دانشور
پزشکی

دوماهنامه علمی–پژوهشی
دانشگاه شاهد
سال بیست‌ویکم– شماره۱۰۸
دی ۱۳۹۲

دریافت: ۱۳۹۲/۷/۲۳
آخرین اصلاح‌ها: ۱۳۹۲/۹/۲
پذیرش: ۱۳۹۲/۹/۶

بررسی تأثیر افزودن مقادیر مختلف نانوذرات سیلیکا به گلاس یونومر نوری بر استرپتوکوکوس موتانس

نویسندگان: فاطمه اسمی[*1]، سیدمحمود امین‌مرعشی[2]، عاطفه صفاری[1]، اسماعیل طاهری[3]

۱. استادیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه بابل و مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی، بابل، ایران
۲. استادیار گروه میکروب‌شناسی، دانشکده پزشکی، دانشگاه بابل، ایران
۳. دانشجوی دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی بابل، ایران

* نویسنده مسئول: فاطمه اسمی E-mail: f.esmi@yahoo.com

چکیده

مقدمه و هدف: تهیه آن دسته از مواد دندانی که خاصیت ضدباکتریایی از خود بروزدهند، به‌منظور مقابله با میکروارگانیسم‌های عامل ایجاد پوسیدگی، مورد توجه بسیاری از محققان در این زمینه قرارگرفته‌است؛ لذا در این مطالعه بر آن شدیم تا با افزایش نانوذرات سیلیکا به یک نوع گلاس ایونومر نوری، خواص آنتی‌باکتریال آن را علیه استرپتوکوکوس موتانس بررسی‌کنیم.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه *in-vitro* جمعیت مورد مطالعه به پنج گروه گلاس یونومر نوری حاوی به‌ترتیب ۲، ۱، ۰.۵، ۰.۲، ۰ درصد وزنی نانوذرات سیلیکا تقسیم‌شدند. برای تست انتشاردیسک، پانزده نمونه داخل قالب‌های پلاستیکی یکسان با ضخامت ۲ میلی‌متر و قطر۸ میلی‌متر کیور شد و اثر آنتی‌باکتریالی آنها در محیط کشت آگار علیه باکتری استرپتوکوکوس موتانس بررسی‌شد. به‌منظور تست تماس مستقیم، اثر آنتی‌باکتریال، پانزده عدد میکروتیوب حاوی گروه‌های مختلف گلاس اینومرنوری مورد بررسی قرارگرفتند.

نتایج: هر دو تست انتشاردیسک و تست تماس مستقیم با افزایش درصد نانوذرات موجود در نمونه‌ها در مقایسه با گروه کنترل تفاوتی بسیار در کاهش رشد باکتری نشان‌داده‌شد.

نتیجه‌گیری: افزایش قطر هاله عدم رشد باکتری در تست انتشاردیسک نشان‌می‌دهد که نانوذرات موجود در گلاس آینومرنوری به‌خوبی در محیط پیرامونی (آگار) نفوذکرده، رشد باکتری‌ها را مختل‌کرده‌اند. در تست تماس مستقیم، نمونه‌های حاوی نانوذرات سیلیکا به‌طور معنی‌داری از رشد باکتری موتانس بر سطح خود جلوگیری‌کرده‌اند که با افزایش غلظت نانوذرات، میزان رشد باکتری‌ها نیز، کاهشی چشمگیر را نشان‌داد.

واژگان کلیدی: گلاس ایونومرنوری، استرپتوکوکوس موتانس، نانوذرات سیلیکا، خواص آنتی‌باکتریال

مقدمه

گلاس یونومر، ماده‌ای است که از سال ۱۹۷۰ به دندان‌پزشکی، وارد شده و به‌عنوان یکی از مواد هم‌رنگ دندان در دندان‌پزشکی ترمیمی مورد استفاده قرارگرفته‌است (۱). مزایایی مانند توانایی باند شیمیایی به دندان، ضریب انبساط حرارتی و ضریب انتقال حرارتی مشابه دندان، عدم وجود انقباض در زمان پیلمریزاسیون برخلاف کامپوزیت‌ها سبب‌شده گلاس یونومر، همچنان به‌عنوان یکی از مواد ترمیمی مهم در دندان‌پزشکی، مطرح باشد (۲). ازآنجاکه یکی از خواص مهم گلاس یونومر به‌جز قابلیت اتصال شیمیایی به سطح دندان، توانایی آزادسازی فلوراید است، تکیه بر خاصیت آزادسازی فلوراید به‌منظور کاهش خطر پوسیدگی و کاهش استرپتوکوک‌های موتان، مطالعات بسیار را در این زمینه، برانگیخته‌است که نتایجی ضد و نقیض درباره خاصیت ضدپوسیدگی گلاس یونومر به‌دست‌آمده‌اند (۳). دستیابی به خواص آنتی‌باکتریال می‌تواند با ایجاد تغییرهایی در ساختار مواد دندان‌پزشکی ترمیمی ایجادشود. فلوراید و کلرهگزیدین، شایع‌ترین مواد مورد استفاده در دندان‌پزشکی به‌منظور پیشگیری از پوسیدگی هستند؛ در مطالعات مختلف با افزودن این ذرات به مواد ترمیمی، کاهشی قابل‌توجه در رشد باکتری‌ها گزارش‌شده‌است.

