



The Effect of Canal Cross-Section and Dentinal Thickness on the Stress Distribution in Root Dentin using the Finite Element Method

Parsaeian, Mohsen¹ / Eslami, Yasin² / Jafari, Mohammad^{3*} / Jalili, Mohammad-Mahdi⁴ / Kazemipoor, Maryam⁵

¹ - M.Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

² - B.Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

³ - Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

⁴ - Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

⁵ - Associate Professor, Department of Endodontics, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2029819.1901

Received: 21 May 2024

Revised: 5 August 2024

Accepted: 21 August 2024

KEYWORDS

Finite Element
Root Canal Size
Stress Distribution
Dentinal Thickness
Canal Cross-Section

ABSTRACT

Determining the optimum thickness in different root canal cross-sections is very important in root canal treatment. Reducing the stress in the interface of the tooth wall and the filling material is the interest of many researchers in the field of dentistry. In this article, the effect of the dimensions of oval, circular, hourglass and kidney shaped canals in the anterior and premolar teeth on the stresses created in the restored tooth components was investigated. For this purpose, tooth components were modeled in Solid works software after 3D scanning. Next, the canals with an elliptical, circular, hourglass, and kidney-shaped cross-sections in three different sizes were reconstructed in the corresponding teeth. Then, they were analyzed by the finite element method under the effect of the force caused by chewing inside the Abaqus software. Using this model, the stress in the tooth wall as well as in the filling material is calculated for different dimensions of the canal surface. The simulation results show that the highest stress occurs in the upper part of the tooth. Also, the comparison of the stresses in the tooth wall showed that with the increase in the size of the canal, the amount of stress applied to the tooth wall increased and as a result, the tooth will be damaged and fractured in a shorter period.

***Corresponding Author**

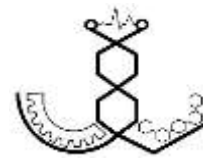
Address: Department of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

Postal Code: 89158-18411

E-Mail: m.jafari@yazd.ac.ir

Tel: +98-35-31232565





بررسی تاثیر سطح مقطع کانال و ضخامت عاجی بر تنش‌های وارده به عاج دندان با استفاده از روش المان محدود

پارسائیان، محسن^۱ / اسلامی مهدی‌آبادی، یاسین^۲ / جعفری گلوپیک، محمد^{۳*} / جلیلی، محمدمهدی^۴ / کاظمی پور، مریم^۵

- ^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۲ - دانشجوی کارشناسی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۳ - استادیار، گروه جامدات و ساخت، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۴ - دانشیار، گروه دینامیک و کنترل، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۵ - دانشیار، گروه اندو، دانشکده‌ی دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی، یزد، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2029819.1901

پذیرش: ۳۱ مرداد ۱۴۰۳

بازنگری: ۱۵ مرداد ۱۴۰۳

ثبت در سامانه: ۱ خرداد ۱۴۰۳

چکیده

واژه‌های کلیدی

مبحث تعیین نحوه‌ی توزیع تنش‌های ایجاد شده در عاج دندان در سطح مقطع‌های مختلف کانال‌های درمان ریشه شده به منظور کاهش فشار وارده بر عاج دندان و مواد پرکننده، مورد علاقه‌ی بسیاری از محققان در زمینه‌ی دندان‌پزشکی است. در این پژوهش تاثیر ابعاد کانال‌های بیضوی، دایروی، ساعت‌شنی و کلیوی شکل در دندان‌های پرمولار و قدامی بر تنش‌های ایجاد شده در اجزای دندان ترمیم شده بررسی شده است. برای این منظور اجزای چهار دندان مشخص شده پس از اسکن سه‌بعدی در نرم‌افزار سالی‌دورکس مدل‌سازی شده است. سپس کانال‌هایی با سطح مقطع بیضوی، دایروی، ساعت‌شنی و کلیوی شکل با سه ضخامت عاجی مختلف در دندان‌های متناظر آن ایجاد شده و سپس تحت تاثیر نیروی ناشی از جویدن در داخل نرم‌افزار آباکوس به روش اجزای محدود مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است. با استفاده از این مدل‌ها، تنش در دیواره‌ی دندان و هم‌چنین در مواد پرکننده برای ابعاد مختلف تمام کانال‌ها محاسبه گردیده است. نتایج شبیه‌سازی نشان داده که بیش‌ترین تنش در قسمت باکال دندان‌ها رخ داده است. هم‌چنین مقایسه‌ی تنش‌های موجود در دیواره‌ی دندان‌ها نشان داده که با افزایش اندازه‌ی کانال و کاهش ضخامت عاج ریشه، میزان تنش وارده به دیواره‌ی دندان‌ها افزایش یافته و در نتیجه دندان‌ها در مدت زمان کوتاه‌تری آسیب دیده و شکسته می‌شوند.

آنالیز اجزای محدود

درمان ریشه‌ی دندان

توزیع تنش

ضخامت جداره‌ی کانال

سطح مقطع کانال

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه جامدات و ساخت، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

تلفن: ۳۵-۳۱۲۳۲۵۶۵+۹۸

پست الکترونیکی: m.jafari@yazd.ac.ir

کد پستی: ۸۹۱۵۸-۱۸۴۱۱



۱- مقدمه

درمان ریشه‌ی دندان به یکی از اصلی‌ترین درمان‌های دندان پزشکی اتلاق می‌شود که جهت حفظ دندان طبیعی و کاهش درد ناشی از عفونت دندان صورت می‌گیرد. پوسیدگی و عفونت دندان از طرق مختلف منجر به آسیب دندان شده و در مرحله‌ی اول پوسیدگی دندان ایجاد می‌شود که نیاز به ترمیم دارد. در صورت عدم درمان به موقع، عفونت و پوسیدگی دندان از سخت‌ترین قسمت دندان (مینای دندان) عبور کرده و بعد از عبور از عاج دندان به ناحیه‌ی پالپ (بافت نرم داخل دندان) و محفظه‌ی عصب رسیده و منجر به درگیر شدن عصب دندان می‌شود. این شرایط منجر به افزایش حجم پالپ و افزایش فشار داخلی درون دندان و در نهایت موجب احساس درد در دندان می‌شود و در این حالت نیاز به درمان ریشه وجود دارد.

