مقایسه‌ی اثر پست‌های غیر فلزی بر مقاومت به شکست دندان‌های ترمیم شده با کامپوزیت

عزت ا... جلالیان [*]**، سلما نیکویی** [**]**، سمانه شمس** [**]**، سامان جمهری** [**]

[*] دانشیار گروه آموزشی پروتز ثابت دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی آزاد اسلامی تهران
[**] دندانپزشک

چکیده

بیان مساله: مقاومت به شکست ریشه‌ی دندان‌های اندو شده به مقدار زیادی به گونه‌ی پست مورد استفاده بستگی دارد. بررسی‌های انجام شده، بر وجود تناقض‌هایی در میزان مقاومت به شکست ریشه در استفاده از انواع پست‌های غیر فلزی دلالت دارد.

هدف: هدف از انجام این بررسی، مقایسه‌ی اثر چهار گونه پست غیر فلزی باند شونده با ضریب الاستیسیتی متفاوت بر مقاومت به شکست دندان‌های اندو شده در برابر نیروهای فشاری بود.

مواد و روش: این بررسی، به روش تجربی و در شرایط آزمایشگاهی بر روی 40 دندان پره مولر فک پایین که تاج آن‌ها در حد مرز سمان و مینا (CEJ) قطع شده و تحت درمان ریشه قرار گرفتند، انجام شد. دندان‌ها به صورت تصادفی به 4 گروه 10 تایی بخش گردیدند. پس از تهیه‌ی فضای پست، پست‌های فایبر D. T. Light ، D. T. White، D. T. Composi و Cosmopost در کانال دندان‌ها سمان شدند. تاج دندان‌ها با کامپوزیت بازسازی گردید. نمونه‌ها پس از بازسازی لیگامان پریودنتال و مانت در رزین آکریلی در دستگاه آزمون استحکام تحت نیروی فشاری با زاویه‌ی 45 درجه نسبت به محور طولی دندان با سرعت یک میلی‌متر/ دقیقه قرار گرفتند. داده‌ها با آزمون واریانس یک سویه و آزمون توکی (Tukey's Test) واکاوی شدند.

یافته‌ها: بالاترین میانگین مقاومت به شکست در گروه پست‌های D. T. White مشاهده گردید و میان 3 گروه دیگر از نظر آماری اختلافی معنادار دیده نشد (p >0/05). ترک‌ها و شکستگی‌ها در دندان‌ها در گروه‌های فایبر به صورت قابل ترمیم و در گروه زیرکونیا غیرقابل ترمیم و مخرب بودند.

نتیجه‌گیری: پست‌های زیرکونیا به علت ایجاد شکستگی‌های نامطلوب در دندان باید با احتیاط استفاده شوند، بنابراین، استفاده از فایبر پست‌ها برتری دارد.

واژگان کلیدی: پست فایبر، پست زیرکونیا، مقاومت به شکست

تاریخ دریافت مقاله: 87/12/17، تاریخ پذیرش مقاله: 88/8/2 *Shiraz Univ Dent J 2010; 10(4): 299-308* **مقاله‌ی پژوهشی اصیل**

نویسنده‌ی مسوول مکاتبات: عزت ا... جلالیان. تهران، خیابان پاسداران، نیستان دهم، دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی آزاد اسلامی، گروه آموزشی پروتز ثابت تلفن: 3-22564571-021 پست الکترونیک: dr_e_jalalian@yahoo.com

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

درآمد

مقاومت به شکست ریشه‌ها یکی از مهم‌ترین عوامل در انتخاب بهترین روش برای بازسازی دندان‌هایی با درمان ریشه است، که مقدار چشمگیری از تاج خود را از دست داده‌اند. استفاده از پست‌ها برای پخش نیروهای گشتاوری در امتداد ریشه‌ها علیه نیروهای درون دهانی در ترمیم دندان‌های درمان ریشه شده همواره مورد توجه بوده است [1]. دندان‌هایی که تحت درمان ریشه قرار می‌گیرند معمولاً به دلیل تخریب زیاد بافت‌ها، در برابر خطر شکست بالایی قرار دارند و برای گذاشتن پست در درون کانال ریشه‌ی چنین دندان‌هایی نیاز به آماده‌سازی فضای پست بوده که این آماده‌سازی خود باعث تضعیف بیشتر بافت‌های دندانی می‌گردد. همچنین امکان ایجاد ترک‌های ریز (Micro Fracture) و سوراخ‌شدگی (Perforation) به هنگام انجام این عمل وجود دارد [2].

در پژوهشی نشان داده شده، که دندان‌های سالم بی پالپ بی آماده سازی درون کانال برای پست، مقاومت بهتری را در برابر نیروهای اکلوزال، نسبت به دندان‌هایی نشان می‌دهند، که فضای درون کانال آن‌ها برای استفاده از پست، مورد استفاده قرار گرفته است. در نتیجه استفاده از پست، زمانی باید انجام گیرد که نیاز به گیر برای کور (Core) وجود دارد و راه دیگری برای رسیدن به این منظور وجود ندارد [3].

