

تعیین شرایط مناسب برای تهیه کامپوزیت دندان بر پایه رزین بیس فنول A - گلیسیدیل متاکریلات تقویت شده با نانوساختار ائروژل سیلیسی

پریسا امیری، زهرا طالبی*⁺، داریوش سمنانی

دانشکده مهندسی نساجی، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

روح اله باقری

دانشکده مهندسی شیمی، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده: در پژوهش حاضر، کامپوزیت دندان نوین بر پایه بیس فنول A-گلیسیدیل متاکریلات (Bis-GMA) / تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA) دارای پرکننده نانوساختار ائروژل سیلیسی آبگریز با تخلخل بالای ۸۰٪، روزنه های با اندازه متوسط ۱۰ نانومتر و سطح ویژه $111 \text{ m}^2/\text{g}$ تهیه شد و اثر متغیرهای فرایندی مهم شامل زمان نوردی، نسبت وزنی دو رزین و روش تهیه بر ویژگی های این نوع کامپوزیت بررسی شد. شناسایی ذره های ائروژل سیلیسی و بررسی ویژگی های کامپوزیت دندان با استفاده از آزمون های FTIR، جذب و واجذب نیتروژن، تغییر رنگ و آزمون استحکام فشاری انجام گرفت. نتیجه ها نشان دادند که استفاده از ذره های نانوساختار ائروژل سیلیسی به عنوان پرکننده در کامپوزیت دندان، شاخص سفیدی کامپوزیت به دست آمده را در مقایسه با رزین اولیه به طور چشمگیری افزایش می دهد. با افزایش زمان نوردی تا ۴۰ ثانیه، شاخص زردی کامپوزیت به شدت کاهش و شاخص سفیدی آن افزایش یافت و پس از آن، هر دو شاخص ثابت ماندند. با حضور ذره های ائروژل در رزین دندان، استحکام فشاری کامپوزیت به دست آمده تا ۵۰٪ افزایش یافت. همچنین کامپوزیت تهیه شده با ترکیب مونومرهای Bis-GMA/TEGDMA با نسبت وزنی ۵۰/۵۰ به دلیل گرانیوی پایین تر رزین و نفوذ بهتر آن به درون حفره های نانومتری پرکننده، از استحکام فشاری بالاتر در مقایسه با کامپوزیت تهیه شده با نسبت وزنی ۷۰/۳۰ از Bis-GMA/TEGDMA برخوردار است. با استفاده از روش اختلاط ائروژل سیلیسی با مونومر رقیق تر TEGDMA و سپس فرایند حباب گیری و اختلاط با رزین Bis-GMA و آغازگر، کامپوزیتی با استحکام فشاری بالاتر تهیه شد. همچنین استفاده از ائروژل سیلیسی به عنوان تقویت کننده رزین دندان منجر به افزایش درصد زنده ماندن سلول ها و کاهش سمیت کامپوزیت دندان شد.

کلمات کلیدی: کامپوزیت دندان؛ بیس فنول A-گلیسیدیل متاکریلات؛ ائروژل سیلیسی؛ متغیرهای فرایندی.

KEYWORDS: Dental composite; Bisphenol A-glycidyl methacrylate; Silica aerogel; Process parameters.

+E-mail: z.talebi@cc.iut.ac.ir

* عهده دار مکاتبات

مقدمه

در سال‌های اخیر استفاده از کامپوزیت‌های دندانی در دندانپزشکی برای ترمیم پوسیدگی دندان‌ها افزایش چشمگیری داشته است. زیبایی بسیار، ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی خوب، سادگی کاربرد و نداشتن آثار جانبی ناخواسته برای بیمار و دندانپزشک باعث شده تا این کامپوزیت‌ها به‌ویژه در ترمیم دندان‌های پیشین به‌سرعت جایگزین مواد سنتی ترمیم دندان یعنی آمالگام‌ها (ملغمه‌ها) شوند. آمالگام به مدت بیش از صد سال است که در دنیا برای ترمیم دندان استفاده می‌شود [۳ - ۱]. در نیمه قرن ۱۹ میلادی با پیشرفت روزافزون جوامع بشری و نیاز به زیبایی در ترمیم دندان‌ها به ویژه دندان‌های پیشین، مواد ترمیمی هم‌رنگ دندان با تلاش پاورز^۱ تهیه شدند. پاورز به دنبال اصلاح عیب‌های رزین‌های آکرلیک، نوعی پلیمر تقویت‌شده با سیلیس را معرفی کرد که به نام کامپوزیت دندانی شهرت یافت [۳]. واژه کامپوزیت در دندانپزشکی به‌طور عمده به پلیمرهای تقویت‌شده‌ای اشاره دارد که به‌منظور ترمیم و جایگزینی بافت دندانی ازدست‌رفته (پوسیده)، اصلاح رنگ و شکل دندان و همچنین افزایش زیبایی به‌کار می‌روند [۴، ۳].