سال‌های متمادی است که از فلزات به‌عنوان عوامل ضدمیکروبی قوی در مصارف گوناگون استفاده‌می‌شود. معمول‌ترین ذرات فلزی به‌کاررفته در رزین‌های دندانی نقره (Ag۹)، اکسیدتیتانیوم (TiO_2)، آلومینا (Al_2O_3) و سیلیکا (SiO_2) هستند؛ ازاین‌میان، به‌جز نانوذرات Al_2O_3 که اثری بسیار ضعیف دارند، سایر مواد، بر اثر مخلوط‌شدن با رزین‌های دندانی، به گونه‌ای قابل‌توجه از رشد باکتری‌ها جلوگیری‌می‌کنند؛ ازطرف‌دیگر، ذرات فلزی و به‌ویژه اکسیدهای فلزی، باعث تقویت خواص مکانیکی مواد دندانی می‌شوند(٤). در مقالات گوناگون، از ذرات نقره به‌عنوان قوی‌ترین عامل آنتی‌باکتریال یادشده‌است. ذرات نقره در غلظت‌های بسیار اندک، آثار ضدمیکروبی قابل‌توجهی از خود نشان‌داده‌اند؛ بااین‌حال به دلیل رنگ بسیار تیره این مواد، امکان افزودن آنها به مواد ترمیمی زیبایی وجودندارد، چراکه حتی مقادیر بسیار اندک آنها نیز تأثیری بسزا در مخدوش‌کردن خواص زیبایی مواد همرنگ دندان دارند (۵). ازآنجاکه افزودن نانوذرات سیلیکا به کامپوزیت‌ها سبب بهبود خواص ضدمیکروبی این مواد شده‌است (٦ و۷)، ممکن است این نانوذرات بتوانند خواص ضدمیکروبی گلاس یونومرنوری را نیز تحت تأثیر قراردهند که البته تاکنون، هیچ سابقه پژوهشی در دندان‌پزشکی وجودندارد؛ ازسوی‌دیگر به دلیل اثر تقویت‌کنندگی خوبی که نانوذرات سیلیکا در رزین‌ها از خود بروزداده‌اند، ممکن است در ترکیب با گلاس ایونومرنوری، باعث بهبود خواص مکانیکی این ماده شوند (۸، ۹ و۱۰)؛ بنابراین به‌نظرمی‌رسد استفاده از این نانوذرات در گلاس یونومرنوری به دلیل سازگاری زیستی و دردسترس‌بودن، مناسب باشد (۱۱). هدف از این مطالعه، ارزیابی اثر افزودن نانوذرات سیلیکا علیه استرپتوکوکوس موتانس در گلاس یونومرنوری است.

مواد و روش‌ها

جمعیت مورد مطالعه، شامل سی نمونه گلاس ایونومرنوری حاوی نانوذرات سیلیکا هستند که در دو دسته آزمایش میکروبیولوژی که به‌ترتیب عبارت‌اند از: تست انتشار دیسک و تست تماس مستقیم قرارگرفتند؛ هر دسته، شامل پنج گروه گلاس یونومرنوری با درصدهای وزنی مختلف از نانوذرات سیلیکا (۰، ۰/۲، ۰/۵، ۱ و ۲ درصد وزنی) هستند و هر گروه، سه نمونه آزمایشی را شامل می‌شود.

تهیه گلاس یونومرنوری حاوی نانوذرات

ابتدا درصدهای وزنی مورد نظر شامل ۰، ۰.۲، ۰.۵، ۱ و ۲ درصد از نانوذرات سیلیکا با ابعاد ۱۰ تا ۲۰ نانومتر محصول شرکت Degussa (آلمان) توسط ترازوی دیجیتال تا چهار رقم اعشار اندازه‌گیری‌شدند و سپس هریک از

درصدهای وزنی به‌صورت جداگانه به پودر گلاس ایونومرنوری Fuji II LC محصول شرکت GC ژاپن اضافه شد، بدین معنا که به گروه ۰ درصد نانوفیلری افزوده نشد و به‌عنوان گروه شاهد درنظرگرفته‌شد؛ به گروه ۰.۲ درصد، ۰/۰۰٤ گرم نانوفیلر، به گروه ۰.۵ درصد، ۰/۰۱ گرم نانوفیلر، به گروه ۱ درصد، ۰/۰۲ گرم نانوفیلر و به گروه ۲ درصد، ۰/۰٤ گرم نانوفیلر افزوده شد. به‌منظور اختلاط و توزیع مناسب نانوذرات با پودر گلاس یونومرنوری برای هر گروه وزنی به‌صورت جداگانه از گوده و هاون دستی (Mortar &Pestle Method) به‌مدت ۲۰ دقیقه استفاده‌شد تا توزیعی یکنواخت از ذرات به‌دست‌آید؛ سپس نمونه‌ها برای انجام تست‌های میکروبیولوژی، به شرح زیر آماده شدند:

تست انتشار دیسک (Disc Diffusion test)

در انواع آزمایش‌های انتشار دیسک در محیط آگار، نیازاست دیسک‌هایی از ماده مورد آزمایش تهیه‌شوند که البته برای این دیسک‌ها ابعاد استاندارد خاصی بیان‌نشده‌اند؛ لذا تنها با هدف یکسان‌سازی تمامی نمونه‌ها در این تحقیق (مشابه سایر مطالعات) از قالب پلاستیکی استوانه‌ای‌شکل برای تست انتشار دیسک استفاده‌شد؛ فضای مرکزی این قالب، دارای ابعادی با ضخامت ۲ میلی‌متر و قطر ۸ میلی‌متر است.

برای انجام این تست، تعداد پانزده نمونه آزمایشی از دیسک‌های گلاس ایونومر نوری حاوی درصدهای مختلف نانوذرات سیلیکا تهیه‌شدند؛ نمونه‌ها در پنج گروه آزمایشی (براساس درصد وزنی)، هر گروه شامل سه نمونه قرارگرفتند؛ سپس میزان هاله عدم رشد در اطراف سه نمونه بررسی‌شد.

