

بررسی توزیع تنش به روش اجزای محدود در دندان مولر دوم مندیبل ترمیم شده با پست‌های پیش ساخته و ریختگی

مجتبی محمودی^۱، دکتر علیرضا سعیدی^۲، دکتر سید عبدالرضا گنجعلیخان نسب^۳،
دکتر مریم السادات هاشمی پور*

چکیده

مقدمه: دندان‌های تحت درمان کانال ریشه، بیشتر به دلیل عوامل بازسازی تاج در مقایسه با عدم موفقیت درمان ریشه تخریب می‌شوند. این تحقیق به مقایسه توزیع تنش در پست‌های پیش ساخته و ریختگی در دندان‌های درمان ریشه شده به کمک روش اجزای محدود پرداخته است. همچنین تأثیر جنس پست نیز مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش مقطعی که از نوع توصیفی-تحلیلی می‌باشد، یک دندان مولر دوم سالم مندیبل در بلوک آکرلیکی مانع شد و با استفاده از فرایند سایش، مقاطع عرضی از دندان تهیه و سپس از مقاطع مختلف عکس تهیه گردید. عکس‌ها وارد محیط نرم‌افزار شده و پس از به دست آمدن پروفیل‌های هر مقطع و اتصال آن‌ها به یکدیگر مدلی از دندان تهیه گردید. در تمام نمونه‌ها یک بار به شدت $10/43 \text{ MPa}$ روی 23 mm^2 از سطح اکلوزال معادل 240 نیوتن تحت زاویه 45° اعمال شد. سپس با طراحی مدل‌های ترمیمی برای پست‌های ریختگی و پیش ساخته اثر جنس پست مورد آنالیز قرار گرفت.

یافته‌ها: پست‌های ریختگی تنش‌های کمتری را نسبت به پست‌های پیش ساخته تولید می‌کنند و از نظر موقعیت تنش پست‌های پیش ساخته نسبت به پست‌های ریختگی محافظه کارانه‌تر هستند. پست طلا از نظر محل تمرکز تنش نسبت به پست تیتانیوم مطلوب‌تر است، چرا که در پست طلا تمرکز تنش در ناحیه سرویکال اتفاق می‌افتد و در صورتی که تنش منجر به شکست ریشه شود امکان ترمیم مجدد آن وجود دارد.

نتیجه‌گیری: پست‌های ریختگی نسبت به پست‌های پیش ساخته تنش‌های خیلی کمتری در ریشه به وجود می‌آورند و به جز پست ریختگی طلا در بقیه موارد پست‌های ریختگی از نظر موقعیت تنش خطرناک‌تر هستند.

کلید واژه‌ها: آنالیز تنش دندان، آنالیز اجزای محدود، پست-کور، روش.

* استادیار، گروه بیماری‌های دهان، فک و صورت، دانشکده دندان پزشکی و عضو مرکز تحقیقات، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران. (مؤلف مسؤل)
m_s_hashemipour@yahoo.com

۱: کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.

۲: دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.

۳: استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.

این مقاله در تاریخ ۹۰/۴/۲۰ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۰/۵/۱۵ اصلاح شده و در تاریخ ۹۰/۶/۲۲ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان
۱۳۹۰: ۷(۴) ۳۵۵ تا ۳۶۵

مقدمه

تمام کوشش و هزینه‌ای که صرف درمان کانال ریشه و بازسازی تاج می‌شود به منظور بازگرداندن عملکرد دندان برای مدت طولانی است. برای یک دندان درمان ریشه شده، مهم‌ترین فاکتور در تعیین نوع ترمیم میزان تاج دندان باقیمانده می‌باشد، هر اندازه میزان تاج باقیمانده بیشتر باشد گیر بیشتری برای ترمیم تأمین می‌شود. لذا طرح ترمیم باید به گونه‌ای باشد که ساختمان دندان حفظ شود و برداشت عاج به حداقل برسد. در مواردی که تاج دندان به طور کامل از دست رفته باشد گیر کور با استفاده از پست، از فضای کانال ریشه تأمین می‌شود. کار اصلی پست تعیین گیر کافی برای کور و کرون از داخل کانال دندان می‌باشد. همچنین پست با پخش کردن نیروهای فانکشنال بر روی سطح بزرگتری از ریشه باقیمانده موجب بهبود توزیع تنش‌ها در دندان می‌شود [۱، ۲].

از دهه ۱۹۹۰ تاکنون تلاش‌های زیادی به منظور بهبود خواص مواد دندانی از لحاظ کارایی آن‌ها انجام شده است. دندان‌پزشکان و سازندگان مواد دندانی به این نتیجه رسیده‌اند که تفاوت ضریب کشسانی (Modulus of elasticity) مواد دندانی با عاج دندان یک پارامتر مهم در انتقال نیروهای فانکشنال می‌باشد. تفاوت ضریب کشسانی این مواد ممکن است موجب ایجاد توزیع تنش‌های مختلفی در ریشه دندان شود. این که چه مواد و یا تکنیک ترمیمی پایدارتر و مناسب‌تر است موضوعی است که تاکنون دقیقاً مشخص نشده است [۳].

Pegoretti و همکاران [۴] برای اولین بار به بررسی رفتار دندان‌های بازسازی شده با پست‌های کامپوزیتی شفاف در مقایسه با پست‌های ریختگی طلا به کمک Finite Element (FEM) دو بعدی پرداختند و به این نتیجه رسیدند که پست ریختگی طلا بیشترین تنش را در حدفاصل پست و عاج و پست‌های Fiber reinforced composite (FRC) تنش‌های زیادی را در ناحیه سرویکال از خود نشان می‌دهند. همچنین آن‌ها به این نتیجه رسیدند که پست‌هایی با ضریب کشسانی نزدیک به عاج تنش‌های کمتری را در ریشه تولید می‌کنند. همچنین Pierrisnard و همکاران [۵] مطالعه‌ای را با هدف بررسی تأثیر روش‌های مختلف بازسازی دندان‌های درمان ریشه شده بر روی چگونگی توزیع تنش‌ها در بافت‌های دندانی انجام

دادند و به این نتیجه رسیدند که در تمام نمونه‌ها بدون در نظر گرفتن نوع ترمیم، حداکثر تنش در ناحیه سرویکال رخ می‌دهد و حضور فرول یک پارامتر مؤثر در کاهش تنش‌ها در ناحیه سرویکال می‌باشد. همچنین آن‌ها به این نتیجه نیز رسیدند که در غیاب اثر فرول، پست نیکل- کروم با کور کامپوزیتی تنش‌های بیشتری را نسبت به پست ریختگی نیکل- کروم تولید می‌کند و در حضور فرول جنس مواد دندانی تأثیر چندانی روی توزیع تنش‌ها ندارد.

