# مقایسه تاثیر دو نوع پست غیر فلزیsingle taper و Double taper بر مقاومت به شکست ریشه دندان

دکتر ظفر مهدوی ایزدی[#1] دکتر عزت ا... جلالیان[2] دکتر محمد حسن سالاری [1] دکتر مونا نوروزی[3] دکتر مرتضی نشاندار[4]

۱- استادیار گروه آموزشی پروتز ثابت، دانشگاه آزاد اسلامی واحد دندانپزشکی تهران
۲- دانشیار گروه آموزشی پروتز ثابت، دانشگاه آزاد اسلامی واحد دندانپزشکی تهران
۳- دستیار تخصصی ترمیمی دانشگاه علوم پزشکی کرمان
۴-عضو هیئت علمی گروه گروه آموزشی پروتز ثابت، دانشگاه آزاد اسلامی واحد دندانپزشکی تهران

**خلاصه:**

**سابقه و هدف:** امروزه درباره مقاومت به شکست دندانهایی که درمان ریشه شده و با طرح های مختلف پست های زیبایی درمان می شوند، اطلاعات کمی در دسترس است. هدف از این مطالعه مقایسه مقاومت به شکست و نوع شکست دندانهای درمان ریشه شده بود که با دو طرح متفاوت پست های کوارتز فایبر بازسازی شده اند.

**مواد و روش ها:** در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی ۲۰ عدد دندان پرمولر سالم فک پایین که اندازه های تقریباً یکسانی داشتند انتخاب شده و به طور تصادفی به دو گروه تقسیم شدند (هر گروه ۱۰ عدد). بعد ازبریدن تاج ها و انجام درمان ریشه دندان ها به ترتیب با پست های **quartz fiber single taper light-post** در گروه **A** و **quartz fiber D.T light-post**در گروه **B** بازسازی شدند. همه پست ها با سمان **dual cure** سمان شدند. کورهای کامپوزیتی توسط ماتریکس های پلی استری از پیش ساخته شده فرم داده شدند. همهٔ نمونه ها درون قالب های آکریلیک مانت شدند به طوری که یک لایه نازک ماده الاستیکی پلی اتری ایمپرگام (**Impergum**) دور ریشه ها نقش لیگامان پریودنتال را بازی کند. نیروی فشاری با سرعت ۱ میلی متر در دقیقه و با زاویه ۱۳۵ درجه نسبت به محور طولی دندان اعمال شد تا شکستگی رخ داد. ازآزمون**T-test** برای تحلیل آماری بار(**load**) شکست بین گروه ها استفاده گردید.

**یافته‌ها:** هیچ تفاوت معنی داری بین ۲ گروه از لحاظ مقاومت به شکست مشاهده نشد. میزان نیروی منجر به شکست ریشه در گروه **A** و **B** به ترتیب ۱۰۲/۷ ± ۳۶۶/۷ نیوتن و ۶۷/۳ ±۳۸۲/۴ نیوتن بود.($p<۰/۶$)

**نتیجه گیری:** بر اساس یافته های این تحقیق، دو طرح متفاوت پست های تیپر کوارتز فایبر در مقایسه با هم مقاومت به شکست دندانهای درمان ریشه شده را تحت تاثیر قرار ندادند.

**کلید واژه‌ها:** شکستگی دندان، روش درمان پست و کور، دندان، غیر زنده، رزین کامپوزیتی

وصول مقاله: ۹۱/۵/۴ اصلاح نهایی: ۹۱/۱۰/۱۰ پذیرش مقاله: ۹۲/۱/۲۰

**مقدمه:**

دندانهای غیر زنده معمولاً دارای ضعف های بیومکانیکی مثل کمبود ساختمان باقیمانده در اثر پوسیدگی یا ترمیم های قبلی، هستند. این دندانها معمولاً دارای خصوصیات فیزیکی ضعیف تر در مقایسه با دندانهای زنده به علت تغییر درارتباطات متقاطع کلاژن ، تخریب مکانیزم عکس العمل عصبی، کاهش رطوبت، کم شدن ساختمان باقی مانده دندان و استرس های تولید شده در طی مراحل گذاشتن پست یا انجام اعمال فانکشنال، نسبت به شکستگی مستعدترهستند.[1] عملکرد اصلی پست ایجاد گیر برای رستوریشن و حفاظت از دندان از طریق پخش نیرو ها در طول محور دندان است. انتخاب سیستم مناسب پست تحت تاثیر مقدار باقی مانده از ساختار دندان ، موقعیت دندان در قوس فکی، نیاز به زیبایی و بار فانکشنال دندان قرار می گیرد.[1,2] استفاده از پست برای بازسازی ساختار دندان درمانی

