بررسی رادیواپسیتی Calcium aluminate α aluminate و Wollastonite calcium α aluminate با استفاده از دو نوع رادیواپسی فایر و مقایسه آن‌ها با Pro-root MTA و سمان پرتلند

دکتر علی اخوان[۱]، فرناز تاجمیرریاحی[*]، دکتر مژده مهدی زاده[۲]، امیر محمد شاه ناصری[۳]

چکیده

مقدمه: به تازگی دو سمان جدید CAA (Calcium aluminate α aluminate) و WOLCA (Wollastonite calcium α aluminate) با سازگاری نسجی و قابلیت سیل کنندگی مناسب معرفی شده‌اند، اما رادیواپسیتی این دو ماده هنوز مشخص نمی‌باشد. هدف پژوهش حاضر، تعیین حداقل میزان مورد نیاز دو نوع رادیواپسی فایر جهت افزودن به سمان‌های CAA و WOLCA به منظور تأمین رادیواپسیتی مورد انتظار و مقایسه آن‌ها با Pro-root MTA و سمان پرتلند بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی، اکسید بیسموت با نسبت‌های ۱۰ درصد و ۲۰ درصد و سولفات باریم با نسبت‌های ۱۰ درصد و ۲۰ درصد به عنوان رادیواپاسی فایر به CAA و WOLCA اضافه شد و درصدهای مختلف آن با (Mineral trioxide aggregate) Pro-root MTA به عنوان استاندارد طلایی مقایسه گردید. ۶۰ عدد حلقه تفلونی با قطر داخلی ۱۰ میلی‌متر و ضخامت ۱ میلی‌متر طبق دستورالعمل شماره ۶۸۷۶ سازمان جهانی استاندارد (ISO 2001) تهیه و در ۱۲ گروه ۵تایی دسته‌بندی شدند. نمونه‌ها بر روی پلیت کاست فسفری قرار داده شدند سپس با دستگاه رادیوگرافی با شرایط ۰/۶ s، ۸mA، ۶۳ KVP رادیوگرافی تهیه شد. داده‌ها با استفاده از آزمون آماری آنالیز واریانس یک طرفه در سطح معنی‌داری ۰/۹۵ بررسی شدند.

یافته‌ها: Pro-root MTA، نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت، نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت و نسبت وزنی ۰/۹ گرم WOLCA + ۰/۱ گرم اکسید بیسموت به ترتیب دارای بیشترین میزان رادیواپسیتی (میلی‌متر آلومینیوم) بودند (p value < ۰/۰۰۱).

نتیجه‌گیری: برای دست یافتن به رادیواپسیتی متناسب با استانداردهای جهانی از این مواد نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت، نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت و نسبت وزنی ۰/۹ گرم WOLCA + ۰/۱ گرم اکسید بیسموت توصیه می‌شود.

کلید واژه‌ها: Mineral trioxide aggregate، پرکردن از انتهای ریشه، رادیوگرافی

* دانشجوی دندان‌پزشکی، کمیته پژوهش‌های دانشجویی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (مؤلف مسؤول)
farnaz1dnt@yahoo.com

۱: استادیار، عضو مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی ترابی‌نژاد، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲: دانشیار، عضو مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی ترابی‌نژاد، گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳: کارشناسی ارشد، گروه مینرالوژی، دانشکده زمین شناسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

این مقاله حاصل پایان‌نامه عمومی در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به شماره ۲۹۱۱۶۰ می باشد.

این مقاله در تاریخ ۹۱/۳/۲ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۱/۶/۱ اصلاح شده و در تاریخ ۹۱/۶/۱۴ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان
۱۳۹۱؛ ۸(۵)؛ ۴۱۷ تا ۴۲۴

Archive of SID

www.SID.ir
www.mui.ac.ir

مقدمه

هنگامی که درمان غیر جراحی ریشه دندان شکست می‌خورد و یا به دلایلی نمی‌تواند کامل گردد، روش‌های دیگری از قبیل قطع انتهای ریشه دندان درگیر به منظور حفظ دندان به کار می‌رود. پس از قطع انتهای ریشه لازم است که از یک ماده پر کننده انتهای ریشه با تطابق مناسب با دیواره‌های عاجی به منظور تأمین سیل اپیکالی استفاده شود[۱]. خصوصیاتی از جمله سازگاری زیستی، غیر قابل جذب بودن، قابلیت تطابق با عاج، حداقل سمیت، کاربرد آسان و رادیواپسیتی کافی برای یک ماده پر کننده انتهای ریشه ایده‌آل ذکر شده است[۵-۲].

