تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۱۹، شماره ۳، پاییز ۱۳۸۶، ۲۴-۳۱

بررسی توزیع تنشهای عاج ریشه ناشی از جنسهای مختلف پست به روش آنالیز اجزای محدود در دندان سانترال بالا

دکتر سعید نوکار*- دکتر اعظم‌السادات مصطفوی**

*- استادیار گروه آموزشی پروتزهای ثابت دندانی دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.

**- دستیار تخصصی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.

چکیده

زمینه و هدف: *تاکنون تحقیقهای متعددی در مورد ویژگیهای مختلف سیستم پست - کور از جمله جنس پست به عنوان عاملی موثر در توزیع تنشهای ریشه مورد بررسی قرار گرفته است. هدف از این مطالعه، بررسی توزیع تنشهای عاج ریشه ناشی از جنسهای مختلف پست و ارائه کردن یک راهنمای نظری جهت استفاده در کار بالینی می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی، با استفاده از روش المان محدود و نرم‌افزار ANSYS، پنج مدل سه بعدی از دندان سانترال ماگزیلا در رایانه شبیه‌سازی شدند. مدل‌ها عبارت بودند از: ۱- پست استنلس استیل ۲- پست تیتانیوم ۳ - پست کربن فایبر ٤ - پست گلاس فایبر ٥- پست کوارتز فایبر که همگی دارای کور کامپوزیتی و روکش PFM بودند. همچنین برای هر مدل لثه، استخوان کورتیکال و اسفنجی، PDL و گوتاپرکا نیز شبیه‌سازی شدند. پس از اتمام شبیه‌سازی، هر یک از نمونه‌ها تحت نیروی صد نیوتن که با زاویهٔ ٤٥ درجه نسبت به محور طولی دندان به سینگولوم وارد می‌شد، قرار گرفتند و در نهایت، مدل‌ها تحلیل شدند.*

یافته‌ها: *در تمامی مدل‌ها، تنشها بر روی دو ناحیه از ریشه متمرکز بود: یکی در ناحیهٔ حد فاصل $\frac{1}{3}$ میانی و $\frac{1}{3}$ سرویکال ریشه و دیگری در ناحیهٔ سرویکالی ریشه. تنشهای ناحیه بین $\frac{1}{3}$ میانی و $\frac{1}{3}$ سرویکال در پست‌های تقویت شده با فایبر نسبت به پست‌های فلزی در حدود یک مگاپاسکال بیشتر گزارش شد، همچنین تنشهای ناحیه سرویکال به ترتیب این طور گزارش شد؛ ۲۰/۵، ۲۱، ۲۱/٦، ۲۱/۵، ۲۱.*

نتیجه‌گیری: *برطبق نتایج این مطالعه، پست‌های فلزی نسبت به پست‌های تقویت شده با فایبر، تنشهای کمتری را در عاج ریشه سبب می‌گردند و جهت کار بالینی توصیه می‌شوند. در میان پست‌های تقویت شده با فیبر، پست Quartz fiber کمترین تنشها را سبب شد.*

کلید واژه‌ها: *جنس پست - آنالیز اجزای محدود - توزیع تنش*

وصول مقاله: ۱۳۸۵/۵/۱۲ اصلاح نهایی: ۱۳۸۵/۱۲/۲۰ پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۳/۲۴

نویسنده مسئول: گروه آموزشی پروتزهای ثابت دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران e.mail:noukarsa@Sina.tums.ac.ir