[#]نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر ظفر مهدوی ایزدی، استادیار گروه آموزشی پروتز ثابت، واحد دندانپزشکی تهران، پاسداران، نیستان دهم، پلاک ۴ تلفن: ۲۲۷۶۳۴۳۲
پست الکترونیک: dr.mahdavyizadi@yahoo.com

[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]
[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

نیست که اخیرا کشف شده باشد. ژاپنی ها در Tokugawa era در طی سال های ۱۶۰۳ تا ۱۸۶۷ میلادی از رستوریشن های دندانی چوبی استفاده می کردند که طراحی آنها به گونه ای بود که مانند کرون و پستهای مدرن عمل می کردند Pierre Fauchard .در کتاب خود روشی را شرح داده است که از یک پست با جنس نقره برای گیر روکش استفاده شده است.[۲]

پست های ریختگی برای اولین بار بیش از صد سال پیش همراه با روش‌های قالب گیری، ریختگی و سمان کردن خاص آن دوره، عرضه شدند.[۳] به طور معمول پستهای پیش ساخته فلزی از استحکام کافی برخوردارند ولی به دلیل ایجاد حالت خوردگی، سختی خروج پست از داخل کانال در صورت نیاز به درمان مجدد ریشه ، ضریب الاستیسیته بالا در مقایسه با عاج ، افزایش احتمال ایجاد ترک و شکستگی عمودی غیر قابل ترمیم در ریشه و مراحل طولانی لابراتواری و کلینیکی، مشکلات زیادی ایجاد می کنند.[۴،۵] به علت تفاوت های ساختاری پست های فلزی و عاج، قدرت باند از کیفیت مطلوبی برخوردار نیست و در عین حال انتقال نیروهای اکلوزالی به تمام سطح ریشه به صورت یکنواخت صورت نمی پذیرد.[۶]

پست های Fiber Resin Composite (FRC)از فایبرهای (کربن، کوارتز، سیلیکا و گلس(glass) ، با پوشش زیرکونیا ) در بیس ماتریکس رزینی ساخته شده اند. پست های متال یک ساختار یک پارچه دارند، اما پست های FRC دارای اجزایی با خواص متفاوت هستند. وجود فایبرهای موازی در FRCپست ها آنها را قادر به جذب و پراکنده کردن استرس ساخته است.[۶] این پست ها دارای ضریب کشسانی (MOE) پایین تری نسبت به انواع فلزی هستند که این خصوصیت می تواند باعث توزیع بهتر استرس ها و کمک به جلوگیری از شکست ریشه در دراز مدت شود و در صورت بروز شکست، نوع شکستگی اکثراً افقی خواهد بود و قابلیت تعویض پست نیز وجود دارد. در این پست ها کروژن و عوارض جانبی وابسته به آن وجود ندارد.[۶-۸] با توجه به خواص FRC پست ها استفاده از آنها در دندانهایی که مقدار بافت کرونالی کافی دارند، کارآمدتر به نظر می رسد.[۹]

در مطالعه ای که مقاومت به شکست ریشه را در پست های فلزی ریختگی و پست های کواترز فایبر مقایسه کرده است دریافتند که پست های فلزی ریختگی مقاومت به شکست با اختلاف معنی داری در مقایسه با کواترز فایبر از خود نشان دادند، گرچه۹۲ تا ۱۰۰ درصد شکست ها در ساختمان دندان به صورت غیر قابل ترمیم اتفاق افتاد.[۵،۱۰]

در مطالعه ای دیگر که طرحهای متفاوت پست های ریختگی از لحاظ مقاومت به شکست ریشه با هم مقایسه شده بودند، اختلاف معنی داری با وجود این تفاوت مشاهده نشد.[۱۱]

Teixeiraو همکارانش یک مطالعه درزمینه طرح های متفاوت سیستم های فایبر پست پیش ساخته انجام دادند. در این مطالعه مقاومت به شکست سه طرح-Double tapered quartz fiber، Tapered glass fiber و Parallel glass fiber مورد بررسی قرار گرفت. نتیجه این بود که پست های Parallel (موازی) بالاترین مقاومت به شکست را داشتند که به طور معنی داری از گروه های دیگر بالاتر بود. همچنین میزان مقاومت به شکست گروه Double-tapered quartz fiber به طور معنی داری بالاتر از گروه Tapered glass fiber بود.[۱۲]

