

بررسی مقایسه ای رادیوپاسیته CEM، سه نوع MTA، گوتاپرکا و عاج با استفاده از رادیوگرافی دیجیتال

ساناز کارگزار^۱، علی باقرپور^۲، حمید جعفرزاده^{۳*}

^۱ دانشجوی دکترای تخصصی، گروه سلامت دهان و دندانپزشکی اجتماعی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

^۲ دانشیار، مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

^۳ استاد، مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۹/۱/۷ - تاریخ پذیرش: ۹۹/۶/۲۳

Comparative Evaluation of Radiopacity of CEM, Three Types of MTA, Gutta-percha, and Dentin using Digital Radiography

Sanaz Kargozar¹, Ali Bagherpour², Hamid Jafarzadeh^{3*}

¹ PhD Candidate, Department of Community Oral Health, Faculty of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

² Associate Professor, Dental Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

³ Professor, Dental Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Received: 26 March 2020; Accepted: 13 September 2020

Introduction: Radiography is considered a valuable tool in endodontic procedures, and radiopacity is an essential priority in every filling material. Proper radiopacity is essential for the differentiation of filled canal from anatomic structures and surrounding tissues. Moreover, proper radiopacity should be independent from characteristics, such as material thickness and its solubility in variable fluids (e.g., saliva). The purpose of this study was to evaluate the radiopacity of calcium-enriched mixture (CEM), three types of mineral trioxide aggregate (MTA), gutta-percha, and dentin using digital radiography.

Materials and Methods: Five disc-shaped specimens (with a diameter and thickness of 10 and 1 mm, respectively) were fabricated from each material, including Angelus MTA, MTA+, Root MTA, CEM, dentin, and gutta-percha. After setting the materials, digital radiographs were taken using graduated aluminum step wedge. The radiopacity was assessed using the software ImageJ (version 1.49). For statistical analysis, analysis of variance and Tukey's test were used at a significance level of 0.05.

Results: Root MTA and gutta-percha presented the highest radiopacity equal to approximately 4 mm of aluminum; however, dentin showed the lowest MAT reported as 0.7 mm of aluminum. Three types of MTA did not demonstrate a significant difference in radiopacity with each other and gutta-percha. The mean of CEM radiopacity was significantly lower than those reported for MTA types and gutta-percha.

Conclusion: Angelus MTA, MTA+, and Root MTA show the optimum radiopacity according to international standards; nevertheless, the radiopacity of CEM is lower than the optimum standard of 3 mm of aluminum.

Keywords: MTA, CEM, Radiopacity, Gutta-percha

Corresponding Author: Jafarzadehbh@mums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2021; 44(4): 384-96.

چکیده

مقدمه: رادیوگرافی، یک ابزار ارزشمند در درمان های اندودانتیک می باشد و رادیوپاسیته یک خصوصیت مطلوب و مهم در مورد همه مواد به کار رفته در درمان ریشه است. رادیوپاسیته مناسب برای تمایز پرکردگی کانال از ساختارهای آناتومیک و بافت های مجاور ضروری است و باید مستقل از ویژگی هایی مانند ضخامت ماده ی مورد استفاده و میزان حلالیت آن در مایعات مختلف مانند بزاق باشد. این مطالعه با هدف ارزیابی مقایسه ای رادیوپاسیته ی (Calcium Enriched Mixture) CEM، سه نوع MTA (Mineral Trioxide Aggregate)، گوتاپرکا و عاج با استفاده از رادیوگرافی دیجیتال انجام گرفت.

مواد و روش ها: از هر یک از مواد مورد استفاده شامل Angelus MTA، MTA+ (MTA لهستانی)، Root MTA، CEM، عاج و گوتاپرکا ۵ نمونه به صورت دیسک هایی با قطر ۱۰ میلیمتر و ضخامت ۱ میلیمتر آماده شد. پس از ست شدن، با سیستم رادیوگرافی داخل دهانی به همراه

* مولف مسؤول، نشانی: مشهد، ابتدای بلوار وکیل آباد، روبروی پارک ملت، دانشکده دندانپزشکی، گروه اندودانتیکس، تلفن ۰۵۱-۳۸۸۲۹۵۰۱

E-mail: Jafarzadehbh@mums.ac.ir

وج پلکانی آلومینیومی تصویربرداری انجام شد. رادیوپاسیته ی نمونه ها با استفاده از نرم افزار Image J 1.49v ارزیابی شد. برای ارزیابی داده ها، آزمون ANOVA و Tukey با سطح معنی داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته ها: حداکثر رادیوپاسیته برای Root MTA و گوتاپرکا، به میزان حدود ۴ میلیمتر آلومینیوم و حداقل آن برای عاج، به میزان ۰/۷ میلیمتر آلومینیوم بود. انواع مختلف MTA از لحاظ میانگین رادیوپاسیته تفاوت آماری معنی داری با یکدیگر و با گوتاپرکا نداشتند. میانگین رادیوپاسیته CEM به طور معنی داری کمتر از انواع MTA و گوتاپرکا بود.

نتیجه گیری: Angelus MTA، MTA+ و Root MTA از استاندارد لازم برای رادیوپاسیته طبق استاندارد های بین المللی برخوردار هستند؛ در حالی که CEM رادیوپاسیته ای کمتر از میزان استاندارد سه میلیمتر آلومینیوم از خود نشان می دهد.

کلمات کلیدی: CEM، MTA، رادیوپاسیته، گوتاپرکا

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۹ دوره ۴۴ / شماره ۴ : ۹۶-۳۸۴.

مقدمه

امروزه درمان های اندودانتیک پیچیده به کمک تکامل تکنیک ها و مواد جدید به درجه بالایی از موفقیت رسیده است، به طوری که حجم بالایی از درمان های بالینی مانند آپکسوژن، پلاگ، جراحی اندودانتیک و ترمیم تحلیل ها و پرفوریشن ها با استفاده از مواد مختلف قابل انجام شده است.^(۱)

یکی از اهداف استفاده از مواد در درمان های اندودانتیک، سیل کردن سیستم کانال یا نواحی مشکل دار موجود در کانال به منظور جلوگیری از آلودگی مجدد کانال می باشد.^(۲) یک ماده ی پرکننده ی ایده آل باید واجد ویژگی های خاصی باشد. برخی از این خصوصیات عبارتند از غیر سمی بودن، غیر کارسینوژن بودن، سازگاری نسبی، غیر قابل حل بودن در مایعات بدن و رادیوپاسیته مناسب.^(۱) مواد اندودانتیک مختلفی برای پر کردن فضای کانال پیشنهاد شده اند. اکثر روش ها از یک ماده ی مرکزی و سیلر استفاده می کنند. راهنمای اندودانتیکس بالینی انجمن اندودانتیست های آمریکا^(۳) در مورد پرکردن کانال بیان می کند که «سیلرهای کانال ریشه همراه مواد پرکننده ی جامد یا نیمه جامد قابل قبول از نظر بیولوژیک، برای ایجاد سیل مناسب سیستم کانال ریشه به کار می روند».