در گذشته آمالگام به عنوان رایج‌ترین ماده پر کننده انتهای ریشه به کار می‌رفت اما به خاطر تطابق مارژینال ضعیف و سیل ناکافی موارد زیادی از عدم موفقیت این ماده گزارش شده است[۷-۲]. پس از آن مواد دیگری مانند اکسید روی اوژنول[۸]، رزین پلی ونیل[۹]، Super EBA[۱۰]، کامپوزیت‌ها[۱۱] و گلاس آینومرها[۱۲] به عنوان ماده پر کننده انتهای ریشه پیشنهاد شدند.

MTA (Mineral trioxide aggregate) در اواسط دهه ۱۹۹۰ به وسیله پروفسور ترابی‌نژاد و White[۱۳] معرفی شد. از این ماده در پر کردن انتهای ریشه، آپیکسیفیکاسیون، ترمیم پرفوریشن‌ها و پالپ کپ مستقیم استفاده می‌گردد[۱۴]. MTA به خاطر حلالیت و سمیت کم، سازگاری زیستی مناسب و توانایی در القای تولید بافت‌های کلسیفیه به عنوان ماده ایده‌آل پرکننده ریشه دندان در نظر گرفته می‌شود[۱۵]. اما این ماده معایبی مانند پتانسیل تغییر رنگ دندان، حضور برخی عناصر سمی در ترکیب ماده، کاربرد دشوار، زمان ست شدن طولانی و قیمت بالا دارد[۱۶]، که محققین را بر آن داشته ماده‌ای تهیه کنند که حداقل معایب فوق را داشته باشد.

گروهی از پژوهشگران سمان پورتلند PC (Portland cement) را که از نظر خواص بیولوژیکی مشابه MTA می‌باشد به عنوان ماده پر کننده انتهای ریشه دندان معرفی کردند[۱۹-۱۷، ۴]. از سویی دیگر سمان‌های جدیدی مانند CAA (Calcium aluminate α aluminate) یک سمان بر پایه آلومینا که ترکیبی از کلسیم آلومینات و آلفا آلومینات می‌باشد و WOLCA (Wollastonite calcium α aluminate) که شامل مخلوطی از Wollastonite و کلسیم آلفا آلومینات به نسبت ۱:۱ است، معرفی شده‌اند. در یک مطاله توسط امین‌الضربیان و همکاران[۲۰] سازگاری بافتی، ژنوتوکسیستی و همچنین سایتوتوکسیستی این مواد بررسی شده است.

تشخیص در دندان‌پزشکی به میزان زیادی متکی بر رادیولوژی است، بنابراین رادیواپسیتی به عنوان یک خصوصیت کلیدی برای تمام مواد پر کننده انتهای ریشه ضروری می‌باشد. ماده ایده‌آل پرکننده ریشه دندان باید رادیواپسیتی کافی داشته باشد تا دندان‌پزشک بتواند این ماده را از ساختارهای آناتومیک مجاور مانند دندان و استخوان تشخیص دهد، همچنین رادیو اپک بودن ماده به منظور ارزیابی حلالیت ثانویه، پی‌گیری نتایج درمان، توانایی ارزیابی کیفیت پر کردگی از نظر وجود تخلخل و کانتور نامناسب که از فاکتورهای دخیل در عدم موفقیت درمان می‌باشند از خصوصیات مهم این مواد می‌باشد[۲۵-۲۱، ۵].

Eliasson و Haasken[۲۱] برای اولین بار استانداردی به منظور مقایسه رادیواپسیتی مواد دندان‌پزشکی ارایه کردند. آن‌ها چگالی نوری مواد تست شده را اندازه گرفتند و ضخامت آلومینیومی که برای تولید یک رادیواپسیتی مشابه لازم بود را محاسبه نمودند.