آماده‌سازی دیسک گلاس یونومرنوری: برای آماده‌سازی دیسک‌های گلاس یونومرنوری، پس از پرکردن قالب‌های یادشده به‌منظور ایجاد سطح صاف و صیقلی از گلاس یونومرنوری، دو صفحه شیشه‌ای جداگانه بر سطح فوقانی و تحتانی قالب قرارگرفتند و آنگاه، عمل پلیمریزاسیون گلاس یونومرنوری به‌وسیله دستگاه لایت کیور (COLTOLUX 75, COLTEN, 800Mw/cm2) به‌مدت ٤۰ ثانیه تکمیل شد. پس از آماده‌سازی درمجموع تعداد پانزده عدد دیسک آزمایشی، پنج پلیت حاوی محیط بلاد آگار، به‌طور جداگانه برای درصدهای مختلف وزنی (۰، ۰.۲، ۰.۵، ۱ و ۲ درصد) درنظرگرفته‌شدند؛ این پلیت‌ها با ۲۰۰ میکرولیتر از محلول استاندارد نیم مک فارلند (مقدار باکتری در 1 سی‌سی که تعداد این باکتری‌ها 1.5×108 cfu است) باکتری استرپتوکوکوس موتانس ATCC 1601 (مرکز باکتری‌ها و قارچ‌های علمی و صنعتی ایران) به‌وسیله سواپ استریل و به‌صورت چمنی کشت‌داده‌شدند؛ سپس تعداد سه عدد دیسک گلاس ایونومری تهیه‌شده برای هر پلیت بر سطح هریک از پلیت‌ها قرارداده‌شد؛ درنهایت، نمونه‌ها در انکوباتور به‌مدت ٢٤ ساعت در دمای ۳۷°C نگهداری‌شدند. برای جمع‌آوری اطلاعات حاصل از تست انتشار دیسک میزان هاله عدم رشد باکتری‌ها در اطراف نمونه‌ها برحسب میلی‌متر اندازه‌گیری‌شد.

تست تماس مستقیم

ازآنجاکه در تست‌های تماس مستقیم نیازاست تا باکتری‌های شناور درون محیط کشت مایع در تماس با گلاس یونومر قراربگیرند، مناسب‌ترین قالب برای نگهداری گلاس یونومرها شامل ظروفی با درب‌های مسدودشونده و دارای حجمی مشخص هستند تا علاوه‌بر امکان یکسان‌سازی سطح تماس گلاس یونومرها، در طی زمان مجاورت آنها با مایع از آلودگی احتمالی جلوگیری‌شود؛ بدین منظور می‌توان از میکروتیوب‌های مربوط به آزمایش‌های باکتری‌شناسی که دارای حجم ۵۰۰ میکرولیتر هستند استفاده‌کرد؛ برای انجام این تست، تعداد پانزده نمونه آزمایشی از میکروتیوب‌های دارای گلاس ایونومر نوری حاوی درصدهای مختلف نانوذرات سیلیکا تهیه‌شدند. نمونه‌ها در پنج گروه آزمایشی (براساس درصد وزنی)، هر گروه شامل سه نمونه قرارگرفتند؛ سپس تعداد کلونی‌های باکتری در نمونه‌ها مورد سنجش قرارگرفت.

پس از واردکردن گلاس یونومرها معادل نصف حجم تیوب (۲۵۰ میکرولیتر) در این تیوب‌ها و تطابق‌یافتن روی دیواره‌های داخلی به کمک اسپاتول پلاستیکی، عمل پلیمریزاسیون با دستگاه لایت کیور انجام‌شد؛ باقیمانده حجم میکروتیوب‌ها با مایع، پر شد به‌طوری‌که مایع یادشده در محیط اطراف حفره در تماس با گلاس یونومرنوری مورد آزمایش قرارگرفت؛ این تست برای بررسی خواص ضدباکتریایی در سطح آزاد گلاس یونومرنوری حاوی نانوذرات سیلیکا انجام‌گرفت؛ بدین منظور، تعداد سه عدد میکروتیوب از هریک از پنج گروه گلاس یونومرنوری مورد آزمایش تهیه‌شد، آنگاه ۱۰ میکرولیتر از محلول استاندارد نیم مک فارلن استرپتوکوکوس موتان (ATCC 1601) درون ظرف ریخته‌شده و ظرف‌های یادشده به‌مدت ۱ ساعت در محیط استریل، زیر هود قرارگرفتند؛ در این مدت زمان، باکتری‌ها در تماس مستقیم با سطح آزاد گلاس یونومرنوری قرارگرفتند تا زمانی که محلول به‌طور کامل تبخیرشد؛ سپس میزان ۱ سی‌سی محیط کشت عصاره قلب و مغز (BHI broth) به هریک از ظروف اضافه و درب ظرف‌ها به‌طور کامل، بسته شده، در انکوباتور و دمای ۳۷°C نگهداری و در زمان‌های ۳، ٦ و ٢٤ ساعت بعد، حجم مشخص ۱۰ میکرولیتر از محلول موجود در هریک از ظروف روی محیط کشت جامد قرارداده‌شدند. به‌منظور جمع‌آوری اطلاعات، تعداد کلونی‌های ایجادشده باکتری‌ها در حجم مشخص محلول باکتریایی مجاور با نمونه‌های گلاس یونومرنوری شمارش‌شدند؛ به‌علاوه در این مطالعه به‌منظور بررسی میزان پایداری اثر آنتی‌باکتریال گلاس یونومرنوری در هنگام قرارگیری طولانی‌مدت در محیط مایع، این آزمون در فواصل زمانی مشخص (۳، ٦و ٢٤ ساعت) انجام‌گرفت؛ بدین‌ترتیب که در بازه‌های زمانی یادشده، حجمی مشخص از محلول باکتریایی مجاور با نمونه‌های گلاس یونومرنوری به محیط کشت جامد منتقل‌شدند و پس از ٢٤ ساعت نگهداری در دمای ۳۷°C، تعداد کلونی‌های ایجادشده باکتری‌ها شمارش‌شدند. لازم به یادآوری است ازآنجاکه تعداد باکتری‌های ابتدایی موجود در هریک از ظروف و حجم محلول مشخص هستند، کاهش تعداد باکتری‌ها، نمایانگر تأثیر آنتی‌باکتریال گلاس یونومرنوری است.