اگرچه مواد متنوعی همراه با سیلر/سمان مورد استفاده قرار گرفته اند اما شایع ترین روش پرکردن، استفاده از گوتاپرکا به عنوان ماده مرکزی می باشد. بدون توجه به روش پرکردن کانال، باید روی روند پاکسازی و شکل دهی کانال تاکید شود. هیچ کدام از روش ها و مواد موجود، سیل نفوذناپذیری را ایجاد نمی کنند و نشد در همه ی مواد تا حدودی دیده می شود.^(۴) با گذر زمان، مواد متنوعی همچون مواد جامد، نیمه جامد و خمیرها برای پر کردن فضای کانال مورد استفاده قرار گرفته اند.

سدهای آپیکالی ممکن است در مواردی که آپکس دندان نابالغ است در تحلیل خارجی ریشه و در مواردی که وسایل فراتر از آپکس به کار رفته اند ضروری باشند. در گذشته، دندان های نابالغی که پالپ نکروز داشتند یا دندان هایی که تحلیل آپیکالی در آنها دیده می شد به طور معمول قبل از پر کردن کانال، با هیدروکسید کلسیم برای ایجاد سد اپیکالی (آپکسیفیکیشن) درمان می شدند. بررسی ها نشان داده اند که دندان هایی که با هیدروکسید کلسیم برای مدت های طولانی درمان شده اند بیشتر مستعد شکستگی هستند.^(۵) پرکردن فوری کانال جایگزینی برای آپکسیفیکیشن می باشد. یک سد آپیکالی مناسب باید پرکردگی را به فضای کانال محدود سازد^(۶) و با القای

MTA، MTA لهستانی و Root MTA در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفتند.

Angelus MTA که توسط یک کمپانی برزیلی ساخته می شود از طریق اضافه کردن بیسموت اکساید به سمان پورتلند به هدف ارتقا رادیوآپسیتیه ی آن ایجاد شده است. این سمان خصوصیتی از قبیل آزاد سازی pH آلکالین و آزادسازی یون کلسیم را از خود بروز می دهد که به آن چیزی که در ProRoot MTA دیده می شود شباهت دارد.^(۱۸)

MTA+ توسط کمپانی لهستانی CERKAMED و از ترکیب موادی شامل هیدروکسید کلسیم و سیکلین، آهن، آلومینیوم، سدیم، پتاسیم، بیسموت، اکساید منیزیم و فسفات کلسیم ساخته شده است. طبق ادعای شرکت سازنده MTA+ که در این مطالعه از آن به عنوان MTA لهستانی یاد می شود به عنوان محصولی در نظر گرفته شده که ذرات نانو دارد. ذرات این MTA سه مرتبه کوچکتر از کوچکترین ذراتی است که توسط دیگر شرکت ها در ساخت MTA مورد استفاده قرار گرفته است. بنا بر گفته ی سازندگان این ماده، ذرات نانو منجر به نفوذ بهتر یون های کلسیم به بافت های دمیترالیزه شده و فشرده شدن بهتر و موثرتر ماده در محل مورد استفاده، آماده سازی بهتر، ارتقا فرآیند سیل کردن، افزایش استحکام و کاهش زمان ستینگ ماده را شامل می شود.^(۱۹)

Root MTA به عنوان جایگزین ارزان تری برای ProRoot MTA معرفی شده است که در مطالعات لابراتواری، آزمایشگاهی و بالینی، خواصی مشابه آن نشان داده است.^(۲۰)

سمان مخلوط غنی شده کلسیمی یا CEM اولین بار در سال ۱۳۸۶ به عنوان ماده ای با کاربرد مشابه ولی ترکیبی متفاوت از MTA توسط دکتر سعید عسگری معرفی

ساخت سمنتوم و استخوان، ساختار آن را تقویت کند.^(۸-۱۰)

از جمله موادی که به این منظور پیشنهاد شده است CEM (Calcium و MTA (Mineral Trioxide Aggregate Enriched Mixture می باشد.

MTA اولین بار توسط دکتر ترابی نژاد در سال ۱۹۹۳ میلادی معرفی شد.^(۱۱) این سمان که عناصر اصلی آن کلسیم، سیلیس و بیسموت می باشد،^(۱۲) سازگاری بافتی بالا و خاصیت سیل کنندگی مناسب دارد. این ماده در تمایز سلول های تکامل نیافته بافتی به سلول های شبه ادنتوبلاست موثر می باشد.^(۱۳) پل کلسیفیه ای که در زیر آن تشکیل می شود یکنواخت و قطور بوده، در حالی که پل کلسیفیه در زیر هیدروکسید کلسیم متخلخل می باشد.^(۱۴) در مطالعه بافت شناسی انسانی، در دندان های دچار پولیپیت برگشت ناپذیر پالپ که درمان پالپوتومی کامل انجام شده بود مشاهده گردید که بافت پالپ در مجاورت آن سالم باقی مانده و یک پل عاجی کامل تشکیل شده است.^(۱۵)

در کنار مزایای زیاد، MTA معایبی نیز دارد که گاهی مشکل ساز می شود. یکی از معایب آن تغییر رنگی است که در تاج دندان ایجاد می کند. دیگری زمان طولانی سخت شدن آن (حدود چهار ساعت) می باشد. همچنین این ماده گران قیمت بوده و کار کردن با آن مشکل است.^(۱۶) از MTA به عنوان یک سد اپیکالی قبل از پرکردن کانال هم استفاده می شود.^(۱۷)

از زمان پیشنهاد و ساخت MTA، کارخانجات مختلف در سراسر دنیا اقدام به معرفی و ساخت انواع مختلف MTA نمودند. ProRoot MTA نوع اصلی و رایج MTA و ساخته شده توسط کمپانی آمریکایی می باشد. با توجه به قیمت بالای ProRoot MTA فرم های تجاری متنوعی از MTA به بازار عرضه شده است که از میان آنها سه نوع Angelus

تفسیر رادیوگراف نیز ممکن است به علت تفاوت در رادیوپاستی سمان یا سیلرهای کانال، ترکیب انواع مختلف گوتاپرکای تجاری^(۲۸)، آناتومی استخوان ناحیه، زاویه رادیوگرافی و نمای محدود و دوبعدی کانال های پر شده متغیر باشد. در رادیوگرافی، یک سوم آپیکالی کانال، تراکم کمتری دارد. حدود ناواضح دیواره های کانال امکان دارد شاهدی بر وجود Gap یا حباب های واضح در مواد پرکردگی یا در انطباق آنها با دیواره ی کانال باشد. ممکن است به علت استفاده از سمان/سیلرهایی بسیار رادیوپاک، قسمت آپیکالی ریشه تنها با سیلر پر شده باشد و دندانپزشک به اشتباه تصور یک پرکردگی متراکم سه بعدی با گوتاپرکا را پیدا کند.

