بررسی اثر یک سیستم اچ شستشو و یک سیستم سلف اچ بر باند کامپوزیت به MTA ایرانی

دکتر زهرا جابری انصاری*، دکتر مریم مهدیلو**

چکیده

سابقه و هدف: از آنجا که امروزه استفاده از MTA در درمان‌های دندانپزشکی رواج زیادی یافته است ترمیم روی آن و مواد و روش مورد استفاده مواد ترمیمی هم مورد توجه قرار گرفته است. اخیرا MTA ایرانی ساخته شده و در دسترس قرار گرفته است (Root MTA). این مطالعه اثر یک سیستم اچ شستشو و یک سیستم سلف اچ را بر باند کامپوزیت به MTA ایرانی بررسی می‌کند.

مواد و روشها: در یک تحقیق آزمایشگاهی با استفاده از یک مولدفلزی ریختگی ۲۰ بلوک آکریلی تهیه شدند. هریک از بلوک‌های آکریلی دارای یک حفره مرکزی با قطر mm ۶ و ارتفاع mm ۲بود. حفره مرکزی بلوک‌ها با Root MTA پر شد. سپس بلوک‌ها به دو گروه تقسیم شدند. سیستم‌های باندینگ Single Bond (اچ- شستشو) و Clearfil SE Bond (سلف اچ) طبق دستور کارخانه سازنده روی مواد پوشاننده پالپ دندان به کاربرده شدند. استوانه‌هایی (۲×۲ میلیمتر) از کامپوزیت رزین Z100 بر روی نمونه‌ها قرار گرفته و لایت کیورشدند. استحکام باند برشی نمونه‌ها اندازه‌گیری شد. یافته‌ها با t-test مورد قضاوت آماری قرار گرفتند.

یافته‌ها: میانگین و انحراف معیار استحکام باند برشی کامپوزیت رزین به MTA ایرانی در استفاده از سیستم Single Bond معادل ۱/۷۷±۴/۷۱ مگاپاسکال و در کاربرد سیستم Clearfil SE Bond برابر ۱/۸۸± ۴/۷۹ مگاپاسکال به دست آمد. اختلاف بین دو گروه از لحاظ آماری معنی دار نبود.

نتیجه‌گیری: در شرایط این پژوهش، استحکام باند برشی کامپوزیت رزین Z100 به Root MTA پس از استفاده از دو نوع باندینگ اچ شستشو و سلف اچ یکسان بوده است.

کلید واژگان: Root MTA، کامپوزیت رزین، استحکام باند برشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۱۲/۱۶ تاریخ اصلاح نهایی: ـــــ تاریخ تأیید مقاله:۱۳۹۰/۱۲/۱۶

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۹، ویژه‌نامه، زمستان ۱۳۹۰، ۴۲۲- ۴۱۷

مقدمه

امروزه استفاده از MTA در درمان‌های دندانپزشکی رواج یافته است. هدف از کاربرد این مواد حفظ حیات وسلامت پالپ دندان در تروماو پوسیدگی می‌باشد (۱).

Mineral Trioxide Aggregate (MTA)، ماده‌ای است به صورت پودر و شامل ترکیب اکسیدهای سه‌تایی با ذرات آب‌دوست معدنی که در حضور رطوبت، ساختمان بلورینی پیدا می‌کند. این ماده در دانشگاه Loma Linda در آمریکا در سال ۱۹۹۳ توسط دکتر محمود ترابی نژاد (استاد ایرانی) ابداع و به دنیای دندانپزشکی معرفی گردید. بعد از آن MTA به طور وسیعی در درمان‌های دندانپزشکی و خصوصاً درمان‌های اندودنتیک مورد استفاده قرار گرفت .نام تجاری آن Pro-Root بوده و در کارخانهٔ Tulsa Dentsply Dental آمریکا ساخته می‌شود. از MTA به عنوان ماده pulp capping، ماده پرکننده انتهای ریشه و ماده ترمیم کننده پرفوریشن‌ها استفاده می‌شود (۲).

