

تحلیل بریج‌های دندانی تحت بارگذاری ترمومکانیکی

فرشید صالحی شهرکی^۱، زهرا زمانی^{۲*}، مسعود رهاEIFARD^۳

^۱ دانشجوی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه فنی مهندسی، گلپایگان، ایران

^۲ استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی مهندسی گلپایگان، دانشگاه صنعتی اصفهان، گلپایگان، ایران

^۳ دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اردکان، اردکان، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۱/۹/۵ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۲/۲۱

Analysis of Dental Bridges under Thermomechanical Loading

Farshid Salehi Shahraki¹, Zahra Zamani^{2*}, Masoud Rahaeifard³

¹ M.Sc. Student, Mechanical Engineering Group, Golpayegan College of Engineering, Isfahan University of Technology, Golpayegan, Iran

² Assistant Professor, Mechanical Engineering Group, Golpayegan College of Engineering, Isfahan University of Technology, Golpayegan, Iran

³ Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Ardakan University, Ardakan, Iran

Received: 26 November 2022; Accepted: 12 March 2023.

Background: In this research, thermomechanical analysis of a 3D model of dental bridge between the first mandibular premolar and first molar was analyzed in Ansys Workbench software.

Materials and Methods: The dental bridge made of lithium disilicate ceramic and type II gold alloy was subjected to fluid at 4°C and 60°C for 5 seconds at occlusal and lingual surfaces. Moreover, the static and impact loads were applied at the center of the dental bridge. The first static load was a vertical force, and the second static load was in the form of an oblique force at an angle of 45° with respect to occlusal plane, oriented towards the buccal side. The impact loading simulation was performed for an impactor with different kinetic energy normal to the occlusal plane.

Results: The maximum thermal stress in the bridge and dental tissue at 4°C is obtained at more than 60°C, yet dependent on the coefficient of thermal expansion, the elastic modulus, and the temperature field. The maximum thermal stress in gold bridges is about 30% higher than in ceramic bridges. In addition, it was found that in the case when only vertical occlusion forces are acting, there is a significant underestimation of the maximum stress of 40% compared to the case of an oblique force. The stress intensity under rigid impactor with an initial kinetic energy of 2.2, 8.6, and 19.4 mJ was obtained at 1.35, 2.2, and 3 times the static stress, respectively, and the reaction force at roots was proportional to the magnitude of the kinetic energy of the impactor.

Conclusion: As evidenced in this study, the stress created in the dental bridge in impact loading and cold thermal stimulation is more critical than other loadings. On average, the ceramic dental bridge demonstrates less stress in both tooth tissue and dental bridge.

Keywords: Ceramic, Dental bridge, Finite element method, Gold, Thermomechanical stress

*Corresponding Author: z.zamani@iut.ac.ir

► Please cite this paper as: Salehi Shahraki F, Zamani Z, Rahaeifard M. "Analysis of Dental Bridges under Thermomechanical Loading." *J Mash Dent Sch.* 2023; 47(3):283-300.

►DOI: 10.22038/jmds.2023.22015

چکیده

مقدمه: در این تحقیق، تحلیل ترمومکانیکی مدل سه بعدی بریج دندانی سه واحدی در ناحیه پرمولر اول و دوم و مولر اول فک پایین در نرم‌افزار اتسیس ورک‌بنچ انجام شد.

مواد و روش‌ها: بریج دندانی از جنس سرامیک لیتیوم دی‌سیلیکات و آلیاژ طلای نوع ۲ به مدت ۵ ثانیه در معرض سیال با دمای ۴ و ۶۰ درجه سانتیگراد روی سطح چونده و لینگوال دندان قرار گرفت. هم‌چنین بار استاتیکی و بار ضربه‌ای در وسط بریج دندان اعمال شد. اولین بار استاتیکی به صورت عمودی و دومین بار استاتیکی به صورت مایل در زاویه ۴۵ درجه نسبت به سطح چونده و به سمت سطح باکال اعمال شد. شبیه‌سازی نیروی ضربه از طریق ضربه‌زننده با انرژی جنبشی متفاوت در راستای عمود بر سطح چونده انجام شد.

یافته‌ها: ماکزیمم تنش حرارتی ایجاد شده در دمای ۴ درجه سانتیگراد بیشتر از دمای ۶۰ درجه سانتیگراد بود و به ضریب اتبساط حرارتی، مدول یانگ و میدان دما

وابسته بود. همچنین ماکزیمم تنش حرارتی در بریج دندانی از جنس طلا حدود ۳۰ درصد بیشتر از بریج سرامیکی بود. همچنین مشخص شد که در مواردی که فقط نیروهای عمودی لحاظ شوند، تنش حدود ۴۰ درصد نسبت به نیروی مایل کمتر پیش‌بینی می‌شود. شدت تنش تحت ضربه‌زنده صلب با انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی‌ژول برای ضربه‌زنده به ترتیب ۱/۳۵، ۲/۲ و ۳ برابر تنش استاتیکی محاسبه شد و نیروی عکس‌العمل در ریشه‌ها متناسب با مقدار انرژی جنبشی ضربه‌زنده بدست آمد.

نتیجه‌گیری: بر مبنای نتایج این پژوهش، تنش‌های ایجاد شده در بریج دندانی در بارگذاری ضربه و تحریک حرارتی سرد از بقیه حالت‌های بارگذاری بحرانی‌تر است. به‌طور میانگین، بریج دندانی سرامیکی، تنش کمتری در بافت دندان و بریج دندانی ایجاد می‌کند.

کلمات کلیدی: سرامیک، بریج دندانی تحلیل اجزاء محدود، طلا، تنش ترمومکانیکی.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۲ / دوره ۴۷ / شماره ۳-۲۸۳-۳۰۰.

مقدمه

روش‌های مختلف جایگزینی دندان‌های از دست رفته شامل استفاده از ایمبریجنت، پروتزهای متحرک و انواع مختلف بریج‌های دندانی است. بریج پروتزی است که فضای خالی بین دو دندان را پر می‌کند. بریج‌های دندانی انواع مختلفی دارند. رایج‌ترین نوع آن، بریج ثابت است که متشکل از یک تاج در یک و یا دو طرف دندان مصنوعی یا پونتیک^۱ است. تاج روی دندان‌های کناری که به آن‌ها دندان‌های پایه گفته می‌شود، قرار می‌گیرد. یکی از مشکلات و عوارض جانبی این نوع بریج این است که برای قرار گرفتن تاج باید دندان‌های پایه با وجود سالم بودن تراشیده شوند.

جنس بریج دندانی معمولاً از آلیاژهای فلزی نظیر طلا، سرامیک-فلزی یا تمام سرامیک می‌باشد. استحکام دو نوع اول در مقابل فشار و نیروهای زیاد فک، خیلی بهتر از بریج‌های تمام سرامیک است. سرامیک از نظر استحکام، سختی، زیبایی، سازگاری زیستی، پایداری شیمیایی و انتقال حرارت کم، مورد توجه قرار گرفته است. برای نصب بریج سرامیکی آماده‌سازی کمتری لازم می‌باشد، به همین علت دندان‌های پایه صدمه کمتری می‌بینند. از طرفی طلا نیز

ویژگی‌های خوبی از جمله دوام، انعطاف پذیری، مقاومت بالا در برابر شکست و سایش دارد.

خوردن و آشامیدن باعث اعمال بار حرارتی و مکانیکی بر دندان و ترمیم‌های دندانی می‌شود. بار حرارتی ناشی از تغییر دما و بار مکانیکی ناشی از الگوهای بسیار پیچیده تماس دندانهای دو فک و نیروهای مختلف عضلات جوونده در حین جویدن و خرد شدن غذا بین دندان‌های دو فک است. طراحی ترمیم‌های دندانی مستلزم تعیین دقیق توزیع تنش‌های ترمومکانیکی و تغییرشکل به صورت مطالعه کلینیکی، تجربی و روش‌های عددی است. مطالعات آزمایشگاهی که شرایط دهانی را شبیه‌سازی می‌کنند، گران هستند و امکان محاسبه پارامترها در عمق بافت دندان در این مطالعات وجود ندارد. به عنوان یک روش جایگزین، شبیه‌سازی عددی به روش اجزاء محدود برای ارزیابی مقاومت دندان‌های ترمیم‌شده روشی توانمند است و به طور گسترده استفاده شده است. به عنوان نمونه، فرحزادی و همکاران^(۱) توزیع دما و بیشینه تنش حرارتی دندان‌های ترمیم شده با آنله سرامیکی و طلائی نوع ۲ را به روش اجزاء محدود مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها تاج دندان را در مدت ۲ ثانیه تحت بار حرارتی سرد و گرم ۴ و ۶۰ درجه سانتیگراد قرار دادند. اسکویی و همکاران^(۲) نیز تنش‌های حرارتی

تنش در بریج دندانی در نواحی اتصال بین پونتیک و تاج‌های کناری و نواحی اتصال پونتیک به تاج‌های کناری اتفاق می‌افتد و به جنس مواد وابسته است.^(۱۴-۱۲) همچنین تنش حرارتی نسبت به تنش مکانیکی مقدار کمتری دارد و دندان تحت نیروی مکانیکی آسیب‌پذیرتر است.