رزین کامپوزیت (کامپوزیت دندانی) از اجزای گوناگون تشکیل شده است که شامل زمینه پلیمر آلی، ذره‌ها پرکننده غیرآلی (معدنی)، عامل اتصال‌دهنده و آغازگر هستند. پرکننده‌ها بخش عمده کامپوزیت‌های دندانی را تشکیل می‌دهند. ذره‌های پرکننده غیرآلی ممکن است دارای یک یا چند ذره معدنی مانند شیشه یا کوارتز، سرامیک‌ها، میکروسیلیس یا نوع‌های نوین نانوذره‌ها باشند [۳].

کامپوزیت‌های با زمینه بیس رزینی (Bis) نخست در دهه ۱۹۶۰ میلادی معرفی شدند. این کامپوزیت‌ها از ویژگی‌های مکانیکی بالاتر، ضریب انبساط گرمایی کمتر، تغییر اندازه کم‌تر و مقاومت سایشی بیشتر نسبت به آکرلیک‌ها و سیلیکات‌ها و سرانجام عملکرد دندانپزشکی دلخواه برخوردارند. کامپوزیت‌های اولیه با انجام یک واکنش شیمیایی فعال می‌شدند. در حالی که، نسل بعدی کامپوزیت‌ها با نور فرابنفش (UV) و نسل جدیدتر آن‌ها با استفاده از نور مرئی فعال می‌شوند [۷-۵]. توسعه همیشگی فناوری کامپوزیت دندانی منجر به عرضه مواد نوین با دوام بسیار خوب و مقاوم به سایش شد که از نظر زیبایی و رنگ، شباهت زیادی به دندان طبیعی داشتند. به‌ویژه، استفاده از نانوفناوری برای کنترل شکل و ظاهر پرکننده‌ها در نانو کامپوزیت‌ها باعث بهبود چشمگیری در ویژگی‌های این دسته از مواد شد [۹، ۸، ۳].

در حال حاضر به‌منظور بهبود ویژگی فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت دندانی، پژوهش‌ها بیشتر بر روی مواردی مانند مقدار پرکننده، اندازه ذره‌ها، سیلان‌دار کردن پرکننده به منظور اتصال بهتر به رزین زمینه و استفاده از ذره‌های جدید متمرکز شده‌اند. مطالعه‌ها نشان داده‌اند که ویژگی‌های مکانیکی کامپوزیت‌های دندانی به شدت تحت تأثیر اندازه و مقدار ذره‌های پرکننده قرار دارند. به‌همین دلیل در سال‌های اخیر، کاهش تدریجی در اندازه ذرات پرکننده در رزین کامپوزیت، به شدت مورد توجه قرار گرفته است. پژوهش‌ها نشان داده‌اند که استفاده از ذره‌های در مقیاس نانو بسیار بهتر از ذره‌های با اندازه میکرون می‌تواند ویژگی‌های مکانیکی کامپوزیت دندانی را بهبود دهد [۱۱، ۱۰، ۳]. با وجود پیشرفت‌های صورت گرفته در زمینه رزین‌های مورد استفاده در مواد دندانی، هنوز استحکام و پایداری این مواد برای استفاده در نقطه‌های پرتنش به بررسی و پژوهش بیش‌تری نیاز دارد. افزون بر این، انقباض رزین پس از بسپارش (پلیمری شدن) یکی از مشکل‌های مهم این مواد به شمار می‌رود [۳]. در این راستا، پژوهش‌های فراوانی در زمینه پرکننده‌های گوناگون به منظور بهینه‌سازی ویژگی‌های مواد دندانی صورت گرفته و نتیجه‌ها نشان داده‌اند که استفاده از پرکننده‌های متخلخل در بهبود ویژگی‌های رزین مورد استفاده در مواد دندانی، بسیار مؤثر است. در صورتی که بتوان به کمک یک روش ویژه، سطح پرکننده مورد استفاده در رزین را متخلخل نمود، سطح اتصال رزین زمینه به پرکننده بیش‌تر شده و در نتیجه، پیوند قوی‌تری بین پرکننده و زمینه ایجاد خواهد شد [۱۲]. نظریه متخلخل کردن پرکننده‌ها به‌منظور افزایش برهمکنش پرکننده و مونومر، توسط پژوهشگران مطرح شد. در این روش، مونومرهای رزین پیش از بسپارش (با فشار بالا یا در خلأ) به حفره‌های این پرکننده‌ها نفوذ کرده که منجر به درگیری مکانیکی بیش‌تر بین ذره‌های پرکننده و زنجیرهای پلیمری رزین می‌شود. این کار افزون بر بهبود ویژگی‌های مکانیکی کامپوزیت، به کاهش میزان انقباض ناشی از بسپارش نیز کمک می‌کند [۵].