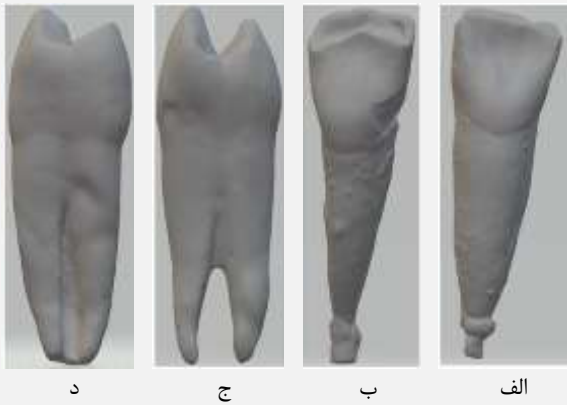
طی فرایند درمان ریشه‌ی دندان، بافت نرم ریشه‌ی دندان عفونی خارج شده، کانال ریشه تمیز و شکل داده شده و در نهایت پر کردن و ترمیم دندان مانع نفوذ باکتری به دندان عصب‌کشی شده می‌شود. بسته به نوع دندان، شکل کانال ریشه متفاوت است. ابعاد این کانال می‌تواند تاثیر زیادی بر فرایند ترمیم و نیز تنش‌های وارد بر عاج دندان و مواد پرکننده داشته باشد. استفاده از روش‌های عددی به منظور بررسی تاثیر پارامترهای مختلف بر تنش‌های ایجاد شده در دندان همواره مورد توجه محققان بوده است. به عنوان مثال خلیفه محمودی و هم‌کارانش [۱] تنش‌های ایجاد شده در دندان پرمولار دوم فک بالا تحت درمان ریشه را با استفاده از روش اجزای محدود سه‌بعدی بررسی کرده‌اند. اولاداپو و هم‌کارانش [۲] با استفاده از روش اجزای محدود به بررسی تنش‌های ایجاد شده در یک دندان با روکش چینی و تعیین نقاط بحرانی آن پرداخته‌اند. نهار و هم‌کارانش [۳] با روش اجزای محدود، توزیع تنش در دندان درمان ریشه شده را با چهار سیستم پستی مختلف و دو روکش متفاوت مقایسه کرده‌اند. آن‌ها نشان داده‌اند که تفاوتی در توزیع تنش در دندان‌های سانترال فک بالا که با چهار ماده‌ی پست مختلف و دو روکش متفاوت ترمیم شده‌اند وجود ندارد. در تحقیق دیکووا و هم‌کارانش [۴] تنش‌ها و کرنش‌های ایجاد شده در دندان در پر کردن حفرات V شکل پر شده توسط کامپوزیت نانو هیبرید با روش اجزای محدود تعیین شده است. با این روش تنش معادل ون‌میزز و کرنش‌های ایجاد شده در لایه‌های کامپوزیت و بافت دهان بررسی شده است. کیم و هم‌کارانش [۵] از روش اجزای محدود سه‌بعدی برای تحلیل و مقایسه‌ی مستقیم توزیع تنش و انتشار ترک در مدل‌های دندان ترک خورده‌ی یکسان پس از درمان با مواد مختلف استفاده کرده‌اند.

شبیه‌سازی حرکت ارتودنسی دندان‌های قدامی و خلفی پس از اعمال لوپ جدید طراحی شده با مقطع سیم کاهش یافته در سیستم اسلات براکت ۰/۰۲۲/ اینچی و بررسی تاثیر درجه‌ی خمیدگی روی الگوی حرکت دندان توسط آنه و هم‌کارانش [۶] با روش اجزای محدود انجام شده است. ساسیده‌ها و هم‌کارانش [۷] به ارزیابی و مقایسه‌ی تنش‌های ایجاد شده توسط فایل‌های روتاری و حرکت رفت و برگشتی در کانال‌های مستقیم و انحنادار پرداخته‌اند. آن‌ها نتیجه گرفتند که در تحلیل استاتیک، گروه چرخشی در مقایسه با گروه رفت و برگشتی در کانال‌های مستقیم و منحنی، میزان تنش کم‌تری را نشان می‌دهد. بین دو تحلیل تفاوت معناداری وجود نداشته است. لوسیف و هم‌کارانش به تجزیه و تحلیل تنش و کرنش در دندان در طول شکل‌دهی کانال‌های ریشه‌ی منحنی شکل پرداخته‌اند. آن‌ها نشان دادند که تنش و کرنش قابل توجهی می‌تواند به ویژه در یک‌سوم اپیکال کانال‌های منحنی ریشه در طول شکل‌دهی آن‌ها ایجاد شود. خطر ترک برای دندان‌های درمان ریشه که دارای انحنای شدید در یک‌سوم اپیکال ریشه هستند، بیش‌تر است [۸].

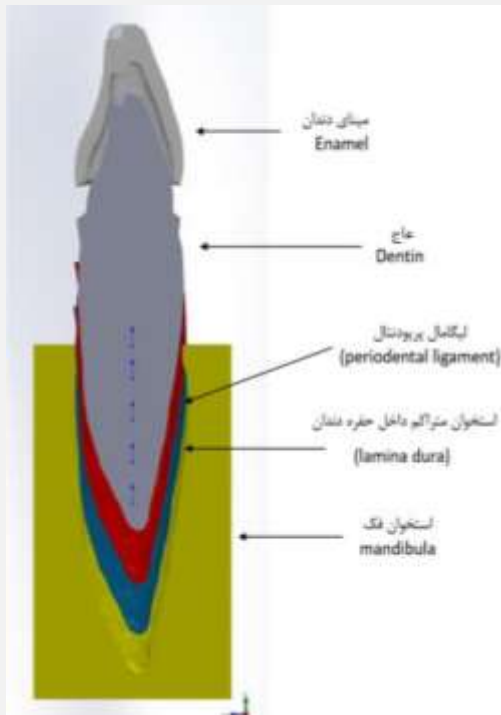
با وجود تحقیقات ارزشمند انجام شده در زمینه‌ی دندان، هنوز تاثیر سطح مقطع کانال و ضخامت عاجی بر تنش‌های وارده به عاج دندان برای دندان‌های مختلف پس از درمان ریشه بررسی نشده است. بنابراین در این پژوهش تاثیر ابعاد سطح مقطع کانال ایجاد شده در دندان بر میزان تنش اعمالی به دیواره‌ی دندان و ماده‌ی پرکننده در سطح مقطع سرویکال در اثر اعمال نیروهای ناشی از جویدن بررسی شده است. برای بررسی تاثیر ابعاد در دندان‌های مختلف، چهار دندان با شکل کانال‌های مختلف بیضوی، دایروی، ساعت‌شنی و کلیوی شکل در دندان‌های قدامی و پرمولار انتخاب شده است. به این منظور تمام اجزای دندان و فک نگهدارنده‌ی آن برای هر یک از دندان‌ها مدل‌سازی شده و سپس کانال مختص به آن با سطوح مقطع مختلف داخل آن ایجاد شده است. سپس کانال ایجاد شده به صورت کامل با مواد پرکننده پر شده و سطح روی کانال مانند دندان اولیه پرداخت شده است. در ادامه مدل‌های ساخته شده به کمک نرم‌افزار آباکوس به روش اجزای محدود تحلیل شده و مقادیر تنش معادل ون‌میزز در عاج سرویکال دندان و ماده‌ی پرکننده‌ی آن به دست آمده است.