با توجه به تحقیقات انجام شده در مورد تحلیل تنش بر روی انواع ترمیم‌های دندانی، در اکثر مراجع بارگذاری روی دندان به صورت استاتیکی و حرارتی است. اما با توجه به رابطه‌ی معکوس بین مقدار تنش و زمان بارگذاری، تنش‌های دینامیکی بیشتر از تنش‌های استاتیکی به دندان آسیب وارد می‌کنند. با این حال تعداد اندکی از پژوهش‌ها تحلیل دینامیکی را مورد بررسی قرار دادند. بار دینامیکی عمدتاً ناشی از جویدن و خردشدن تکه‌های سفت غذا بین دندان‌های دو فک است و به صورت نیروی متغیر با زمان^(۱۵) یا بار ضربه‌ای ناشی از ضربه‌زننده با سرعت اولیه معین^(۱۶،۱۷) در نظر گرفته شده است. به طور نمونه، کشفی و همکاران^(۱۶) اثر ضربه روی تاج سرامیک بر روی ایمبریجنت تیتانیوم را از طریق برخورد ضربه‌زننده کروی با سرعت اولیه ۲۵ متر بر ثانیه در جهت محور کاشت پایه مورد بررسی قرار دادند و رشد ترک در تاج را مدلسازی کردند. در مطالعه‌ای دیگر^(۱۷) تأثیر نیروهای ضربه بر آسیب بافت استخوان اطراف ایمبریجنت به روش المان محدود و تجربی بررسی شد. در این مرجع ضربه‌زننده کروی به صورت افقی (زاویه ۰ درجه)، عمودی (زاویه ۹۰ درجه) و مایل (زاویه ۴۵ درجه) به ترتیب با سرعت‌های ۴، ۶/۳ و ۵/۱ متر بر ثانیه با تاج برخورد دارد. اعمال نیروی تاج دندان با استفاده از نیمکره در مراجع دیگر نیز استفاده شده است.^(۱۸،۱۹)

مراجع کمی تحلیل ترمومکانیکی روی بریج دندانی را بررسی کرده‌اند^(۲۰، ۱۸ و ۱۴-۹) و به طور خاص تحلیل بار ضربه روی بریج دندانی تنها در یک مطالعه و به صورت نیروی

ناشی از نوشیدنی‌های سرد و گرم تحت دو دمای ۰ و ۶۰ درجه سانتیگراد روی دندان پرمولر را به روش آنالیز اجزاء محدود مورد بررسی قرار دادند. مطابق نتایج این دو تحقیق دندان در تحریک سرد آسیب‌پذیرتر و تنش آن بحرانی‌تر بود.

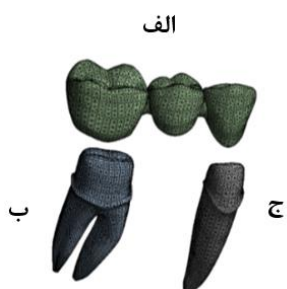
به‌طور کلی موضوع با اهمیت در مورد دما این است که برای سالم ماندن پالپ تغییرات دمایی در آن طی اعمال شار حرارتی بهتر است کمتر از ۵/۵ درجه باشد.^(۱) Cohen, Zach^(۳) با مطالعه دندان‌های میمون، برگشت ناپذیری پالپ را ۱۵ درصد در دمای بالای ۵/۶ درجه سانتیگراد، ۶۰ درصد برای دمای ۱۱ درجه سانتیگراد و ۱۰۰ درصد برای افزایش دما ۱۶/۶ درجه سانتیگراد، گزارش داده‌اند. با این حال Baldissara و همکارانش^(۴) گزارش کردند که افزایش دمای پالپی از ۸/۹ درجه سانتیگراد تا ۱۴/۷ درجه سانتیگراد در انسان موجب آسیب به آن نمی‌شود. هم‌چنین طبق مطالعات Eriksson و همکاران^(۵)، دمای ۴۲ درجه سانتیگراد هنگامی که به مدت ۱ دقیقه حفظ شود، ممکن است بحرانی باشد.

در بخش تحلیل‌های ترمومکانیکی نیز توزیع دما و تنش روی ترمیم اینله‌های طلای نوع ۲ و سرامیک و کامپوزیت^(۶)، دندان ترمیم شده با رزین و پرسلن^(۷)، بازسازی تاج با استفاده از قراردهی پست پیش ساخته در ریشه^(۸)، بریج دندانی از جنس پرسلن متصل به فلز^(۹)، بریج دندانی تمام سرامیک از جنس زیرکونیا، Empress 1، Empress 2، In-Ceram Alumina^(۱۰،۱۱) تحت بار حرارتی و بار استاتیکی محاسبه شده است. نیروهای استاتیکی در محدوده ۱۵۰ تا ۴۰۰ نیوتن به صورت عمودی و مایل عمدتاً با زاویه ۴۵ درجه روی سطح جوئنده و به سمت بیرون دندان یعنی سطح باکال در نظر گرفته شده است. با توجه به نتایج، تنش ایجاد شده در بار مایل بحرانی‌تر از بار عمودی است. ماکزیمم

المان محدود خطی می‌تواند اطلاعات مفیدی از مکان تمرکز تنش ارائه دهد.

در تحلیل حرارتی گذرا^۲ بخش حرارتی گذرا^۲ به بخش سازه‌ای گذرا^۳ متصل شده است و توزیع دما و تنش حرارتی در بافت و بریج دندان در زمان‌های مختلف محاسبه می‌شود. تحلیل استاتیکی در محیط سازه‌ای استاتیکی^۴ انجام شده است. تحلیل ضربه در محیط دینامیکی صریح^۵ شده است. شدت تنش و نیروی عکس‌العمل در بارگذاری ضربه وابسته به مقدار انرژی جنبشی ضربه‌زننده محاسبه و با نتایج حاصل از بارگذاری استاتیکی و حرارتی مقایسه شد.

پس از مش‌بندی اولیه، در نقاط دارای تمرکز تنش یعنی در اتصالات پونتیک به تاج‌های کناری و شیارهای سطح آکلوزال تاج بریج مش ریزتر انتخاب شد. با محاسبه جابجایی در وسط بریج دندانی در اندازه‌های مختلف مش که نتایج آن در شکل ۲ آمده است، استقلال از مش بررسی و در نهایت اندازه مش ۰/۴ میلی‌متر در نقاط دارای تمرکز تنش ۰/۱ میلی‌متر در نظر گرفته شد. لازم به ذکر است که به علت تمرکز تنش، با ریزتر کردن اندازه مش ماکزیمم تنش به طور مداوم افزایش می‌یابد و هیچ‌گاه همگرا نمی‌شود. به همین دلیل از پارامتر جابجایی برای بررسی استقلال مش استفاده شده است.



شکل ۱: مدل مش بندی شده الف) بریج دندانی، ب) دندان مولر اول و ج) دندان پرمولر اول با اندازه مش ۰/۴ mm

متغیر با زمان بررسی شده است.^(۱۸) در این مطالعه تغییرات نیرو با زمان به صورت تابع پالس مستطیلی فرض شده است و مقدار نیرو و مدت زمان اعمال آن حدس زده شده است. در پژوهش حاضر، تحلیل ترمومکانیکی بریج دندانی در اثر بارگذاری حرارتی، استاتیکی و ضربه به روش المان محدود مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. هم‌چنین از ضربه‌زننده با انرژی جنبشی متغیر برای مدلسازی بارگذاری ضربه استفاده شده است. مزیت این روش آن است که نیروی تماسی و مدت زمان اعمال آن حین ضربه با توجه به خواص مکانیکی و هندسه دو ماده که با هم در تماس هستند، به صورت متغیر با زمان توسط نرم‌افزار محاسبه می‌شود. نتایج این تحقیق درک بهتری از نقاط بحرانی و مکانیزم تخریب بریج دندانی با جنس‌های مختلف ارائه خواهد داد.