معمولاً پست‌های فلزی از استحکام بالایی برخوردار هستند، ولی چنانچه دندان موردنظر به درمان دوباره‌ی ریشه نیاز پیدا کند، خارج ساختن این گونه پست به سختی انجام می‌گیرد. به تازگی، انواع جدیدی از پست‌ها به نام فایبر کامپوزیت از جنس کربن فایبر، گلاس فایبر، کوارتز فایبر و ترکیبی از آنها یا پست‌های نسل سوم به بازار عرضه شده است. پست‌های فایبر کامپوزیت به دلیل استحکام کششی (Tensile Strength) بالا و ضریب قابلیت ارتجاعی (MOE) همانند عاج نسبت به پست‌های فلزی برتری دارد. این پست‌ها امکان آماده‌سازی محافظه کارانه‌تر کانال دندان را فراهم می‌آورند، دچار کروژن نمی‌شوند و با رزین‌های Bis-GMA باند ایجاد می‌کنند، بنابراین، به تقویت بافت برجا مانده‌ی دندانی منجر می‌شوند و نیروها را به صورت یکنواخت در ساختار دندانی توزیع می‌کنند. همچنین، در صورت نیاز به ورود دوباره به درون کانال به آسانی توسط دریل‌ها قابل بیرون آوردن هستند [4].

پست‌های زیرکونیا نیز در اواخر دهه‌ی 80 به عنوان پست‌هایی با مقاومت به شکست بالا معرفی شدند [5 و 6]. گروهی از پژوهشگران هنگام بررسی دریافتند، که دندان‌های ترمیم شده با پست‌های فایبر با نیروی بسیار بیشتری در مقایسه با ترمیم‌های دارای پست‌های زیر کونیا دچار شکست می‌شوند [4]. اما در بررسی‌های دیگر دریافتند، که استحکام شکست دندان‌های ترمیم شده با پست‌های زیرکونیا برابر استحکام دندان‌های ترمیم شده با پست‌های فایبر است [7 و 8]. همچنین، در بررسی دیگری مقاومت به شکست دندان‌های بی‌پالپ و ترمیم شده با تیتانیوم، زیرکونیا و پست‌های تقویت شده با فایبر مقایسه گردید و بیان شد، که مقاومت به شکست دندان‌های ترمیم شده با پست‌های زیر کونیا بالاتر از پست‌های تیتانیوم و هر دوی آنها بالاتر از پست‌های تقویت شده با فایبر هستند [9]. در پژوهش دیگر، نیروهای متناوب وارد شده به دندان‌های ترمیم شده با کوارتز فایبر، کربن کوارتز فایبر و پست‌های زیرکونیا ارزیابی گردید. پست‌های تقویت شده با فایبر قادر بودند، که خطر شکستگی ریشه را کاهش دهند و درصد موفقیت بیشتری را نسبت به دندان‌های ترمیم شده با پست‌های زیرکونیا نشان دادند [10]. در یک پژوهش دیگر سختی پست‌های زیرکونیا، تیتانیوم کربن فایبر را بررسی کرده و آشکار نمودند، که پست‌های زیرکونیا از لحاظ سختی ویژگی بهتری را نشان داده‌اند [11].

در یک مجموعه از پژوهش‌ها، شکستگی غیر قابل ترمیم ریشه‌ی دندان‌های ترمیم شده با پست‌های زیرکونیا را گزارش کردند [12-14] و بر پایه‌ی نتایج به دست آمده در دیگر بررسی‌ها قدرت شکست دندان‌های ترمیم شده با پست‌های زیرکونیا و کورهای کامپوزیتی به طور حایز اهمیتی پایین‌تر از دندان‌های ترمیم شده با پست‌های زیرکونیا و کورهای سرامیکی بود [15 و 16].

بنابراین، نظر به تناقض‌های یاد شده و با توجه به این‌که اطلاعات محدودی در بررسی‌ها در مورد مقایسه‌ی سیستم‌های پست با ضریب قابلیت ارتجاعی متفاوت و تاثیر آن بر روی مقاومت به شکست دندان‌های درمان ریشه شده وجود داشت، تصمیم بر آن شد، تا میزان مقاومت به شکست دندان‌های بازسازی شده با پست‌های غیر فلزی زیرکونیا، کوارتز فایبر، ترانسلوسنت کوارتز فایبر و کربن فایبر در برابر نیروهای فشاری بررسی گردد. نتایج به دست آمده از این بررسی می‌تواند در انتخاب گونه‌ی پست در بازسازی دندان‌های درمان ریشه شده بسیار مفید باشد.

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

مواد و روش

این بررسی، به روش تجربی و در شرایط آزمایشگاهی انجام گردید. شمار 40 دندان (10 عدد در هر گروه) پره مولر فک پایین که دارای شرایط مورد نظر برای بررسی کنونی بودند، پس از کشیده شدن و برداشتن دبری‌های خارجی با جرم گیر اولتراسونیک و قرار گرفتن در سرم فیزیولوژی، انتخاب شدند [17 و 18].

شرایط ورود به این بررسی عبارت بود از: نبود هیپوپلازی یا مشکل ریشه‌ای و ترک و انتخاب دندان‌هایی با ابعاد همانند، که میانگین طولی در حدود 21/5 میلی‌متر و طول ریشه برابر 14 میلی‌متر داشته باشند. به وسیله‌ی قطرسنج فلزی ابعاد باکوپالاتالی حدود 7 تا 8 میلی‌متر و ابعاد مزیودیستالی حدود 5/5 تا 6 میلی‌متر، اندازه‌گیری شد. نکته‌ی مهم این که پس از آماده‌سازی فضای پست، حداقل میزان 1/5 میلی‌متر از عاج دندان حول فضای پست باقی بماند، تا از تغییرات ایجاد شده در مورفولوژی و قطر عاج جلوگیری شود. نمونه‌ها زیر استریومیکروسکوپ با بزرگنمایی 2 برابر ارزیابی گردیدند و از سالم بودن آنها و نبود شکستگی در ریشه اطمینان به دست آمد و پس از آن در سرم فیزیولوژی 37 درجه تا روز بررسی نگهداری شدند.