۲- روش و مراحل مدل‌سازی دندان‌های نمونه**۲-۱- اسکن سه‌بعدی دندان**

به منظور تهیه‌ی مدل سه‌بعدی با دقت کافی از دندان‌های قدامی و پرمولار، نمونه‌ای از این دندان‌ها توسط اسکنر سه‌بعدی



شکل (۳) - دندان اسکن شده با سطح مقطع کانال (الف) بیضوی، (ب) دایروی، (ج) ساعت‌شنی، (د) کلیوی شکل



شکل (۴) - اجزای مختلف ایجاد شده در مدل دندان و فک

۲-۲- ایجاد کانال

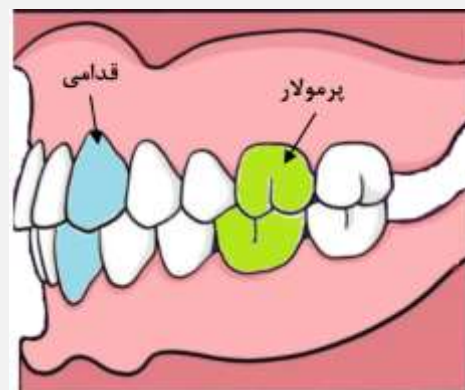
در ادامه برای بررسی اثر سطح مقطع کانال بر تنش‌های ایجاد شده در عاج دندان، کانال‌هایی با سطوح مقطع مختلف بیضوی، دایروی، ساعت‌شنی و کلیوی در سه سایز مختلف در داخل دندان متناظر خود ایجاد شده است. سطح مقطع این کانال‌ها همراه با ابعاد جداره در شکل (۵) نشان داده شده است. برای درک بهتر کانال‌های ایجاد شده با ابعاد مختلف، نمای برش طولی دندان در شکل (۶) نشان داده شده است. به عنوان مثال برای بررسی اثر ضخامت عاجی در دندان با سطح مقطع بیضوی، ضخامت عاج ۱، ۱/۵ و ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. برای ایجاد این کانال‌ها با ابعاد مختلف، ورودی کانال پرکننده برای هر سه یکسان لحاظ شده (شکل ۶-الف) و اندازه‌ی کانال

اسکن شده است. دستگاه اسکنر مورد استفاده در شکل (۱) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که در این دستگاه ابتدا نمونه در پایه‌ی مخصوص به وسیله‌ی ماده‌ای خمیری شکل ثابت شده است. پس از اسکن دندان، فایل سه‌بعدی نمونه با پسوند stl دریافت شده است.



شکل (۱) - دستگاه اسکنر سه‌بعدی دندان ایمتریک

موقعیت دندان‌های قدامی و پرمولار در داخل دهان در شکل (۲) به صورت شماتیک نشان داده شده است. مدل اسکن شده‌ی دندان برای شکل کانال‌های مختلف بیضوی، دایروی، ساعت‌شنی و کلیوی شکل در نرم‌افزار سالیدورکس در شکل (۳) نشان داده شده است.