رادیواپسی فایرها موادی هستند که جهت افزایش رادیواپسیتی بیومتریال‌ها به منظور تسهیل قابلیت تشخیص رادیوگرافی این مواد از ساختارهای مجاور اضافه می‌شوند[۲۶]. بدیهی است مواد تأمین کننده اپسیتی سمان‌های پر کننده انتهای ریشه دندان بایستی به میزان حداقل به ماده اصلی اضافه شوند، چرا که استفاده بیش از حد از این مواد می‌تواند بر روی خواص فیزیکی (مقاومت کششی و فشاری)، خصوصیات دستکاری و نیز خصوصیات شیمیایی (حل شوندگی و قابلیت جذب) آن‌ها تأثیرگذار باشد. استحکام، قابلیت سیل کنندگی، سازگاری بافتی، رادیوپسیتی از جمله خصوصیاتی هستند که نیاز به بررسی دارند و از آن‌جا که میزان و نوع رادیواپسی فایر اضافه شونده به این سمان‌ها روی خصوصیات سمان مانند سازگاری بافتی، استحکام و غیره تأثیرگذار می‌باشد در این مطالعه حداقل میزان مورد نیاز دو نوع رادیواپسی فایر جهت افزودن به سمان‌های CAA و WOLCA به منظور تأمین رادیواپسیتی مورد انتظار تعیین گردید.

Archive of SID
www.SID.ir
www.mui.ac.ir

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی ۶۰ عدد حلقه تفلونی با قطر داخلی ۱۰ میلی‌متر و ضخامت ۱ میلی‌متر طبق دستورالعمل شماره ۶۸۷۶ سازمان جهانی استاندارد (ISO 2001)[۲۷] تهیه شد. کنترل ضخامت با استفاده از گیج و به روش دستی انجام شد. نمونه‌ها در ۱۲ گروه ۵ تایی دسته‌بندی شدند و در هر گروه درصدهای مختلف ماده رادیواپسی فایر بدین ترتیب اضافه شدند (توزین نمونه‌ها با ترازوی دیجیتالی (Max ۶۱۰ g ،e = ۰/۰۲ g ،d = ۰/۰۰۱ g، ANDGF600) و با دقت ۰/۰۰۱ انجام شد (d = ۰/۳).

گروه اول: نسبت وزنی ۰/۹ گرم CAA و ۰/۱ گرم اکسید بیسموت (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ گرم آب مقطر.

گروه دوم: نسبت وزنی ۰/۹ گرم WOLCA و ۰/۱ گرم اکسید بیسموت (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ گرم آب مقطر.

گروه سوم: نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA و ۰/۲ گرم اکسید بیسموت (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ گرم آب مقطر.

گروه چهارم: نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA و ۰/۲ گرم اکسید بیسموت (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ گرم آب مقطر.

گروه پنجم: نسبت وزنی ۰/۹ گرم CAA و ۰/۱ گرم سولفات باریم (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ آب مقطر.

گروه ششم: نسبت وزنی ۰/۹ گرم WOLCA و ۰/۱ گرم سولفات باریم (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ آب مقطر.

گروه هفتم: نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA و ۰/۲ گرم سولفات باریم (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ آب مقطر.

گروه هشتم: نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA و ۰/۲ گرم سولفات باریم (در کل ۱ گرم) مخلوط شده با ۰/۳ آب مقطر.

گروه نهم: مخلوط CAA به نسبت وزنی ۱ گرم با ۰/۳ گرم آب مقطر بدون اضافه کردن اپاسی فایر به عنوان گروه شاهد منفی (برای CAA).

گروه دهم: مخلوط WOLCA به نسبت وزنی ۱ گرم با ۰/۳ گرم آب مقطر بدون اضافه کردن اپاسی فایر به عنوان گروه شاهد منفی (برای WOLCA).

گروه یازدهم: Pro-root MTA مخلوط شده طبق دستور کارخانه (به عنوان استاندارد طلایی) ISO[۲۷].

گروه دوازدهم: سمان سفید پورتلند بدون رادیواپاسی فایر که با نسبت g ۱ سمان با ۰/۳ میلی‌لیتر آب مقطر مخلوط شده باشد (به عنوان ماده با کمترین اپسیتی)[۲۷].