Genovese و همکاران [۶] به بررسی رفتار مکانیکی یک سیستم جدید ترمیم با پست کامپوزیتی پرداختند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که حداکثر تنش در دندان‌های ترمیمی، زیاد متأثر از نوع پست و جنس آن نیست و حداکثر تنش‌ها در مدل ترمیمی جدید نسبت به مدل‌های ترمیم شده با پست ریختگی و پیش‌ساخته کمتر است.

همچنین Fu و همکاران [۳] و Asmussen و همکاران [۷] در تحقیقی که بر روی دندان‌های مولر انجام دادند به این نتیجه رسیدند که جنس پست تأثیر کمی روی توزیع تنش‌ها دارد و با افزایش ضریب کشسانی تنش‌ها کمی کاهش می‌یابد.

بررسی‌های انجام شده نشان دهنده این موضوع می‌باشد که تاکنون اکثر مطالعات انجام شده روی دندان‌های قدامی و پرمولرها بوده [۸-۱۲] و تعداد کمی از مطالعات، دندان‌های خلفی را مورد بررسی قرار داده‌اند [۱۳، ۳]. وسعت مطالعات FEM انجام شده بر روی دندان‌های قدامی و پرمولرها نسبت به دندان‌های مولر می‌تواند به علت ساده بودن مدل‌های این دندان‌ها (به علت تک ریشه بودن) نسبت به دندان‌های خلفی و همچنین وجود این موضوع که دندان‌های خلفی کمتر پست می‌شوند باشد، تهیه مدل کامپیوتر برای دندان‌های خلفی به واسطه چند ریشه بودن آن‌ها اغلب مشکل و زمان‌بر است [۳]. لذا برای توسعه مطالعات در زمینه دندان‌های مولر این مطالعه بر روی نمونه‌های بازسازی شده از دندان‌های مولر مندیبل انجام شده است. در این مطالعه سعی شده که تا حد امکان با رفع نقایص مطالعات قبلی، نحوه توزیع تنش و تغییرات آن در دندان‌هایی که درمان ریشه شده و با روش پست- کور و کرون بازسازی شده به کمک آنالیز اجزای محدود بررسی شود. مطالعات انجام شده در این زمینه دارای نواقصی همچون

سایش متوقف شده و عکس دیجیتال این مقطع نیز با دوربین (Nokia, USA) تهیه گردید. سپس سایش سطح برای رسیدن به مقاطع عرضی بعدی انجام شد و از این مقاطع نیز عکس دیجیتالی تهیه گردید. این فرایند برای تمام طول دندان صورت گرفت. روی محیط استوانه خطی موازی محور استوانه به عنوان مبدأ کشیده شد و هنگام تهیه عکس با یک نشانگر تنظیم شد و در نهایت عکس‌های گرفته شده از مقاطع دندان پس از کالیبره و ویرایش به کمک نرم‌افزار فوتوشاپ وارد محیط نرم‌افزار SolidWorks Premium 2009 SP4.0 x86 x64 (SRAC-USA) شد. در این نرم‌افزار مرزهای هر مقطع در هر صفحه به طور مجزا با نقطه‌گذاری و اتصال نقاط مشخص شد. مرزهای هر بخش به طور مجزا در صفحه خود مشخص و سپس به هم متصل شدند و از این طریق سه حجم مختلف را به وجود آوردند. پس از تشکیل حجم‌های تولید شده که به صورت حجم‌هایی توپر مدل شده بودند از حذف حجم عاج از مینا و از حذف حجم پالپ از عاج، مدل مینا و عاج تهیه شد. سپس با مدل کردن مینا و عاج مدل تقریباً دقیقی از دندان سالم ساخته شد. لیگامان پریودنتال، لامینا دورا، استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی همگی مدل شدند، که از این میان لامینا دورا و استخوان کورتیکال به صورت یکپارچه و با یک جنس مدل شد [۳]. ابعاد و ضخامت هر یک از این مدل‌ها مطابق با ابعاد آناتومیکی موجود در تحقیقات گذشته انجام شد به طوری که ضخامت لیگامان پریودنتال 0.2 mm [۱۶، ۱۵]، لامینادورا 0.3 mm [۱۴] و استخوان کورتیکال 2 mm [۷] و طول استخوان کورتیکال از لبه کرست تا بوردر تحتانی 20 mm [۷] در نظر گرفته شد.

به منظور بررسی اهداف این مطالعه ۳ گروه مختلف به صورت زیر طراحی و آنالیز شد. در مدل‌های بازسازی فرض بر این شد که دندان درمان ریشه شده، ساختار تاجی خود را به طور کامل از دست داده است. همچنین در تمام مدل‌های بازسازی اثر فرول نیز با 0.2 میلی‌متر چمفر دور تا دور ناحیه سرویکال در نظر گرفته شد. در دندان‌های مولر پایین که معمولاً دو ریشه هستند کانال دیستال نسبت به مزیال گشادتر و گردتر است. لذا در استفاده از پست‌های پیش‌ساخته برای این دندان‌ها معمولاً پست‌های بزرگ‌تر (از لحاظ طول و قطر) را در کانال دیستال

بازسازی نامناسب دندان و مطابقت نداشتن شکل هندسی بازسازی شده با دندان اصلی، عدم بازسازی ریشه‌ها به طور کامل و نشان دادن ریشه‌ها صرفاً به صورت اجسام مخروطی، اعمال نکردن و یا به عبارتی در نظر نگرفتن فضاهایی مانند فضای پریودنتال و یا استخوان‌های اطراف دندان بوده‌اند که در این مطالعه تقریباً تمامی موارد فوق اعمال گردیده است.