مقدمه

یکی از درمانهای مورد استفاده برای دندانهای اندو شده یا Non-Vital که بخش اعظم تاجی خود را از دست داده‌اند، درمان پست - کور می‌باشد که سابقه آن به پیش از دویست سال پیش بر می‌گردد. تاکنون تحقیقهای زیادی در این زمینه انجام شده است و ویژگیهای مختلف پست مورد بررسی و تحقیق قرار گرفته‌اند. یکی از عملکردهای سیستم پست- کور بهبود مقاومت دندان در برابر نیروهای وارد شده بر دندان از طریق توزیع آنها در منطقه‌ای تا حد امکان وسیعتر در طول ریشه می‌باشد. از عوامل تأثیرگذار در توزیع تنشها در دندانهای ترمیم شده با پست، جنس آن می‌باشد(۱). محققان مختلف با استفاده از روشهای Finite element analysis (۲-٤)، Photoelastic analysis (٥-٦)، Strain gauge (۷) و Mechanical (۸-۱۰) به بررسی و مقایسه جنسهای مختلف پست پرداخته‌اند ولی هنوز نتیجهٔ قطعی در این زمینه وجود ندارد و این موضوع همچنان بحث‌انگیز می‌باشد. همچنین با ورود جنسهای غیرفلزی به ویژه کامپوزیت‌های تقویت شده

Archive of SID

www.SID.ir

با فایبر (FRC)که توجه ویژه‌ای را به خود جلب کرده‌اند(۱۱)، راه هنوز برای مطالعات کنترل شده بعدی باز می‌باشد.

خواص مکانیکال عالی، مقاومت در برابر سایش و استحکام فشاری و مقاومت عالی در برابر نیروهای خستگی از خصوصیات پست‌های تقویت شده با فایبر بیان شده است.(۱۲)، فایبرهای موازی در این پست‌ها، آنها را قادر به جذب و تضعیف تنش می‌کند.(۱۳-۱٤)

در مطالعه‌ای که Sidoli روی پست‌های کربن فایبر انجام داد، با اینکه این پست‌ها، خصوصیات استحکامی پایینتری نسبت به استنلس استیل داشتند، در حین شکست تحت نیروهای فشاری، مقادیر تنش کمتری را نشان دادند، همچنین در نسج باقی مانده دندانی شکستهای مطلوبتری نسبت به نمونه‌های دیگر ایجاد کردند.(۱٤)

McDonald در مطالعه خود، هیچ تفاوت واضحی بین دندانهای ترمیم شده با پست کربن فایبر و استنلس استیل پیدا نکرد.(۱۵)، Raygot و Drummond نیز در مطالعات خود تفاوت آشکاری را گزارش نکردند(۱٦-۱۷)

Sirimai در بررسی که بر روی پست‌هایی از جنس پلی‌اتیلن انجام داد به این نتیجه رسید که اضافه کردن فایبر پلی‌اتیلن سبب شکستهای عمودی کمتری در ریشه می‌شود ولی در کل این پست‌ها نسبت به پست‌های ریختگی، آستانهٔ شکست کمتری داشتند و ضعیفتر بودند.(۱۸)

Rosentritt بیان کرد که پست‌های FRC، تنشهای کمتری را نسبت به پست‌های تیتانیوم نشان دادند.(۱۹)

در مطالعه Albuquerque، پست استنلس استیل حداکثر تمرکز تنش و پست کربن فایبر کمترین مقادیر تمرکز تنش را نشان دادند. (۲۰)

سه جنس گلاس فایبر کربن فایبر و استنلس استیل در مطالعهٔ Lenza مورد بررسی قرار گرفتند. مقادیر تنش معادل حاصله در پست استنلس استیل حداکثر و در پست گلاس فایبر حداقل بود.(۲۱)

Asmussen در مقایسهٔ خود بین پست‌های تیتانیوم و گلاس فایبر اعلام کرد که تنشهای حاصله در پست تیتانیوم نسبت به پست گلاس فایبر کمتر می‌باشد.(۲۲)

Barjav-Escribano طی بررسی که بر روی پست‌های گلاس فایبر و استنلس استیل با استفاده از هر دو روش FEA و مکانیکال انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که خصوصیات بیومکانیکال دندان در صورت مشابهت ضریب الاستیسیتی پست خیلی بهتر است. در استفاده از پست استنلس استیل تمرکز تنش بالایی به دلیل اختلاف ضریب الاستیسیتی پست و مواد اطراف دیده شد.(۲۳)

