مقاله تحقیقی

مجله دانشگاه علوم پزشکی بابل
سال ۱۴۰۰، دوره ۲۳، صفحه ۲۰۷-۱۹۹

ویژگی های فیزیکی یک سیلر اندودنتیک جدید با پایه هیدروکسی آپاتیت حاوی یون های سیلیسیوم و استرنسیوم

مریم جاویدی (DDS, MS)[۱]، مینا زارعی (DDS, MS)[۱]، مریم قره چاهی (DDS, MS)[۱*]، حسین باقری (DDS, MS)[۱]، رضا یوزباشی زاده (DDS)[۱]

۱-مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

دریافت: ۹۹/۵/۸، اصلاح: ۹۹/۸/۱۸، پذیرش: ۹۹/۱۰/۱۴

خلاصه

سابقه و هدف: ساخت سیلر جدید با استفاده از فناوری بومی کمک می کند تا مواد دندانی با خواص ایده آل در داخل کشور و با هزینه کمتر تهیه شوند. مطالعه حاضر به منظور بررسی خواص فیزیکی یک سیلر اندودانتیک با پایه کلسیم سیلیکات و هیدروکسی آپاتیت در سه ترکیب جرمی مختلف انجام شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی سیلر جدیدی که در دانشکده دندانپزشکی مشهد ساخته شد، با ۳ نسبت وزنی مختلف در گروه های آزمایشی S_1= Cs Si Sr، S_2= Cs Si_2 Sr و S_3= Cs Si Sr_2 از نظر زمان ست شدن (Setting time)، زمان کارکرد (Working time)، فیلم تیکنس (Film Thickness)، حلالیت (Solubility)، سیلان (Flow) مورد ارزیابی قرار گرفتند. آزمایشات بر اساس استاندارد ISO/FDIS6876:2012 انجام گرفت. جهت تعیین ساختار کریستاله سیلر در ۳ فرمول مختلف، نمونه ها توسط پرتو ایکس و طیف سنجی انرژی پرتو ایکس نیز بررسی شدند.

یافته‌ها: بیشترین مقدار سیلان مربوط به S_1 (۱۷/۰۸ mm) و کمترین میزان آن مربوط به S_2 (۱۶/۲ mm) بود. کمترین مقدار حلالیت مربوط به فرمول S_1= ۱/۸۳٪ و بیشترین میزان آن مربوط به S_2 (۳/۶٪) بود. همچنین آزمایشات نشان داد که میزان فیلم تیکنس در فرمول S_2 و S_1 به ترتیب بیشترین وکمترین میزان خود را دارند. زمان ست شدن در نمونه ها به ترتیب S_1 ۳۳۰ دقیقه و در S_3 ۴۲۸/۳۳ دقیقه و در S_2 ۱۰۳۰ دقیقه بود. S_1 بیشترین زمان کارکرد را داشت و به ترتیب بعد از آن S_3 و S_2 کمترین زمان ها را داشتند.

نتیجه گیری: بر اساس نتایج این مطالعه سیلر های S_1 و S_3 در آزمایشات زمان ست شدن، زمان کارکرد، فیلم تیکنس، حلالیت و سیلان نتایج خوب و مطابق با استاندارد از خود نشان دادند ولی سیلر S_2 نتایجی نزدیک به استاندارد از خود نشان داد.

واژه‌های کلیدی: سیلر، هیدروکسی آپاتیت، درمان ریشه.

مقدمه

تا به حال سیلرهای زیادی تولید شده و تلاش قابل ملاحظه ای جهت بررسی خواص بیولوژیکی و فیزیکی آنها انجام شده است. با توجه به این که درمان های اندودونتیک جزء درمان های روتین در کشور ما می باشند و سیلر ها در این درمان‌ها نقش اساسی در سیل نمودن کانال ریشه و جلوگیری از نفوذ میکروارگانسیم ها ایفا می کنند، استفاده از سیلر های ایده آل تر به ما این امکان را می دهد تا درمان هایی با کیفیت بهتر و موفقیت بالاتر داشته باشیم (۳-۱). استفاده از فناوری بومی علاوه بر امکان ساخت مواد دندانی با خواص ایده آل، تهیه این مواد در داخل کشور و با هزینه کمتر را فراهم می کند. نسل جدید سیلر ها، با پایه کلسیم سیلیکات هستند که خواص مکانیکی- شیمیایی بسیار مناسبی از جمله سیل مناسب (۴) فعالیت ضد باکتریایی (۵)، سازگاری بافتی (۶) خاصیت باند عاجی (۷) تحریک تمایز سلول های پالپی و بیومینرالیزاسیون دارند (۸). هیدروکسی آپاتیت ساختار اصلی تشکیل دهنده دندان و استخوان است. این ترکیب در تماس با استخوان و پری اپکس باعث القا تشکیل بافت سخت می شود. از معایب آن می توان به شکننده بودن ساختار آن اشاره کرد. برای رفع این عیب، هیدروکسی آپاتیت را با عناصر مختلف از جمله سیلیسیوم و استرنسیوم ترکیب می کنند که باعث بهبود خواص فیزیکی می شود (۹). با توجه به خواص سیلر های بیوسرامیک و همچنین خواص مشاهده شده در استرانسیوم و سیلیسیوم در مطالعات قبلی، در دانشگاه مشهد سیلر با پایه هیدروکسی آپاتیت ساخته شد. بعد از ساخت هر نوع ماده دندانی باید مطالعات متعدد In vivo و In vitro انجام شود. ارزیابی خواص مکانیکی جزء آزمایشات ضروری می باشد. این مطالعات مشخص کننده مسیری برای مطالعات کلینیکی می باشند. در این مطالعه هدف از آزمایشات آزمایشگاهی بررسی زمان ست شدن (Setting time)، زمان کارکرد (Working time)، فیلم تیکنس (Film thickness)، حلالیت (Solubility) و سیلان (Flow) سیلر ساخته شده در داخل کشور با پایه هیدروکسی آپاتیت حاوی یون های سیلیسیوم و استرنسیوم به

▣ این مقاله حاصل پایان نامه تخصصی رضا یوزباشی زاده دانشجو رشته درمان ریشه و طرح تحقیقاتی به شماره ۹۷۰۹۵۲ دانشگاه علوم پزشکی مشهد می باشد.

