

تأثیر کراون‌های غیرهمگن روی توزیع تنش‌ها در ریشه و مارجین سرویکال به کمک آنالیز اجزاء محدود

مجتبی محمودی*، علیرضا سعیدی**، مریم السادات هاشمی پور***، پرویز امینی****#

*دانشجوی PhD، بخش مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، ایران

**استاد، بخش مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، ایران

***دانشیار، تشخیص بیماری‌های دهان، مرکز تحقیقات بیماری‌های دهان و دندان، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، ایران

****دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۵/۱۰/۲۱ - تاریخ پذیرش: ۹۶/۱/۲۷

Influence of Inhomogeneous Crowns on Stress Distribution in Tooth Root and Cervical Margin by Finite Element Analysis

Mojtaba Mahmoudi*, Ali Reza Saidi**, Maryam Alsadat Hashemipour***, Parviz Amini****#

* PhD Student, Dept of Mechanical Engineering, School of Engineering, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran.

** Professor, Dept of Mechanical Engineering, School of Engineering, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran.

*** Associate Professor, Dept of Oral Medicine, Kerman Oral and Dental Diseases Research Center, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran.

**** Associate Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran.

Received: 10 January 2017; Accepted: 16 April 2017

Introduction: In the post and core crown restorations, the significant mismatch in the mechanical properties of the crown and dentin leads to stress concentration at dentin and cervical margin. A class of inhomogeneous materials (Functionally Graded Materials) has been proposed for dental crown to reduce the stresses at dentin and cervical margin. The aim of the present study was to investigate the effect of inhomogeneous crowns on stress distribution in tooth root and cervical margin by finite element analysis.

Materials & Methods: For the purpose of the study, a computer model of mandibular first premolar and its surrounding tissues, including periodontal ligament as well as cortical and trabecular bones were modeled. Homogeneous and inhomogeneous crowns were investigated by finite element analysis and the stress distribution results were compared.

Results: Alumina crown resulted in the highest stress at the remaining dentin and cervical margin while inhomogeneous crown graded by index $P=10$ (FGM10) caused the lowest stress.

Conclusions: Finite element analysis showed that, inhomogeneous crowns are preferred than homogeneous crowns. Inhomogeneous crowns tailored in an adequate order may reduce the stress concentration at dentin and cervical margins and consequently reduce the possibility of root/restoration fracture.

Key words: Crown, in-homogeneous, finite element analysis, post-core, margin.

Corresponding Author: p_amini@kmu.ac.ir

J Mash Dent Sch 2017; 41(2): 147-58.

چکیده

مقدمه: اختلاف زیاد خواص مکانیکی کراون با عاج دندان در ترمیم‌های پست-کور کراون منجر به تمرکز تنش در عاج و مارجین سرویکال می‌شود. به منظور کاهش تنش در عاج و مارجین سرویکال، نوعی از مواد غیرهمگن (مواد هدفمند) برای کراون پیشنهاد شده است. هدف مطالعه حاضر، تعیین تأثیر کراون‌های غیرهمگن روی توزیع تنش‌ها در ریشه و مارجین سرویکال به کمک آنالیز اجزای محدود بود.

مواد و روش‌ها: یک مدل کامپیوتری از دندان پرمولر اول پایین و بافت‌های اطراف آن شامل لیگامان پرپودنتال، استخوان‌های کورتیکال و تراپیکولار تهیه شد. کراون‌های همگن و غیرهمگن به کمک آنالیز اجزای محدود بررسی و توزیع تنش‌های آنها با یکدیگر مقایسه شد.

مولف مسؤول، نشانی: کرمان، خیابان شفا، دانشکده دندانپزشکی، گروه پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۹۱۳۱۴۰۴۵۱۹

E-mail: p_amini@kmu.ac.ir

یافته‌ها: کراون آلومینا منجر به بیشترین تمرکز تنش در عاج و مارجین سرویکال شد؛ درحالی که کراون غیرهمگن درجه‌بندی شده با $P=10$ (FGM10) منجر به کمترین تمرکز تنش در عاج و مارجین سرویکال شد.

نتیجه‌گیری: نتایج آنالیز اجزاء محدود نشان داد که کراون‌های غیرهمگن نسبت به کراون‌های همگن برتری دارند. کراون‌های غیرهمگنی که به درستی طراحی شده باشند می‌توانند منجر به کاهش تنش‌ها در عاج و مارجین سرویکال و در نتیجه کاهش احتمال شکست ریشه یا ترمیم شوند.

کلمات کلیدی: کراون، غیرهمگن، آنالیز اجزاء محدود، پست-کور، مارجین. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۶ دوره ۴۱ / شماره ۲: ۵۸-۱۴۷.

