

## تأثیر نوع پست بر توزیع تنش در دندان پره مولر دوم فک پایین به روش اجزاء محدود

دکتر پرویز امینی<sup>۱\*</sup>، و دکتر فاطمه جهانی مقدم<sup>۲</sup>

### خلاصه

مقدمه: دندان‌هایی که به شدت تخریب شده و تحت درمان ریشه قرار گرفته‌اند نیاز به پست و کور برای گیر رستوریشن دارند. ماده‌ای که معمولاً برای ساخت کور در دندان‌های خلفی بدون پالپ استفاده می‌شود به دلیل استحکام بالا و هزینه کم آمالگام می‌باشد که با و یا بدون پین استفاده می‌شود. هدف از این تحقیق بررسی تأثیر نوع پست بر توزیع تنش در دندان پره مولر دوم پایین با تحلیل به روش اجزاء محدود می‌باشد. روش: این تحقیق به روش اجزاء محدود که روشی خیلی قوی و عمومی برای آنالیز تنش‌ها می‌باشد انجام شد. در این تحقیق توزیع تنش در کور آمالگامی با و یا بدون پین بررسی شد. مدل دندان پره مولر فک پایین ابتدا با پین آمالگام و بعد با پست آمالگام ساخته شد و پس از بارگذاری با زاویه ۴۵ درجه توزیع تنش در مدل‌ها آنالیز شد. یافته‌ها: حداکثر تنش در پین آمالگام بیشتر از پست آمالگام بود و ناحیه حداکثر تنش در پین آمالگام در محل اتصال پین و آمالگام مشاهده شد در صورتی که در پست آمالگام در مارژین کور در سمتی که نیرو وارد شده بود قرار داشت. حداقل تنش در هر دو مدل در مارژین و در خلاف نیروی وارد شده بود که در پین آمالگام بیشتر از پست آمالگام بود.

نتیجه‌گیری: از آن جایی که تنش در پین آمالگام بیشتر از پست آمالگام بود بنابراین این می‌توان گفت استحکام پست آمالگام بیشتر از پین آمالگام می‌باشد و با توجه به این که کراون استحکام شکست پست و کور را افزایش می‌دهد توصیه می‌شود بررسی توزیع تنش در کور با کراون نیز انجام شود. واژه‌های کلیدی: پست و کور، پین آمالگام، پست آمالگام، توزیع تنش، پره مولر دوم

۱- استادیار بخش پروتز ثابت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان ۲- استادیار بخش دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان

\* نویسنده مسؤول، آدرس: بخش پروتز، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان • آدرس پست الکترونیک: dr\_pamini@yahoo.com

دریافت مقاله: ۱۳۸۶/۵/۲۳ دریافت مقاله اصلاح شده: ۱۳۸۶/۱۰/۱۷ پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۱۱/۳

## مقدمه

امروزه موفقیت بیشتر درمان‌های ریشه باعث شده است که دندان‌های بدون پالپ بیشتری حفظ و ترمیم شوند. مشکلات پس از درمان ریشه مانند برداشتن پوسیدگی‌ها، ترمیم‌های قبلی و تراش دندان جهت انجام درمان ریشه باعث از بین رفتن نسج زیادی از ساختمان دندان می‌گردد که از مقاومت آن در مقابل نیروهای اعمال شده می‌کاهد (۱-۳). علاوه بر این عده‌ای از محققین معتقدند که دندان‌های فاقد پالپ به دلیل این که در آنها رطوبت کاهش می‌یابد ترد و شکننده شده و نیاز به پست و کور و کراون دارند (۳،۴). به نقل از Hefler و همکاران گفته شده که میزان collagen bond water در دندان‌هایی که درمان ریشه شده‌اند ۱۰ درصد کمتر از دندان‌های زنده می‌باشد (۲،۵). به هر حال استفاده از پست و کور برای ترمیم دندان‌هایی که به شدت تخریب شده و تحت درمان ریشه قرار می‌گیرند از گذشته مطرح بوده است. Assif و همکاران در سال ۱۹۹۴ و Naumann و همکاران در سال‌های ۲۰۰۳ و ۲۰۰۶ در تحقیقات خود به این نتیجه رسیدند که تحت بسیاری از شرایط کلینیکی استفاده از پست و کور اجتناب‌ناپذیر خواهد بود (۶-۸).