با توجه به مزایای استفاده از پست های فایبر، که پیشتر به آن اشاره گردید و همچنین عدم وجود مقالات استاندارد کافی در مقوله مقاومت به شکست انواع متفاوت طراحی های موجود پست های فایبر، این مطالعه با هدف مقایسه دو طرح متفاوت پست های کواترز فایبر مخروطی بر مقاومت به شکست ریشه در بخش پروتز ثابت واحد دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی در سال ۱۳۹۰ انجام شد.

**مواد و روش‌ها:**

در این تحقیق تجربی ۲۰ عدد دندان پره مولردوم فک پایین طبق مطالعات مشابه،[۵،۱۱] پس از برداشتن دبری های خارجی به مدت ۲ ساعت در محلول فرمالدئید ۰/۵ درصد ضدعفونی شدند. شرایط ورود به مطالعه عبارت بود از: عدم وجود ترک،



[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]

[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

تحلیل، هیپوپلازی و یا پوسیدگی ریشه ای و همچنین قطر و طول مشابه در نمونه ها. ابعاد باکولینگوالی نمونه ها حدود ۷-۶ میلیمتر و ابعاد مزیو دیستالی حدود ۵-۴ میلیمتر و طول ریشه ها از CEJ تا اپکس ۱۵- ۱۴ میلیمتر به وسیله قطرسنج فلزی اندازه گیری شد. تاج کلیه دندانها با استفاده از دیسک های فلزی (D&Z, Switzerland) به ضخامت ۰/۲ میلی متر به همراه آب به عنوان خنک کننده و هندپیس با دور بالا از ناحیه CEJ در پروگزیمال قطع شد. طول کارکرد همه کانال ها با رادیوگرافی تعیین شد. همه نمونه ها توسط K فایل های (Maillefer, Switzerland)تا طول کارکرد با فایل شماره ۳۵ و تا فایل شماره ۴۵ فلیر شدند. (با شستشوی متناوب با هیپوکلریت سدیم ۵/۲۵درصد) ،کانالها با کن کاغذی خشک شدند Master cone انتخاب شده برای همه دندانها شماره ۳۵ بود Lateral cone های شماره ۱۵ با روش تراکم جانبی و با استفاده از سیلر رزینی AH-26 (Densply, Maillefer) و با استفاده از فینگر اسپریدر شماره ۲۵ (Densply, Maillefer) در حالیکه ۱ میلیمتر کوتاهتر از طول کارکرد بود داخل کانال پک شدند.[۵] بعد از این مرحله به صورت تصادفی نمونه ها به دو گروه ۱۰تایی تقسیم شدند. دندان‌های گروه اول با پست های کوارتز فایبر RTD (Single taper)با قطر ۰/۹ میلی متر و با طول ۱۰ میلی متر بازسازی شدند.دندان‌های گروه دوم با پست های کوارتز فایبر RTD (D.T Light post)با قطر ۰/۹ میلی متر و با طول۱۰میلی متر بازسازی شدند در هر یک از گروه ها از پست ها و مواد نامبرده به شکل زیر استفاده گردیدند.

در گروه اول گوتا پرکای داخل کانال تا عمق ۱۰ میلی متری کانال از CEJ توسط پیزو ریمر سایز ۲ ,Densply) (Maillefer, Switzerlandطبق دستور کارخانه سازنده پست) خارج شدند.[۶] در گروه دوم گوتا پرکای داخل کانال توسط دریل Universal D.T خارج شده و سپس دیواره های کانال توسط دریل شماره ۱ (Double Taper Carbide Drill, RTD, France ) تا عمق ۱۰ میلی متری از برداشته شد.[۷] در هر دو گروه از یک رابر استاپ بر روی دسته دریل به عنوان راهنما جهت آماده سازی طول کانال استفاده شد.