مواد و روش‌ها

مدل‌سازی- در این تحقیق، بریج دندانی از جنس سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات و جنس طلای نوع ۲ انتخاب شده است. بریج دندان مورد بررسی در این پژوهش مطابق شکل ۱، از اسکن سه‌بعدی به دست آمده است و برای جایگزینی دندان پرمولر دوم در فک پایین با آماده‌سازی دندان‌های پرمولر اول و مولر اول طراحی شده است. پس از انتخاب پارامترهای مدلسازی که شامل خواص مکانیکی و حرارتی مواد به کاررفته برای بریج دندانی و اجزاء دندان است، شبیه‌سازی عددی در نرم‌افزار انسیس ورک‌بنچ انجام شد. خصوصیات مکانیکی و حرارتی استفاده شده در جداول ۲ و ۱ نشان داده شده است. در مدلسازی عمل جویدن و نوشیدن مایعات گرم و سرد، اجزای دندان تغییر شکل الاستیک دارند، به همین دلیل استفاده از تحلیل

^۲ Static Structural

^۵ Explicit Dynamic

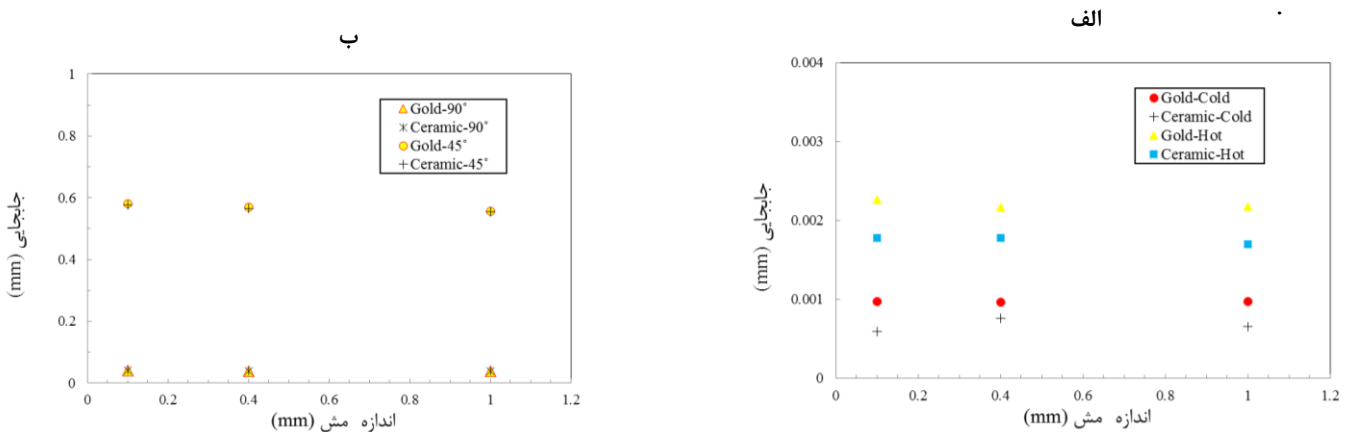
^۳ Transient Thermal

^۴ Transient Structural

بارگذاری و شرایط مرزی

بارگذاری حرارتی- بریج دندانی تحت اثر انتقال حرارت همرفتی ناشی از قرار گرفتن در معرض مواد غذایی سرد و گرم با دمای ۶۰ و ۴ درجه سانتیگراد به مدت ۵ ثانیه روی سطح جونده یا آکلوزال^۶ و مخفی یا لینگوال^۷ دندان قرار گرفت. دمای سطح بیرونی^۸ دندان به علت تماس با پوست و لثه و همچنین دمای ریشه دندان به علت گردش خون در آن ۳۷ درجه سانتیگراد در نظر گرفته شده است. دمای اولیه دندان نیز ۳۷ درجه سانتیگراد در نظر گرفته شده است. با استفاده از داده‌های جدول ۳ و تبدیل واحد، از ضرایب انتقال حرارت ۰/۰۰۳۷۷۴ و ۰/۰۰۳۱۵۶۸ وات بر میلیمتر درجه سانتیگراد به ترتیب برای خوردن بستنی و

نوشیدن شیر استفاده شده است. لازم به ذکر است که تغییرات ضریب انتقال حرارت در جدول ۳ به علت تغییرات دما در گذر زمان است. همچنین دمای تحریک گرم و سرد مطابق با سیالی که با بریج دندانی در تماس است انتخاب شده است. تغییر سیال و دمای آن روی ضریب انتقال حرارت همرفتی و نتایج توزیع دما و تنش تأثیر می‌گذارد. به طور معمول ضریب انتقال حرارت همرفتی با افزایش دما افزایش دارد و در تحریک گرم بیشتر است. همچنین ضریب هدایت حرارت برای اجسام جامد نسبت به سیال متحرک کمتر است.^(۲۱) بنابراین با تغییر سیال و دمای آن نتایج ارائه شده تغییر خواهند کرد.



شکل ۲: نمودار همگرایی جابجایی در وسط بریج دندانی با کاهش اندازه مش در الف) تحلیل حرارتی و ب) تحلیل استاتیکی سازه‌ای

جدول ۱: خواص مکانیکی مواد دندانی^(۲۲،۲۳)

ماده	چگالی ($\times 10^{-3}$ g/mm ³)	نسبت پواسون	مدول یانگ (GPa)
طلا	۱۸/۳	۰/۳۵	۹۰/۵
سرامیک (لیتیوم دی سیلیکات)	۲/۴	۰/۳	۹۵
عاج	۲	۰/۳۱	۱۸/۶
مغز دندان (پالپ)	۱	۰/۴۵	۰/۰۰۲

جدول ۲: مشخصات حرارتی مواد دندانی^(۱)

جنس	ضریب هدایت حرارتی (W/m ² K)	گرمای ویژه (J/g°C)	ضریب انبساط حرارتی (×۱۰ ^{-۶} /°C)
طلا	۲/۶۷	۰/۱۴	۱۵/۵
سرامیک (لیتیوم دی سیلیکات)	۱/۴۷	۰/۹۸	۱۰/۶
عاج	۰/۶۵	۱/۱۷	۱۰/۶
مغز دندان (پالپ)	۰/۶۷	۴/۲	۱۰/۱

جدول ۳: ضریب انتقال حرارتی مربوط به مواد غذایی^(۲)

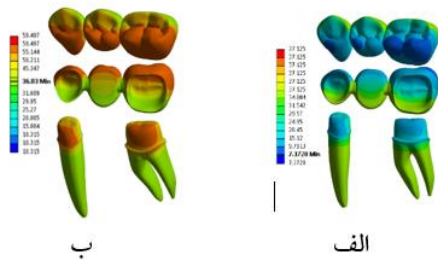
غذا	ضریب انتقال حرارت (Calorie/cm ² sec°C)		
	کوتاه-مدت	متوسط	طولانی-مدت
بستنی	۱/۴۲×۱۰ ^{-۲}	۳/۳۹×۱۰ ^{-۲}	۱/۲۱×۱۰ ^{-۲}
شیر	۱/۷۶×۱۰ ^{-۲}	۷/۵۴×۱۰ ^{-۲}	۱/۷۶×۱۰ ^{-۲}

کوتاه اعمال می‌شد. لازم به ذکر است که انرژی جنبشی ضربه‌زنده علاوه بر سرعت به جرم آن هم بستگی دارد. در پژوهش انجام شده توسط Ma و همکارانش^(۱۷) در بررسی ضربه روی ایمبریجنت دندانی، ضربه‌زنده با جرم ۸ گرم از ارتفاع ۰/۸، ۱/۵ و ۲ متر سقوط آزاد دارد که سرعت آن حین برخورد با استفاده از رابطه $\sqrt{2gh}$ برابر ۴، ۵/۴ و ۸/۳ متر بر ثانیه بدست می‌آید و انرژی جنبشی آن در لحظه برخورد برابر ۶۴، ۱۱۷ و ۲۷۶ میلی ژول بود. در اینجا جرم ضربه‌زنده خیلی کم و برابر ۷ میلی گرم بود. در این صورت انرژی ضربه‌زنده برای سرعت‌های ۲۵، ۵۰ و ۷۵ متر بر ثانیه به ترتیب برابر با ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی ژول بود. در تحلیل ضربه مدت زمان نهایی ۰/۱ میلی ثانیه و تعداد ۱۰^۵ سیکل برای تحلیل در نرم‌افزار انتخاب شد.

برای هر سه تحلیل حرارتی، استاتیکی و ضربه ریشه‌ها ثابت و اتصال بین تاج‌های بریج و دندان‌های پایه از نوع اتصال کامل^{۱۰} در نظر گرفته شده است. در شکل ۳ مکان و

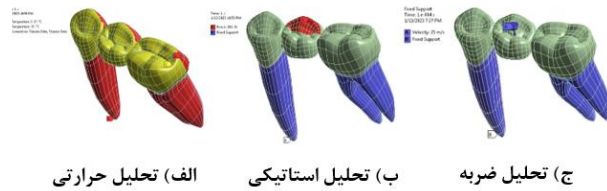
بارگذاری استاتیکی - بارگذاری استاتیکی به دو صورت عمودی و مایل روی یک بخش کوچک از سطح آکلوزال پونتیک با زاویه ۴۵ درجه نسبت به سطح جوئنده و به سمت سطح بیرونی یا باکال دندان اعمال شده است. نیروی عمودی و مایل مطابق مفروضات و نتایج تحقیقات قبلی^(۲۴ و ۲۳ و ۱۸) برابر با ۲۰۰ نیوتن در نظر گرفته شده است. بارگذاری ضربه - مشابه مطالعات قبل^(۱۶ و ۱۷) بار ضربه از طریق برخورد نیمکره صلب با سرعت‌های مختلف و جرم مشخص مدلسازی شد. برهمکنش بین ضربه‌زنده و سطح بریج از نوع بدون اصطکاک^۹ فرض شده است. مطابق شکل ۳، ب نیمکره صلب به قطر ۱/۵ میلی‌متر در لحظه اول تماس بر سطح دندان پونتیک بود و سپس با سرعت اولیه ۲۵ و ۵۰ و ۷۵ متر بر ثانیه در راستای عمودی به بریج ضربه می‌زد. ضربه‌زنده پس از برخورد با بریج دندانی برمی‌گردد. در اثر تغییرات ممتوم خطی ضربه‌زنده نیروی تماسی بین ضربه‌زنده و بریج دندانی ایجاد می‌شد که در زمان بسیار