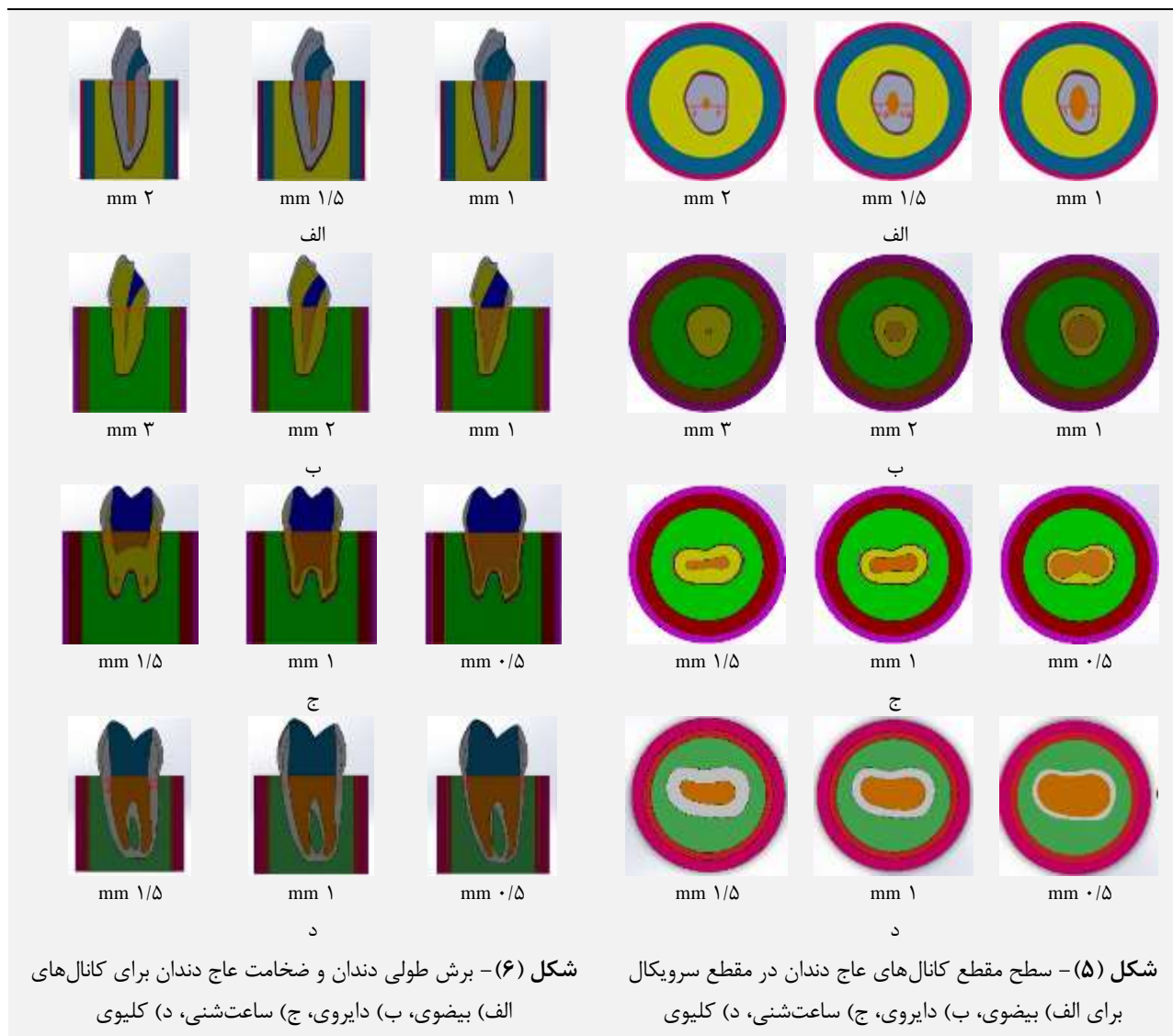


شکل (۲) - موقعیت دندان‌های مورد تحلیل تنش قرار گرفته در این مقاله در داخل دهان

سپس اجزای مختلف دندان و فک به عنوان نگهدارنده‌ی دندان در مدل دندان ایجاد شده است. اجزای مختلف ایجاد شده در مجموعه‌ی فک و دندان شامل مینای دندان، عاج، لیگامان پریودنتال و استخوان متراکم و اسفنجی فک، بازسازی شده است. اجزای مختلف دندان در شکل (۴) فقط برای نمونه برای دندان قدامی با سطح مقطع کانال بیضوی نشان داده شده است.

شده است. مطابق شکل (۶) داخل کانال و ناحیه‌ی تاج به ترتیب با دو نوع ماده‌ی پرکننده‌ی گوتا پرکا و کامپوزیت پر شده و سطح کانال مانند سطح دندان اولیه پرداخت شده است.

در سطح مقطع سرویکال طوری لحاظ شده است تا ضخامت عاج در تمام اطراف به اندازه‌ی مورد نظر مثلا ۱ میلی‌متر باقی بماند. این فرایند برای اندازه‌های مختلف ضخامت عاج تکرار



به صورت همگن و ایزوتروپیک فرض شده‌اند. مقادیر مدول یانگ و نسبت پواسون اجزای مدل در جدول (۱) ارائه شده است.

۳-۲- بارگذاری و شرایط مرزی

دندان‌های مورد بررسی در داخل نرم‌افزار آباکوس به روش اجزای محدود مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته‌اند. برای وارد کردن نیرو باید محل اعمال نیرو مشخص شود. با توجه به نوع دندان انتخاب شده برای شبیه‌سازی و مکان قرارگیری آن در دهان، محل اعمال نیرو انتخاب شده است. محل و جهت نیروی وارد شده برای هر یک از دندان‌های قدامی و پرمولار در شکل (۷) نشان داده شده است. بزرگی نیروهای وارد شده بر گروه

۳- شبیه‌سازی

پس از اتمام مدل‌سازی دندان و فک، ایجاد لایه‌های مختلف دندان و ساخت کانال‌های مختلف، مدل ایجاد شده برای تحلیل اجزای محدود وارد نرم‌افزار آباکوس شده است. برای تحلیل این مدل از حل گر غیرخطی static general استفاده شده است [۹]. هم‌چنین در تمام شبیه‌سازی‌های انجام شده، برای اتصال اجزای مختلف دندان به یک‌دیگر از قید اتصال تای^۱ استفاده شده است.

۳-۱- تعریف جنس اجزای مختلف

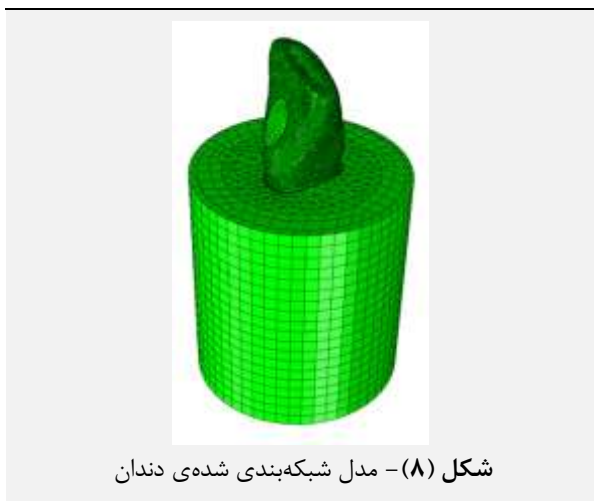
گام اول در تحلیل اجزای محدود تعیین خواص مواد در مدل است. در این جا مواد مربوط به دندان و فک و نیز مواد پرکننده

^۱ Tie



۳-۳- المان‌بندی اجزای مختلف

برای المان‌بندی هر یک از اجزا با توجه به ویژگی‌های هندسی آن‌ها از المان‌ها و روش‌های مختلف استفاده شده است. برای المان‌بندی گوتا پرکا، جداره‌ی دندان، استخوان کورتیکال دندان، استخوان تراپکولار، لیگامان پریودنتال و مینا به دلیل نداشتن حجم هندسی مشخص، از المان‌های پیوسته‌ی هرمی خطی^۱ استفاده شده است. برای المان‌بندی رزین کامپوزیت، استخوان کورتیکال فک و لثه از المان‌های پیوسته‌ی مکعبی^۸ نمود با انتگرال‌گیری کاهش یافته^۲ استفاده شده است. نمای کلی دندان المان‌بندی شده برای دندان قدامی به عنوان نمونه در شکل (۸) نشان داده شده است. اثر وابستگی نتایج به مش نیز برای هر چهار مدل بررسی شده و مشاهده گردیده است که با زیاد کردن تعداد المان‌ها نتایج توزیع تنش تغییری نخواهد کرد.