مواد پرکننده کانال باید رادیوپاسته کافی داشته باشند تا درمانگر قادر به افتراق و تمایز پرکردگی کانال از ساختارهای آناتومیک و بافت های مجاور مانند عاج و استخوان در جلسه ی درمان و نیز در جلسات فالوآپ باشد.^(۲۹) همچنین رادیوپاسته باید مستقل از ویژگی هایی مانند ضخامت ماده ی مورد استفاده و میزان حلالیت آن در مایعات مختلف به خصوص بزاق باشد. نهاد بین المللی استانداردسازی (ISO) بر اساس استاندارد شماره ی ISO 6876:2001 عنوان می کند که حداقل اپسیتیه ی مورد نیاز برای سمان های اندودانتیک، ۳ میلیمتر آلومینیوم است.^(۳۰) با توجه به کاربرد روزافزون CEM و MTA توسط دندانپزشکان عمومی و متخصصین اندودانتیکس و وجود برندهای مختلف در مورد MTA (با قیمت های مختلف)، رادیوپاسته ی این مواد به عنوان یک فاکتور مهم و موثر در زمینه ی انتخاب ماده مناسب مورد بررسی قرار گرفت. هدف از انجام این مطالعه، مقایسه ی رادیوپاسته ی CEM، سه نوع MTA سفید شامل MTA+ (MTA لهستانی)،

گردید.^(۱۵) برخی از خواص این ماده بسیار مشابه MTA می باشد؛ اما CEM تغییر رنگ تاجی ایجاد نمی کند، در زمان کوتاه تری سخت می شود (حدود یک ساعت)، کارکردن با آن قدری راحت تر است و از همه مهم تر این که در داخل کشور تولید می شود و به راحتی و با قیمت مناسب در دسترس می باشد. محقق های بسیاری خواص CEM را بررسی نموده و تایید نموده اند که این ماده دارای خواص سازگاری بافتی، ضد میکروبی و سیل کنندگی مناسب می باشد.^(۲۱-۲۳) توانایی تحریک ساخت بافت های سخت، مثل استخوان، سمتموم و عاج از ارزشمندترین خواص این ماده محسوب می شود. همچنین در مطالعات کارآزمایی بالینی تصادفی، موفقیت بالایی با کاربرد این ماده در درمان پالپ زنده مشاهده شده است.^(۲۴-۲۶)

ارزیابی فرآیند پر کردن کانال و ترمیم نواقص به وسیله تصاویر رادیوگرافیک حاصل می شود. در واقع، رادیوپاسته به عنوان یک خصوصیت مطلوب و مهم در همه ی مواد به کار رفته در کانال است که اهمیت آن در ارزیابی کیفیت درمان اندودانتیک و همچنین بررسی خطاهای احتمالی و البته فالوآپ می باشد.^(۲۷)

ارزیابی درمان غیرجراحی اساسا بر مبنای رادیوگرافی پس از درمان می باشد. معیارهای رادیوگرافیک برای ارزیابی پرکردگی شامل این موارد است: طول، تقارب، تراکم، حذف گوتاپرکا و سیلر تا حد CJ فاسیال در دندان های قدامی و تا مدخل کانال در دندان های خلفی و قرار دادن ترمیم موقت مناسب. اطمینان از کیفیت درمان از طریق ارزیابی دقیق مراحل درمانی میسر است. تنها از این طریق نقایص را می توان مشخص کرد و تصحیح نمود. اگرچه آناتومی و مورفولوژی فضای ریشه بسیار متغیر است کانال های ریشه ی پر شده باید شکل اصلی کانال را منعکس نمایند.^(۴)

۱ میلیمتر ساخته شد. مدل های حلقه ای روی یک صفحه شیشه ای که با ورقه نازکی از سلوفان پوشیده شده بود قرار گرفتند. سپس مواد مورد نظر، با توجه به نسبت های استاندارد و طبق دستورالعمل کارخانه ی سازنده مخلوط شدند و حلقه ها تا بالاترین حد با کمک اسپاتول و ویراتور دندانپزشکی به منظور جلوگیری از ایجاد حباب به دقت و به صورت یکنواخت با ماده های مورد نظر پر شدند. به منظور بررسی میزان یکنواختی موجود در ماده ی آماده شده، یک رادیوگرافی آزمایشی با استفاده از فیلم پری آپیکال تهیه شد. رادیوگرافی حاصل نشان داد که با توجه به ماهیت غیر سیال مواد کاربردی، نحوه ی آماده سازی مدل های حلقه ای به روش فوق امکان پذیر نمی باشد. لذا روش دیگری مورد استفاده قرار گرفت. طبق این روش، دستگاه فلزی تحت عنوان سمبه ماتریس طراحی و ساخته شد (تصویر ۱).

Angelus MTA و MTA ایرانی (با نام تجاری Root MTA)، با گوتاپرکا و عاج بوده است.

مواد و روش ها

در این مطالعه، تعداد ۳۱ نمونه از ۶ ماده که به ترتیب شامل ۵ نمونه Angelus MTA، ۵ نمونه MTA+، ۵ نمونه Root MTA، ۵ نمونه CEM، ۵ نمونه Dentin و ۶ نمونه Gutta-percha بود مورد استفاده قرار گرفت. جدول ۱ نام، کارخانه ی سازنده و ترکیب مواد مورد استفاده در این مطالعه را نشان می دهد.

مطالعات مختلف در زمینه ی اندازه گیری رادیوآپسیتیه مواد سیل کننده ی کانال طبق استاندارد ISO 6876/2001 برای مواد سیل کننده ی کانال عمل می نمایند. (۳۵-۳۱ و ۱۸) بر این اساس در مطالعه ی حاضر نیز برای آماده سازی نمونه ها روش زیر مورد استفاده قرار گرفت. برای هر ماده، پنج عدد مدل حلقه ای به شکل دیسک از جنس فولاد ضدزنگ (Stainless steel) به قطر ۱۰ میلی متر و ضخامت

جدول ۱ : نام، کارخانه ی سازنده و ترکیب مواد مورد استفاده در این مطالعه

ترکیب	کارخانه سازنده	نام ماده
اکسید سیلیکون، اکسید پتاسیم، اکسید آلومینیوم، اکسید سدیم، اکسید آهن، اکسی سولفور، اکسید کلسیم، اکسید بیسموت، اکسید منیزیوم، ذرات غیرقابل حل اکسید کلسیم، سولفات پتاسیم، سولفات سدیم و کریستالین سیلیکا	Angelus, Londrina, PR, Brazil	Angelus MTA
هیدروکسید کلسیم و سیلیکون، آهن، آلومینیوم، سدیم، پتاسیم، بیسموت، اکسید منیزیوم، فسفات کلسیم	PPH CERCAMED, Stalowa Wola, Polska	MTA+
سیلیکات کلسیم، اکسید بیسموت، آلومینات کلسیم، آلومینوفریت کلسیم، سولفات کلسیم	تبریز، ایران	Root MTA
اکسید کلسیم، کرینات کلسیم، فسفات کلسیم، سیلیکات کلسیم، آلومینات کلسیم	شرکت یکتازیست دندان، ایران	CEM
گوتاپرکا، اکسید روی، مواد رادیوآپک کننده، مواد نرم کننده، رزین	شرکت آریا دنت، تهران، ایران	Gutta-percha