کیانی‌منش و همکاران، انقباض پلیمریزاسیون دو نوع کامپوزیت دندانی با پرکننده معمولی میکروهیبرید و پرکننده متخلخل با اندازه ۰/۳ تا ۰/۵ میکرون را مورد بررسی قرار دادند. بر اساس نتیجه‌های به دست آمده، میزان انقباض کامپوزیت دارای پرکننده نانومتخلخل در مقایسه با کامپوزیت میکروهیبرید با پرکننده‌های معمولی ۲۰٪ کاهش یافت. همچنین نتیجه‌های نشان داد که تفاوت معناداری در سرعت انقباض پلیمریزاسیون و درجه تبدیل کامپوزیت دارای پرکننده نانومتخلخل یا میکروهیبرید دیده نمی‌شود [۱۲].

(۱) Powers

کامپوزیت را توصیه کرده‌اند. با توجه به این که تاکنون پژوهشی در رابطه با استفاده از نانو ساختار ابروزل به عنوان پرکننده در کامپوزیت دندان در مراجع گزارش نشده است و همچنین با توجه به تفاوت ساختاری ویژه و یگانهای پروژل سیلیسی با سایر پرکننده‌های مورد استفاده در این نوع کامپوزیت‌ها، تعیین شرایط مناسب برای تهیه رزین کامپوزیت دندان پر شده با ابروزل و بهینه‌سازی ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی فرآورده از اهمیت زیادی برخوردار است. بنابراین هدف از این پژوهش، تهیه کامپوزیت دندان بر پایه Bis-GMA/TEGDMA^4 دارای پرکننده نانو ساختار و متخلخل ابروزل سیلیسی است. همچنین شرایط تهیه این کامپوزیت مانند میزان نوردی، نسبت رزین‌های دندان و روش اختلاط پرکننده با رزین مورد بررسی قرار گرفته است.

بخش تجربی

مواد

برای تهیه کامپوزیت دندان از مونومرهای بیس فنول A- گلیسیدیل متاکریلات (Bis-GMA) و رزین تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات^۵ (TEGDMA)، آغازگر کامفور کوئینون ۶ (CQ) و کمک‌آغازگر دی متیل آمینو اتیل متاکریلات ۷ (DMAEMA) خریداری شده از شرکت مرک (آلمان) استفاده شد. تترا اتیل اورتوسیلیکات^۸ (TEOS)، تری متیل کلروسیلان^۹ (TMCS)، هیدروکلریک اسید (HCl) و آمونیوم هیدروکسید و اتانول برای سنتز ابروزل سیلیسی از شرکت مرک و n- هگزان از شرکت دکتر میرجلیلی تهیه شدند. پودر ابروزل سیلیسی با اندازه زیر ۱۰ میکرون به عنوان پرکننده کامپوزیت با استفاده از روش سل - ژل دومرحله‌ای و روش خشک کردن در فشار محیط بر اساس پژوهش پیشین سنتز شده است [۲۱].

سنتز ذره‌های نانو ساختار ابروزل سیلیسی

برای تهیه ابروزل سیلیسی از پیش ماده TEOS، روش سل - ژل دومرحله‌ای با نسبت‌های مولی $\text{TEOS:H}_2\text{O:EtOH}$ برابر با ۱:۳/۵:۳/۹ و به دنبال آن روش خشک کردن در شرایط محیط استفاده شد که مرحله‌های گوناگون سنتز به شرح زیر است [۲۱]:

زندی‌نژاد و همکاران از شیشه‌سرامیک و پرکننده متخلخل برای بهبود خواص مکانیکی کامپوزیت دندان استفاده کردند. نتیجه‌ها نشان داد که با متخلخل کردن پرکننده‌های کامپوزیت، میزان استحکام خمشی آن افزایش یافته ولی مدول الاستیک و مدول خمشی آن تغییر معنادار نخواهد داشت. همچنین با ایجاد تخلخل در پرکننده، استحکام خمشی کامپوزیت دندان به دست آمده از ۶۲/۶ به ۷۸/۵ افزایش یافت [۱۳].