در هر دو گروه حداقل ۴ الی ۵ میلیمتر گوتا پرکا تا انتهای کانال باقی ماند. باقیمانده مواد داخل کانال با اسپری آب و سپس پوار هوای فاقد آب و روغن پاک سازی شده و داخل کانال با اتانول تمیز شد. با استفاده از فرز الماسی فیشور ۰۰۸ به همراه خنک کننده آب، سر تمام پست ها قطع شد به طوریکه ۴ میلی متر از سر پست جهت قرارگیری ماده کور باقی ماند.[۶] داخل کانال و سطح کرونالی آن توسط Sealbond II Etching (RTD ,France) به مدت ۲۰ ثانیه طبق دستور کارخانه سازنده اچ گردید، سپس داخل کانال وسطح اکلوزال شسته شده و خشک شد. با استفاده از میکرو براش (Composibrush ,RTD) باندینگ Sealbond Utima (RTD France) به سطح کرونالی کانال و داخل آن برده شد و بعد از ۵ ثانیه برای تبخیر حلال باندینگ، اضافات آن توسط Paper Pointبرداشته و داخل کانال همراه با اکلوزال به مدت ۲۰ ثانیه کیور گردیدند.[۶] همچنین پست ها در سراسر طول خود آغشته به باندینگ گردیده و ۲۰ ثانیه کیور شدند. خمیرهای A و B سمان Sealbond Resin Cement (RTD France) را به اندازه یکسان مخلوط شدند، ۱۰ میلی متری انتهایی پست به سمان آماده شده آغشته گردید. سپس با طول موردنظر پست ها به داخل کانال برده شدند و اضافات سمان از پیرامون پست

**مواد وپست های استفاده شده درمطالعه**

| مواد استفاده شده | کارخانه سازنده |
|---|---|
| پست Single taper (کوارتز فایبر ترانسلوسنت)<br>پست D.T. Light (کوارتز فایبر ترانسلوسنت) | (RTD France) |
| سیستم ادهزیو لایت کیور | Sealbond Utima (RTD France) |
| سمان رزینی دوال کیور | Sealbond Resin Cement (RTD France) |
| کامپوزیت لایت کیور | Lumiglass Composite (RTD France) |
| سیلر | Sealer Densply, maillefer AH-26 |
| اچ | Sealbond II Etching |



[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]

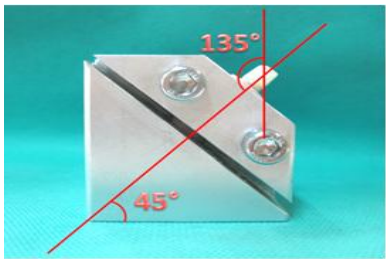
[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

برداشته شد و از سطح اکلوزال بمدت۶۰ ثانیه پست ها توسط دستگاه لایت کیور Coltolux 2.5 (Coltene,Germany)کیور شدند. (شدت دستگاه لایت کیور با یک رادیومتر اندازه گیری شد و در همه مراحل مطالعه متجاوز از ۴۰۰ میلی وات بر سانتیمتر مربع بود). سپس برای ساخت کور کامپوزیتی از کامپوزیت لایت کیور ( Lumiglass (RTD France و قالب از پیش ساخته شده Trim the core build-up #2 (RTD France) متناسب با ابعاد پره مولار دوم پایین، استفاده گردید. قالب از پیش ساخته شده با مقدار کافی کامپوزیت پر شد و طوری بر روی پست سمان شده در داخل کانال و سطح اکلوزالی ریشه که باند و کیور شده بودند قرار گرفت و کور کامپوزیتی به ارتفاع ۵ میلیمتر از CEJ ساخته شد. به طوری که ۱ میلیمتر کامپوزیت روی پست قرار گرفت.[۶]

سپس کورهای کامپوزیتی برای ۴۰ ثانیه از چهار جهت مزیال، دیستال و باکال و لینگوال توسط دستگاه لایت کیور Coltolux 2.5 (Coltene, Germany)کیور شد. در سطح اکلوزال همه نمونه ها در سمت باکال، بول ۴۵ درجه با ابعاد ۱ در ۱ میلی متر جهت استقرار اهرم دستگاه توسط فرز الماسی استوانه ای ۰۰۸ تعبیه شد. در این تحقیق از روکش برای کور ها استفاده نشد.[۶]