شکل (۸) - مدل شبکه‌بندی شده‌ی دندان

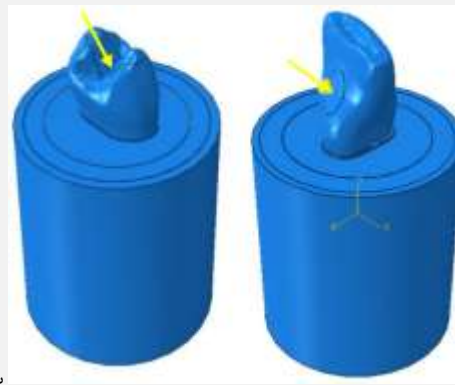
۴- نتایج

بر اساس نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی در این بخش به بررسی تاثیر شکل سطح مقطع کانال ایجاد شده در دندان و ضخامت عاجی بر میزان تنش اعمالی به دیواره‌ی دندان و ماده‌ی پرکننده در سطح مقطع سرویکال در اثر اعمال نیروی ناشی از جویدن پرداخته شده است. به منظور درک بهتر در ابتدا به صورت دقیق به بررسی تاثیر ابعاد سطح مقطع کانال بیضوی ایجاد شده در دندان قدامی بر میزان تنش اعمالی به دیواره‌ی دندان و ماده‌ی پرکننده در سطح مقطع سرویکال در اثر اعمال نیروی ناشی از جویدن پرداخته شده است. توزیع تنش معادل ون‌میز در سطح مقطع سرویکال در حد فاصل دندان و ماده‌ی پرکننده برای ابعاد سطح مقطع کانال بیضوی مختلف در شکل (۹) نشان داده شده است.

دندان‌های قدامی و پرمولار بر اساس مطالعات انجام شده [۱۱] در نظر گرفته شده است. جهت و زاویه‌ی نیروی وارد شده بر دندان قدامی، زاویه‌ی ۶۰ درجه بر اساس مطالعات قبلی و جهت بازسازی موقعیت طبیعی و نیروهای اکلوزالی دندان است. برای دندان قدامی، محل اعمال نیرو در نقطه‌ی تقریبی وسط کامپوزیت انتخاب شده است. نیروی وارد شده بر دندان قدامی ۵۰ نیوتن در صفحه‌ی Y-Z بوده که نسبت به افق (محور Z) زاویه‌ی ۶۰ درجه می‌سازد [۱۱]. در مورد دندان پرمولار، بر اساس مطالعات انجام گرفته دو نیرو در جهت عمودی و مایل به دندان‌ها هنگام اکلوزن وارد می‌شود. جهت نیروی در نظر گرفته شده در مطالعه‌ی حاضر برآیند این دو مولفه‌ی نیرو است. لذا نیروی وارد شده بر دندان پرمولار ۱۸۵ نیوتن در صفحه‌ی Y-Z بوده که نسبت به افق (محور Z) زاویه‌ی ۶۷/۵ درجه می‌سازد. برای اعمال شرایط مرزی، تمام درجات آزادی سطح بیرونی قسمت استوانه‌ای شکل مربوط به فک مهار شده است.

جدول (۱) - مدول یانگ و نسبت پواسون اجزای مدل [۱۰]

اجزای مدل	نسبت پواسون	مدول یانگ (GPa)
جداره‌ی دندان	۰/۳۱	۱۸/۶
مینا	۰/۳	۸۴/۱
لیگامان پریودنتال	۰/۴۵	۰/۰۶۸۹
استخوان تراپکولار-مندیبولار	۰/۳	۱/۳۷
استخوان کورتیکال دندان-لامینا دورا	۰/۳	۱۳/۷
استخوان کورتیکال فک	۰/۳	۱۳/۷
لثه	۰/۴۵	۰/۰۰۳
رزین کامپوزیت	۰/۲۴	۱۶/۶
گوتا پرکا	۰/۴۵	۰/۰۰۰۶۹

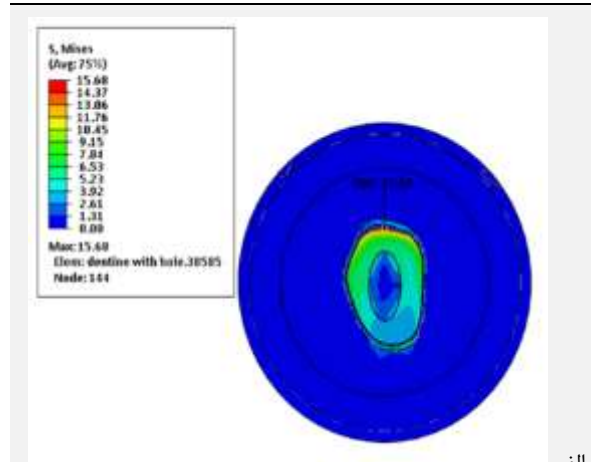


شکل (۷) - جهت و مکان اعمال نیرو بر دندان الف) قدامی: ۵۰ N با زاویه‌ی ۶۰ درجه نسبت به افق (محور Z در صفحه‌ی Y-Z)، ب) پرمولار: ۱۸۵ N با زاویه‌ی ۶۷/۵ درجه نسبت به افق

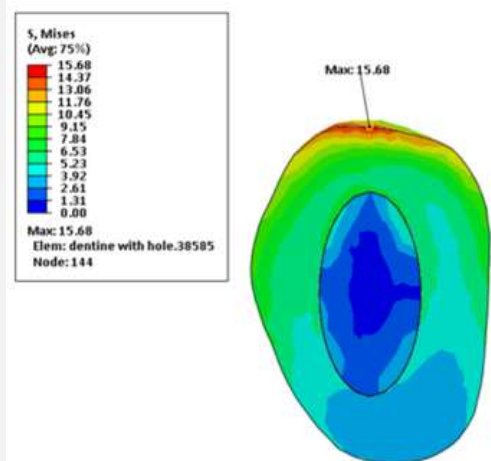
^۱ C3D8R: An 8-node linear brick, reduced integration, hourglass control