تاج دندان‌ها توسط دیسک فلزی به ضخامت 0/2 میلی‌متر به همراه آب به عنوان خنک کننده و هندپیس با دور بالا در اندازه‌ی مرز سمان- مینا قطع شدند [19]. طول کارکرد کانال‌ها با پرتونگاری تعیین گردید و همه‌ی دندان‌ها تا فایل شماره‌ی 35 (k.file Densply Mailefer, Swiss) و با شست و شوی متناوب با هیپوکلریت سدیم 5/25 درصد فایلینگ و پاک شدند و در واقع فایل اصلی (MAF) همه‌ی دندان‌ها، شماره‌ی 35 انتخاب گردید. سپس، دندان‌ها تا فایل شماره‌ی 60 مایلفر و به طول 25 میلی‌متر به روش استپ بک (Step Back)، آماده‌سازی شدند.

کانال‌ها با کن کاغذی خشک شدند. کن گوتاپرکای اصلی (MAC) انتخاب شده برای همه‌ی دندان‌ها شماره‌ی 35 بود. کن‌های گوتاپرکای جانبی شماره‌ی 15 با روش تراکم جانبی و با کمک سیلر AH-26 (Densply Mailefer) و با استفاده از فینگر اسپریدر شماره‌ی 25، از کارخانه‌ی مایلفر درحالی که 1 میلی‌متر کوتاه‌تر از طول کارکرد بود، درون کانال پک شدند.

پس از انجام همه‌ی مراحل بالا دندان‌ها به صورت تصادفی به 4 گروه 10 تایی بخش شدند. در هر یک از گروه‌ها از پست‌ها و مواد یاد شده در جدول 1 استفاده گردید.

برای آماده‌سازی فضای پست در کانال این دندان‌ها به ترتیب از پیزو شماره‌ی 1، 2 و3 و سپس، دریل مخصوص در کیت (Universal drill) استفاده شد. کانال به طول 10 میلی‌متر آماده‌سازی گردید، به گونه‌ای که دست کم 3 تا 5 میلی‌متر تا اپکس فاصله ماند. سپس، از دریل‌های مخصوص (Finishing Drill) شماره‌ی 3 برای آماده‌سازی نهایی استفاده گردید. از یک رابراستاپ بر روی دسته‌ی دریل به عنوان راهنمایی برای آماده سازی طول کانال همراه با مشخصات به دست آمده در پرتونگاری استفاده شد.

***جدول 1**: مشخصات مواد و پست‌های استفاده شده در بررسی*

مواد	ضریب الاستیسیته	کارخانه‌ی سازنده
Post D.T.LIGHT (ترانسلوسنت کوارتز فایبر(گلاس فایبر)	14	RTD(فرانسه)
D.T.WHITE Post (کوارتز فایبر)	15	RTD(فرانسه)
D.T.Composi post (کربن فایبر)	21	RTD (فرانسه)
Cosmopost (زیرکونیوم اکساید)	210	Ivoclar- vivadent (لیختنشتاین)
Adhesive system (دوال کیور)	–	anavia F2(ژاپن)
سمان رزینی (دوال کیور)	–	panavia F2 (ژاپن)
Composite Build up (لایت‌کیور)	–	Lumiglass, RTD, (فرانسه)
سیلر AH-26	–	Densply maillefer (سوئیس)

باقی مانده‌ی مواد درون کانال با افشانه‌ی آب و سپس افشانه‌ی هوای بی آب و روغن پاکسازی گردید، پست‌ها درون کانال امتحان شدند و از قرارگیری آسان آنها در کانال اطمینان حاصل گردید.

برای این‌که همه‌ی پست‌ها طول یکسان 15 میلی‌متر داشته باشند، با استفاده از فرز الماسی فیشور 008 به همراه خنک کننده‌ی آبی، سر همه‌ی پست‌ها قطع شد [20]. فضای پست با کن کاغذی تمیز و خشک گردید و سپس با اسید فسفریک 37 درصد کانال و روی دندان که جای قرارگیری کور (Core) بود، به مدت 15 ثانیه اچ و سپس اسید شسته و پس از آن تنها آب اضافی گرفته شد به شکلی که، عاج رطوبت قابل دیدن را داشت و دهیدراته نشد (تنها به مدت 3 ثانیه خشک گردید).

مخلوط پرایمر A و B (آبی و نارنجی) Panavia FII بر پایه‌ی دستور کارخانه‌ی سازنده درست گردید و با استفاده از برس، در درون کانال آماده شده‌ی دندان قرار داده شد. پس از 30 ثانیه

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

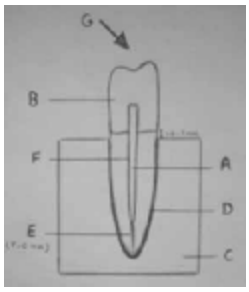
با افشانه‌ی هوای ملایم پرایمر خشک گردید و اضافه‌ی ماده‌ی باند با کمک کن کاغذی کنار گذاشته شد. سپس خمیرهای A و B را به اندازه‌ی یکسان مخلوط نموده و همه‌ی سطوح پست با آن آغشته گردید. پست‌های D.T. light، D.T.White، D.T.Composit با قطر 1/2 میلی‌متر و Cosmopost با قطر 1/4 میلی‌متر را درون کانال دندان‌ها قرار داده، در حالی‌که فشار انگشت، به مدت 5 تا 10 ثانیه پست در جای خود قرار گرفت و سمان اضافی توسط برس برداشته شد. با استفاده از دستگاه لایت کیور به مدت 60 ثانیه سمان را سفت کرده و سپس با قرار دادن اکسی گارد، پیرامون ناحیه‌ی ورودی به مدت سه دقیقه از ست شدن کامل سمان اطمینان حاصل گردید. شدت دستگاه لایت کیور با یک رادیومتر اندازه‌گیری شد و در همه‌ی مراحل بررسی بیشتر از 400 میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع بود.