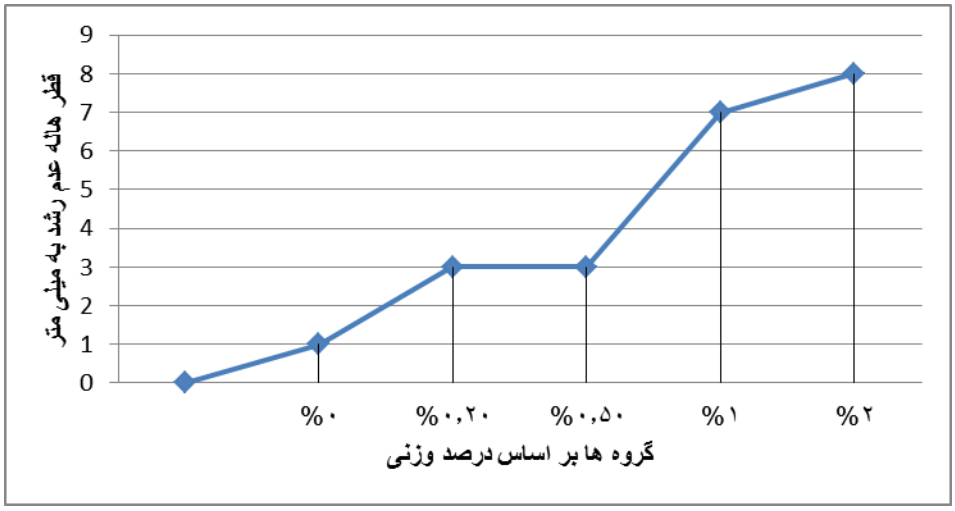
جمع‌آوری اطلاعات

به‌منظور جمع‌آوری اطلاعات، در تست انتشار دیسک میزان هاله عدم رشد باکتری‌ها در اطراف نمونه‌ها برحسب میلی‌متر اندازه‌گیری‌شد؛ به‌علاوه در تست تماس مستقیم کلونی‌های ایجادشده باکتری‌ها درحجم مشخص محلول باکتریایی مجاور با نمونه‌های گلاس یونومر منتقل‌شده به محیط کشت جامد، پس از ٢٤ ساعت نگهداری در دمای ۳۷°C، شمارش‌شدند؛ سپس میانگین و انحراف معیار برای هر گروه آزمایشی محاسبه‌شد. اطلاعات با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS17 و آزمون آماری ANOVA و آزمون تعقیبی TUKEY تجزیه‌وتحلیل‌شدند و $P<0.05$ معنی‌دار تلقی‌شد.

یافته‌ها

نتایج مطالعه حاضر نشان‌دادند که در تست انتشار دیسک با بالارفتن میزان درصد وزنی نانوذرات سیلیکا در نمونه‌های گلاس یونومرنوری، اثر ضدباکتریایی آنها به‌طور معناداری افزایش‌می‌یابد ($P<0.05$)؛ به‌طوری‌که بالاترین میزان هاله عدم رشد در نمونه‌های ۲ درصد وزنی مشاهده‌شد، درحالی‌که پایین‌ترین میزان هاله عدم رشد باکتری در نمونه‌های ۰ درصد دیده‌شد (نمودار ۱).

نمودار ۱: اثر آنتی‌باکتریال درصدهای مختلف نانوذرات سیلیکا



نتایج تحقیق حاصل از تست تماس مستقیم نشان‌دادند که با افزایش میزان درصد نانوذرات سیلیکا از ۰ تا ۲ درصد وزنی، تعداد کلونی‌ها به‌طور معنی‌داری کاهش‌می‌یابند ($P<0.05$)؛ این روند کاهشی در نمونه حاوی ۲ درصد نانوذرات، شدت بیشتری پیداکرد که نشان‌دهنده اختلافی چشم‌گیر میان خواص آنتی‌باکتریال نمونه‌های حاوی 0، 0.2 و 0.5 درصد و نمونه‌های حاوی ۲ درصد نانوذرات اکسید روی است؛ به‌علاوه، روند کلی رشد باکتری‌ها در ۳، ٦ و ٢٤ ساعت پس از قرارگرفتن بر سطح گلاس آینومر موجود در محیط کشت به‌طور قابل‌توجهی کاهش‌یابنده است. جدول ۱، تعداد کلونی باکتری‌ها را طی ۳، ٦ و ٢٤ ساعت پس از تست تماس مستقیم نشان‌می‌دهد.