^۲ C3D4: A 4-node linear tetrahedron

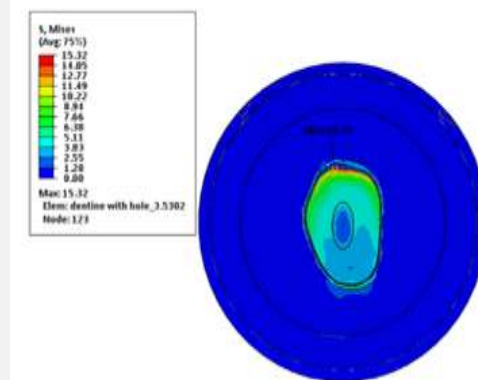
است. مشاهده می‌شود که با افزایش سطح مقطع کانال پرکننده، میزان تنش وارده در عاج سرویکال و ماده‌ی پرکننده افزایش یافته یعنی مقدار تنش وارده برای ضخامت دیواره‌ی ۱ میلی‌متر بالاتر از ۲ میلی‌متر است. توزیع تنش فقط در ماده‌ی پرکننده در شکل (۱۱) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش قطر کانال میزان تنش وارد بر ماده‌ی پرکننده افزایش یافته است. حداکثر تنش وارد شده بر ماده‌ی پرکننده برای سطح مقطع کانال‌های مختلف با ضخامت دیواره‌های ۱، ۱/۵ و ۲ میلی‌متر به ترتیب ۵/۷۴، ۴/۹۳ و ۴/۴۸ مگاپاسکال است.



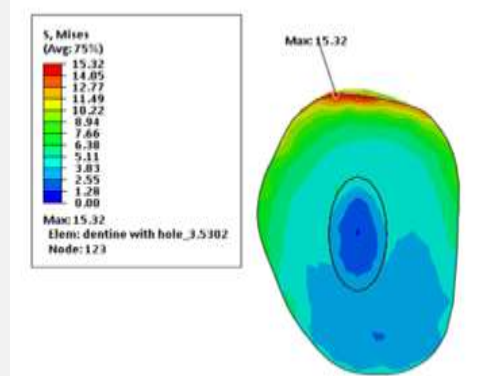
الف



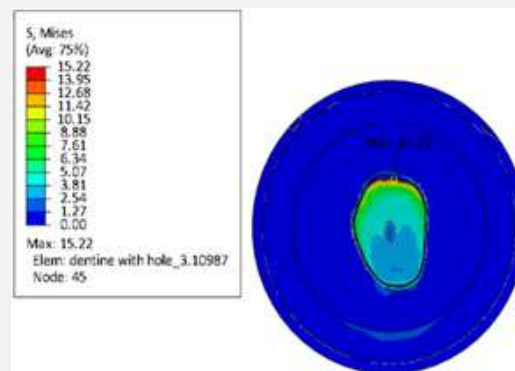
الف



ب

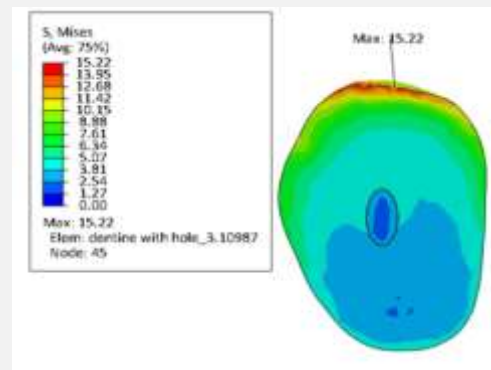


ب



ج

شکل (۹) - توزیع تنش معادل ون میزز (بر حسب مگاپاسکال) در سطح مقطع سرویکال برای دندان با سطح مقطع بیضوی شکل و برای ضخامت‌های عاج الف) ۱، ب) ۱/۵، ج) ۲ میلی‌متر



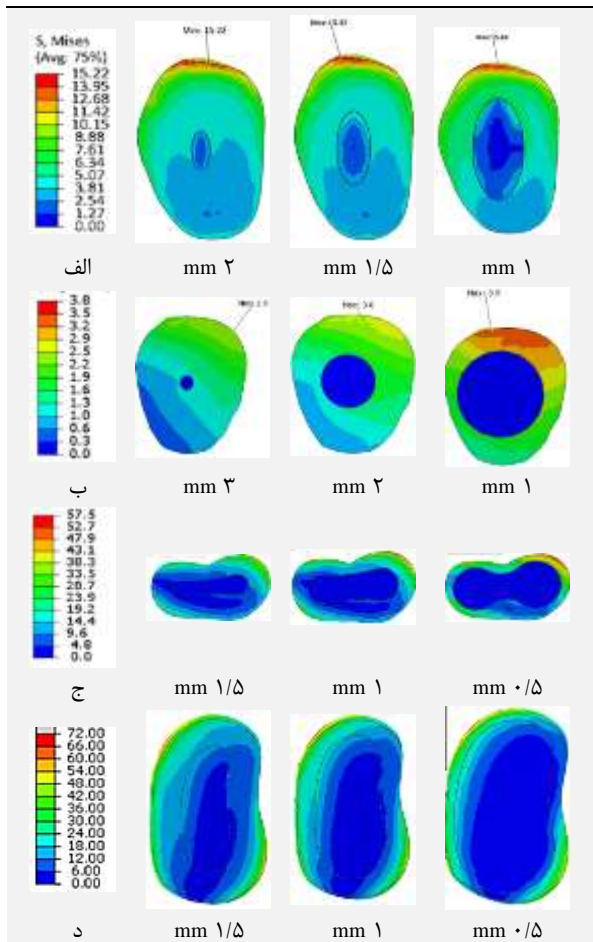
ج

شکل (۱۰) - تنش معادل ون میزز (بر حسب مگاپاسکال) در عاج دندان و ماده‌ی پرکننده با سطح مقطع بیضوی شکل و برای ضخامت عاج الف) ۱، ب) ۱/۵، ج) ۲ میلی‌متر

مشاهده می‌شود که اندازه‌ی تنش در عاج دندان بیش‌تر از قسمت‌های دیگر است. حداکثر تنش به دست آمده برای سطح مقطع کانال‌های مختلف با ضخامت دیواره‌های ۱، ۱/۵ و ۲ میلی‌متر به ترتیب ۱۵/۶۸، ۱۵/۳۲ و ۱۵/۲۲ مگاپاسکال است. برای نشان دادن توزیع بهتر تنش معادل ون میزز در دندان و ماده‌ی پرکننده، توزیع تنش در این دو بخش در شکل (۱۰) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که شدت توزیع تنش در دندان یک‌نواخت نبوده و ماکسیمم تنش در قسمت باکالی دندان رخ داده است. نوع بارگذاری وارد بر این دندان در هنگام جویدن، باعث ایجاد خم‌شدگی دندان حول این قسمت شده