جهت ساخت PDL مصنوعی برای شبیه سازی پریودنشیوم طبیعی سطوح ریشه، دندانها پس از Root Planning به وسیله مداد کپی تا میزان ۲ میلیمتر زیر CEJ علامت گذاری شدند.[۱۰] سپس یک فویل آلومینیومی به ضخامت ۰/۲ میلی متر بر روی ریشه از محل علامت گذاری شده تا انتهای اپیکالی آن پوشش و تطبیق داده شد تا ضخامت آن در همه جای ریشه یکسان گردید. سپس دندانها داخل مواد رزینی آکریلیک ترمیمی فوری (PMMA) مانت شدند. حد فوقانی آکریل ۲ میلیمتر زیر خط CEJ دندانها جهت حداکثر شبیه سازی رابطه دندان و استخوان در نظر گرفته شد. عمل مانتینگ با زاویه ۹۰ درجه ۲ میلی متر پایین تر از CEJ انجام شد. پس از مشاهده اولین علائم پلیمریزاسیون، نمونه ها با کمی حرکت دورانی در مسیر مستقیم به سمت بالا از آکریل رزینی خارج شدندو فویل ها از سطوح ریشه ها برداشته شدند. سپس قوام مناسبی از ماده الاستیکی پلی اتری ایمپرگام (Impergum/ESPE/USA)داخل فضاهای آکریلی ایجاد شده تزریق شد و ریشه های فاقد فویل دندانها مجدداً در این فضاها قرار داده شدند. بنابراین یک لایه یکنواخت از ایمپرگام به ضخامت ۲ میلی متر به عنوان لیگامان پریودنتال جهت ممانعت از حرکت نمونه ها هنگام اعمال نیرو ایجاد شد.[۶،۱۰]

همه دندانها در طول مدت آزمایش در سرم فیزیولوژی در دمای ثابت اتاق نگهداری شدند. سپس نمونه ها در داخل گیج مخصوص در دستگاه اینسترون (UK) Instron 1195 Co جهت اعمال نیروهای فشاری قرار گرفتند. (شکل ۱ )




**شکل ۱- موقعیت دندان در داخل گیج مخصوص در دستگاه اینسترون**

نیرو بر مبنای افزایش ۱ میلیمتر در دقیقه با زاویه ۱۳۵ درجه نسبت به محور طولی دندان وارد گردید تا شکستگی ریشه در نمونه ها حاصل شد.[۱۱] دستگاه به یک رسم کننده منحنی متصل بود که با اولین افت نیروی فشاری در نمودار دستگاه متوقف و نیروی شکست ثبت می گردید. سپس نیروهایی که سبب شکستگی شدند در فرم های اطلاعاتی ثبت شده و محل ایجاد شکست در نمونه ها تعیین شد. جهت تبعیت توزیع نرمال داده ها از آزمون One-Sample Kolmogorov-Smirnov و جهت قضاوت آماری از آزمون T-test توسط نرم افزار SPSS1115 با در نظر گرفتن $\alpha$=۰/۰۵ استفاده شد.



[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]

[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

**یافته ها:**

میزان مقاومت به شکست در هر گروه تعیین شد. نظر به توزیع نرمال داده ها آزمون T-test نشان داد که اختلاف آماری معنی داری بین ۲ گروه دیده نشد. (P<۰/۶)
بنابراین دو نوع پست Double taper و Single taper بر مقاومت به شکست ریشه دارای عملکرد یکسان می باشند

**جدول ۲- میزان مقاومت به شکست ریشه به تفکیک ۲ طرح مختلف پست کوارتز فایبر**

| گروه ها / مقاومت به شکست | میزان | P | حداقل نیرو بر حسب نیوتن | حداکثر نیرو برحسب نیوتن |
|---|---|---|---|---|
| Single taper | ۳۶۶±۱۰۳ | ۰/۶۹۱ | ۲۳۵ | ۵۳۶ |
| Double taper | ۳۸۲±۶۷ | | ۲۹۲ | ۴۹۴ |

و همچنین محل شکستگی در هر ۲ گروه مورد مطالعه، اکثراً در امتداد یک سوم سرویکالی ریشه دندان بود.

**بحث:**

تحقیق حاضر نشان داد که دو طرح متفاوت پست غیرفلزی کوارتز فایبر Single taper light post و D.T light post در مقاومت به شکست ریشه اختلاف معناداری نداشتند. در گروه (۱) از پست های single taper light postکوارتز فایبر که دارای taper یکنواخت ۲ درجه از ابتدا تا انتها بودند استفاده شد و در گروه (۲) از پست های D.T light post کوارتز فایبر که در قسمت ۴ میلی متر اپیکالی دارای شیب ۲ درجه و در ۶ میلی متر کرونالی تر دارای شیب ۶ درجه می باشند، استفاده شد. لازم به ذکر است که میزان قطر اپیکالی هر دو نوع پست ۹ میلی متر بود. گروه اول مقاومت به شکست پایین‌تری را نسبت به گروه دوم نشان دادند که از لحاظ آماری معنی دار نبود.