تراش خورده ایجاد شده است. این نواحی آسیب پذیر بوده و مستعد ایجاد و رشد ترک است. به منظور بررسی دقیق تر تنش، مقادیر ماکزیمم و مینیمم تنش در بریج های دندانی در زمان ۵ ثانیه بعد از تحریک گرم و سرد در جدول ۴ آمده است. ماده ترمیمی که تنش در آن کمتر است و از آن مهم تر تنش کمتری نیز به بافت های دندانی وارد کند، انتخاب مناسب تری است. ماکزیمم تنش حرارتی در بافت دندان و بریج دندانی از جنس طلا در هر دو دمای ۴ و ۶۰ درجه سانتیگراد به طور میانگین ۳۲ درصد بیشتر از حالت بریج سرامیکی است. هم چنین ماکزیمم تنش حرارتی ایجاد شده در دمای ۴ درجه سانتیگراد بیشتر از دمای ۶۰ درجه سانتیگراد است که دلیل آن وجود اختلاف دمای بیشتر در تحریک سرد است. در صورتی که استحکام طلای نوع ۲ در محدوده استحکام سرامیک لیتیوم دی سیلیکات باشد، در تنش های حرارتی ایجاد شده مطابق جدول ۴، بریج دندانی از جنس سرامیک لیتیوم دی سیلیکات از جهت ایجاد تنش کمتر در بافت دندانی، انتخاب مناسب تری است.



شکل ۴: توزیع دما بر حسب درجه سانتیگراد در بخش های مختلف دندان و بریج دندانی از جنس طلا مختلف ناشی از خوردن مایعات الف) سرد و ب) گرم.

نحوه اعمال شرایط مرزی و بارگذاری در هر سه تحلیل حرارتی، استاتیکی و ضربه نشان داده شده است.



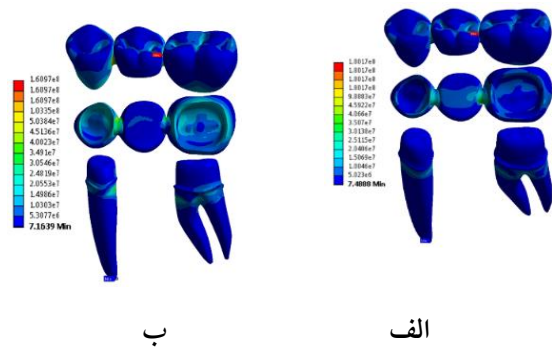
شکل ۳: شرایط مرزی و بارگذاری در الف) تحلیل حرارتی، ب) تحلیل استاتیکی و ج) تحلیل ضربه

یافته ها

نتایج تحلیل حرارتی- در شکل های (۴) و (۵) توزیع دما و تنش حرارتی در دندان های پایه مولر و پرمولر و بریج دندانی از جنس طلا در زمان ۵ ثانیه بعد از تحریک گرم و سرد نشان داده شده است. وارد/خارج شدن شار حرارتی به بریج دندانی، باعث تغییر دما و انبساط/ انقباض آن می شود و در نتیجه آن تنش حرارتی به دلیل تفاوت در خصوصیات حرارتی و مکانیکی ماده ترمیمی و بافت های دندانی ایجاد می شود. مطابق نتایج، الگوی توزیع دما و تنش برای طلا و لیتیوم دی سیلیکات یکسان است. به همین دلیل تنها نتایج بریج دندانی از جنس طلا آورده شده است. اما انتقال حرارت از سطح به پالپ دندان در بریج دندانی طلا بیشتر از سرامیک است. مشابه این نتایج قبلاً هم در تحلیل حرارتی دندان ترمیم شده گزارش شده است.^(۱۶) ماکزیمم تنش حرارتی در اتصالات پونتیک به تاج های کناری، شیارهای سطح بیرونی بریج و اتصال تاج به دندان های پایه

بسیار کوچک سرامیک تغییرات دمایی داشته باشد، بیشتر است.

نکته‌ی دیگری که در تحلیل حرارتی گذرا بسیار مهم است، اختلاف بین ضریب انبساط حرارتی ماده ترمیم و دندان است. اگر ماده ترمیمی و دندان ضریب انبساط حرارتی یکسانی داشته باشند، در اثر گرم شدن تغییر طول‌های متفاوتی نخواهند داشت و تنش ایجاد نمی‌شود. پس هرچه اختلاف بین ضریب انبساط حرارتی دندان و ماده ترمیمی بیشتر باشد، تنش حرارتی نیز بیشتر خواهد شد. ضریب انبساط حرارتی طلا بیشتر از سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات است. این موضوع بالاتر بودن تنش حرارتی در بریج دندانی طلا نسبت به سرامیک را تأیید می‌کند که مقدار ماکزیمم آن برای طلا ۱/۲۸ برابر سرامیک است. تطابق نتایج تغییرات شار و تنش حرارتی از مدل اجزاء محدود با علم ترمودینامیک، تأییدی بر کارکرد مدلسازی می‌باشد. عامل مؤثر و مهم تأثیرگذار دیگر در تنش حرارتی گذرا، مدول یانگ ماده ترمیمی می‌باشد. هرچه قدر ماده ترمیمی مدول الاستیک بالاتری داشته باشد، تنش بیشتری در اثر انبساط/انقباض حرارتی حاصل از سرد و گرم شدن آن ایجاد می‌شود و کرنش ایجاد شده در آن، معادل تنش بیشتری خواهد بود. در این مطالعه مدول یانگ سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات و طلا تقریباً برابر فرض شده است. در نهایت چهار عامل ضریب هدایت حرارتی، ضریب انبساط حرارتی، مدول یانگ ماده ترمیمی و گرمای ویژه به صورت پیچیده‌ای با هم در ارتباط هستند. برای هر نمونه مورد بررسی، این ۴ عامل قابل تفکیک نبوده و تنها راه برای نتیجه‌گیری نهایی در مورد توزیع تنش حرارتی، شبیه‌سازی عددی است.



شکل ۵: توزیع تنش حرارتی بر حسب مگاپاسکال در بخش‌های مختلف دندان و بریج دندانی از جنس طلا در معرض انتقال حرارت همرفتی ناشی از خوردن مایعات (الف) سرد و (ب) گرم.

از آنجا که دمای اولیه دندان ۳۷ درجه است، هنگامی که شار حرارتی سرد و گرم به سطح جونده و مخفی بریج دندانی اعمال می‌شود، در تحریک سرد انتقال حرارت از بریج به بستنی و در تحریک گرم انتقال حرارت از شیر داغ به بریج صورت می‌گیرد. به دلیل اختلاف دمایی بین تحریک سرد و گرم با سطح دندان، شار حرارتی در تحریک گرم بیشتر است. ضریب هدایت حرارتی روی توزیع گذرای دما و شار حرارتی طی زمان‌های مختلف و در نتیجه روی توزیع گذرای تنش اثرگذار است. هرچه ضریب هدایت حرارتی بریج دندانی بیشتر باشد، شار حرارتی آن نیز بیشتر است و تغییرات دمایی از سطح بریج به مرکز و سپس به دندان‌های کناری زودتر اتفاق می‌افتد. ضریب هدایت حرارتی طلا و سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات به ترتیب در حدود ۴ و ۲ برابر عاج است. به همین خاطر شار حرارتی در بریج دندانی مخصوصاً از جنس طلا بیشتر است. علاوه بر ضریب هدایت، گرمای ویژه ماده هم روی توزیع دما در زمان تأثیرگذار است. گرمای ویژه سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات شبیه عاج دندان است، اما برای طلا کمتر از یک دهم عاج است. بنابراین مدت زمانی که طول می‌کشد تا هر حجم

جدول ۴: نتایج تحلیل تنش حرارتی بریج دندانی از جنس‌های مختلف

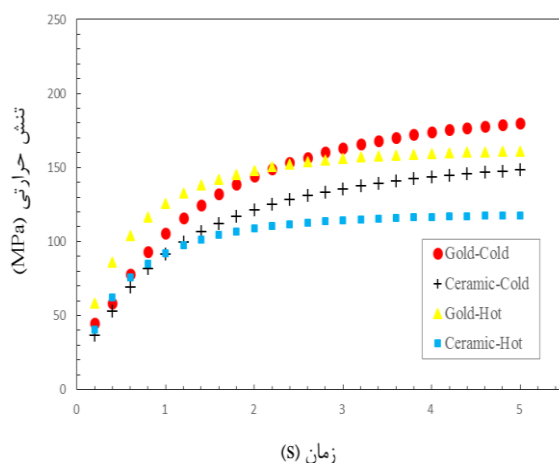
ماکزیم تنش در تحریک سرد با دمای ۴ درجه		ماکزیم تنش در تحریک گرم با دمای ۶۰ درجه		جنس
بریج دندانی (MPa)	بافت دندان (MPa)	بریج دندانی (MPa)	بافت دندان (MPa)	
۱۸۰/۲	۳۱/۰	۶۵/۱	۱۶۱/۰	طلا
۱۴۸/۳	۳۴/۶	۵۱/۷	۱۱۷/۶	سرامیک (لیتیوم‌دی‌سیلیکات)

تغییر دمای مغز دندان یا پالپ می‌شود که می‌تواند آسیب‌های جبران ناپذیر مانند التهاب غیرقابل بازگشت آن را به دنبال داشته باشد. پس انتقال حرارت کمتر به مغز دندان یک امتیاز برای ماده ترمیمی محسوب می‌شود.