درسال‌های اخیر، استفاده از نانو ساختار ابروزل سیلیسی^۱ با ویژگی‌های یگانه‌ای مانند مساحت سطح ویژه بالا ($500-1200 \text{ m}^2/\text{g}$)، تخلخل زیاد (۸۰-۹۹/۸٪)، چگالی کم ($0.5-0.05 \text{ g/cm}^3$) و حفره‌های مزومتری (۲-۵۰nm)، به عنوان پرکننده کامپوزیت‌های پلیمری و بهبود دهنده ویژگی‌های مکانیکی آن‌ها مورد توجه قرار گرفته است [۱۴-۱۸].

ویو^۲ و همکاران در سال ۲۰۱۱ میلادی از مقدارهای گوناگون ابروزل سیلیسی به عنوان پرکننده در رزین اپوکسی استفاده کردند. ارزیابی ویژگی‌های مکانیکی کامپوزیت‌های به دست آمده نشان داد که افزودن ۰/۱ تا ۵ درصد وزنی این پرکننده منجر به بهبود مدول کامپوزیت‌ها نسبت به رزین خالص می‌شود [۱۹].

در سال ۲۰۱۳ میلادی اثر افزودن ابروزل بر ویژگی‌های گرمایی کامپوزیت پلی‌استر پر شده با پلی‌استایرن بازیافتی مورد بررسی قرار گرفت. نتیجه‌ها نشان داد که تنها با افزودن ۰/۳ درصد وزنی ابروزل، ظرفیت گرمایی ویژه کامپوزیت حاصل از 1706 J/kg.K به 565 J/kg.K کاهش می‌یابد [۱۹].

سیه^۳ و همکاران در سال ۲۰۱۵ میلادی، کار شکست کامپوزیت کربن ابروزل / اپوکسی را مورد بررسی قرار دادند. استفاده از ۰/۳ درصد وزنی ابروزل کربنی منجر به افزایش صد در صدی انرژی شکست شد. نتیجه‌های این بررسی نشان داد که با افزایش درصد وزنی بیش تر از ۰/۳ به علت بالا رفتن درصد حجمی این پرکننده درون رزین، انباشتگی ذره‌ها دیده شده و کار شکست کاهش می‌یابد [۱۶].

تاکنون پژوهش‌های اندکی در زمینه استفاده از نانو ساختار ابروزل سیلیسی به عنوان پرکننده کامپوزیت‌های پلیمری انجام شده است. با این وجود، پژوهشگران در سال‌های اخیر به استفاده از پرکننده‌های متخلخل به منظور بهبود چشمگیری در ویژگی‌های

(۱) Silica Aerogel
(۲) Wei
(۳) Hsieh
(۴) Bisphenol A glycidyl methacrylate/ Triethylene glycol Dimethacrylate
(۵) Triethyleneglycol dimethacrylate

(۶) camphorquinone
(۷) 2-(dimethylamino) ethyl methacrylate
(۸) Tetraethoxy silane
(۹) Trimethylchlorosilane

سه متغیر مهم در تهیه کامپوزیت دندان‌ی بر پایه رزین Bis-GMA و DMAEMA به‌شمار می‌روند، نمونه‌های کامپوزیتی گوناگون در شرایط متفاوت نوردی و آماده‌سازی مخلوط دندان‌ی تهیه شده و مورد ارزیابی قرار گرفتند تا شرایط مناسب برای تهیه کامپوزیت دندان‌ی پر شده با ابروژل تعیین شود.

به دلیل نبود مقاله‌های مربوط به کامپوزیت دندان‌ی تقویت‌شده با ابروژل سیلیسی در مراجع معتبر، یکی از چالش‌های مهم در این پژوهش، انتخاب یک روش مناسب برای تهیه کامپوزیت دندان‌ی با ویژگی‌های مکانیکی مناسب است. نتیجه‌های آزمایش‌های اولیه نشان دادند که وجود حباب‌های ناشی از نفوذ رزین به داخل حفره‌های ابروژل یکی از عیب‌های تهیه کامپوزیت‌های دندان‌ی دارای این پرکننده است. این پدیده، لزوم بهره‌گیری از یک راهکار مناسب برای تهیه رزین کامپوزیت دندان‌ی با این نوع پرکننده را نشان می‌دهد. بنابراین، دو روش گوناگون ۱ و ۲ برای تهیه کامپوزیت دندان‌ی حاوی ابروژل طراحی و بررسی شدند.

