

## توزیع دما و تنش حرارتی در دندان‌های ترمیم شده با انله به روش اجزاء محدود

هما فرحزادی<sup>۱</sup>، آذر علیمی<sup>۲</sup>، مسعود رهاEIFARD<sup>۳\*</sup>

<sup>۱</sup> دندانپزشک، یزد، ایران.

<sup>۲</sup> استادیار گروه ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی، یزد، ایران.

<sup>۳</sup> استادیار گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اردکان، اردکان، ایران.

تاریخ ارائه مقاله: ۹۸/۱۰/۸ - تاریخ پذیرش: ۹۹/۳/۱۹

### Temperature and Thermal Stress Distributions in Onlay Restored Teeth Utilizing Finite Element Analysis

Homa Farahzadi<sup>1</sup>, Azar Alimi<sup>2</sup>, Masoud Rahaeifard<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup> Dentist, Yazd, Iran.

<sup>2</sup> Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

<sup>3</sup> Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Ardakan University, P.O. Box 184, Ardakan, Iran.

Received: 29 December 2019; Accepted: 8 June 2020

**Introduction:** This study is performed to investigate the distribution of temperature and thermal stresses in ceramic and gold onlay restorations using 3D finite element analysis.

**Materials and Methods:** A three-dimensional model of mandibular first molar is created using 3D scanning method. The simulated model is consisted of enamel, dentin, resin cement and onlay restoration (made of type 2 gold alloy or lithium disilicate ceramic). The crown of the tooth is subjected to temperature changes (4°C or 60°C) for 2 seconds and the temperature distribution and also resultant stresses in the tooth are analyzed.

**Results:** The pattern of temperature and stress distribution is the same in both restorations but heat transfer from the surface to the depth of the tooth in gold restoration is more than ceramic restoration. The maximum stresses in all parts (enamel, dentin, cement and onlay), in ceramic restoration are higher than gold restoration. In both restorations, the stress at the gingival contact surface of the cavity is higher than the other parts of restoration. The maximum stress is detected in the enamel. Moreover, thermal stress in the cervical area of dentin is higher than other parts of dentin.

**Conclusion:** According to the findings of this research, ceramic onlay (which shows better heat isolation) is proposed for deep restorations while due to lower thermal stress in gold onlay, it is more efficient for restorations with shallow depth cavities.

**Key words:** Onlay restoration, finite element analysis, ceramic, gold alloy.

Corresponding Author: rahaeifard@ardakan.ac.ir

J Mash Dent Sch 2020; 44(3): 259-70.

### چکیده

**مقدمه:** در این مطالعه با استفاده از روش اجزاء محدود، توزیع دما و تنش حرارتی در دندان‌های ترمیم شده با انله‌های سرامیک و طلا بررسی شد.

**مواد و روش‌ها:** هندسه دقیق دندان مولر اول پایین با استفاده از روش اسکن سه بعدی تهیه شده و مدل دندان؛ شامل مینا؛ عاج؛ سمان رزینی و ترمیم انله (از دو جنس مختلف آلیاژ طلا نوع ۲ و سرامیک لیتیوم دی سیلیکات) در نرم افزار آباکوس ساخته شده است. تاج دندان به مدت دو ثانیه تحت دمای سرد و گرم (۴ و ۶۰ درجه سانتیگراد) قرار گرفته و توزیع دما و تنش حرارتی در بافت دندان و ترمیم محاسبه شد.

**یافته‌ها:** الگوی توزیع دما و تنش در هر دو حالت ترمیم سرامیک و ترمیم طلا مشابه بود؛ اما انتقال حرارت از سطح به عمق دندان، در دندان ترمیم شده با طلا بیشتر از دندان ترمیم شده با سرامیک بود. در هر دو حالت دما، بیشینه تنش ایجاد شده در همه قسمت‌ها (مینا، عاج، سمان و ترمیم)، در حالت ترمیم با سرامیک بیشتر از ترمیم با طلا بود. در همه حالت‌ها، تنش در سطح تماس با کف جینجیوال حفره از سایر بخش‌های ترمیم بیشتر بود. بیشترین تنش در مینای دندان اتفاق افتاد و در مورد عاج، در همه حالت‌ها، تنش در ناحیه سرویکال از دیگر بخش‌ها بیشتر بود.

\* مؤلف مسؤول، نشانی: اردکان، بلوار آیت ا... خاتمی، دانشگاه اردکان، دانشکده فنی و مهندسی، تلفن ۰۳۵-۳۲۲۴۰۹۱۶

E-mail: rahaeifard@ardakan.ac.ir

**نتیجه گیری:** در ترمیم‌های عمیق و نزدیک به عصب، انله سرامیک انتخاب مناسبی است و حرارت کمتری به عمق دندان منتقل می‌کند، در حالی که در ترمیم‌های دارای عمق کمتر، انله طلا انتخاب بهتری است و باعث تنش کمتری در بافت دندان شود.

**کلمات کلیدی:** ترمیم انله، تحلیل اجزاء محدود، سرامیک، آلیاژ طلا.  
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۹ دوره ۴۴ / شماره ۳: ۲۵۹-۷۰.