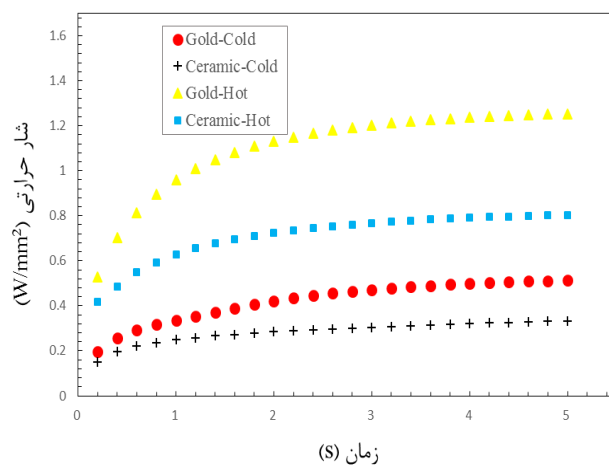
در تحقیق حاضر دما در عمق دندان طی مدت زمان ۵ ثانیه به حالت پایدار می‌رسد و برای تحریک سرد در محدوده پالپ و نزدیک به تاج برای بریج دندانی طلا و سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات در بازه ۲۷-۳۶ درجه سانتی‌گراد است. در حالی که دمای همین ناحیه در تحریک گرم افزایش داشته است و در بازه ۳۷-۴۵ درجه سانتی‌گراد است. بنابراین مطابق تحقیقات ارائه شده در بخش مقدمه، تغییرات دما نسبت به دمای اولیه دندان یعنی ۳۷ درجه سانتی‌گراد مطلوب به نظر نمی‌رسد. البته برای مدلسازی دقیق‌تر توزیع دما و تنش حرارتی، باید سمان به کاررفته برای چسباندن بریج روی تاج دندان و نیز مغز دندان به صورت ماده مجزا مدلسازی شود. زیرا این دو قسمت از ضریب هدایت حرارتی کم و گرمای ویژه بالایی برخوردار هستند که باعث کاهش شارحرارتی و کاهش تغییرات دما در ناحیه مغز دندان خواهد شد.

در شکل‌های ۶ و ۷ نمودارهای ماکزیم تنش حرارتی و ماکزیم شار حرارتی در زمان‌های مختلف نشان داده شده است. ماکزیم شار حرارتی برای تحریک سرد و گرم با زمان روند افزایشی دارد. بعد از این که دمای ماده ترمیمی کاملاً تغییر کرد، هرچه زمان حرارت‌دهی یا سرمادهی بر دندان بیشتر شود، شار حرارتی به طور مداوم افزایش پیدا نخواهد کرد. به دلیل اینکه بافت دندان نیز شروع به تغییر دما می‌کند و در واقع اختلاف دمای بین ترمیم و بافت دندان کم می‌شود و به مقدار ثابتی می‌رسد. بنابراین شار حرارتی بعد از زمان ۴ ثانیه به حالت پایدار رسیده است. ماکزیم تنش نیز برای هر دو تحریک گرم و سرد بعد از ۴ ثانیه به حالت پایدار رسیده است و در طلا بیشتر از سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات است. مشابه این نتایج در تحقیقات قبلی انجام شده روی تغییرات دمایی ترمیم اینله، آنله و ایمبریجنت دیده شده است.^(۱۹،۲۲ و ۲۵) اما ماکزیم تنش ایجاد شده در ترمیم بریج دندانی بیشتر است، زیرا بخش قابل توجهی از دندان را درگیر می‌کند و در نتیجه خواص مکانیکی و حرارتی ترمیم تأثیر قابل ملاحظه‌ای در نتایج خواهد داشت.

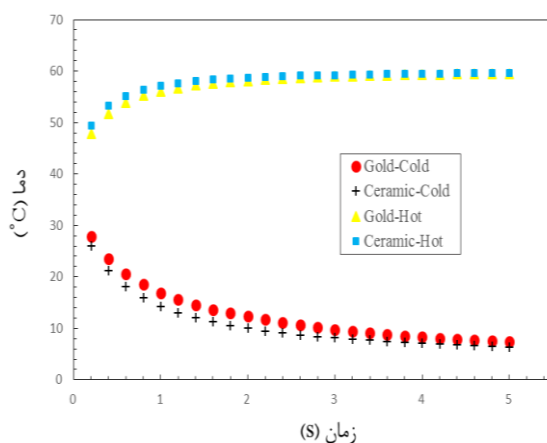
تغییرات توزیع دمای اکسترمم بر حسب زمان در شکل ۸ نشان داده شده است. انتقال حرارت به عمق دندان موجب



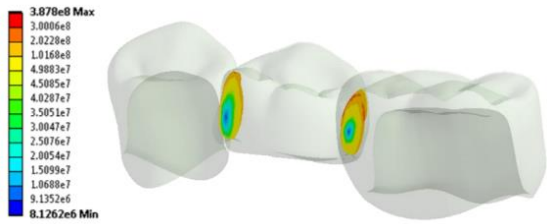
شکل ۶: نمودار تغییرات ماکزیمم تنش حرارتی از ۰ تا ۵ ثانیه در دو تحریک سرد و گرم برای بریج دندانی از جنس طلا و سرامیک



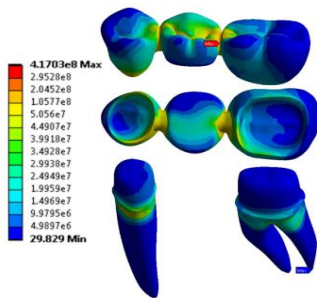
شکل ۷: نمودار تغییرات ماکزیمم شار حرارتی از ۰ تا ۵ ثانیه در دو تحریک سرد و گرم برای بریج دندانی از جنس طلا و سرامیک



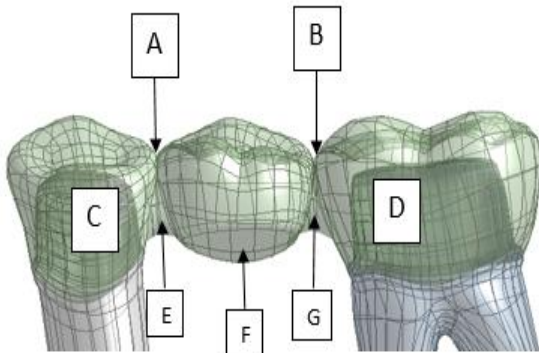
شکل ۸: نمودار دمای اکسترمم از ۰ تا ۵ ثانیه در دو تحریک سرد و گرم برای پل دندانی از جنس طلا و سرامیک



شکل ۹: تنش فون میسر بر حسب مگاپاسکال در اتصالات دندان و بریج دندانی در معرض بار مایل روی بریج دندانی از جنس طلا



شکل ۱۰: توزیع تنش فون میسر بر حسب مگاپاسکال در بخش‌های مختلف دندان و بریج دندانی از جنس طلا در معرض بار مایل



شکل ۱۱: شکل شماتیک از نقاط مختلف بریج دندانی

- A: اتصال پونتیک به تاج پرمولر بریج در بخش بالا
- B: اتصال پونتیک به تاج مولر بریج در بخش بالا
- C: پایه تاج دندان پرمولر
- D: پایه تاج دندان مولر
- E: اتصال پونتیک به تاج پرمولر بریج در بخش پایین
- F: سطح زیرین پونتیک
- G: اتصال پونتیک به تاج مولر بریج

نتایج تحلیل استاتیکی - زاویه و نیروی اعمال شده و نیز جنس بریج دندانی، الگوهای مختلفی از تمرکز تنش در اتصال پونتیک به دندان‌های پایه در بریج دندانی به وجود می‌آورد که در شکل ۹ برای بریج دندانی از جنس طلا در معرض بار مایل نشان داده شده است. مطابق این شکل، توزیع تنش در اتصالات یکنواخت نیست و ماکزیم آن در سطوح بیرونی اتفاق می‌افتد، جایی که تنش‌های خمشی و پیچشی بیشتر است. در شکل ۱۰ تنش بر حسب مگاپاسکال برای بریج دندانی از جنس طلا در حالت بارگذاری مایل نشان داده شده است. بیشترین تنش مکانیکی در قسمت‌های اتصال پونتیک به تاج‌های کناری و سطح زیرین و سطح جونده‌ی بریج ایجاد شده است که در مطالعات قبلی (۳۱-۲۷ و ۲۰ و ۱۵ و ۱۰ و ۳) نیز به همین صورت است. شکل ۱۱ نیز نقاطی روی بریج دندانی مشخص و در جدول ۵ مقادیر تنش در این نقاط در اثر اعمال نیروی ۲۰۰ نیوتن با هم مقایسه شده است. با توجه به در نظر گرفتن رفتار الاستیک خطی برای بریج و بافت دندانی، تنش و جابجایی با نیرو رابطه خطی خواهند داشت. از آنجا که بار مایل باعث ایجاد خمش دو محوره و پیچش در بریج و دندان‌های کناری می‌شود، مقدار جابجایی و تنش در بار مایل بیشتر از بار عمودی است (۳۳ و ۳۲ و ۸) و تنش در بار مایل حدود ۴۰ درصد بیشتر از بار عمودی نتیجه شده است. اما در هر دو حالت بارگذاری مایل و عمودی، تنش در بریج از جنس سرامیک لیتومودی سیلیکات کمی نسبت به طلا بیشتر است. برعکس تنش حرارتی، تنش استاتیکی در بافت دندان تفاوت چندانی در ترمیم بریج سرامیک و طلا ندارد. از طرفی به دلیل اینکه معیار حداکثر تنش اصلی برای تحلیل شکست مواد شکننده نظیر سرامیک مناسب است، مقادیر تنش‌های اصلی برای تخمین استحکام آن مورد نیاز است که در جدول ۶ آمده است.

