بررسی تاثیر افزودن مقادیر مختلف نانوذرات هیدروکسی آپاتیت بر خواص مکانیکی فیشورسیلنت و رمینرالیزاسیون مینای دندان دائمی

دکتر رزا حقگو*، دکتر محمد عطایی **، دکتر سارا توسلی حجتی ***، دکتر سمیه کاملی ****، دکتر سارا رحیمیان امام *****

چکیده

سابقه و هدف: علت اصلی شکست در کاربرد فیشورسیلنت از دست رفتن باند آن به دندان و ایجاد پوسیدگی‌های ثانویه است. نانوذرات هیدروکسی آپاتیت دارای خواص بیولوژیک مطلوبی هستند که با افزودن آنها به مواد ترمیمی می‌توان از این ویژگی‌ها بهره جست. تحقیق حاضر با هدف بررسی اثر افزودن مقادیر مختلف نانوذرات هیدروکسی آپاتیت (۰ درصد (کنترل)، ۱، ۳، ۵، ۱۰، ۱۵ درصد) بر خواص مکانیکی چون استحکام باند میکروبرشی و خواص فیزیکی مانند درجه تبدیل عمق کیور و بررسی رمینرالیزاسیون مینای دندان صورت پذیرفت.

مواد و روشها: در مطالعه تجربی آزمایشگاهی حاضر درصدهای وزنی مختلف شامل ۰ درصد(کنترل)، ۱، ۳، ۵، ۱۰ و ۱۵ درصد از نانوذرات هیدروکسی آپاتیت با ابعاد ۵۰ نانومتر به صورت جداگانه به فیشورسیلنت اضافه شدند. سپس آزمون درجه تبدیل توسط دستگاه Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR) و عمق کیور مطابق با استاندارد ISO 4049 بر روی نمونه‌های آماده شده انجام گرفت. برای انجام آزمون استحکام باند میکروبرشی از ۳۵ دندان پره مولر سالم و فاقد پوسیدگی استفاده شد. از دستگاه سنجش خواص مواد (Zwick) جهت انجام آزمون استفاده گردید. رمینرالیزاسیون مینای دندان‌های دائمی توسط میکروسکوپ الکترونی Scanning Electron Microscopy (SEM) مورد بررسی قرار گرفت. اطلاعات خام بدست آمده توسط آزمون‌های توزیع نرمال (کلموگراف اسمیرنوف) و آنالیز واریانس یکطرفه و Tukey Post Hoc مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان می‌دهند در استحکام باند میکروبرشی و درجه تبدیل در غلظت‌های مختلف فیشورسیلنت حاوی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت اختلاف معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵). بین میانگین استحکام میکروبرشی و درجه تبدیل گروه فیشورسیلنت تجاری 3M با فیشورسیلنت معمولی تفاوت معنی‌داری وجود نداشت(P>۰/۰۵). عمق کیور در غلظت‌های۱۰ (P=۰) و ۱۵ درصد (P=۰) نسبت به گروه‌های قبلی کاهش یافت که از لحاظ آماری معنادار بود (P<۰/۰۵). عمق کیور گروه فیشورسیلنت تجاری 3M نسبت به فیشورسیلنت معمولی کمتر بود (P=۰) که این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۵). ناحیه رمینرالیزه در سطح بین فیشورسیلنت و مینای دندان توسط SEM مشاهده شد. این ناحیه در غلظت‌های بالاتر واضح‌تر می‌گردید.

نتیجه‌گیری: فیشورسیلنت حاوی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت می‌تواند با تاثیر بر ایجاد رمینرالیزاسیون در سطح مینای دندان باعث کاهش میکرولیکیج و جلوگیری از ایجاد پوسیدگی‌های ثانویه شود در حالیکه خواص مکانیکی کاهش نمی‌یابد.

کلید واژگان: فیشورسیلنت، نانوذرات هیدروکسی آپاتیت، استحکام باند میکروبرشی، درجه تبدیل، عمق کیور، رمینرالیزاسیون

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۲/۱۶ ***تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۱/۵/۹*** ***تاریخ تأیید مقاله:۱۳۹۱/۵/۱۰***

Please cite this article as follows:
Haghgoo R, Ataie M, Kameli S, Rahimian Imam S. The effect of various amounts of nanohydroxyapatite on the mechanical properties and remineralization of a fissure sealant. J Dent Sch 2012;30(3):184-191.

مقدمه

یکی از نگرانی‌هایی که درمورد فیشورسیلنت وجود دارد از دست رفتن باند این ماده به دندان و ایجاد میکرولیکیج و پوسیدگی‌های ثانویه است. چرا که فیشورسیلنت دارای ماتریکس رزینی است و انقباض حین پلیمریزاسیون آن

*دانشیارگروه دندانپزشکی کودکان، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه شاهد.
**دانشیار گروه پلیمر، مرکز پتروشیمی و پلیمر ایران.
*** استادیارگروه دندانپزشکی کودکان، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه شاهد.
****نویسنده مسئول:دستیار تخصصی گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد. E-mail:so.kameli@shahed.ac.ir
*****دستیار تخصصی گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد.

