

## Effect of Cement Type and Thickness at the Marginal Area on Stress Distribution in Monolithic Zirconia Crowns: A Finite Element Analysis

Parviz Amini<sup>1</sup>, Mojtaba Mahmoudi<sup>2</sup>, Parinaz Pourmoshrefi<sup>3\*</sup>, Reza Amini<sup>4</sup>, Sajad Pourmoshrefi<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran

<sup>2</sup>Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Higher Education Complex of Bam, Bam, Iran

<sup>3</sup>Post-graduate Student of Dentistry, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran

<sup>4</sup>Post-graduate Student of Dentistry, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran

<sup>5</sup>Student of Dentistry, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran

Received: 15 January 2025 , Accepted: 3 March 2025

**Background:** Monolithic zirconia crowns are used for restoring aesthetics and function in the dentition. However, the stress distribution pattern in these crowns remains relatively understudied. This study aimed to investigate the effect of cement thickness and type in the margin area and 1 mm above the finish line on the stress distribution pattern in monolithic zirconia crowns.

**Methods and Materials:** Sixteen finite element models were made using Mimics Medical and SolidWorks software. The models simulated a human premolar tooth that was restored with a monolithic zirconia crown. Models differed according to the utilized cement (zinc phosphate, Panavia, Glass ionomer, and RelyX) and the cement thickness at the marginal area. Each model was subjected to a force of 100 N applied at a 45° angle. Finite element analysis was performed using Abaqus software, and the stress distribution and concentration areas were determined.

**Results:** Finite element analysis results showed that the highest stress of cement occurred when cement was present in the margin area, while the lowest stress was observed when no cement was used in this area. Zinc phosphate cement exhibited the highest tensile stress, whereas RelyX showed the least. As the elastic modulus of the cement decreased, the stress in the crown increased.

**Conclusion:** In monolithic zirconia crowns, when no cement is present at the margin, the lowest stress is concentrated in the cement, and the highest stress is concentrated in the crown. RelyX cement accumulates the least stress within itself, leading to higher stress concentration in the crown, whereas zinc phosphate cement absorbs the highest stress and results in the least stress concentration in the crown.

**Keywords:** Cement thickness, Finite element analysis, Monolithic zirconia, Stress distribution

\*Corresponding Authors: [p.pourmoshrefi@kmu.ac.ir](mailto:p.pourmoshrefi@kmu.ac.ir)

► Please cite this paper as: Amini P, Mahmoudi M, Pourmoshrefi P, Amini R, Pourmoshrefi S. Effect of cement type and thickness at the marginal area on stress distribution in monolithic zirconia crowns: A finite element analysis. *J Mashhad Dent Sch* 2025; 49(1):1-15.

► DOI: [10.22038/jmds.2025.25701](https://doi.org/10.22038/jmds.2025.25701)



## تأثیر نوع و ضخامت سمان در ناحیه مارجین بر توزیع تنش در روکش زیرکونیوم مونولیتیک: آنالیز اجزای محدود

پرویز امینی<sup>۱</sup>، مجتبی محمودی<sup>۲</sup>، پریناز پورمشرقی<sup>۳\*</sup>، رضا امینی<sup>۴</sup>، سجاد پورمشرقی<sup>۵</sup>

<sup>۱</sup>دانشیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

<sup>۲</sup>استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، مجتمع آموزش عالی بم، بم، ایران

<sup>۳</sup>دستیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

<sup>۴</sup>دستیار، گروه ارتودونسی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

<sup>۵</sup>دانشجو، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۳/۱۰/۲۶ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۱۲/۱۴

### چکیده

**مقدمه:** روکش‌های زیرکونیوم مونولیتیک به دلیل زیبایی، در بازسازی تاج از دست رفته‌ی دندان یا اصلاح تغییرات رنگی آن‌ها کاربرد دارند. با این حال، الگوی توزیع تنش در این روکش‌ها کمتر بررسی شده و نیز اثرات ضخامت سمان مورد استفاده در این الگوها مشخص نیست. تحقیق حاضر با هدف بررسی اثر ضخامت و نوع سمان در ناحیه‌ی مارجین و یک میلی‌متر بالای فیوژن لاین بر الگوی تنش در روکش‌های زیرکونیوم مونولیتیک انجام شد.

**مواد و روش‌ها:** یک دندان پرمولر به کمک نرم‌افزارهای Mimics Medical و Solidworks مدل شد. تعداد ۱۶ نمونه مختلف ترمیم با تاج سرامیکی سمان شده با انواع سمان با ضخامت‌های مختلف در ناحیه‌ی مارجین، مدل شدند. یک نیروی ۱۰۰ نیوتنی تحت زاویه‌ی ۴۵ درجه، روی دندان اعمال شد. آنالیز اجزای محدود با کمک نرم‌افزار Abaqus انجام شد و توزیع تنش و محل تمرکز آن نمایش داده شد.

**یافته‌ها:** نتایج اجزای محدود نشان داد بیشترین مقدار تنش در سمان، در حالت وجود سمان در ناحیه مارجین و کمترین، در حالت عدم وجود سمان در مارجین رخ داد. سمان زینک فسفات، بیشترین و سمان Rely X کمترین مقدار تنش کششی را در خود ایجاد کرد. با کاهش مدول الاستیسیته سمان، تنش در کراون افزایش یافت.

**نتیجه‌گیری:** در روکش‌های زیرکونیوم مونولیتیک، در حالت ضخامت سمان صفر در مارجین، کمترین تنش در سمان و بیشترین تنش در کراون، متمرکز می‌شود. سمان Rely X کمترین تنش را در خود متمرکز می‌کند و منجر به تمرکز تنش زیادی در کراون می‌شود، در حالی که سمان زینک فسفات بیشترین تنش را در خود و کمترین تنش را در کراون ایجاد می‌کند.

**کلمات کلیدی:** ضخامت سمان، آنالیز اجزای محدود، زیرکونیوم مونولیتیک، توزیع تنش

## مقدمه

یکی از عوامل بیومکانیکی مهم و تأثیرگذار در افزایش موفقیت درمان‌های پروتزی، استرس (تنش) یا نحوه‌ی پخش نیرو بر واحد سطح است. اعمال تنش‌های اضافی بر سطوح تماس باعث ایجاد بار اضافی و شکست درمان می‌شود.<sup>(۱)</sup> تحلیل به روش اجزای محدود<sup>۱</sup> (FEA)، مزایای مشخصی دارد که از جمله‌ی آن‌ها می‌توان به توانایی آن در تعیین تنش‌های موجود در کل ساختار اشاره نمود. با توزیع مناسب خصوصیات مواد در گره‌ها نیز، می‌توان مواد غیرایزوتوپ و غیرهموزن را بازسازی کرد. صحت نتایج این روش به دقت اطلاعات داده شده بستگی دارد. روش FEA محدود به اشکال هندسی ساده نیست و تحلیل اشکال هندسی پیچیده‌تر نیز با این روش امکان‌پذیر است.<sup>(۲)</sup> عملکرد اولیه‌ی سمان‌های چسبنده پرکردن حد فاصل دندان-رستوریشن و گیر مکانیکی رستوریشن در جایگاه خود است تا از جابجایی آن در طول جویدن جلوگیری کند.<sup>(۳-۴)</sup> ویژگی‌های مطلوب سمان‌های دندانپزشکی شامل حل شونده‌ی کم، ویسکوزیتی کم، استحکام باند بالا به مواد دندانی، استحکام فشاری و کششی بالا و فعالیت ضدپوسیدگی است.<sup>(۳)</sup> فضای مارجینال سمان، شکاف بین ترمیم و ساختار دندانی است که با سمان لوتینگ پر شده و اندازه‌ی آن بر الگوی تناسب، توزیع تنش، بازسازی و طول عمر ترمیم مؤثر است.<sup>(۳،۴)</sup> Mounica و همکاران<sup>(۴)</sup> دو فضای متفاوت سمان و دو نوع سمان مختلف را در توزیع تنش در سطوح اکلوزال دندان‌های بازسازی شده با دو روکش PFM و زیرکونیای ونیر شده با پرسلن با استفاده از روش تحلیل اجزای محدود، بررسی کردند. آنها اظهار کردند در اعمال نیروهای جونده‌ی نرمال، سمان‌های رزینی سلف-