مقدمه

که می‌توانند چنین خواصی را داشته باشند. مواد FGM در واقع مواد غیرهمگنی هستند که خواص آنها از یک نقطه تا نقطه دیگر طبق یک ضابطه مشخص تغییر می‌کند و معمولاً برای یک عملکرد خاص طراحی می‌شوند.^(۷) این مواد برای اولین بار در سال ۱۹۸۴ در ژاپن و در صنایع هوا و فضا و در اواخر دهه ۱۹۹۰ در ایمپلنت‌های دندانی مورد استفاده قرار گرفتند.^(۸،۹) توسعه مواد FGM بر مبنای داشتن خواص چند ماده در یک ماده صورت گرفته است. به عنوان مثال مواد سرامیکی مقاومت خوبی در مقابل سایش و خوردگی دارند ولی شکننده هستند. در عوض فلزات شکل‌پذیرند و استحکام کششی بالایی دارند. لذا ترکیب مواد سرامیکی و فلزی به صورت درجه‌بندی شده و هدفمند (ماده FGM بر پایه سرامیک-فلز) می‌تواند مزایای هر دو ماده سرامیک و فلز را در یک ماده داشته باشد.^(۱۰) روش‌های مختلفی برای ساخت مواد FGM وجود دارد از جمله این روش‌ها می‌توان به روش پرس ایزواستاتیک سرد، پرس ایزواستاتیک گرم، اسپارک پلاسما و دترنیگ^۲ و متالوژری پودر اشاره کرد.^(۷) در همه این روش‌ها پودر چند ماده با درصد حجمی‌های مختلف ترکیب و به صورت درجه‌بندی شده درون یک قالب تزریق می‌شود و سپس تحت یک فشار و دمای مشخص قرار می‌گیرد تا شکل قالب را به خود بگیرد. مواد FGM

دندان‌هایی که قسمت زیادی از تاج خود را از دست داده‌اند معمولاً با پست-کور کراون ترمیم می‌شوند.^(۱۱،۱۲) وقتی دندان‌های ترمیم شده با پست-کور کراون تحت نیروهای فانکشنال یا پارافانکشنال قرار می‌گیرند قسمتی از نیرو، از طریق پست-کور و مابقی آن از طریق کراون به عاج منتقل می‌شود. اختلاف زیاد خواص مکانیکی بین پروتز و بافت‌های دندانی منجر به تمرکز تنش در سطوح تماس می‌شود.^(۳،۴) آلومینا و زیرکونیا از جمله موادی هستند که در ساخت کراون مورد استفاده قرار می‌گیرند. از آنجایی که مدول الاستیسیته آلومینا ($E=380$ Gpa) و زیرکونیا ($E=200$ Gpa) خیلی بیشتر از مدول الاستیسیته عاج ($E=18/6$ Gpa) است، لذا این انتظار می‌رود که استفاده از کراون‌های آلومینایی و زیرکونیایی منجر به تمرکز تنش در عاج و مارجین سرویکال شود. ناحیه سرویکال یک ناحیه بحرانی در ترمیم‌های پست-کور کراون است که باید توجه ویژه‌ای به تنش‌های آن شود.^(۴-۶) یک کراون ایده‌آل شاید کراونی باشد که به اندازه کافی سفت است و می‌تواند در مقابل تغییر شکل‌ها و سایش مقاومت کند و همچنین خواص مکانیکی آن در ایتترفیس خیلی نزدیک به عاج است تا مانع تمرکز تنش در ایتترفیس شود. مواد هدفمند (FGMs^۱) موادی هستند

به لایه دیگر به صورت تدریجی تغییر می‌کند. هرچند مدل‌های سه بعدی نسبت به مدل‌های دو بعدی نتایج قابل اطمینان‌تری را فراهم می‌کند اما تهیه مدل سه‌بعدی و لایه‌ای تاج به واسطه هندسه نامنظمی که دارد خیلی پیچیده است. لذا در این مطالعه برای اینکه بتوان کران را به صورت غیرهمگن مدل کرد از یک مدل دو بعدی دندان پرمولر استفاده شد. یک دندان پرمولر اول پایین همراه با بافت‌های اطراف آن مطابق با متوسط ابعاد آناتومی ارائه شده در منابع قبلی، به کمک نرم‌افزار SolidWorks; Dassault Systemes SolidWorks Corp. تهیه شد.^(۱۵-۱۷)

ضخامت لیگامان پرپودنتال (PDL) به عمق و سن بستگی دارد و معمولاً بین ۰/۱۵-۰/۲۵ mm تغییر می‌کند. در همه مدل‌ها ضخامت PDL به طور متوسط ۰/۲ mm و ضخامت سمان ۰/۱ mm در نظر گرفته شد.^(۱۸،۱۹) از آنجایی که در سمت فانکشنال کاسپ‌های لینگوال دندان‌های بالا با کاسپ‌های باکال دندان‌های پایین تماس پیدا می‌کنند و راستای نیروهایی که به هم وارد می‌کنند در صفحه باکولینگوالی است^(۲)، لذا در آنالیز اجزاء محدود یک مقطع باکولینگوالی از دندان پرمولر اول پایین با ضخامت ۳ mm مطابق با متوسط ضخامت بعد مزپودنتالی دندان پرمولر اول پایین مدل شد. برای شبیه‌سازی ترمیم پست-کور کران، تاج دندان از ۲ mm بالای ناحیه سرویکال برداشته شد و یک پست-کور ریختگی از جنس طلا مطابق با مطالعه Holmes و همکارانش^(۲۰) و یک کران مطابق با شکل آناتومی تاج دندان جایگزین آن شد (شکل 1a). جهت نزدیک شدن شرایط آنالیز به شرایط کلینیکی، پست-کور کران به نحوی مدل شدند که ۲ mm ضخامت در کاسپ‌های فانکشنال و ۱/۵ mm ضخامت در کاسپ‌های نان-فانکشنال فراهم شود. به منظور شبیه‌سازی مدل FGM در تحلیل اجزاء محدود، کران به ۸ لایه