در ساخت پست و کور از مواد و روش‌های مختلفی استفاده می‌شود. kovarik و همکاران در سال ۱۹۹۲ و cohen و همکاران در سال ۱۹۹۷ استحکام شکست سه نوع ماده کور با پین و بدون پین پیش ساخته را بررسی نمودند و نتیجه گرفتند آمالگام دارای استحکام بیشتری است. معمولاً از آمالگام به دلیل استحکام بالاتر نسبت به کامپوزیت و وقت و هزینه کمتر نسبت به پست و کور ریختگی به صورت پین آمالگام و یا پست آمالگام برای ساخت پست و کور در دندان‌های خلفی استفاده می‌شود (۹-۱۱). حفظ و نگهداری دندان‌های بازسازی شده پس از درمان ریشه بستگی به توانایی و مقاومت پست و کور در برابر نیروهای اعمال شده دارد که خود می‌تواند متأثر از چندین عامل دیگر از جمله چگونگی توزیع تنش‌های حاصل از نیروهای وارده باشد (۱۲-۱۵). از طرفی

عده‌ای از محققین معتقدند استفاده از پین داخل کانال در پین آمالگام باعث برداشتن مقدار بیشتری از نسج باقیمانده ریشه و تضعیف آن خواهد شد و پست آمالگام را ترجیح می‌دهند (۶،۹،۱۳). با توجه به تناقضات در مورد تأثیر نوع پست در استحکام دندان و توزیع تنش هدف از این تحقیق بررسی تأثیر جنس‌های مختلف پست بر توزیع تنش در دندان پرمولر دوم پایین با روش اجزاء محدود می‌باشد.

## روش بررسی

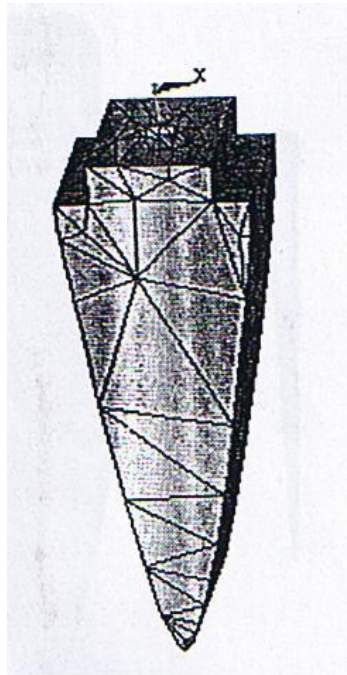
در این تحقیق از روش اجزاء محدود برای تحلیل تنش و تأثیر جنس متفاوت پست بر توزیع تنش روی یک مدل دندان ساخته شده استفاده شد. ابتدا مدل مسأله دو بعدی و بعد سه بعدی ساخته شد و سپس با استفاده از المان مناسب (Mesh)، المان گذاری شد یا به عبارت دیگر ساختار مورد نظر به قطعات مجزایی با شکل هندسی ساده تر تقسیم گردید و محل‌های تماس رئوس این اجزا گره‌ها را تشکیل دادند. سپس ضریب الاستیسیته و ضریب پوآسون هر یک از مواد متشکله جسم مشخص شد و به طریق ریاضی و با کمک رایانه و نرم افزار Ansys5.4 توزیع تنش در داخل هر یک از اجزا و در نهایت در کل ساختار جسم بررسی شد و به عبارت دیگر با ایجاد بارگذاری‌های مختلف رفتار پست در مقابل بارهای وارده تحلیل گردید (۴،۱۶). از آن جایی که در این روش تحلیل تنش توسط رایانه انجام می‌گیرد نیازی به انتخاب نمونه نیست و با توجه به تحقیق ko و همکاران (۱۷) که در تمام شرایط کلینیکی نمی‌توان اثر ferrule یا حلقه‌ای کراون را داشت از کراون استفاده نشد تا اثر حلقه‌ای و تقویت کراون در نمونه‌ها حذف شود.

## مدل‌سازی

برای مدل‌سازی شکل دندان درمان ریشه شده پره مولر دوم که با پین آمالگام و پست آمالگام بازسازی شده بود در نظر گرفته شد و از مقیاس‌ها و اندازه‌های جدول ۱ و صفحه work plane استفاده شد (۱۸).