ادهزیو در استفاده از روکش‌های PFM و سمان‌های گلاس آینومر تقویت شده با رزین در استفاده از روکش‌های زیرکونیا مزایای بیشتری در توزیع تنش در سطوح اکلوزال داشتند. Ali و همکاران<sup>(۵)</sup>، مقادیر استحکام گیر و فراوانی الگوهای شکست در کراون‌های زیرکونیای مونولیتیک با ضخامت‌های مختلف فضای سمان متعاقب سمان با دو نوع عامل لوتینگ را بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که از نظر فراوانی الگوهای شکست، شکست‌های غالب از نوع ادهزیو و بین دندان و سمان است. Ha اثرات انواع مختلف سمان در الگوی توزیع تنش در کراون‌های زیرکونیای مونولیتیک در شرایط اعمال نیروهای بیشینه جویدن را با روش تحلیل اجزای محدود بررسی کردند. طبق نتایج تحقیق ایشان، سمان زینک فسفات تمرکز تنش بیشتری در لایه‌ی سمان دارد و سمان پلی کربوکسیلات هم تمرکز تنش بیشتری در سطح دیستال کراون زیرکونیای مونولیتیک و دندان اباتمنت ایجاد می‌کند. سمان رزینی و سمان گلاس آینومر، الگوهای تمرکز تنش یکسانی دارند، در حالی سمان رزینی توزیع تنش کمتری در سطح لینگوال و مزیال لایه‌ی سمان ایجاد می‌کند.<sup>(۶)</sup> اخیراً روکش‌های زیرکونیوم مونولیتیک به دلیل جذابیت، دوام و زیبایی برتر به عنوان رستوریشن‌های دندانی، محبوبیت زیادی یافته‌اند. البته موفقیت این رستوریشن‌ها تا حد زیادی به نوع سمان مورد استفاده برای لوتینگ و فضای سمان که هنگام قرار دادن روکش ایجاد می‌شود، بستگی دارد.<sup>(۷)</sup> سمان‌های پرکاربرد در درمان‌های دندانپزشکی سمان گلاس آینومر، سمان رزین Panavia F2.0 و سمان رزینی Relyx Universal و زینک فسفات هستند. با این وجود در حال حاضر اثرات انواع سمان و فضاهای متفاوت مارجینال برای سمان بر الگوی

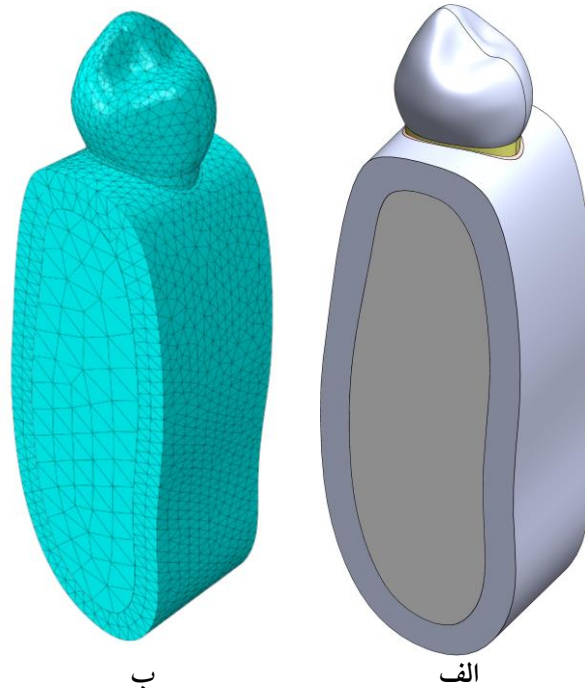
<sup>1</sup> Finite Element Analysis

تجاری Mimics Medical 20.0 (Materialise, Leuven, Belgium) شد تا قسمت‌های عاج، مینا و پالپ دندان در این محیط به صورت مجزا مشخص شوند.<sup>(۱۲)</sup> در نرم‌افزار Mimics، دندان از محیط سایر مواد اطراف آن جدا شد. سپس جهت تهیه مدل مناسب برای انجام آنالیز اجزای محدود، نمونه مورد بررسی از محیط نرم‌افزار Solidworks وارد محیط نرم‌افزار مدلینگ (SolidWorks Corp., USA) 2021 شد. در این نرم‌افزار هم امکان تهیه مدل‌های مناسب برای آنالیز اجزای محدود و هم امکان شبیه‌سازی ترمیم‌های مختلف روی دندان وجود دارد. استخوان اطراف دندان مطابق با متوسط ابعاد آناتومی ارائه شده در سایر مقالات شامل لیگامنت پریودنتال، استخوان کورتیکال و اسفنجی نیز مدل شد.<sup>(۱۳، ۱۴)</sup> در شکل ۱-الف یک نمونه از مدل شبیه‌سازی شده نشان داده شده است. پس از اتمام مدلینگ در محیط نرم‌افزار سالیدورکس، مدل‌ها وارد محیط نرم‌افزار تحلیل اجزای محدود Abaqus

توزیع تنش در روکش‌های زیرکونیوم مونولیتیک یکپارچه به طور کامل بررسی نشده است.<sup>(۸-۱۰)</sup> درک اثرات انواع سمان و فضاهای مارجینال برای سمان بر الگوی توزیع تنش در راستای بهبود طول عمر و میزان موفقیت این ترمیم‌ها اهمیت زیادی دارد.<sup>(۸، ۱۱)</sup> تحقیق حاضر با هدف تعیین اثرات سمان‌های مختلف و فضاهای متفاوت مارجین سمان بر توزیع تنش در روکش‌های زیرکونیوم مونولیتیک با استفاده از روش تحلیل اجزای محدود، انجام شد.