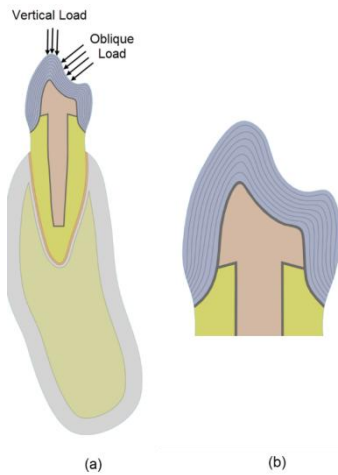
اخیراً در دندانپزشکی توسعه یافته‌اند. به عنوان مثال: Abu Kasim و همکارانش^(۱۱) توزیع تنش در دندان‌های ترمیم شده با پست‌های ساخته شده از مواد FGM را مورد بررسی قرار دادند. آنها یک ماده FGM بر پایه آلومینا/زیرکونیا، تیتانیوم و هیدروکسی‌آپاتیت را مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که پست‌های ساخته شده از مواد FGM توزیع تنش بهتری نسبت به پست‌های تیتانیومی و زیرکونیایی دارند. Matsuo و همکارانش^(۱۲) پست‌های ساخته شده از مواد FGM بر پایه مواد رزینی را مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که پست‌های ساخته شده از مواد FGM موجب کاهش تنش در ناحیه اپکس دندان می‌شود. Hedia و همکارانش^(۱۳) و Wang و همکارانش^(۱۴) ایمپلنت‌های دندانی ساخته شده از مواد FGM را مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که ایمپلنت‌ها دندانی ساخته شده از مواد FGM توزیع تنش بهتری نسبت به ایمپلنت‌های تیتانیومی دارند. به هر حال تاکنون تحقیقی در خصوص کران‌های ساخته شده از مواد FGM گزارش نشده است.

هدف این مطالعه بررسی تاثیر کران‌های غیرهمگن ساخته شده از مواد FGM روی توزیع تنش‌ها در دندان‌های ترمیم شده با پست-کور کران به کمک روش آنالیز اجزاء محدود (FEA^۱) می‌باشد. آنالیز اجزاء محدود یک روش عددی کارآمد در تحلیل هندسه‌های پیچیده می‌باشد.

مواد و روش‌ها

در آنالیز اجزاء محدود، یکی از روش‌های رایج تحلیل مواد غیرهمگن، تقسیم هندسه به تعدادی لایه نازک با خواص همگن می‌باشد که خواص بین لایه‌ها از یک لایه

تقریباً یکسان تقسیم شد (شکل 1b). هر اندازه این تقسیم بندی بیشتر باشد مدل FGM دقیق‌تر شبیه‌سازی می‌شود ولی زمان انجام آنالیز را افزایش می‌دهد. از آنجایی که تعداد تقسیم‌بندی‌های بیشتر از ۸ لایه تفاوت کمی با تعداد ۸ لایه در نتایج آنالیز اجزاء محدود داشت، لذا تعداد ۸ لایه برای تقسیم‌بندی کراون انتخاب شد. هر چند تقسیم‌بندی مدل FGM به صورت لایه لایه لزوماً مدل پیوسته FGM را شبیه‌سازی نمی‌کند ولی تقسیم آن به صورت لایه لایه یک تقریب قابل قبول را در آنالیز اجزاء محدود تضمین می‌کند.^(۲۱) پس از اتمام فرآیند شبیه‌سازی، جهت انجام آنالیز اجزاء محدود نمونه‌ها وارد محیط نرم‌افزار تحلیلی Abaqus/CAE; Dassault Systemes در این نرم‌افزار مکانیکی Simulia Corp شدند. در این نرم افزار خواص مکانیکی اجزاء مطابق با داده‌های نشان داده شده در جدول ۱ به هر یک از اجزاء نسبت داده شد. به جز کراون، خواص مکانیکی بقیه مواد به صورت همگن و ایزوتروپیک در نظر گرفته شد.^(۲۲،۲۳) جنس کراون به دو صورت همگن (آلومینا و زیرکونیا) و غیرهمگن (FGM) در نظر گرفته شد. مواد FGM در نظر گرفته شده در این تحقیق به صورت ترکیبی از مواد هیدروکسی‌آپاتیت، آلومینا و تیتانیوم بود که با درصد حجمی‌های مختلف به صورت درجه‌بندی شده با هم ترکیب شده بودند. هیدروکسی-آپاتیت یک ماده با مدول الاستیسیته (E) کم است و وجود آن در کراون FGM موجب افزایش سازگاری کراون با عاج دندان می‌شود. از آنجایی که استحکام هیدروکسی-آپاتیت کم است وجود فلز تیتانیوم در ترکیب FGM استحکام آن را افزایش می‌دهد. در کراون FGM مدول الاستیسیته لایه داخلی آن که در تماس با عاج و کور است برابر با $E_i = 59/23$ Gpa معادل با ترکیب Ti ۲۵٪، HA ۷۵٪ و مدول الاستیسیته لایه بیرونی آن برابر با