Archive of SID
www.SID.ir

سبب از دست رفتن باند و میکرولیکیج بین فیشورسیلنت و مینا می‌شود (۱و۲). بنابراین جهت بهبود خواص مکانیکی، دوام کلینیکی و جلوگیری از پوسیدگی‌های ثانویه مواد مختلفی به فیشورسیلنت افزوده می‌شود(۳). در PH زیر حد بحرانی، مایعات دهان نسبت به هیدروکسی آپاتیت حالت غیر اشباع پیدا کرده، هیدروکسی آپاتیت حل می‌شود. در این زمان حضور مقادیر اندک فلوراید در محلول، حالت فوق اشباع نسبت به فلورآپاتیت و بخصوص فلور هیدروکسی آپاتیت موجود در مینا خواهند داشت، به علت دسترسی بهتر لایه سطحی مینا به یون‌های محیط و پوشیده شدن سطح با پلیکل بزاقی که به صورت سدی انتشار یون‌ها را به طرف خارج مینا محدود می‌کند، میزان اشباعیت کلسیم و فسفات و فلوراید در سطح دندان بیشتر است و احتمال ایجاد حالت رمینرالیزاسیون در این ناحیه زیاد و احتمال دمینرالیزاسیون کمتر است. به این ترتیب به مرور زمان میزان زیادی فلور هیدروکسی آپاتیت مقاوم به اسید در لایه سطحی جمع شده، مواد معدنی عمدتاً از زیر سطح (subsurface) از دست می‌روند که این خود باعث تشکیل ضایعه پوسیدگی مینایی اولیه با نمایی مشخص به صورت یک لایه سطحی کاملاً مینرالیزه به ضخامت ۵۰–۲۰ میکرون و subsurface body خواهد شد. تشکیل لایه سطحی در برابر ادامه حل شدن مواد معدنی زیرین اثر حفاظتی دارد، بعلاوه خروج یون‌های کلسیم و فسفات از دندان و انتشار یون‌های هیدروژن، اسید را به نواحی زیر سطح محدود کرده، گسترش ضایعه و ایجاد حفره در دندان را به تعویق می‌اندازد. ثابت شده در صورت برقراری حالت فوق اشباع نسبت به کلسیم و فسفات در محیط مینا، ضایعات پوسیدگی اولیه قبل از ایجاد حفره برگشت پذیر هستند و این قابلیت وجود دارد که این یون‌ها روی سطوح بقایای کریستالی به جای مانده از دمینرالیزاسیون، مجدداً کریستالیزه شوند. به این روند، رمینرالیزاسیون گویند و یون‌های لازم برای آن عمدتاً از بزاق تأمین می‌شوند(۴).

در سال ۱۹۷۲ Silverstone بیان کرد رمینرالیزاسیون توسط یون‌های کلسیم و فسفر بزاق روند آهسته‌ای است و به علت شیب کم غلظت از بزاق به درون ضایعه تجمع مواد معدنی عمدتا در لایه سطحی صورت می گیرد. وی همچنین بیان کرد برای ایجاد ترمیم موثر در ضایعه سیستم‌های دیگری جدا از بزاق لازم است که قادر به تامین یون‌های کلسیم و فسفات باشند(۵). به این ترتیب امروزه با تغییر نگرش در درمان پوسیدگی و اهمیت دندانپزشکی محافظه‌کارانه بخش قابل توجهی از تحقیقات به بررسی مواد جهت رمینرالیزاسیون پوسیدگی دندانی در مراحل ابتدایی معطوف می‌باشند. و از آنجا که فیشورسیلنت باید سال‌ها به عنوان ماده پیشگیری‌کننده روی شیارهای دندان باقی بماند بنابراین استحکام باند و همچنین خواص مکانیکی آن حائز اهمیت است(۶).

هیدروکسی آپاتیت (HAP) یک کلسیم و فسفات کریستالین است که در مینا، عاج، سمنتوم و استخوان یافت می‌شود. هیدروکسی آپاتیت به علت ویژگی‌هایی چون مشابهت به بخش معدنی اصلی بافت‌های سخت بدن انسان، سازگاری زیستی و حلالیت پایین آن در محیط‌های مرطوب به طور گسترده‌ای در زمینه‌های زیستی، پزشکی و دندانپزشکی مورد استفاده قرارگرفته است(۷). یکی از خصوصیات مهم دیگر HAP خاصیت آنتی باکتریال این ماده است که مطالعه انجام شده بر روی آن نشان داد که این ماده باعث محدود کردن رشد استرپتوکوک موتان و دیگر پاتوژن‌های حفره دهان می‌گردد(۸).

Park و همکاران در تحقیق خود نشان دادند که فیشورسیلنت حاوی نانوهیدروکسی آپاتیت می‌تواند باعث رمینرالیزاسیون مینا در ناحیه زیر فیشورسیلنت شود(۹). در مطالعه دیگری نیز با اضافه کردن هیدروکسی آپاتیت به گلاس آینومر خواص مکانیکی آن از جمله استحکام خمشی و استحکام فشاری آن بهبود پیدا کرده بود(۱۰).