### مواد و روش‌ها

به منظور دستیابی به ابعاد آناتومی دندان، یک دندان پرمولر پایین با شکل و ابعاد آناتومی نرمال از میان تعدادی دندان انتخاب و به کمک روش CBCT اسکن شد. جهت تهیه مدل سه‌بعدی از دندان، مدل اسکن شده ابتدا وارد نرم‌افزار



شکل ۱: الف) دندان شبیه‌سازی شده در محیط Solidworks (ب) مدل المان‌بندی شده در محیط Abaqus

۹. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با گلاس اینومر با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۱۰. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با گلاس اینومر با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۱۱. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با گلاس اینومر با ضخامت ۵۰ میکرومتر در ناحیه مارژین و صفر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۱۲. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با گلاس اینومر با ضخامت ۵۰ میکرومتر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۱۳. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با ریلای ایکس با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۱۴. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با ریلای ایکس با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۱۵. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با ریلای ایکس با ضخامت ۵۰ میکرومتر در ناحیه مارژین و صفر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۱۶. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با ریلای ایکس با ضخامت ۵۰ میکرومتر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

در شکل ۲ یک مقطع باکولینگوالی از مدل‌های بالا نشان داده شده است که برای هر مدل همان‌طور که در بالا اشاره شد چهار سمان با جنس‌های مختلف در نظر گرفته شد تا اثر ضخامت و جنس سمان مورد بررسی قرار گیرد.

در تمام ترمیم‌های نشان داده شده در شکل ۲، ضخامت سمان در ناحیه بالاتر از یک میلی متری فینیش لاین برابر با

(Simulia, Providence, RI) شدند تا اثر بارهای اکلوزالی روی تمرکز تنش‌ها در ترمیم‌های مختلف، بررسی شود.

به منظور دستیابی به اهداف این طرح، ۱۶ مدل برای انجام آنالیز اجزای محدود در نظر گرفته شد:

۱. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با زینک فسفات با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و یک میلی متر بالای فینیش لاین (اینترنال مارژین).

۲. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با زینک فسفات با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین (اینترنال مارژین).

۳. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با زینک فسفات با ضخامت ۵۰ میکرومتر در ناحیه مارژین و صفر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

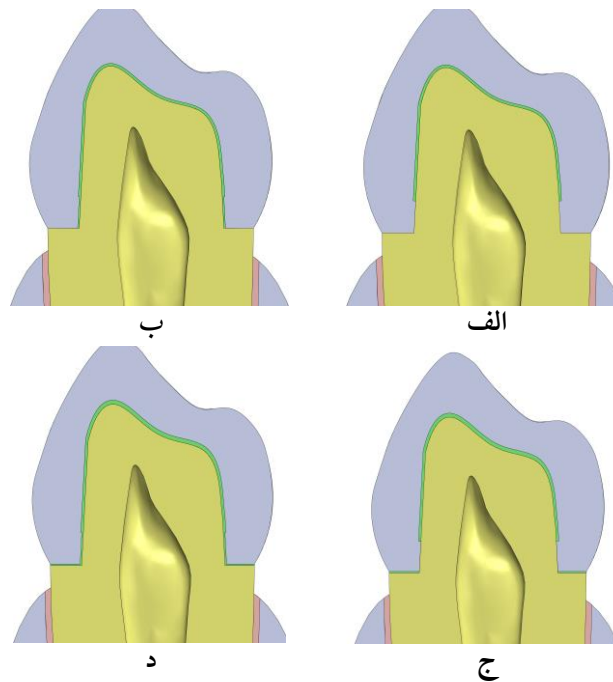
۴. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با زینک فسفات با ضخامت ۵۰ میکرومتر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۵. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با پانویا با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۶. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با پانویا با ضخامت صفر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۷. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با پانویا با ضخامت ۵۰ میکرومتر در مارژین و صفر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

۸. دندان ترمیم شده با تاج سرامیکی سمان شده با پانویا با ضخامت ۵۰ میکرومتر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرومتر در ناحیه یک میلی متر بالای فینیش لاین.

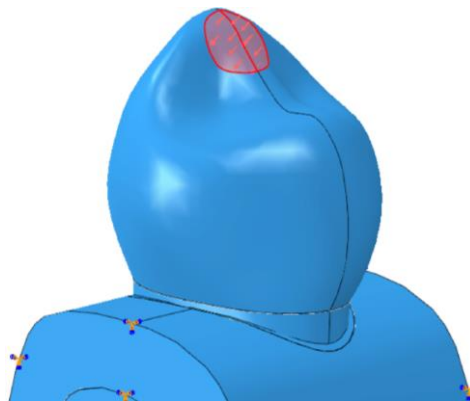


شکل ۲: مقطع باکولینگوالی ترمیم دندان پرمولر با تاج سرامیکی با ضخامت سمان: الف) صفر در ناحیه مارجین و صفر در ناحیه یک میلی‌متر بالای فینیش لاین، ب) صفر در ناحیه مارژین و ۵۰ میکرون در ناحیه یک میلی‌متر بالای فینیش لاین، ج) ۵۰ میکرون در مارژین و صفر در یک میلی‌متر بالای فینیش لاین و د) ۵۰ میکرون در مارژین و ۵۰ میکرون یک میلی‌متر بالای فینیش لاین.

سطوح مزیال و دیستال استخوان مقطع خورده به صورت ثابت در نظر گرفته شد (شکل ۳). خواص مواد در نظر گرفته شده در این مطالعه به صورت همگن و ایزوتروپیک شبیه سازی شد (جدول ۱). پس از مشخص شدن شرایط مرزی، المان‌بندی نمونه‌ها انجام شد. مدل‌های هندسی با استفاده از المان‌های چهاروجهی مرتبه دو (تتراهدرال) مش‌بندی شدند. این نوع المان‌ها انعطاف‌پذیری بیشتری در مش‌بندی ساختارهای پیچیده ایجاد کرده و باعث بهبود دقت تحلیل اجزای محدود می‌شوند. تحلیل حساسیت به مش یک مرحله مهم در تحلیل اجزای محدود (FEA) است که اطمینان می‌دهد نتایج عددی مستقل از اندازه و چگالی مش هستند. دقت نتایج FEA به نوع، اندازه و استراتژی ریز کردن المان‌ها بستگی دارد، بنابراین انجام مطالعه همگرایی (convergence study) ضروری است تا مشی بهینه

۸۰ میکرون لحاظ شد. علاوه بر این در حالتی که سمان در ناحیه فینیش لاین برابر با ۵۰ میکرون بود، ضخامت سمان در زیر سطح اکلوژال (بالتر از یک میلی‌متری فینیش لاین) برابر با ۱۳۰ میکرون در نظر گرفته شد. در واقع این حالت شبیه‌سازی حالتی هست که کمی سمان در ناحیه مارژین باقی می‌ماند و این منجر به ایجاد فضای بیشتری در ناحیه بالایی می‌شود.

ابعاد کراون با در نظر گرفتن یک میلی‌متر ضخامت برای کراون در ناحیه سرویکال و دو میلی‌متر ضخامت در ناحیه کاسپ لحاظ شد. در تمام نمونه‌ها از یک کراون سرامیکی با هندسه‌ای مشابه تاج دندان طبیعی برای کراون استفاده شد. یک بار توزیع شده به شدت ۱۰۰ نیوتن تحت زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور طولی بر روی یک ناحیه کوچک از کاسپ جهت شبیه‌سازی بارهای فانکشنال لحاظ شد.