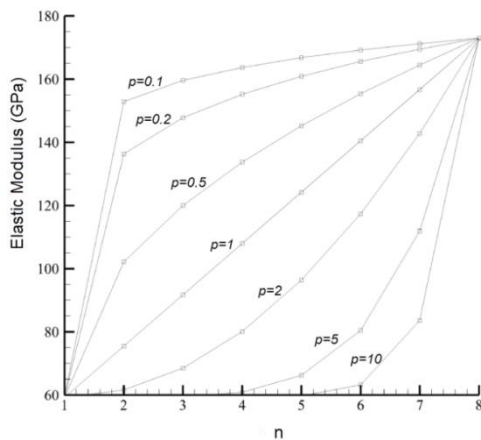


شکل ۱: (a) مدل دندان و بافت‌های اطراف آن، (b) تقسیم کراون به تعداد ۸ لایه تقریباً یکسان جهت شبیه‌سازی کراون FGM

تابع توانی تغییرات مدول الاستیسیته کراون به صورت ضابطه زیر در نظر گرفته شد:

$$E_n = E_i + (E_o - E_i) \times \left(\frac{n-1}{m-1}\right)^p$$

که در این رابطه E_n مدول الاستیسیته لایه n ام، E_i و E_o به ترتیب مدول‌های الاستیسیته لایه داخلی (لایه اول) و لایه خارجی (لایه آخر) هستند. m تعداد کل لایه‌ها و p توان تابع توانی است که نرخ تغییرات خواص را کنترل می‌کند. در شکل ۲ تغییرات مدول الاستیسیته کراون نسبت به لایه‌ها برای توان‌های مختلف نشان داده شده است. از آنجایی که اختلاف نسبت پواسون (ν) مواد تشکیل دهنده



شکل ۲: تغییرات مدول الاستیسیته در بین لایه‌ها برای توان‌های مختلف تابع FGM

جدول ۱: خواص مواد

نسبت پواسون	مدول الاستیسیته (GPa)	مواد
۰/۳۱	۱۸/۶	عاج ^(۳۲و۳۶)
۰/۳	۱۳/۷	استخوان کورتیکال ^(۱۴و۳۶)
۰/۳	۱/۳۷	استخوان اسفنجی ^(۱۴و۳۶)
۰/۴۵	۰/۰۶۸۹	لیگامنت ^(۳۶)
۰/۲۷	۴۰	هیدروکسی آپاتیت ^(۷و۱۱)
۰/۳۵	۱۱۰	تیتانیوم ^(۷)
۰/۲۵	۳۸۰	آلومینا ^(۱۱)
۰/۳۳	۲۰۰	زیرکونیا ^(۱۱)
۰/۳۳	۹۳	طلا ^(۳و۳۷و۳۸)
۰/۳۵	۸/۳	سمان ^(۱۱و۳۸)

یافته‌ها

نتایج اجزاء محدود نشان داد که تحت بار مایل حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در ریشه مستقل از جنس کراون می‌باشد. تحت بار مایل حداکثر تنش کششی در سمت لینگوال و حداکثر تنش فشاری در سمت باکال و در ناحیه یک سوم

FGM کمتر از ۰/۰۱ است لذا مقدار نسبت پواسون در همه لایه‌ها برابر با مقدار میانگین $\nu=0/28$ در نظر گرفته شد.

نیروی اعمالی در دو حالت به صورت یک بار توزیع شده روی کاسپ‌های فانکشنال مطابق زیر در نظر گرفته شد:

(۱) بار ۱۰۰ N به صورت عمودی جهت شبیه‌سازی نیروی‌های براکسیسم^(۱۱)

(۲) بار ۱۰۰ N به صورت مایل تحت زاویه ۴۵ درجه جهت شبیه‌سازی نیروهای جونده^(۱۱و۲۵و۳۶)

(۳) تماس در بین تمام اجزاء به صورت کاملاً باند شده و سطح بیرونی استخوان کورتیکال به صورت ثابت در نظر گرفته شد. تمام نمونه‌ها با المان‌های مثلثی ۶ گره‌ای با دو درجه آزادی در هر گره المان بندی شدند و جهت دستیابی به تعداد مناسب المان‌ها، آنالیز حساسیت به مش نیز انجام شد که نهایتاً نمونه‌ها با ۲۰۳۸۹ المان و ۴۱۲۴۸ گره المان بندی شدند.

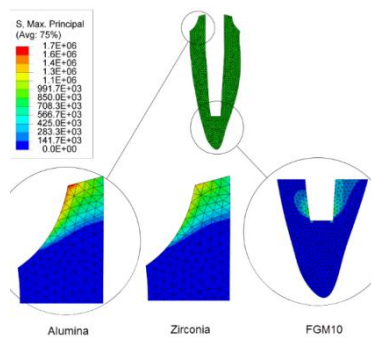
جهت رسیدن به اهداف این تحقیق، ۹ آنالیز اجزاء محدود انجام شد: ۷ آنالیز با کراون‌های FGM مطابق با $P=0/5$, $(FGM0/2)$ $P=0/2$, $(FGM0/1)$ $P=0/1$, $(FGM0/5)$ $P=5$, $(FGM2)$ $P=2$, $(FGM1)$ $P=1$, $(FGM5)$ و $(FGM10)$ $P=10$ و دو آنالیز با کراون‌های همگن از جنس آلومینا و زیرکونیا. از آنجایی که هدف این مطالعه تنها بررسی اثر جنس کراون بود لذا در تمام نمونه‌ها هندسه، تعداد المان‌ها و شرایط مرزی کاملاً یکسان در نظر گرفته شد.