این ماده از دی‌کلسیم سیلیکات، تری‌کلسیم سیلیکات، تری‌کلسیم آلومینات و تتراکلسیم آلومینوفرات تشکیل شده است. همچنین مقادیر کمی از اکسیدهای معدنی دیگر که مسئول ویژگی‌های شیمیایی و فیزیکی آن می‌باشند، در ساختمان آن وجود دارد؛ از جمله بیسموت که جهت ایجاد رادیواپسیته به آن اضافه می‌گردد. آبگیر بودن MTA، باعث ایجاد کلوئیدی می‌شود که بعد از سخت شدن، یک سد

*نویسنده مسئول: دانشیارگروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.
E-mail:zjansari@icdr.ac.ir

**دندانپزشک.

Archive of SID
www.SID.ir

غیر قابل نفوذ و قوی ایجاد می‌کند. تفاوت عمدهٔ انواع سفید و خاکستری MTA، در میزان بعضی ترکیبات و خصوصاً اکسید آهن می‌باشد (۳و۴)). سیمان از یک پودر هیدروفیلیک که در حضور رطوبت سخت می‌شود، تشکیل شده است. وقتی این سیمان با آب مخلوط می‌شود، ژل کلوئیدال حاصل در عرض ۴ ساعت به توده محکم و سفتی تبدیل می‌گردد. pH اولیه مخلوط در حد ۱۰/۲ است که ۳ ساعت بعد از مخلوط کردن، به ۱۲/۵ افزایش می‌یابد(۴). علاوه بر این، زمان سخت شدن آن ۲ ساعت و ۴۵ دقیقه می‌باشد. مقاومت فشاری MTA بلافاصله پس از سخت شدن به میزان Mpa ۴۰ بوده که پس از ۲۱ روز به mpa ۷۰ افزایش می‌یابد(۵). کلسیم هیدروکساید، مهمترین ترکیبی است که MTA در آب آزاد می‌کند (۲). تشکیل کلسیم هیدروکساید، علاوه بر نکروز انعقادی و کلسیفیکاسیون دیستروفیک که بعد از جاگذاری زیر جلدی MTA بروز می‌کنند، pH بالای آن را نیز توجیه می‌کند (۶). MTA یک ماده فعال بیولوژیک برای سلول‌های استخوانی بوده و بخاطر pH قلیایی و آزاد کردن یون کلسیم، تولید اینترلوکین را تحریک می‌کند (۷).

این ماده از نظر خواص شیمیایی به خانواده پورتلند سمنت ،تعلق داشته و ترکیبات آن نیز شامل پورتلند سمنت به میزان ۷۵٪ وزنی، اکسید بیسموت به میزان ۲۰٪ وزنی و Gypsum به میزان ۵٪ وزنی می‌باشد(۸). نشان داده شده که MTA در مقایسه باSuper EBA وIRM، به دلیل ایجاد سیل بهتر ارجحیت دارد(۹). علاوه بر این، تطابق مارجینال MTA با و بدون پرداخت، بهتر از IRM و Super EBA می‌باشد(۱۰). هنگامی که MTA به عنوان ماده پر کننده ریشه استفاده می‌شود، شواهدی مبنی بر بهبود بافت‌های اطراف نشان داده است(۱۱). MTA، تشکیل بافت اپیکالی سالم بیشتری را در مقایسه با سایر مواد به همراه تولید محصولات التهابی کمتر، تحریک می‌کند(۱۲). بیشترین علامت خاص واکنش بافتی MTA، وجود بافت همبندی بعد از اولین هفته پس از جراحی است (۱۳). التهاب اولیه‌ای که در پاسخ به MTA در بافت ایجاد می‌شود به عوامل متعددی از جمله pH بالا، گرمای تولید شده در طول سخت شدن و ایجاد سایتوکین‌هایی مانند اینترلوکین ۱ و ۶ بستگی دارد (۱۴).

خونریزی در محیط کار با استفاده از MTA تداخل ایجاد می‌کند، هر چند سخت شدن نهایی آن تحت تأثیر منفی آلودگی با خون قرار نمی‌گیرد(۱۵). استحکام فشاری و حلالیت MTA ست شده کافی بوده و مشابه مقادیر گزارش شده در زینک اکساید تقویت شده و سمان‌های اوژنول می‌باشد، هر چند زمان سخت شدن MTA طولانی‌تر است(۱۶). در یک تحقیق ۲ ساله، میزان موفقیت بالایی در استفاده از MTA به عنوان مادهٔ پرکنندهٔ انتهای ریشه گزارش گردید(۱۷). نتایج تحقیقات اخیر، کاربرد مادهٔ MTA را توصیه کرده‌اند، مشروط بر اینکه سازندگان، زمان سخت شدن طولانی‌مدت و مشکلات کاربرد آن را جهت استفاده به عنوان مادهٔ پر کنندهٔ انتهای ریشه کاهش دهند (۱۷).