یکی از مهمترین مباحث مطالعات اخیر استفاده از نانوذرات برای بهبود خواص مواد می‌باشد. با تولید ذرات در اندازه نانومتر نسبت سطح به حجم آنها افزایش قابل توجهی می‌یابد و باعث اثربخشی آنها در غلظت‌های بسیار کم می‌شود. از آنجا که تاکنون مطالعه‌ای در این زمینه انجام نشده است هدف از این تحقیق بررسی خواص فیزیکی مانند درجه تبدیل و عمق کیور و خواص مکانیکی چون استحکام برشی، همچنین رمینرالیزاسیون مینای دندان دائمی پس از کاربرد فیشورسیلنت با افزودن نانوهیدروکسی آپاتیت با مقادیرمختلف (۳،۱، ۵، ۱۰ و ۱۵ درصد) می‌باشد.

مواد و روشها:

در مطالعه تجربی آزمایشگاهی حاضر ابتدا فیشورسیلنت با فرمول٪۷۰BIS-GMA،٪۳۰TEGDMA، Comphorquinone

www.SID.ir

٪۷ Silanised Silica ،٪۰/۵ DMAEMA ،٪۰/۵ (Rohmchem, fabric, Darmstadt, Germany) توسط پژوهشگاه و پتروشیمی و پلیمر ایران ساخته شد.

تهیه فیشور سیلنت حاوی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت:

برای حذف رطوبت هوا از سطح ذرات، نانوذرات هیدروکسی آپاتیت به مدت ۱ ساعت در درجه حرارت ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد در دستگاه فور قرار گرفت. نانوهیدروکسی آپاتیت با ابعاد ۵۰ نانومتر با درصدهای وزنی معین (۱، ۳، ۵، ۱۰ و ۱۵ درصد) توسط ترازوی دیجیتال تا ۴ رقم اعشار اندازه‌گیری شد.

آماده سازی گروه‌های مورد مطالعه در فضای تاریک تحت منبع نور قرمز مخصوص تاریکخانه انجام گرفت. این مطالعه شامل دو گروه کنترل و پنج گروه آزمایشی بود. گروه کنترل اول شامل فیشورسیلنت تجاری (3M concise, USA) و دومین گروه کنترل شامل فیشورسیلنت ساخت پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی ایران بود. در هر گروه آزمایشی پس از تعیین وزن ۱۰ گرم از فیشورسیلنت این عدد در ۱٪، ۳٪، ۵٪، ۱۰٪ و۱۵٪ ضرب شد. در گروه‌های آزمایشی به ترتیب به میزان ۰/۱، ۰/۳، ۰/۵، ۱ و ۱/۵ گرم نانوهیدروکسی آپاتیت توسط ترازوی دیجیتال تا ۴ رقم اعشار اندازه گیری و به فیشورسیلنت ساخت پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی اضافه شد. سپس جهت اختلاط و توزیع مناسب از به مدت ۱۵ دقیقه اسپاتول پلاستیکی و شیشه‌ای جهت مخلوط کردن نانو ذرات با فیشورسیلنت برای هر گروه وزنی به صورت جداگانه استفاده شد تا توزیع یکنواختی از ذرات به دست آید.

برای بررسی رمینرالیزاسیون، ۷۰ دندان پره مولر سالم بدون ترک، شکستگی یا ترمیم جمع‌آوری شدند. دندان‌ها درون محلول فرمالدئید ۱۲٪ به مدت ۱ هفته نگهداری شدند. سپس به محلول استریل سالین منتقل گردیدند. سطح دندان‌ها با کاغذهای ساینده سیلیکون کارباید با نام تجاری Matador تولید کشور آلمان با درجه ساینده‌گی ۲۸۰ grit در زیر خنک کننده آب پالیش شدند. سپس حفره مکعبی به ابعاد۵×۴×۱ بر روی سطح باکال تهیه شد. دندان‌ها به ۷ گروه ده تایی تقسیم شدند و فیشورسیلنت با درصدهای مختلف بر روی دندان‌ها قرار گرفت. سپس نمونه‌ها برای مشابهت با محیط دهان در دمای ۳۶/۵ درجه سانتیگراد و در بزاق مصنوعی به مدت ۴ هفته قرار گرفتند. نمونه‌های آماده شده برش داده شدند. نمونه ها از نظر وجود مناطق رمینرالیزاسیون توسط میکروسکوپ الکترونی T Scan (مدل VegaII کشور چک) بررسی شدند. ضخامت لایه بینابینی بر حسب میکرون در هر گروه مورد آزمایش اندازه‌گیری شد. همچنین جهت بررسی پراکندگی و توزیع عنصر کلسیم و فسفر، نمونه‌های آماده شده جهت بررسی SEM در سه محل متفاوت توسط دستگاه EDAX مدل (Oxford Instrument, England) INCA مورد بررسی قرار گرفته، غلظت عناصر کلسیم و فسفر در لایه‌های فیشورسیلنت و بینابینی و مینای زیرین اندازه‌گیری شد.