جدول۱. تعداد کلونی‌ها در تست تماس مستقیم در زمان‌های مختلف و مقادیر مختلف نانوذرات سیلیکا

گروه	درصدهای وزنی	تکرار نمونه‌ها	تعداد کلونی‌ها در ۳ ساعت	تعداد کلونی‌ها در ۶ ساعت	تعداد کلونی‌ها در ۲۴ ساعت
۱	٪۰	۱	۱۲۰۰۰±۱۲۰۰	۱۱۰۰۰±۱۲۰۰	۱۰۰۰۰±۱۲۰۰
۲	٪۰/۲	۱	۱۱۰۰۰±۱۰۰۰	۹۰۰۰±۹۰۰	۸۵۰۰±۹۰۰
۳	٪۰/۵	۱	۹۰۰۰±۸۰۰	۸۵۰۰±۷۰۰	۸۰۰۰±۷۰۰
۴	٪۱	۱	۷۰۰۰±۷۰۰	۷۰۰۰±۶۰۰	۶۷۰۰±۶۰۰
۵	٪۲	۱	۴۸۰۰±۶۰۰	۴۰۰۰±۵۰۰	۳۸۰۰±۵۰۰

بحث

تولید مواد یا سطوحی که خاصیت آنتی‌باکتریال داشته‌باشند به‌خصوص در دندان‌پزشکی که پلاک باکتریایی به تجمع و تکثیر در آن سطوح و مواد را تمایل‌دارد، چالشی بزرگ به‌شمارمی‌روند؛ یکی از راه‌حل‌های این چالش، تولید موادی با خواص آنتی‌باکتریال است. دستیابی به خواص آنتی‌باکتریال با ایجاد تغییرهایی در ساختار مواد دندان‌پزشکی ترمیمی می‌توانندایجادشود (۱۲). ازآنجاکه افزودن نانوذرات سیلیکا به کامپوزیت‌ها سبب بهبود خواص ضدمیکروبی این مواد شده‌است (۱۳)، ممکن است این نانوذرات بتوانند خواص ضدمیکروبی گلاس یونومرنوری را نیز تحت تأثیر قراردهند که البته [این امر]، تاکنون هیچ سابقه پژوهشی در دندان‌پزشکی ندارد؛ لذا مطالعه حاضر با هدف بررسی خاصیت آنتی‌باکتریال گلاس یونومر نوری حاوی نانوذرات سیلیکا در درصدهای وزنی مختلف علیه باکتری پوسیدگی‌زای استرپتوکوکوس موتانس صورت‌گرفته. نتایج مطالعه حاضر نشان‌دادند که وجود نانوذرات سیلیکا در گلاس یونومرنوری در مقایسه با گروه کنترل درجاتی متفاوت از فعالیت آنتی‌باکتریال را آشکارمی‌سازد به‌طوری‌که دیسک‌های حاوی غلظت ۲ درصد از نانوذرات سیلیکا به همراه گلاس یونومرنوری، بیشترین هاله عدم رشد را از خود نشان‌دادند (۸ میلی‌متر)، درحالی‌که هاله عدم رشد در قرص‌های گلاس یونومرنوری بدون نانوذرات سیلیکا در محیط کشت در برابر باکتری استرپتوکوکوس موتانس تنها ۱ میلی‌متر بود؛ درواقع با افزایش غلظت نانوذرات سیلیکا در گلاس یونومرنوری، خاصیت ضدباکتریایی آن، علیه باکتری استرپتوکوکوس موتانس به‌شدت افزایش‌می‌یابد. *جیشا*[1] و همکاران در سال ۲۰۱۲ فعالیت ضدباکتریایی نانوذرات سیلیکا را علیه باکتری‌های اشریشیاکولی[2] به پانوشت منتقل‌شود و کلبسیلا بررسی‌کردند و نتیجه‌گرفتند که در غلظت‌های بالاتر نانوذرات سیلیکا، خاصیت ضدباکتریایی این مواد به‌شدت افزایش‌می‌یابد (۱٤)؛ همچنین در مطالعه *هتریک*[3] و همکاران نیز در سال ۲۰۰۸ خاصیت ضدباکتری اکسید نیتریک که آزادسازی نانوذرات سیلیکا انجام‌می‌دادند، بررسی‌شد و آنها نتیجه‌گرفتند که آزادسازی نانوذرات سیلیکا باعث افزایش خاصیت ضدباکتریایی آنها می‌شود (۱۵) که با نتایج مطالعه حاضر، مشابه بود. *تاکاشی*[4] و همکاران در سال ۲۰۰۹ نیز در مطالعه خود نتیجه‌گرفتند که نانوذرات پیوندشده به پلیمرها و کامپوزیت‌های حاوی ذرات سیلیکا، خاصیت آنتی‌باکتریال بسیار قوی از خود نشان‌می‌دهند (۱۳) که با نتایج مطالعه حاضر، مشابه است؛ بنابراین می‌توان‌گفت که با افزایش غلظت نانوذرات سیلیکا، خاصیت ضدباکتریایی هم افزایش‌می‌یابد.

توانایی کاهش رشد باکتری‌ها می‌تواند ریسک ایجاد پوسیدگی و تشکیل حفره مجدد را کمترکند. ازآنجایی‌که پوسیدگی دندانی، یک بیماری عفونی باکتریایی است، ریشه‌کن‌کردن باکتری‌های پوسیدگی‌زا (کاریوژنیک) یک اصل مهم درمانی محسوب‌می‌شود؛ برای این منظور، مطالعاتی گوناگون با اضافه‌کردن موادی که خاصیت ضدباکتریایی دارند، روی مواد ترمیمی دندان‌پزشکی انجام‌شده‌است؛ برای نمونه *فرت*[5] در سال ۲۰۱۱ با اضافه‌کردن کلرهگزیدین به گلاس یونومر، خاصیت ضدباکتریایی آن را علیه باکتری استرپتوکوکوس موتانس بررسی‌کرد و در پایان نتیجه‌گرفت که کلرهگزیدین دی‌گلوکونات ممکن است اثر آنتی‌باکتریال گلاس یونومر را برای مدت زیادی افزایش‌دهد (۱٦). *بیت*[6] و همکاران در سال ۲۰۱۲ نانوذرات چهارتایی آمونیوم پلی‌اتیلن را به گلاس یونومر اضافه و فعالیت ضدباکتریایی آن را علیه استرپتوکوکوس موتانس و با روش تست تماس مستقیم بررسی‌کردند در پایان،