در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی اکسید بیسموت (Aldrich chemical Co., Inc.USA) با نسبت‌های ۱۰ درصد و۲۰ درصد و باریم سولفات (Ghatranshimi tajhiz, Iran)، با نسبت‌های ۱۰ درصد و۲۰ درصد به عنوان رادیواپاسی فایر به CAA و WOLCA اضافه و درصدهای مختلف آن با (Dentsply, York, PA, USA Pro-root MTA) و PC (Simane sepahan, Iran) مقایسه گردید.

لازم به ذکر است که نمونه‌ها پس از قرار دادن سمان‌های تهیه شده درون حلقه‌های تفلونی که از قبل روی اسلب‌های شیشه‌ای قرار داده شده بودند به مدت ۳۰ ثانیه توسط دستگاه ویبراتور، ویبره شدند. سپس کل نمونه‌ها درون انکوباتور (Behdad Incubator) ۳۷ سانتی‌گراد با رطوبت ۱۰۰ درصد قرار داده شد تا Setting نهایی آن‌ها صورت گیرد. این عمل به حذف تخلخل‌های احتمالی درون نمونه‌ها کمک کرده و همچنین موجب می‌گردد ماده اضافی از حلقه‌های تفلونی سرازیر گردد.

نمونه‌ها به همراه استپ وج آلومینیومی بر روی PSP (Photostimulable phosphor) قرار داده شد، سپس با دستگاه رادیوگرافی Planmeca CE (Planmeca, Finland) با شرایط ۰/۶ s، ۸mA، ۶۳ KVP رادیوگرافی تهیه شد. سپس پلیت نمونه‌ها در نرم‌افزار Digora (Soredex, Finland) و Scannora (Soredex, Finland) وارد و دانسیتومتری شده و با noise reduction option، Noise تصاویر حذف گردید. برای دانسیتومتری از هر نمونه ۵ نقطه تصادفی تهیه شد و میانگین ۵ نقطه در نظر گرفته شد. برای تبدیل داده‌ها به واحد میلی‌متر آلومینیوم از فرمول زیر استفاده گردید[۲۳]:

$$\frac{A \times 2}{B} + \text{mm Al immediately below radiographic Density of the Material (RDM)}$$

RDM: دانسیته رادیوگرافی ماده

A: دانسیته رادیوگرافی ماده (RDM) منهای دانسیته رادیوگرافی لایه آلومینیوم Step-wedge بلافاصله پایین‌تر از RDM

B: دانسیته رادیوگرافی لایه آلومینیوم Step-wedge بلافاصله بالاتر از RDM منهای دانسیته رادیوگرافی لایه

Archive of SID
www.SID.ir
www.mui.ac.ir

آلومینیوم Step-wedge بلافاصله پایین‌تر از RDM

داده‌ها وارد نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ شدند و با استفاده از آزمون آماری آنالیز واریانس یک طرفه و Tukey مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند. ۰/۰۵ > p value به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

جدول ۱ میزان رادیواپسیتی گروه‌های تحت مطالعه را نشان می‌دهد. بالاترین میزان رادیواپسیتی را Pro-root MTA با (میلی‌متر آلومینیوم) ۷/۰۷ و پایین‌ترین میزان رادیواپسیتی را سمان سفید پورتلند بدون رادیواپاسی فایر با (میلی‌متر آلومینیوم) ۱/۷۵ به خود اختصاص دادند. همچنین Pro-root MTA، نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت، نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت و نسبت وزنی ۰/۹ گرم WOLCA + ۰/۱ گرم اکسید بیسموت به ترتیب دارای بیشترین میزان رادیواپسیتی (میلی‌متر آلومینیوم) بودند.

با استفاده از آزمون آماری آنالیز واریانس یک طرفه و آزمون Tukey، بین گروه Pro-root MTA و تمام گروه‌های تحت مطالعه و همچنین بین گروه سمان سفید پورتلند بدون رادیواپسی فایر با گروه‌های نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت، نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت اختلاف معنی‌دار دیده شد (p value < ۰/۰۰۱).