مواد و روش‌ها

در این پژوهش مقطعی از نوع توصیفی-تحلیلی از یک روش عملی مشابه با روش Lin و همکاران [۱۴] برای مدل دندان و دستیابی به ابعاد داخلی دندان استفاده شد. دندان مولر مورد استفاده دارای دو ریشه و اندازه و فرم نرمال (تاج و ریشه) بود. برای تهیه مدل سه بعدی دندان و دستیابی به ابعاد داخلی بر پایه شکل طبیعی آن ابتدا دندان در یک رزین آکریلی در قالب استوانه‌ای به قطر ۲۵ میلی‌متر و طول ۲۲ میلی‌متر مانت شد. عمل مانت شدن طوری انجام گرفت که محور طولی استوانه و دندان در یک راستا قرار گیرند. برای اطمینان از صدمه ندیدن دندان حین عمل مانت یک عکس رادیوگرافی از دندان مانت شده تهیه گردید. این عکس علاوه بر این که وضعیت دندان را در داخل استوانه مشخص می‌کند برای تخمین تعداد برش‌های لازم و فاصله آن‌ها نیز مفید است. واضح است که در نواحی که تغییرات سریعی در ابعاد مشاهده می‌شود تعداد برش‌های بیشتری مورد نیاز است. برای رسیدن به مقطع عرضی دندان، استوانه شامل دندان در صفحاتی موازی صفحه بالایی استوانه برش داده شد. در این تحقیق به جای دستگاه برش از دستگاه الکتروپولیش (ASME BPE, USA) استفاده شد. دستگاه الکتروپولیش دستگاهی اتوماتیک است که اساساً برای صیقل دادن سطوح استفاده می‌شود، ولی با این وجود با استفاده از صفحه سنباده‌ای درشت‌تر می‌توان مقدار سایش را به اندازه‌ای افزایش داد تا باربرداری دلخواه نیز انجام شود. برای رسیدن به اولین مقطع عرضی پولیش اتوماتیک سطح بالایی استوانه کافی بود. پس از پولیش از آن مقطع یک عکس دیجیتال با وضوح ۸ مگاپیکسل تهیه گردید. مقدار سایش مورد نیاز بعدی از روی عکس رادیوگرافی ۵ میلی‌متر تخمین زده شد. مجدداً سایش آغاز گردید و با رسیدن به مقدار تخمینی و مشاهده مقطع عرضی عمل

ناحیه مارژین سرویکال و حذف اندرکات‌های موجود در کانال ریشه، پست مطابق با کانال ریشه مدل شد و به علت فیت شدن پست با کانال ریشه از ضخامت میکرومتری سمان در این نواحی صرف‌نظر شد [۶-۴، ۱۷]. در این نوع ترمیم پست و کور به صورت یکپارچه مدل شد، به طوری که طول پست اصلی ۷/۵ mm معادل ۲/۳ طول ریشه و طول پست فرعی ۳/۷۵ mm معادل ۱/۳ طول ریشه در نظر گرفته شد. پس از اتمام مدل ترمیمی، سه جنس آلیاژ طلا، تیتانیوم و آلیاژ نیکل-کروم با افزایش ضریب کشسانی یک به یک، برای پست‌ها و کرون سرامیکی (IPS Empress II) برای کرون در نظر گرفته شد.

دندان سالم نیز به عنوان گروه ۳ مورد آنالیز اجزای محدود قرار گرفت، تا از این طریق نتایج به دست آمده در گروه‌های دیگر با یک مرجع به عنوان گروه شاهد مقایسه گردد.

جدول ۱. خواص مواد دندانی [۲۲، ۱۶، ۱۳، ۷-۵، ۳]

مواد	ضریب کشسانی (گیگا پاسکال) E	ضریب پواسون ν
مینا	۷۲/۷	۰/۳۳
عاج	۱۸/۶	۰/۳۱
استخوان کورتیکال	۱۳/۷	۰/۳
استخوان اسفنجی	۱/۳۷	۰/۳
لیگامان پیرودنتال	۰/۰۶۸۹	۰/۴۵
کامپوزیت	۱۲	۰/۳
زینک فسفات	۲۲/۴	۰/۲۵
آلیاژ طلا	۹۳	۰/۳۳
تیتانیوم	۱۲۰	۰/۳
نیکل-کروم	۲۰۰	۰/۳۳
آلیاژ آلومینا	۳۸۰	۰/۲۵
سرامیک	۶۹	۰/۲۸

در تمام نمونه‌ها یک بار گسترده به شدت ۱۰/۴۳ MPa و معادل ۲۴۰ نیوتن تحت زاویه ۴۵ درجه بر روی کاسپ‌های فانکشنال سطح اکلوژال اعمال شد و سطوح عرضی استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی مقید به جابه‌جایی صفر شدند [۳، ۲]. با در نظر گرفتن المان چهار وجهی ۱۰ گره‌ای با توابع شکل درجه ۲ مدل‌ها المان‌بندی و آنالیز حساسیت به مش انجام گردیده و سپس آنالیز اجزای محدود به کار گرفته شد. در تمام

می‌گذارند، که در این مطالعه از این پست‌ها به عنوان پست اصلی نام برده شد. همچنین برای جلوگیری از چرخش پست و کور و در نتیجه عدم کنده شدن ترمیم، یک پست کوچک نیز در کانال مزیال جاسازی شد که در این مطالعه از این پست به عنوان پست کمکی نام برده شده و کاربرد آن سبب ایجاد استرس کمتر در پست اصلی و به عبارتی توزیع بهتر تنش‌ها می‌گردد.