جدول ۵: نتایج تنش فون میسر بر حسب مگاپاسکال در نقاط مشخص شده در شکل ۱ برای بارگذاری استاتیکی ۲۰۰ نیوتن به صورت عمودی و مایل

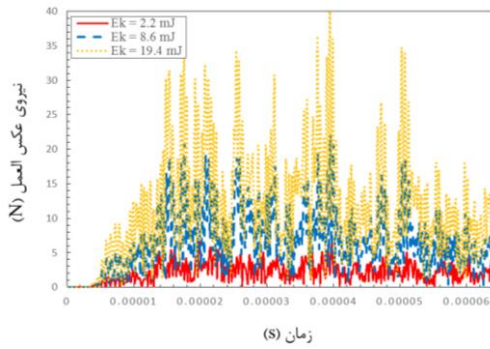
بار مایل				بار عمودی				جنس
A	B	C	D	A	B	C	D	
۲۰۶/۷	۳۸۶/۸	۱۰۶/۲	۳۸/۴	۱۳۰/۹	۲۶۱/۶	۴۲/۵	۲۴/۹	طلا
۲۵۰/۶	۳۹۸/۲	۱۰۸/۱	۴۵/۵	۱۵۸/۱	۲۸۳/۰	۴۳/۹	۲۴/۹	سرامیک (لیتیوم‌دی‌سیلیکات)

بار مایل			بار عمودی			جنس
E	F	G	E	F	G	
۷۲/۵	۴۱/۸	۱۱۳/۴	۶۴/۳	۲۹/۵	۷۰/۳	طلا
۷۴/۶	۴۸/۱	۱۱۷/۳	۶۹/۳	۳۲/۶	۸۰/۱	سرامیک (لیتیوم‌دی‌سیلیکات)

داده است. کانتورهای تنش فون میسر در بریج دندانی و دندان‌های پایه در زمان ۰/۰۶ میلی‌ثانیه در شکل ۱۵ برای انرژی جنبشی‌های مختلف آمده است. تغییرات ماکزیمم تنش فون میسر در فواصل زمانی مشخص در شکل ۱۶ نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود نوسانات نامنظم نیرویی و تنش بعد از اعمال ضربه ایجاد می‌شود که دامنه، میانگین و اکستریم آن مرتبط با مقدار انرژی جنبشی ضربه‌زننده است. اما به دلیل پیچیده بودن هندسه امکان ارائه حل تحلیلی و پیش‌بینی رابطه برای این نوسانات وجود ندارد. به‌طور کلی این نوسانات ترکیبی از شکل مودهای مجموعه مورد بررسی است. هم‌چنین به دلیل در نظر گرفتن میرایی در خواص مادی مدل، این نوسانات میرا نشده است و نوسانات پایدار هستند. بدیهی است که در صورت در نظر گرفتن خواص ویسکوالاستیک برای اجزاء دندان مثلاً پالپ، این نوسانات میرا خواهند شد.

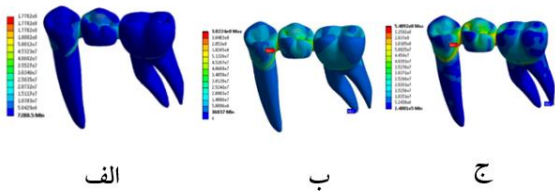
در جدول ۶ مقادیر تنش‌های اصلی ماکزیمم در بریج سرامیک در اثر اعمال بار ضربه‌ای در مقایسه با اعمال نیروی ۲۰۰ نیوتن به‌طور استاتیکی و نیز اعمال بار حرارتی جهت

نتایج تحلیل ضربه- با توجه به اهمیت بالای بریج‌های سرامیکی و شکننده بودن آن‌ها، ضربه فقط برای بریج دندانی سرامیکی انجام شده است. در شکل ۱۲ و ۱۳ ماکزیمم جابجایی و تنش فون میسر بر حسب انرژی جنبشی اولیه ضربه‌زننده برای بریج دندانی از جنس سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات نشان داده شده است. هرچه انرژی ضربه زننده بیشتر باشد، جابجایی و تنش نیز تقریباً به صورت خطی افزایش دارد. مقدار تنش‌های دینامیکی در انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی‌ژول برای ضربه‌زننده حدوداً ۱/۳۵، ۲/۲ و ۳ برابر تنش‌های استاتیکی است. تمرکز تنش در اتصالات، سطح جوینده دندان و اتصال بریج دندانی به دندانهای پایه ایجاد شده است. در شکل ۱۴ تغییرات مجموع نیروی عکس‌العمل ریشه‌های دندان مولر و پرمولر با زمان نشان داده شده است. مقدار نیروی عکس‌العمل ماهیت نوسانی دارد که دامنه و میانگین آن با افزایش انرژی جنبشی افزایش دارد. مقدار ماکزیمم نیروی عکس‌العمل برای انرژی جنبشی ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی‌ژول در ۰/۰۴ میلی‌ثانیه و برای انرژی جنبشی ۲/۲ میلی‌ژول در ۰/۰۲ میلی‌ثانیه رخ

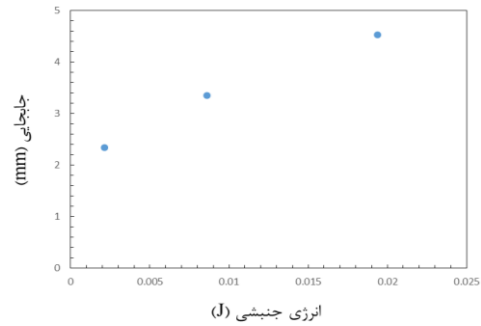


شکل ۱۴: تغییرات نیروی عکس العمل در انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی ژول برای ضربه زنده

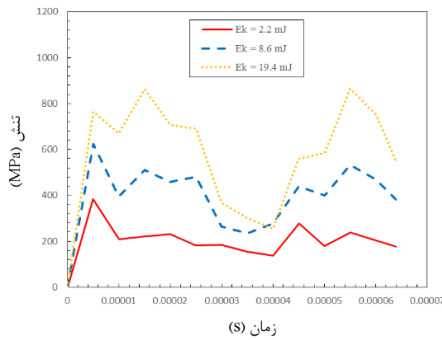
استفاده از معیار ماکزیمم تنش نرمال آمده است. تنش‌های اصلی در بارگذاری ضربه و تحریک حرارتی سرد در معرض سیال با دمای ۴ درجه از بقیه حالت‌ها بحرانی‌تر هستند. با توجه به اهمیت نیروی ضربه و بررسی دینامیکی بریج دندان، نادیده گرفتن ماهیت دینامیکی نیروهای اعمال شده منجر به خرابی بریج قبل از دوره پیش‌بینی شده می‌شود.



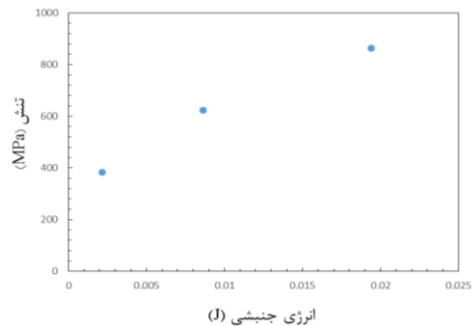
شکل ۱۵: کانتور تنش فون میسز در زمان ۰/۰۶ میلی ثانیه برای انرژی جنبشی الف (۲/۲، ب) ۸/۶ و ج) ۱۹/۴ میلی ژول ضربه زنده



شکل ۱۲: ماکزیمم جابجایی در انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی ژول برای ضربه زنده



شکل ۱۶: تغییرات تنش فون میسز ماکزیمم در انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی ژول برای ضربه زنده



شکل ۱۳: ماکزیمم تنش فون میسز در انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی ژول برای ضربه زنده

جدول ۶: مقایسه مقادیر تنش‌های اصلی بر حسب مگاپاسکال در بارگذاری ضربه، بار استاتیکی و بار حرارتی در بریج دندانی از جنس سرامیک

بار ضربه	بار استاتیکی عمودی	بار استاتیکی مایل	تحریک حرارتی سرد در معرض سیال با دمای ۴	تحریک حرارتی گرم در معرض سیال با دمای ۶۰
۲/۲ میلی ژول: ۲۸/۱۶۵	۴۷/۱۵۹	۱۸/۲۱۰	۹/۲۴۷	۲۳۹/۵۵
۸/۶ میلی ژول: ۵۶/۴۰۲				
۱۹/۴ میلی ژول				
۷۸/۵۸۵:				
۲/۲ میلی ژول: ۹۸/۴۷	۱۶۳/۱۵	۶۸۸/۳۶	۹۴/۱۰۳	۸۰۲/۳۳
۸/۶ میلی ژول: ۵۶۲/۸۳				
۱۹/۴ میلی ژول				
۱۰۹/۹۰:				
۲/۲ میلی ژول: ۵۸۷/۱۰	۱۷۶/۱۲	۵۷۱/۲۲	۵۶۵/۹۵	۳۰/۱۱۲
۸/۶ میلی ژول: ۸۵۶/۳۷				
۱۹/۴ میلی ژول: ۰۸/۶۴				

نتیجه گیری

سمان به کاررفته برای چسباندن پل روی دندان‌های پایه و نیز مغز دندان به صورت ساختارهای مجزا مدلسازی شوند. سمانی که برای پل طلا و سرامیک لیتیوم دی‌سیلیکات استفاده می‌شود نیز متفاوت است.