بحث

مواد پر کننده انتهای ریشه باید خصوصیاتی از جمله سازگاری زیستی و زمان مناسب سخت شدن، عدم حلالیت، قابلیت تطابق با عاج، حداقل سمیت، کاربرد آسان، امکان استریل شدن، مقاومت نسبت به نیروهای کششی و فشاری، ثبات ابعادی قابل قبول، توانایی سیل و رادیواپسیتی را داشته باشند[۵-۲].

یک ماده پر کننده انتهای ریشه ایده‌آل باید رادیواپسیتی کافی داشته باشد تا دندان‌پزشک بتواند این ماده را از ساختارهای آناتومیک مجاور مانند دندان و استخوان تشخیص دهد. رادیو اپک بودن ماده در ارزیابی‌های بعد از درمان به منظور ارزیابی کیفیت پر کردگی بسیار ضروری می‌باشد [۵، ۲۱-۲۵].

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار رادیواپسیتی مواد پر کننده انتهای ریشه (میلی‌متر ضخامت آلومینیوم) (n = ۵)

گروه	مواد پر کننده انتهای ریشه	میانگین	انحراف معیار
۱	نسبت وزنی ۰/۹ گرم CAA + ۰/۱ گرم اکسید بیسموت	۲/۸۱	۰/۳
۲	نسبت وزنی ۰/۹ گرم WOLCA + ۰/۱ گرم اکسید بیسموت	۳/۲۶	۰/۸
۳	نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت	۳/۵۹	۱/۴
۴	نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت	۳/ ۵۶	۱/۲
۵	نسبت وزنی ۰/۹ گرم CAA + ۰/۱ گرم سولفات باریم	۲/۵۷	۰/۶
۶	نسبت وزنی ۰/۹ گرم WOLCA + ۰/۱ گرم سولفات باریم	۲/۷۳	۰/۵
۷	نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA + ۰/۲ گرم سولفات باریم	۲/۸۲	۰/۳
۸	نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA + ۰/۲ گرم سولفات باریم	۲/۹۶	۰/۶
۹	CAA به نسبت وزنی ۱ g بدون اضافه کردن اپاسی فایر (به عنوان گروه شاهد منفی CAA)	۲/۴۲	۰/۴
۱۰	WOLCA به نسبت وزنی ۱ g بدون اضافه کردن اپاسی فایر (به عنوان گروه شاهد منفی WOLCA)	۲/۲۶	۰/۶
۱۱	Pro-root MTA (به عنوان استاندارد طلایی)	۷/۰۷	۰/۳
۱۲	سمان سفید پورتلند بدون رادیواپاسی فایر (به عنوان ماده با کمترین اپسیتی)	۱/۷۵	۰/۳

Archive of SID
www.SID.ir
www.mui.ac.ir

بنابراین و با توجه به این‌که به نظر می‌رسد تاکنون مطالعه‌ای در زمینه رادیواپسیتی روی این ماده انجام نشده باشد مطالعه حاضر با هدف تعیین حداقل میزان مورد نیاز دو نوع رادیواپسی فایر جهت افزودن به سمان‌های CAA و WOLCA به منظور تأمین رادیواپسیتی مورد انتظار انجام شد که نتایج حاصل از آن ۰/۲ گرم اکسید بیسموت را به عنوان حداقل میزان مورد نیاز رادیواپسی فایر نشان داد.

روش ارزیابی رادیواپسیتی در این مطالعه با توجه به روش پیشنهادی Tagger و Katz[۵] که برای ارزیابی سیلرهای اندو معرفی شده است بود. در همین راستا نمونه‌ها در کنار آلومینیوم Step-wedge روی پلیت‌های فسفری قرار داده شد که امروزه در رادیولوژی و دندان‌پزشکی به صورت رایج استفاده می‌گردند.

Shah و همکاران[۲۴] بیان کردند که مقادیر رادیواپسیتی کمتر از ۳ میلی‌متر آلومینیوم غیر قابل تشخیص می‌باشد. Beyer-Olsen و Orstavik[۲۸] به بررسی میزان رادیواپسی فایر چندین سیلر درمان ریشه با استفاده از آلومینیوم Step-wedge با ضخامت لایه‌ای ۲ میلی‌متر پرداختند. مطالعه آن‌ها نشان داد که اغلب سیلرها رادیو اپک‌تر از عاج بودند.