سپس دیسک های آماده شده به وسیله ی اسپاتول همزن و با احتیاط از داخل دستگاه سمبه ماتریس خارج شد و به ترتیب روی یک صفحه ی شیشه ای قرار داده شد و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد در انکوباتور (Fine Tech, Shin-Saeng, Gyeonggi, Korea) قرار گرفت. سپس نمونه ها از انکوباتور خارج شدند و ضخامت هر مدل با استفاده از میکرومتر دیجیتال با دقت ۰/۰۰۱ میلی متر اندازه گیری شد تا دقیقاً ۱ میلی متر باشد. مجدداً از همه ی مدل ها یک نمونه رادیوگرافی آزمایشی تهیه شد تا از عدم وجود حباب در نمونه ها اطمینان حاصل شود.

نمونه های عاج دیسک هایی با ضخامت یک میلی لیتر از عاج تاجی دندان های مولر سوم انسانی بدون پوسیدگی و تازه کشیده شده بودند که با استفاده از دستگاه برش با تیغه ی کاربوردوم دورویه که با آب سرد می شود، برش داده شدند (دستگاه برش CNC سه محوره با سرعت چرخش ۲۰۰۰ rpm و سرعت حرکت دیسک ۲۰۰ $\mu\text{m/s}$ ساخت شرکت نمو ایران). قطر دیسک برش ۰/۲ میلی متر و جنس تیغه ی برش فولاد ضد زنگ با لبه های الماس بود. برای اطمینان از ۱ میلی متر بودن ضخامت دیسک های عاجی، از میکرومتر دیجیتال (Alata, Beijing, China) استفاده شد.

در کنار نمونه ی ماده ی مورد نظر، یک وج پلکانی آلومینیومی با ضخامت متغیر ۱ الی ۱۲ میلی متر که ارتفاع هر پله ۱ میلی متر بود، استفاده گردید. این وج پلکانی، از آلیاژ آلومینیوم ۶۰۶۱ با ۹۷/۹ درصد آلومینیوم خالص و ابعاد ۳۶×۱۲×۱۲ (عرض×ارتفاع×طول) میلی متر تهیه شد. در مرحله ی بعد از نمونه های آماده شده با سیستم رادیوگرافی داخل دهانی (Planmeca (Planmeca, Helsinki, Finland) با استفاده از Phosphor Plate با اندازه ۲ به همراه Step wedge

این دستگاه از دو بخش فلزی مجزا تشکیل شده است. قسمت استوانه ای پهن این وسیله ماتریس نام دارد که داخل آن به شکل استوانه ای با قطر ۱۰ میلی متر خالی می باشد. بخش دیگر سمبه نامیده شده و به منظور فشرده کردن ماده مورد نظر داخل ماتریس کاربرد دارد. قطر سمبه حدود ۱۰ میلی متر می باشد. برای آماده سازی دیسک های حلقه ای هر یک از مواد مورد مطالعه، مقدار مورد نظر برای تهیه ی استوانه ای با قطر ۱۰ میلی متر و ضخامت ۱ میلی متر تخمین زده شد و با ترازوی دیجیتال (SI-114, Denver Instrument, New York, USA) توزین گردید. سپس ماده ی مورد نظر طبق دستور کارخانه سازنده در حالی که نسبت دقیق پودر به مایع مورد استفاده و میزان آب به کار رفته به صورت دقیق رعایت شده بود مخلوط شد و با استفاده از اسپاتول داخل ماتریس قرار داده می شد. سطح داخلی سمبه و ماتریس برای جلوگیری از ایجاد هر نوع تداخل با مواد، از قبل با پنبه آغشته به الکل به طور کامل تمیز می شد. پس از آن سمبه به داخل ماتریس وارد می شد و زیر دستگاه پرس Santam/STM-20 (سانتام، تهران، ایران) با فشار تقریبی ۱۰۵ میکروپاسکال، تا زمان ستینگ نسبی ماده به مدت ۵ دقیقه قرار داده می شد.



تصویر ۱: دستگاه سمبه ماتریس

همچنین میزان MGV هر یک از پله های با اسیته مشابه مواد فوق با انتخاب Crop و به دست آوردن هیستوگرامی به ابعاد 80×20 (عرض \times طول) محاسبه شد (این مقادیر در هر تصویر به علت احتمال تفاوت های جزئی در فاکتورهای اکسپوزر جداگانه محاسبه شد).

با توجه به این که ما از ابزار پله ی آلومینیومی (Aluminum stepwedge) برای سنجش میزان تضعیف پرتو توسط هر یک از مواد ذکر شده استفاده کردیم، مقادیر MGV را تبدیل به ضخامت معادل آلومینیوم نمودیم. بدین منظور از فرمول زیر استفاده شد:^(۱۸)

$$\frac{(A - B)}{(C - B)} \times \text{sample thickness} + \text{mmAl below material MGV}$$

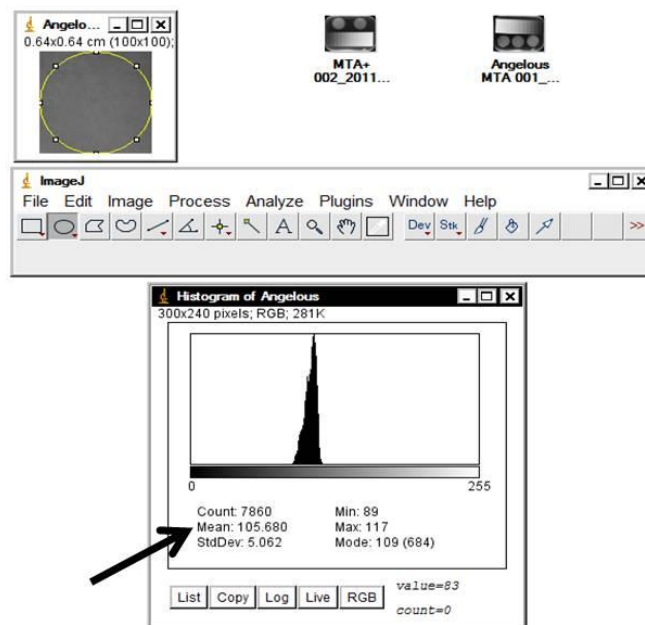
در این فرمول A عبارت است از MGV ماده مورد نظر، B عبارت است از MGV طبقه ای از پلکان آلومینیومی که بلافاصله زیر MGV ماده ی مورد نظر است و C عبارت است از MGV طبقه ای از پلکان آلومینیومی که بلافاصله بالای MGV ماده ی مورد نظر است.