برای انجام آزمون استحکام باند میکرو برشی ۳۵ دندان پره مولر فاقد پوسیدگی پس از ضدعفونی کردن به مدت یک هفته در محلول سالین نگهداری شدند. پس از پالیش کردن، قطعات مینایی به طور تصادفی به ۷ گروه ۵ تایی تقسیم شدند. سپس سطح مینا با ژل اسیدی به مدت ۲۰ ثانیه اچ شده بعد از آن با آب شسته و خشک می‌شد. سپس با باندینگ Excite پوشیده شده، قبل از کیور شدن یک نوار سیلیکونی به صورت سیلندریک با ارتفاع ۱ میلیمتر و قطر داخلی ۰/۸ میلی‌متر روی سطح مینا قرار داده می‌شد تا سطح باندینگ محدود شود. سپس داخل آن با فیشورسیلنت حاوی نانوهیدروکسی آپاتیت با هر یک از درصدهای مشخص شده پر شده، به مدت ۴۰ ثانیه کیور گردید. پس از یک ماه نگهداری نمونه‌ها در بزاق مصنوعی و در دمای۳۷ درجه سانتیگراد، جهت اندازه‌گیری استحکام باند میکروبرشی از دستگاه Universal testing Machine مدلZwick Roell (Germany) استفاده شد. یک سیم ارتودنسی با قطر ۰/۲ میلی‌متر به دور سیلندر رزینی حلقه شد به طوری که با نیمه تحتانی سیلندر و سطح دندان در تماس بود. برای اندازه‌گیری دقیق نیرو از load cell با حداکثر اندازه‌گیری KN ۵ در دستگاه استفاده شد. نیرو با سرعت ۱ میلی‌متر بر دقیقه وارد شد تا شکست رخ داد. با میکروسکوپ الکترونی نحوه شکست نمونه‌ها و مورفولوژی آنها بررسی شد. استحکام باند میکروبرشی با استفاده ازفرمول زیر محاسبه شد:

$$\tau = \frac{4F}{\pi d^2}$$

τ = استحکام برشی،F= حداکثر نیرو در نقطه شکست، d= قطر نمونه

برای بررسی عمق کیور فیشورسیلنت مطابق با استاندارد ISO (4049) اندازه‌گیری شد. فیشورسیلنت فاقد (٪۰) و

www.SID.ir

حاوی درصدهای مختلف نانوهیدروکسی آپاتیت و فیشورسیلنت 3M به صورت جداگانه در قالب دو تکه‌ای فولادی استوانه‌ای با قطر داخلی ۴ میلی‌متر وارتفاع ۱۰ میلی‌متر بین دو لام قرار داده شد. سپس نمونه‌ها از سمت بالا به مدت ۴۰ ثانیه کیور شدند. بعد از تابش، مواد کیور نشده در سمت دیگر نمونه توسط اسپاتول پلاستیکی خراشیده و دور انداخته شدند. سپس ارتفاع قسمت باقیمانده بر ۲ تقسیم شد. میانگین سه بار تکرار از هر درصد به عنوان عمق کیور در نظر گرفته شد.

برای بررسی درجه تبدیل Degree of Conversion (Dc%) فیشورسیلنت کنترل (۰٪) بین دو نوار پلی‌اتیلنی قرارگرفت. فیشورسیلنت قبل از کیور در داخل دستگاه طیف‌سنجی مادون قرمز transformation infrared spectroscopy Fourier(FTIR) (مدل Germany, Burker) قرارگرفته، طیف گرفته شد. سپس به مدت ۴۰ ثانیه کیور شده، مجددا در داخل دستگاه قرار داده شد. در مرحله بعد DC% طبق فرمول محاسبه گردید. درگروه‌های مختلف نیز DC% به همین ترتیب محاسبه شد. میانگین سه بار تکرار از هر درصد به عنوان میزان DC٪ در نظر گرفته شد.

اطلاعات خام به دست آمده توسط نرم افزار SPSS مورد بررسی قرار گرفتند. از آزمون توزیع نرمال (کلموگراف اسمیرنوف) جهت تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها و از آنالیز واریانس یکطرفه برای آزمودن تفاوت میانگین متغیر بین گروه‌ها استفاده شد.

یافته‌ها:

نتایج مطالعه با استفاده از آزمون واریانس یکطرفه نشان داد استحکام باند میکروبرشی در غلظت‌های مختلف فیشورسیلنت حاوی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت تفاوت معنی‌داری نداشت (P>۰/۰۵) (P=۰/۱۴۳). همچنین بین میانگین استحکام میکروبرشی گروه فیشورسیلنت تجاری 3M با فیشورسیلنت معمولی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (P=۰/۱۰۵). (جدول۱)

جدول۱- استحکام باند میکروبرشی در گروه‌های مختلف

3M-0% Microshear Bond Strength (Mpa)	0% Microshear Bond Strength (Mpa)	1% Microshear Bond Strength (Mpa)	3% Microshear Bond Strength (Mpa)	5% Microshear Bond Strength (Mpa)	10% Microshear Bond Strength (Mpa)	15% Microshear Bond Strength (Mpa)
۷/۶۷	۸/۰۷	۸/۹	۸/۸۹	۱۶/۷۸	۹/۶	۱۱/۶۸
۷/۷۶	۸/۳۲	۱۳/۹۴	۱۰/۸۴	۱۰/۹۷	۱۲/۰۶	۸/۸۱
۹/۰۳	۱۸/۵۶	۱۵/۹۸	۱۴/۵۸	۱۳/۱۷	۷/۶۲	۷/۶۹
۹/۱۳	۱۵/۰۷	۱۸/۷۸	۱۵/۲۱	۹/۹۶	۱۰/۲۵	۱۳/۲۲
۱۲/۲۶	۷/۲	۱۵/۱۷	۱۵/۰۴	۱۷/۳۷	۹/۹۱	۹/۰۸