[1] - Jisha
[2] -E.Coli
[3] - Hetrick
[4] - Takashi
[5] - Farret
[6] - Beyth

نتیجه‌گرفتند که فعالیت ضدباکتریایی گلاس یونومر حاوی این نانوذرات به‌شدت افزایش‌می‌یابد (۱۷). *السا‌کا*[1] و همکارانش در سال ۲۰۱۱ مطالعه‌ای با هدف بررسی خواص آنتی‌باکتریال گلاس یونومر حاوی ذرات دی اکسید تیتانیوم (Tio2) علیه باکتری استرپتوکوکوس موتانس به‌وسیله تست تماس مستقیم انجام‌دادند و در پایان اعلام‌کردند که گلاس یونومر حاوی نانوذرات دی اکسید تیتانیوم، خاصیت ضدباکتریایی بسیار بالایی از خود نشان‌می‌دهد (۱۸)؛ باکتری مورد استفاده در این مطالعه، استرپتوکوکوس موتانس بوده که نقشی مهم در تشکیل پلاک باکتریایی و ایجاد پوسیدگی دارد؛ همچنین در مطالعات *السا‌کا*، *بیت* و *فرت* نیز از این باکتری استفاده‌شده‌است (۱۶، ۱۷ و۱۸)؛ از نکات قابل‌توجه در مطالعه یادشده، این بود که در نتایج تست انتشار آگار با افزایش درصد نانوذرات، هاله عدم رشد نیز افزایش‌یافت که این نتایج برخلاف نتایج *یاپ*[2] و *بیت* هستند (۱۷ و۱۹)؛ آنها در مطالعه خود اعلام‌کردند که گلاس یونومر، وقتی‌که سخت[3] می‌شود در تست انتشار آگار هیچ‌گونه خاصیت ضدباکتریایی ندارد؛ در این مطالعه همچنین ازآنجاکه تست انتشار آگار (ADT) به‌طور کافی، شرایط بالینی را منعکس‌نمی‌کند، از تست تماس مستقیم نیز برای تعیین رشد باکتری پس از آنکوبه‌کردن مقادیر کمی از سوسپانسیون باکتریایی روی سطح مواد استفاده‌کردند. تست انتشار آگار، تستی نیمه-کمی[4] است که دراصل برای بررسی خاصیت ضدباکتریایی آنتی‌بیوتیک‌ها کاربرددارد. با وجود اینکه تست انتشار آگار به‌طور وسیعی در مطالعات دندان-پزشکی استفاده‌می‌شود، برای آزمایش‌کردن موادی که به‌صورت غیرمحلول طراحی‌می‌شوند، مانند مواد ترمیمی مفید نیست (۱۷)؛ بنابراین، تست تماس مستقیم برای بررسی مقدار خاصیت آنتی‌باکتریال سطوح موادی که خاصیت حل‌شوندگی بسیار کمی دارند، طراحی‌شده-است؛ در این تست به باکتری اجازه‌داده‌می‌شود که در شرایط تحت کنترل برای مطالعه کینتیک رشد، در تماس مستقیم با مواد مورد مطالعه قرارگیرد (۲۰).

در مطالعه *فرت* و همکارانش (۱۶) درباره اضافه‌کردن کلرهگزیدین به گلاس یونومردریافتند که پس از پنج روز خاصیت ضدباکتریال افزایش‌می‌یابد؛ درحالی‌که نتایج مطالعه *اریکسون*[5] پس از شصت روز نشان‌داد که مقدار قابل‌توجهی از خاصیت آنتی‌باکتریال باقیمانده و قابل‌اندازه‌گیری است. نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه *اریکسون* و همکاران، مشابه است (۲۱ و۲۲)؛ این خاصیت می‌تواند در نتیجه آزادشدن فلوراید از گلاس یونومر نیز رخ‌دهد. درحالی‌که خاصیت آنتی‌باکتریال مواد مورد استفاده در دندان‌پزشکی، اغلب در طول زمان، کاهش‌می‌یابد، در گلاس یونومر این خاصیت افزایش‌می‌یابد (۱۶). گلاس ایونومر محتوی ۱۰ تا ۲۳ درصد فلوراید است که این فلوراید در وهله اول در ذرات گلاس و مقداری از آن در ماتریکس است. فلورایدی که آزاد می‌شود، از فلوراید سدیم حاصل‌می‌شود که در تشکیل ماتریکس شرکت‌نمی‌کند؛ بنابراین آزادسازی آن به کاهش خواص فیزیکی سیمان منجرنمی‌شود. بی‌درنگ پس از قراردادن گلاس ایونومر، آزادسازی فلوراید در بیشترین میزان، ممکن است که البته با گذشت زمان کاهش‌می‌یابد (۲۳)؛ درواقع، عمده آزادسازی فلوراید، طی ۲٤ تا ٤۸ ساعت اول انجام‌می‌گیرد که پس از آن به‌سرعت کاهش‌می‌یابد (۲٤). آزادسازی عمده اولیه، از فلوراید سطحی حاصل‌می‌شود درحالی‌که آزادسازی کم فلوراید در طولانی‌مدت حاصل از حجم ماده است. مشاهده‌شده‌است که آزادسازی فلوراید در عرض پنج سال با آزادسازی آن در عرض پنج ماه مشابهت‌دارد (۲۵). میزان آزادسازی فلوراید با کاهش PH، افزایش‌می‌یابد که به‌احتمال به دلیل حلالیت سطحی است (۲٦). شواهد نشان‌می‌دهند که گلاس ایونومر می‌تواند خاصیت شارژ مجدد داشته‌باشد. گلاس