## مقدمه

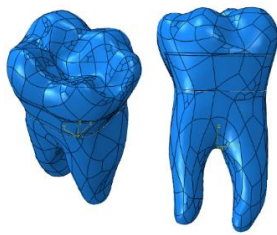
انله (Onlay) انتخاب درمانی مناسبی برای ترمیم حفره‌های وسیع در دندان‌های خلفی می‌باشد. بر خلاف ترمیم اینله (Inlay)، ترمیم‌های انله یک یا چند کاسپ و یا کل سطح اکلوزال دندان را می‌پوشاند. ترمیم انله موجب توزیع مناسب تنش بر روی بافت دندان می‌شود و احتمال سایش و شکست دندان را کاهش می‌دهد.<sup>(۱،۲)</sup> مواد مرسوم در ساخت ترمیم‌های انله آلیاژهای طلا، کامپوزیت‌های رزینی و انواع سرامیک‌های دندانی هستند.<sup>(۳-۵)</sup>

سرامیک ماده ترمیمی بادوامی است که می‌تواند هم رنگ دندان انتخاب شود و طبیعی به نظر برسد.<sup>(۵)</sup> انله سرامیکی یک جایگزین بادوام و زیبا است که شکل آناتومیکی خوب همراه با موفقیت بالینی قابل قبول دارد.<sup>(۶،۷)</sup> امروزه، سرامیک‌های با استحکام بالا (مانند سرامیک‌های لیتیوم دی‌سیلیکات) به گستردگی در ساخت ترمیم‌های تمام سرامیکی و به ویژه ترمیم‌های انله مورد استفاده قرار می‌گیرند.<sup>(۸،۹)</sup>

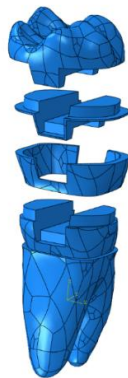
از طرفی آلیاژ طلا به دلیل مسائل اقتصادی و ملاحظات زیبایی (رنگ متفاوت با بافت دندان) کم تر مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ درحالی که ویژگی‌های خوبی از جمله دوام، جلاء، انعطاف پذیری و مقاومت بالا به شکست و سایش دارد.<sup>(۲)</sup> علاوه بر این، در مقایسه با سرامیک و کامپوزیت، ترمیم از جنس آلیاژ طلا اثر سایشی کمتری بر روی مینای دندان مقابل می‌گذارد.<sup>(۱۰)</sup>

خوردن و آشامیدن به روش‌های مختلف موجب اعمال بار مکانیکی و حرارتی بر دندان می‌شود و تحلیل رفتار

مکانیکی و حرارتی دندان می‌تواند میزان آسیب پذیری دندان و ترمیم را در برابر این بارها مشخص نماید. به دلیل هندسه پیچیده دندان، ارایه راه حل‌های تحلیلی برای رفتار مکانیکی و حرارتی دندان امکان پذیر نیست. یک روش کارآمد برای مدلسازی رفتار مکانیکی و حرارتی دندان، روش اجزاء محدود است. به دلیل کارایی بالا و همچنین دقت بسیار خوب، روش اجزاء محدود به گستردگی در مدلسازی رفتار مکانیکی دندان مورد استفاده قرار می‌گیرد.<sup>(۱۱،۱۲)</sup> به عنوان نمونه Eraslan و همکاران<sup>(۱۳)</sup> با استفاده از این روش، توزیع تنش را در دندان‌های درمان ریشه شده تحت نیروی عمودی بررسی کردند و تنش را در حالت‌های مختلف ترمیم با هم مقایسه نمودند. Buschian و همکاران<sup>(۱۴)</sup> با استفاده از روش اجزاء محدود، اثر طول، قطر و جنس پست را بر روی توزیع تنش در دندان‌های ترمیم شده با پست و کور بررسی کردند. امینیان و همکاران<sup>(۱۵)</sup> با بکارگیری این روش، اثر نوع پست را بر توزیع تنش در دندان‌های درمان ریشه شده تحت بار مکانیکی بررسی و تحلیل کردند. روش اجزاء محدود در بررسی توزیع دما و تنش حرارتی در دندان نیز مورد استفاده قرار گرفته است. در این راستا، Toparli و همکاران<sup>(۱۶)</sup> توزیع تنش حرارتی را در دندان پره‌مولر دوم فک بالا، در دو حالت ترمیم با آمالگام و کامپوزیت مقایسه کردند. ایشان همچنین توزیع دما و تنش حرارتی را در دندان‌های ترمیم شده‌ی دارای پست ریختگی و روکش پرسن بررسی نمودند.<sup>(۱۷)</sup> محمدپور و همکاران<sup>(۱۸)</sup> با استفاده از روش اجزاء محدود، رفتار حرارتی دندان پره‌مولر دوم فک بالا را



تصویر ۱: هندسه دندان مدل شده



تصویر ۲: اجزای مختلف دندان مدل شده

در این پژوهش، ترمیم انله یک بار از جنس سرامیک لیتیوم دی سیلیکات و یک بار از جنس آلیاژ طلای نوع ۲ فرض شده است. مشخصات مکانیکی و حرارتی این دو ماده و همچنین مشخصات مینا و عاج دندان در جدول‌های ۱ و ۲ بیان گردیده است.