شکل ۳: شرایط مرزی در نظر گرفته شده در تحلیل اجزای محدود

جدول ۱: خواص مکانیکی مواد به کار رفته در تحلیل اجزای محدود

منبع	نسبت پواسون	مدول الاستیسیته (GPa)	ماده
(۶)	۰/۱۹	۲۰۵	زیرکونیا
(۱۵, ۱۶)	۰/۳۱	۱۸/۶	عاج
(۱۷)	۰/۴۵	۰/۰۶۹	PDL
(۱۸)	۰/۳	۱۳/۷	استخوان کورتیکال
(۱۸)	۰/۳	۱/۳۷	استخوان اسفنجی
(۱۹)	۰/۲۵	۲۲/۴	زینک فسفات
(۲۰)	۰/۲۸	۱۸/۶	پاناویا
(۲۱)	۰/۲۷	۵/۱	گلاس اینومر
(۲۲)	۰/۳۵	۴	RelyX

تنش، منجر به برآورد تنش‌های موضعی بیشتری شد. مش بسیار ریز به‌طور چشمگیری زمان محاسبات را افزایش داد، بدون اینکه بهبود قابل توجهی در دقت نتایج داشته باشد. مش بهینه در نقطه‌ای انتخاب شد که تغییر مقدار تنش بین دو مش متوالی کمتر از ۳٪ بود، که تضمین‌کننده دقت و کارایی محاسباتی است. از آنجایی که تفاوت ابعاد اجزای ترمیم مثل سمان و عاج یا استخوان خیلی زیاد است تغییرات اندازه المان‌ها به صورت تدریجی از ریز در قسمت‌های خیلی کوچک به درشت در قسمت‌های بزرگ تغییر یافت. در نهایت نمونه‌ها بعد از آنالیز همگرایی مش با تعداد تقریبی ۱۰۵۰۰۰ المان و ۱۶۴۰۰۰ گره، مش‌بندی شدند شکل (۱-ب). جهت انطباق بهتر سطوح، نوع تماس در اجزا به صورت Surface to Surface تعریف شد و در

با توازن بین دقت و زمان محاسباتی انتخاب شود. در این مطالعه، تحلیل همگرایی مش برای بررسی تأثیر اندازه المان بر دقت توزیع تنش در دندان انجام شد. این تحلیل شامل مراحل زیر بود:

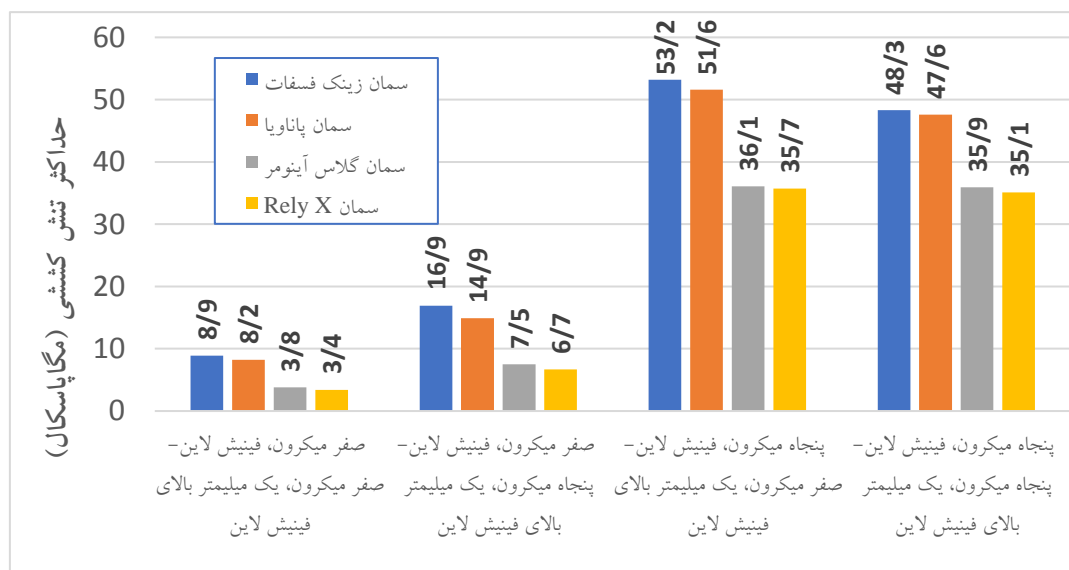
ابتدا یک مش درشت بر روی مدل اعمال شد و شبیه‌سازی‌های اولیه انجام گرفت. ریز کردن تدریجی مش با کاهش اندازه المان‌ها و افزایش تعداد نودها و المان‌ها انجام شد. معیارهای همگرایی نتایج حاصل از مش‌های مختلف بر اساس حداکثر تنش در سمان انجام شد. نتایج نشان داد که پس از رسیدن به یک سطح خاص از ریز شدن مش، کاهش بیشتر اندازه المان‌ها تأثیر ناچیزی بر تغییر مقدار تنش دارد، که نشان‌دهنده همگرایی عددی بود. مش درشت به دلیل داشتن المان‌های کمتر و تفکیک نامناسب گرادیان

حداکثر تنش برابر با ۱۶/۹، ۱۴/۹، ۷/۵ و ۶/۷ مگاپاسکال و در ضخامت مارجین معادل ۵۰ میکرون و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین معادل ۵۰ میکرون، به ترتیب ۴۸/۳، ۴۷/۶، ۳۵/۹ و ۳۵/۱ مگاپاسکال بدست آمد (نمودار ۱). براساس نمودار ۱، بیشترین تنش کششی در سمان در حالتی رخ داد که سمان از جنس زینک فسفات بود و ضخامت آن در ناحیه فینیش لاین ۵۰ میکرون و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین صفر بود و در حالتی که ضخامت سمان در ناحیه فینیش لاین و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین صفر بود، کمترین تمرکز تنش را در سمان داشت، به خصوص زمانی که جنس سمان RelyX بود. همچنین از این نمودار معلوم می‌شود که سمان زینک فسفات با بیشترین مدول الاستیسیته، بیشترین تنش را در خود متمرکز می‌کند و سمان RelyX با کمترین مدول الاستیسیته کمترین تنش را در خود متمرکز می‌کند. همچنین نتایج اجزای محدود نشان داد در حالتی که در ناحیه مارژین، سمان وجود دارد بیشترین تمرکز تنش در سمان در ناحیه سرویکال و در سمت لینگوال رخ می‌دهد و در دو حالت دیگر هم، محل تمرکز تنش در لبه‌ی پایینی

نهایت آنالیز اجزای محدود انجام و نتایج به صورت کانتورهای تنش جهت مقایسه نمونه‌ها نمایش داده شد.