[1] - Elsaka
[2] - Yap
[3] - set
[4] - Semi quantative
[5] - Ericson

ایونومرهایی که در شرایط آزمایشگاهی در معرض ژله‌ای فلوراید قرارمی‌گیرند، میزان زیادی فلوراید آزادمی‌کنند (۲۷). گزارش‌شده‌است که میزان آزادسازی یون فلوراید در گلاس ایونومرهای اصلاح‌شده با رزین مشابه یا بیشتر از گلاس ایونومرهای کانونشنال است (۲۸ و۲۹)؛ درواقع شاید بتوان طولانی‌شدن اثر آنتی‌باکتریال گلاس یونومرهای حاوی نانوذرات سیلیکا را به اثر سینرژیسم فلوراید موجود در خود گلاس یونومر نوری همراه با نانوذرات سیلیکای اضافه‌شده نسبت‌داد.

به‌علاوه در مطالعات گوناگون، افزودن نانوذراتی مختلف ازجمله نانوهیدروکسی آپاتیت، نانو آلومینا، اکسید زیرکونیوم، فلورو آپاتیت و هیدروکسی آپاتیت به گلاس ایونومر باعث بهبود خواص مکانیکی این ماده شده‌است. ازآنجاکه افزودن نانوذرات سیلیکا به کامپوزیت‌ها سبب بهبود خواص مکانیکی این مواد شده، ممکن است نانوذرات سیلیکا بتوانند روی خواص مکانیکی گلاس ایونومرنیز اثری مثبت داشته‌باشند (۳۰ تا ۳۵).

بنابراین می‌توان چنین نتیجه‌گرفت که با افزودن نانوذرات سیلیکا به گلاس اینومر نوری، علاوه‌بر افزایش خاصیت ضدباکتریایی، خواص مکانیکی این ماده نیز، ممکن است بهبودیابد.

نتیجه‌گیری

در پایان می‌توان این‌گونه نتیجه‌گرفت که نانوذرات سیلیکا به همراه گلاس یونومرنوری روی باکتری استرپتوکوکوس موتانس اثر ضدباکتریایی دارند و اثر آنها با افزایش درصد نانوذرات، افزایش‌می‌یابد؛ همچنین با گذشت زمان، خاصیت ضدباکتریایی گلاس یونومرنوری به همراه نانوذرات سیلیکا افزایش‌می‌یابد.

پیشنهادها

ازآنجاکه تست‌های مورد استفاده در این مطالعه نمی‌توانند به‌طور کامل، کمپلکس باکتریایی شکل‌گرفته در داخل دهان را شبیه‌سازی‌کنند، بنابراین مطالعات بالینی بعدی برای آزمایش کردن خاصیت آنتی‌باکتریال نانوذرات سیلیکا در محیط دهان لازم می‌نمایند؛ همچنین پیشنهادمی‌شود که این مطالعه در مدت زمان طولانی‌تر و علیه دیگر باکتری‌های عامل پوسیدگی در دهان مورد ارزیابی قرارگیرد؛ به‌علاوه، شایسته است خواص مکانیکی نانوذرات سیلیکا در ترکیب با گلاس اینومر نوری بررسی‌شوند.

منابع

1. Powers JM, Sakguchi RL. Craig's Restorative dental material. 12thed, mosby; USA 2006.
2. Roberson TM, Heymann HO".Art & Science of Operative Dentistry. 5th ed, Mosby; London 2006.
3. Cohen W, Wiltshire W. Long- term in vitro fluoride release and re-release from orthodontic bonding materials containing fluoride" American Journal of Orthod Dentofacial 2003; 124: 571-6.
4. Sadiq IM, Chowdhury B, Chandrasekaran N, Mukherjee A. Antimicrobial sensitivity of Escherichia coli to alumina nanoparticles.Nanomedicine 2009; 5(3):282-6.
5. Niu LN, Fang M, Jiao K, Tang LH, Xiao YH, Shen LJ, et al. Tetrapod-like zinc oxide whisker enhancement of resin composite.Journal of Dental Research 2010;89(7):746-50.
6. Davidovich E, Weiss E, Fuks A, Beyth N. Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. The Journal of the American Dental Association 2007; 138(10): 1374-52.
7. Dastjerdi R, Montazer M. A review on the application of inorganic nano-structured materials in the modification of textiles: focus on anti-microbial properties,Colloids and surfaces. Colloids and surfaces. B, Biointerfaces. 2010; 79(1): 5-18.
8. Hobekast LV, Camacho GB, Demarco FF. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements – influence of the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays. Journal of Operative Dentistry 2007; 32(5):488-495.
9. Xu HHK, Quinn JB, Giu Seppetti AA. Wear and mechanical properties of nano-silica whisker composites. Journal of Dental Research 2004; 83:930-935.
10. Sumita B, Mitra Brian N.An application of nanotechnology in advanced dental materials. The Journal of the American Dental Association 2003;134:1382-1390.
11. Adams L, Lyon D, Alvarez P. Comparative Eco-toxicity of Nanoscale TiO2, SiO2, and ZnO water suspensions. Water Research 2006; 40(19): 3527-32.
12. Beyth N, Yu dovin–farber I, Bahie R, Domb A, Weiss E. Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against streptococcus mutants Biomaterial 2006; 27: 3995-4002.
13. Takashi K, Yoko T, Gang W, Kumi S, Takeshi Y, Norio T, et al. Preparation of Antibacterial Polymer-Grafted Silica Nanoparticle and Surface Properties of Composites Filled with the Silica Antibacterial Polymer-grafted Silica Nanoparticle. Polymer Journal 2009; 41: 744-751.
14. Jisha ER, Balamurugan G, Selvakumar P, Edison N. Synthesis of Silica Nanoparticle By Chemical Method And Their Antibacterial Activity. International Journal of Pharmacology Techniqual Research 2012; 4 (3): 1323-1331.