ابتدا، حفره ای با ابعاد مزیدستیالی ۱ میلی متر (عمق دیواره اگزیزال از سطح خارجی دندان ۱ میلی متر) و باکولینگوالی ۲ میلی متر در کف جینجیوال و عمق اکلوزوجینجیوالی ۵/۵ میلی متر ایجاد شد. ایسموس اکلوزال به عرض باکولینگوالی ۳ میلی متر و عمق کف پالپال ۴ میلی متر از شیار مرکزی فرض گردیده است. همچنین همه کاسپ‌ها به میزان ۲ میلی متر کوتاه و پله با عرض ۱ میلی متر دور تا دور حفره ایجاد شد. در نهایت، در دیواره‌های باکالی و لینگوالی در باکس‌های پروگزیمالی

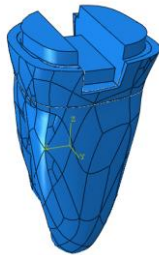
تحت تحریک حرارتی حاصل از نوشیدن مایعات گرم بررسی کردند. ایشان توزیع دما را در دندان برای دو حالت ترمیم با آماگام و کامپوزیت محاسبه کرده و نتایج را با هم مقایسه نمودند. Gungor و همکاران<sup>(۱۹)</sup> با استفاده از روش اجزاء محدود، به تجزیه و تحلیل توزیع تنش حرارتی در ترمیم‌های تمام سرامیک دندان‌های پره‌مولر اول فک پایین پرداختند. علاوه بر این، روش اجزاء محدود در پژوهش‌های دیگر مانند بررسی رفتار مکانیکی ایمپلنت‌های دندانی<sup>(۲۰،۲۱)</sup>، بررسی توزیع تنش در استخوان فک<sup>(۲۲،۲۳)</sup> و همچنین تحلیل رفتار مکانیکی روکش‌های دندانی<sup>(۲۴،۲۵)</sup> به کار گرفته شده است.

در این مطالعه با به کارگیری روش اجزاء محدود، رفتار ترمومکانیکی دندان‌های ترمیم شده با انله‌های ساخته شده از جنس سرامیک لیتیوم دی سیلیکات و آلیاژ طلا بررسی شده است.

## مواد و روش‌ها

### مدل سازی هندسه دندان

به منظور مدلسازی هندسه دندان، مدل سه بعدی دندان مولر اول فک پایین با استفاده از اسکن سه بعدی و بکارگیری روش ابر نقاط تهیه شد و وارد نرم افزار کتیا (CATIA V5-6R2014, Dassault Systèmes Simulia Corp. Johnston, Rhode Island, USA) گردید. با پیاده سازی تراش انله بر روی مدل، دندان ترمیم شده شامل عاج، مینا، سمان رزینی و ترمیم انله شبیه سازی گردید. هندسه کلی دندان طراحی شده در تصویر ۱ نشان داده شده است. بخش‌های مختلف دندان مدل شده در تصویر ۲ نشان داده شده است. اجزای نشان داده شده در این شکل به ترتیب از بالا به پایین شامل ترمیم انله، سمان رزینی، مینا و عاج است.



تصویر ۳: نمایی از دندان تراش خورده

و ایسموس اکلوزالی به میزان ۵ درجه واگرایی ایجاد گردید. نمایی از دندان تراش خورده (شامل مینا و عاج) در تصویر ۳ نشان داده شده است.

با قرار دادن ترمیم انله و سمان رزینی بر روی دندان تراش خورده، مدل کامل شده است. قابل ذکر است ضخامت سمان رزینی ۰/۲ میلی متر در نظر گرفته شد.

جدول ۱: مشخصات مکانیکی بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده (۱۹۲۶ و ۲۷)

| ماد        | چگالی<br>( $\times 10^{-3} \text{g/mm}^3$ ) | نسبت<br>پواسون | مدول یانگ<br>(GPa) |
|------------|---|----------------|--------------------|
| مینا       | ۲/۸   | ۰/۳۳           | ۸۴/۱               |
| عاج        | ۲/۰   | ۰/۳۱           | ۱۸/۶               |
| سرامیک     | ۲/۴   | ۰/۳۰           | ۹۵                 |
| سمان رزینی | ۲/۰۲  | ۰/۳۵           | ۸/۳                |
| آلیاژ طلا  | ۱۸/۳  | ۰/۳۵           | ۹۰/۵               |

جدول ۲: مشخصات حرارتی بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده (۱۹۲۶ و ۲۷)

| ماد        | ضریب هدایت حرارتی<br>( $\times 10^{-2} \text{J/smm } ^\circ\text{C}$ ) | گرمای ویژه<br>( $\text{J/g}^\circ\text{C}$ ) | ضریب انبساط حرارتی<br>( $\times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ ) |
|------------|--|--|---|
| مینا       | ۹/۲  | ۰/۷۵   | ۱۷/۰  |
| عاج        | ۶/۳  | ۱/۱۷   | ۱۰/۶  |
| سرامیک     | ۱۴/۷   | ۰/۹۸   | ۱۰/۶  |
| سمان رزینی | ۲/۶۱   | ۱/۱۵   | ۳۹/۰  |
| آلیاژ طلا  | ۲۶/۷   | ۰/۱۴   | ۱۵/۵  |

### بارگذاری و شرایط مرزی

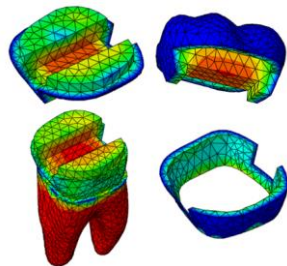
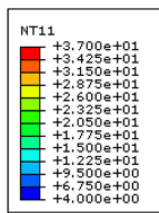
به منظور محاسبه توزیع دما و تنش حرارتی، مدل دندان وارد نرم افزار آباکوس (Abaqus/CAE 6.14, Dassault Systèmes Simulia Corp. Johnston, Rhode Island, USA) شده است. پس از تعریف خواص مکانیکی و حرارتی در نرم افزار و امان بندی مدل، تاج دندان به مدت دو ثانیه تحت یک دوره تحریک حرارتی سرد یا گرم قرار گرفت. تحریک حرارتی به صورت اعمال دما به تاج دندان فرض شد. در حالت تحریک حرارتی گرم، دمای ۶۰ درجه سانتیگراد و در حالت تحریک سرد دمای ۴ درجه سانتیگراد به تاج دندان اعمال گردید. همچنین دمای ریشه دندان برابر با دمای بدن (۳۷ درجه سانتیگراد) در نظر گرفته شده است. پس از اتمام زمان بارگذاری، توزیع دما و تنش حرارتی در ترمیم و بافت دندان برای دو حالت ترمیم با سرامیک و ترمیم با طلا محاسبه شد و با هم مقایسه گردید.