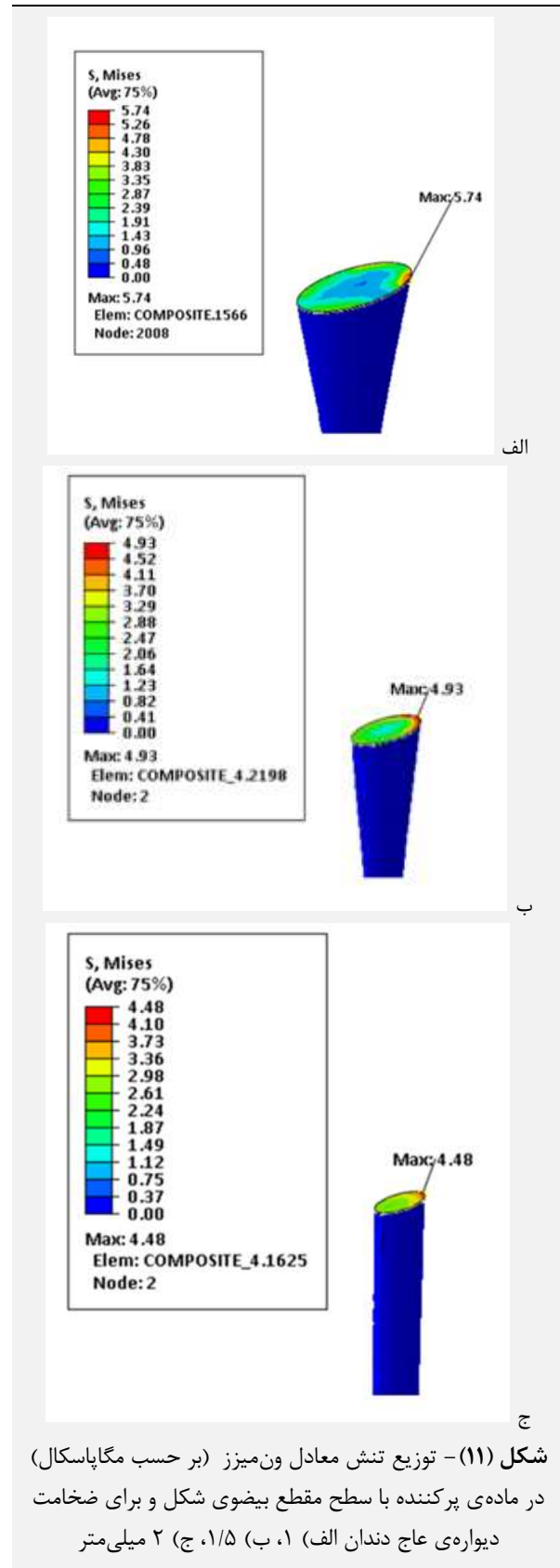


هم‌چنین در جدول (۲) مقایسه‌ای از تنش‌های ایجاد شده در دندان‌های مختلف و برای اندازه‌ی ضخامت دیواره‌ی عاجی مختلف ارائه شده است.



شکل (۱۲) - توزیع تنش معادل ون میزز در دندان و ماده‌ی پرکننده برای ضخامت جداره‌های مختلف و برای کانال‌های مختلف (الف بیضوی، ب دایروی، ج ساعت‌شنی، د کلیوی جدول (۲) - ماکسیمم تنش در دندان برای ضخامت‌های عاجی و شکل کانال‌های مختلف

مقدار تنش (MPa)	ضخامت جداره‌ی عاج دندان (mm)	دندان/کانال
۱۵/۶۸	۱	قدامی-بیضوی
۱۵/۳۲	۱/۵	
۱۵/۲۲	۲	
۳/۳۸۹۲۹	۱	قدامی-دایروی
۲/۷۷۲۹۷	۲	
۲/۶۲۲۰۱	۳	
۵۷/۴۹	۰/۵	پرمولار-ساعت‌شنی
۵۲/۷۶	۱	
۳۸/۳۲	۱/۵	
۷۲	۰/۵	پرمولار-کلیوی
۶۰/۳۴	۱	
۵۵	۱/۵	



شکل (۱۱) - توزیع تنش معادل ون میزز (بر حسب مگاپاسکال) در ماده‌ی پرکننده با سطح مقطع بیضوی شکل و برای ضخامت دیواره‌ی عاج دندان (الف ۱، ب ۱/۵، ج ۲ میلی‌متر

توزیع تنش معادل ون میزز در عاج سرویکال و ماده‌ی پرکننده برای دندان‌های مختلف قدامی و پرمولار با شکل کانال‌های مختلف بیضوی، دایروی، ساعت‌شنی و کلیوی شکل و ابعاد سطح مقطع کانال مختلف در شکل (۱۲) نشان داده شده است.

مدل‌های هر یک از چهار دندان با استفاده از اسکن سه‌بعدی دندان واقعی ایجاد شده و اجزای مختلف آن شامل مینای دندان، عاج دندان، لیگامال پریودنتال و استخوان متراکم و اسفنجی فک در مدل ایجاد شده است. پس از ایجاد مش مناسب برای هر مدل، قيود مربوط به حرکت بین اجزای مختلف و همچنین شرایط مرزی مربوطه تعیین شده و بارگذاری روی دندان صورت گرفته است. برای هر یک از کانال‌ها با شکل‌های دایروی، بیضی، ساعت‌شنی و کلیوی شبیه‌سازی برای سه ضخامت عاج مختلف انجام شده است. نتایج شبیه‌سازی نشان داده که مقدار ماکسیمم تنش در دندان بیش‌تر از قسمت‌های دیگر بوده و بیش‌ترین تنش در قسمت باکال دیواره‌ی دندان اتفاق افتاده است. با مقایسه‌ی نتایج تحلیل تنش برای سطوح مختلف کانال مشخص شده است که با افزایش سطح مقطع کانال پرکننده و کاهش ضخامت عاج سرویکال، میزان تنش وارده در سطح مقطع سرویکال برای جداره‌ی دندان و ماده‌ی پرکننده افزایش می‌یابد. وابستگی تغییرات تنش به سطح مقطع کانال ایجاد شده در دندان پرمولار بیش‌تر از قدامی است.