از نظر مکانیکی عاج، سمان، و سرامیک‌ها در گروه مواد شکننده دسته‌بندی می‌شوند. لذا در آنالیز اجزاء محدود تنش‌های اصلی یعنی حداکثر تنش‌های کششی و فشاری مبنای مقایسه نمونه‌ها قرار گرفت.^(۲۱و۲۷-۳۰)

جدول ۲: حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در عاج دندان تحت

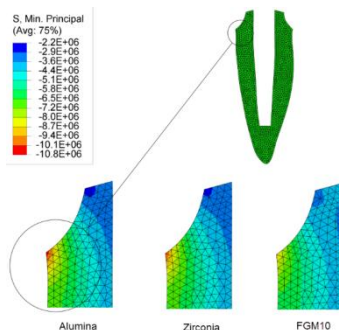
نیروهای عمودی

جنس کراون	حداکثر تنش کششی (MPa)	حداکثر تنش فشاری (MPa)
آلومینا	۱/۷	۱۰/۸
زیرکونیا	۱/۴	۱۰/۳
FGM۰/۱	۱/۳	۱۰/۱
FGM۰/۲	۱/۲	۱۰
FGM۰/۵	۱/۱	۹/۸
FGM۱	۱/۱	۹/۶
FGM۲	۰/۹۹	۹/۳
FGM۵	۰/۹۹	۹/۱
FGM۱۰	۰/۹۹	۹



شکل ۳: توزیع تنش‌های کششی در عاج دندان تحت بار عمودی

100 N



شکل ۴: توزیع تنش‌های فشاری در عاج دندان تحت بار عمودی

100 N

کروناالی ریشه اتفاق افتاد. همچنین نتایج نشان داد تحت بار عمودی، تنش در ریشه متأثر از جنس کراون می‌باشد (جدول ۲). تحت بار عمودی حداکثر تنش کششی در ترمیم‌های انجام شده با کراون‌های آلومینا، زیرکونیا، FGM۰/۱، FGM۰/۲، FGM۰/۵ و FGM۱ در یک سوم کروناالی ریشه رخ داد در حالی که در ترمیم‌های انجام شده با FGM۲، FGM۵ و FGM۱۰ در یک سوم اپیکالی ریشه اتفاق افتاد. همچنین تحت بار عمودی در تمام نمونه‌ها حداکثر تنش فشاری در ریشه در یک سوم کروناالی ریشه متمرکز شد. نتایج ارائه شده در جدول ۲ نشان می‌دهد تحت بار عمودی کراون زیرکونیا موجب تمرکز تنش کمتری در ریشه نسبت به کراون آلومینا می‌شود و کراون‌های FGM نسبت به کراون‌های همگن (آلومینا و زیرکونیا) تمرکز تنش کمتری را در ریشه ایجاد می‌کنند. علاوه بر این با افزایش توان تابع FGM تنش‌ها در ریشه کاهش می‌یابد طوری که کراون ساخته شده از FGM۱۰ تنش‌های حداکثر کششی و فشاری در ریشه را به کمترین سطح خود می‌رساند.

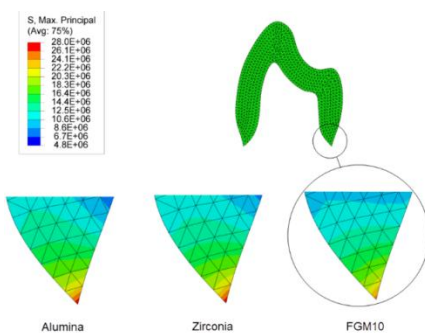
جهت نشان دادن تنش‌ها در نواحی یک سوم کروناالی و اپیکالی ریشه، یعنی جاهایی که تنش‌ها متمرکز می‌شوند، المان‌های این نواحی از بقیه مدل جدا شدند و تنش‌های کششی و فشاری در حالت بار عمودی به ترتیب در شکل‌های ۳ و ۴ نشان داده شده‌است. در این شکل‌ها رنگ آبی بیانگر نواحی بدون تنش و رنگ قرمز بیانگر نواحی داری تمرکز تنش است. لازم به ذکر است که حداقل مقدار منفی نشان داده شده در شکل ۴ به معنی حداکثر تنش فشاری است که با رنگ قرمز نشان داده شده است.

مقایسه با بارهای عمودی تنش بیشتری را در سمان ایجاد کردند. همچنین کراون‌های غیرهمگن (FGM) در مقایسه با کراون‌های همگن تمرکز تنش کمتری را در سمان ایجاد کردند. با افزایش توان p تنش‌های کششی و فشاری در سمان کاهش یافت (جدول ۴). تحت بار مایل حداکثر تنش‌های کششی در سمان در ناحیه مارجین سرویکال و در سمت لینگوال و حداکثر تنش‌های فشاری در ناحیه مارجین سرویکال و در سمت باکال رخ داد. حداکثر تنش‌های کششی ایجاد شده در سمان تحت بار مایل برای ترمیم‌های انجام شده با کراون‌های آلومینا، زیرکونیا و FGM۱۰ در شکل ۶ نشان داده شده است.

حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در مارجین کراون در هر دو حالت بار عمودی و مایل متأثر از جنس کراون بود و با افزایش توان p تنش‌ها کاهش یافت طوری که استفاده از کراون FGM۱۰ تنش‌های کششی و فشاری در مارجین کراون را تحت هر دو شرایط بارگذاری به حداقل مقدار خود رساند (جدول ۳). در شکل ۵ توزیع تنش‌ها در مارجین کراون‌های آلومینا، زیرکونیا و FGM۱۰ در حالت بارگذاری مایل نشان داده شده است. در تمام نمونه‌ها، تحت بار عمودی حداکثر تنش‌های کششی ایجاد شده در سمان در مقایسه با حداکثر تنش‌های فشاری قابل صرف نظر بود. بارهای مایل در

جدول ۳: حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در مارجین کراون

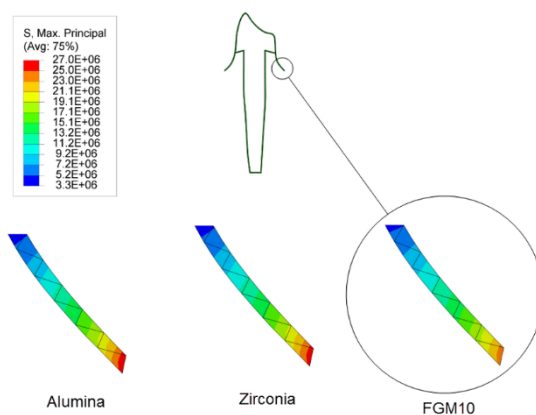
جنس کراون	تحت بار عمودی		تحت بار مایل	
	حداکثر تنش کششی (MPa)	حداکثر تنش فشاری (MPa)	حداکثر تنش کششی (MPa)	حداکثر تنش فشاری (MPa)
آلومینا	۱/۶	۱۳/۵	۲۸	۳۶/۸
زیرکونیا	۱/۲	۱۲/۴	۲۷/۸	۳۵/۶
FGM۰/۱	۱	۱۳/۴	۲۸	۳۸
FGM۰/۲	۰/۹۴	۱۳/۲	۲۷/۸	۳۷/۸
FGM۰/۵	۰/۹۱	۱۲/۸	۲۷/۵	۳۶/۷
FGM۱	۰/۸۶	۱۲/۱	۲۶/۸	۳۴/۸
FGM۲	۰/۷۸	۱۱/۲	۲۶/۱	۳۳/۱
FGM۵	۰/۶۸	۱۰/۴	۲۵/۴	۳۱/۶
FGM۱۰	۰/۶۳	۱۰/۱	۲۵/۲	۳۱/۳



شکل ۵: توزیع تنش‌های کششی در ناحیه مارجین کراون تحت بار مایل ۱۰۰ N

جدول ۴: حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در سمان تحت بارهای عمودی و فشاری

تحت بار مایل		تحت بار عمودی		جنس کراون
حداکثر تنش فشاری (MPa)	حداکثر تنش فشاری (MPa)	حداکثر تنش فشاری (MPa)	حداکثر تنش فشاری (MPa)	
۳۴	۲۷	۱۱/۵	۱۱/۵	آلومینا
۳۳/۹	۲۶/۶	۱۰/۹	۱۰/۹	زیرکونیا
۳۳/۶	۲۶	۱۰/۷	۱۰/۷	FGM0.1
۳۳/۴	۲۵/۹	۱۰/۶	۱۰/۶	FGM0.2
۳۳	۲۵/۷	۱۰/۴	۱۰/۴	FGM0.5
۳۲/۳	۲۵/۳	۱۰/۱	۱۰/۱	FGM1
۳۱/۴	۲۴/۸	۹/۸	۹/۸	FGM2
۳۰/۷	۲۴/۴	۹/۴	۹/۴	FGM5
۳۰/۵	۲۴/۳	۹/۳	۹/۳	FGM10



شکل ۶: توزیع تنش‌های کششی در مارجین سمان تحت بار مایل ۱۰۰ N

بحث

نتایج ارائه شده در این تحقیق بر مبنای حداکثر تنش‌های کششی و فشاری بود. از آنجایی که استحکام‌های کششی و فشاری همه مواد مورد استفاده جهت پیش‌بینی شکست در دسترس نبود. لذا حداکثر تنش‌های اصلی مبنای مقایسه نمونه‌ها قرار گرفت. در واقع کاهش تنش در نمونه‌ها احتمال شکست آنها را کاهش می‌دهد.^(۳۱)

نتایج اجزاء محدود نشان داد که استفاده از کراون‌های غیرهمگن نسبت به کراون‌های همگن موجب کاهش تنش در ریشه و مارجین سرویکال می‌شود. در واقع کراون‌های همگن به واسطه اختلاف خواص مکانیکی زیادی که با ریشه دارند موجب تمرکز تنش در ریشه و اینترفیس می‌شوند و هر اندازه این اختلاف بیشتر باشد تمرکز تنش نیز بیشتر می‌شود. همانطور که نتایج هم نشان داد کراون آلومینا که اختلاف مدول الاستیسیته زیادی با ریشه دارد تمرکز تنش بیشتری را نسبت به زیرکونیا ایجاد کرد. کراون‌های غیرهمگن اگر به خوبی طراحی شده باشند، در محل تماس با ریشه اختلاف خواص کمتری با ریشه دارند و در نتیجه مانع تمرکز تنش در اینترفیس و ریشه می‌شوند. با توجه به کراون ساخته شده از FGM۱۰ به واسطه اینکه اختلاف خواص مکانیکی کمتری با ریشه در ناحیه سرویکال دارد تنش‌های کششی و فشاری را در این ناحیه به کمترین سطح خود نسبت به سایر کراون‌ها رساند.