جدول ۱: ابعاد آناتومیکی دندان پره مولر دوم پایین

طول سرویکواکلوزال	طول ریشه	عرض مزودیستال تاج	عرض مزودیستال تاج در ناحیه طوق	عرض لیبولینگوال تاج	عرض لیبولینگوال تاج در ناحیه طوق	انحنای خط طوق در مزبال	انحنای خط طوق در دیستال
۸	۱۴/۵	۷	۵	۸	۷	۱	۰

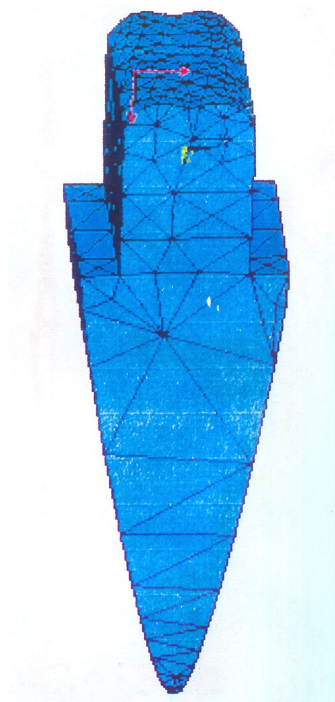


شکل ۱: مدل ریشه

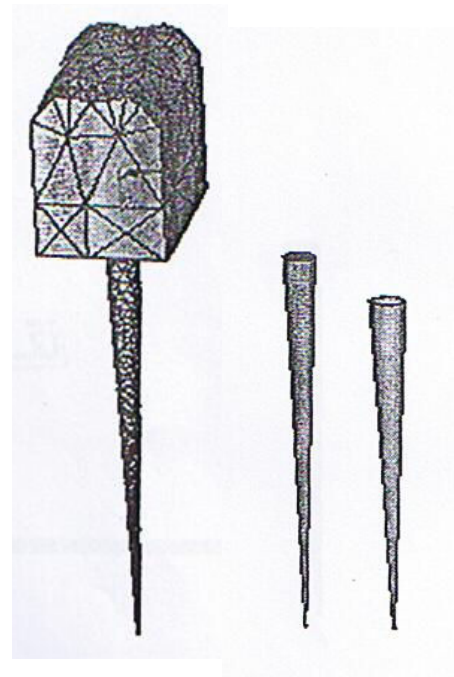
فولاد زنگ نزن به قطر کرونیالی ۱/۶ میلی‌متر و قطر اپیکالی ۰/۵ میلی‌متر به صورت یکنواخت از قسمت کرونیال ریشه به طرف انتهایی ریشه متقارب شد. سمان استفاده شده سمان زینک فسفات به ضخامت ۲۵ میکرون در اطراف پست قرار داده شد و در مدل دوم به جای سمان و پین از آمالگام به عنوان پست استفاده شد (شکل ۲). در مدل‌ها اجزا به طریق سه بعدی نمایش داده شدند و از ۱۰۸۷۵ جزء و ۳۲۹۵ گره استفاده شد. در مرحله تعیین خواص باید نوع المان و جنس هر قسمت مشخص شود. نوع المان به طور یکسان برای تمام حجم ثابت گرفته شد و به طور جداگانه تعریف شد.

ابعاد بر حسب میلی‌متر

مطالعه در محدوده الاستیک انجام شد و تمامی مواد ایزوتروپ و هموژن در نظر گرفته شدند. برای مدل‌سازی پین آمالگام و پست آمالگام ابتدا نقاط مختلفی از شکل دو بعدی دندان پرمولر علامت‌گذاری و به این طریق نقاط کلیدی مربوط به ریشه و پست و کور مشخص شدند. بعد از آن این نقاط به هم متصل شده و بین هر کدام از آنها سطح ریشه و کور جداگانه تعریف شدند. از آن جایی که پین و سمان و یا پست آمالگام باید در وسط ریشه قرار گیرند، ابتدا ریشه به طول ۱۴/۵ میلی‌متر ساخته شد (شکل ۱) و بعد پین، سمان و پست آمالگام جداگانه ساخته و در وسط ریشه انتقال داده شدند و بدین ترتیب نمای جانبی ریشه و کور به دست آمد. همان‌طور که قبلاً توضیح داده شد برای شبیه‌سازی اجزاء مختلف می‌بایست از اشکال هندسی استفاده نمود بنابر این برای ساخت پین از شکل مخروط استفاده شد و به عبارت دیگر با دادن شعاع مقطع بالا و شعاع مقطع پایین و طول پین شکل پین طراحی شد. برای طراحی سمان نیز بدین طریق عمل شد که یک مخروط دیگر که شعاع آن در مقطع بالا و پایین به اندازه ضخامت سمان (۲۵ میکرون) بیشتر بود روی مخروط قبلی قرار داده شد. به این طریق در هر دو مدل طول کانال آماده شده برای پست ۱۰/۵ میلی‌متر و طول کوتای باقیمانده ۴ میلی‌متر و مقدار نسج باقیمانده تاجی ۲ میلی‌متر و خط خاتمه تراش پست و کور، شولدر بود که ۲ میلی‌متر بالاتر از خط خاتمه تراش رستوریشن نهایی قرار داده شد (۳). سپس پین مخروطی از جنس