همچنین با استفاده از آنالیز آزمون واریانس یکطرفه مشخص شد درجه تبدیل درغلظت‌های مختلف ترکیب فیشورسیلنت جدید درلایه‌های نازک تفاوت معنی‌داری ایجاد نکرد(P>۰/۰۵). همچنین بین میانگین درجه تبدیل گروه فیشورسیلنت تجاری 3M با فیشورسیلنت معمولی تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (P>۰/۰۵). (جدول۲)

عمق کیور فیشورسیلنت در غلظت‌های ۱۰ و ۱۵درصد کاهش پیدا کرده بود که با استفاده از آزمون آنالیز واریانس یکطرفه و Tukey Post Hoc Test مشخص شد از لحاظ آماری معنادار بود (P<۰/۰۵) اما غلظت‌های ۰٪ ، ۱٪ ، ۳٪ و ۵٪ از لحاظ آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵). در غلظت‌های ۱۰٪ و ۱۵٪ ویسکوزیته ماده افزایش می‌یابد. علت این امر تجمع ذرات اپک نانو در ضخامت زیاد ماده است. همچنین میانگین عمق کیور گروه فیشورسیلنت تجاری 3M نسبت به فیشورسیلنت معمولی کمتر بود که از نظر آماری تفاوت معنی‌داری وجود داشت (P<۰/۰۵). (جدول۳)

بر طبق مشاهدات توسط SEM، منطقه رمینرالیزه در سطح بین فیشورسیلنت و مینای دندان دیده می‌شد که در درصدهای بالاتر منطقه واضح‌تر بود و ضخامت لایه بینابینی به شکل قابل توجهی افزایش یافته بود که بر حسب میکرون در هر گروه آزمایشی اندازه‌گیری شد. در صورتی که در گروه کنترل (۰٪) این منطقه مشاهده نشد. این منطقه

www.SID.ir
Archive of SID

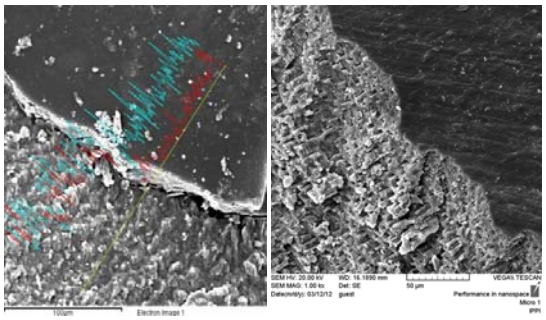
بصورت یک منطقه آمورف و سفید در سطح بین مینای دندان و فیشورسیلنت مشاهده شد (شکل۱).

جدول ۲- مقایسه میزان درجه تبدیل در گروه‌های مختلف

Sample name	Mean (DC%)	SD of 3 repeats
3M	۴۳/۳۴۱۲۹	۵/۷۸۳۲۴۱
0%	۳۵/۳۹۶۶۵	۲/۳۷۴۶۵۲
1%	۳۹/۰۹۴۴۱	۱/۱۷۸۵۶۶
3%	۳۸/۵۶۹۵۶	۱۰/۹۵۰۰۸
5%	۳۸/۲۴۱۱۴	۷/۰۷۳۳۳۵
10%	۲۵/۷۸۳۴۸	۱۴/۹۵۲۲۹
15%	۳۷/۱۵۰۱۹	۴/۰۹۸۴۸۹

جدول ۳- مقایسه میزان عمق کیور در گروه‌های مختلف

Sample name	Mean (DC%)	SD of 3 repeats
0%	۲/۹۸۳۳۳۳	۰/۰۰۲۸۸۶
1%	۲/۹۸۱۶۶۶	۰/۰۰۲۸۸۶
3%	۲/۹۸۸۳۳۳	۰/۰۰۵۷۷۳
5%	۲/۹۲۶۶۶۶	۰/۰۰۷۶۳۷
10%	۲/۸۰۳۳۳۳	۰/۰۱۲۵۸۳
15%	۲/۵۱۳۳۳۳	۰/۰۲۸۴۳۱
3M	۱/۴۳۱۶۱۶	۰/۰۱۵۲۷۵



(b) (a)

شکل ۱- اینترفیس بین دندان و فیشورسیلنت بوسیله SEM (۱۰۰۰×) (a)- گروه کنترل (۰ درصد) (b)- گروه فیشورسیلنت با غلظت ۱۵ درصد وزنی NHAP

در زیر SEM با بررسی EDAX مشاهده شد کریستال‌های NHAP در سطح فیشورسیلنت، در سطح مینا به طور یکنواخت پراکنده شده‌اند که این تصاویر با گروه کنترل (۰٪) مقایسه شد.

بحث:

هیدروکسی آپاتیت به عنوان یک ماده رمینزالیزه کننده هنگام کاربرد در سطح مینای دندان شناخته شده است (۹). نانوهیدروکسی آپاتیت شبیه‌ترین ترکیب به بافت دندان است. ویژگی‌هایی چون سازگاری زیستی، خواص ضدمیکروبی، پتانسیل رمینرالیزاسیون و کاهش ریزنشت در حفرات دندانی باعث شد تا این ماده در تحقیقات جدید مورد توجه فراوان قرار گیرد (۱۰).