ذکر شده تصویربرداری انجام شد (FSFS1=۳۳cm)،
(mA=۸، kVp=۷۰، t=۰/۰۸s).

سپس فسفریلت های حاصله به دستگاه Reader PSP مدل Soredex Digora Optime منتقل و تصاویر حاصله با فرمت Tiff به صورت ۳۲ بیتی و ابعاد پیکسل $64 \mu\text{m}^2$ و رزولوشن ۱۵۶/۲۵ pixels per cm ذخیره گردید.

جهت آنالیز تصاویر از نرم افزار Image J 1.49v استفاده گردید. این نرم افزار به صورت Open source از آدرس <http://imagej.nih.gov/ij/> قابل دریافت می باشد. هریک از تصاویر حاصله در نرم افزار Image J باز شدند. سپس در مورد هریک از مواد دایره ای به قطر ۱۰۰ پیکسل از مرکز ماده، Crop شد و توسط نرم افزار هیستوگرام مربوطه رسم گردید.

میانگین سایه های خاکستری (Mean Grey Value) (MGV) هر یک از مواد فوق از پروسه هیستوگرام (Mean) در تصویر ۲ که با پیکان مشخص گردیده به دست آمد.



تصویر ۲: به دست آوردن هیستوگرام حاصله

(۱۱۶/۰۴) و حداقل آن مربوط به عاج (۴۱/۹۳) بود. با توجه به این که در این مطالعه از ابزار پله ی آلومینیومی (Aluminum step-wedge) برای سنجش میزان تضعیف پرتو توسط هر یک از مواد ذکر شده استفاده شده بود، مقادیر MGTV را تبدیل به ضخامت معادل آلومینیوم نمودیم.^(۱۸) با توجه به جدول ۲ و نمودار ۱ حداکثر ضخامت متوسط آلومینیوم برای Root MTA و گوتاپرکا و حداقل آن برای عاج بود.

جهت مقایسه ی میانگین Mean Aluminum Thickness (MAT) و (MGV) نمونه های مواد مختلف، ابتدا توزیع داده ها از لحاظ نرمال بودن ارزیابی شد. جهت این بررسی از آزمون Kolmogrov-Smirnov One-sample استفاده نمودیم. نتایج این آزمون توزیع نرمال متغیر MAT و MGTV در میان گروه های مختلف را نشان داد. با توجه به توزیع نرمال متغیر MAT و MGTV در میان گروه های مختلف از ANOVA برای مقایسه میانگین چند گروه استفاده نمودیم. یافته ها نشان دادند اختلاف معنی داری میان میانگین MAT و MGTV در بین گروه ها وجود داشت ($P < 0/05$) (جدول ۲).

در توصیف داده ها از جداول و نمودارهای مناسب با استفاده از نرم افزار EXCEL 2007 استفاده شد. در آنالیز داده ها از نرم افزار PASW Statistics 18 استفاده شد. در صورت توزیع نرمال داده ها برای مقایسه میانگین بین متغیرهای کمی مطالعه از ANOVA و در صورت وجود اختلاف معنی دار از تست های تعقیبی از جمله Tukey استفاده شد. در صورت توزیع ناپارامتری داده ها از آزمون کروسکال والیس استفاده گردید. در همه آزمون ها سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

در این مطالعه تعداد ۳۱ نمونه از ۶ ماده که به ترتیب شامل ۵ نمونه Angelus MTA، ۵ نمونه MTA +، ۵ نمونه Root MTA، ۵ نمونه CEM، ۵ نمونه عاجی و ۶ نمونه گوتاپرکا بود، استفاده گردید.

برای تعیین میانگین سایه های خاکستری MGTV هر یک از مواد فوق که از روند هیستوگرام در نرم افزار ImageJ به دست آمده است از نرم افزار PASW18 استفاده شد. یافته های توصیفی MGTV در جدول ۲ ذکر شده است. با توجه به جدول ۲، حداکثر MGTV مربوط به گوتاپرکا

جدول ۲: یافته های آزمون آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی Tukey دو متغیر MGTV و MAT در گروه های مختلف مورد مطالعه

Mean Aluminum Thickness (MAT)	Mean Grey Value (MGV)	گروه ها
انحراف معیار \pm میانگین	انحراف معیار \pm میانگین	
۳/۵۴ \pm ۰/۲۶ ^a	۱۱۱/۰۰ \pm ۶/۰۱ ^a	Angelus MTA
۳/۵۵ \pm ۰/۳۰ ^a	۱۱۳/۳۲ \pm ۱۲/۵۰ ^a	MTA +
۴/۱۰ \pm ۰/۴۵ ^a	۱۱۳/۷۳ \pm ۹/۱۷ ^a	Root MTA
۱/۷۱ \pm ۰/۳۷ ^b	۷۹/۵۶ \pm ۷/۶۷ ^b	CEM
۰/۷۵ \pm ۰/۱۰ ^c	۴۱/۹۳ \pm ۴/۷۷ ^c	Dentin
۴/۰۸ \pm ۰/۲۸ ^a	۱۱۶/۰۵ \pm ۶/۹۹ ^a	Gutta-percha
F=۹۹/۷۱ P<۰/۰۰۱	F=۶۷/۲۵ P<۰/۰۰۱	P-value

* حروف غیرهمنام با هم اختلاف دارند.

باید حداقل به مقدار دو میلیمتر آلومینیوم رادیوپاک تر از عاج یا استخوان باشند.^(۳۰،۳۶)

تقریباً در تمام مطالعات بررسی شده برای آماده سازی نمونه ها، بر طبق استاندارد ISO 6876/2001 برای مواد سیل کننده ی کانال عمل می نمایند. به عنوان مثال در مطالعه ی Borges و همکاران^(۳۴)، Vivan و همکاران^(۱۸)، Tanumaro-Filho و همکاران^(۳۲)، Durate و همکاران^(۳۷) برای هر ماده، پنج عدد مدل حلقه ای به شکل دیسک از جنس فولاد ضدزنگ به قطر ۱۰ میلی متر و ضخامت ۱ میلیمتر ساخته شد و مدل های حلقه ای روی یک صفحه ی شیشه ای که با ورقه نازکی از سلوفان پوشیده شده بود قرار می گرفتند. سپس مواد مورد نظر، با توجه به نسبت های استاندارد و طبق دستورالعمل کارخانه ی سازنده مخلوط شده و حلقه ها تا بالاترین حد با کمک اسپاتول و ویراتور دندانپزشکی به منظور جلوگیری از ایجاد حباب به دقت و به صورت یکنواخت با ماده های مورد نظر پر می شدند. در مطالعه ی حاضر نیز برای آماده سازی نمونه ها ابتدا از این روش استفاده شد. اما از آنجا که نمونه های حاضر شده به این روش با توجه به ماهیت غیر سیال و تخلخل دار مواد مورد استفاده در رادیوگرافی های اولیه، تخلخل و حباب های رادیوگرافی متعددی از خود نشان دادند، محققین ملزم به ابداع روشی نوآورانه برای آماده سازی نمونه ها شدند. استفاده از سمبه ماتریس تحت فشار مشخصی از دستگاه پرس برای آماده سازی نمونه های یکسان و استاندارد از انواع مختلف مواد، برای اولین بار در مطالعه ی حاضر پیشنهاد و استفاده شد.