در این تحقیق دندانها با دقت زیاد در ابعاد طولی و عرضی تقریباً مشابه انتخاب شدند. و از سیلر رزینی AH-26 جهت پر کردن لترالی کانال توسط گوتاپرکا استفاده شد و جهت جلوگیری از اثرات منفی اژنول بر روی پلیمریزاسیون سمان رزینی، مراحل سمان کردن پست ها بعد از گذشت حداقل ۲۴ ساعت از زمان استفاده سیلر انجام گردید. [۱۰]

پیرامون تمام نمونه ها توسط طیفی مناسبی از ماده الاستیکی پلی اتر، پریودنتال لیگامان مصنوعی، جهت شبیه سازی PDL طبیعی و ایجاد آزادی حرکت مانند شرایط، ساخته شد.[۱۰،۹،۵] در صورت عدم ساخت PDL مصنوعی، رزین آکریلی برای دندان به منزله فرول (Ferrule) عمل کرده و باعث افزایش مقاومت به شکست طبیعی دندان می شود.[۵] همانطور که-18 Hayashiو همکاران افزایش مقاومت به شکست دندانها را در صورت عدم بازسازی PDL مصنوعی تا ۲ برابر شرایط بازسازی شده گزارش کردند.[۱۸] همچنین در این مطالعه برخلاف برخی مطالعات از روکش برای نمونه‌ها استفاده نشد. همانطور که Yang و همکارانش در یک مطالعه فتوالاستیک اعلام کردند که وجود کرون بر روی دندانها ترمیم شده با پست و کور بطور واضحی مقدار استرس اعمال شده به عاج کرونالی ریشه را کاهش می دهد. [۱۳] نیروی فشاری با زاویه ۱۳۵درجه نسبت به محور طولی دندان بر روی کور اعمال شد که این زاویه با زاویه اعمال نیرو هنگام تماس دندانهای پرمولر ماگزیلا و مندیبل در اکلوژن کلاس یک معرفی شده توسط آقای انگل به طور بالینی اثبات شده است. [۴،۷،۱۰] هر چند وارد کردن نیروها به صورت ممتد در بازه زمانی کوتاه و فقط در یک جهت مشابه نیروهای فانکشنال وارده به دندانهای درمان شده با پست در دهان نیست ، این مورد جزو محدودیت های این تحقیق به شمار می رود.[۷] از دیگر موارد مربوط به ساختمان دندان که می توانند میزان مقاومت به شکست دندانهای درمان شده با پست را تحت تاثیر قرار دهند عبارتند از: سن بیمار، مقدار کلسیفیکاسیون دندان شرایط التهابی یا سلامت پالپ (تحلیل داخلی)، جهات متفاوت کانال در درون ریشه که باعث قرارگیری ناخواسته پست‌ها با زوایای مختلف در درون ریشه می شود، میزان

[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]
[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

متفاوت تقارب و تباعد دیواره‌های کانال نسبت به هم که باعث ایجاد ضخامت های غیریکسان سمان در اطراف پست در ارتباط با دیواره های کانال می‌شود، مقدار تخریب غیرضروری عاج رادیکولا در پروسه درمان ریشه. [۱۱]

در مورد طرح D.T light post توسط کارخانه سازنده ادعا شده که فرم آناتومیک این پست با دو زاویه تقارب متفاوت باعث افزایش شباهت آن با فرم آناتومیک کانال و تطابق بهتر این پست ها با عاج رادیکولار مورفولوژیک می شود که در مطالعات زیادی ارجحیت استفاده از پست‌های شبیه به فرم کانال دندان بر سایر انواع پست ها ذکر شده است. [۱۴،۱۵]

افزایش هماهنگی حد فاصل تماس پست با دیواره های کانال سبب ایجاد ضخامت یکنواخت سمان در سرتاسر طول پست گردیده و از افزایش غیر ایده آل ضخامت سمان رزینی جلوگیری می کند.[۱۶] واضح است که سمان رزینی در ضخامت های غیر استاندارد دارای مقاومت به شکست کمتر نسبت به دنتین و پست کوارتز فایبر بوده و در این حالت در انتقال استرس از پست به دنتین، سمان شکسته شده و پست چسبندگی خود را از داخل کانال از دست می دهد.[۱۸-۱۶]