15. Hetrick EM, Shin JH, Stasko NA, Johnson CB. Bactericidal efficacy of nitric oxide-releasing silica nanoparticles. ACS Nanotechnology 2008; 2(2):235-46.
16. Farret M, Eduardo M, Eduardo G. Can we add chlorhexidine into glass ionomer cements for band cementation? Angle Orthodontics 2011; 81:496–502.
17. Beyth N, Raphael P, Ervin I. Antibacterial Activity of Dental Cements Containing Quaternary Ammonium Polyethylenimine Nanoparticles. Journal of Nanomaterial 2012; Article ID 814763.
18. Elsaka SE, Hamouda IM, Swain MV. Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and antibacterial properties. Journal of Dentistry 2011; 39(9):589-98.
19. Yap AU, Khor E, Foo SH. Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Operative Dentistry* 1999; 24(5):297–305.
20. Beyth N, Domb AJ, Weiss EI. An in-vitro quantitative antibacterial analysis of amalgam and composite resins. Journal *of* Dentistry 2007; 35(3): 201–206.
21. Ribeiro J, Ericson D. In vitro antibacterial effect of chlorohexidineadded to glass-ionomer cements. Scandinavia Journal of Dental Research 1991; 99:533–540.
22. Hoszek A, Ericson D. In vitro fluoride release and theantibacterial effect of glass ionomers containing chlorhexidinegluconate. Operative Dentistry 2008; 33:696–701.
23. Forsten L. Short and long-term fluoride release from glass ionomer and other fluoride containing filling materials in vitro. Scandinavia Journal of Dental Research 1990;98:179-185.
24. Deschepper EJ, Berry EA. A comparative study of fluoride release from glass ionomer cements. Quintessence Int 1991;22:215-220.
25. Forsten L. Fluoride release of glass ionomers. In Hunt P: 2th symposium on glass ionomer cements. Philadelphia 1994:241-246.
26. Griffin F, Donly KJ. Caries inhibition by fluoride-releasing liners. American Journal of Dentistry 1992; 5:293-295.
27. Seppa L, Forss H. The effect of fluoride application on fluoride release and the antibacterial effect of glass ionomers. Journal of Dental Research 1993; 72:1310-1314.
28. Momoi Y, McCabe JF. Fluoride release from light activates glass ionomer restorative cements. Dental Material 1993; 9:151-154.
29. Sidhu SK, Whatson TF. Resin modified glass ionomer materials. A status report for the American journal of dentistry. American Journal of Dentistry 1995; 8:59-67.
30. Sumits B, Dong Wu . An application of nanotechnology in advanced dental materials. Journal of American Dentistry 2003; 134:1382-1390.
31. Gu YW, Yap A. Effect of incorporation of HA/ZrO_2 into glass ionomer cement. Biomaterial 2005; 26:713-720.
32. Chae MH, Lee YK. The effect of hydroxyapatite on bonding strength in light curing glass ionomer dental cement. Key of Engineering Material 2006; 309(311):881-884.
33. Marwan AH, Caleb H. Synthesis and characterization of nano alumina dental filler. International Journal of nano and Bio material 2008;1(4):411-428.
34. Moshaverinia AL, Ansari SA. Effect of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramic into conventional glass ionomer cements. Acta Biomaterial 2008; 4(2):432-440.
35. Shivaughn M, White D. Comparison of the mechanical properties of two nano-filled composite materials. Clinical Odontology 2009; 5(3):241-246.

Daneshvar

Medicine

The Effect of light curing glass ionomer containing various amounts of silica nanoparticles on the Streptococcus mutans activity

Fatemeh Esmi[1] , Seyed Mahmoud Amin Maraashi[2], Atefeh Saffari[1], Esmail Taheri[3]

1. Aesthetic and Restorative Department, Dental Faculty, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran**.**
2. Microbiology Department, Babol University of Medical Science, Babol, Iran**.**
3. Dental Research Center, Dental Faculty, Babol University of Medical Science, Babol, Iran**.**

E-mail: f.esmi@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: Since the preparation of antibacterial materials in dentistry is very noticeable, therefore, we tried to evaluate this effect on Streptococcus mutans by addition of silica nanoparticles to LCGI (light curing glass ionomer).

Materials and Methods: In this in vitro study, we had five LCGI experimental groups that contained 0, 0.2, 0.5, 1, and 2% (w/w) of silica nanoparticles. For disc diffusion test, 15 samples were prepared and their anti-Streptococcus mutans effects in agar culture were evaluated. Antibacterial effects of 15 micro-tubes containing different groups of LCGI were evaluated in direct contact test.

Results: There were significant differences between specimens containing nanoparticles and control group in both disc diffusion and direct contact test.

Conclusion: In disc diffusion test, bacterial growth inhibition hallo showed that LCGI penetrates into peripheral environment and disrupted bacterial growth. In direct contact test, samples showed significant bacterial growth inhibition. By increasing nanoparticles weight percent, there was a significant decrease in bacterial growth.

Key words: Light curing glass ionomer, Streptococcus Mutans, Silica nanoparticles, Antibacterial effect.

Scientific-Research Journal of Shahed University
21st year, No. 108
December 2013, January 2014

Received: 2013/10/15
Last revised: 2013/11/23
Accepted: 2013/11/27