## یافته‌ها

از آنجا که عاج، سمان و سرامیک‌ها در گروه مواد Brittle دسته‌بندی شده‌اند و به دلیل اینکه مواد ترد در مقابل تنش‌های کششی ضعیف هستند، در این تحقیق حداکثر تنش‌های کششی در کراون، عاج و سمان مبنای مقایسه نمونه‌ها قرار گرفت. نتایج نشان داد که در فضای مارجین صفر میکرونی و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین صفر میکرون، حداکثر تنش در سمان‌های زینک فسفات، پاناویا، گلاس‌آینومر و RelyX به ترتیب برابر با ۸/۹، ۸/۲، ۳/۸ و ۳/۴ مگاپاسکال بود. در ضخامت مارجین معادل ۵۰ میکرون و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین معادل صفر میکرون، حداکثر تنش در سمان‌های زینک فسفات، پاناویا، گلاس‌آینومر و RelyX به ترتیب برابر با ۳۵/۷، ۳۶/۱، ۵۱/۶، ۵۳/۲ مگاپاسکال بود. در مارجین صفر میکرونی و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین ۵۰ میکرون، در همین سمان‌ها

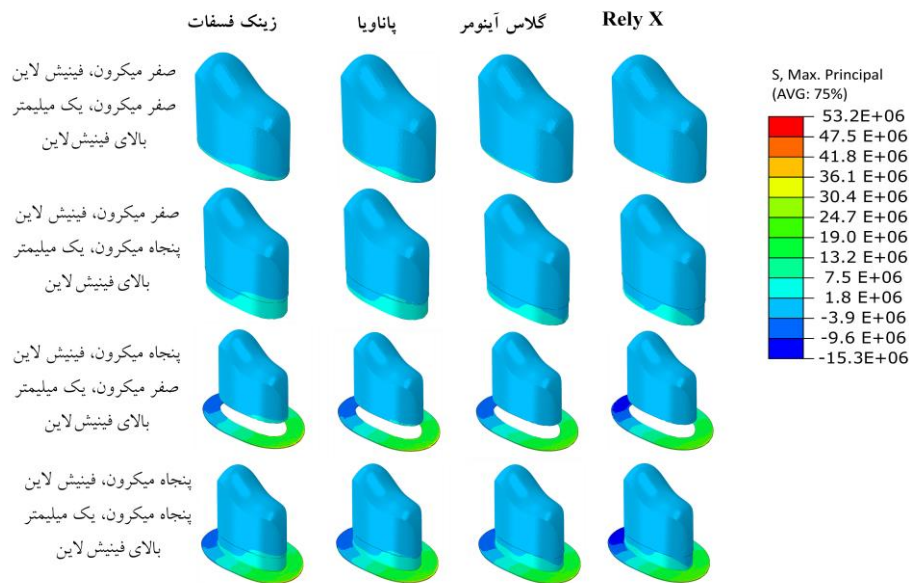


نمودار ۱: مقادیر حداکثر تنش کششی در سمان نسبت به ضخامت‌های مختلف آن

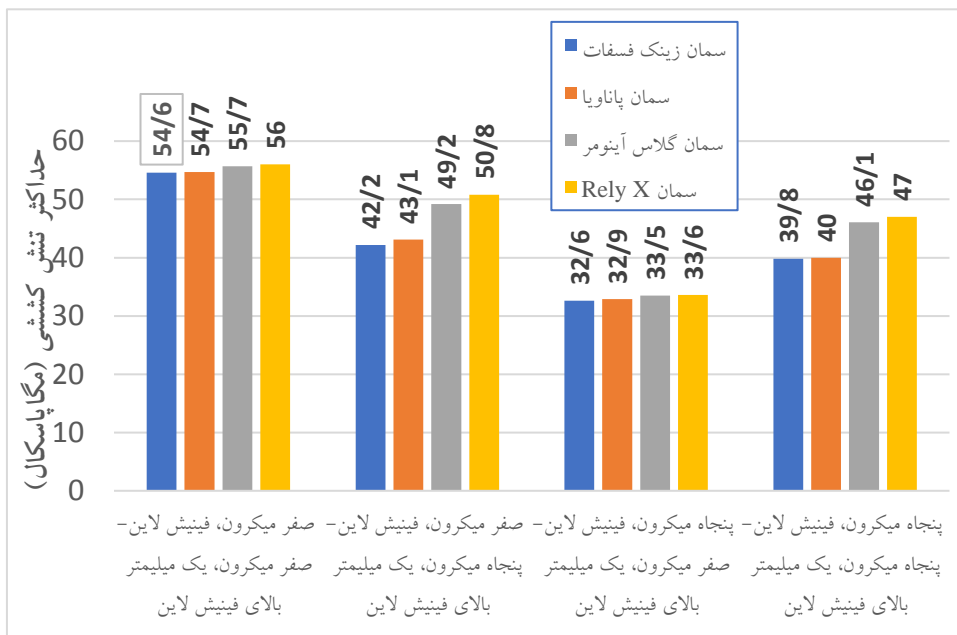


ضخامت مارجین صفر میکرون و یک میلی متر بالای فینیش لاین صفر، تنش در کراون به ازای استفاده از سمان زینک فسفات، پاناویا، گلاس اینومر و RelyX به ترتیب برابر با ۵۴/۶، ۵۴/۷، ۵۵/۷ و ۵۶/۰ مگاپاسکال و در ضخامت

و در سمت لینگوال است (شکل ۴). در نمودار ۲، مقادیر حداکثر تنش کششی در کراون نسبت به نوع سمان استفاده شده و شرایط ضخامت آن در ناحیه فینیش لاین و یک میلی متر بالای آن نشان داده شده است. طبق این نمودار، در



شکل ۴: محل تمرکز حداکثر تنش کششی و نحوی توزیع آن در سمان‌های مختلف به تفکیک ضخامت و جنس سمان