نانوذرات هیدروکسی آپاتیت با داشتن نسبت سطح به حجم بالاتر موثرتر از ذرات بزرگتر هیدروکسی آپاتیت هستند. در سال‌های اخیر تکنولوژی نانو با کوچک کردن سایز ذرات و کنترل خواص این مواد از نظر شکل و توزیع ذرات، کلسیم و فسفات‌های بسیار bioactive را فراهم کرده که احتمال دارا بودن پتانسیل نفوذ بیشتر در تخلخل‌های ریز ناحیه دمینرالیزه شده به عنوان ماده رمینرالیزه کننده بالقوه را دارند (۱۱و۱۲).

Arcis و همکاران در سال ۲۰۰۲ در مطالعه‌ای اثر فیلر هیدروکسی آپاتیت در ترکیب با کامپوزیت دندانی و تاثیر آن بر جذب آب این ماده را مورد بررسی قرار دادند. نتایج مطالعه نشان داد که فیلر هیدروکسی آپاتیت در کامپوزیت باعث کاهش جذب آب در کامپوزیت می‌شود. در این مطالعه از نانوذرات و همچنین غلظت‌های مختلف هیدروکسی آپاتیت استفاده نشده، سایر خواص مکانیکی نیز مورد بررسی قرار گرفتند(۱۳).

Tschoppe و همکاران در سال ۲۰۱۱ به بررسی تاثیر خمیردندان حاوی نانوهیدروکسی آپاتیت بر روی رمینرالیزاسیون مینا و عاج پرداختند. نتایج نشان داد خمیردندان حاوی نانوهیدروکسی آپاتیت در مقایسه با خمیردندان حاوی آمین فلوراید به طور مشخصی بر روی رمینرالیزاسیون عاج و مینا تاثیر داشت (۱۴).

Kim و همکاران در سال ۲۰۰۷ اثر رمینرالیزاسیون نانوهیدروکسی آپاتیت در ترکیب با دهانشویه سدیم فلوراید را بر روی ضایعات پوسیدگی اولیه دندان انسان بررسی و از غلظت‌های مختلف نانوهیدروکسی آپاتیت استفاده کردند. نتایج نشان داد میزان رمینرالیزاسیون مینای دندان با دهانشویه حاوی نانوهیدروکسی آپاتیت افزایش می‌یابد (۱۵).

در مطالعات متعددی تاثیر خصوصیت رمینرالیزه‌کننده

Archive of SID
www.SID.ir

نانوهیدروکسی آپاتیت بر ضایعات دمینرالیزه شده عاج و مینا را مورد بررسی قرار گرفته است (۱۶و۱۷). اما از آنجا که فیشورسیلنت به طور ایده‌آل باید بر روی نسج سالم قرار گیرد در مطالعه حاضر برای فراهم نمودن محیطی مشابه با محیط دهان، نمونه‌های مورد آزمایش در دمای ۳۶/۵ درجه سانتیگراد یعنی دمایی مشابه دمای بدن در محلول بزاق مصنوعی نگهداری شدند. یون‌های Ca وP در بزاق مصنوعی به مقدار فراوان حل شده بود بنابراین می‌شد شرایط را برای ایجاد مراحل مینرالیزاسیون فراهم نمود.

Park و همکاران در سال ۲۰۰۵ اثرغلظت‌های مختلف هیدروکسی آپاتیت را بر رمینرالیزاسیون فیشورسیلنت مورد بررسی قرار دادند. آنها غلظت‌های ۱، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد هیدروکسی آپاتیت را به فیشورسیلنت اضافه کرده، آنها را بر روی۸۰ نمونه دندان انسان قرار دادند. سپس نمونه‌ها به مدت یک ماه در بزاق مصنوعی نگهداری شدند. با اضافه کردن هیدروکسی آپاتیت به فیشورسیلنت قدرت باند بین سیلنت و دندان در مقایسه بین گروه کنترل افزایش یافته، ناحیه رمینرالیزاسیون مینا در زیر فیشورسیلنت توسط میکروسکوپ الکترونی مشاهده شد. وی غلظت ۲۰٪ را به عنوان غلظت مطلوب معرفی کرد. در مطالعه مذکور از ذرات به صورت نانو استفاده نشده بود. همچنین برای بررسی ناحیه رمینرالیزه از EDAX استفاده نشده بود(۹).

یک ماده ترمیمی همرنگ دندان به طور ایده‌آل باید خصوصیات فیزیکوشیمیایی مطلوب و سازگار زیستی مناسبی داشته، بتواند موجب تقویت ترمیم دندان و عمل جویدن شود (۱۴و۱۵). در مطالعه حاضر NHAP در غلظت (۰ درصد (کنترل)، ۱، ۳، ۵، ۱۰ و ۱۵درصد) به فیشورسیلنت اضافه شد تا امکان بررسی خصوصیات جدید فیزیکی و مکانیکی این ماده جدید فراهم گردد. همچنین عمق کیور، استحکام باند میکروبرشی و درجه تبدیل این ماده جدید با گروه کنترل مقایسه شده، تاثیر مینرالیزاسیون NHAP مورد بررسی قرار گرفت.