در زمینه ی انتخاب نوع سیستم رادیوگرافی، Rasimick و همکاران^(۳۸) در مطالعه ی خود نشان دادند که تفاوت رادیوپاستیته ی مواد هنگامی که روی حس گر دیجیتال اندازه گیری شده بود، در مقایسه با فیلم رادیوگرافی معمولی

برای تعیین گروه هایی که با یکدیگر اختلاف معنی دار داشتند از آزمون های تعقیبی (Post-Hoc) استفاده کردیم. آزمون Tukey نشان داد که تمامی انواع MTA از لحاظ میانگین MAT و MGV با CEM و عاج دارای اختلاف معنی داری بودند ($P < 0/05$). MAT و MGV برای انواع MTA بالاتر از CEM و عاج بود. هم چنین میانگین MAT گوتاپرکا نیز با CEM و Dentin دارای اختلاف معنی داری بود ($P < 0/05$). MAT و MGV گوتاپرکا بالاتر از CEM و عاج بود. میانگین MAT و MGV برای CEM و عاج دارای اختلاف معنی داری با یکدیگر بودند ($P < 0/05$). MAT و MGV برای CEM بالاتر از عاج بود. اختلاف معنی داری بین میانگین MAT و MGV گوتاپرکا و انواع مختلف MTA وجود نداشت. میانگین MAT و MGV انواع مختلف MTA با یکدیگر اختلاف معنی داری نداشتند (جدول ۲).

می توان نتیجه گرفت که انواع مختلف MTA از لحاظ میانگین رادیوپاستیته تفاوت آماری معنی داری با یکدیگر نداشتند. همچنین میانگین رادیوپاستیته انواع مختلف MTA تفاوت معنی داری با میانگین رادیوپاستیته گوتاپرکا نداشت. ولی میانگین رادیوپاستیته CEM به طور معنی داری کمتر از انواع MTA و گوتاپرکا بود. همه ی انواع مختلف MTA، گوتاپرکا و CEM از نظر رادیوپاستیته اختلاف معنی داری با عاج از خود نشان دادند.

بحث

رادیوپاستیته یک خصوصیت فیزیکی مهم و ضروری برای همه ی مواد اندودانتیک می باشد. استاندارد ISO 6876:200116 مقدار رادیوپاستیته معادل ۳ میلیمتر آلومینیوم را به عنوان حداقل رادیوپاستیته ی مورد نیاز برای سمان های اندودانتیک در نظر گرفته است و با توجه به خصوصیت شماره ی ANSI/ADA57A، همه ی سیلرهای اندودانتیک

بررسی روند مطالعات انجام شده حاکی از این است که در ابتدا محققین ارزیابی های دنسیتومتریکی رادیوآپسیته را جایگزین ارزیابی های اپتیک نموده اند. به عنوان مثال Beyer-Olsen و همکاران^(۴۲) از طریق مقایسه ای که بین ثبت های دیداری و دنسیتومتریکی رادیوآپسیته انجام دادند نشان دادند که ارزیابی اپتیک نمی تواند اندازه گیری قابل اعتمادی از رادیوآپسیته ی مواد باشد. همچنین Eliasson و همکاران^(۴۳) در مطالعه ی خود مقایسه ی استاندارد ی بر روی مطالعات رادیوآپسیته با استفاده از مقدار دانسیته های نوری و معادل سازی آن به میلیمتر آلومینیوم انجام دادند که منجر به مقادیر مشابهی در مقدارهای دانسیته های رادیوگرافی گردید. در مطالعه ی Katz و همکاران^(۴۴) در سال ۱۹۹۰ نیز دانسیته های فتوگرافیک تصاویر رادیوگرافی از نمونه های مورد مطالعه و وج پلکانی آلومینیومی با یک دنسیتومتر نوری که منفذ دایره ای شکلی به اندازه ی ۱ میلیمتر دارا بود، اندازه گیری شد.

محققین برای رسیدن به تکنیک های جدید و قابل تکرار برای ارزیابی رادیوآپسیته ی سیلرها و سمان های اندودانتیک روش جایگزینی پیشنهاد دادند. بر طبق بررسی متون به عمل آمده در این مطالعه، Katz و Tagger^(۴۱)، به عنوان افراد پیشرو در این زمینه، دیجیتالیزه کردن تصاویر به معنای انتقال آن ها به کامپیوتر و سپس استفاده از نرم افزار کامپیوتری را برای ارزیابی رادیوآپسیته به جای استفاده از دنسیتومتر نوری برای اندازه گیری دانسیته و بعد محاسبه ی رادیوآپسیته را پیشنهاد دادند.

ارزیابی رادیوآپسیته ی تصاویر رادیوگرافی دیجیتالیزه شده به کمک نرم افزارهای خاص به عنوان کارآمدترین روش برای ارزیابی رادیوآپسیته ی مواد از یک طریق آسان، قابل اعتماد و تکرارپذیر شناخته شده و مورد استفاده قرار می گیرد.^(۴۵ و ۳۲ تا ۳۱) بر این اساس در مطالعه ی حاضر تصاویر

با سرعت بالا، برای حدود ۴۰ درصد از نمونه ها بیشتر از ۱۰ درصد بود. همچنین مطالعه ای که با هدف مقایسه ی رادیوآپسیته ی ۵ ماده ی پرکننده ی کانال با استفاده از فیلم های با سرعت E، صفحات فسفری ذخیره کننده و تصاویر حسگر های CCD انجام شد نشان داد که بین حالت های مختلف تصویربرداری و نیز مواد پرکننده ی کانال تفاوت معنی داری وجود داشت. رادیوآپسیته Resilone و Epiphany به طور معنی داری در تصویربرداری دیجیتال بیشتر از تصاویر مربوط به فیلم با سرعت E بود. این مطالعه نشان داد که انتخاب سیستم تصویربرداری ممکن است اندازه گیری رادیوآپسیته را تحت تاثیر قرار دهد.^(۳۳) بر این اساس در مطالعه ی حاضر به وسیله ی سیستم رادیوگرافی داخل دهانی Planmeca با استفاده از فسفر پلیت با اندازه ی ۲ به همراه وج پلکانی آلومینیومی تصویربرداری انجام شد.