همان طور که اشاره شد Tagger و Katz[۵] ابزاری برای ارزیابی رادیواپستی ماده پر کننده انتهای ریشه به نام آلومینیوم Step-wedge معرفی کردند. در این روش رادیواپستی نمونه‌ها با آلومینیوم Step-wedge با استفاده از نرم‌افزار مقایسه می‌شود. امروزه این روش از نظر ساده و قابل تکرار بودن مورد تأیید می‌باشد[۲۹]. بر اساس استاندارد (ANSI/ADA) (American National Standard/American Dental Association)، یک ماده پر کننده انتهای ریشه دندان به منظور کاربرد کلینیکی بایستی حداقل به میزان ۲ میلی‌متر ضخامت آلومینیوم از عاج اپک‌تر باشد و به دلیل این‌که رادیواپسیتی ۱ میلی‌متر از بافت‌های معدنی برابر با اپسیتی ۱ میلی‌متر ضخامت آلومینیوم است، بنابراین ISO میزان ۳ میلی‌متر ضخامت آلومینیوم را به عنوان حداقل اپسیتی لازم برای سمان‌های اندودنتیک در نظر گرفته است[۳۰].

در مطالعه حاضر Pro-root MTA با میزان ۷/۰۷ میلی‌متر ضخامت آلومینیوم بیشترین و سمان سفید پورتلند بدون رادیواپاسی فایر با میزان ۱/۷۵ میلی‌متر ضخامت آلومینیوم کمترین رادیواپسیتی را در گروه‌های تحت مطالعه داشتند، از آن‌جایی که این دو ماده به ترتیب به عنوان گروه‌های استاندارد طلایی و ماده با کمترین اپسیتی بودند، این نتایج دقت و صحت روش اجرای پژوهش حاضر را می‌رساند. بر اساس توصیه ANSI/ADA، Pro-root MTA همواره به عنوان معیار سنجش رادیواپسیتی سیلرهای درمان ریشه مدنظر قرار می‌گیرد. Shah و همکاران[۲۴] به مقایسه Pro-root MTA و سمان پورتلند خاکستری و سفید رنگ پرداختند. آن‌ها بیان نمودند که بزرگ‌ترین مشکل سمان پورتلند رادیواپسیتی کم آن می‌باشد. رادیواپسی فایرهای مختلفی برای بهبود رادیواپسیتی سمان پورتلند پیشنهاد شده است مانند سولفات باریم، یدوفورم، زیرکونیوم اکسید، بیسموت اکساید، پودر طلا، آلیاژ نقره- قلع، اکسید روی؛ اما اثرات این مواد بر روی خصوصیات فیزیکی این سمان هنوز ارزیابی نگردیده است.

مطالعات نشان داده‌اند که اضافه کردن اکسید بیسموت به علت تولید آب واکنش نیافته موجب ایجاد تخلخل و افزایش حلالیت ماده می‌گردد[۳۲-۳۰]. همچنین Bortoluzzi و همکاران[۳۳] در مطالعه خود گزارش کردند که سولفات باریم دارای اثرات سمی می‌باشد.

اخوان و همکاران[۳۴] به ارزیابی رادیواپسیتی سرامیک سرد با درصدهای مختلف از دو نوع رادیواپسی فایر اکسید بیسموت و سولفات باریم پرداختند. در مطالعه آن‌ها تمامی گروه‌ها به جز گروه سمان پورتلند خالص، رادیواپسیته مطابق با استاندارد جهانی بود. همچنین آن‌ها پیشنهاد کردند ۰/۹ گرم از این ماده + ۰/۱ گرم اکسید بیسموت به عنوان رادیواپسی فایر قابل مقایسه با MTA می‌باشد.

در این مطالعه Pro-root MTA دارای بالاترین رادیواپسیتی بود که مطابق با دیگر مطالعات انجام شده در این زمینه می‌باشد[۳۴، ۳۰]. از محدودیت‌های پژوهش حاضر دستیابی به ضخامت و قطر دقیق و یکسان از دیسک‌ها بدون دسترسی به ابزار خاص بود، البته این مسأله با استفاده از گیج و به روش دستی مرتفع شد که البته باعث از دست رفتن تعدادی از نمونه‌ها و تکرار آن‌ها شد، بنابراین پیشنهاد می‌گردد ابزاری به این منظور تهیه گردد.