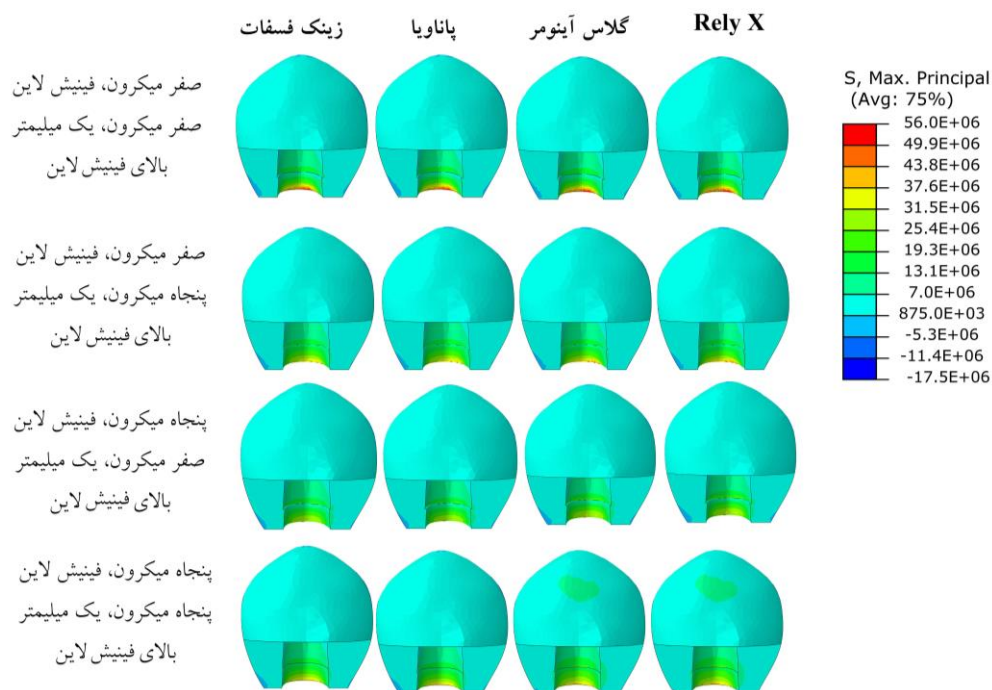


نمودار ۲: مقادیر حداکثر تنش کششی در کراون نسبت به جنس و ضخامت‌های مختلف سمان

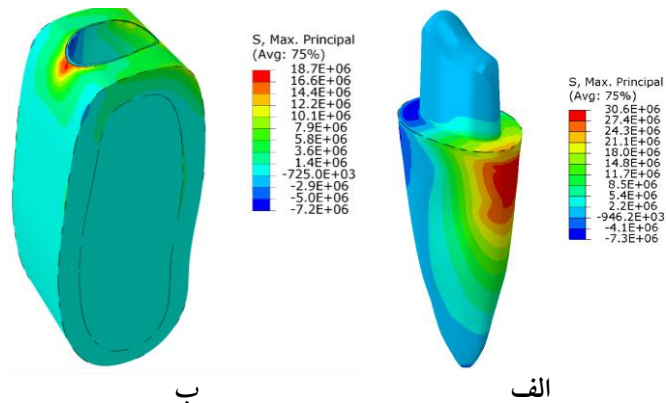
ایجاد کرد و با کاهش مدول الاستیسیته، تنش در کراون افزایش یافت.

در شکل ۵ محل تمرکز حداکثر تنش و نحوه توزیع این تنش‌ها در کراون در حالت‌های مختلف نشان داده شده است. همان‌طور که از این شکل معلوم می‌شود در تمام حالت‌ها محل تمرکز تنش در مارجین سرویکال و در سمت لینگوال است. برای مشاهده‌ی بهتر این محل، یک نیمه مقطع از کراون طوری زده شده که ناحیه‌ی سرویکالی سمت باکال کراون حذف گردد. نتایج اجزای محدود نشان داد تنش‌ها در عاج و استخوان حمایت‌کننده‌ی دندان متأثر از جنس سمان و ضخامت آن در ناحیه‌ی مارجین نبوده و بیشترین تمرکز تنش کششی در عاج برابر با ۳۰/۶

مارجین ۵۰ میکرون و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین صفر به ترتیب معادل ۳۳/۵، ۳۲/۹، ۳۲/۶، ۳۳/۶ مگاپاسکال، در مارجین صفر میکرونی و یک میلی‌متر بالاتر فینیش لاین ۵۰ میکرون و در همین سمان‌ها برابر ۴۲/۲، ۴۳/۱، ۴۹/۲ و ۵۰/۸ مگاپاسکال و در مارجین ۵۰ میکرون و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین معادل ۵۰ میکرون، میانگین حداکثر تنش در سمان‌های زینک فسفات، پاناویا، گلاس آینومر و RelyX به ترتیب برابر ۳۹/۸، ۴۰/۰، ۴۶/۱ و ۴۷/۰ مگاپاسکال اندازه‌گیری شد. طبق نتایج نمودار ۲، کمترین تنش کششی در کراون در حالتی رخ می‌دهد که بستری از سمان بین کراون و عاج وجود داشته باشد و در حالتی که ضخامت سمان در ناحیه‌ی مارجین صفر است، بیشترین تمرکز تنش در کراون ثبت گردید. همچنین، استفاده از سمان زینک فسفات با بیشترین مدول الاستیسیته تنش کمتری در کراون



شکل ۵: محل تمرکز تنش کششی و توزیع آن در کراون نسبت به ضخامت و جنس سمان



شکل ۶: الف) توزیع تنش کششی در عاج دندان. ب) توزیع تنش کششی در استخوان اطراف دندان

و صفر در یک میلی متری بالای فینیش لاین، دیده شد و در حالتی که ضخامت سمان در ناحیه‌ی مارجین و یک میلی متر بالای فینیش لاین صفر بود، کمترین میزان تمرکز تنش در سمان دیده شد. علت آن را می توان از دید مکانیک توجیه کرد که وقتی سمان در این ناحیه وجود ندارد خمش ایجاد شده در ناحیه سرویکال ناشی از بار مایل ۱۰۰ نیوتنی از طریق کراون به عاج منتقل می شود و سمان در قسمت بالا از این خمش محفوظ می ماند و تنش کمتری را در خود متمرکز می کند و این خمش منجر به تمرکز تنش بیشتری در کراون می شود. از طرف دیگر، سمان زینک فسفات با بیشترین مدول الاستیسیته، تنش های ماکزیمم کششی بیشتری را در خود متمرکز کرد و سمان RelyX با کمترین مدول الاستیسیته، کمترین تنش را در سمان متمرکز کرد. همچنین وجود ضخامت سمان به میزان ۵۰ میکرون در یک میلی متری بالای فینیش لاین هم مقادیر تنش های ماکزیمم در حد وسط دو گروه دیگر، به همراه داشت. این نتایج ارتباط مستقیم مدول الاستیسیته سمان با مقادیر تنش های ماکزیمم در آن را نشان می دهد. این نتایج با یافته های تحقیق Chung و همکاران<sup>(۲۴)</sup>، که نوع سمان تاثیر بیشتری نسبت به فضای سمان در تنش دارد، مشابه بود. تحقیق Ha

مگاپاسکال و در لبه‌ی کمرست و در سمت لینگوال رخ داد (شکل ۶-الف) همچنین بیشترین تنش کششی در استخوان هم برابر با ۱۸/۷ مگاپاسکال و در لبه‌ی کمرست سمت باکال اندازه گیری شد (شکل ۶-ب).

## بحث

در حال حاضر مطالعات کافی درباره‌ی اثرات کاربرد روکش های زیرکونیوم مونولیتیک و ضخامت های مختلف فضای سمان در الگوی توزیع تنش در این درمان ها وجود ندارد. هدف از این تحقیق پر کردن این شکاف در اطلاعات کنونی با انجام یک تحلیل اجزای محدود برای درک چگونگی تعامل این متغیرها و تأثیر بر عملکرد کلی این بازسازی ها است. در تحقیق حاضر میزان و ناحیه تمرکز تنش کششی در فضاهای مختلف مارجین بررسی شد. آگاهی درباره‌ی توزیع تنش در کراون های سرامیکی با ضخامت های مختلف سمان به کلینیسین ها کمک می کند تا تطابق روکش را دقیق تر تنظیم کرده و از شکستگی یا باندینگ تاج پیشگیری کنند.<sup>(۲۳)</sup> طبق نتایج این تحقیق، بیشترین تنش کششی در سمان در شرایط وجود سمان در ناحیه مارژین با ضخامت ۵۰ میکرون