اخیرا MTA ایرانی (Root MTA) در دانشکدهٔ دندانپزشکی تبریز ساخته شده، در مطالعات آزمایشگاهی و هیستولوژیک خصوصیات آن با MTA خارجی مقایسه گردیده است. در این مطالعات مشخص شده که سمیت MTA ایرانی بر سلول های L929،کمتر از MTA خارجی بوده است (۱۸). مطالعه دیگری نشان داد بین سه ماده MTA ایرانی،MTA خارجی و سیمان پورتلند نوع یک ، تفاوت معنی‌دار از نظر التهاب،کپسول فیبروزه وتشکیل استخوان وجود ندارد (۱۹).

از آنجا که امروزه استفاده از MTA در درمان‌های دندانپزشکی، محبوبیت زیادی پیدا کرده است، ماده‌ای هم که به عنوان ترمیم نهایی روی آنها گذاشته می‌شود، از اهمیت خاصی برخوردار می‌باشد. با این حال، بررسی در این زمینه بسیار کم انجام شده است.اختلاف نظرهایی در باره استفاده از مواد مختلف ترمیمی از جمله کامپوزیت رزین‌ها بر روی MTAوجود دارد. در یک بررسی اعلام شد باندینگ‌های اچ شستشو در مقایسه با باندینگ‌های سلف اچ باند بیشتری بهMTA می‌دهد (۲۰) که شاید به علت ایجاد تخلخل توسط اسید در سطح MTA باشد ،مطالعات دیگری اعلام کردند اچ MTA تاثیری در میزان باند آن با کامپوزیت رزین ندارد(۲۲و۲۱). با توجه به اینکه باندینگ‌های سلف اچ به علت راحتی کار و کوتاه‌تر کردن زمان درمان(۲۳) بخصوص در پالپوتومی کودکان می‌تواند سبب درمان سریع تر و در نتیجه موفق‌تر شود و با توجه به تناقض موجود و همچنین نبود بررسی در باره MTA ایرانی، این پژوهش با هدف بررسی باند بین MTAایرانی و کامپوزیت

Archive of SID
www.SID.ir

رزین با استفاده از سیستم های باندینگ اچ شستشو و سلف اچ طراحی و اجرا گردید.

مواد و روشها:

این تحقیق تجربی آزمایشگاهی ،با استفاده از یک مولدفلزی ریختگی انجام گرفت،۲۰ بلوک آکریلی به ابعاد ۲ در ۲ سانتیمتر تهیه‌شدند. هریک از بلوک های آکریلی دارای یک حفره مرکزی با قطر ۶mm و ارتفاع ۲mmبود.در حفره مرکزی مولد ها MTA ایرانی (Root MTA, Iran) گذاشته و با لام شیشه‌ای فشرده شد. روی ماده بلافاصله پنبه مرطوب و مادۀ ترمیمی موقت (Cavit, ESPE America, Inc.Norristown) قرار داده شد. سپس نمونه‌ها درانکوباتور با رطوبت۱۰۰٪ و دمای ۳۷ درجه سانتیگراد (Peco ,Iran -Tehran) به مدت ۴۸ ساعت نگهداری شدند تا فرآیند سخت شدن در آنها تقویت گردد.در پایان این مدت بعد از برداشتن مادۀ ترمیمی موقت، نمونه‌ها به صورت تصادفی به دو گروه ۱۰ تایی تقسیم شدند.

در گروه ۱ سطح Root MTA به مدت ۱۵ ثانیه با استفاده از ژل اچینگ اسید فسفریک ۳۷٪ اچ شده، با آب به مدت ۱۰ ثانیه شتسشو داده شد و آب اضافی آن از طریق کاغذهای جاذب حذف گردید تا سطحی ظاهراً خشک و مرطوب باقی بماند. سیستم Single Bond (3M, ESPE,USA) در ۲ لایۀ متوالی روی سطح زده شد. به منظور تبخیر حلال، سطح با هوای عاری از روغن به آرامی و به مدت ۵ ثانیه خشک شد (از طریق سرنگ هوا در فاصلۀ ۲ سانتی‌متری سطح).۱۰ ثانیه نوردهی انجام شد. کامپوزیت Z100 (3M ESPE,USA) در ماتریکس‌های پلاستیکی سیلندری شکل شفاف با قطر ۲mm و ارتفاع ۲mm روی سطح آماده شده گذاشته شده و به مدت ۴۰ ثانیه با دستگاه دیود Demetoron Lc (sds Kerr),USA), نوردهی شد (با توان۲ mv/cm ۱۲۰۰).