مطالعه ی Gu و همکاران^(۳۹) که با هدف اندازه گیری رادیوآپسیته ی مواد دندان ی با استفاده از سیستم دیجیتال اشعه X انجام شده بود، نشان داد که تغییر زمان اکسپوزر و فاصله ی جسم، اثر معنی داری روی رادیوآپسیته ی نمونه ها ندارد. بر این اساس شرایط اکسپوزر یکسان و فاصله ی کانونی مشخصی برای تصویربرداری دیجیتال در این مطالعه اتخاذ گردید (مشخصات اکسپوزر $(mA=8, kVp=70, t=0.08s, FSFS1=33cm)$).

استفاده از وج پلکانی آلومینیومی به عنوان یک معیار مشخص و روش استاندارد برای ارزیابی رادیوآپسیته در مطالعات رادیوآپسیته ی گوناگون و متعدد پیشنهاد و به کار برده شد.^(۴۱-۳۷ و ۳۵-۳۱ و ۱۸) بر اساس مستندات موجود، در مطالعه ی حاضر نیز به طریق مشابه از وج پلکانی آلومینیومی برای مقایسه ی رادیوآپسیته مواد مورد نظر با یکدیگر و هم چنین با استانداردهای بین المللی استفاده شد.

در مطالعه‌ی حاضر انواع مختلف MTA از لحاظ رادیوپاستیته تفاوت آماری معنی داری با یکدیگر نشان ندادند. میزان رادیوپاستیته برای Angelus MTA، ۳/۵۴ میلیمتر آلومینیوم اندازه گیری شد. در حالی که در مطالعه Vivan و همکاران^(۱۸)، MTA Angelus سفید بیشترین رادیوپاستیته (۶/۴۵ میلیمتر آلومینیوم) را از خود نشان داده است که علت این موضوع را وجود ۲۰ درصد بیسموت اکساید در ترکیب این MTA عنوان می کنند.

CEM کمترین میزان رادیوپاستیته را از خود نشان داد که از لحاظ آماری نیز تفاوت معنی داری با تمام انواع MTA و گوتاپرکا داشت. کمتر بودن رادیوپاستیته CEM از استانداردهای پیشنهاد شده توسط نهاد بین المللی استانداردسازی می تواند ناشی از کم بودن درصد مواد رادیوپاک کننده در ترکیب این ماده بوده و به عنوان یکی از نقاط ضعف این ماده در نظر گرفته شود. در حیطه‌ی بررسی متون انجام شده بیشتر مطالعات صورت گرفته روی CEM بر روی اثرات بیولوژیک و سیتوتوکسیته این ماده انجام شده است. مطالعه‌ی ای که به بررسی خصوصیات فیزیکی این ماده از جمله رادیوپاستیته پرداخته باشد یافت نشد.

نتیجه گیری

نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که انواع مختلف MTA از لحاظ میانگین رادیوپاستیته تفاوت آماری معنی داری با یکدیگر نداشتند. همچنین میانگین رادیوپاستیته انواع مختلف MTA تفاوت معنی داری با میانگین رادیوپاستیته‌ی گوتاپرکا نداشت. ولی میانگین رادیوپاستیته CEM به طور معنی داری کمتر از انواع MTA و گوتاپرکا بود. همه‌ی انواع مختلف MTA، گوتاپرکا و CEM از نظر رادیوپاستیته اختلاف معنی داری با عاج از خود نشان دادند. Angelus MTA، MTA+ و Root MTA از استاندارد لازم

رادیوگرافی دیجیتال با استفاده از نرم افزار ImageJ 1.49v مورد ارزیابی قرار گرفتند.

نتایج مطالعه‌ی حاضر رادیوپاستیته برای مواد مختلف مورد آزمون را به شرح زیر به ترتیب از میزان کمترین رادیوپاستیته به بیشترین رادیوپاستیته ارزیابی کرد. حداقل رادیوپاستیته معادل ۰/۷ میلیمتر آلومینیوم برای عاج، ۱/۷۱ میلیمتر آلومینیوم برای سمان CEM، ۳/۵۴ میلیمتر آلومینیوم برای Angelus MTA، ۳/۵۵ میلیمتر آلومینیوم برای MTA+ و حداکثر رادیوپاستیته معادل حدود ۴ میلیمتر آلومینیوم برای گوتاپرکا و Root MTA بود. گوتاپرکا، Angelus MTA، MTA+ و Root MTA پاستیته‌ی بیشتر از حداقلی که نهاد بین المللی سازی استانداردسازی پیشنهاد داده است دارا می باشند. در حالی که رادیوپاستیته‌ی CEM کمتر از میزان استاندارد اندازه گیری شده است.

در مطالعه‌ی Katz و همکاران^(۴۴)، میانگین ۷/۴ میلیمتر آلومینیوم برای رادیوپاستیته‌ی گوتاپرکا پیشنهاد شده است. در حالی که میانگین ضخامت متوسط آلومینیوم در مطالعه حاضر برای گوتاپرکا ۴ میلیمتر محاسبه شده است. این اختلاف در رادیوپاستیته می تواند ناشی از تفاوت در ترکیب مواد سازنده‌ی انواع مختلف گوتاپرکا باشد.

در مطالعه‌ی حاضر رادیوپاستیته‌ی گوتاپرکا در مقایسه با همه‌ی انواع MTA اختلاف معنی داری نشان نداد. از این یافته می توان نتیجه گرفت که در صورت کاربرد گوتاپرکا جهت پرکردن کانال های ریشه‌ی ای که از MTA به منظور آپکسوزن یا آپکسیفیکیشن در آن بهره برده شده است، امکان افتراق رادیوگرافیک آن ها از یکدیگر به دشواری صورت می پذیرد. همچنین رادیوپاستیته‌ی گوتاپرکا اختلاف معنی داری با عاج نشان داد. سهولت در تشخیص و افتراق بالینی گوتاپرکا از عاج در تصاویر رادیوگرافی این یافته را تایید می کند.

که در حوزه معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد به تصویب رسیده است. بدین وسیله از معاون محترم پژوهشی و کارکنان لابراتوار مرکز تحقیقات دانشکده دندانپزشکی مشهد به خصوص جناب آقای مهندس ذهبی تشکر می‌شود.