EDAX یکی از دستگاه‌هایی است که می‌تواند به وسیله جذب اشعه X، مواد معدنی و عناصر موجود در ماده را اندازه‌گیری نماید(۳). در مطالعه حاضر برای بررسی عناصر موجود در فیشورسیلنت و مینا از EDAX استفاده شد.

EDAX میزان عناصر Ca و P را در سه لایه فیشورسیلنت، لایه سطحی مینا و لایه عمقی مینا بررسی نمود. نتایج تفاوت مشخصی را در میزان عناصر Ca و P در لایه سطحی مینا با افزایش درصد نانو نشان دادند. به این صورت که با افزایش درصد وزنی نانو ذرات از ۰ تا ۱۵ درصد میزان عناصر Ca و P افزایش یافته، لایه حد فاصل مینا و فیشورسیلنت با ۱۵٪ وزنی نانوهیدروکسی آپاتیت بیشترین میزان Ca و P را دارا بود.

در بررسی با SEM، لایه سطحی مینرالیزه شده اندازه‌گیری شد. درصد بالاتر وزنی نانوهیدروکسی آپاتیت با گذشت زمان رسوب یکدستی را در حد فاصل فیشورسیلنت و مینا شکل می‌دهد. این لایه بینابینی با افزایش درصد وزنی ذرات نانو ضخامت بیشتری می‌یابد. به طوری که در ۱۵٪ وزنی لایه تشکیل شده بیشترین ضخامت را دارد.

در تحقیق حاضر تست‌های استحکام میکروبرشی و درجه تبدیلDC٪ که از مهمترین خصوصیات فیزیکی و مکانیکی مواد دندانی می‌باشد به صورت آزمایشگاهی به عنوان تکمیل‌کننده بررسی خصوصیت رمینرالیزاسیون فیشورسیلنت انجام شند.

مقادیر بالای DC% موجب خصوصیات فیزیکی مکانیکی بهتر می‌گردد. پلیمریزاسیون ناکافی مواد دندانی موجب حساسیت پس از درمان، ریزنشت، پوسیدگی‌های ثانویه، افزایش استعداد به تخریب، پریدگی مارجینال، تغییر رنگ و کاهش خواص مکانیکی می‌شود. بسیاری از مطالعات از آزمایشات تعیین سختی (Hardness)، (vickers) و (Knoop) برای تعیین میزان پلیمریزاسیون استفاده کرده‌اند. اگر چه سختی دارای ارتباطی قوی با DC% است اما مطالعاتی که براساس میزان باندهای دوگانه کربن C=C هستند قابل اعتمادتر می‌باشند. ثابت شده است که FTIR تکنیکی مطمئن برای آنالیز DC% مونومرهای مواد دندانی است که در مطالعه حاضر از آن استفاده شده است(۱۸).

در این تحقیق جهت بررسی استحکام باند از تست میکروبرشی که روشی آسان، قابل اعتماد و رایج در اندازه‌گیری باند مواد کامپوزیتی به ساختمان دندان است استفاده شد. نمونه‌ها با استفاده از مولدهای سیلیکونی با ارتفاع ۱ میلی‌متر و قطر داخلی ۰/۹ میلیمتر تهیه شدند. ادعا شده که در این تست احتمال ترک و انتشار آن به داخل هر نمونه به دلیل ناحیه باند کوچک کاهش می‌یابد. کنترل موقعیت Knife edge در این تست دشوار بوده، ممکن است مقداری خمیدگی ایجاد گردد که موجب تغییر در نتایج شود. بدین جهت در این تحقیق سعی شده است که سیم به موازات سطح تماس فیشورسیلنت و دندان قرارگرفته تا موقعیت

www.SID.ir

Knife edge خود را حفظ کند(۲).

مطابق نتایجی که در SEM مشاهده شد می‌توان این گونه پیش‌بینی کرد که ترکیب سیلنت جدید حاوی ذرات NHAP می‌تواند باعث تشکیل لایه رمینرالیزه گردد. که این لایه مقاوم به پوسیدگی باعث کاهش هجوم باکتری‌ها و نیز کاهش ایجاد پوسیدگی ثانویه می‌شود. اما در بررسی خواص فیزیکی و مکانیکی ماده جدید سیلنت مشاهده شد که استحکام باند میکروبرشی و درجه تبدیل تفاوت معنی‌داری در غلظت‌های مختلف نانوهیدروکسی آپاتیت نداشت اما عمق کیور در غلظت‌های۱۰و ۱۵ درصد کاهش پیدا کرده بود. که این به علت تجمع ذرات اپک نانو در ضخامت زیاد ماده می‌باشد. بنابراین در غلظت‌های بالا باید از لایه‌های بسیار نازک از این ماده استفاده کرده، زمان کیور حداقل ۴۰ ثانیه باشد. همچنین در غلظت‌های بالاتر (۱۰ و ۱۵ درصد) ویسکوزیته ماده نیز افزایش می‌یابد که برای غلبه بر این مشکل باید از درصد ذرات فیلرسیلیکا کم کرد تا غلظت مناسب حاصل گردد.