پس از پایان مراحل بالا سر پست‌ها و سطح تاجی ریشه‌ی قطع شده که در تماس با کور کامپوزیتی بود، به ماده‌ی ادهزیو لوتینگ (Lutting Adhesive) Panavia FII آغشته و قسمت تاجی به وسیله‌ی کامپوزیت (Lumiglass) بازسازی شد. به این صورت که ماتریکس‌های پلی استری پیش ساخته با کامپوزیت پر شده و بر روی قسمت تاجی پست‌ها نشانده شدند. سپس کورهای کامپوزیتی برای 40 ثانیه از 4 جهت گوناگون کیور گردید.

پس از پایان مراحل بالا برای ساخت لیگامان پریودنتال مصنوعی به منظور شباهت سازی پریودنشیوم طبیعی، سطوح ریشه‌ی دندان‌ها صاف گردید (Root planning) و ریشه‌های تمیز شده، به وسیله‌ی مداد کپی تا میزان 1 تا 2 میلی‌متر زیر مرز سمان و مینا نشانه گذاری گردید. سپس یک فویل آلومینیومی به ضخامت 0/2 میلی‌متر به فرم ریشه (مثلثی) برش داده شد و بر روی ریشه، از جای نشانه‌گذاری شده تا انتهای اپیکالی آن، پوشش و تطبیق داده شد، تا ضخامت آن در همه جای ریشه یکسان گردد. پس از آن نمونه‌های آماده شده در رزین آکریلیک پلیمریزه فرو برده شد. پس از مشاهده‌ی نخستین نشانه‌های پلیمریزاسیون، نمونه‌ها با کمی حرکت دورانی در مسیر مستقیم به سمت بالا از آکریل رزینی بیرون آورده شدند و نگهدارنده‌های تطبیق داده شده (فویل‌ها) از سطوح ریشه‌ها برداشته شد. سپس قوام مناسبی از ماده‌ی الاستیکی پلی اتری (Impergum/ESPE, 3M. U.S.A.) که در درون فضای آکریلی ایجاد شده، تزریق گردید. ریشه‌های دندان‌های بی فویل دوباره در این فضاها قرار داده شد. سپس، اضافه‌های ماده‌ی الاستیکی خارج شده، پس از ست شدن از پیرامون مرز سمان و مینا، توسط تیغ بیستوری تیز یا اسکالپل برداشته شد و در نتیجه ضخامت یکنواختی از لیگامان پریودنتال مصنوعی ایجاد گردید [21 و 22]. بالاترین اندازه‌ی آکریل 1/5 تا 2 میلی‌متر زیر خط مرز سمان و مینای دندان‌ها در نظر گرفته شد و همه‌ی دندان‌ها در طول مدت آزمایش در سرم فیزیولوژی در دمای ثابت اتاق نگهداری گردیدند.

سپس، نمونه‌ها برای نیروی فشاری به زیر دستگاه اینسترون 1195 برده شدند. نیروی فشاری به شیب لینگوال کاسپ باکال کور با زاویه‌ی 45 درجه نسبت به محور طولی دندان (برای بازسازی نیروهای طرفی در هنگام جویدن) [20] و با سرعت 1 میلی‌متر وارد شد. دستگاه به یک رسم کننده‌ی منحنی متصل بود، که با نخستین افت نیروی فشاری در نمودار، دستگاه متوقف و نیروی شکست بر پایه‌ی نیوتن ثبت می‌گردید (نگاره‌ی 1).

در پایان، نمونه‌ها با آزمون واریانس یک سویه و توکی (p <0/05) ارزیابی شدند و جای خط شکستگی به صورت مطلوب (در 1 تا 2 میلی‌متری، یک سوم سرویکال که به راحتی قابل ترمیم از طریق جراحی‌های افزایش طول تاج (Crown Lengthening) هستند) و یا نامطلوب (به صورت مایل و فراتر از 1 تا 2 میلی‌متری یک سوم سرویکال) در آنها تعیین شد.



***نگاره‌ی 1**: نمای نمونه‌های مانت شده در بلوک رزینی (A) پست پیش ساخته، (B) کور کامپوزیتی، (C) بلوک رزینی، (D) لیگامان پریودنتال مصنوعی، (E) گوتاپرکا، (F) سمان، (G) نیروی 45 درجه*

یافته‌ها

در آغاز با آزمون آماری، میانگین و انحراف معیار (SD) مقاومت به شکست در هر گروه به دست آمد، سپس برای پیروی توزیع طبیعی نمونه‌ها از آزمون وان سمپل کلموگروف اسمیرنو (One- Sample kolmogorov- Smirnov) و برای قضاوت آماری از آزمون واریانس یک سویه‌ی آنوا استفاده شد (p <0/05). همان‌گونه که در جدول 2 دیده می‌شود، بالاترین میانگین مربوط

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

جدول 2: میانگین مقاومت به شکست (نیوتن) و انحراف معیار به تفکیک گروه‌های مورد بررسی

گروه‌ها	مقاومت به شکست شمار	میانگین	انحراف معیار	خطای معیار میانگین	حدود اطمینان 95 درصد میانگین		حداقل	حداکثر
					اندازه‌ی پایین	اندازه‌ی بالایی		
D.T.Ligh	10	668/8889	198/64821	66/21607	516/1944	821/5834	390	895
D.T.White	10	917/7778	167/39010	55/79670	789/1104	1046/4452	700	7780
D.T.Composi	10	682/7778	187/36847	62/45646	538/7536	826/8019	400	920
Cosmopost	10	819/4444	128/41448	42/80483	720/7363	918/1525	520	945

به گروه پست‌های D.T.White بود. نتایج به دست آمده از آزمون واریانس یک سویه نشان داد، که میان گروه‌ها از نظر آماری، اختلاف معناداری وجود دارد (p <0/05).