*مسئول مقاله: دکتر مریم قره چاهی
آدرس: مشهد، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مرکز تحقیقات دندانپزشکی. تلفن: ۰۵۱-۳۸۸۲۹۵۰۰
E-mail: gharechahim@mums.ac.ir

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

عنوان یک سیلر جدید با سه ترکیب وزنی مختلف بود و نتایج با استاندارد ISO/FDIS6876:2012 مقایسه شد. با توجه به نتایجی که در مطالعات گذشته بر روی تاثیرات استرانسیوم و سیلیسیوم در حوزه پزشکی و همچنین مطالعاتی که در دندان پزشکی صورت گرفت بر آن شدیم تا سیلری جدید با پایه هیدروکسی آپاتیت و حاوی یون های استرانسیوم و سیلسیوم تولید کنیم تا علاوه بر اینکه ترکیب شیمیایی آن نسبت به سیلر های موجود در بازار متفاوت باشد، در طراحی و فرمولاسیون آن سعی در برطرف کردن نقایص سایر سیلر های موجود داشته باشیم. هدف از ۳ فرمول تهیه شده در این مطالعه دست یافتن به بهترین ترکیب و بیشترین خواص ایده آل بود. به همین دلیل مواد با نسبت های گوناگون با یکدیگر ترکیب شدند و ۳ فرمول اصلی این مطالعه را ایجاد کردند.

مواد و روش ها

این مطالعه آزمایشگاهی پس از تصویب در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی مشهد با کد اخلاق IR.MUMS.DENTISTRY.REC.1397.104 و با هدف بررسی خواص فیزیکی یک سیلر جدید سرامیکی تولید داخل انجام شد. آزمایشات مربوط به سیلان، زمان کارکرد، زمان ست شدن، فیلم تیکنس و حلالیت بر اساس آزمایشات استاندارد ISO/FDIS6876:2012 انجام گرفت.

روش ساخت سیلرها:

ساخت سیلیسیوم–هیدروکسی آپاتیت: سنتز سیلیسیوم– هیدروکسی آپاتیت به روش سل– ژل در محیط آبی– الکلی و با فرض جانشینی یون های سیلیکات به جای فسفات انجام شد. بدین منظور ابتدا ۰/۰۲ مول تترا اتیل ارتوسیلیکات در ۱۰۰ سی سی محلول آب/ اتانول بر روی همزن مغناطیسی قرار گرفت تا عمل هیدرولیز به طور کامل انجام شود. سپس ۰/۲۸ مول نمک سدیم دی هیدروژن فسفات در ۱۰۰ سی سی آب مقطر دیونیزه حل شد و به ظرف حاوی تترا اتیل ارتوسیلیکات اضافه شد. pH محلول با استفاده از هیدروکسید سدیم ۱ نرمال بر روی عدد ۱۰ تنظیم شد. به عنوان منبع یون کلسیم از کلسیم کلراید به میزان ۰/۵ مول در ۲۰۰ سی سی آب استفاده شد. به طوریکه در نهایت نسبت مولی زیر برقرار شود:

$$[Ca^{+2}]/ [P+Si]= ۱/۶۷$$

محلول کلسیم کلراید به صورت تدریجی به محلول حاوی فسفات و سیلیسم اضافه شد. ماده حاصل به مدت ۱۲ ساعت بر روی همزن و دمای ۸۰ درجه سانتیگراد قرار گرفت. پس از ۱۲ ساعت فاز مایع جدا سازی و ماده جامد حاصل در دمای محیط خشک شد. به منظور حذف نیترات باقیمانده و کامل شدن واکنش کریستالیزاسیون، پودر حاصل به مدت ۲ ساعت در دمای ۸۰۰ درجه سانتیگراد قرار گرفت. پس از انجام عملیات حرارتی، توده سرامیکی حاصل توسط هاون آسیاب شد. پس از خشک کردن پودر حاصل توسط الک با اندازه روزنه های ۳۷ میکرون غربال شد.

ساخت استرنسیوم– هیدروکسی آپاتیت: سنتز استرنسیوم–هیدروکسی آپاتیت نیز به روش سل–ژل در محیط آبی و با فرض جانشینی یون های استرنسیوم به جای کلسیم انجام شد. بدین منظور ابتدا ۰/۰۵ مول استرنسیوم کلراید و ۰/۴۵ مول کلسیم کلراید در ۲۰۰ سی سی آب مقطر دیونیزه حل شد. سپس ۰/۳ مول نمک سدیم دی هیدروژن فسفات در ۲۰۰ سی سی آب مقطر دیونیزه حل شد. pH محلول با استفاده از هیدروکسید سدیم ۱ نرمال بر روی عدد ۱۰ تنظیم شد. به طوریکه در نهایت نسبت مولی زیر برقرار شود:

$$[Ca^{+2}+Sr^{+2}]/ [Pi]= ۱/۶۷$$

سپس تمام مراحل ذکر شده برای ساخت سیلیسیوم– هیدروکسی آپاتیت، تکرار گردید.