### یافته‌ها

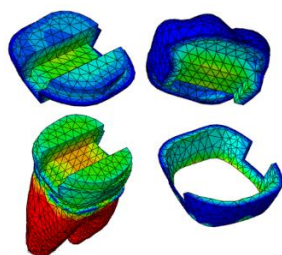
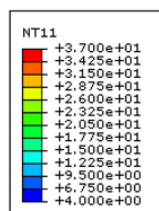
#### توزیع دما در دندان

در تصاویر ۴ و ۵، توزیع دما در بخش‌های مختلف دندان در اثر اعمال تحریک حرارتی سرد (اعمال دمای ۴ درجه به تاج دندان به مدت دو ثانیه) نشان داده شده است. قابل ذکر است در این شکل‌ها، دما بر حسب درجه سانتیگراد نمایش داده شده است.

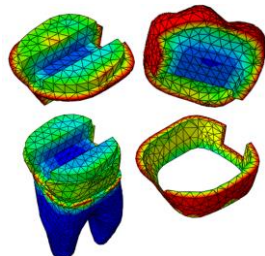
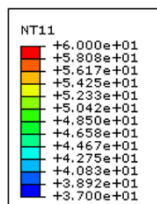
در تصاویر ۶ و ۷ توزیع دما (بر حسب درجه سانتیگراد) در بخش‌های مختلف دندان در اثر تحریک حرارتی گرم (اعمال دمای ۶۰ درجه به مدت دو ثانیه به تاج دندان) نشان داده شده است.



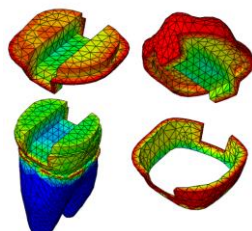
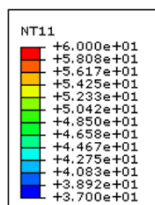
تصویر ۴: توزیع دما در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با سرامیک در اثر اعمال تحریک سرد



تصویر ۵: توزیع دما در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با طلا در اثر اعمال تحریک سرد



تصویر ۶: توزیع دما در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با سرامیک در اثر اعمال تحریک گرم

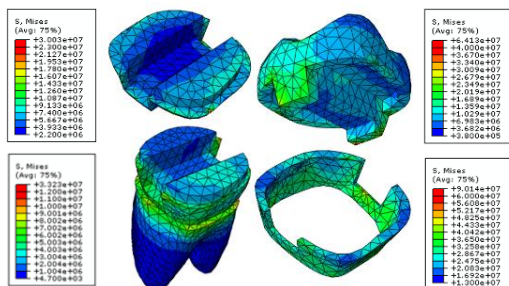


تصویر ۷: توزیع دما در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با طلا در اثر اعمال تحریک گرم

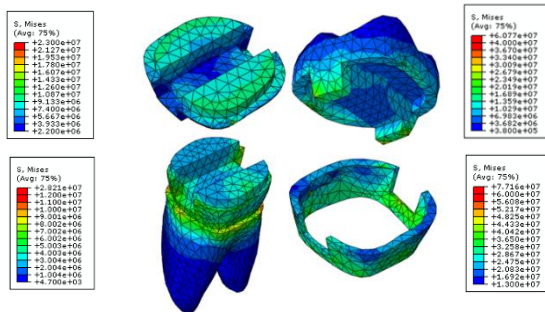
**توزیع تنش حرارتی در دندان**

در تصاویر ۸ و ۹ تنش حرارتی (تنش فون میسز بر حسب پاسکال) در دندان ترمیم شده با انله سرامیک و طلا تحت تحریک حرارتی سرد نمایش داده شده است. قابل ذکر است برای نشان دادن بهتر تنش‌ها، از شاخص‌های متفاوت برای هر بخش دندان استفاده شده است.

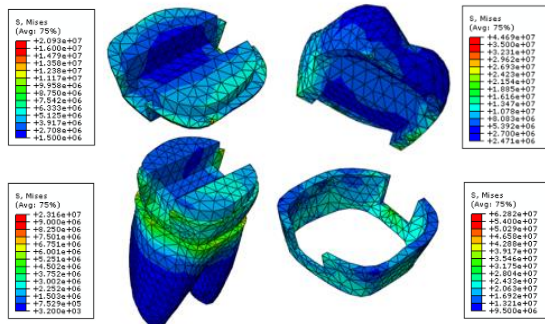
در تصاویر ۱۰ و ۱۱، توزیع تنش حرارتی (تنش فون میسز بر حسب پاسکال) در دندان ترمیم شده با سرامیک و طلا تحت تحریک حرارتی گرم نشان داده شده است. به منظور ارائه دقیق تر مقدار تنش حرارتی، بیشینه تنش در هر بخش دندان در جدول‌های ۳ و ۴ ارایه شده است.



