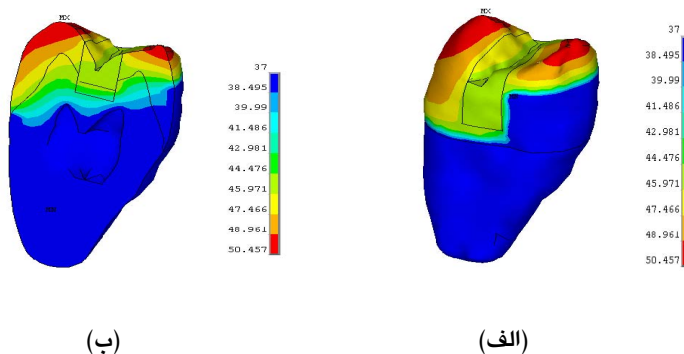


الف- B1

نمودار ۳: نمودار دما، زمان در نقاط B1 و B2 (الف و ب)

در حالت دوم است. به منظور نمایش رفتار کلی حرارتی دندان و تعیین نواحی با دمای حداکثر و حداقل، شکل ۱ (الف و ب)، کانتورهای دما را برای زمان شش ثانیه در حالت اول پرکردگی نشان می‌دهند.

نتایج نشان می‌دهند که بیشترین تأخیر زمانی برای دندان سالم اتفاق افتاده است. در نقطه P1 تأخیر زمانی برای دندان سالم ۲۹/۶٪ بیشتر از تأخیر زمانی در حالت اول و ۸٪ بیشتر از تأخیر زمانی در حالت دوم است. در نقطه P2 تأخیر زمانی برای دندان سالم ۱۲۹٪ بیشتر از تأخیر زمانی در حالت اول و ۳۲٪ بیشتر از تأخیر زمانی



شکل ۱: الف - کانتور دما در زمان شش ثانیه جهت حالت اول برای دندان کامل،
ب: کانتور دما در زمان شش ثانیه جهت حالت اول برای برش مقطع باکوپالالتالی

اندازه کافی شبیه بافت دندانی بوده و از لحاظ بیولوژیکی نیز قابل قبول باشد. ضمناً آنچه باعث تفاوت توزیع دما و در پی آن تنش حرارتی در دندان سالم و دندان ترمیم شده می‌شود تفاوت خواص مکانیکی مواد ترمیمی و بافت طبیعی دندان می‌باشد، به طوری که ماده ترمیمی ایده‌آل ماده‌ای است که خواص آن از هر جهت شبیه به خواص بافت طبیعی دندان باشد. اخیراً استفاده از مواد ترمیمی همرنگ بافت دندان رایج شده و تنوع زیاد این مواد سبب سردرگمی دندانپزشکان گردیده است. به خصوص برای دندانهایی که در معرض دید هستند اقبال بیشتری به استفاده از این مواد وجود دارد.

در این مطالعه آنالیز حرارتی بر روی دندان پرمولر دوم بالا که توسط یک پرکردگی مزیواکلوزودیستالی به چهار حالت مختلف ترمیم شده، توسط نرم‌افزار ANSYS (Version-6) و با روش اجزای محدود مورد بررسی قرار گرفته است. تاکنون مدل‌های تجربی متعددی در زمینه چگونگی انتقال حرارت دندانی استفاده شده‌اند. بسیاری از این مطالعات بر روی دندانهای ترمیم شده صورت گرفته‌اند. در سال ۱۹۹۸، Fenner و همکاران اثر شوک حرارتی روی یک مدل سه بُعدی از دندان پرمولر اول

بحث

امروزه شاخه‌ای از علم مکانیک در طیف وسیعی از تحقیقات پزشکی به کار گرفته می‌شود. این شاخه بیومکانیک نام دارد و مکانیک سیستم‌های بیولوژیکی را بررسی می‌کند. در این راستا مطالعات مختلفی بر روی دندان انسان صورت گرفته است. از زمانی که کامپیوتر به کمک این تحقیقات آمده مطالعات متنوع و پیچیده‌تری صورت گرفته و از طرف دیگر هزینه این تحقیقات کاهش یافته است. یکی از روشهای پرکاربرد در آنالیز ساختارهای پیچیده دندان روش اجزای محدود (Finite element method) است.

وجود عوامل مختلفی باعث شده است که تحقیقات دندانی اهمیت و توسعه یابند. دندانها همواره در معرض شرایط مختلف قرار می‌گیرند. از جمله تماس مکرر با مواد داغ یا سرد، تماس با مواد غذایی دارای خواص اسیدی، فشارهای زیاد ناشی از عمل جویدن و... که این موارد به اضافه شرایط حفره دهان زمینه را برای فساد دندانها فراهم می‌کنند. از طرف دیگر طبع زیبایی پسند انسانها آنها را به داشتن دندانهای سالم و زیبا تشویق می‌کند. مجموعه این عوامل باعث شده است که دندانپزشکان و محققان این رشته مطالعات خود را روی موادی متمرکز کنند که به