برای رادیوپاسیته بر طبق استانداردهای بین‌المللی برخوردار هستند. در حالی که سمان CEM رادیوپاسیته ای کمتر از میزان استاندارد از خود نشان می‌دهد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه دکترای عمومی دندانپزشکی با شماره ۲۷۲۴ و کد پژوهشی ۹۲۲۱۹۲ است

منابع

1. Aguilar FG, Garcia Lda FR, Rossetto HL, Pardini LC, Pires-de-Sauza Fde C. Radiopacity evaluation of calcium aluminate cement containing different radiopacifying agents. *J Endod* 2011; 37(1):67-71.
2. Bicheri SA, Victorino FR. Comparative evaluation of radiopacity of MTA Fillapex® endodontic sealer through a digital radiograph system. *RSBO Rev Sul-Bras Odontol* 2013; 10(2):149-52.
3. American Association of Endodontics. Guide to clinical endodontics. Chicago: American Association of Endodontists; 2004.
4. Grossman LI. Endodontics. 11th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1988.
5. Rosenberg B, Murray PE, Namerow K. The effect of calcium hydroxide root filling on dentin fracture strength. *Dent Traumatol* 2007; 23(1):26-9.
6. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol* 2002; 18(3):134-7.
7. ElDeeb ME, Thuc-Quyen NT, Jensen JR. The dentinal plug: its effect on confining substances to the canal and on the apical seal. *J Endod* 1983; 9(9):355-9.
8. Holland GR. Periapical response to apical plugs of dentin and calcium hydroxide in ferret canines. *J Endod* 1984; 10(2):71-4.
9. Oswald RJ, Friedman CE. Periapical response to dentin fillings: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1980; 49(4):344-55.
10. Pitts DL, Jones JE, Oswald RJ. A histological comparison of calcium hydroxide plugs and dentin plugs used for the control of Gutta-percha root canal filling material. *J Endod* 1984; 10(7):283-93.
11. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod* 1993; 19(11):541-4.
12. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghodousi J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J Endod* 2009; 35(2):243-50.
13. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghanavati F, Rahimi H. A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106(4):609-14.
14. Eskandarizadeh A, Shahpasandzadeh MH, Shahpasandzadeh M, Torabi M, Parirokh M. A comparative study on dental pulp response to calcium hydroxide, white and grey mineral trioxide aggregate as pulp capping agents. *J Conserv Dent* 2011; 14(4):351.
15. Eghbal MJ, Asgary S, Baglue RA, Parirokh M, Ghodousi J. MTA pulpotomy of human permanent molars with irreversible pulpitis. *Aust Endod J* 2009; 35(1):4-8.
16. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod* 2010; 36(3):400-13.
17. Shabahang S, Torabinejad M. Treatment of teeth with open apices using mineral trioxide aggregate. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000; 12(3):315-20.
18. Vivan RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Duarte MA, et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108(6):e35-8.
19. MTA. Cerkamed medical company Poland. Available at: URL: <http://cerkamed.pl/products/mta-mini?lang=en>; 2019.
20. Haghgoor R, Abbasi F, Maghpanah N. In vitro comparison of ProRoot MTA and Root MTA micro leakage in repairing of furca perforation in primary teeth. *J Dent Sch Shahid Beheshti Univ Med Sci* 2011; 29(2):70-6.

21. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M. Sealing ability of a novel endodontic cement as a root-end filling material. *J Biomed Mater Res Part A* 2008; 87(3):706-9.
22. Asgary S, Kamrani FA. Antibacterial effects of five different root canal sealing materials. *J Oral Sci* 2008; 50(4):469-74.
23. Naghavi N, Ghodduji J, Sadeghnia HR, Asadpour E, Asgary S. Genotoxicity and cytotoxicity of mineral trioxide aggregate and calcium enriched mixture cements on L929 mouse fibroblast cells. *Dent Mater J* 2014; 33(1):64-9.
24. Asgary S, Eghbal MJ, Fazlyab M, Baghban AA, Ghodduji J. Five-year results of vital pulp therapy in permanent molars with irreversible pulpitis: a non-inferiority multicenter randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2015; 19(2):335-41.
25. Asgary S, Eghbal MJ, Ghodduji J. Two-year results of vital pulp therapy in permanent molars with irreversible pulpitis: an ongoing multicenter randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2014; 18(2):635-41.
26. Asgary S, Eghbal MJ, Ghodduji J, Yazdani S. One-year results of vital pulp therapy in permanent molars with irreversible pulpitis: an ongoing multicenter, randomized, non-inferiority clinical trial. *Clin Oral Investig* 2013; 17(2):431-9.
27. Baksı Akdeniz BG, Eyüboğlu TF, Şen BH, Erdilek N. The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103(1):138-41.
28. Youngson CC, Nattress BR, Manogue M, Speirs AF. In vitro radiographic representation of the extent of voids within obturated root canals. *Int Endod J* 1995; 28(2):77-81.
29. Bodrumlu E, Sumer AP, Gungor K. Radiopacity of a new root canal sealer, Epiphany. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104(5):e59-61.
30. International Organization for Standardization. Dental root sealing materials. London: International Organization for Standardization; 2001.
31. Tanomaru-Filho M, Jorge EG, Guerreiro Tanomaru JM, Goncalves M. Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images. *J Endod* 2007; 33(3):249-51.
32. Tanomaru-Filho M, da Silva GF, Duarte MA, Gonçalves M, Tanomaru JM. Radiopacity evaluation of root-end filling materials by digitization of images. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(6):376-9.
33. Akcay I, Ilhan B, Dundar N. Comparison of conventional and digital radiography systems with regard to radiopacity of root canal filling materials. *Int Endod J* 2012; 45(8):730-6.
34. Borges AH, Pedro FL, Semanoff-Segundo A, Miranda CE, Pecora JD, Cruz Filho AM. Radiopacity evaluation of Portland and MTA-based cements by digital radiographic system. *J Appl Oral Sci* 2011; 19(3):228-32.
35. Shashikala K, Swetha H. Comparative evaluation of rheological and radiographic properties of three endodontic sealers: an in vitro study. *Chin J Dent Res* 2009; 12(2):129.
36. American National Standards Institute/American Dental Association. Specification No. 57: endodontic sealing materials. New York: American National Standards Institute; 2000.
37. Hungaro Duarte MA, de Oliveira El Kadre GD, Vivian RR, Guerreiro Tanomaru JM, Tanomaru Filho M, de Moraes IG. Radiopacity of portland cement associated with different radiopacifying agents. *J Endod* 2009; 35(5):737-40.
38. Rasimick BJ, Shah RP, Musikant BL, Deutsch AS. Radiopacity of endodontic materials on film and a digital sensor. *J Endod* 2007; 33(9):1098-101.
39. Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Musikant BL. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *Dent Mater* 2006; 22(8):765-70.
40. Kim EC, Lee BC, Chang HS, Lee W, Hong CU, Min KS. Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105(1):e54-7.
41. Tagger M, Katz A. Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. *J Endod* 2003; 29(11):751-5.
42. Beyer-Olsen EM, Orstavik D. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1981; 51(3):320-8.
43. Eliasson ST, Haasken B. Radiopacity of impression materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1979; 47(5):485-91.
44. Katz A, Kaffe I, Littner M, Tagger M, Tamse A. Densitometric measurement of radiopacity of Gutta-percha cones and root dentin. *J Endod* 1990; 16(5):211-3.
45. Tanomaru JM, Cezare L, Goncalves M, Tanomaru Filho M. Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitization of radiographic images. *J Appl Oral Sci* 2004; 12(4):355-7.