ساخت تری کلسیم سیلیکات: سنتز تری کلسیم سیلیکات به روش سل– ژل در محیط آبی– الکلی انجام شد. ابتدا ۰/۵ مول TEOS در ۲۰۰ سی سی مخلوط آب و اسید نیتریک (به عنوان کاتالیست) مخلوط شد تا هیدرولیز کامل انجام شود. سپس ۱/۵ مول کلسیم نیترات محلول در آب به آن اضافه شد و در دمای ۸۰ درجه، هم زده شد تا تبدیل به ژل شود. ژل حاصل در آون و در دمای ۱۲۰ درجه خشک شد و پودر سفید رنگ حاصل به مدت ۱۰ ساعت در دمای ۱۲۰۰ درجه سانتیگراد قرار گرفت. سپس الک کردن پودر سرامیک به روشی که در بالا ذکر گردید، انجام شد. هر سه پودر حاصل به وسیله پرتو ایکس و طیف سنجی انرژی پرتو ایکس برای ارزیابی ساختار کریستاله، نیز بررسی شدند.

ترکیب سیلر ها: بعد از ساخت موفقیت آمیز ترکیبات C_3S، Si-HA و Sr-HA، نیاز به دسترسی به درصد مطلوب این مواد برای ترکیب سیلر بود. با امتحان کردن ترکیبات جرمی مختلف این مواد و استفاده از ترکیبات مختلف مایع، مشخص شد که سه ترکیب جرمی S_1= Cs Si Sr، S_2= Cs Si_2 Sr و S_3= Cs Si Sr_2 در ترکیب با محلول دی سدیم مونو هیدروژن فسفات، به عنوان مایع سیلر، خواص قابل قبولی ارائه می دهند.

محاسبه سیلان: ۰/۰۰۵±۰/۰۵ میلی لیتر سیلر با سرنگ درجه بندی شده در مرکز یکی از صفحات شیشه ای ریخته شد و ۵±۱۸۰ ثانیه بعد از شروع مخلوط کردن، دومین صفحه شیشه ای به صورت مرکزی بالای سیلر قرار داده شد و یک وزنه اضافی بالای آن صفحه شیشه ای گذاشته شد تا به جرم کلی ۲±۱۲۰ گرم رسید. ۱۰ دقیقه بعد از شروع مخلوط کردن، وزنه برداشته شد و حداکثر و حداقل قطر سیلر دایره ای فشرده شده اندازه گیری گردید. سه اندازه گیری انجام شد و میانگین آن به عنوان سیلان ثبت شد.

محاسبه زمان کارکرد: برای تعیین زمان کارکرد سیلرها، از پروسه تست سیلان استفاده شد با این تفاوت که سیلر در زمان طولانی تری ارزیابی شد، در واقع تا زمانی که قطر نمونه ۱۰٪ کمتر از قطر نمونه در زمان ۱۸۰ ثانیه شود این ارزیابی ادامه پیدا کرد. سه نقطه زمانی تعیین و میانگین آن محاسبه و به عنوان زمان کارکرد ثبت شد.

محاسبه زمان ست شدن: هر ۵ دقیقه ست شدن سیلر با قرار دادن نوک یک سوزن سرنگ بر روی سطح آن بررسی شد. وقتی زمان ست شدن فرا رسید، با دقت و احتیاط شاخص گلیمور به صورت عمودی روی سطح افقی سیلر پایین آورده شد. اگر تضرس و دندانه مشاهده می شد، سوزن بالا آورده می شد و سر آن تمیز می گردید و در موقعیت جدیدی روی سطح سیلر قرار داده می شد. این اقدام آنقدر تکرار شد که دیگر تضاریس و دندانه قابل مشاهده نباشد. زمان از اتمام مخلوط کردن ثبت شد. سه نقطه زمانی تعیین و میانگین آن به عنوان زمان ست شدن ثبت شد.

محاسبه فیلم تیکنس: قسمتی از سیلر در مرکز یکی از صفحات شیشه ای گذاشته شد و صفحه شیشه ای دیگر به صورت مرکزی روی سیلر قرار گرفت. بعد از ۱۰±۱۸۰ ثانیه از شروع مخلوط کردن، نیروی ۱۵۰ نیوتنی به صورت عمودی روی

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

شیشه بالایی اعمال شد. بعد از ۱۰ دقیقه از شروع مخلوط کردن، ضخامت دو صفحه شیشه ای و لایه نازک سیلر بین آن به وسیله میکرومتر اندازه گیری شد. ضخامت لایه نازک سیلر، با تفاوت ضخامت دو صفحه شیشه ای با و بدون سیلر محاسبه شد و به عنوان فیلم تیکنس ثبت شد.

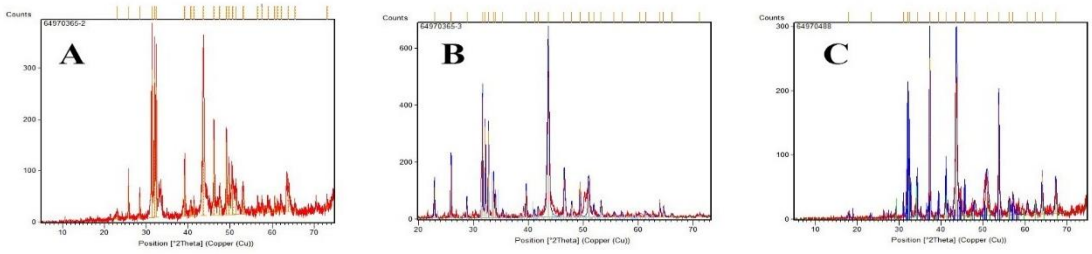
محاسبه حلالیت: نمونه درون ظرف کم عمق A قرار داده شد. ۱±۵۰ میلی لیتر آب اضافه شد و به مدت ۲۴ ساعت درون اتاقک قرار داده شد. یک فیلتر روغنی درون قیف گذاشته و قیف در ظرف B قرار داده شد و آب به همراه نمونه ها داخل فیلتر روغنی ریخته شد. ظرف B همراه با آب جمع شده در یک اجاق با دمای ۲±۱۱۰ درجه سانتی گراد گذاشته شد و آب آن تبخیر گردید تا به یک توده ثابت رسید. اختلاف بین جرم اصلی ظرف کم عمق و جرم نهایی آن با خطای ۰/۰۰۱ گرم به عنوان مقدار سیلر حذف شده از نمونه ها ثبت شد. اندازه میانگین به عنوان حلالیت ثبت شد. طبق استاندارد ISO/FDIS6876:2012، کلیه آزمایشات ۳ بار تکرار شد و نتایج با استفاده از میانگین و انحراف معیار بیان گردید.