در مرحله‌ی بعد برای بررسی دقیق‌تر نتایج از آزمون توکی استفاده گردید. در این آزمون گروه‌ها دو به دو با یکدیگر مقایسه شدند (جدول 3). نتایج آزمون نشان داد که:

- اختلاف میان مقاومت به شکست گروه‌های D.T.White و زیرکونیا معنادار نبود (p =0/626).
- اختلاف میان مقاومت به شکست گروه‌های D.T.Light و زیرکونیا معنادار نبود (p =0/269).
- اختلاف میان مقاومت به شکست گروه‌های D.T.Light و D.T.White معنادار بود و مقاومت به شکست در گروه D.T.White بیشتر از گروه D.T.Light بود (p =0/022).
- اختلاف میان مقاومت به شکست گروه‌های D.T.Composi و D.T.Light معنادار نبود (p =0/998).
- اختلاف میان مقاومت به شکست گروه‌های D.T.Composi و D.T.White معنادار بود و مقاومت به شکست در گروه D.T.White بیشتر از گروه D.T.Composi گزارش شد (p =0/033).
- اختلاف میان مقاومت به شکست گروه‌های D.T.Composi و زیرکونیا معنادار نبود (p =0/350).

جدول 4 درصد و جای شکستگی در هر یک از گروه‌ها را نشان می‌دهد. لازم به یادآوری است، که خط شکستگی در گروه‌های فایبر اکثراً در کور و امتداد آن در دندان بود و شکستگی‌های دندانی در 100 درصد موارد مطلوب و قابل ترمیم بود، ولی در گروه زیرکونیا 55 درصد شکست‌ها به صورت غیر قابل ترمیم و تنها در 44 درصد موارد شکست به صورت قابل ترمیم دیده شد.

بحث

عوامل گوناگونی همچون خصوصیات بیومکانیکی، فیزیکی، شکل، زیبایی، هزینه و حساسیت تکنیکی در انتخاب پست‌های پیش ساخته‌ی غیر فلزی نقش دارند [17]. پست‌های متنوعی با ترکیبات متفاوت در بازار ارایه شده‌اند، که دارای معیارهای بالا هستند. این بررسی به مقایسه‌ی مقاومت به شکست دندان‌های ترمیم شده با 4 سیستم گوناگون پست غیر فلزی پرداخته است.

جدول 3: مقایسه‌ی دو به دو گروه‌ها با آزمون توکی (Multiple Comparisons)

گروه 1	(J) GRO	اختلاف میانگین (I-J)	خطای معیار میانگین	Sig	حدود اطمینان 95 درصد میانگین	
					اندازه‌ی پایین	اندازه‌ی بالایی
Glass fiber (D.T. Light)	quartz fiber	(*) -248/8889	81/33531	0/022	-469/2557	-28/5221
	zirconia	-150/5556	81/33531	0/269	-370/9223	69/8112
	carbon fiber	-13/8889	81/33531	0/998	-234/2557	206/4779
Quartz fiber (D.T. White)	glass fiber	(*) 248/8889	81/33531	0/022	28/5221	469/2557
	zirconia	98/3333	81/33531	0/626	-122/0334	318/7001
	carbon fiber	(*) 235/0000	81/33531	0/033	14/6332	455/3668
Zirconia (Composi)	glass fiber	150/5556	81/33531	0/269	-69/8112	370/9223
	quartz fiber	-98/3333	81/33531	0/626	-318/7001	122/0334
	carbon fiber	136/6667	81/33531	0/350	-83/7001	357/0334
Carbon fiber (D.T. Composite)	glass fiber	13/8889	81/33531	0/998	-206/4779	234/2557
	quartz fiber	(*) -235/0000	81/33531	0/033	-455/3668	-14/6332
	zirconia	-136/6667	81/33531	0/350	-357/0334	83/7001

* The mean difference is significant at the .05 level.

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

جدول 4: جای خط شکستگی در 4 گروه و مقدار آن بر پایه‌ی درصد

محل خط شکستگی / پست	جدا شدن کور از دندان	شکستگی کور	شکستگی ریشه در 1/3 سرویکال	شکستگی مایل ریشه	جدا شدن کور و پست از دندان	شکستگی عمودی ریشه	شکستگی پست
D.T.Ligh	44	55	100	-	11	-	-
D.T.White	11	88	100	-	22	-	-
D.T.Composi	33	55	100	-	11	-	-
Cosmopost	-	100	77	22	-	-	100

گروه اول با پست‌های (D.T. light)، گروه دوم با پست‌های (D.T. white)، گروه سوم با پست‌های (D.T.Composi) و گروه چهارم با پست‌های سرامیکی زیرکونیا (Cosmopost) ترمیم شدند.

برپایه‌ی نتایج به دست آمده بالاترین میزان مقاومت به شکست در گروه پست‌های D.T.White مشاهده گردید. میان 3 گروه دیگر به لحاظ مقاومت به شکست هیچ اختلاف معناداری وجود نداشت. از سویی، مقاومت به شکست ثبت شده در هر چهار گروه، بالاتر از نیروهای طبیعی درون دهانی بوده، بنابراین استفاده از هر چهار گونه پست در بازسازی دندان‌های بی پالپ مطلوب است. همچنین، بیشترین درصد شکستگی غیر قابل ترمیم در گروه 4 (زیرکونیا) قرار داشت، که علت این امر سختی (Rigidity) و بالا بودن ضریب قابلیت ارتجاعی پست‌های زیرکونیا نسبت به عاج بوده و افزون بر آن بیرون آوردن قطعات شکسته‌ی پست از کانال در این گروه به سختی شدنی است. ولی شکستگی‌ها در گروه‌های فایبر همگی از نوع قابل ترمیم بودند. این امر به دلیل شباهت ضریب الاستیسیته‌ی آن‌ها با عاج دندان است، که در نتیجه‌ی توانایی پخش بهتر فشار در دندان ترمیم شده می‌باشد.