در این مطالعه سعی بر این است که در یک شرایط مشابه، با استفاده از روش اجزای محدود، توزیع تنش در دندانهای ترمیم شده با جنسهای مختلف پست را بررسی و پس از آنالیز با هم مقایسه کرد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، پنج مدل سه بعدی از دندان سانترال ماگزیلا (حاوی پنج جنس مختلف پست) و ساختمانهای حمایت کننده‌اش توسط نرم‌افزار ANSYS (نسخه ٥/٤) در رایانه شبیه‌سازی شدند. روش اجزای محدود (سه‌بعدی) نیز جهت مشخص کردن توزیع تنش در عاج ریشه به کار گرفته شد. آنالیز اجزای محدود از سیستم پیچیده‌ای از نقاط به نام گرهها استفاده می‌کند که شبکه‌ای به نام Mesh را ایجاد می‌نمایند. علل انتخاب دندان سانترال ماگزیلا، تک‌ریشه‌ای بودن، آناتومی ساده و استعداد بالای آن برای شکست است. اندازه‌های متوسط دندان سانترال از کتاب آناتومی دندان استخراج شدند(۲٤) و با توجه به آن یک مدل آکریلی از این دندان ساخته شد. سپس ۱٤ مقطع عرضی از این مدل گرفته شد که با تهیه اسکن کامپیوتری این مقاطع، نقاط کلیدی هر مقطع در نرم‌افزار ANSYS وارد شدند. پس از وارد کردن نقاط کلیدی، خطوط، سطوح و حجمها نیز طراحی شدند. برای سایر اجزا از جمله گوتاپرکا، پست - کور، روکش، لیگامان پریودنتال، استخوان اسفنجی و کورتیکال، لثه و سمان نیز این مراحل طی شدند (شکل ۱).

قطر ریشه در ناحیه سرویکال ٦/٤ میلی‌متر و طول آن ۱۳ میلی‌متر بود. مقدار گوتاپرکای باقی‌مانده در انتهای ریشه چهار میلی‌متر، طول پست نه میلی‌متر، قطر پست در ناحیه CEJ، ۱/۷ میلی‌متر و در آپکس ۰/۵۵ میلی‌متر بودند. قسمت کور به گونه‌ای شبیه‌سازی شد که بین لبه انسیزالی روکش

Archive of SID
www.SID.ir

و بالاترین قسمت کور دو میلی‌متر فاصله وجود داشت، همچنین ضخامت لیگامان پریودنتال و لامینادورا به ترتیب ۰/۲۵ میلی‌متر و ۰/٤۸ میلی‌متر طراحی شد.

قبل از شبکه‌بندی می‌بایست خصوصیات مکانیکی مواد مختلف موجود در مدل برای نرم‌افزار مشخص شوند. این خصوصیات شامل ضریب الاستیسیتی (ME) و ضریب پواسون (υ) می‌باشند (جدول ۱) (۲۵-۲۷).

در طی شبکه‌بندی، حجمها به قسمتهای کوچکتری به نام المان تقسیم می‌شوند (شکل ۲). هر المان از تعدادی گره تشکیل شده که توسط این گرهها به هم متصل می‌شوند، شایان ذکر است که حجمهای مختلف توسط گرههای مشترک با هم در ارتباطند. در هر مدل در حدود چهل و سه هزار المان و شصت هزار گره وجود داشت. پس از اتمام مدل‌سازی نیرویی برابر صد نیوتن در قسمت پالاتالی دندان در بالای سینگولوم، با زاویه ٤۵ درجه نسبت به محور طولی دندان وارد شد (شکل ۲) و مدل‌ها حل شدند.

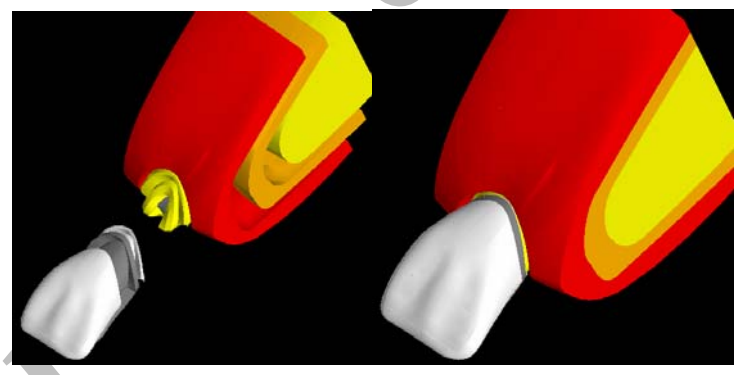
یافته‌ها

در این مطالعه تنش Von Misses یا تنش معادل که اهمیت بیشتری در آنالیز تنشها دارد، جهت مقایسه نتایج مورد محاسبه قرار گرفت. این پارامتر با علامت اختصاری، δe، از فرمول زیر محاسبه می‌شود:

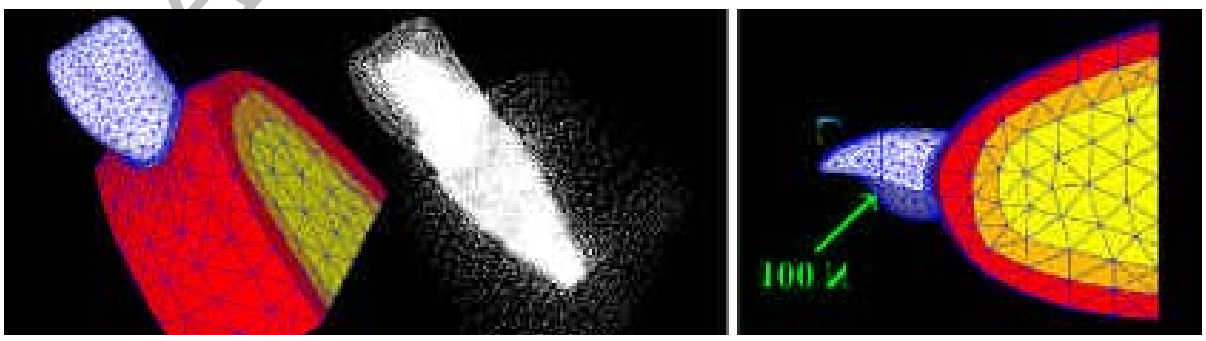
$$\delta e = \left(\frac{1}{2}[(\delta 1-\delta 2)^2 + (\delta 2-\delta 3)^2 + (\delta 3-\delta 1)^2]\right)^{\frac{1}{2}}$$

δ1، δ2 و δ3 تنشهای اصلی می‌باشند. جدول ۲ حداکثر تنشهای معادل در نمونه‌های مورد بررسی را نشان می‌دهد.

یکی از روشهای ارائهٔ نتایج در مطالعات مربوط به تنشها تصاویر گرافیکی است که در آن تنشها و تمرکز آنها با استفاده از رنگهای مختلف نمایش داده می‌شوند. تصاویر مربوط به مدل حاوی پست کربن فایبر در شکل ۳ آمده که درک بهتری نسبت به الگوی توزیع تنشها ایجاد کند.

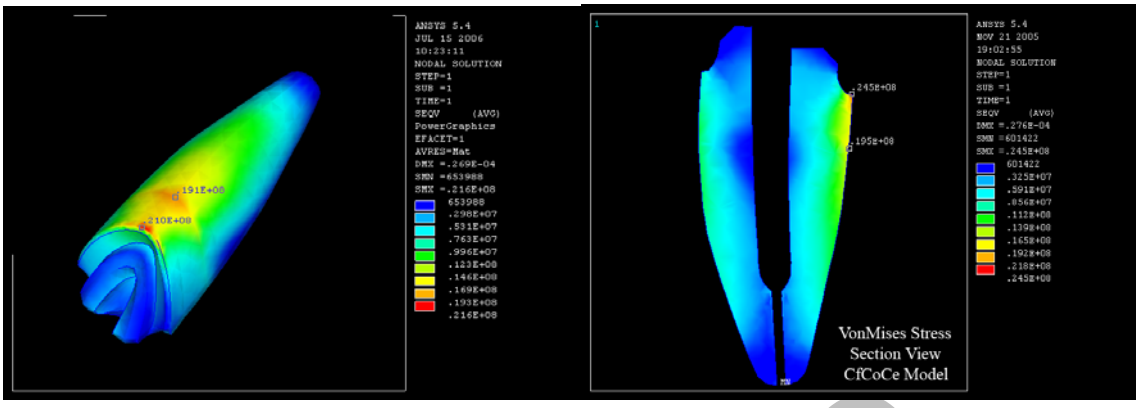


شکل ۱: حجمهای تشکیل دهنده مدل به صورت یک‌پارچه و جدا شده



شکل ۲: گره‌ها و المان‌های تشکیل دهنده مدل، وارد کردن نیروی صد نیوتن به بالای سینگولوم