۶- مراجع

- [1] A.H. Khalife Mahmoudi, M.M. Jalili, R. MirseyfiNejad, E. Karimian, "A 3D Finite Element Analysis of Endodontically Treated maxillary second premolar Tooth", 24th Annual International Conference on Mechanical Engineering-ISME2016, 26-28 April, Yazd University, Yazd, Iran, 2016.
- [2] B.I. Oladapo, S. A. Zahedi, F. Vahidnia, O.M. Ikumapayi, M.U. Farooq, "Three-dimensional finite element analysis of a porcelain crowned tooth", Beni-Suef University Journal of Basic and Applied Sciences, Vol. 7, pp. 461-464, 2018.
- [3] R. Nahar, S.K. Mishra, Ramesh Chowdhary, "Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns-A finite element analysis", Journal of Oral Biology and Craniofacial Research, Vol. 10, pp. 719-726, 2020.
- [4] T. Dikova, T. Vasilev, V. Hristova, V. Panov, "Finite element analysis of V-shaped tooth defects filled with universal nanohybrid composite using incremental technique", journal of the mechanical behavior of biomedical materials. Vol. 118, pp. 104-125, 2021.
- [5] S. Kim, B. Kim, H. Kim, S. Cho, "Occlusal stress distribution and remaining crack propagation of a cracked tooth treated with different materials and designs: 3D finite element analysis", dental materials. Vol. 37, pp. 731-740, 2021.

مشاهده می‌شود که در چهار مدل دندان شبیه‌سازی شده، مقدار تنش در عاج دندان بیش‌تر از قسمت‌های دیگر است. در دندان‌های قدامی با مدل کانال دایروی (شکل ۱۲-ب) رفتار تنش‌های وارد بر دندان و ماده‌ی پرکننده مشخص می‌کند که با افزایش ضخامت دیواره‌ی دندان و کاهش قطر ماده‌ی پرکننده تنش‌های موجود در سطح سرویکال کاهش یافته است. به عبارت دیگر، مقادیر تنش وارد بر ماده‌ی پرکننده در سطح سرویکال با قطر دیواره‌ی دندان رابطه‌ی عکس دارد و با افزایش ضخامت دیواره‌ی دندان مقادیر تنش کاهش پیدا می‌کند. در دندان با شکل کانال ساعت‌شنی (شکل ۱۲-ج) مقادیر ماکسیمم تنش در سطح سرویکال با توجه به نوع و زاویه‌ی بارگذاری در لبه‌ی سطح بالایی مدل دندان به وجود آمده و این مقادیر در سه اندازه‌ی مختلف سطح کانال‌ها در جدول (۲) ارائه شده است. تنش‌های وارد بر دندان و ماده‌ی پرکننده مانند مدل‌های قبل با افزایش ضخامت دیواره‌ی دندان کاهش یافته و تنش‌های وارد بر ماده‌ی پرکننده نیز با افزایش ضخامت دیواره‌ی عاج دندان و کاهش عرض ماده‌ی پرکننده تنش کم‌تری بر آن وارد شده است. این روند توزیع تنش در مدل کانال کلیوی (شکل ۱۲-د) نیز قابل مشاهده است. همانند سه مدل قبلی و نوع نیروی وارد شده بر آن تنش‌های ماکسیمم در سطوح سرویکال دندان‌ها در لبه‌ی باکالی تاثیر گذاشته و مقادیر تنش با افزایش ضخامت دیواره‌ی عاج دندان و کاهش عرض کانال ایجاد شده، بهبود یافته و مقادیر آن کم‌تر شده است. همچنین نتایج ارائه شده در جدول (۲) بیان‌گر آن است که مقدار تنش در دندان‌های پرمولار بیش‌تر از قدامی بوده و دامنه‌ی تغییرات تنش وابستگی شدیدتری به سطح مقطع و ضخامت کانال دارد.

به طور کلی و با مقایسه‌ی چهار مدل از دندان‌ها در سه اندازه‌ی سطح کانال مختلف در سرویکال دندان و اعمال نیروی یکسان در هر مدل از سطح مقطع کانال مشاهده شده که با افزایش ضخامت دیواره‌ی باقی‌مانده‌ی عاج دندان و کاهش عرض ماده‌ی پرکننده مقادیر تنش وارد شده کاهش یافته و آسیب کم‌تری به دندان در طول زمان وارد می‌شود.

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش اثر ابعاد و سطح مقطع کانال‌های پر شده در درمان ریشه‌ی دندان، بر تنش‌های ایجاد شده در دیواره‌ی دندان و ماده‌ی پرکننده بر اثر نیروهای وارد بر دندان هنگام جویدن بررسی شده است. بنابراین کانال‌هایی با شکل‌های مختلف بیضی، دایروی، ساعت‌شنی و کلیوی در نظر گرفته شده که در دندان‌های قدامی و پرمولار در درمان ریشه ایجاد شده است.

- of Curved Root Canals”, *Healthcare (Basel)*, Vol. 11(22): 2918, pp. 1-16, 2023.
- [9] J. Fish, T. Belytschko, *A First Course in Finite Element*, John Wiley & Sons, USA, 2007.
- [10] M. Seo, W. Shon, W. Lee, H.M. Yoo, B.H. Cho, S.H. Baek, “Finite element analysis of maxillary central incisors restored with various post-and-core applications”, *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, Vol. 34(4), pp. 324-332, 2009.
- [11] S. Shaikh, S. Mulani, S. Shaikh, “Stress Distribution on Root Dentin Analogous to Natural Teeth with Various Retentive Channels Design on the Face of the Root with Minimal or No Coronal Tooth Structure: A Finite Element Analysis”, *Journal of Contemporary Clinical Dentistry*. Vol. 9(4), pp. 630–636, 2018.
- [6] T.N. Anh, R. Hamanaka, S. Jinnai, H. Komaki, S. Yamaoka, J. Tominaga, Y. Koga, N. Yoshida, “Simulation of orthodontic tooth movement during activation of an innovative design of closing loop using the finite element method”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol. 160, pp. 240-249, 2021.
- [7] P.C. Sasidhar, K. Govula, L. Anumula, K. Maddineni, “Finite Element Stress Analysis after Simulated Canal Preparation Using Two Different Methods: An In vitro Study”, *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, Vol. 15(2), pp. 97-106, 2023.
- [8] L. Iosif, B. Dimitriu, D.F. Nițoi, O. Amza, “Endodontic Dentistry: Analysis of Dentinal Stress and Strain Development during Shaping