شکل ۳: مدل مش‌بندی پس از تعیین جهت نیرو



شکل ۲: مدل پین و کور و سمان و پست امالگام

جدول ۲: خصوصیات مکانیکی مواد به کار رفته در مدل‌ها (محدوده الاستیک)

نام ماده	جنس	ضریب ارتجاعی Gpa(E)	ضریب پواسون
ریشه	عاج	۲۲/۴	۰/۲۵
سمان	زینک فسفات	۱۸/۶	۰/۳۱
پین	فولاد	۲۰۰	۰/۳۲
پست و کور	آمالگام	۱۰۷	۰/۲۸

و برای شرایط مرزی این کار سطوح خارجی ریشه در تمامی جهات پایین‌تر از خط خاتمه تراش رستوریشن ثابت شد و برای تعیین استحکام پین آمالگام و پست آمالگام نیروی معادل ۱۵۰ پوند به سطح بالای کور با زاویه ۴۵ درجه وارد شد (۳) (شکل ۳).

پس از دادن ضریب ارتجاعی (E) و ضریب پواسون برای جنس‌های مختلف عاج، سمان، پین فولادی و آمالگام مش‌بندی بر اساس نوع المان سه بعدی مثلی داده شد. به عبارت دیگر اجزاء تشکیل دهنده این جزء مثلاً ریشه با شکل مثلی تعریف شد و برای همه اجزا به همین طریق عمل گردید (جدول ۲)

نتایج

نتایج حاصل از این تحقیق در جداول ۳ و ۴ نشان داده شده است. حداکثر تنش در مدل پین آمالگام ۶۹/۲۸۱ مگاپاسکال بود که در مقایسه با حداکثر تنش در مدل پست آمالگام (۶۶/۸۵۰ مگاپاسکال) بیشتر بود.

حداکثر تنش در مدل پین آمالگام به ترتیب ۶۹/۲۸۱ مگاپاسکال در محل اتصال پین و کور (B) و ۲۸/۲۷۲ مگاپاسکال در محل مارژین کور در جهت نیرو (A) و ۱۴/۴۹۵ مگاپاسکال در مارژین کور در جهت خلاف نیرو (C) بود (شکل ۴).

حداکثر تنش در مدل پست آمالگام به ترتیب ۶۶/۸۵۰ مگاپاسکال در محل مارژین کور در جهت

نیرو (A) و ۲۴/۶۴۴ مگاپاسکال در محل اتصال پست و کور (B) و ۱۳/۹۰۴ مگاپاسکال در محل مارژین کور در جهت مخالف نیرو (C) مشاهده شد (شکل ۵). بر اساس نتایج به دست آمده نه تنها حداکثر تنش در پین آمالگام بیشتر بود بلکه محل حداکثر تنش در دو مدل متفاوت بود به طوری که حداکثر تنش در مدل پین آمالگام در B یعنی محل اتصال پین و کور بود، در صورتی که حداکثر تنش در مدل پست آمالگام در A یعنی محل مارژین کور در جهت نیرو بود. حداقل تنش در هر دو مدل پین آمالگام و پست آمالگام در ناحیه مارژین کور در جهت مخالف اتفاق افتاد.