روش ۱:

در این روش، نخست مونومرهای Bis-GMA و TEGDMA با مقادیر معین (مطابق جدول ۱) مخلوط شده و سپس آغازگر کامفور کوئینون و کمک آغازگر به این مخلوط افزوده شد. سپس، پرکننده ابروژل سیلیسی آبرگیز به میزان ۵٪ وزنی به این مخلوط افزوده شد. آنگاه برای حذف حباب‌های موجود در آن، مخلوط به مدت ۳ ساعت در آن خلا با فشار ۱۷۵ میلی‌بار و دمای ۲۴ درجه سلسیوس قرار گرفت. در انتها، مخلوط حباب‌گیری شده به قالب مربوطه منتقل شده و به مدت ۴۰ ثانیه از هر دو سو نوردی و پخت شد. نمونه کامپوزیت دندان‌ی تهیه شده با این روش در ادامه مقاله با کد CB۱ مشخص شده است.

روش ۲:

در این روش که روش نفوذی نام دارد، برای نفوذ بهتر مونومرها و زنجیره‌های پلیمری درون حفره‌های پرکننده متخلخل ابروژل، ابتدا پودر ابروژل با مونومر رقیق‌تر TEGDMA مخلوط شد. مخلوط به دست آمده به مدت ۱ ساعت در آن خلا با فشار ۱۷۵ میلی‌بار و دمای ۲۴ درجه سلسیوس قرار گرفت. سپس، مونومر Bis-GMA و آغازگر و کمک‌آغازگر با مقادیر معین به آن افزوده شد و دوباره برای حذف حباب‌ها، درون آن، مخلوط در یک آن خلا با شرایط همانند به مدت ۲ ساعت قرار داده شد. سرانجام، مخلوط حباب‌گیری شده

مرحله هیدرولیز: در این مرحله TEOS با H₂O (با نسبت مولی ۱:۱) و اتانول در حضور HCl (pH=۳-۴) در دمای ۶۰ °C به مدت ۱٫۵ ساعت مخلوط شدند تا سل سیلیسی تشکیل شود.

مرحله تشکیل ژل: در این مرحله مقدار آب باقیمانده با آمونیوم هیدروکسید مخلوط شده (pH=۸) و پس از سرد شدن سل، در دمای محیط به آن افزوده شد و به مدت ۱٫۵ ساعت در دمای ۵۰ °C در ظرف دربسته قرار گرفت که در این مرحله سل سیلیسی، پلیمریزه و ژل تشکیل شد.

مرحله زمان‌دهی: ژل سیلیکاتی به دست آمده از مرحله ۲ در اتانول قرار گرفته و به مدت ۱۲ ساعت در دمای ۴۵ °C و ۱۲ ساعت در دمای محیط زمان داده شده که در طول این مدت، اتانول مصرفی یک مرتبه تعویض شد.

مرحله تبادل حلال: در این مرحله الکوژل به دست آمده از مرحله ۳ به مدت ۱۲ ساعت در دمای ۴۵ °C و ۱۲ ساعت در دمای محیط در حلال n-هگزان قرار گرفته تا تبادل حلال‌ها صورت گیرد و در طول این مدت، حلال یک مرتبه تعویض شد.

مرحله اصلاح سطح: در این مرحله، سطح الکوژل به وسیله محلول ۵٪ TMCS در n-هگزان در دمای ۵۰ °C به مدت ۱۰-۱۲ ساعت اصلاح شده به طوری که قرارگیری گروه‌های متیل روی سطح روزنه‌ها از تشکیل پیوندهای سیلوکسان جدید جلوگیری کرده و همچنین به ابروژل به دست آمده ویژگی آبرگری بخشیدهد.

مرحله شستشو با n-هگزان: الکوژل اصلاح شده به مدت ۱۲ ساعت در دمای ۴۵ °C و ۱۲ ساعت در دمای محیط در حلال n-هگزان قرار گرفت تا مواد اضافی روی سطح به طور کامل جدا شوند. مرحله خشک کردن: در این مرحله برای کنترل تبخیر حلال موجود در حفره‌های ساختار، الکوژل در فویل آلومینیومی که روزنه‌های ریزی در آن تعبیه شده قرار گرفته و نخست به مدت ۱۲ ساعت در دمای محیط و سپس ۵ ساعت در دمای ۶۰ °C، ۵ ساعت در دمای ۸۰ °C و ۲ ساعت در دمای ۱۲۰ °C خشک شد.

تهیه رزین کامپوزیت دندان‌ی

برای تهیه نمونه‌های کامپوزیت دندان‌ی، مخلوط رزین‌های دندان‌ی فعال با استفاده از اختلاط مونومرهای دندان‌ی با نسبت وزنی مشخص، آغازگر، کمک‌آغازگر و پرکننده آماده شد. مخلوط پس از حباب‌گیری در آن خلا، توسط دستگاه لایت کیور LED با شدت تابش ۱۰۰۰ mW/cm² ساخت کشور چین نوردی و پخت شد. از آن‌جا که زمان نوردی، نسبت وزنی دو رزین و روش اختلاط مواد،

جدول ۱- مقدارهای اجزای تشکیل دهنده و شرایط تهیه نمونه‌های کامپوزیت دندانی.