نتایج نشان داد که تحت بار مایل، تنش‌ها در ریشه مستقل از جنس کراون هستند. در واقع بارگذاری مایل منجر به ایجاد خمش در دندان و در نتیجه ایجاد تنش‌های کششی در سمت لینگووال و فشاری در سمت باکال می‌شود و از آنجایی که مقدار گشتاور خمشی ناشی از بارهای مایل به مقدار نیرو و فاصله عمودی محل اعمال بار تا محل تمرکز تنش بستگی دارد لذا این انتظار می‌رود

که تحت بار مایل جنس کراون تاثیری روی تنش‌ها در ریشه نداشته باشد.

طبق نتایج اجزاء محدود، استفاده از کراون‌های غیرهمگن منجر به کاهش تنش در ریشه و ناحیه سرویکال شد، با افزایش توان تابع FGM حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در مارجین کراون و سمان کاهش یافت. کراون‌هایی با مدول الاستیسیته بالا مثل آلومینا ($E=380$ GPa) منجر به تمرکز بیشترین مقدار تنش در ناحیه سرویکال شد. کراون FGM۱۰ با مدول الاستیسیته درجه بندی شده (بین $E=59/23-172/97$ GPa) منجر به تمرکز کمترین مقدار تنش در ناحیه سرویکال شد.

از مقایسه کراون‌های همگن با یکدیگر می‌توان این نتیجه را گرفت که افزایش مدول الاستیسیته از زیرکونیا به آلومینا منجر به افزایش تنش در ریشه و مارجین سرویکال می‌شود. Jiang و همکارانش^(۳۲) نشان دادند که ترمیم‌های با مدول الاستیسیته بالاتر تمرکز تنش بیشتری را ایجاد می‌کنند. González و همکارانش^(۶) نشان دادند که کراون‌هایی که دارای مدول الاستیسیته بالا هستند منجر به تمرکز تنش در ناحیه سرویکال می‌شوند که یافته‌های این محققان نتایج این تحقیق را تایید می‌کند.

از مقایسه تنش‌های ناشی از بارگذاری‌های مایل و عمودی می‌توان به این نتیجه رسید که بارهای مایل تنش‌های بیشتری را در ریشه دندان نسبت به بارهای عمودی ایجاد می‌کنند، این نتیجه با نتایج ارائه شد توسط Fu و همکارانش^(۳۸) تطابق دارد.

استحکام کششی و فشاری عاج دندان به ترتیب برابر با 104 MPa و 297 MPa می‌باشد.^(۳۳،۳۴) از آنجایی که حداکثر تنش‌های کششی و فشاری ناشی از بار 100 N در عاج دندان در هر دو حالت بارگذاری (عمودی و مایل) از استحکام‌های کششی و فشاری عاج کمتر بودند، لذا

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیت‌های این تحقیق نتایج زیر را می‌توان از این مطالعه برداشت کرد:

۱. حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در ریشه دندان تحت بار مایل مستقل از جنس کراون است. تحت بار مایل حداکثر تنش کششی در سمت لینگوال و حداکثر تنش فشاری در سمت باکال ریشه دندان پرمولر اول پایین رخ می‌دهد.
۲. تحت بار عمودی کراون‌های غیرهمگن ساخته شده از FGM۱۰ تنش‌های کمتری را در ریشه نسبت به کراون‌های آلومینا و زیرکونیا ایجاد می‌کند.
۳. تحت هر دو شرایط بارگذاری (عمودی و مایل) کراون‌های غیرهمگن ساخته شده از FGM۱۰ منجر به تمرکز تنش‌های کمتری در ناحیه مارجین سرویکال می‌شوند.
۴. کراون زیرکونیا نسبت به کراون آلومینا منجر به تمرکز تنش کمتری در ریشه و ناحیه سرویکال می‌شود.
۵. بارهای مایل از نظر تمرکز تنش نسبت به بارهای عمودی مخرب‌تر هستند.

می‌توان این نتیجه را گرفت که تحت بار ۱۰۰ N احتمال شکست ریشه خیلی کم است. البته نیروهای فانکشنال و پارافانکشنال ممکن است در عمل بیشتر از ۱۰۰ N باشند. علاوه بر این اگر نیروهای فانکشنال روی دندان‌های ترمیم شده به صورت مکرر اعمال شوند کاهش تنش‌ها به طور قابل ملاحظه‌ای منجر به کاهش خطر شکست خستگی می‌شود.^(۱۲و۳۵) لذا می‌توان نتیجه گرفت که کراون‌های غیرهمگن (FGM۱۰) بواسطه کاهش تنش در دندان‌های ترمیم شده با پست-کور کراون منجر به کاهش خطر شکست آنها می‌شوند.