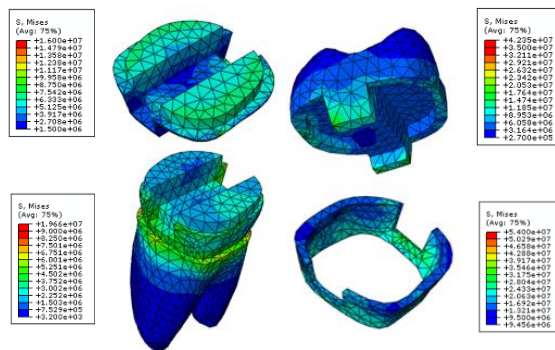
تصویر ۸: توزیع تنش در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با سرامیک در اثر اعمال تحریک سرد



تصویر ۹: توزیع تنش در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با طلا در اثر اعمال تحریک سرد



تصویر ۱۰: توزیع تنش در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با سرامیک در اثر اعمال تحریک گرم



تصویر ۱۱: توزیع تنش در بخش‌های مختلف دندان ترمیم شده با طلا در اثر اعمال تحریک گرم

جدول ۳: بیشینه تنش حرارتی در بخش‌های مختلف دندان در اثر تحریک سرد

| ماده ترمیمی              | ناحیه مورد بررسی | بیشینه تنش (مگا پاسکال) |
|--------------------------|------------------|-------------------------|
| سرامیک لیتیوم دی سیلیکات | مینا             | ۹۰/۱۴                   |
|                          | عاج              | ۳۳/۲۳                   |
|                          | سمان             | ۳۰/۰۳                   |
|                          | ترمیم            | ۶۴/۱۳                   |
| آلیاژ طلا                | مینا             | ۷۷/۱۶                   |
|                          | عاج              | ۲۸/۲۱                   |
|                          | سمان             | ۲۳/۰۰                   |
|                          | ترمیم            | ۶۰/۷۷                   |

جدول ۴: بیشینه تنش حرارتی در بخش‌های مختلف دندان در اثر تحریک گرم

| ماده ترمیمی              | ناحیه مورد بررسی | بیشینه تنش (مگا پاسکال) |
|--------------------------|------------------|-------------------------|
| سرامیک لیتیوم دی سیلیکات | مینا             | ۶۲/۸۲                   |
|                          | عاج              | ۲۳/۱۶                   |
|                          | سمان             | ۲۰/۹۳                   |
|                          | ترمیم            | ۴۴/۶۹                   |
| آلیاژ طلا                | مینا             | ۵۳/۷۸                   |
|                          | عاج              | ۱۹/۶۶                   |
|                          | سمان             | ۱۵/۶۲                   |
|                          | ترمیم            | ۴۲/۳۵                   |

## بحث

همانگونه که پیشتر گفته شد، خوردن و آشامیدن موجب اعمال بارهای مکانیکی و حرارتی به دندان می‌شود و یک مشخصه مهم ترمیم‌های انله، میزان مقاومت در برابر این بارها می‌باشد.<sup>(۲۸)</sup> بار حرارتی به دلیل خوردن و نوشیدن غذاها و نوشیدنی‌های سرد و گرم به دندان وارد می‌شود و موجب تغییرات دما در بافت دندان و ماده ترمیمی می‌گردد.<sup>(۲۶،۲۹)</sup> این تغییرات دمایی، موجب ایجاد تنش حرارتی در دندان می‌شود و می‌تواند باعث شکست ترمیم و در نتیجه ریزش گردد.<sup>(۳۰)</sup> تنش‌های حرارتی به دلیل تفاوت در ویژگی‌های فیزیکی و حرارتی ساختار دندان و مواد ترمیمی ایجاد می‌شود و ممکن است برای مواد ترمیمی مختلف این اثرات متفاوت باشد. بنابراین، ماده ترمیمی که در شرایط یکسان، تنش حرارتی کمتری به دندان وارد کند انتخاب مناسب تری برای ساخت انله می‌باشد. علاوه بر این، نوسانات حرارتی می‌تواند موجب انتقال حرارت به بافت دندان و تغییر دمای پالپ دندان شود. تغییر دمای پالپ می‌تواند منجر به آسیب‌های جبران ناپذیر مانند التهاب غیرقابل بازگشت پالپ گردد.<sup>(۳۱)</sup> از این رو، انتقال حرارت کمتر به عمق دندان نیز می‌تواند یک ویژگی مثبت ماده ترمیمی باشد و در انتخاب جنس انله مد نظر قرار گیرد.

در اینجا، به منظور تفسیر نتایج بدست آمده، نخست الگوی توزیع دما و تنش در دندان ترمیم شده بررسی می‌گردد و سپس با توجه به دو معیار گفته شده (انتقال حرارت کمتر به عمق دندان و تنش حرارتی کمتر در بافت دندان)، عملکرد مکانیکی و حرارتی انله‌های سرامیک و طلا با هم مقایسه می‌گردد.

مطابق شکل‌های ۴ تا ۷، الگوی توزیع دما در هر دو حالت ترمیم سرامیک و ترمیم طلا مشابه یکدیگر است که با نتایج ارائه شده در مطالعه Celik Koucu و

Imirzalioglu<sup>(۲۷)</sup> بر روی دندان‌های ترمیم شده با اینله همخوانی دارد.