یافته‌ها

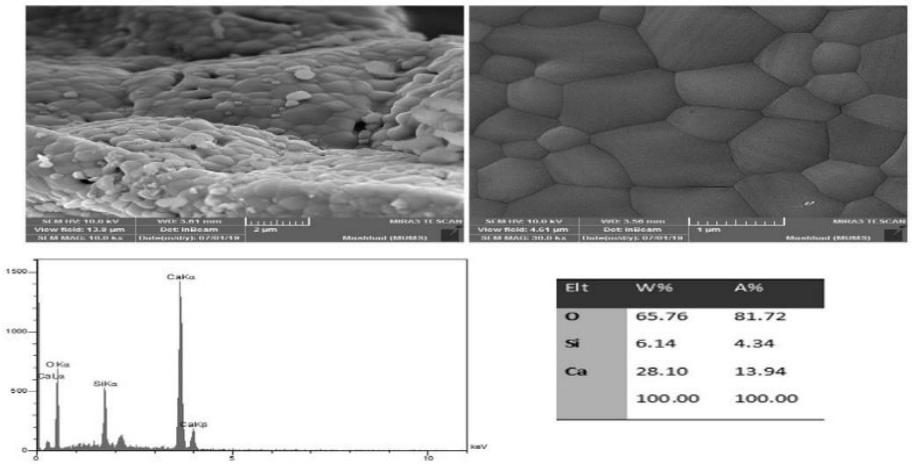
یافته های این مطالعه شامل ۶ قسمت در بخش های آنالیز XRD و آنالیز EDS تعیین و مقایسه فیلم تیکنس، حلالیت، زمان ست شدن، زمان کارکرد و سیلان می باشد.

نتیجه آنالیز پرتو ایکس (XRD): آنالیز الگوی حاصل از XRD تشکیل ساختار آپاتیت در حضور یون های سیلیسیوم و استرنسیوم و جایگزین شدن یون استرنسیوم و سیلیسیوم را در ساختار هیدروکسی آپاتیت تایید کرد. همچنین الگوی XRD در مورد ترکیب سیلیکات نشان داد محصول واکنش مخلوطی از دی کلسیم سیلیکات و تری کلسیم سیلیکات می باشد (شکل ۱).

آنالیز EDS: شکل ۲، تصویر SEM سطح ذرات کلسیم سیلیکات را نشان می دهد. چنانکه مشاهده می شود اندازه کریستال های کلسیم سیلیکات حداکثر ۱ میکرومتر بوده و ساختاری نزدیک به شش ضلعی دارند. آنالیز EDS نشان دهنده وجود عناصر کلسیم، سیلیسیوم و اکسیژن است. شکل ۳، تصویر SEM سرامیک Si-HA را نشان می دهد که کریستال های هگزاگونال مشابه کریستال های آپاتیت مشهود است. آنالیز EDS وجود یون های سیلیسیوم در ساختار سرامیک سنتز شده را نشان می دهد. در شکل ۴، تصویر SEM سرامیک Sr-HA را نشان می دهد که کریستال های هگزاگونال مشابه کریستال های آپاتیت مشهود است. آنالیز EDS نشان می دهد یون های Sr جایگزین یون های کلسیم شده اند. بیشترین مقدار سیلان مربوط به فرمول S_1 با مقدار ۱۷/۰۸ mm و کمترین میزان آن مربوط به S_2 با مقدار ۱۶/۲ mm می باشد. کمترین مقدار حلالیت مربوط به فرمول S_1 با مقدار ۱/۸۳٪ و بیشترین میزان آن مربوط به S_2 با مقدار ۳/۶٪ می باشد. آزمایشات نشان داد که میزان فیلم تیکنس در فرمول S_2 و S_1 به ترتیب با مقدار ۶۷/۳۳ µm و ۳۴/۶۶ µm بیشترین وکمترین میزان خود را دارند. در مورد زمان ست شدن نتایج آزمایش نشان داد که زمان ست شدن در نمونه ها به ترتیب S_1 ۳۳۰ دقیقه و در S_3 ۴۲۸/۳۳ دقیقه و در S_2 ۱۰۳۰ دقیقه می باشد. نتایج نشان داد که S_1 بیشترین زمان کارکرد را به ما می دهد که این زمان برابر است با ۳۳/۳۳ و به ترتیب بعد از آن S_3 و S_2 به ترتیب با زمان های ۲۷/۳۳ و ۱۷/۳۳ کمترین زمان ها را شامل می شوند (جدول ۱).