پس برای انتقال مطلوب استرس ها از پست به عاج رادیکولار و استفاده از مزیت MOE مشابه کوارتز فایبر پست و دنتین، نباید ضخامت سمان بیشتر از حد ایده آل شود.[۱۹]

این مطلب در پست های D.T light post با حداکثر شباهت مورفولوژیک با کانال دندان، امکان پذیرتر است. [۱۱،۱۶]

Assif و همکاران در یک مطالعه آزمایشگاهی به بررسی مقاومت به شکست دندانهایی که با ۳ طرح متفاوت پست و کور Castingآماده سازی شده بودند، پرداختند. این طرح ها عبارت بودند از :

۱-طرح taper ساده ۲- طرح موازی یکنواخت

۳- طرح موازی با انتهای taper نتیجه این بود که طرح های مختلف پست و کورهای Casting در مقاومت به شکست ریشه تفاوت معنی داری نشان ندادند. [۱۱] که با نتیجه مطالعه ما مبنی بر عدم موثر بودن طرح های مختلف پست که دارای جنس های یکسانی بودند، همخوانی دارد.

Teixeira و همکاران در مطالعه ای به مقایسه تاثیر ۴ نوع پست :

۱- کوارتز فایبر

D.T (D.T. light-post, Bisco, Schaumburg I11.)

۲-گلاس فایبر موازی

(FibereKleer Parallel Post, Pentron Clinical Technologies)

۳-گلاس فایبر مخروطی

(FibereKleer Taper Post, Pentron Clinical Technologies)

۴- گلاس فایبر مخروطی

(FibreKor, Pentron Clinical Technologies)

در مقاومت به شکست ریشه پرداختند که نتیجه تحقیق اینگونه بود: پست های گروه ۲ بالاترین مقاومت به شکست و بعد از آن به ترتیب گروه ۱، ۴و ۳ بالاترین نیروها را قبل از شکست تحمل کرده بودند. تفاوت معنی داری بین گروه ۳ و ۴ وجود نداشت. صرف نظر از ابعاد متفاوت پست ها در مقایسه گروه ۱ و ۳ که ۲ طرح متفاوت پست FRC تیپر بودند میزان مقاومت به شکست گروه ۱ به طور معنی داری بالاتر از گروه ۳ بود که این نتیجه با نتیجه مطالعه ما مغایرت دارد. [۱۲] در توضیح این تفاوت باید متذکر شویم که این دو طرح متفاوت taper در آن تحقیق از لحاظ سایز(طولی و عرضی) با هم همخوانی نداشته و علاوه بر آن در این تحقیق از بلوک های آلومینیومی به جای دندان جهت فضای قراردهی پست استفاده شده بود.

در مورد الگوی ایجاد شکست ریشه در این تحقیق در ۸ پست D.Tو ۵ پست single taper یعنی ۶۵ درصد کل پست ها شکست ها در یک سوم سرویکالی ریشه به صورت مایل اتفاق افتاد که قابل ترمیم بود. این الگوی شکست با مطالعاتAkkayan، جلالیان، Caseram و Hayashi و همکاران مطابقت داشت.[۵،۹،۱۷،۱۸]

در این میان تعداد شکست های مایل قابل ترمیم و از دست رفتن چسبندگی پست همراه با کور از داخل کانال در گروه single taperبیشتر از گروه دیگر بود که با توجه به مزیت پست های D.T در تطابق با فضای کانال و ضخامت ایده آل سمان و متعاقب آن پخش بهتر استرس ها، این مطلب قابل توجیه است. قابل ذکر است که نیروهایی که در این مطالعه



[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]

[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

باعث شکست دندان شدند در گروه single taper post بین (۵۳۶-۲۳۵) نیوتن و در گروه D.T light post بین (۴۹۴-۲۹۲) نیوتن متغیر بودند و این نیروها از نیروهای حاصل از جویدن در دهان افراد جوان و زنان که بین ۲۰۰-۷۵ نیوتن است، بسیار بیشتر بود.[۱۰،۱۷] هر چند در مردان با آرواره های قوی میزان نیروهای بایت به بیش از ۲۰۰ نیوتن می رسد که خطر عدم تحمل این نیروها توسط پست های FRC وجود خواهد داشت. [۱۷]

**نتیجه گیری:**

با توجه به نتایج بدست آمده در این تحقیق به نظر می رسد دندانهای ترمیم شده با پست های کوارتز فایبر D.T light post با گروه ترمیم شده با Single taper light post ، تفاوت معنی داری در مقاومت به شکست ندارند.