جهت آماده‌سازی کانال ریشه با توجه به به مقاطع تهیه شده از دندان، فضای پالپ تعیین شد. سپس به میزان ۰/۲۵ میلی‌متر فضای مذکور گشاد شد و کانال‌ها به طول ۱۱ میلی‌متر برای فضای پست آماده شدند. در گروه ۱ تأثیر جنس پست‌های پیش‌ساخته روی توزیع تنش دندان‌های درمان ریشه شده و بازسازی شده با پست-کور و کرون بررسی شد. برای این منظور، پس از قطع کردن دندان سالم از ناحیه مارژین سرویکال و آماده‌سازی فضای پست در کانال‌های مزیال و دیستال، یک پست موازی (Euro-Post Anthogyr S.A., Sallanches, France) به قطر ۴ mm و طول ۱۱/۵ mm در کانال دیستال به عنوان پست اصلی قرار داده شد، که از این مقدار ۷/۵ mm آن معادل ۲/۳ طول ریشه در کانال ریشه و بقیه آن در زیر کور در نظر گرفته شد. سپس یک پست موازی به قطر ۱ mm و طول ۵/۷۵ mm در کانال مزیال قرار داده شد که از این مقدار ۳/۷۵ mm آن معادل ۱/۳ طول ریشه در کانال ریشه و بقیه آن در زیر کور در نظر گرفته شد. از آنجایی که پست‌های پیش‌ساخته به خوبی فضای کانال ریشه و محفظه پالپ را پوشش نمی‌دهند از زینک فسفات (Harvard dental international GmbH, USA) به عنوان ماده پرکننده این فضا و ماده سمان‌کننده پست و عاج استفاده و از ضخامت‌های میکرومتری سمان در محل تماس کور با کرون صرف نظر شد. پس از اتمام مدل ترمیمی، سه جنس آلیاژ طلا، تیتانیوم و آلیاژ نیکل-کروم (Parapost XP Coltone Vivadent Shaan /)

Liechtenstein که ضریب کشسانی آن‌ها به ترتیب افزایش می‌یابد برای پست‌ها تعریف و در هر سه مدل جنس کور از کامپوزیت و جنس کرون از سرامیک در نظر گرفته شد. در گروه ۲ تأثیر جنس پست‌های ریختگی روی توزیع تنش در دندان‌های بازسازی شده و ترمیم شده با پست-کور و کرون بررسی شد. برای این منظور، پس از قطع کردن دندان سالم از

مزبولینگوال متمرکز شد. در دندان بازسازی شده با پست تیتانیوم، حداکثر تنش کششی در سمت لینگوال و در محاذات کرسر آلوتل متمرکز شد و در دندان بازسازی شده با پست نیکل- کروم حداکثر تنش کششی در حدفاصل پست و عاج در کانال دیستال مشاهده شد. از نظر شدت تنش کششی بین بازسازی با پست‌های طلا و تیتانیوم تفاوت کمی وجود داشت که در این تفاوت کم برتری با پست تیتانیوم بود.

در دندان سالم حداکثر تنش کششی برابر با $22/7 \text{ MPa}$ و در محاذات لبه کرسر در سمت لینگوال و حداکثر تنش فشاری برابر با $34/8 \text{ MPa}$ و در داخل ریشه در ناحیه سرویکال بود. دندان سالم نسبت به بقیه مواد به کار برده شده کمترین تنش کششی را در ریشه تولید کرد، اگرچه تنش‌های فشاری تولید شده مقداری بیشتر از دندان‌های ترمیم شده با پست‌های ریختگی طلا و تیتانیوم بود.

در نمودار ۱ حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در ترمیم پست‌های پیش‌ساخته همراه با ضریب کشسانی آن‌ها نشان داده شده است. همان طور که در این نمودار دیده می‌شود در دندان‌های بازسازی شده با پست‌های پیش‌ساخته، جنس پست‌ها تأثیر کمی روی تنش‌های حداکثر در ریشه داشت.

در نمودار ۲ حداکثر تنش‌های فشاری در ریشه دندان‌های بازسازی شده با پست‌های ریختگی همراه با ضریب کشسانی پست‌های به کار رفته نشان داده شده است. به نظر می‌رسد که افزایش ضریب کشسانی پست‌های ریختگی نسبت به پست‌های پیش‌ساخته در توزیع تنش‌ها از حساسیت بیشتری برخوردار باشد، به طوری که تنش‌های فشاری در ترمیم با پست نیکل- کروم با ضریب کشسانی بالا نسبت به پست‌های طلا و تیتانیوم به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش یافت.

در نمودار ۳ تنش‌های کششی حداکثر در ریشه دندان‌های بازسازی شده با پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی نشان داده شده است. همان طور که در این نمودارها هم دیده می‌شود دندان‌های بازسازی شده با پست‌های ریختگی نسبت به پست‌های پیش‌ساخته تنش‌های کمتری را به وجود آوردند و این می‌تواند به دلیل انطباق مناسب پست با کانال ریشه و در نتیجه افزایش سطح تماس پست با کانال ریشه باشد.

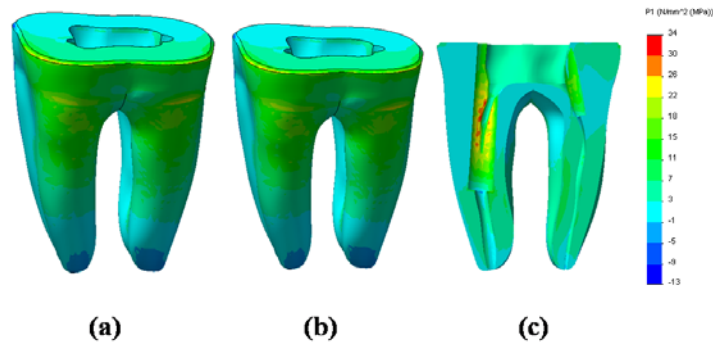
نمونه‌ها جنس مواد همگن و از نوع الاستیک خطی با دو مشخصه ضریب کشسانی و ضریب پواسون در نظر گرفته شد. خواص مواد دندانی از تحقیقات مشابه جمع‌آوری و در جدول ۱ نشان داده شده است. هندسه دندان و جنس مواد تشکیل دهنده دندان در توزیع تنش مؤثر بوده و تأثیر هندسه جسم در توزیع تنش مستقل از روش محاسبه توزیع تنش (که در این مطالعه به روش اجزای محدود بوده است) می‌باشد. لذا اعداد آرایه شده در جدول ۱ مختص دندان‌های مولر هستند.