Archive of SID
www.SID.ir



شکل ۳: تنشهای معادل، نمای باکال، مقطع طولی

جدول ۱: مدول الاستیسیته (E) و ضریب پوآسون (υ) مواد مختلف

نام مواد	E (Pa | N / M^2)	ضریب پواسون	منابع
مینا	٤١E9	۰/۳۱	۲۵
عاج	۱۸/٦E9	۰/۳۰	۲٦
پریودنت	٦۸/۹E6	۰/٤٥	۲٦
استخوان کورتیکال	۱۳/۷E9	۰/۳۰	۲۵
استخوان اسفنجی	۱/۳۷E9	۰/۳۰	۲۵
لثه	۱۹/۰٦E6	۰/۳۰	۲٦
گوتاپرکا	۰/٦۹E6	۰/٤٥	۲٦
پرسلن	٦۹E9	۰/۲۸	۲٦
پست استیل	۲۰۰E9	۰/۳۳	۲٦
کوپینگ آلیاژ طلا	۷۷E9	۰/۳۵	۲٦
کوارتز فایبر	۱۸/۷E9	۰/۳۰	۲۷
کربن فایبر	۲۱E9	۰/۳۱	۲
گلس فایبر	٤۰E9	۰/۲٦	۲۲
تیتانیوم	۱۱۲E9	۰/۳۳	۲۲
کور کامپوزیت	۱۲E9	۰/۳۰	۲۲

جدول ۲: مقایسه حداکثر تنشها در مدلهای موجود

مدلها	حداکثر تنشهای معادل در عاج (مگاپاسکال)	
	در ناحیه سرویکال	در ناحیه $\frac{۱}{۳}$ میانی
پست استنلس استیل	۵/۲۰	٤/۱۸
پست تیتانیوم	۲۱	۹/۱۸
پست کربن فایبر	۲۱/٦	۱۹/۸
پست گلس فایبر	۲۱/۵	۱۹/۵
پست کوارتز فایبر	۲۱	۱۹/٤

Archive of SID
www.SID.ir

بحث

از لحاظ الگوی توزیع تنش، در تمامی مدل‌ها، تنشها بر روی دو ناحیه از ریشه متمرکز بود. یکی در ناحیهٔ حد فاصل بین $\frac{۱}{۳}$ میانی و $\frac{۱}{۳}$ سرویکال ریشه که محل ختم استخوان کورتیکال بر روی ریشه است، به طوری که در سمت باکال، تنشهای فشاری و در سمت پالاتال، تنشهای کششی مشهود بود. ناحیهٔ دیگر تجمع تنش، قسمت سرویکال ریشه، دقیقاً در جایی که لبه‌های روکش به قسمت سرویکالی ریشه تکیه داده است می‌باشد. مطالعات قبلی نیز ناحیهٔ اخیر را به عنوان ناحیهٔ تمرکز تنش، گزارش کردند.(۲، ۳، ۱۲، ۲۰، ۲۲، ۲۸-۳۰).

Gorfil و Assif بیان کردند که $\frac{۱}{۳}$ سرویکال به دلیل اینکه محل اتصال جنسهایی با ضریب الاستیسیتی متفاوت است، محل تمرکز تنش می‌باشد.(۲۸)

مدل‌های حاوی پست‌های تیتانیوم و استنلس استیل، تنشهای معادل و فشاری کمتری نسبت به سه مدل دیگر نشان دادند، خصوصاً در مدل حاوی پست استنلس استیل که در حدود یک مگاپاسکال کمتر از سه مدل دیگر گزارش گردید. Pegoretti علت اینکه پست‌های استنلس استیل تنش کمتری نشان می‌دهند را انعطاف‌پذیری این پست‌ها و Stiffness کمتر مادهٔ کور نسبت به مواد اطراف می‌داند.(۱۲)

تنشهای معادل در این گروه به ترتیب از کمتر به بیشتر به شرح زیر بودند:

پست استنلس استیل ۱، پست تیتانیوم، پست کوارتز فایبر، پست گلاس فایبر و پست کربن فایبر.