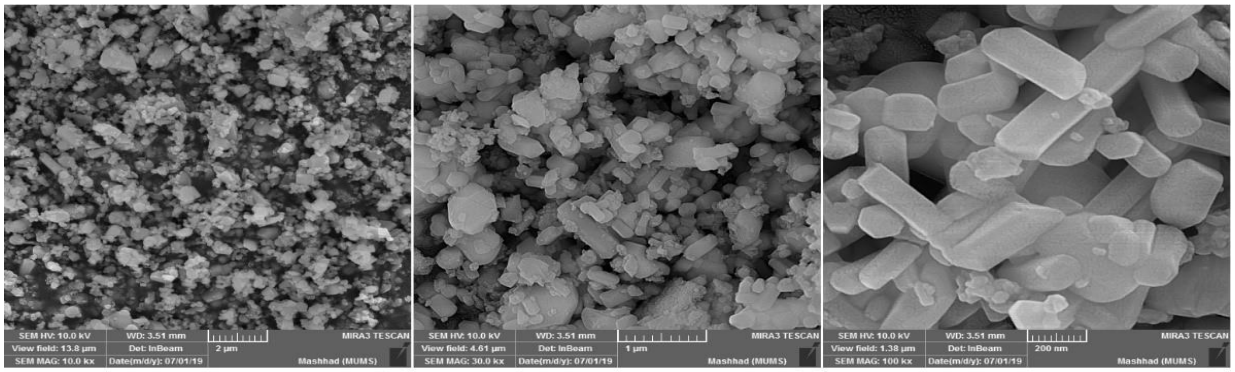


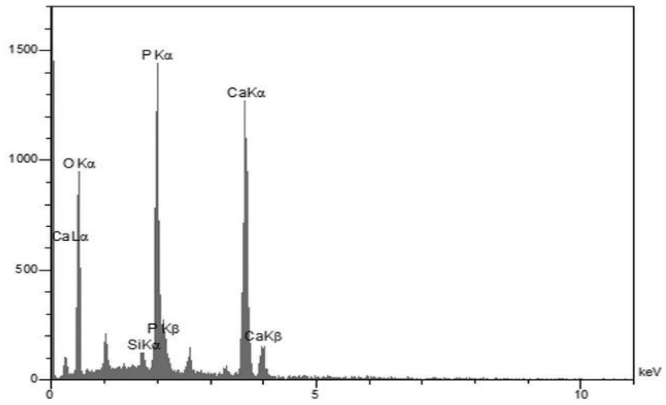
شکل ۱. الگوی XRD مربوط به سیلیسیوم هیدروکسی آپاتیت (A)؛ استرنسیوم هیدروکسی آپاتیت (B) و تری کلسیم سیلیکات (C)



شکل ۲. تصویر SEM و آنالیز EDS ذرات تری کلسیم سیلیکات/ دی کلسیم سیلیکات

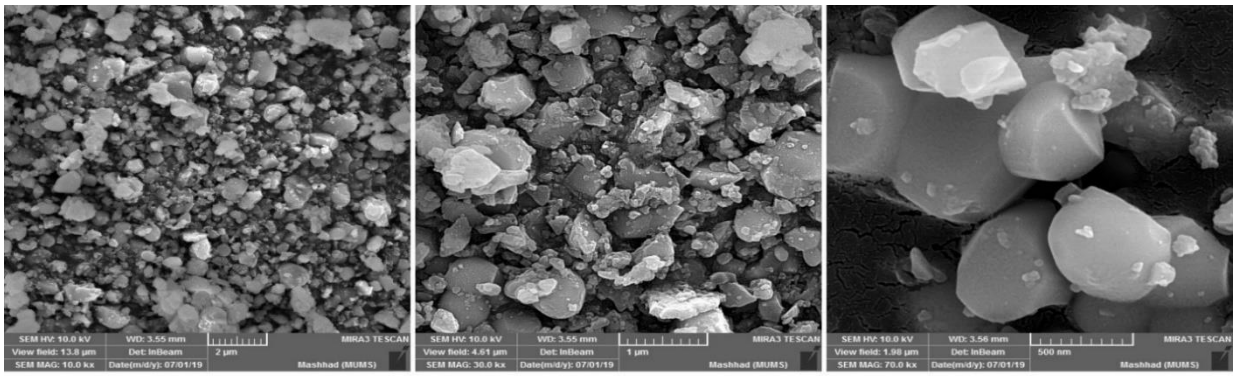
[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

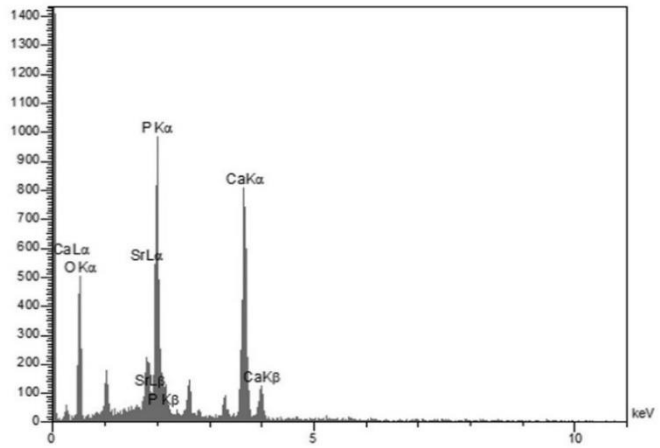




Elt	W%	A%
O	64.53	80.14
Si	1.04	0.73
P	14.10	9.05
Ca	20.33	10.08
	100.00	100.00

شکل ۳. تصویر SEM و آنالیز EDS ذرات سیلیسوم هیدروکسی آپاتیت





Elt	W%	A%
O	58.54	77.37
P	15.57	10.63
Ca	20.13	10.62
Sr	5.76	1.39
	100.00	100.00

شکل ۴. تصویر SEM و آنالیز EDS ذرات استرنسیوم هیدروکسی آپاتیت

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

جدول ۱. مقادیر میانگین و انحراف معیار سیلان، حلالیت، فیلم تیکنس، زمان ست شدن و زمان کارکرد برای ۳ فرمول سیلر هیدروکسی آپاتیت