در پژوهش‌هایی که به مقایسه‌ی خواص مکانیکی سیستم‌های گوناگون پست پرداخته‌اند، بیان شده که قابلیت و توانایی هر سیستم پست و کور برای حفاظت ریشه از شکستگی‌های بیو مکانیکی ممکن است بسیار متغیر باشد [7، 10، 11 و 15].

مقایسه‌ی درست نتایج بررسی‌های آزمایشگاهی همانند بر مقاومت به شکست دندان غیر ممکن است، زیرا متغیرهای گوناگونی همچون شرایط دندان پیش از کشیده شدن، سن دندان، شرایط نگهداری دندان، وضعیت پالپ در زمان کشیدن دندان، کالبد ریشه و ابعاد آن و زاویه‌ی نیروها و موقعیت دندان در این امر دخیل هستند [17].

در این بررسی، به یکسان کردن ابعاد ریشه‌ها توجه‌ای ویژه شد. همچنین، به وسیله‌ی قوام مناسبی از ماده‌ی الاستیکی پلی اتری، لیگامان پریودنتال مصنوعی برای شباهت سازی پویودنشیوم طبیعی و ایجاد آزادی حرکت ساخته شد [7]. در صورت نبود ساخت لیگامان پریودنتال مصنوعی، رزین آکریلی برای دندان به منزله‌ی فرول عمل کرده و باعث ثبت مقاومت به شکست بالاتری نسبت به حالت طبیعی در دندان می‌شود [19]. بنابراین در شرایط موجود استفاده از لیگامان مصنوعی، مناسب‌ترین روش بود هر چند که از گونه‌ی طبیعی آن نبود.

همچنین در این بررسی، بر خلاف برخی پژوهش‌ها، از روکش بر روی نمونه‌ها استفاده نشد و نیروی فشاری به طور مستقیم به لینگوال کاسپ باکال کور با زاویه‌ی 45 درجه نسبت به محور طولی دندان وارد گردید. به این ترتیب متغیرهایی همچون ساختار مواد، طول، شکل و ضخامت که در اثر ترمیم با روکش ممکن بود وارد بررسی شوند، کنار گذاشته شد. بررسی شده که با کنار گذاشتن چنین متغیرهایی، استحکام ساختاری و مقاومت در برابر شکست یک سیستم پست و کور را دقیق‌تر می‌توان آزمایش کرد و اندازه گرفت [1]. افزون بر این ترتیب همه‌ی نیروی وارد شده به کور منتقل می‌شود، در صورتی که وقتی روکش نهایی روی کور ساخته شود، روکش بخشی از نیرو را مستقیماً به ریشه منتقل می‌کند، که از این لحاظ این بررسی همانند بررسی بارجو (Barjau) است [20].

بر پایه‌ی اصول پژوهش بایستی پست‌های مورد استفاده در بررسی، دارای قطر یکسان باشند ولی با توجه به این‌که پست‌های مربوطه از دو کارخانه‌ی گوناگون فراهم شده بودند، قطر آنها متفاوت بود. با این حال نزدیک‌ترین اندازه‌ی قطر پست از میان پست‌های این دو کارخانه برای آزمایش انتخاب گردید.

در مورد پست‌های فایبر، کارخانه‌ی سازنده یادآور می‌شود، که پست‌های دبل تیپر (Double- Tapered) که شباهت زیادی به مورفولوژی ریشه‌ی دندان دارند فشار وارده را بیشتر جذب می‌کنند تا این‌که آن را انتقال دهند، بنابراین از شکست دندان اندو شده به طور مطلوبی جلوگیری می‌کنند [7]. در این بررسی نیروها با زاویه‌ی

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

مایل به 45 درجه نسبت به محور طولی دندان وارد شد، تا موقعیتی همانند نیروهای وارد شده به دندان در هنگام جویدن در دهان فراهم شود [19].

گزارش شده که عوامل لوتینگ چسبنده (Lutting Adhesive) اثر تقویت کنندگی آشکاری بر روی گیر پستی که درون ماده‌ی رزینی کور قرار گرفته دارند. چرا که خلاء یا حباب‌های احتمالی مابین پست و کور که از کم کندانس کردن ماده‌ی رزینی پیرامون پست‌ها ایجاد می‌شود، ممکن است بر روی همبستگی پایه‌ی پست و کور و به دنبال آن روی مقاومت به شکست پایه‌ی پست و کور در برابر نیروهای فشاری اثر بگذارد. بنابراین، برای تقویت باند میان سر پست و کور، می‌توان پیش از شکل دادن کور از عوامل رزینی چسبنده روی پست استفاده کرد [1]. در این بررسی نیز، از این روش استفاده شد، که از مزایای این بررسی به شمار می‌آید.

در بررسی کنونی، این نتیجه به دست آمد، که مقاومت به شکست دندان‌های بازسازی شده با پست‌های D.T.White بیشتر از Zirconia، D.T.Light و D.T.Composi است، که احتمالا به دلیل شرایط مطلوب‌تر و یکپارچگی بهتر این پست با سمان و باندینگ کاربردی و ضریب قابلیت ارتجاعی نزدیکتر به عاج این پست است. همچنین، شکستگی‌هایی که در گروه‌های فایبر در دندان رخ می دهد به صورت مطلوب بوده، ولی شکستگی های گروه زیر کونیا اکثراً نامطلوب است.