نتیجه‌گیری:

تحقیق حاضر نشان داد که افزودن ذرات نانو هیدروکسی آپاتیت تا مقدار ۱۵٪ وزنی تاثیری دراستحکام باند میکروبرشی ندارد. همچنین افزودن ذرات نانو هیدروکسی آپاتیت تا مقدار ۱۵٪ وزنی تاثیر در میزان درجه تبدیل درلایه‌های نازک ندارد. افزایش در مقدار نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت از ۱۰٪ تا ۱۵٪ باعث کاهش معنی داری در عمق کیور می‌شود.

افزودن نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت همچنین باعث ایجاد یک لایه رمینرالیزه در سطح بین فیشورسیلنت و مینای دندان می‌شود که از ۱ تا ۱۵ درصد وزنی رمینرالیزاسیون افزایش قابل ملاحظه‌ای را نشان می‌دهد..

بنابراین اضافه کردن نانوهیدروکسی آپاتیت به فیشورسیلنت می‌تواند به رمینرالیزه شدن مینا و همچنین جلوگیری از پوسیدگی احتمالی کمک کند. افزودن نانوهیدروکسی آپاتیت افتی در خواص مکانیکی و چسبندگی ایجاد نمی کند.

پیشنهادها:

باتوجه به محدودیت‌های موجود در مطالعه، پیشنهاد می‌شود برای بررسی دقیق‌تر ترکیب ناحیه رمینرالیزه، از دیسک‌های فیشورسیلنت حاوی ذرات نانو هیدروکسی آپاتیت در زمان‌های مختلف در محلول بزاق مصنوعی استفاده شده، میکروهاردنس آنها اندازه گیری شود.

References

1. Barroso JM, Torres CP, Lessa FC, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Shear bond strength of pit-and-fissure sealant to saliva contaminated and noncontaminated enamel. J Dent Child (Chic) 2005;72:95-99.
2. Powers JM, Sakguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12th Ed. St.Louis: the C.V. Mosby Elsevier Co. 2006; chap 8: 187-188.
3. Harris NO, Garcia FR, Nielsen CH. Primary Preventive Dentistry. 7th Ed. Newjersy, Person 2009; chap 3:253-255.
4. Karlinsey RL, Mackey AC,Stookey GK. Invitro remineralization efficacy of NaF systemsconatining uniqe forms of calcium. Am J Dent 2009; 22: 185-8.
5. Silverstone LM. Remineralization phenomena. Caries Res 1977 (Suppl 1);11:59-79.
6. Sen Tunc E, Bayrak S, Tuloglu N, Ertas E. Evaluation of microtensile bond strength of different fissure sealant to bovine enamel. Aust Dent J 2012; 57: 79-84.
7. Haung SB, Gao SS, Yu HY. Effet of nano- hydroxyapatite concentration on remineralisation of initial enamel lesion in vitro. Biomed Mater 2009;4: 034104.
8. Ciobanu CS, Iconaru SL, Le Coustomer P, Constantin LV, Predoi D. Antibacterial activity of silver-doped hydroxyapatite nanoparticles against gram-positive and gram-negative bacteria. Nanoscale Res Lett 2012; 7: 324.

Archive of SID
www.SID.ir

9. SW. park , Yong keun dee, Yeon ung kim. The effect of Hydroxyapatite on the remineralization of dental fissure sealant. Key Engineering materials 2005; Vol 17. 284-286.
10. Moshavernia SM, Meyeres I. Flouride release by glass inomer cements, compomer and giomer. J Dent Res 2009; 6: 75-81.
11. Adams LK, Lyon DY, McIntosh A, Alvarez PJ. Comprative toxicity of nano scale Tio2, Sio2 and Zno water suspensions. Water Sci Technol 2006; 54:327-334.
12. Jones N, Ray B, Ranjit KD, Manna AC. Antibacterial activity of ZnO nanoparticle suspensions on a board spectrum of microorganisms. FEMS Microbiolo Lett 2008; 279: 71-76.
13. Arcis RW, López-Macipe A, Toledano M, Osorio E, Rodriguez-Clemente R, Murtra J, et al. Mechanical properties of visible light cure resin reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. Dent Mater 2002; 18: 49-57.
14. Tschoppe P, Zandim DL, Martus P, Kielbassa AM. Enamel and dentine remineralization by nano-hydroxyapatite toothpastes. J Dent 2011; 39: 430-437.
15. Kim M.Y, Kwon H.K, Choi C.H, Kim B.I. Combined effects of Nano- Hydroxyapatite and NaF on remineralization of early caries lesion. Key Enggineering Materials 2007; 330-332: 1347-1350.
16. Huang S, Gao S, Cheng L, Yu H. Remineralization potential of nano-hydroxyapatite on initial enamel lesions: an in vitr study. Caries Res 2011; 45: 460-8.
17. Zhen T, Hongkun Wu, Anchun Mo, Zhiqin Chen, Yubao Li. Effect of Apatite Nanoparticle remineralization of the demineralized human dentin. Key Engineering Materials 2007; 330-332: 1381-1384.
18. Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. Degree of conversion of dual – cure luting resins light – polymerized through various materials. Acta Odontol Scand 2007; 65: 201- 205.

Archive of SID

www.SID.ir