از طرفی، انتقال حرارت از سطح به عمق دندان، در دندان ترمیم شده با طلا بیشتر از دندان ترمیم شده با سرامیک است. با توجه به اینکه ضریب هدایت حرارتی طلا به میزان قابل توجهی بالاتر از سرامیک است، این مساله قابل پیش بینی است. آنچه از مشاهده این شکل‌ها می‌تواند حاصل شود، میزان این تغییر دما در عمق دندان در حالت‌های مختلف است. به عنوان نمونه در ترمیم طلا تحت دمای ۴ درجه، دمای عاج در کف پالپال حفره تا هفت درجه کاهش داشته و به سی درجه رسیده است در حالی که دمای همین ناحیه در ترمیم سرامیک کاهش نداشته و همان سی و هفت درجه (دمای بدن) باقی مانده است.

همین روند در دندان تحت دمای ۶۰ درجه نیز مشاهده می‌شود. در این حالت هم دمای عاج در کف پالپال حفره در ترمیم طلا به ۴۲ درجه رسیده است در حالی که در ترمیم سرامیک، دمای این ناحیه همان سی و هفت درجه باقی مانده است. قابل ذکر است، دمای ۴۲ درجه می‌تواند موجب از بین رفتن حیات پالپ شود و بنابراین، افزایش دمای مذکور که در ترمیم طلا اتفاق افتاده مطلوب به نظر نمی‌رسد.

بر اساس شکل‌های ۸ تا ۱۱ می‌توان گفت، الگوی توزیع تنش در هر دو جنس ترمیم یکسان است. در مورد عاج، بالاترین تنش در ناحیه سرویکال اتفاق افتاده است که با نتایج پژوهش Celik Koucu و Imirzalioglu<sup>(۲۷)</sup> برای ترمیم‌های اینله از جنس طلا و سرامیک تحت بار حرارتی همخوانی دارد.

در مورد ترمیم انله هم ناحیه تماس با کف جینجیوال حفره دارای تنش بالاتری نسبت به بقیه قسمت‌های ترمیم می‌باشد که این مورد نیز با مطالعه Celik Koucu و



در ترمیم سرامیک، احتمال شکست در مینا و عاج و همچنین احتمال جدا شدن سمان بیشتر است.

برخلاف توزیع دما، توزیع تنش حرارتی به عوامل متعددی وابسته است و مکانیزم پیچیده تری دارد. این عوامل و همچنین شیوه اثرگذاری آنها به شرح زیر است.

الف) ضریب انبساط حرارتی ماده ترمیمی و دندان- دلیل ایجاد تنش حرارتی، اختلاف میان ضریب انبساط حرارتی بخش های مختلف دندان است که موجب انبساط متفاوت این بخش ها و در نتیجه ایجاد تنش می شود. (۲۷،۳۳) در تصویر ۲ دیده می شود که ترمیم انله به وسیله سمان به عاج دندان متصل می شود. بنابراین، هرچه اختلاف میان ضریب انبساط حرارتی ماده ترمیمی و عاج دندان بیشتر باشد، تنش حرارتی بیشتری در دندان ایجاد می شود. در پژوهش حاضر، این اختلاف برای ترمیم طلا بیشتر بوده است.

ب) مدول الاستیک (یانگ) ماده ترمیمی- هرچه مدول الاستیک ماده ترمیمی بالاتر باشد، این ماده در اثر انبساط یا انقباض، تنش بیشتری به دندان وارد می کند. (۲۷) در پژوهش حاضر، مدول الاستیک سرامیک بالاتر بوده است.

پ) ضریب هدایت حرارتی ماده ترمیمی- اثر ضریب هدایت حرارتی در ایجاد تنش های حرارتی تا حدودی پیچیده است. هرچه ضریب هدایت حرارتی بالاتر باشد، حرارت سریع تر در ماده ترمیمی پخش شده و به بافت دندان می رسد. به عنوان نمونه می توان فرض کرد تاج دندان تحت دمای ۶۰ درجه سانتیگراد قرار گرفته است. نخست دمای ماده ترمیمی بالا می رود و ماده ترمیمی منبسط می شود و به دلیل محصور بودن در بافت دندان تنش حرارتی به دندان وارد می کند. بنابراین هرچه ضریب هدایت حرارتی بالاتر باشد، حرارت و دما به بخش های بیشتری از

همکاران<sup>(۳۲)</sup> برای ترمیم های اینله از جنس طلا و سرامیک و تحت بار همزمان مکانیکی و حرارتی همخوانی دارد.

در مورد مینا در دو ناحیه تنش بالا دیده می شود. یکی در ناحیه کف جینجیوال (که به دلیل تغییر مقطع و شکل تراش، تمرکز تنش وجود دارد) و یکی در ناحیه سرویکال. تنش بالا در ناحیه سرویکال در پژوهش Celik Koucu و Imirzalioglu<sup>(۲۷)</sup> نیز گزارش شده است.

با توجه به جدول های ۳ و ۴ می توان نتیجه گرفت، در هر دو حالت ترمیم (سرامیک و طلا) و هر دو حالت بار حرارتی (اعمال دمای ۴ و ۶۰ درجه سانتیگراد به تاج دندان)، بیشینه تنش در مینا، از بیشینه تنش در دیگر قسمت های دندان بالاتر است. از طرفی، بالاترین تنش در مینا در ناحیه کف جینجیوال حفره ایجاد شده است. به دلیل شکل تراش، ضخامت مینا در این ناحیه کم است و همچنین شکل باکس، مستعد ایجاد و رشد ترک است. از این رو این منطقه از مینا آسیب پذیر بوده و ممکن است در این ناحیه ترک ایجاد شده و رشد نماید.