تنش مکانیکی در بارگذاری استاتیکی مایل نسبت به بارگذاری عمودی ۴۰ درصد بیشتر است و در هر دو حالت بارگذاری، تنش مکانیکی در پل سرامیکی لیتیوم دی‌سیلیکات کمی بیشتر از پل دندانی از جنس طلا به دست آمده است و تفاوت چندانی ملاحظه نشده است. اما توجه به این نکته هم مهم است که در پل سرامیک لیتیوم دی‌سیلیکات تنش کمتر در بافت‌های دندان ایجاد می‌شود و این نوعی امتیاز محسوب می‌شود. زیرا موجب می‌شود ماده ترمیمی در پل قبل از بافت‌های سالم دندان یعنی تاج باقیمانده که پایه پل است، دچار شکست شود و بافت باقیمانده دندان سالم باقی بماند.

پل دندانی بخش قابل توجهی از دندان را درگیر می‌کند و در نتیجه خواص مکانیکی و حرارتی آن و نیز شرایط بارگذاری و شرایط مرزی آن تأثیر قابل ملاحظه‌ای در تنش ایجاد شده در بافت دندان و پل دندانی خواهند داشت. مطابق نتایج الگوی توزیع دما و تنش حرارتی در هر دو پل دندانی از جنس طلای نوع ۲ و سرامیک لیتیوم دی‌سیلیکات ۴ ثانیه بعد از اعمال شار حرارتی مشابه است و به حالت پایدار رسیده است. اما ضریب انبساط حرارتی طلا بیشتر از سرامیک است و در نتیجه آن تنش حرارتی در بافت دندان و پل دندانی در ترمیم طلا نسبت به سرامیک بیشتر است. مقدار ماکزیمم تنش حرارتی برای طلا ۱/۲۸ برابر سرامیک است. تغییرات دما در محدوده عمق دندان نزدیک عصب مخصوصاً در تحریک سرد در معرض سیال با دمای ۴ درجه مطلوب به نظر نمی‌رسد. در این مطالعه وجود سمان نادیده گرفته شده است. اما برای مدلسازی دقیق‌تر توزیع دما باید

ترمیم‌های دندانی انجام شده است،^(۳۵) برای طراحی بهینه پل با کمترین میزان تنش بحرانی مفید خواهد بود. در بخش شبیه‌سازی از آنجاکه مغز دندان یا پالپ به‌عنوان میراکننده ضربه عمل می‌کند، مدلسازی آن به‌طور مجزا به بالا بردن دقت نتایج کمک می‌کند. هم‌چنین به جای ثابت کردن ریشه بهتر است لیگامان را با فنرهای مدلسازی کرد که سفتی آنها در جهات مختلف متفاوت باشد.^(۸) انجام شبیه‌سازی ضربه با نرم‌افزارهایی مانند انسیس اوتوداین که قابلیت پیش‌بینی موج تنش و شروع و رشد ترک را دارند نیز در مدلسازی بهتر نیروی ضربه مخصوصاً ضربه ناشی از خرد شدن مواد سخت بین دو دندان مفید خواهد بود.

بحث

خواص مکانیکی و حرارتی و نیز شرایط بارگذاری و شرایط مرزی آن تأثیر قابل ملاحظه‌ای در تنش ایجاد شده در بافت دندان و بریج دندانی خواهند داشت. مطابق نتایج الگوی توزیع دما و تنش حرارتی در هر دو بریج دندانی از جنس طلای نوع ۲ و سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات ۴ ثانیه بعد از اعمال شار حرارتی مشابه است و به حالت پایدار رسیده است. اما ضریب انبساط حرارتی طلا بیشتر از سرامیک است و در نتیجه آن تنش حرارتی در بافت دندان و بریج دندانی در ترمیم طلا نسبت به سرامیک بیشتر است. مقدار ماکزیمم تنش حرارتی برای طلا ۱/۲۸ برابر سرامیک است. تغییرات دما در محدوده عمق دندان نزدیک عصب مخصوصاً در تحریک سرد در معرض سیال با دمای ۴ درجه مطلوب به نظر نمی‌رسد. در این مطالعه وجود سمان نادیده گرفته شده است. اما برای مدلسازی دقیق‌تر توزیع دما باید سمان به‌کاررفته برای چسباندن بریج روی دندان‌های پایه و نیز پالپ دندان به صورت ساختارهای مجزا مدلسازی شوند. سمایی که برای بریج طلا و سرامیک لیتیوم‌دی‌سیلیکات استفاده می‌شود، نیز متفاوت است.

مقدار تنش‌های دینامیکی در انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی‌ژول برای ضربه‌زننده حدوداً ۱/۳۵، ۲/۲ و ۳ برابر تنش‌های استاتیکی نتیجه شد. بنابراین نادیده گرفتن ماهیت دینامیکی نیروهای اعمال شده، منجر به خرابی پل قبل از دوره‌ی پیش‌بینی شده می‌شود. ماکزیمم تنش مکانیکی در نقاط اتصال پونتیک و تاج، نقاط اتصال تاج و دندان‌های پایه و روی سطح جونده و سطح زیرین دندان مصنوعی ایجاد شده است. به‌طورکلی تنش‌های ایجاد شده در پل دندانی در بارگذاری ضربه و تحریک حرارتی سرد از بقیه حالت‌های بارگذاری بحرانی‌تر است.

تمرکز و نوآوری اصلی این تحقیق روی پاسخ المان محدود مدل سه بعدی پل دندانی بود و با توجه به پیچیدگی مدل امکان انجام حل تحلیلی برای آن وجود ندارد. اما پارامترهای استفاده شده در المان محدود مانند مقدار ضریب انتقال حرارت همرفتی، سفتی، ضریب هدایت حرارت و گرمای ویژه از نتایج آزمایشگاهی استخراج شده است. به‌طور مثال در محاسبه ضریب انتقال حرارت همرفتی سیال، ابتدا آزمایش روی نمونه استوانه‌ای از جنس مس که ضریب انتقال حرارت همرفتی آن مشخص است انجام شده است تا نحوه انجام آزمایش صحه‌گذاری شود.^(۲۱) البته انجام آزمایش روی پل دندانی جهت مقایسه و صحه‌گذاری نتایج المان محدود مفید خواهد بود و در ادامه این تحقیق مدنظر قرار خواهد گرفت.^(۳۴) اما این تحلیل مستلزم استفاده از دندان تازه کشیده شده و جایگذاری سنسور دما در آن و سپس ایجاد شرایطی مشابه شرایط داخل دندان برای انجام تست است. هم‌چنین پیشنهاد می‌شود در ادامه این کار بررسی خستگی پل‌های دندانی برای تخمین عمر و میزان آسیب انجام شود. بررسی تغییرات پارامترهای هندسی پل دندانی به روش المان محدود نیز مشابه آنچه برای سایر

همرفتی سیال، ابتدا آزمایش روی نمونه استوانه ای از جنس مس که ضریب انتقال حرارت همرفتی آن مشخص است، انجام شده است تا نحوه انجام آزمایش صحنه‌گذاری شود.^(۲۱) البته انجام آزمایش روی بریج دندانی جهت مقایسه و صحنه‌گذاری نتایج المان محدود مفید خواهد بود و در ادامه این تحقیق مدنظر قرار خواهد گرفت.^(۳۴) اما این تحلیل مستلزم استفاده از دندان تازه کشیده شده و جایگذاری سنسور دما در آن و سپس ایجاد شرایطی مشابه شرایط داخل دندان برای انجام تست است. هم‌چنین پیشنهاد می‌شود در ادامه این کار بررسی خستگی بریج‌های دندانی برای تخمین عمر و میزان آسیب انجام شود. بررسی تغییرات پارامترهای هندسی بریج دندانی به روش المان محدود نیز مشابه آن‌چه برای سایر ترمیم‌های دندانی انجام شده است،^(۳۵) برای طراحی بهینه بریج با کمترین میزان تنش بحرانی مفید خواهد بود.