در هر پنج مدل، تنشهای معادل و فشاری در ناحیهٔ لبه باکوسرویکال ریشه بیشتر از ناحیهٔ بین $\frac{۱}{۳}$ میانی و $\frac{۱}{۳}$ سرویکال ریشه گزارش شد.

Yang نیز در بررسی به روش FEA (دو بعدی) به این نتیجه رسید که تنشهای حرارتی ناشی از پست استنلس استیل کمتر از پست کربن فایبر می‌باشد.(۳۱)

Asmussen و Toksavvi در مطالعات خود که هر دو به روش FEM (سه بعدی) انجام شد، نشان دادند که پست گلاس فایبر نسبت به پست تیتانیوم، تنشهای بیشتری دارد. (۲۲، ۲۹) در این مطالعه، مدل‌ها Axisymmetrical طراحی شدند و حاوی روکش طلا بودند.

برخی محققان طی بررسیهای خود بر روی جنسهای مختلف پست اظهار کردند که تنشهای عاج با افزایش ضریب الاستیسیتی یا Stiffness پست کاهش می‌یابد(۲۲، ۳۰، ۳۲-۳٤). نتایج به دست آمده در مطالعه حاضر نیز، این گفته را تایید می‌کند. حال آنکه برخی دیگر از محققان بیان می‌کنند که شباهت هرچه بیشتر ضریب الاستیسیتی پست به عاج سبب توزیع تنش و پخش یکنواخت‌تر آن می‌گردد. (۳۵،٦-۳٦)

همچنین محققان دیگری نیز با استفاده از روش آنالیز اجزای محدود، نشان دادند که پست‌های تقویت شده با فایبر، تنشهای کمتری را در مقایسه با پست‌های فلزی ایجاد می‌کنند(۱۲، ۲۰-۲۱، ۲۳، ۳۷). البته مطالعات متعددی نیز به روش مکانیکی انجام گرفته است که در اغلب آنها، محقق این نتیجه را اعلام داشته که پست‌های فلزی، آستانهٔ شکست بالاتری نسبت به پست‌های تقویت شده با فایبر دارند و قویتر هستند. در عوض پست‌های تقویت شده با فایبر به هنگام شکست، سبب شکستهای سرویکالی قابل ترمیم می‌شوند و صدمات کمتری به نسج دندانی وارد می‌شود. (٤۰-۳۸،۳۵،۳۲،۲۱،۱۸،۱٤)

بنابراین به نظر می‌رسد که هنوز هم پست‌های فلزی ارجح می‌باشند. اگر چه پست‌های تقویت شده با فایبر توان جایگزینی پست‌های فلزی را دارند ولی جهت دستیابی به این مهم مطالعات بالینی بیشتری لازم می‌باشد، لذا دندانپزشک می‌بایست با درنظر گرفتن نتایج حاصله و بررسی شرایط هر مورد، از جنس مناسب استفاده نماید. نتایج این مطالعه بر اهمیت تاثیر جنس پست بر روی توزیع تنشهای دندان تاکید می‌کند.

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیتهای این مطالعه، نتایج زیر حاصل شدند:

۱ - در همهٔ مدل‌ها تمرکز تنشها در ناحیه لبهٔ سرویکال و ناحیه بین $\frac{۱}{۳}$ میانی و $\frac{۱}{۳}$ سرویکال مشاهده شد..

۲ - پست‌های فلزی کمترین مقدار تمرکز تنش را در ناحیهٔ لبهٔ سرویکال نشان دادند.

Archive of SID
www.SID.ir

۳ - در مورد تنشهای ناحیهٔ بین $\frac{۱}{۳}$ میانی $\frac{۱}{۳}$ سرویکالی ریشه، پست‌های تقویت شده با فایبر نسبت به پست‌های فلزی، تنشهای بیشتری را نشان دادند.