همچنین در این پژوهش از نرم‌افزار SolidWorks Premium 2009 SP4.0 x86 x64 (SRAC-USA) برای مدل کردن نمونه و از نرم‌افزار COSMOS Works (SRAC-USA) برای تحلیل آن استفاده شده است.

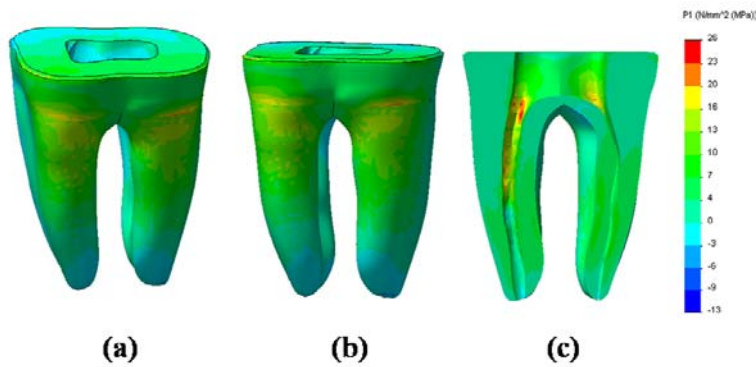
یافته‌ها

در شکل ۱ توزیع تنش‌های کششی در ریشه دندان درمان ریشه شده و بازسازی شده با پست‌های پیش‌ساخته نشان داده شده است. همانگونه که در این شکل مشخص می‌باشد در بازسازی با پست‌های طلا و تیتانیوم حداکثر تنش‌ها در ناحیه سرویکال و در سمت مزبولینگوال مشاهده شد و اختلاف ضریب کشسانی این دو پست روی توزیع تنش‌های کششی به وجود آمده در ریشه تأثیری نداشت. ولی در پست نیکل- کروم با ضریب کشسانی بالاتر از پست‌های طلا و تیتانیوم حداکثر تنش در حدفاصل پست و عاج و در کانال دیستال مشاهده شد. در شکل ۱ برای مشاهده محل تنش در حدفاصل پست و عاج، تنش‌ها در یک مقطع مزبودیستالی از ریشه به نمایش گذاشته شده است. همچنین حداکثر تنش فشاری در تمام پست‌های پیش‌ساخته در ناحیه سرویکال و در سمت مزیوباکال اتفاق افتاد و اختلاف ضریب کشسانی پست‌ها روی توزیع تنش‌های فشاری در ریشه تأثیری نداشت.

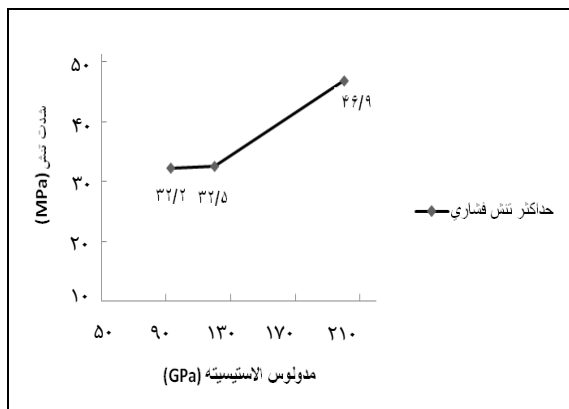
در شکل ۲ توزیع تنش‌های کششی در ریشه دندان‌های درمان ریشه شده و بازسازی شده با پست‌های ریختگی به نمایش گذاشته شده است. در این نوع بازسازی همان طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود در دندان بازسازی شده با پست طلا حداکثر تنش کششی در ناحیه سرویکال و در سمت



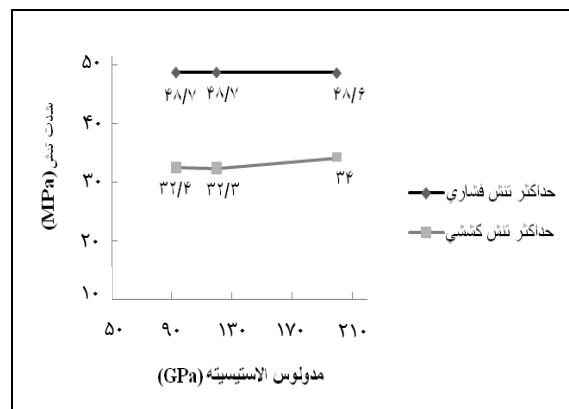
شکل ۱. توزیع تنش‌های کششی در ریشه دندان اندو شده و بازسازی شده با پست‌های پیش‌ساخته: (a) دندان بازسازی شده با پست طلا، (b) دندان بازسازی شده با پست تیتانیوم، (c) دندان بازسازی شده با پست نیکل-کروم. رنگ قرمز بیانگر تنش‌های زیاد و رنگ آبی بیانگر تنش‌های کم می‌باشد.



شکل ۲. توزیع تنش‌های کششی در دندان‌های اندو شده و بازسازی شده با پست‌های ریختگی: (a) دندان بازسازی شده با پست طلا، (b) دندان بازسازی شده با پست تیتانیوم، (c) دندان بازسازی شده با پست نیکل-کروم. رنگ قرمز بیانگر تنش‌های زیاد و رنگ آبی بیانگر تنش‌های کم می‌باشد.



نمودار ۲. تغییرات حداکثر تنش فشاری در پست‌های ریختگی با جنس‌های مختلف همراه با ضریب کشسانی پست



نمودار ۱. تغییرات حداکثر تنش فشاری با ضریب کشسانی پست‌ها در دندان‌های بازسازی شده با پست‌های پیش‌ساخته موازی



نمودار ۳. حداکثر تنش‌های کششی در دندان‌های بازسازی شده با پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی

بحث

در پژوهش حاضر نحوه توزیع تنش و میزان آن در ریشه دندان با انواع پست‌های موجود بررسی شد. در تمام مدل‌ها به واسطه شکننده بودن عاج حداکثر تنش‌های کششی و فشاری در ریشه دندان مبنای مقایسه قرار گرفت. در تمام نمونه‌ها نسبت حداکثر تنش فشاری به حداکثر تنش کششی عاج بسیار کمتر از نسبت استحکام فشاری عاج به استحکام کششی آن بود.