سیلر	سیلان Mean±SD	حلالیت Mean±SD	فیلم تیکنس Mean±SD	زمان ست شدن Mean±SD	زمان کارکرد Mean±SD
S_1	۱۷/۰۸۰±۰/۲۲۷	۱/۸۳۳±۰/۱۵۲	۳۴/۶۶۶±۰/۵۷۷	۳۳۰/۰۰±۲/۶۴۵	۳۳/۳۳۳±۱/۱۵۴
S_2	۱۶/۲۰۳±۰/۰۵۸	۳/۶۶۶±۰/۱۱۵	۶۷/۳۳۳±۰/۵۷۷	۱۰۳۰/۰۰±۱۰/۰۰۰	۱۷/۳۳۳±۰/۵۷۷
S_3	۱۷/۰۳۳±۰/۰۷۲	۲/۹۳۳±۰/۱۵۲	۴۶/۳۳۳±۰/۵۷۷	۴۲۸/۳۳۳±۵۷/۹۵۱	۲۷/۳۳۳±۰/۵۷۷

بحث و نتیجه گیری

نتایج نشان داد که سیلر S_1 با نسبت برابر Si-HA و Sr-HA با فرمول C_3S (۵۰٪) /Sr-HA (۲۵٪) /Si-HA (۲۵٪) و با نسبت های برابر Sr و Si نتایج بهتری را نسبت به سایر فرمول ها از خود نشان می دهد. همچنین این نتایج بیان می کنند که این سیلر نتایجی متناسب با ISO/FDIS6876:2012 دارد. در مطالعه Xing و همکاران که به بررسی تاثیرات Sr و Si بر تکثیر سلول های بنیادی مغز استخوان انسان (hBMSCs) پرداخته شد، نتایج نشان داد در اثر تاثیرات Sr و Si نه تنها تمایز استئوژنیک در سلول ها رخ می دهد بلکه تشکیل رگ نیز مشاهده می شود (۱۰).

همچنین مطالعه Mao و همکاران که بر روی اثرات Sr و Si در بیوسرامیک ها بر بازسازی استخوان انجام شد، نشان داد که این یون ها بر استئوژنز، استئوکلاستوژنز و انژیوژنز و بازسازی استخوان استئوپروز تاثیر می گذارند (۱۱). نتایج مطالعه Gao و همکارانش نشان دهنده تاثیر این مواد در رشد و چسبندگی استئوبلاست ها بود (۱۲). در مطالعه Rodríguez-Valencia و همکارانش نیز نتایج مشابهی در رابطه با عملکرد یون های Si و Sr در تحریک استئوبلاست ها نشان داده شد (۱۳). این مطالعات همگی بر تاثیر Si و Sr در تحریک و افزایش فعالیت استئوبلاست ها تاکید می کنند.

در صورتیکه Sr در مجاورت بافت سخت دندان قرار گیرد، جایگزین ساختاری های هیدروکسی آپاتیت می شود و استرانسیوم آپاتیت تشکیل می دهد که ساختارهایی با مقاومت اسیدی بالا ایجاد می کند (۱۵و۱۴). برای جلوگیری از اثرات سایتوتوکسیک سیلر های قدیمی، سیلر هایی بر پایه سیلیسیوم به بازار معرفی شده اند که سیل و تطابق بهتری دارند (۱۶). علاوه بر این در مطالعات نشان داده شده که سیلیسیوم باعث کم شدن تعداد سلول های استئوکلاست و افزایش واسکولاریزاسیون شده است. مطالعات Han و همکاران نشان داد که قرار گیری مقادیر کافی از سیلیسیوم به همراه PBS (Phosphate buffered saline) در مجاورت دندان، سبب تشکیل ساختار هایی از جنس کریستال های آپاتیت غنی از سیلیسیوم در درون دندان می شوند (۱۸و۱۷).

یکی از اولین قدم ها در کاربرد مواد جدید در دندان پزشکی، بررسی خواص فیزیکی و شیمیایی این مواد می باشد. آزمایشات انجام داده شده در این مطالعه مطابق با استاندارد ISO/FDIS6876:2012 می باشد که این امکان را می دهد تا نتایج به دست آمده را با نتایج حاصل از سیلر های دیگر در مطالعات مشابه مقایسه شود. طبق این نتایج بیشترین مقدار سیلان مربوط به فرمول S_1 با مقدار ۱۷/۰۸ mm و کمترین میزان آن مربوط به S_2 با مقدار ۱۶/۲ mm می باشد که در مقایسه با استاندارد ISO/FDIS6876:2012 که بیان می کند قطر هر دیسک بعد از تست سیلان باید ۱۷ mm یا بیشتر باشد، مقادیر قابل قبولی در نظر گرفته می شوند. در ارتباط با تست حلالیت کمترین مقدار آن مربوط به فرمول S_1 با مقدار ۱/۸۳٪ و بیشترین میزان آن مربوط به S_2 با مقدار ۳/۶٪ می باشد. در مقادیر گزارش شده در ISO/FDIS6876:2012 استاندارد حلالیت کمتر از ۳٪ جرمی بیان شده است که در مقایسه با آن نتایج حاصل از S_1 بسیار عالی در نظر گرفته می شوند. در مقادیر استاندارد ISO/FDIS6876:2012 بیان شده است که فیلم تیکنس سیلرها باید ۵۰ میکرومتر یا پایین تر از آن باشند. طبق نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر میزان فیلم تیکنس در فرمول S_1 و S_2 به ترتیب برابر ۳۴/۶۶ µm و ۶۷/۳۳µm بود. در مقایسه با مقادیر استاندارد S_1 نتایج قابل توجهی را از خود نشان داده است.