برای هر دو ماده ترمیمی، تنش ایجاد شده در دمای ۴ درجه سانتیگراد بیشتر از تنش ایجاد شده در دمای ۶۰ درجه سانتیگراد است. این یافته نیز با نتایج حاصل از پژوهش Celik Koucu و Imirzalioglu<sup>(۲۷)</sup> برای اینله های ساخته شده از طلا و سرامیک همخوانی دارد. البته این یافته نیز قابل پیش بینی است زیرا یک عامل مهم در ایجاد تنش حرارتی در دندان، اختلاف میان دمای اعمال شده به دندان و دمای بدن است که این اختلاف دما در حالت تحریک سرد بیشتر است.

در هر دو حالت تحریک سرد و گرم، بیشینه تنش ایجاد شده در همه قسمت ها (مینا، عاج، سمان و ترمیم)، در حالت ترمیم با سرامیک بیشتر از حالت ترمیم با طلا است. بنابراین

شباهت رفتار ترمومکانیکی ترمیم‌های اینله و انله، تنش بالا در ناحیه سرویکال مینا و عاج بود که پیشتر توضیح داده شد. تفاوت‌های رفتار ترمومکانیکی این دو ترمیم نیز به شرح زیر است.

بر اساس پژوهش Celik Koucu و Imirzalioglu<sup>(۲۷)</sup>، توزیع دما در ترمیم اینله در هر دو حالت طلا و سرامیک مشابه است در حالی که در پژوهش حاضر مشخص گردید در ترمیم انله، تفاوت قابل ملاحظه‌ای میان توزیع دما در دو حالت ترمیم طلا و سرامیک وجود دارد.

Celik Koucu و Imirzalioglu<sup>(۲۷)</sup> نتیجه گرفتند در ترمیم اینله از هر دو جنس (طلا و سرامیک)، دمای پالپ در محدوده مطلوبی باقی می‌ماند در حالی که در پژوهش حاضر نشان داده شد که انله از جنس طلا می‌تواند موجب آسیب به پالپ گردد.

بر اساس یافته‌های ایشان، مقدار تنش حرارتی در دندان دارای اینله از جنس سرامیک با دندان دارای اینله از جنس طلا تفاوت قابل ملاحظه‌ای ندارد، در حالی که بر اساس نتایج پژوهش حاضر، انله طلا، نسبت به انله سرامیک، تنش حرارتی کمتری در دندان ایجاد می‌کند.

با توجه به این موارد می‌توان نتیجه گرفت رفتار ترمومکانیکی ترمیم‌های انله و اینله با هم متفاوت است. دلیل این مساله، تفاوت در شکل هندسی دو ترمیم اینله و انله است. ترمیم اینله بخش کوچکی از بافت و سطح بیرونی دندان را در بر می‌گیرد اما در ترمیم انله، کاسپ‌های دندان هم درگیر می‌شوند و بخش قابل توجهی از بافت دندان، تاج و سطح اکلوزال با ماده ترمیمی جایگزین می‌شود. از این رو، در ترمیم انله، خواص مکانیکی و حرارتی ماده ترمیمی، تاثیر زیادی در انتقال حرارت به عمق دندان و همچنین ایجاد تنش حرارتی دارد. بنابراین در ترمیم انله،

ماده ترمیمی نفوذ می‌کند و انبساط بیشتر خواهد بود و در نتیجه تنش حرارتی هم بالاتر می‌رود.

حال اگر ضریب هدایت حرارتی باز هم بالاتر باشد، حرارت از ماده ترمیمی عبور کرده و به دندان می‌رسد و دمای عمق دندان هم بالا می‌رود و آن ناحیه هم منبسط می‌شود. وقتی هم دندان و هم ماده ترمیمی منبسط شوند، تنش کمتری بین آنها ایجاد می‌شود (نسبت به حالتی که تنها ماده ترمیمی منبسط شود). بنابراین بالا بودن ضریب هدایت حرارتی هم می‌تواند موجب بالا رفتن دمای ترمیم و افزایش تنش حرارتی شود و هم می‌تواند موجب بالا رفتن دمای بافت دندان و کاهش تنش حرارتی گردد.

آنچه مسلم است، علاوه بر ضریب هدایت حرارتی، زمان هم در پخش حرارت در دندان و تغییر دمای ترمیم و دندان نقش مهمی دارد. تا زمانی که افزایش دما به بافت دندان نرسیده، با گذر زمان دمای ترمیم و همچنین تنش حرارتی افزایش می‌یابد. اما اگر حرارت از ترمیم عبور کند و به بافت دندان برسد، از آن پس با گذر زمان به دلیل افزایش دمای بافت دندان، تنش حرارتی کاهش می‌یابد. این ادعا کاملاً با یافته‌های Toparli و همکاران<sup>(۲۹)</sup> همخوانی دارد. ایشان دریافتند که در ترمیم‌های روکش پی اف ام، با اعمال حرارت تا زمان مشخصی، تنش حرارتی افزایش و از آن به بعد کاهش می‌یابد.

در کل می‌توان گفت، با توجه به پیچیده بودن مکانیزم ایجاد تنش حرارتی، بدون شبیه سازی نمی‌توان تعیین کرد کدام ماده ترمیمی تنش حرارتی بیشتری ایجاد می‌کند و تنها با مدلسازی و مقایسه نتایج (همانند آنچه در این پژوهش انجام شد) می‌توان نظر قطعی داد.

مقایسه نتایج این پژوهش با نتایج پژوهش Celik Koucu و Imirzalioglu<sup>(۲۷)</sup> می‌تواند شباهت‌ها و تفاوت‌های میان ترمیم اینله و ترمیم انله را به خوبی نمایان کند. مهمترین

سطح تماس با کف جینجیوال حفره از سایر بخش ها بیشتر است.