میزان و توزیع تنش در دندان قدامی درمان ریشه شده و ترمیم شده با پست و کور و مقاومت این دندان‌ها به شکستگی توسط تعدادی از محققین مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است [۸-۱۲]. هندسه دندان و جنس مواد تشکیل دهنده دندان در توزیع تنش مؤثر بوده و تأثیر هندسه جسم در توزیع تنش مستقل از روش محاسبه توزیع تنش (که در این مطالعه به روش اجزای محدود بوده است) می‌باشد.

تنش‌های کششی مخرب‌تر از تنش‌های فشاری بوده و لذا کنترل و کاهش آن‌ها می‌تواند خطر شکستن ریشه را کاهش دهد. البته حداقل بودن تنش کششی در ریشه برای ایده‌آل بودن بازسازی دندان کافی نبوده و محل حداکثر تنش نیز ملاک می‌باشد. این مطالعه نشان داد که پست طلا از نظر محل تمرکز تنش نسبت به پست تیتانیوم مطلوب‌تر است، چرا که در پست طلا تمرکز تنش در ناحیه سرویکال اتفاق می‌افتد و در صورتی که این تنش منجر به شکست ریشه شود امکان ترمیم مجدد برای آن وجود دارد. اما در بازسازی با پست تیتانیوم محل تمرکز تنش پایین‌تر از ناحیه سرویکال بوده و امکان شکست عمودی ریشه

محتمل‌تر از پست طلا است. پست نیکل- کروم ریختگی نیز مانند پست نیکل- کروم پیش‌ساخته به واسطه تمرکز تنش در حفاصل پست و عاج موجب افزایش خطر شکست عمودی ریشه می‌شود. تمرکز تنش‌های فشاری در این نوع ترمیم در پست طلا در سمت مزیوباکال و در پست تیتانیوم و نیکل- کروم در حفاصل پست و عاج و در کانال مزیال بود. از نظر شدت تنش فشاری بین پست‌های طلا و تیتانیوم تفاوتی وجود نداشت، ولی از نظر محل تنش حداکثر، برتری با پست طلا بود. همچنین پست نیکل- کروم به واسطه ضریب کشسانی بالای آن موجب افزایش چشمگیر تنش در حفاصل پست و عاج در کانال مزیال شد.

در استفاده از پست‌های نیکل- کروم، پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی نیز با هم متفاوت بودند. البته از نظر محل تمرکز تنش‌های کششی، بین بازسازی با پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی تفاوتی وجود نداشت. در هر دوی این بازسازی‌ها تمرکز تنش کششی در حفاصل پست و عاج بود که ریشه را مستعد شکست عمودی می‌کند. از نظر موقعیت تنش‌های فشاری، در پست‌های پیش‌ساخته این تنش‌ها در ناحیه سرویکال متمرکز شده‌اند ولی در پست‌های ریختگی در حفاصل پست و عاج می‌باشند که باز هم از نظر موقعیت تنش برتری با پست‌های پیش‌ساخته است. ولی از لحاظ شدت تنش، دندان‌های ترمیم شده با پست‌های پیش‌ساخته نیکل- کروم نیز مانند بقیه پست‌های پیش‌ساخته تنش‌های بیشتری را نسبت به پست‌های ریختگی تولید کردند.

مطالعه Lin و همکاران [۱۴] بر روی دندان پرولر دوم فک بالا نشان داد که در صورتی که محل تمرکز تنش در داخل ریشه باشد، از استحکام کششی دندان فراتر رفته و سبب شکستن ریشه به صورت عمودی می‌شود که بدترین حالت برای ریشه می‌باشد و در بیشتر موارد منجر به کشیده شدن دندان می‌شود. بنابراین هر اندازه تنش‌های مخرب به ناحیه سرویکال نزدیک‌تر باشند امکان خطر شکست عمودی نیز کاهش می‌یابد که با مطالعه حاضر همخوانی و با سایر تحقیقات مشابیهت دارد [۱۹، ۱۸]. لذا با در نظر گرفتن دو معیار حداقل تنش کششی و محل تمرکز آن می‌توان این نتیجه را گرفت که دندان‌های ترمیم شده با پست‌های ریختگی طلا بهترین سازگاری را از لحاظ شدت تنش و محل تمرکز آن با ریشه دارند. چون تنش‌های کششی

نتیجه‌ای مشابه Fu رسیدند که نتایج این تحقیقات از نظر تأثیر کم جنس پست‌ها با نتایج تحقیق حاضر مطابق ولی از نظر رفتاری که آن‌ها پیشنهاد کردند متناقض می‌باشد.

Okamoto و همکاران [۲۰] در بررسی که روی دندان‌های ترمیم شده پرمولر بالا با پست‌های پیش‌ساخته کامپوزیتی در مقایسه با پست ریختگی داشتند به این نتیجه رسیدند که پست‌های پیش‌ساخته نسبت به ریختگی تنش‌های بیشتری تولید می‌کنند که نتایج این تحقیق مؤید این نتیجه است. اگرچه Uddanwadike و همکاران [۱۷] در بررسی FEM بر روی ترمیم دندان‌های سانترال بالای درمان ریشه شده به این نتیجه رسیدند که تنش‌ها با افزایش ضریب کشسانی پست کاهش می‌یابد که نتایج این تحقیق با نتایج Uddenwadike اختلاف دارد که می‌تواند ناشی از نوع دندان انتخابی و پست انتخاب شده باشد.