آکایان (Akkayan) و همکاران [7] نیز، در بررسی خود به این نتیجه رسیدند، که دندان‌های ترمیم شده با پست‌های کوارتز فایبر نسبت به گلاس فایبر، زیرکونیا و پست‌های تیتانیومی مقاومت به شکست بالاتری دارند و شکستگی در گروه پست‌های تیتانیومی و زیرکونیا به صورت غیر قابل ترمیم و مخرب و خط شکستگی در گروه پست‌های فایبر به صورت مطلوب است، که با نتایج به دست آمده در این بررسی همخوانی دارد.

در مقایسه‌ی پست‌های D.T.Light وD.T.Composi با زیرکونیا هیچ اختلاف معناداری از لحاظ آماری در مقاومت به شکست دندان‌ها مشاهده نشد، هر چند مقاومت به شکست در گروه زیرکونیا بیشتر از گروه گلاس فایبر بود، که این موضوع را می‌توان به دلیل باند بهتر و قوی‌تر زیرکونیا با سمان دانست [5]. یافته‌های این بررسی با یافته‌های کورمیر (Cormier) [21] و روزنتریت (Rosentritt) [9] شباهت داشت. همچنین، مانوکی (Mannocci) و همکاران [10] گزارش کردند، که پست‌های کوارتز فایبر می‌توانند خطر شکستن ریشه را به حداقل برسانند، که با نتایج بررسی کنونی همخوانی کامل دارد.

اما نتایج این بررسی با نتایج ماکاری (Maccari) و همکاران [17] که بیان می‌دارند، دندان‌های ترمیم شده با پست‌های زیرکونیا مقاومت به شکست کمتری نسبت به پست‌های گلاس فایبر و کربن فایبر دارند، تفاوت دارد ولی، از لحاظ شکستگی‌های نامطلوب نتایج همانند بود. شاید علت این امر تفاوت در سیستم باندینگ و سمان کاربردی باشد، که آنها از سیستم باندینگ All-Bond2 و سمان C&B (Bisco) استفاده کردند، ولی در این بررسی از سمان و باندینگ Panavia F استفاده شد، که احتمالاً سبب شرایط مطلوب‌تر و یکپارچگی بهتر با پست زیرکونیا شده، در نتیجه مقاومت به شکست بالاتری ثبت گردید. از دلایل دیگر می‌توان به تاثیر فیت بودن عالی پست‌ها در این بررسی اشاره کرد.

در گروه پست زیرکونیا شکستگی ریشه به صورت نامطلوب دیده شد، که با بررسی‌های ماکاری [17]، تانر [1]، آکایان [7]، میتسوی (Mitsui) [12] و کورمیر [21] همخوانی دارد. این نتایج در تایید بررسی‌هایی است، که بیان می‌دارد سرامیک پست‌ها بسیار سخت است و فشار بیشتری را نسبت به فایبر پست‌ها به ریشه وارد می‌کنند که این امر به تخریب برگشت ناپذیر ریشه منجر می‌شود [11، 13 و 14]. همچنین، در بررسی کنونی شکستگی پست‌های زیرکونیا در درون کانال دندان در اثر نیروی وارد شده از گونه‌ی خرد شونده (Brittle) بود و قسمت‌های شکسته شده‌ی پست، درون کانال باقی ماند که در بررسی کورمیر [21]، ماکاری [17] و آکایان [7] چنین یافته‌ای دیده شد و با بررسی ساهمالی و دمیرل [6] که باند زیرکونیا با سمان را بسیار قوی می‌دانند نیز همخوانی داشت. این مطلب که خارج کردن پست‌های سرامیکی شکسته از درون کانال برای بازسازی ترمیم دوباره‌ی دندان بسیار مشکل است، یک عیب بالینی به شمار می‌رود [1، 7 و 17].

در مورد الگوی ایجاد شکست (Mode of failure) پست‌های فایبر باید گفت، که در 100 درصد موارد در این گروه‌ها شکست مطلوب دیده شد. این یافته‌ها با بررسی‌های هایاشی [19]، آکایان [7]، بارجو [20] و میتسوی [12] که شکستگی‌های ریشه را در گروه پست‌های فایبر مطلوب می‌دانند، همانندی داشت. این تفاوت در بروز شکستگی‌ها در ریشه‌ی دندان در گروه‌های گوناگون ترمیم شده با پست را می‌توان با تفاوت در ضریب الاستیسیته‌ی مواد

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

توجیه کرد [1، 7، 17 و 19].

جایگزینی و تقویت درون ریشه‌ای (اینترارادیکولار) ساختمان دندان با یک ماده‌ی دارای ضریب قابلیت ارتجاعی همانند عاج، بهتر از این است، که ساختمان درون ریشه‌ای از دست رفته‌ی دندان با یک ماده با ضریب قابلیت ارتجاعی بالا ترمیم شود [1]. زیرا وقتی پستی با ضریب الاستیسیته‌ی بالا همچون زیرکونیا (حدود 210 گیگاپاسکال) [11]، در مقابل عاج ریشه‌ای با ضریب الاستیسیته بسیار پایین‌تر (حدود 18/6 گیگاپاسکال) [10] قرار می‌گیرد، فشار و نیروها بی آن که جذب شوند از پست سخت به عاج با سختی کمتر منتقل می‌شود، ولی وقتی پستی با ضریب الاستیسیته‌ی همانند عاج همچون فایبر پست‌ها برای ترمیم استفاده شود، فشار کمتری از پست به عاج منتقل می‌شود [19].