مشکلاتی روبرو شود.<sup>(۲۸)</sup> در نتیجه، افزایش فضا بین سطح دندان تراش خورده و سطح رستوریشن، سبب کاهش نواحی تنش تشکیل شده در حین فرآیند سمان و بهبود تطابق و گیر رستوریشن می‌گردد، که نتیجه‌ی آن به صورت کاهش تنش‌های کششی در تحقیق حاضر نشان داده شده است. از طرف دیگر، هنگام استفاده از ضخامت فضای سمان ۵۰ میکرون در روکش‌ها، فضای اضافی برای نفوذ سمان در ناحیه‌ی سرویکال نسبت به ناحیه‌ی اکلوزال طی پروسه‌ی نشانیدن روکش فراهم شده و در نتیجه، ضخامت فیلم سمان کاهش یافته و به دنبال کاهش فشار هیدرولیک، پخش مساوی سمان و نیز کاهش تداخلات نشانیدن روکش روی می‌دهد.<sup>(۱۷)</sup> با این حال، مدول الاستیسیته ساختارهای ساپورت کننده در الگوی توزیع تنش و استحکام شکست رستوریشن‌ها تأثیرگذار است. همچنین، مدول الاستیسیته زیرکونیا حدود ۲۲۰ GPa، مدول الاستیسیته سمان حدود ۸-۶ GPa و مدول الاستیسیته عاج حدود ۱۶-۱۰ GPa بوده و در کل، مدول الاستیسیته کمتر سمان به نفع استحکام شکست بالای رستوریشن‌های روکش زیرکونیا می‌باشد.<sup>(۲۹)</sup>

<sup>(۳۰)</sup> در ضخامت‌های بالای سمان، ناحیه‌ی حدفاصل افزایش یافته و میزان فغل شدگی ناحیه، فعالیت باندینگ و استحکام شکست رستوریشن هم افزایش می‌یابد.<sup>(۳۱، ۳۲)</sup> البته در تحقیق حاضر، تنش‌های کششی بیشینه در شرایط استفاده از ضخامت‌های سمان به میزان ۵۰ میکرون در یک میلی‌متر بالای فینیش لاین نسبت به ضخامت سمان صفر در این ناحیه و در حالت ضخامت سمان مارجین ۵۰ میکرون، ملاحظه شد که می‌تواند با مدول الاستیسیته سمان‌های مورد استفاده مرتبط باشد. علاوه بر این، تماس فیزیکی بین دندان و سرامیک سبب ایجاد تطابق مناسب و بهبود استحکام شکست سمان شده و نیز مواد با تطابق بهتر تنش‌ها را به نحو مطلوب‌تری انتقال می‌دهند. در روش‌های قدیم بدلیل

و همکاران<sup>(۳۱)</sup>، نیز نشان داد که سمان زینک فسفات تمرکز تنش بیشتری در لایه سمان دارد.

نتایج اجزای محدود نشان داد کمترین تنش کششی در کراون در حالتی رخ می‌دهد که بستری از سمان بین کراون و عاج در ناحیه مارجین وجود دارد و در حالتی که ضخامت سمان در ناحیه‌ی مارجین صفر است، بیشترین تمرکز تنش در کراون رخ می‌دهد. همچنین، استفاده از سمان زینک فسفات با بیشترین مدول الاستیسیته تنش کمتری در کراون ایجاد کرده و با کاهش مدول الاستیسیته، تنش در کراون افزایش می‌یابد. براین اساس، مدول الاستیسیته سمان ارتباط معکوسی با تنش‌های کششی در کراون دارد که با نتایج Franco و همکاران<sup>(۲۵)</sup>، که گزارش دادند تمرکز تنش در کراون به صورت ممتد است و ربطی به نوع سمان ندارد، مغایرت دارد. ابعاد ایده‌آل پیشنهاد شده برای فضای سمان از ۲۰ تا ۴۰ میکرون برای هر دیواره متفاوت بود و این ابعاد مستلزم آن است که قطر داخلی یک روکش باید حدود ۴۰ تا ۸۰ میکرون بیشتر از قطر دندان تراش خورده باشد. اگر فضای ماده‌ی چسبنده بسیار باریک باشد، نشست نامناسب روکش طی فرآیند سمان محتمل بوده و نیز در صورت عریض بودن فضای عامل چسبنده، روکش بر روی دندان در طول عملکرد هم دچار جابجایی می‌گردد.<sup>(۲۶)</sup> نتایج تحقیق Wilson و همکاران<sup>(۲۷)</sup>، نشان داد که فضای مناسب سمان، سبب تسهیل نشست کراون در فرآیند سمان خواهد شد.

در فضای سمان مارجینال به میزان صفر میکرون، هنگامی که کراون در موقعیت نهایی خود قرار می‌گیرد، سمان اضافی راهی برای خروج از ناحیه‌ی مارجینال نخواهد داشت. این شرایط سبب نشستن ناکامل روکش به دلیل کمبود فضا و نیز اعمال فشار هیدرولیک در زیر روکش می‌گردد که در نهایت سبب می‌شود نشستن روکش با

مطالعات نیز استفاده از سمان رزینی در روکش‌های زیرکونیای مونولیتیک توصیه شده است.<sup>(۶)</sup> عدم امکان تعمیم کامل نتایج در شرایط بالینی ناشی از کاربرد تکنیک آنالیز اجزای محدود، لحاظ ضریب کشسانی خطی مواد و فرض همگن بودن ساختارها از جمله محدودیت‌های این مطالعه بود.

### نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیت‌های این تحقیق، روش اجزای محدود در بررسی اثر نوع و ضخامت سمان در ناحیه‌ی مارجین و یک میلی‌متر بالای فینیش لاین بر الگوی تنش در روکش‌های زیرکونیوم مونولیتیک نشان داد بیشترین مقادیر تنش در سمان، زمانی رخ داد که در ناحیه‌ی مارجین سمان وجود داشت و کمترین مقدار در حالت ضخامت سمان صفر در مارجین، ایجاد شد. زینک فسفات، بیشترین تنش کششی و سمان Rely X، کمترین مقدار را در سمان ایجاد کرد. در شرایط ضخامت سمان معادل صفر در ناحیه‌ی مارجین، بیشترین تنش در کراون ایجاد شد. سمان زینک فسفات، تنش کمتری در کراون ایجاد کرد. با کاهش مدول الاستیسیته سمان، تنش در سمان کاهش و در کراون افزایش می‌یابد. لذا کمترین تنش در سمان در کاربرد سمان‌های Rely X و گلاس‌آینوم و در کراون، در کاربرد سمان‌های زینک فسفات و پاناویا ایجاد شد.

### تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه دانشجویی دوره تخصص دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان با شماره ۱۴۰۳/۲۴۹ می‌باشد که با همکاری و حمایت مرکز تحقیقات بیماری‌های دهان و دندان دانشگاه علوم پزشکی

انقباض مواد، امکان ساخت رستوریشنی با فضای مارجین صفر وجود نداشت، ولی امروزه بدلیل استفاده از روش CAD/CAM می‌توان فضای مارجین را صفر انتخاب نمود. هر چند از نظر کلینکی حذف لایه سمان از ناحیه مارجین بعد از سمان کردن رستوریشن کار خیلی سختی است ولی با توجه به مزایایی که این حالت از نظر کاهش تنش در سمان ایجاد می‌کند، می‌توان با روش‌هایی از جمله ایجاد سوراخ در سطح اکلوزال و یا ایجاد شیار در دیواره آگزیالی، راهی را برای فرار سمان اضافه ایجاد کرد و یا اینکه از مقدار کمتری سمان داخل کراون استفاده نمود.