جدول ۳: حداقل و حداکثر تنش‌ها در پین - آمالگام

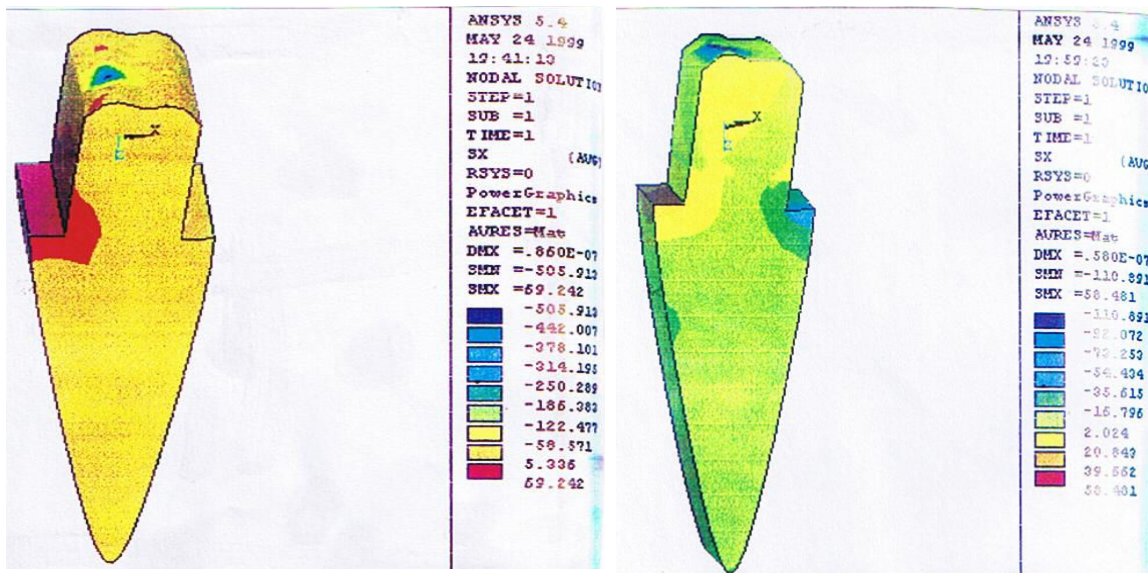
محل تنش	حداقل تنش (مگاپاسکال)	شماره گره	محل تنش	حداکثر تنش	شماره گره
A	- ۳۶/۳۶۱	۵۳۵۲	A	۲۸/۲۷۲	۵۲۹۰
B	- ۶۵/۸۲۰	۵۳۵۲	B	۶۹/۲۸۱	۶۹
C	- ۱۱۸/۳۹	۵۳۴۸	C	۱۴/۴۹۵	۱۲۳

A: مارژین کور در جهت نیرو B: محل اتصال پین و کور C: مارژین کور در جهت مخالف نیرو

جدول ۴: حداقل و حداکثر تنش‌ها در پست - آمالگام

محل تنش	حداقل تنش (مگاپاسکال)	شماره گره	محل تنش	حداکثر تنش	شماره گره
A	- ۶۴۵/۹۹	۱۳۱۲	A	۶۶/۸۵۰	۲۷۱۷
B	- ۳۶۰/۴۵	۱۳۱۲	B	۲۴/۶۴۴	۴۷
C	- ۲۴۰/۷۲	۱۳۱۲	C	۱۳/۹۰۴	۴۷

A: مارژین کور در جهت نیرو B: محل اتصال پین و کور C: مارژین کور در جهت مخالف نیرو



شکل ۵: حداکثر تنش در پست آمالگام

شکل ۴: حداکثر تنش در پین آمالگام

از خط خاتمه تراش پست و کور باشد (۱۷) ولی این امر در تمام شرایط کلینیکی قابل انجام نمی‌باشد و شرایطی وجود دارد که باید خط خاتمه تراش در حد یا با فاصله کمی از خط خاتمه تراش پست و کور باشد. از طرفی al-hazaimeh و همکاران در سال ۲۰۰۱ در تحقیق خود مشاهده کردند که ferrule هیچ گونه اثری در مقاومت شکست رستوریشن ندارد و بنابر این از کراون استفاده نشد (۲۲-۲۰، ۱۱).