در مورد عاج، در همه حالت ها، تنش در ناحیه سرویکال از دیگر بخش ها بیشتر است.

### تشکر و قدردانی

این پژوهش برگرفته از پایان نامه شماره ۸۴۶ در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شهید صدوقی یزد می باشد و تحت حمایت مالی این دانشکده انجام شده است. نویسندگان مقاله بر خود لازم می دانند از معاونت پژوهشی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شهید صدوقی تشکر و قدردانی نمایند.

علاوه بر مواردی مانند زیبایی و دوام، رفتار ترمومکانیکی ماده ترمیمی نیز باید در انتخاب جنس انله مد نظر قرار گیرد.

### نتیجه گیری

تغییر دما در دندان ترمیم شده با انله طلا بیشتر از دندان ترمیم شده با انله سرامیک بوده است. در انله طلا، تحت دمای ۶۰ درجه، دمای عمق دندان تا ۴۲ درجه افزایش یافته است. از این رو آلیاژ طلا برای ترمیم های عمیق و نزدیک به پالپ مناسب نمی باشد. بیشینه تنش حرارتی در همه بخش های دندان (مینا، عاج، سمان و ترمیم) در حالت انله سرامیک بیشتر از انله طلا است. بنابراین احتمال شکست بافت دندان و یا جدا شدن انله در ترمیم سرامیک بیشتر است. در هر دو ماده ترمیمی، در همه حالت ها، تنش در

### منابع

1. Edelhoff D, Ahlers MO. Occlusal onlays as a modern treatment concept for the reconstruction of severely worn occlusal surfaces. *Quintessence Int* 2018; 49(7):521-33.
2. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2010; 103(1):6-12.
3. Mulic A, Svendsen G, Kopperud SE. A retrospective clinical study on the longevity of posterior class II cast gold inlays/onlays. *J Dent* 2018; 70:46-50.
4. Solow RA. Direct composite resin onlays: rationale and clinical application. *Gen Dent* 2017; 65(1):19-24.
5. Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of ceramic onlays: a systematic review. *J Esthet Restor Dent* 2018; 30(3):193-215.
6. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent* 2013; 5:21-32.
7. Alavi AA, 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.
8. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater* 2013; 29(7):742-51.
9. Poorzamani M, Motamedosanyeh V, Alizadeh SE, Kouhkan S. Effect of acidulated phosphate fluoride (APF) etching duration on the shear bond strength between a Lithium disilicate-based glass ceramic and composite resin. *J Res Dent Sci* 2015; 12(1):16-20.
10. Firooz F, Heidari B, Vafaei F, Soltanian A, Bakhshi H, Soleimani Mehr HR. Association between enamel abrasion and surface roughness of dental ceramics. *J Mashhad Dent Sch* 2017; 41(1):51-60.
11. 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.
12. Trivedi S. Finite element analysis: a boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014; 4(3):200-3.
13. Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, Belli S. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clin Oral Investig* 2011; 15(3):403-8.
14. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006; 33(9):690-7.

15. Aminian R, Geramy A, Valian A, Ghassemi A. The effect of post type on stress distribution in endodontically treated maxillary central incisors: a finite element study. *J Dent Sch Shahid Beheshti Univ Med Sci* 2008; 26(3):254-62.
16. 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; 27(12):1077-81.
17. Toparli M, Sasaki S. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *J Oral Rehabil* 2003; 30(9):921-6.
18. Mohammadpour A, Ganjalikhan-Nasab A, Hashemipour M. Thermal analysis of an actual model of a restored second premolar tooth with different restorative materials by finite element method. *J Islam Dent Assoc Iran* 2008; 20(1):45-52.
19. Güngör M, Küçük M, DüNDAR M, Karaoğlu 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; 31(2):172-8.
20. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002; 29(6):565-74.
21. Van Staden R, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006; 9(4):257-70.
22. Ciccù M, Cervino G, Milone D, Risitano G. FEM investigation of the stress distribution over mandibular bone due to screwed overdenture positioned on dental implants. *Materials* 2018; 11(9):E1512.
23. Perrella M, Franciosa P, Gerbino S. FEM and BEM stress analysis of mandibular bone surrounding a dental implant. *Open Mechan Engin J* 2015; 9(1):282-92.
24. Mahmoudi M, Saidi AR, Hashemipour MA, Amini P. The use of functionally graded dental crowns to improve biocompatibility: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2018; 21(2):161-8.
25. Emamie M, Jamali-Beh M. A study of stress distribution on four designs of Maxillary Central Crown. *J Dent Med* 2000; 13(2):25-30.
26. Fenner D, Robinson P, Cheung PY. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. *Med Engin Phys* 1998; 20(4):269-75.
27. Çelik Köycü B, İmirzaloğlu 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.
28. Yamanel K, Çağlar A, Gulsahi K, Özden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J* 2009; 28(6):661-70.
29. 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; 30(1):99-105.
30. Lin CL, Chang YH, Lin YF. Combining structural-thermal coupled field FE analysis and the Taguchi method to evaluate the relative contributions of multi-factors in a premolar adhesive MOD restoration. *J Dent* 2008; 36(8):626-36.
31. Carrasco TG, Carrasco-Guerisoli LD, Fröner IC. In vitro study of the pulp chamber temperature rise during light-activated bleaching. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(5):355-9.
32. Çelik Köycü B, İmirzaloğlu 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.
33. Sideridou I, Achilias DS, Kyrikou E. Thermal expansion characteristics of light-cured dental resins and resin composites. *Biomaterials* 2004; 25(15):3087-97.