**توصیه و پیشنهادات:**

با توجه به محدودیت اطلاعات کافی در رابطه با تاثیر طرح های مختلف پست های FRC بر روی مقاومت به شکست دندانها و یا گیر آنها در داخل کانال و همچنین مقایسه غیر ایده آل سیستم های مختلف با طرح ها و سمان‌ها و جنس های متفاوت به طور همزمان با یکدیگر، پیشنهاد می شود تحقیقاتی هدفمندتر با حساسیت و ویژگی بالاتر در این خصوص انجام گیرد. همچنین تکرار آزمایش‌های انجام شده در شرایط Invivo و بکارگیری هر چه بهتر این اطلاعات در شرایط کلینیکی ، خالی از لطف نخواهد بود.

***References:***


1- Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG.A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems. J Adv Prosthodont. 2011 Jun;3(2):90-5

2- Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated Dowels: A review of compositions, properties, Laboratory, and clinical test results. J Prosthodont. 2009 Aug;18(6):527-36.

3- Boksman L, Hepburn AB, Kogan E, Friedman M, de Rijk W. Fiber Post Techniques for Anatomical Root Variations. Dent Today. 2011 May;30(5):104, 106-11

4- Sadeghi M .A Comparison of the fracture resistance of Endodontically treated teeth using three different post systems. Journal of Dentistry, Tehran university of Medical Sciences. 2006; 3(2):69-76

5- Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent .2002 Apr;87(4):431-7.

6- Dilmener FT, Sipahi C, Dalkiz M. Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading. J Prosthet Dent. 2006 Feb;95(2):130-6.

7- Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of Anterior teeth restored with a novel Nonmetallic post. J Can Dent Assoc. 2008 Jun;74(5):441.

8- Hattori M, Takemoto S, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y.Durability of fiber-post and resin core build-up systems. Dent Mater J. 2010 Mar;29(2):224-8.

9- Jalalian E, Maryam M. In vitro Evaluation of the effect of different Diameters of Quartz fiber posts on fracture resistance of dental roots. Rev. Clin .Pesq .odontol. 2009; 5(1):29-36.

10- Darabi F, Namazi L. A comparison of the fracture resistance of Endodonatically treated teeth using two different restoration systems. Dent Res J 2008; 5(2): 65-69

11- Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E.Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. J prosthet Dent .1993 Jan;69(1):36-40.

12- Teixeira EC, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. J Am Dent Assoc. 2006 Jul;137(7):1006-12.

13- Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effect of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. J Prosthet Dent. 2001 Jun;85(6):558-67

14- Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y.Anatomical post Design meets quartz fiber technology: Rationale and case report. Compend Contin Educ Dent. 2001 Apr;22(4):337-40.

15- Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile compression and torsional force provided by four post systems. J Prosthet Dent. 1992 Dec;68(6):899-903.

16- Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am. 2004 Apr;48(2):vi, 397-416.

17- Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH Jr, Shinkai RS. Fracture strength of Endodontically treated teeth with flared root canal and restored with different post systems. J Esthet Restor Dent. 2007;19(1):30-6

18- Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulp less teeth restored with post-Core and crowns. Dent Mater. 2006 May;22(5):477-85.

19- Mehrvarzfar P, Rezvani Y, Jalalian E. Comparison of Resilon and Gutta-Percha Filling Materials on Root Canal Fracture Resistance Following Restoring with Quartz Fiber Posts. J Dent (Tehran). 2012 Spring; 9(2): 156–161.


[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]

[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

[ Downloaded from jrds.ir on 2026-11-25 ]

[ DOR: 20.1001.1.20084676.1392.10.3.2.9 ]

# **نویسنده مسئول مکاتبات**: دکتر بنت الهدی کمالی، دانشجوی دستیاری رادیولوژی دهان، فک وصورت دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دندانپزشکی تهران، پاسداران، نیستان دهم، پلاک ۴ ، تلفن: ۲۲۵۶۴۵۷۱ پست الکترونیک:bhk1364@yahoo.com