نتایج حاصل از بررسی زمان ست شدن در مطالعه حاضر به ترتیب مقادیر S_1 ۳۳۰ دقیقه و در S_3 ۴۲۸/۳۳ دقیقه و در S_2 ۱۰۳۰ دقیقه را نشان دادند. در مقادیر استاندارد ISO/FDIS6876:2012 زمان زمان ست شدن باید دقیقاً در بازه ۳۰ دقیقه و کمتر از ۷۲ ساعت قرار گیرد. همانطور که مشخص است مقادیر به دست آمده در این زمان قرار گرفته اند. نتایج به دست آمده نشان داد که S_1 بیشترین زمان کارکرد را دارا می باشد که این زمان برابر است با ۳۳/۳۳ دقیقه و به ترتیب بعد از آن S_3 وS_2 به ترتیب با زمان های ۲۷/۳۳ و ۱۷/۳۳ دقیقه کمترین زمان ها را شامل می شوند که در مقادیر استاندارد مشخص شده در ISO/FDIS6876:2012 قرار می گیرند.

Lee و همکاران خواص فیزیکی سیلان، Final Setting time، Radiopacity، Dimensional Stability در ۳ سیلر بیوسرامیک Endo Sequence BC sealer و EndoSeal MTA و MTA Fillapex و ۳ سیلر با پایه اپوکسی رزین AHplus و AD Seal و Radic-Sealer را بررسی کردند. نتایج نشان داد که مقادیر حاصل از تست Flow مربوط به فرمول S_1 در مطالعه حال حاضر، ۱۷/۰۸ mm وS_3 با مقدار ۱۷/۰۳۳ mm در مقایسه با استاندارد ISO/FDIS6876:2012 مقادیر قابل قبولی در نظر گرفته می شوند، ولی نسبت به مقادیر اعلام شده در مطالعه Lee و همکاران بر روی سیلر های رایج، از سیلان کمتری برخوردار هستند (۲۴). همچنین در مطالعه حاضر نتایج نشان داد که مقدار زمان ست شدن به دست آمده در بازه سیلر های رایج ارزیابی شده قرار می گیرند (۲۴).

هزینه ساخت بسیار مناسب، امکان ساخت ماده در داخل کشور، فرمولاسیون و ترکیب شیمیایی متفاوت با سایر مواد اندودنتیک رایج از نکات مثبت سمان جدید می باشد. از جمله مزیت های این مطالعه بررسی ۵ سری از خواص فیزیکی سیلر جدید در کنار یکدیگر می باشد. علاوه بر این، تمام آزمایشات انجام شده در این مطالعه طبق دستور العمل‌های ISO/FDIS6876:2012 انجام گرفته است که باعث می شود تمام نتایج حاصل از آن با استاندارد های بین المللی قابل قیاس باشد. پیشنهاد می شود مطالعات تکمیلی جهت بررسی سمیت سلولی و ژنی، سازگاری زیستی و دیگر آزمایشات های فیزیکی و شیمیایی شامل تست Push out و تغییرات ابعادی انجام شود و در صورت تایید، مطالعات بالینی و کلینیکی نیز انجام

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

گیرد. به نظر می رسد سیلر جدید تولید شده بر پایه هیدروکسی آپاتیت با نسبت برابر Si-HA و Sr-HA و فرمول (۵۰٪) C_3S/ (۲۵٪) Sr-HA/ (۲۵٪) Si-HA S_1= استاندارد های ISO/FDIS6876:2012 را دارا می باشد.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد جهت حمایت مالی از تحقیق و از آقای جوان جهت بررسی های آماری، تقدیر و تشکر می گردد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

Physical Properties of A New Hydroxyapatite-Based Endodontic Sealer Containing Silicon and Strontium Ions

M. Javidi (DDS, MS)[1], M. Zarei (DDS, MS)[1], M. Gharechahi (DDS, MS)*[1], H. Bagheri (DDS, MS)[1], R. Yozbashizadeh (DDS)[1]

1.Dental Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran

J Babol Univ Med Sci; 23; 2021; PP: 199-207

Received: Jul 29th 2020, Revised: Nov 8th 2020, Accepted: Jan 3rd 2021.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Producing a new sealer using local technology helps to produce dental materials with ideal properties in the country and at a lower cost. The present study was performed to investigate the physical properties of a calcium silicate- and hydroxyapatite-based endodontic sealer in three different mass compositions.

METHODS: In this laboratory study, a new sealer was made in Mashhad Dentistry School. Three different weight ratios in the experimental groups S_1= Cs Si Sr, S_2= Cs Si_2 Sr and S_3= Cs Si Sr_2 were evaluated in terms of setting time, working time, film thickness, solubility, and flow. Experiments were performed according to ISO/FDIS6876:2012 standard. To determine the crystal structure of the sealer in three different formulas, the samples were examined by X-ray and Energy-dispersive X-ray Spectroscopy.

FINDINGS: The highest amount of flow was related to S_1 (17.08 mm) and the lowest amount was related to S_2 (16.2 mm). The lowest solubility was related to the formula S_1 (1.83%) and the highest was related to S_2 (3.6%). Experiments also showed that the amount of film thickness in the formula S_2 and S_1 have the highest and lowest levels, respectively. Setting time in the samples was 330 minutes in S_1, 428.33 minutes in S3 and 1030 minutes in S_2. S_1 had the longest working time, followed by S_3 and S_2, respectively.

CONCLUSION: Based on the results of this study, sealers S_1 and S_3 showed good results in accordance with the standards in setting time, working time, film thickness, solubility, and flow tests, but sealer S_2 showed results close to the standard.

KEY WORDS: *Sealer, Hydroxyapatite, Root Canal Treatment.*

Please cite this article as follows:

Javidi M, Zarei M, Gharechahi M, Bagheri H, Yozbashizadeh R. Physical Properties of A New Hydroxyapatite-Based Endodontic Sealer Containing Silicon and Strontium Ions. J Babol Univ Med Sci. 2021; 23: 199-207.