Okada و همکاران [۱۵] به بررسی توزیع تنش‌ها در دندان‌های پرمولر فک بالای درمان ریشه شده و بازسازی شده با تعدادی از پست پیش‌ساخته حین عمل جویدن پرداختند و به این نتیجه رسیدند که حداکثر تنش‌ها در ناحیه سرویکال رخ می‌دهد و تنش‌ها در ناحیه سرویکال و آپکس دندان بدون در نظر گرفتن نوع بازسازی فرق زیادی با یکدیگر نداشته و تنها با افزایش ضریب کشسانی، تنش در انتهای پست به طور محسوسی افزایش می‌یابند که مقدار آن از تنش حداکثر کمتر است. Santos و همکاران [۲۱] در تحقیق خود که به بررسی ترمیم دندان‌های پرمولر فک بالای درمان ریشه شده پرداختند، به این نتیجه رسیدند که پست‌هایی با ضریب کشسانی پایین تنش کششی کمتری نسبت به پست‌های با ضریب کشسانی بالا تولید می‌کنند. یافته‌های این تحقیق، نتیجه مطالعه Santos و همکاران را تأیید می‌کند.

نتایج حاصل از این بررسی نشان داد که پست‌های طلای ریختگی مانند پست‌های طلای پیش‌ساخته موجب تمرکز تنش در ناحیه سرویکال شده و این نتایج با تحقیقات گذشته که تمرکز تنش در این ترمیم را در حدفاصل پست و عاج نتیجه گرفته بودند [۲۳، ۲۲، ۴] اختلاف دارد، که این اختلاف می‌تواند ناشی از نوع دندان مورد بررسی باشد.

از مقایسه بین پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی نیز می‌توان نتیجه گرفت که در استفاده از پست‌هایی از جنس طلا از نظر

که این پست‌ها در ریشه تولید می‌کنند بسیار نزدیک به دندان سالم است (۲۴/۴ MPa در مقابل ۲۲/۷ MPa) و محل حداکثر تنش آن‌ها در ناحیه سرویکال بوده و پس از طلا دندان‌های ترمیم شده با پست‌های ریختگی تیتانیومی هستند که توزیع تنشی نزدیک به دندان سالم دارند و محل تمرکز تنش آن‌ها نزدیک ناحیه سرویکال می‌باشد.

Pegoretti و همکاران [۴] در مطالعه‌ای که بر روی دندان‌های سانترال بالا، ترمیم شده با پست‌های پیش‌ساخته کامپوزیتی داشتند نشان دادند که پست‌های پیش‌ساخته تمرکز تنش زیادی در ناحیه سرویکال ایجاد می‌کنند و استفاده از پست‌هایی با ضریب کشسانی کمتر تنش‌های کمتری در ریشه ایجاد می‌کند که با نتایج این تحقیق همخوانی دارد. همچنین Pierrisnard و همکاران [۵] در مطالعه‌ای که بر روی دندان‌های درمان ریشه شده (سانترال و مولرهای فک بالا) انجام دادند به این نتیجه رسیدند که پست پیش‌ساخته نیکل-کروم نسبت به پست ریختگی نیکل-کروم تنش‌های بیشتری در ریشه تولید می‌کند و در حضور فرول جنس مواد دندانی تأثیر زیادی روی توزیع تنش‌ها ندارد و در این ترمیم‌ها حداکثر تنش‌های فشاری حدود ۳۰ درصد بیشتر از تنش‌های کششی است که با نتایج حاصل شده از تحقیق حاضر همخوانی دارد.

Genovese و همکاران [۶] به بررسی رفتار مکانیکی یک سیستم جدید ترمیم با پست کامپوزیتی پرداختند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که حداکثر تنش در دندان‌های ترمیمی، زیاد متأثر از نوع پست و جنس آن نیست و حداکثر تنش‌ها در مدل ترمیمی جدید نسبت به مدل‌های ترمیم شده با پست ریختگی و پیش‌ساخته کمتر است. همچنین در حالت اعمال نیروهای جویدن، بیشترین تنش در ناحیه سرویکال اتفاق افتاده و کرون‌های ساخته شده با مواد مقاوم‌تر و انعطاف‌پذیری کمتر نسبت به کرون‌های انعطاف‌پذیر تنش‌های بیشتری را در ناحیه سرویکال تولید می‌کنند که با نتایج این تحقیق همخوانی دارد.

همچنین Fu و همکاران [۳] در تحقیقی که به روی دندان مولر اول فک بالا انجام دادند به این نتیجه رسیدند که جنس پست تأثیر کمی روی توزیع تنش‌ها دارد و با افزایش ضریب کشسانی تنش‌ها کمی کاهش می‌یابند. Asmussen و همکاران [۷] در تحقیق خود بر روی دندان‌های سانترال بالا به

عامل منفی در این زمینه تاثیرگذار باشد. در این مطالعه از ۳ جنس پست به همراه یک نوع سمان استفاده شد که خود می‌تواند از محدودیت‌های انجام کار باشد. لذا پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی تعداد، طول، مواد سازنده پست، مواد باندینگ و زاویه بارگذاری که تمامی آن‌ها بر روی اندازه و توزیع تنش در ریشه دندان خلفی باقی مانده ترمیم شده با پست و کور تأثیر دارند تغییر یابد. همچنین سمان رزینی، انتخاب بهتری برای پیوند در مقایسه با سمان زینک فسفات می‌باشد که پیشنهاد می‌شود از این سمان در تحقیقات بعدی استفاده شود.

نتیجه‌گیری

پست‌های ریختگی نسبت به پست‌های پیش‌ساخته تنش‌های کمتری را در ریشه تولید می‌کنند. در دندان‌های درمان ریشه شده و بازسازی شده با پست‌های پیش‌ساخته جنس پست‌ها تأثیر کمی روی تمرکز تنش‌ها دارد و استفاده از پست‌های با ضریب کشسانی بالا موجب تمرکز تنش در حدفاصل پست و عاج می‌شود. در دندان‌های درمان ریشه شده و بازسازی شده با پست‌های ریختگی جنس پست‌ها روی تمرکز و توزیع تنش‌ها مؤثرتر از پست‌های پیش‌ساخته است. همچنین دندان‌های درمان ریشه شده و بازسازی شده با پست‌های ریختگی طلا و تیتانیوم از نظر توزیع تنش و محل آن نسبت به نیکل - کروم برتر می‌باشند.