در این تحقیق یک آنالیز دو بعدی به کمک روش اجزاء محدود روی دندان‌های درمان ریشه شده و پر شده با پست-کور کراون انجام گرفت تا تاثیر کراون‌های غیرهمگن ساخته شده از مواد FGM روی توزیع تنش‌ها بررسی شود. ضخامت یکنواخت سمان و آنالیز دو بعدی نمونه‌ها از جمله محدودیت‌های این تحقیق هستند که شاید رفع آنها منجر به نتایج مطمئن‌تری شود. البته رفع این محدودیت‌ها منجر به پیچیدگی مدلینگ و آنالیز اجزاء محدود می‌شود.

منابع

1. Amarante MV, Pereira MV, Darwish FA, Camarão AF. Stress prediction in a central incisor with intra-radicular restorations. Mater Res 2011; 14(2): 189-94.
2. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, et al. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 4th ed. Hanover Park: Quintessence; 2012. P. 214, 17-18.
3. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. J Biomech 2005; 38(12): 2375-89.
4. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. Dent Mater 2006; 22(11): 1035-44.
5. González-Lluch C, Pérez-González A. Analysis of the effect of design parameters and their interactions on the strength of dental restorations with endodontic posts, using finite element models and statistical analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2016; 19(4): 428-39.
6. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. J Prosthet Dent 2002; 88(4): 442-8.

7. Mehrali M, Shirazi FS, Mehrali M, Metselaar HSC, Kadri NAB, Osman NAA. Dental implants from functionally graded materials. *J Biomed Mater Res A* 2013; 101(10): 3046-57.
8. Rahbar N, Soboyejo W. Design of functionally graded dental multilayers. *Fatigue Fract Eng M* 2011; 34(11): 887-97.
9. Kaman M, Celik N. Effects of thread dimensions of functionally graded dental implants on stress distribution. *World Acad Sci Engin Tech* 2013; 78: 2020-6.
10. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008; 30(2): 218-25.
11. Abu Kasim NH, Madfa AA, Hamdi M, Rahbari GR. 3D-FE analysis of functionally graded structured dental posts. *Dent Mater J* 2011; 30(6): 869-80.
12. Matsuo S, Watari F, Ohata N. Fabrication of a functionally graded dental composite resin post and core by laser lithography and finite element analysis of its stress relaxation effect on tooth root. *Dent Mater J* 2001; 20(4): 257-74.
13. Hedia H. Design of functionally graded dental implant in the presence of cancellous bone. *J Biomed Mater Res B* 2005; 75(1): 74-80.
14. Wang F, Lee H, Lu C. Thermal-mechanical study of functionally graded dental implants with the finite element method. *J Biomed Mater Res A* 2007; 80(1): 146-58.
15. Katranji A, Misch K, Wang H-L. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol* 2007; 78(5): 874-8.
16. Nelson SJ, Ash MM. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 9th ed. St. Louis: W.B. Saunders Co; 2014. P. 159.
17. Watanabe H, Abdul MM, Kurabayashi T, Aoki H. Mandible size and morphology determined with CT on a premise of dental implant operation. *Surg Radiol Anat* 2010; 32(4): 343-9.
18. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent* 2008; 99(2): 131-40.
19. Pietrzak G, Curnier A, Botsis J, Scherrer S, Wiskott A, Belser U. A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2002; 5(2): 91-100.
20. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2): 140-7.
21. Lin D, Li Q, Li W, Zhou S, Swain MV. Design optimization of functionally graded dental implant for bone remodeling. *Compos Part B-Eng* 2009; 40(7): 668-75.
22. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J* 2008; 27(4): 499-507.
23. Poiate IA, Vasconcellos AB, Andueza A, Pola IR, Poiate E. Three dimensional finite element analyses of oral structures by computerized tomography. *J Biosci Bioeng* 2008; 106(6): 606-9.
24. Madfa AAA. Development of functionally graded composite for fabrication of dental post. [Doctor of Philosophy Thesis]. Malaysia. Department of conservative dentistry, University of Malaya; 2011.
25. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4): 321-9.
26. Lin CL, Chang CH, Cheng CS, Wang CH, Lee HE. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput Method Program Biomed* 1999; 59(3): 187-95.
27. Budynas RG, Nisbett JK. *Shigley's Mechanical Engineering Design*. 9th ed. New York: McGraw-Hill Co; 2004. P. 219.
28. Fu G, Deng F, Wang L, Ren A. The three-dimension finite element analysis of stress in posterior tooth residual root restored with postcore crown. *Dent Traumatol* 2010; 26(1): 64-9.
29. Ichim I, Kuzmanovic D, Love R. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J* 2006; 39(6): 443-52.
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. Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002; 28(9): 629-33.

32. 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.
33. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Philadelphia: Mosby Co; 2006. P. 84.
34. Sano H, Ciucchi B, Matthews W, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994; 73(6): 1205-11.
35. Shi L, Fok AS, Qualtrough A. A two-stage shape optimization process for cavity preparation. *Dent Mater* 2008; 24(11): 1444-53.
36. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomater* 2002; 23(13): 2667-82.
37. 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.
38. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *J Prosthet Dent* 2007; 98(2): 89-100.