***Corresponding Author: M. Gharechahi (DDS, MS)**
Address: Dental Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran
Tel: +98 51 38829500
E-mail: gharechahim@mums.ac.ir

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

References

1.Panchal V, Jeevanandan G, Subramanian E. Comparison of instrumentation time and obturation quality between hand K-file, H-files, and rotary Kedo-S in root canal treatment of primary teeth: A randomized controlled trial. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2019;37(1):75-9.

2.Ahmed HM, Versiani MA, De-Deus G, Dummer PM. A new system for classifying root and root canal morphology. Int Endod J. 2017;50(8):761-70.

3.Collares FM, Leitune VC, Portella FF, Santos PD, Balbinot GS, Dos Santos LA, et al. Methacrylate-based root canal sealer containing chlorexidine and alpha-tricalcium phosphate. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2018;106(4):1439-43.

4.Zhang W, Li Z, Peng B. Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009;107(6):e79-82.

5.Bukhari S, Karabucak B. The Antimicrobial Effect of Bioceramic Sealer on an 8-week Matured Enterococcus faecalis Biofilm Attached to Root Canal Dentinal Surface. J Endod. 2019;45(8):1047-52.

6.Zhou H-m, Du T-f, Shen Y, Wang Z-j, Zheng Y-f, Haapasalo M. In vitro cytotoxicity of calcium silicate-containing endodontic sealers. J Endod. 2015;41(1):56-61.

7.Sagsen B, Ustün Y, Demirbuga S, Pala K. Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. Int Endod J. 2011;44(12):1088-91.

8.Laurent P, Camps J, About I. Biodentine(TM) induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. Int Endod J. 2012;45(5):439-48.

9.Candeiro GTM, Moura-Netto C, D'Almeida-Couto RS, Azambuja-Junior N, Marques MM, Cai S, et al. Cytotoxicity, genotoxicity and antibacterial effectiveness of a bioceramic endodontic sealer. Int Endod J. 2016;49(9):858-64.

10.Xing M, Wang X, Wang E, Gao L, Chang J. Bone tissue engineering strategy based on the synergistic effects of silicon and strontium ions. Acta Biomater. 2018;72:381-95.

11.Mao L, Xia L, Chang J, Liu J, Jiang L, Wu C, et al. The synergistic effects of Sr and Si bioactive ions on osteogenesis, osteoclastogenesis and angiogenesis for osteoporotic bone regeneration. Acta Biomater. 2017;61:217-32.

12.Gao J, Wang M, Shi C, Wang L, Wang D, Zhu Y. Synthesis of trace element Si and Sr codoping hydroxyapatite with non-cytotoxicity and enhanced cell proliferation and differentiation. Biol Trace Elem Res. 2016;174(1):208-17.

13.Rodriguez-Valencia C, Pereiro I, Pirraco RP, Lopez-Alvarez M, Serra J, Gonzalez P, et al. Human mesenchymal stem cells response to multi-doped silicon-strontium calcium phosphate coatings. J Biomater Appl. 2014;28(9):1397-407.

14.D'Onofrio A, Kent NW, Shahdad SA, Hill RG. Development of novel strontium containing bioactive glass based calcium phosphate cement. Dent Mater. 2016;32(6):703-12.

15.Bakhit A, Kawashima N, Hashimoto K, Noda S, Nara K, Kuramoto M, et al. Strontium ranelate promotes odonto-/osteogenic differentiation/mineralization of dental papillae cells in vitro and mineralized tissue formation of the dental pulp in vivo. Sci Rep. 2018;8(1):9224.

16.Kontakiotis EG, Tzanetakis GN, Loizides AL. A l2-month longitudinal in vitro leakage study on a new silicon-based root canal filling material (Gutta-Flow). Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(6):854-9.

17.Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. Int Endod J. 2013;46(9):808-14.

18.Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate–based endodontic materials into root canal dentine. Int Endod J. 2011;44(12):1081-7.

19.Madhuri GV, Varri S, Bolla N, Mandava P, Akkala LS, Shaik J. Comparison of bond strength of different endodontic sealers to root dentin: An in vitro push-out test. J Conserv Dent. 2016;19(5):461-4.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]

20.Marciano MA, Guimaraes BM, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Cavenago BC, Garcia RB, et al. Physical properties and interfacial adaptation of three epoxy resin-based sealers. J Endod. 2011;37(10):1417-21.
21.Flores DS, Rached Jr FJ, Versiani MA, Guedes DF, Sousa-Neto MD, Pecora JD. Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers. Int Endod J. 2011;44(2):126-35.
22.Duarte MA, Ordinola-Zapata R, Bernardes RA, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, et al. Influence of calcium hydroxide association on the physical properties of AH Plus. J Endod. 2010;36(6):1048-51.
23.Versiani MA, Carvalho-Junior JR, Padilha MI, Lacey S, Pascon EA, Sousa-Neto MD. A comparative study of physicochemical properties of AH Plus and Epiphany root canal sealants. Int Endod J. 2006;39(6):464-71.
24.Lee JK, Kwak SW, Ha J-H, Lee W, Kim H-C. Physicochemical Properties of Epoxy Resin-Based and Bioceramic-Based Root Canal Sealers. Bioinorg Chem Appl. 2017;2017:2582849.
25.Jafari F, Jafari S, Etesamnia P. Genotoxicity, Bioactivity and Clinical Properties of Calcium Silicate Based Sealers: A Literature Review. Iran Endod J. 2017;12(4):407-13.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1400.23.1.29.8]
[DOI: 10.22088/jbums.23.1.199]