در گروه ۲ روی سطح Root MTA عامل باندینگ سلف اچ Clearfil SE Bond (Kuraray, Okayama, Japan) به کار برده شد. ابتدا Primer بر روی سطح نمونه‌هازده شد و به مدت ۲۰ ثانیه بر روی سطح باقی ماند. با سرنگ هوا در فاصلۀ ۲ سانتی‌متری سطح تبخیر گردید. سپس Bond بر روی سطح نمونه‌هازده شدو به وسیله سرنگ هوا .لایه‌ای یکنواخت ازBond ایجاد گردید. نوردهی سطح به مدت ۱۰ ثانیه انجام شد. کامپوزیت Z100 هم مانند زیرگروه قبلی به کار رفت.

نمونه‌های آماده‌سازی شده به مدت ۲۴ ساعت در رطوبت ۱۰۰٪ انکوباتور و با دمای ۳۷°C نگهداری شدند. استحکام باند برشی، نمونه‌ها توسط دستگاه (Germany Universal testing machine (Zwick/Roell 2020 - با سرعت ۱/۰mm/min تعیین گردید. سطح شکست نمونه‌ها پس از دباند شدن با استریومیکروسکوپ (Japan, YS100) با بزرگ‌نمایی ۱۰ از نظر نحوه شکست کوهزیو، ادهزیو و مختلط بودن بررسی گردید. یافته ها با t-test مورد قضاوت آماری قرار گرفتند.

یافته‌ها:

براساس نتایج تحقیق؛ میانگین وانحراف معیار استحکام باند برشی کامپوزیت رزین به MTA ایرانی در استفاده از سیستم Single Bond معادل ۱/۷۷±۴/۷۱ مگاپاسکال و در کاربرد سیستم Clearfil SE Bond برابر ۱/۸۸± ۴/۷۹ مگاپاسکال برآورد گردید.

نتایج آزمون آنالیز آماری نشان داد اختلاف بین دو گروه معنی دار نمیباشد.

بحث:

جهت ترمیم مستقیم دندان‌های خلفی درمان ریشه شده گوناگونی قرار گرفته و سلامتی آنها به خطر می‌افتد. امروزه بازسازی بافت سخت مینا و عاج به خوبی انجام می‌شود و دندان‌ها می‌توانند طول عمر طبیعی خود را داشته باشند. صدمه به پالپ دندان، سبب نیاز به درمان ریشه می‌گردد. دندان‌های تحت درمان ریشه قرار گرفته، دارای شکنندگی بیشتر و در نتیجه دوام کمتری نسبت به دندان‌های دارای پا لپ سالم می‌باشند. به این سبب از سالیان پیش، پوشش مستقیم و غیر مستقیم پالپ (pulp capping) ،مطرح بوده، همواره سعی در عدم خارج کردن پالپ بوده است. هر چند ،به علت مواد مورد استفاده و خواص آنها، تناقضاتی در انجام پالپ کپینگ، وجود داشته است. امروزه با پیدایش مواد جدید پوشاننده پالپ دندان،افق روشنتری در این زمینه به وجود آمده است و بحث وایتال پاپ تراپی رونقی مجدد، گرفته است (۱).

www.SID.ir

اولین ماده از این سری مواد، MTA می‌باشد که ویژگی‌های مطلوب متعددی برای آن بیان شده است (۲۴،۴،۱۵). از این ماده، علاوه براستفاده گسترده آن در بخش درمان ریشه مانند پرکردن انتهای کانال ریشه و ترمیم پرفوراسیون در بخش ترمیمی و کودکان برای پالپ کپینگ استفاده می‌شود که در این موارد توصیه می‌شود، ترمیم نهایی بدون برداشت MTA انجام شود(۲۴). بنا براین اتصال میان مواد ترمیمی و MTA در دوام ترمیم تاجی و در نهایت طول عمراین دندان‌ها، دارای نقش بسیار مهمی می‌باشد.