در تحقیق حاضر، از سمان‌های پاناویا، زینک فسفات، گلاس‌آینوم و Rely X در ضخامت‌های مختلف لایه‌ی سمان استفاده شد. در بررسی Ha و همکاران<sup>(۶)</sup>، هم الگوهای توزیع تنش یکسانی در سمان‌های گلاس‌آینوم و رزینی دیده شد ولی سمان‌های زینک فسفات و پلی‌کربوکسیلات توزیع تنش وسیع‌تری داشته و نیز مقادیر تنش‌های مرتبط با آنها در روکش زیرکونیای مونولیتیک و لایه‌ی سمان بیشتر بود. در تحقیق حاضر هم، مقادیر نسبتاً یکسانی از تنش‌های کششی در کراون در مارجین‌های صفر میکرون سمان به ثبت رسید. به نظر می‌رسد مواد با مدول الاستیسیته کمتر سبب توزیع تنش‌های کمتر در لایه‌ی سمان شده و تنش‌های اندکی به دندان تراش خورده منتقل می‌کنند، طوری که در تحقیق حاضر هم کمترین مقادیر تنش‌های ماکزیمم در کاربرد سمان Rely X با کمترین مدول الاستیسیته به ثبت رسید. در تحقیق اخیر، استفاده از عوامل مختلف لوتینگ با مقادیر متفاوت مدول الاستیسیته در الگوی توزیع تنش کراون‌های زیرکونیای مونولیتیک، لایه‌های سمان و دندان اباتمنت مؤثر بوده و کاربرد سمان رزینی به عنوان ماده‌ی لوتینگ روکش‌های زیرکونیای مونولیتیک در این تحقیق پیشنهاد گردید. همچنین در سایر

**تضاد منافع**

تضاد منافی وجود ندارد.

کرمان و بخش مهندسی مکانیک دانشکده فنی و مهندسی  
مجتمع آموزش عالی بم انجام گرفت. بدینوسیله از  
معاونت‌های محترم پژوهشی هر دو دانشگاه جهت همکاری  
با این تحقیق تقدیر و تشکر می‌گردد.

**منابع**

1. Dennison JB SD. Prediction and diagnosis of clinical outcomes affecting restoration margins. *J Oral Rehabil* 2012; 39(4): 301-18.
2. Mahmoodi M, Saeedi A, Hashemipoor M, Amini P. Effect of Oval Posts on Stress Distribution in Endodontically Treated Teeth: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Mashhad Dent Sch* 2017; 41(3): 251-62.
3. Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L. Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997; 78(2): 127-31.
4. Mounica Y, Behera S, Arunachalam S, Srikanth L, Deepthi MN, Susmita M. Influence of Different Cements and Cement Thickness on the Stress Distribution under Occlusal Surfaces of Porcelain-fused-to-metal and Porcelain-fused-to-zirconium Crowns: A Finite Element Analysis. *J Contemp Dent Pract* 2023; 23(12): 1224-9.
5. Ali RH, Kassim M. The Influence of Cement Spacer Thickness on Retentive Strength of Monolithic Zirconia Crowns Cemented with Different Luting Agents (A Comparative in-vitro Study). *Indian J Forensic Med Toxicol* 2021;15(1).
6. Ha SR. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont*. 2015; 7(6): 475-83.
7. Lee H, Park, S., Noh, G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *J Prosthet Dent*. 2019; 121(4): 659-70.
8. Zhang YR DW, Zhou XD, Yu HY. . Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci*. 2014; 6(2): 61-9.
9. De Angelis F, D'Arcangelo C, Buonvivere M, Rondoni GD, Vadini M. Shear bond strength of glass ionomer and resin-based cements to different types of zirconia. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(8): 806-14.
10. Lee J, Park H, Lee J, Seo H. Shear Bonding Strength of Three Cements Luted on Pediatric Zirconia Crowns and Dentin of Primary Teeth. *J Korean Acad Pediatr Dent* 2018; 45(3): 314-23.
11. Abdo SB, Eldarrat AH. Fracture resistance of overtly flaring root canals filled with resin-based obturation material. *Dent Res J (Isfahan)* 2013; 10(1): 59-64.
12. Saber SE, Abu El ,Sadat S, Taha A, Nawar NN, Abdel Azim A. Anatomical Analysis of Mandibular Posterior Teeth using CBCT: An Endo-Surgical Perspective. *Eur Endod J*. 2021; 6(3): 264-70.
13. Rodrigues FP LJ, Silikas N, Ballester RY, Watts DC. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. *Dent Mater*. 2009; 25(6): e47-e55.
14. Rowe AJ, Rayfield EJ. The efficacy of computed tomography scanning versus surface scanning in 3D finite element analysis. *PeerJ* 2022; 10: e13760
15. Lazari PC, Oliveira RCND, Anchieta RB, Almeida EOD, Freitas Junior AC, Kina S, et al. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. *J Appl Oral Sci* 2013; 21(6): 511-7.
16. Salehi Shahraki F, Zamani Z, Rahaeifard M. Analysis of Dental Bridges under Thermomechanical Loading. *J Mashhad Dent Sch* 2023; 47(3): 283-300.
17. Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2001; 23(8): 567-72.
18. Zysset PK, Guo XE, Hoffer CE, Moore KE, Goldstein SA. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *J Biomech* 1999; 32(10): 1005-12.

19. Matori KA, Sayyed MI, Sidek HAA, Zaid MHM, Singh VP. Comprehensive study on physical, elastic and shielding properties of lead zinc phosphate glasses. *J Non-Cryst Solids* 2017; 457: 97-103.
20. Vafae F, Khoshhal M, Rezaei A, Sooltani F, Jalalzadeh M, Yalpaniyan A, et al. Multiple in vitro analyses of fracture resistance in maxillary central incisors restored with fiber posts. *Iran Endod J* 2010; 5(3): 125-30.
21. Al-Tae L, Deb S, Banerjee A. An in vitro assessment of the physical properties of manually- mixed and encapsulated glass-ionomer cements. *BDJ Open* 2020; 6(1): 12.
22. Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012 ;6: 1-8.
23. Rezende CE, Borges AF, Gonzaga CC, Duan Y, Rubo JH, Griggs JA. Effect of cement space on stress distribution in Y-TZP based crowns. *Dent Mater* 2017; 33(2): 144-51.
24. Chung SY, Lee H, Chae YK, Jung YS, Jo SS, Lee KE. Stress distribution in pediatric zirconia crowns depending on different tooth preparation and cement type: a finite element analysis. *BMC Oral Health* 2022; 22(1): 550.
25. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB. Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont* 2018; 31(1): 67–70.
26. Alansary F, Ibraheem A. The Effect of Die Spacer Thickness on Retentive Strength of all Zirconium Crowns (An In vitro Study). *Int J Med Res Health Sci* 2019; 8(1): 22-7.
27. Wilson PR. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 560-4.
28. Abdullah L, Ibraheem A. The Effect of Finishing Line Designs and Occlusal Surface Reduction Schemes on Vertical Marginal Fit of Full Contour CAD/CAM Zirconia Crown Restorations (A comparative in vitro study). *Int J Dent Oral Health* 2017; 4(1): 1-6.
29. Hoang LN, Thompson, GA, Cho SH., Berzins DW, Ahn KW. Die spacer thickness reproduction for central incisor crown fabrication with combined computer-aided design and 3D printing technology: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015; 113(5): 398-404.
30. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20(5): 449-56.
31. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Læg Reid SJ, Kanno T, Milleding P, et al. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand* 2016; 2(1): 12-9.
32. Asai T KR, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J* 2010; 29(6): 661-7.