مواد مصرفی	P	R-۵۰	R-۷۰	CB۱	CB۲
Bis-GMA (g)	۰٫۶	۰٫۲۹	۰٫۴	۰٫۶	۰٫۶
TEGDMA (g)	۰٫۶	۰٫۲۹	۰٫۱۷۵	۰٫۶	۰٫۶
پرکننده (g)	-	۰٫۰۶	۰٫۰۶	۰٫۰۶	۰٫۰۶
آغازگر (CQ) (g)	۰٫۰۰۶	۰٫۰۰۲۶	۰٫۰۰۲۶	۰٫۰۰۶	۰٫۰۰۶
کمک آغازگر (DMAEMA) (g)	۰٫۰۱۲	۰٫۰۰۵	۰٫۰۰۵	۰٫۰۱۲	۰٫۰۱۲
زمان نوردی (s)	۴۰	۴۰	۴۰	۴۰	۴۰
نسبت وزنی رزین Bis-GMA/TEGDMA	۵۰/۵۰	۵۰/۵۰	۳۰/۷۰	۵۰/۵۰	۵۰/۵۰
روش اختلاط	۱	۱	۱	۱	۲

آن‌ها با استفاده از دستگاه پراش پرتو ایکس INEL (مدل Equinix 3000) ساخت کشور فرانسه و در ولتاژ 40kV و جریان 30 mA و با دقت ۰٫۱ درجه ارزیابی شد.

چگالی ذره‌های ابروژل بر اساس استاندارد ASTM D1۸۹۵ B و با محاسبه نسبت وزن به حجم نمونه تعیین شد. همچنین میزان تخلخل نمونه‌ها با استفاده از رابطه (۱) محاسبه شد.

$$\rho_b = \rho_s (1 - P) \quad (1)$$

که P میزان تخلخل، ρ_b چگالی توده (پودر ابروژل) و ρ_s چگالی نظری بخش جامد است که برای سیلیکای بی‌شکل مقدار $2/2 \text{ g/cm}^3$ را دارد [۲۱]. به منظور بررسی ساختار شیمیایی و گروه‌های عاملی ابروژل سیلیسی سنتز شده، رزین و کامپوزیت دندانی دارای پرکننده‌های گوناگون از دستگاه طیف‌سنج فرسرخ تبدیل‌فوریه (FT IR) مدل MB-۱۰۰ ساخت کشور کانادا استفاده شد.

ویژگی‌های فشاری کامپوزیت دندانی

آزمون استحکام فشاری بر روی نمونه کامپوزیت استوانه‌ای شکل تهیه‌شده با استفاده از یک قالب فلزی با قطر 4 ± 0.1 میلی‌متر و ارتفاع 6 ± 0.1 میلی‌متر، مطابق استاندارد ISO۹۹۱۷-۱ انجام شد. نمونه درون قالب قرار گرفته و به مدت ۴ ساعت در آون خلا حباب‌گیری شده و سپس توسط دستگاه لایت‌کیور LED به مدت ۴۰ ثانیه از هر دو سوی نوردی شد. پس از کامل‌شدن بسپارش، نمونه‌ها با استفاده از دستگاه یونیورسال^۱ با نام تجاری هانسفیلد^۲ با سرعت 0.5 میلی‌متر در دقیقه مورد آزمون استحکام فشاری قرار گرفتند. برای تعیین استحکام فشاری هر نمونه کامپوزیت دندانی، این آزمون ۱۰ بار تکرار شد.

به قالب مربوطه منتقل شده و به مدت ۴۰ ثانیه از هر دو طرف نوردی و پخت شد. نمونه کامپوزیت دندانی تهیه شده با این روش در ادامه مقاله با کد CB۲ مشخص شده‌است.

به منظور بررسی اثر زمان پخت و نوردی کامپوزیت دندانی، مخلوط‌های دندانی گوناگون با شرایط نمونه CB۱ در جدول ۱ و نیز نمونه همانند بدون پرکننده تهیه و با زمان نوردی متفاوت پخت شد. افزون بر این، مخلوط‌ها برای تعیین زمان مناسب نوردی، تحت آزمون تغییر رنگ قرار گرفتند. رنگ زرد اولیه کامپوزیت ناشی از وجود آغازگر کامفور کوئینون است. تغییر رنگ کامپوزیت از زرد به سفید ناشی از انجام واکنش‌های شیمیایی و تغییر ساختار توسط بسپارش نوری است.