نتایج بررسی حاضر نشان داد که در پین آمالگام حداکثر تنش ۶۹/۲۸۱ مگاپاسکال در ناحیه B یعنی در محل اتصال پین و کور است که ناحیه تنش با نتایج Donald (۹) Martinez (۲۳) و Pierrisnard (۲۴) و همکارانشان که استحکام پست و کور آمالگام را با و بدون پین به صورت *In vitro* انجام داده‌اند مطابقت داشت ولی با نتایج Cohen و Holmes (۲۵، ۱۰) مغایرت داشت و نیز کمتر از ۲۳۰ مگاپاسکال به دست آمده در بررسی Pierrisnard بود که به جای آمالگام از کامپوزیت با و بدون پین استفاده شده بود (۲۴). حداکثر تنش در پست آمالگام ۶۶/۸۵۰ مگاپاسکال در

#### بحث

تحقیقات زیادی در مورد روش‌های بازسازی دندان‌هایی که به شدت تخریب شده و درمان ریشه شده‌اند انجام شده است و روش‌های متعددی در مورد پست و کور پیشنهاد شده است. از طرفی در دندان‌های خلفی به دلیل سهولت کار معمولاً از پین آمالگام و پین کامپوزیت در بیشتر شرایط استفاده می‌شود. در دندان‌های خلف که زیبایی کمتر اهمیت داشته و نیروی بیشتری هنگام جویدن غذا به آنها وارد می‌شود، از آمالگام به دلیل استحکام بالا به صورت پین آمالگام و پست آمالگام استفاده می‌شود. forkkinga و همکاران در سال ۲۰۰۵ در تحقیق خود نتیجه گرفتند که استفاده از پین در بازسازی با کامپوزیت تاج دندان‌هایی که به شدت تخریب شده و تحت درمان ریشه قرار گرفته‌اند، در استحکام رستوریشن تأثیری ندارد (۱۹). در این تحقیق میزان تنش در پین آمالگام و پست آمالگام به روش اجزاء محدود بررسی شد. با توجه به تحقیق KO و همکاران اثر Ferrule یا حلقه‌ای کراون زمانی است که خط خاتمه تراش کراون حداقل ۲ میلی‌متر پایین‌تر

جهت خلاف نیرو مشاهده شد که می‌توان علت را فشرده بودن نیرو دانست.

#### نتیجه‌گیری

با توجه به این که تنش بیشتری در پین آمالگام مشاهده شد و از طرف دیگر برداشتن نسج اضافی برای قرار دادن پست باعث کاهش بیشتر استحکام نسج باقیمانده دندانی خواهد شد بنابر این پین آمالگام استحکام کمتری نسبت به پست آمالگام خواهد داشت.

محل مارژین کور در جهت نیرو و در ناحیه A مشاهده شد که محل تنش با نتایج Ichim مطابقت داشت (۲۶). ناحیه حداکثر تنش در مدل‌ها متفاوت بود. در پین آمالگام تنش‌ها در محل اتصال پین و آمالگام مشاهده شد که می‌تواند به دلیل اینکه پست و کور از دو ماده متفاوت ساخته شده‌اند باشد در صورتی که در پست آمالگام به دلیل یک‌پارچه بودن پست و کور آمالگامی حداکثر تنش در مارژین که در جهت نیرو و بیشتر به صورت کششی بود اتفاق افتاد. حداقل تنش در هر دو مدل در مارژین کور در

## Abstract

### The Effect of Post Material on Stress Distribution in Mandibular Second Premolar Tooth by Finite Element Analysis

Amini P., DDS, MS.<sup>1</sup>, Jahani Moghaddam F., DDS, MS.<sup>2</sup>

1. Assistant Professor of Prosthodontic, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran. 2. Assistant Professor of Pedodontics, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran.

**Introduction:** The restoration material commonly used as core material for pulpless posterior teeth is mostly amalgam due to its high strength and low cost and it can be used with or without pin. The aim of this study was to evaluate the influence of post material on stress distribution in mandibular second premolar tooth by finite element analysis.

**Method:** The stress distribution was analyzed in amalgam core supported with and without pin. Three dimensional plane strain models of the human mandibular second premolar were first made with pin amalgam and then with post amalgam. After applying the loading force at 45 degree angel, the stress distribution was analyzed in models.

**Results:** Maximum stress in pin amalgam was more than that in post amalgam. The area of maximum stress in pin amalgam was at pin and core interface but in post amalgam it was at the margin of core in the side of applied force. The least stress was at the margin of core opposite to the side of force in both models and was more in pin amalgam than post amalgam.