تقدیر و تشکر

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران به شماره قرارداد ٤٣٦٤ مورخ ۸۳/٤/۷ می‌باشد.

REFERENCES

1. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: Review. Int J Prosthodont. 2001 Jul-Aug;14(4):355-63.
2. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. Prosthet Dent. 2002 Oct;88(4):442-8.
3. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). J Endod. 2002 Sep;28(9):629-33.
4. Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. J Oral Rehabil. 2003 May; 30(5):470-6.
5. Henry PJ. Photoelastic analysis of post core restorations. Aust Dent J. 1977 June;22(3):157-9.
6. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. J Prosthet Dent. 1989 May;61(5):535-43.
7. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 March-April;15(2):209-18.
8. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. Quintessence Int. 2004 Sep;35(8):657-67.
9. King PA, Setchell DJ, Rees JS. Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. J Oral Rehabil. 2003 Aug;30(8):785-9.
10. 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.
11. Yaman SD, Alacam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. J Endod. 1998 Feb;24(2):107-11.
12. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M.Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. Biomaterials. 2002 July;23(1):2667-2682.
13. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent. 1999 May;27(4):275-8.
14. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. J Prosthet Dent. 1997 July;78(1):5-9.
15. McDonald AV, King PA, Setchell DJ. In vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. Int Endod J. 1990 Nov; 23(6):304-12.
16. Torbjorner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. Eur J Oral Sci. 1996 Oct-Dec;104(5-6):605-11.

Archive of SID
www.SID.ir

17. Raygot CG, Chai J, Jameson DL. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. Int Prosthodont. 2001 Mar-Apr;14(2):141-5.
18. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. J Prosthet Dent. 1999 March;81(3):262-9.
19. Rosentritt M, Furer 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 July;27:595-601.
20. Albuquerque Rde C, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003 Sep;30(9):936-43.
21. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater. 2005 Aug;21(8):709-15.
22. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. J Prosthet Dent. 2005 Oct;94(4):321-9.
23. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. Oper Dent. 2006 Jan-Feb;31(1):47-54.
24. Woelfel JB. Dental Anatomy. its relevance to dentistry, 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger;1990:35.
25. Chang Ko C, Sheng Chu S, Hung chuag K, chang Lee M. effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. J Prosthet Dent. 1992 Sep;68(3):421-7.
26. Reinharot R, Krejci R, PAO YC, Stannard J. Dentin stresses in post – reconstructed teeth with diminishing bone support. J Dent Res. 1983 Sep;62(5):1002-8.
27. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. J Endod. 2005 March;31(3):209-11.
28. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1994; June 71(6):565-7.
29. 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 Jan-Feb;31(1):89-96.
30. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three dimentional finite element analysis of effects of posts on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent. 1994 Oct;72(4):367-72.
31. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. J Prosthet Dent. 2001 Jan;86(1):74-80.
32. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent. 1999 May;27(4):275-8.
33. Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. J Biomater Appl. 2004 Jan;18(3):163-77.
34. Cailleteau JG, Reiger MR, Akin JE. A comparison of intracanal stress in a post-restored tooth utilizing the finite element method. J Endod. 1992 Nov;18(11):540.
35. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. Int J Prosthodont. 1996 March-Apr;9(2):131-6.

Archive of SID
www.SID.ir

36. Chen XT, Li XN, Guan ZQ. Effect of post material on stress distribution in dentine. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2004 Jul;39(4):302-5.
37. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, Takano N, Yatani H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. Dent Mater J. 2006;25(1):145-50.
38. Arturo Martinez-Insua, Luis Da Silva, Benito Rilo, Urbano Santana. Comparison of fracture resistances of pulpless teeth with a cast post and core or carbon fiber post with a composite core. J Prosthet Dent. 1998 Nov;80(5):527-32.
39. 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 Jul-Aug;17(4):476-82.
40. Goldberg AG, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater. 1992 May;8(3): 197-202.

Archive of SID

www.SID.ir