به منظور تعیین نسبت وزنی مناسب رزین‌های دندانی (Bis-) GMA/TEGDMA مطابق پژوهش‌های قبلی [۷-۵]، دو نمونه R-۵۰ و R-۷۰ با نسبت وزنی رزین Bis-GMA/TEGDMA به ترتیب برابر با ۵۰/۵۰ و ۷۰/۳۰ درصد وزنی تهیه و تحت آزمون استحکام فشاری قرار گرفتند. کد نمونه‌های کامپوزیت دندانی و شرایط تهیه هر یک از آنها در جدول ۱ مشخص شده‌است.

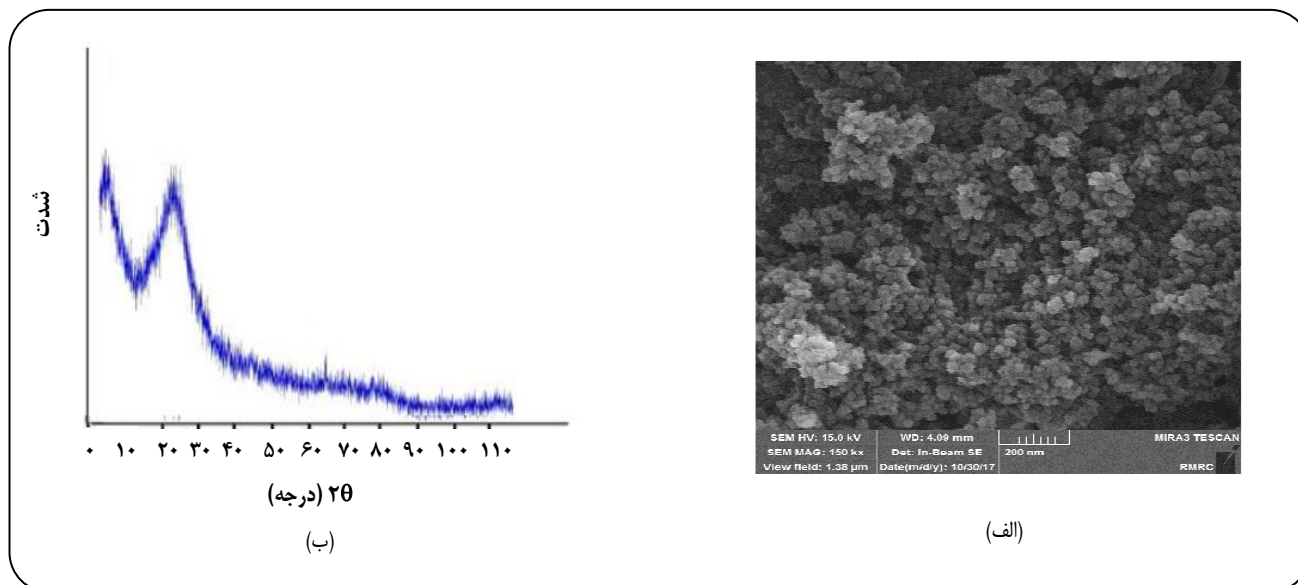
آزمون‌ها

شناسایی ذره‌های ابروژل سیلیسی

بررسی جذب و واجذب نیتروژن و روش‌های BET و BJH برای تعیین سطح ویژه، قطر حفره‌ها و ذره‌ها، توزیع اندازه حفره‌ها و حجم روزه‌های ذره‌های ابروژل با استفاده از دستگاه Micromeritics TriStar II Plus ساخت کشور آمریکا انجام شد. ریخت‌شناسی ذره‌های ابروژلی با استفاده از میکروسکوپ الکترونی پویشی گسیل‌میدان (FE-SEM, Hitachi) مدل S4160 ساخت کشور ژاپن و طیف XRD

(۱) Universal

(۲) Hounsfield



شکل ۱- تصویر FE-SEM (الف) و XRD (ب) ذره‌های ایزوپزل سیلیسی.

نتیجه‌ها و بحث

بررسی ساختار حفره‌ها و خواص فیزیکی ذره‌های ایزوپزل سیلیسی

شکل ۱(الف) تصویر FE-SEM ذره‌های ایزوپزل سنتز شده را نشان می‌دهد که بیانگر ساختار شبکه‌ای متخلخل آن است. طیف XRD ذره‌های ایزوپزل در شکل ۱(ب) نشان داده شده پهن بودن پیک در زاویه 2θ بین 15° تا 25° و نبود پیک زاویه‌های بالاتر بیانگر ساختار به طور کامل بی‌شکل آن و نبود بلور در ساختار است.