**Conclusion:** As the stress was more in pin amalgam than post amalgam so it can be said that the fracture strength of post amalgam is more than pin amalgam. Since crown increases fracture resistance of post and core, further studies for analysing stress distribution of amalgam core with crown is recommended.

**Keywords:** Post and Core, Pin Amalgam, Post Amalgam, Finite Element Analysis, Second premolar

## References

1. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. *In vitro* evaluation of fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent* 2007; 97(2): 93-8.
۲. صدر، سید جلال: اصول و مبانی مراحل کلینیکی پروتزهای ثابت دندانی. چاپ سوم، انتشارات صدارن کتاب، تهران، ۱۳۸۲، ص ۷-۴۹۶ و ۶۷-۶۵۴.
3. Shillingburg H.T, Hobo S, Witsett L.d, Jacobik R, Bracket S.E. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3<sup>rd</sup> ed., Chicago, Quintessence publishing Co; 1997; pp194-7.
4. Caputo A.A, Standlee J.P. Biomechanics in clinical dentistry. 1<sup>st</sup> ed., Chicago, quintessence publishing Co., 1987; pp19-21, 183-201.
۵. سازگار، حسن؛ یاسینی، پدارم و حر، امیر مسعود: بررسی تأثیر شکل پست بر توزیع تنش در دندان کانین فک بالا تحلیل به روش اجزاء محدود (FBA). مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، ۱۳۷۹، دوره هشتم، شماره ۲، ص ۵۰-۱۴۴.
6. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 565-7.
7. Naumann M, kiessling S, Seemann R. Treatment concepts for restoration of endodontically treated teeth : A nation wide survey of dentists in Germany. *J Prosthet Dent* 2006; 96(5): 332-8.
8. Newman M.P, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4): 360-7.
9. Donald H.L, Jeansonne B.G, Gardiner D.M, Sarkar NK. Influence of dentinal adhesives and a prefabricated post on fracture resistance of silver amalgam cores. *J Prosthet Dent* 1997; 77(1): 17-22.
10. Cohen B.I, Pagnillo M.K, Deutsh A.S, Musikant BL. Fracture strengths of three core restorative materials supported with or without a prefabricated split – shank post. *J Prosth Dent* 1997; 78(6): 560-5.
11. Kovarik R.E, Breeding L.C, Caughman W.F. Fatigue Life of three Core materials under simulated Chewing conditions. *J Prosthet Dent* 1992; 68(4): 584-90.
12. Goto Y, Nicholls J.I, Phillips K.M, Junge T. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel – and core system. *J Prosthet Dent* 2005; 93(1): 45-50.
13. Milot P, Stein R.S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 428-35.
14. Ng CC, Dumbrigue HB, AL-Bayat MI, Griggs J.A, Wakefield C.W. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2006; 95(4): 290-6.



15. Pereira J.R, de Ornelas F, Conti P.C, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent* 2006; 95(1): 50-4.
16. Peters M.C, Poort H.W, Farah J.W, Craig R.G. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res* 1983; 62(6): 760-3.
17. Ko C.C, Chu C.S, Chung K.H, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 421-7.
18. Ash M.M. Dental Anatomy, physiology and occlusion. 7<sup>th</sup> ed., Philadelphia, W.B. saunders company, 1993; p 232.
19. Fokkinga W.A, LeBell A.M, Kreulen C.M, Lassila L.V, Vallittu P.K, Creugers N.H. *Ex vivo* fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J* 2005; 38(4): 230-7.
20. Al-hazaimeh N, Gutteridge D.L. An *in vitro* study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J* 2001; 34(1): 40-6.
21. Aykent F, Alkan M, Yucel M.T, Ozyesil A.G. Effect of dentin bonding and ferrule preparation on the fracture strength of crowned teeth restored with dowels and amalgam cores. *J Prosth Dent* 2006; 95(4): 299-301.
22. Tan P.L, Aquilino S.A, Gratton D.g, Stanford C.M, Tan SC, Johnson W.T, et al. *In vitro* fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005; 93(4): 331-6.
23. Martines-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparision of the Fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon fiber post with a composit core. *J Prosthet Dent* 1998; 80(5): 527-32.
24. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4): 442-8.
25. Holmes D.C, Diaz – Arnold A.M, Leary J.M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2): 140-47.
26. Ichim I, Kuzmanovic D.V, Love R.M. 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.