بسیاری در علم پزشکی و دندانپزشکی دارند. (۳) نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که بالاترین مقادیر درجه حرارت در حالت پرکردگی توسط آمالگام حاصل شده و کمترین آن در حالت پرکردگی توسط کامپوزیت و بیس به دست می‌آید، که مطابق با تحقیقات انجام شده توسط Spierings و همکارانش و Toparli و همکارانش می‌باشد. (۵ و ۳)، نوشیدن مایعات گرم و سرد در محیط دهان سبب فشار حرارتی زیادی بر روی دندانها می‌شود. نتایج مطالعه انجام شده توسط Toparli نشان داد که مایعات داغ بیشتر بر روی رزین‌های کامپوزیتی مؤثر بوده و سبب انتقال حرارت می‌شوند، بنابراین استفاده از بیس در زیر رزین‌های کامپوزیتی ضروری می‌باشد. همچنین نتایج حاصل شده در مطالعه حاضر نشان داد که کمترین میزان انتقال حرارت در حالت بیس و کامپوزیت دیده می‌شود که مطابق با نتایج Toparli می‌باشد. (۵)

نتیجه‌گیری

در این مطالعه بالاترین مقادیر درجه حرارت در حالت پرکردگی توسط آمالگام حاصل شده و کمترین آن در حالت پرکردگی توسط کامپوزیت و بیس به دست می‌آید. بنابراین بیس وظیفه محافظت از پالپ در برابر گرادیان دمایی شدید را بر عهده دارد. استفاده از بیس هم رسیدن دما به پالپ و نتیجتاً پاسخ شخص به گرادیان دما را به تأخیر انداخته است و هم میزان دمایی که توسط پالپ احساس می‌شود را کاهش می‌دهد.

که توسط کامپوزیت و با یک پرکردگی CI II ترمیم شده بود را بررسی کردند. آنالیز انجام شده در این مطالعه توسط نرم‌افزار آلمان محدود Abaqus صورت گرفت. همچنین یک کار آزمایشگاهی نیز برای تعیین دمای سطح دندان در اثر تماس با مایع داغ انجام شد. نقطه ضعف آن استفاده از مدل نه چندان دقیق بود. (۴)

در سال ۲۰۰۰، Toparli و همکاران توزیع دما و تنش بر روی دندان پرمولر دوم بالا تحت بارگذاری حرارتی را به روش آلمان محدود و توسط یک کد نوشته شده در نرم‌افزار Fortran 77 محاسبه کردند. در این مطالعه اثر مواد مختلف مورد استفاده در ترمیم دندانها نیز بررسی شد. این بررسی با اینکه مطالعه نسبتاً جامعی بود، ولی هندسه پرکردگی در آن به‌طور مناسب انتخاب نشده و مدل نیز دقت کافی نداشته است. (۵)، در سال ۲۰۰۳، Kuang-Hua و همکاران یک روش عملی و دقیق برای مدل‌سازی دندان و اساساً هر ساختار بیومکانیکی پیچیده دیگر ارائه کردند. این روش منجر به تهیه یک مدل نظری دقیق از دندان گردید. (۹)، Braden نشان داد که ضخامت بیس در زیر ماده ترمیمی بسیار مهمتر از ترکیبات آن می‌باشد. (۱۰)، هرچند مطالعه انجام شده توسط Peter و Augburger نشان داد که در صورت افزایش ضخامت بیس بیش از ۰/۵ میلی‌متر هیچ گونه تغییری در کاهش درجه حرارت رسیده به پالپ مشاهده نمی‌شود. (۱۱)، نتایج مطالعات تجربی به علت اختلاف در ژئومتری دندانها با یکدیگر چندان قابل اعتماد نمی‌باشد، در صورتی که روشهای ریاضی عددی این مشکل را نداشته و کاربرد

REFERENCES

1. Pereira SM, Tagliaferro EP, Ambrosano GM, Cortelazzi KL, Meneghim Mde C, Pereira AC. Dental caries in 12-year-old schoolchildren and its relationship with socioeconomic and behavioral variables. Oral Health Prev Dent. 2007 Nov;5(4):299-306.
2. De Vree JH, Spierings TA, Plasschaert AJ. A simulation model for transient thermal analysis of restored teeth. J Dent Res. 1983 Jun;62(6):756-9.
3. Spierings TA, De Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. J Dent Res. 1984 Aug;63(8):1096-100.

4. Fenner DN, Robinson PB, Cheung P.M-Y. 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.
5. Toparli M, Gökay 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;29(12):1077-1081.
6. Ash MM, Nelson S. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 8th ed. Philadelphia: W.B.Saunders Co; 2003, 221.
7. Ash MM. Wheeler's atlas of tooth form. 5thed. Philadelphia: W.B.Saunders Company; 1984, 188.
8. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987 Aug;66(8):1336-1339.
9. Chang KH, Magdum S, Khera SC, Goel VK.. An Advanced approach for computer modeling and prototyping of the human tooth. *Ann Biomed Engin.* 2003 May;31(5):621-31.
10. Braden M. Heat conduction in teeth and the effect of lining materials. *J Dent Res* 1964 May- Jun;43(2):315-22.
11. Peters DD, Augsburg RA. In vivo cold transference of bases and restorations. *J Am Dent Assoc.* 1981 May;102(5):642-6.