پیشنهاد می‌شود مطالعات تکمیلی در زمینه اضافه کردن

Archive of SID
www.SID.ir
www.mui.ac.ir

سایر رادیواپسی فایرها و ارزیابی خصوصیات فیزیکی این دو نوع سمان انجام شود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که نسبت وزنی ۰/۸ گرم CAA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت و نسبت وزنی ۰/۸ گرم WOLCA + ۰/۲ گرم اکسید بیسموت درصد مناسب رادیواپسی فایر جهت تأمین رادیواپسیتی در محدوده استاندارد جهانی می‌باشد.

References

1. Peterson J, Gutmann JL. The outcome of endodontic resurgery: a systematic review. Int Endod J 2001; 34(3): 169-75.
2. Chng HK, Islam I, Yap AU, Tong YW, Koh ET. Properties of a new root-end filling material. J Endod 2005; 31(9): 665-8.
3. Ribeiro DA, Matsumoto MA, Duarte MA, Marques ME, Salvadori DM. In vitro biocompatibility tests of two commercial types of mineral trioxide aggregate. Braz Oral Res 2005; 19(3): 183-7.
4. Saidon J, He J, Zhu Q, Safavi K, Spangberg LS. Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and Portland cement. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 95(4): 483-9.
5. Tagger M, Katz A. A standard for radiopacity of root-end (retrograde) filling materials is urgently needed. Int Endod J 2004; 37(4): 260-4.
6. Farrar JN. Radical and heroic treatment of alveolar abscess by amputation of roots of teeth. Dental Cosmos 1884; 26(2): 79-81.
7. Frank AL, Glick DH, Patterson SS, Weine FS. Long-term evaluation of surgically placed amalgam fillings. J Endod 1992; 18(8): 391-8.
8. Harrison JW, Johnson SA. Excisional wound healing following the use of IRM as a root-end filling material. J Endod 1997; 23(1): 19-27.
9. Fournier MJ, Szeremeta-Browar T, Osetek E, Heuer M, Lautenschlager E. Leakage of different retrograde filling materials in wet and dry environments. Northwest Dent Res 1991; 2(2): 10.
10. Dorn SO, Gartner AH. Retrograde filling materials: a retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. J Endod 1990; 16(8): 391-3.
11. Safavi KE, Spangberg L, Sapounas G, MacAlister TJ. In vitro evaluation of biocompatibility and marginal adaptation of root retrofilling materials. J Endod 1988; 14(11): 538-42.
12. Miller EN, Harrison JW. Abstract #27 — Radicular and periradicular wound healing following root-end filling with cermet glass-ionomer cement. Journal of Endodontics 1992; 18(4): 193.
13. Torabinejad M, White DJ. Tooth filling material and method of use, United States Patent 5415547. 1995, Available from: http://www.freepatentsonline.com/5415547.html
14. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schafer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. Int Endod J 2006; 39(3): 213-9.
15. Torabinejad M, Pitt Ford TR. Root end filling materials: a review. Endod Dent Traumatol 1996; 12(4): 161-78.
16. Wucherpfennig AL, Green DB. PR 40 Mineral Trioxide vs. Portland cement: Two biocompatible filling materials. Journal of Endodontics 1999; 25(4): 308.
17. Duarte MA, De Oliveira Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, De Campos FS. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005; 99(5): 648-50.
18. Menezes R, Bramante CM, Letra A, Carvalho VG, Garcia RB. Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004; 98(3): 376-9.
19. Ribeiro DA, Duarte MA, Matsumoto MA, Marques ME, Salvadori DM. Biocompatibility in vitro tests of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements. J Endod 2005; 31(8): 605-7.
20. Aminozarbian MG, Barati M, Salehi I, Mousavi SB. Biocompatibility of mineral trioxide aggregate and three new endodontic cements: An animal study. Dent Res J (Isfahan) 2012; 9(1): 54-9.
21. Eliasson ST, Haasken B. Radiopacity of impression materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1979; 47(5): 485-91.
22. 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.