تشکر و قدردانی

این پژوهش با حمایت مالی و معنوی معاونت تحقیقات و فن‌آوری دانشگاه علوم پزشکی کرمان انجام پذیرفته است. بدین وسیله مراتب قدردانی از این معاونت اعلام می‌گردد.

محل تمرکز تنش‌ها، بین پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی هیچ تفاوتی وجود ندارد. در هر دو نوع پست حداکثر تنش در ناحیه سرویکال رخ داد ولی از نظر شدت تنش، پست‌های پیش‌ساخته طلا موجب تمرکز تنش بیشتری نسبت به پست‌های ریختگی طلا در ریشه شدند. در استفاده از پست‌هایی از جنس تیتانیوم؛ پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی هم از نظر محل تمرکز تنش و هم از نظر شدت تنش با هم متفاوت بودند. از نظر محل تمرکز تنش در بازسازی با پست‌های پیش‌ساخته تیتانیومی تمرکز تنش‌های کششی و فشاری در ناحیه سرویکال بود، ولی در بازسازی با پست‌های ریختگی تنش‌های کششی در محاذات کرسر آلوتول و تنش‌های فشاری در حدفاصل پست و عاج جمع شدند. البته از نظر محل تمرکز تنش بین ترمیم با پست‌های پیش‌ساخته و ریختگی برتری با پست‌های پیش‌ساخته است چون موجب شکست عمودی دندان نمی‌شوند، ولی شدت تنش در این پست‌ها نسبت به پست‌های ریختگی خیلی زیادتر بود. ساخت تاج دندانی در دندان‌های مولر بازسازی شده خصوصاً با پست‌های ریختگی یک عامل اساسی برای گیر پست و توزیع یکنواخت‌تر تنش در ریشه می‌باشد و دلیل کاهش تنش‌ها در پست‌های ریختگی نسبت به پست‌های پیش‌ساخته در دندان‌های مولر بازسازی شده می‌تواند به علت وجود فضای نسبتاً حجیم کانال پالپ باشد که با پست ریختگی به صورت یکپارچه با کور پر می‌شود. همچنین پست‌های ریختگی به علت پوشش مناسب فضای پالپ به واسطه قالب گرفته شده از آن سطح تماس بیشتری را نسبت به پست‌های پیش‌ساخته تولید می‌کنند و این می‌تواند عامل دیگر کاهش تنش در ترمیم با این پست‌ها باشد. اگرچه فضای اشغال شده توسط سمان خود می‌تواند به عنوان

References

1. Torabinejad M, Walton RE. Endodontics: principles and practice. 4th ed. Philadelphia: Elsevier Health Sciences; 2009. p. 24-9.
2. Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. 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.
3. 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.
4. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomaterials 2002; 23(13): 2667-82.
5. 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.

6. 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.
7. 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.
8. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JC. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983; 62(9): 1002-8.
9. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 421-7.
10. Ukon S, Moroi H, Okimoto K, Fujita M, Ishikawa M, Terada Y, et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. *Dent Mater J* 2000; 19(1): 50-64.
11. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 558-67.
12. de Castro AR, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30(9): 936-43.
13. 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.
14. Lin CL, Chang CH, Cheng CS, Wang CH, Lee HE. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput Methods Programs Biomed* 1999; 59(3): 187-95.
15. Okada D, Miura H, Suzuki C, Komada W, Shin C, Yamamoto M, et al. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. *Dent Mater J* 2008; 27(4): 605-11.
16. Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater* 2004; 20(7): 623-9.
17. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *J Biosci Bioeng* 2007; 104(5): 363-70.
18. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2): 140-7.
19. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Oper Dent* 2006; 31(1): 89-96.
20. Okamoto K, Ino T, Iwase N, Shimizu E, Suzuki M, Satoh G, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in composite resin cores with fiber posts of varying diameters. *Dent Mater J* 2008; 27(1): 49-55.
21. Santos AF, Tanaka CB, Lima RG, Esposito CO, Ballester RY, Braga RR, et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod* 2009; 35(1): 117-20.
22. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J* 2006; 25(1): 145-50.
23. 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.

Stress analysis in mandibular molars restored with cast and pre-fabricated post-and-cores using finite element technique

Mojtaba Mahmoodi, Ali Reza Saeidi, Sayed Abdolreza Ganjalikhan Nasab,
Maryamosadat Hashemipour*

Abstract

Introduction: *The main factor involved in the failure of endodontically treated teeth is crown reconstruction rather than root canal treatment itself. The present study compared stress distribution in pre-fabricated and cast post-and-cores by finite element analysis. In addition, the effect of post material was evaluated.*

Materials and Methods: *In this cross-sectional descriptive-analytical study, an extracted sound human mandibular second molar was embedded in an acrylic resin cylindrical mold. Axial cross-sections were prepared by abrasion and photographed; the images were transferred into a computer software program and a three-dimensional solid model of the tooth was prepared. A load of 10.43 MPa was applied on a 23-mm² surface area of the occlusal surface at an angle of 45°. Finally, different restoration models for pre-fabricated and cast posts were designed and the effect of post material was analyzed.*

Results: *Cast posts generated less stresses compared to pre-fabricated posts; however, pre-fabricated posts were more conservative from the stress location viewpoint. Regarding stress concentration, gold posts were more favorable in comparison to titanium posts because stress concentration in gold posts takes place in the cervical region, so that if root failure occurs, reconstruction is possible.*

Conclusion: *Cast posts result in less stress in roots compared to pre-fabricated posts. Except for gold cast posts, all other cast posts are more dangerous in relation to stress distribution.*

Key words: *Dental stress analysis, Finite element analysis, Post-core, Technique.*

Received: 11 Jul, 2011

Accepted: 13 Sep, 2011

Address: Assistant Professor, Department of Oral and Maxillofacial Medicine, School of Dentistry and Research Center, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran.

Email: m_s_hashemipour@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2011; 7 (4): 355-365.