در بخش شبیه‌سازی از آنجا که پالپ به‌عنوان میراکننده ضربه عمل می‌کند، مدل‌سازی آن به‌طور مجزا به‌بالا بردن دقت نتایج کمک می‌کند. هم‌چنین به‌جای ثابت کردن ریشه بهتر است لیگامان را با فرم‌هایی مدل‌سازی کرد که سفتی آنها در جهات مختلف متفاوت باشد.^(۸) انجام شبیه‌سازی ضربه با نرم‌افزارهایی مانند Ansys Autodyn که قابلیت پیش‌بینی موج تنش و شروع و رشد ترک را دارند نیز در مدل‌سازی بهتر نیروی ضربه مخصوصاً ضربه ناشی از خرد شدن مواد سخت بین دو دندان مفید خواهد بود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله بر خود لازم می‌دانند از خانم دکتر آذر علیمی، دندانپزشک و متخصص ترمیمی برای ارائه نقطه نظرات ارزشمند در اصلاح و بازبینی مقاله، تشکر و قدردانی نمایند.

تنش مکانیکی در بارگذاری استاتیکی مایل نسبت به بارگذاری عمودی ۴۰ درصد بیشتر است و در هر دو حالت بارگذاری، تنش مکانیکی در بریج سرامیکی لیتیوم دی‌سیلیکات کمی بیشتر از بریج دندانی از جنس طلا به‌دست آمده است و تفاوت چندانی ملاحظه نشده است. اما توجه به این نکته هم مهم است که در بریج سرامیک لیتیوم دی‌سیلیکات تنش کمتر در بافت‌های دندان ایجاد می‌شود و این نوعی امتیاز محسوب می‌شود. زیرا موجب می‌شود ماده ترمیمی در بریج قبل از بافت‌های سالم دندان یعنی تاج باقیمانده که پایه بریج است، دچار شکست شود و بافت باقیمانده دندان سالم باقی بماند.

مقدار تنش‌های دینامیکی در انرژی جنبشی ۲/۲، ۸/۶ و ۱۹/۴ میلی‌ژول برای ضربه‌زننده حدوداً ۱/۳۵، ۲/۲ و ۳ برابر تنش‌های استاتیکی بدست آمد. بنابراین نادیده گرفتن ماهیت دینامیکی نیروهای اعمال شده، منجر به خرابی بریج قبل از دوره‌ی پیش‌بینی شده می‌شود. ماکزیمم تنش مکانیکی در نقاط اتصال پونتیک و تاج، نقاط اتصال تاج و دندان‌های پایه و روی سطح جونده و سطح زیرین دندان مصنوعی ایجاد شده است. به‌طورکلی تنش‌های ایجاد شده در بریج دندانی در بارگذاری ضربه و تحریک حرارتی سرد از بقیه حالت‌های بارگذاری بحرانی‌تر است.

تمرکز و نوآوری اصلی این تحقیق روی پاسخ المان محدود مدل سه بعدی بریج دندانی بود و با توجه به پیچیدگی مدل امکان انجام حل تحلیلی برای آن وجود ندارد. اما پارامترهای استفاده شده در المان محدود مانند مقدار ضریب انتقال حرارت همرفتی، سفتی، ضریب هدایت حرارت و گرمای ویژه از نتایج آزمایشگاهی استخراج شده است. به‌طور مثال در محاسبه ضریب انتقال حرارت

منابع

1. Farahzadi H, Alimi A, Rahaeifard M. Temperature and thermal stress distributions in Onlay restored teeth utilizing finite element analysis. *J Mash Dent Sch* 2020; 44(3):259-70.
2. Oskui IZ, Ashtiani MN, Hashemi A, Jafarzadeh H. Effect of thermal stresses on the mechanism of tooth pain. *J Endod* 2014; 40(11):1835-9.
3. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1965; 19(4):515-30.
4. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil* 1997; 24(11):791-801.
5. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982; 11(2):115-21.
6. Köycü BÇ, Imirzalioglu P, Oezden UA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in inlay-restored mandibular first molar under simultaneous thermomechanical loads. *Dent Mater J* 2016; 35(2):180-6.
7. Cornacchia TP, Las Casas EB, Cimini CA, Peixoto RG. 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical loading. *Med Biol Eng Comput* 2010; 48:1107-13.
8. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *J Biomech* 2007; 40(11):2386-98.
9. Tarcolea M, Vlăsceanu D, Cotrut MC, Vrânceanu MD, Comăneanu RM. Mechanical Effects of Simulated Pressure and Temperature Conditions on Porcelain Dental Bridges. *InSolid State Phenomena*; 2014.
10. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008; 4(5):1440-7.
11. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; 82(3):238-42.
12. Rezaei SM, Heidarifard H, Arezodar FF, Azary A, Mokhtarykhomeh S. Influence of connector width on the stress distribution of posterior bridges under loading. *J Dent* 2011; 8(2):67.
13. Tatarciuc M, Maftai GA, Vitalariu A, Luchian I, Martu I, Diaconu-Popa D. Inlay-Retained Dental Bridges—A Finite Element Analysis. *Appl Sci* 2021; 11(9):3770.
14. Chen Y, Li H, Fok A. In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. *Dent Mater* 2011; 27(12):1229-37.
15. Krupnin AE, Kharakh YN, Kirakosyan LG, Arutyunov SD. Modelling of dynamic behaviour of dental bridge using finite element method. *Russ J Biomech* 2018; 22(3):315-31.
16. Kashfi M, Fakhri P, Ghavamian A, Pourrabia P, Ghalesefid FS, Kahhal P. Crack growth pattern analysis of monolithic glass ceramic on a titanium abutment for single crown implant restorations using smooth particle hydrodynamics algorithm. *J Adv Periodontol Implant Dent* 2021; 13(1):7.
17. Ma X, Diao X, Li Z, Xin H, Suo T, Hou B, et al. Simulation analysis of impact damage to the bone tissue surrounding a dental implant. *Sci Rep* 2020; 10(1):6927.
18. Reimann L, Żmudzki J, Dobrzański L. Strength analysis of a three-unit dental bridge framework with the Finite Element Method. *Acta Bioeng Biomech* 2015; 17(1).
19. Homaei H. Experimental- numerical and statistical fatigue analysis of CAD/CAM dental ceramics restored on premolars. [Ph.D Thesis]. Department of Mechanical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad; 2017.
20. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 2001; 28(4):361-9.
21. Jacobs HR, Thompson RE, Brown WS. Heat transfer in teeth. *J Dent Res* 1973; 52(2):248-52.
22. Çelik Köycü B, İmirzalioglu P. Heat transfer and thermal stress analysis of a mandibular molar tooth restored by different indirect restorations using a three-dimensional finite element method. *J Prosthodont* 2017; 26(5):460-73.
23. Rajati Haghi HR, Nikzad S, Azari AB, Kashani J. Finite element stress analysis of tooth-implant supported bridges in rigid/non-rigid connectors in cemented prostheses. *J Med Dent* 2010; 23(2):95-103.
24. Juloski J, Apicella D, Ferrari M. The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: a finite element analysis. *Dent Mater* 2014; 30(12):1304-15.
25. Khalili MR, Ziaie B, Kazemi M. Finite element analysis for dental implants subjected to thermal loads. *J Med Dent* 2014; 26(4):270-80.
26. 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. *J Stomatol* 1999; 17(4):371-3.

27. Younesi F. Stress distribution evaluation in tooth/implant-supported prostheses by varying the periodontal support and number of splinted teeth or implants: A Finite Element Analysis. [PhD Thesis]. Shahed University, Dental school, Department of Prosthodontics; 2015.
28. Eraslan O, Sevimey M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32(4):273-8.
29. Pałka K, Bieniaś J, Dębski H, Niewczas A. Finite element analysis of thermo-mechanical loaded teeth. *Comput Mater Sci* 2012; 64:289-94.
30. Lakshmi RD, Abraham A, Sekar V, Hariharan A. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses—A 3D finite element analysis. *Tanta Dent J* 2015; 12(1):56-64.
31. Kocak-Buyukdere A, Sertgoz A, Dergin C. Finite element analysis of 3- and 4-units zirconium fixed partial dentures. *Madridge J Dent Oral Surg* 2017; 2:23-7.
32. Dinc MM, Turkoglu P, Selvi F. Biomechanical evaluation of stress distributions at the implant-abutment complex and peri-implant bone around mandibular dental implants with different neck geometries and inclinations. *Proc Inst Mech Eng H*. 2021; 235(9):1035-45.
33. D'souza KM, Aras MA. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials. *J Indian Prosthodont Socm* 2017; 17(1):53.
34. Alavi A, Zahedi S. Evaluation of fracture resistance of teeth restored with three types of tooth colored onlay. *J Mashhad Dent Sch* 2006; 30(3,4):289-300.
35. Davari A, Daneshkazemi A, Kargarbedaf R. Evaluation of the effects of cavity-margin-angles on stress distribution of indirect resin composite restorations with finite element analysis. *J Mashhad Dent Sch* 2018; 42(3):201-9.