Archive of SID
www.SID.ir
www.mui.ac.ir

23. Vivan RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Hungaro 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-e38.
24. Shah PM, Chong BS, Sidhu SK, Ford TR. Radiopacity of potential root-end filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996; 81(4): 476-9.
25. Tveit AB, Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. Dent Mater 1986; 2(4): 159-62.
26. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J Endod 1995; 21(7): 349-53.
27. International Organization for Standardization. International Standard ISO-6876: Dental Root Canal Sealing Materials. Geneva, Switzerland: ISO; 2001.
28. Beyer-Olsen EM, Orstavik D. Radiopacity of root canal sealers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1981; 51(3): 320-8.
29. Tanomaru-Filho M, da Silva GF, Duarte MA, Goncalves M, Tanomaru JM. Radiopacity evaluation of root-end filling materials by digitization of images. J Appl Oral Sci 2008; 16(6): 376-9.
30. Cutajar A, Mallia B, Abela S, Camilleri J. Replacement of radiopacifier in mineral trioxide aggregate; characterization and determination of physical properties. Dent Mater 2011; 27(9): 879-91.
31. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. Int Endod J 2007; 40(6): 462-70.
32. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. J Endod 2007; 33(3): 295-8
33. Bortoluzzi EA, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Duarte MA. Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 108(4): 628-32.
34. Akhavan A, Shafiei Rad E, Mehdizadeh M, Mousavi SB, Modaresi J. Radiopacity evaluation of a new root-end filling material (NREFM) with two types of radiopacifiers in comparison to pro-root MTA and Portland cement. Journal of Isfahan Dental School 2012; 8(3): 221-8.

Archive of SID

www.SID.ir
www.mui.ac.ir

Radiopacity evaluation of calcium aluminate α-aluminate and wollastonite calcium α-aluminate with the use of two types of radiopacifiers in comparison to Pro-root MTA and Portland cement

Ali Akhavan, Farnaz Tajmir Riahi*, Mozhdeh Mehdizadeh, Amirmohammad Shahnaseri

Abstract

Introduction: *Calcium aluminate α-aluminate (CAA) and wollastonite calcium α-aluminate (WOLCA) are new cements with sufficient biocompatibility and sealing ability. Radiopacity of these cements have not been evaluated. The aim of the present study was to determine the minimum amounts of two types of radiopacifiers necessary to incorporate into these two cements in order to achieve the necessary radiopacity in comparison with Pro-root MTA and Portland cement.*

Materials and Methods: *In this experimental study, bismuth oxide and barium sulfate, with concentrations of 10% and 20%, were added to CAA and WOLCA as radiopacifiers and the radiopacity results were compared with that of Pro-root MTA as gold standard. Sixty Teflon ring specimens, measuring 10 mm in diameter and 1 mm in thickness, were prepared according to ISO standard of 6876, 2001. The specimens were divided into 12 groups of 5 and placed onto PSP cassette plates. The specimens were radiographed under exposure conditions of 63 kVp, 8 mA and 0.6 seconds. Data were analyzed by one-way ANOVA at a significance level of 0.95.*

Results: *The materials exhibited radiopacity (in mm of aluminum) in the following descending order: Pro-root MTA, 0.8 gr of CAA + 0.2 gr of bismuth oxide, 0.8 gr of WOLCA + 0.2 gr of bismuth oxide, 0.9 gr of WOLCA + 0.1 gr of bismuth oxide (p value < 0.001).*

Conclusion: *For appropriate radiopacity based on international standards, combination of 0.8 gr of CAA + 0.2 gr of bismuth oxide, 0.8 gr of WOLCA + 0.2 gr of bismuth oxide and 0.9 gr of WOLCA + 0.1 gr of bismuth oxide are recommended.*

Key words: *Mineral trioxide aggregate, Radiography, Retrograde obturation*

Received: 22 May, 2012 **Accepted:** 4 Sep, 2012

Address: Dental Student, Student Research Committee, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Email: farnaz1dnt@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2012; 8 (5): 417-424.

Archive of SID
www.SID.ir
www.mui.ac.ir