براساس نتایج تحقیق حاضر تفاوت معنی‌داری به دنبال استفاده از سیستم‌های باندینگ اچ شستشو (Single Bondو سلف اچ (Clearfil SE Bond) در باند کامپوزیت و MTA ایرانی دیده نشدو مقادیر استحکام باند دو گروه در محدودهٔ یکدیگر بوده است. این نتیجه مغایر با یافته های Sen Tunc و همکاران (۲۰۰۸) می باشد(۲۰). در بررسی او استحکام باند سیستم ادهزیو تک‌بطری total-etch (Single Bond) هنگام باند کامپوزیت Z250 به MTA سفید(آمریکایی) در مقایسه با سیستم ادهزیو یک‌مرحله‌ای self-etch (Prompt L-Pop) به صورت معنی داری بیشتر بوده است ($p<۰/۰۵$). این مغایرت می‌تواند به دلیل استفاده از انواع متفاوت مواد و سیستم‌های باندینگ ,self-etch باشد.علاوه بر مواد متفاوت اصلی ، در پژوهش ما از سیستم باندینگ سلف اچ دو مرحله ای استفاده شدو Sen Tunc, در بررسی خود از باندینگ سلف اچ یک مر حله ای استفاده کرده است که این نوع باندینگ دارای حساسیت تکنیکی بیشتری نسبت به باندینگ سلف اچ دو مرحله ای می باشد(۲۳).Sen Tunc عملکرد کمتر از حد انتظاردر سیستم‌های self-etch در باند به دندان را با دلایل زیر مرتبط دانسته است:

ترکیب مونومرهای اسیدی آب‌دوست و آب‌گریز در یک مرحله ممکن است فرآیند پلیمریزاسیون اسید را پیچیده‌تر کرده و همزمان به دلیل استحکام اندک پلیمر ادهزیو و نیز درجات پایین پلیمریزاسیون مونومر رزینی به دلیل اثرات جلوگیری کنندگی حلال/اکسیژن در هنگام فعال‌سازی نوری این مواد، استحکام باند ایجاد شده توسط آنها کاهش می‌یابد(۲۰). علاوه بر این، یکی از توجیهات استحکام باند اندک این سیستم‌ها می‌تواند با عدم سازگاری بین مواد ترمیمی و ادهزیو روی دهد(۲۵).

به نظر می رسید اسید فسفریک بتواند کلسیم را حل کرده و با ایجاد تخلخل باند را بهبود دهد.اما همانطور که بیان شد میزان باند دردو سیستم بانیگ تفاوتی نداشت ونشان داد اچ جداگانه MTA تاثیری بر میزان باند آن ندارد و این نتیجه با یافته‌های سوادی‌اسکویی و کیانی‌منش همخوانی دارد. سوادی‌اسکویی و همکاران (۲۰۱۰) استحکام باند برشی ادهزیو رزین به MTA را به دنبال انجام یا عدم انجام فرآیند اسید اچینگ بررسی کردند(۲۱).ایشان بیان کردند مقادیر استحکام باند برشی برحسب استفاده از روش آماده‌سازی سطوح معنی‌دار نبوده است. در بررسی کیانی‌منش و همکاران هم هیچ تفاوت معنی‌داری بین میانگین استحکام باند برشی MTA سفید اچ شده واچ نشده و نیز MTA خاکستری اچ شده و اچ نشده وجود نداشت (۲۲). قابل ذکر است که بررسی‌های بیان شده همگی با استفاده از MTA خارجی بوده است و بررسی مشابه با ماده ایرانی برای مقایسه وجود ندارد.

سطح شکست نمونه‌ها، بیشتر از نوع cohesive بود که نمایانگر cohesive strength کمتر MTA ایرانی می باشد و هماهنگ با بررسی‌های سوادی اسکویی و کیانی‌منش است(۲۲،۲۱).

همان طور که بیان شد براساس نتایج تحقیق حاضر، میزان استحکام باند کامپوزیت رزین Z100 به MTA ایرانی هنگام استفاده از دو سیستم‌های باندینگ مختلف یکسان بوده است. با این حال، تعداد زیادی از مواد باندینگ مختلف وکامپوزیت رزین‌های متفاوت در بازار دندانپزشکی وجود دارند که ضرورت دارد عملکرد آنها نیز ارزیابی شود.

نتیجه‌گیری:

در شرایط این پژوهش، استحکام باند برشی کامپوزیت رزین Z100 به Root MTA پس از استفاده از دو نوع باندینگ اچ شستشو و سلف اچ یکسان بوده است.

تقدیر و تشکر:

این مقاله برگرفته از پایان نامه دانشجویی شماره ۳۰۳۸ مربوط به خانم مریم مهدیلو به راهنمایی خانم دکتر زهرا جابری انصاری و مربوط به دانشکده دندانپزشکی دانشگاه

Archive of SID
www.SID.ir

علوم پزشکی شهید بهشتی می‌باشد و بدین وسیله از مرکز تحقیقات و مواد دندانی دانشکده تشکر و قدردانی می گردد.