در مورد مساله‌ی شکستگی کور کامپوزیتی، در گروه D.T.White در 88 درصد موارد و در گروه D.T.Light و D.T.Composi در 55 درصد موارد و در گروه زیر کونیا در 100 درصد موارد این شکستگی دیده شد [22]، که این حالت جزو نقایص این سیستم به شمار می‌آید. بنابراین، در پروتزهایی که تحت فشار زیادی قرار دارند از این سیستم‌ها باید با احتیاط استفاده نمود. برای جلوگیری از پیدایش این وضعیت و افزایش استحکام کور کامپوزیتی می‌توان از کامپوزیت‌هایی با درصد فیلر بیشتر و استحکام فشاری بالاتر استفاده نمود [23].

در مورد پست زیرکونیا گزارش کردند، که زمانی که پست زیرکونیا همراه کور کامپوزیتی به کار می‌رود، از به کارگیری مارجین‌های زیر لثه‌ای باید به طور جدی خودداری کرد، چرا که کور کامپوزیتی محل تحمل حداکثر فشار است. پیشنهاد شده که پست‌های سرامیکی با کورهای حرارت داده شده تحت فشار (Heat-Pressed) به کار گرفته شوند، دلیل این امر ضریب انبساط حرارتی همانند آن دو است، که به انقباض مطلوب و تطابق ترمیم منجر می‌گردد [9، 15 و 16].

در بررسی کنونی، از پست‌های سرامیکی با استحکام خمشی (Flexural Strength) 820 مگاپاسکال همراه با کامپوزیت کور استفاده گردید، که این امر ممکن است دلیل شکست دندان‌های ترمیم شده با پست‌های سرامیکی تحت نیروی فشاری باشد. نتیجه‌ی همانند با این بررسی در گزارش باتز و همکاران [16] و آکایان [7] آورده شده است. گزارش شده، که نیروهای جویدن در ناحیه‌ی پشتی حدود 400 تا 800 نیوتن است [15 و22]. به این ترتیب میانگین نیروی شکستگی ثبت شده در گروه‌های ما از میانگین نیروی جوندگی بالاتر است (در گروه D.T.Light 668/8، در گروه D.T.White 917/7، در گروه D.T.Composi 682/7 و در گروه زیرکونیا 819/4 نیوتن).

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده نتیجه‌گیری می‌شود، که دندان‌های ترمیم شده با پست‌های غیر فلزی استفاده شده در این بررسی همگی دارای مقاومت به شکست مطلوب ریشه در مقابل نیروهای موجود در دهان هستند و در مقایسه‌ی میان 4 گروه پست‌های کوارتز فایبر (D.T. White) از سه گروه دیگر مقاومت به شکست ریشه را در مقابل نیروهای بالاتری تامین می‌کند.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود، که در بررسی‌های آینده، مقاومت به شکست دندان‌ها با استفاده از فن‌آوری ادهزیو جدید برای بالا بردن استحکام ساختاری میان مواد پست و کور گوناگون اندازه‌گیری شود. همچنین، بررسی‌هایی نیز بر روی این مطلب که چگونه طول، اندازه، طرح پست، روش سمان کردن و وارد کردن پست بر روی خصوصیات بیومکانیکی دندان ترمیم شده تاثیر دارد، انجام گیرد. برای نمونه، بررسی شود، که کدام ماده حساسیت بیومکانیکی کمتری نسبت به طول و اندازه‌ی پست دارد. این بررسی‌ها سبب تایید بهترین روش ترمیم و کاهش آسیب‌های ایاتروژنیک در ترمیم دندان‌های اندو شده می‌شود.

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

References

1. Dilmener FT, Sipahi C, Dalkiz M. Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading. J Prosthet Dent 2006; 95: 130-136.
2. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. J Prosthet Dent 2000; 83: 540-547.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1994; 71: 565-567.
4. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. J Adhes Dent 2003; 5: 153-162.
5. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal and ceramic post-and-core systems. Int J Prosthodont 2004; 17: 476-482.
6. Sahmali S, Demirel F, Saygili G. Comparison of in vitro tensile bond strengths of luting cements to metallic and tooth-colored posts. Int J Periodontics Restorative Dent 2004; 24: 256-263.
7. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent 2002; 87: 431-437.
8. Stockton LW, Williams PT. Retention and shear bond strength of two post systems. Oper Dent 1999; 24: 210-216.
9. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. J Oral Rehabil 2000; 27: 595-601.
10. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. J Adhes Dent 1999; 1: 153-158.
11. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent 1999; 27: 275-278.
12. Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. Quintessence Int 2004; 35: 612-616.
13. Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. Int J Prosthodont 1997; 10: 498-507.
14. Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. Oper Dent 2000; 25: 223-227.
15. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1994; 71: 565-567.
16. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. Int J Prosthodont 2001; 14: 58-64.
17. Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. J Esthet Restor Dent 2003; 15: 25-30.
18. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. J Prosthet Dent 2006; 95: 218-223.

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com

19. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. Dent Mater 2006; 22: 477-485.
20. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Pérez-Gónzález A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. Oper Dent 2006; 31: 47-54.
21. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. J Prosthodont 2001; 10: 26-36.
22. Erfani S, Jalalian E. Invitro study on the shear strength of anterior and posterior FRC Bridges. Tehran Azad School of Dentistry. Final paper for doctoral degree 2006-2007; 260-267.
23. Stephen C. Bayne, Jeffery Y, Thompson D, Taylor F. Dental Material. In: Theodore M. Roberson, Harald O. Heymann, Edward J. Swift, JR, Editors. The Art and Science of Operative Dentistry. 4th ed.: Mosby Co, Printed in U.S.A., 2002. p.133-234.

PDF created with pdfFactory Pro trial version www.pdffactory.com