References

1. Boegen G,Chandler N. Vital Pulp Therapy.In:Ingle J, Bakland L,Baumgartner J, editor.Ingle's Endodontics.6th ed.Hamilton:BC Decker Inc;2008.p13100-29
2. Parrirokh M, Torabinegad M.: Comprehensive Litruture Review: Chemical, Physical and Antimicrobial Properties. J Endod 2010 Jan: 36; 99-117.
3. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Stowe S, Brink F: A qualitative X-ray analysis of white and grey mineral trioxide aggregate using compositional imaging. J Mater Sci Mater Med 2006; 17:187-191.
4. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, PittFord TR: Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J Endod 1995; 21:349-353.
5. Cohen S, Burns RC: Pathway of pulp. 8th Ed. USA: Mosby. 2001; Chap19:718-721.
6. Moretton TR, Brown CE, Jr, Legan JJ, Kafrawy AH: Tissue reactions after subcutaneous and intraosseous implantation of mineral trioxide aggregate and ethoxybenzoic acid cement. J Biomed Mater Res 2000; 52:528-533.
7. Koh ET, McDonald F, PittFord TR, Torabinejad M: Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. J Endod 1998; 24:543-547.
8. Ingle JI, Bakland LK: Endodontics. 5th Ed. Hamilton. London: BC Decker Inc. 2002; Chap12:706,748-765.
9. Mangin C, Yesilsoy C, Nissan R, Stevens R: The comparative sealing ability of hydroxyapatite cement, mineral trioxide aggregate, and super ethoxybenzoic acid as root-end filling materials. J Endod 2003; 29:261-264.
10. Gondim E, Zaia AA, Gomes BP, Ferraz CC, Teixeira FB, Souza-Filho FJ: Investigation of the marginal adaptation of root-end filling materials in root-end cavities prepared with ultrasonic tips. Int Endod J 2003; 36:491-499.
11. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, PittFord TR: Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. J Endod 1995; 21:295-299.
12. Nakata TT, Bae KS, Baumgartner JC: Perforation repair comparing mineral trioxide aggregate and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. J Endod 1998; 24:184-186.
13. Economides N, Pantelidou O, Kokkas A, Tziafas D: Short-term periradicular tissue response to mineral trioxide aggregate (MTA) as root-end filling material. Int Endod J 2003; 36:44-48.
14. Koh ET, Torabinejad M, Pitt Ford TR, Brady K, McDonald F: Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. J Biomed Mater Res 1997; 37:432-439.
15. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, PittFord TR: Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. J Endod 1994; 20:159-163.

Archive of SID

www.SID.ir

16. Johnson BR: Considerations in the selection of a root-end filling material. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1999; 87:398-404.

17. Chong BS, PittFord TR, Hudson MB: A prospective clinical study of Mineral Trioxide Aggregate and IRM when used as root-end filling materials in endodontic surgery. Int Endod J 2003; 36:520-526.

18. Behfrooz E, Ghoddosi J, Tavakokoli J.Evaluation of cytotoxic effect of amalgam ,Root MTA in culture environment of cellular line of HGF fibroblast .[Thesis].Mashhad: Mashhad University of Medical sciences;2002.

19. Ramezankhani N, Razmi H. Histological evaluation of tissue response to Root MTA ,MTA, Protland cement implanted in mandible of mature cat [Thesis]. Tehran University of Medical sciences; 2003.

20. Sen Tunc E, Sonmez IS, Bayrak S, Egilmez T: The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to while mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. J Endod 2008; 34:603-605.

21. Savadi Oskuie S, Eghbal MJ, Kimiaee S, Motahhari P: Comparison of shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate. 2010 (In Press).

22. Kianimanesh N, Motamedi M, Alavi A, Mohammadi Khoshroo N: Shear bond strength of MTA to composit resin in comparison with glass ionomer. Shiraz University of Medical Sciences, Journal of Dentistry 2010;11:41-8.

23. Jaberi Ansari Z, sadr A, Moezizadeh M, et al; Effects of one year storage in water on bond strength of self etching adhesives to enamel and dentin.Dental materials journals 27:266-272,2008

24. Ingle JI, Bakland LK: Endodontics. 5th Ed. Hamilton. London: BC Decker Inc. 2002;Chapt 1

25. Al-Sarheed MA: Evaluation of shear bond strength and SEM observation of all-in-one self-etching primer used for bonding of fissure sealants. J Contemp Dent Pract 2006; 7:9–16.

Archive of SID

www.SID.ir