نمودار هم‌دمای جذب و واجذب نیتروژن ذرات ایزوپزل سیلیسی در شکل ۲(الف) دیده می‌شود که بر اساس دسته‌بندی آیوپاک، نمودار از نوع IV است. این نمودار، وجود ساختار متخلخل مزومتری (دارای حفره‌های ۲-۵۰ نانومتر) ذره‌های ایزوپزل را تأیید می‌کند. همچنین نمودار توزیع اندازه حفره‌های ذره‌های ایزوپزل (شکل ۲(ب)) نشانگر یک توزیع باریک حفره‌های موجود در ساختار و یکنواختی آن‌ها است. ویژگی‌های فیزیکی ذره‌های ایزوپزل سیلیسی در جدول ۲ گزارش شده‌اند و نشان می‌دهند که این ذره‌ها از سطح ویژه بالا ($811 \text{ m}^2/\text{g}$)، تخلخل ۸۵٪ و متوسط اندازه حفره‌ها برابر با ۸ nm برخوردارند. همچنین با توجه به زاویه تماس بالای آنها با آب (۱۵۹ درجه)، دارای ویژگی‌های آب‌گریزی شدید هستند. تخلخل و سطح مخصوص بالا و نیز حفره‌های نانومتری ذره‌های ایزوپزل به عنوان پرکننده کامپوزیت منجر به درگیری بیش‌تر رزین زمینه و پرکننده شده و بنابراین فصل مشترک در کامپوزیت افزایش یافته و ویژگی‌های مکانیکی کامپوزیت دندان‌ی به دست آمده را بهبود می‌بخشد.

غیر رنگ کامپوزیت دندان‌ی در اثر نوردهی

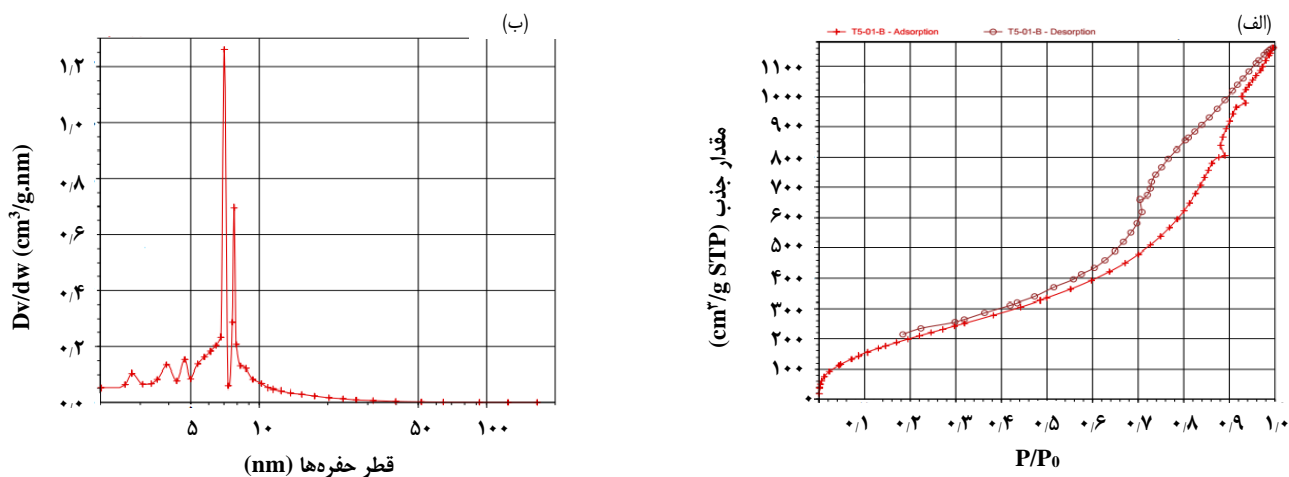
برای ارزیابی میزان تغییر رنگ کامپوزیت در اثر نوردهی، قرص‌هایی به قطر 9 ± 0.1 میلی‌متر و ضخامت 4.5 ± 0.1 میلی‌متر مطابق استاندارد ANSI/ADA۶۶ تهیه شدند. میزان زردی و سفیدی نمونه‌ها به وسیله دستگاه رنگ‌سنج بازتابی Tex flash ساخت شرکت دیتاکالر^۱ با قطر دیافراگم ۷ میلی‌متر، منبع نوری لامپ زنون، استاندارد سفید از نوع سولفات باریم، استاندارد مشکی از نوع کربن سیاه، درصد پرتو فرابنفش ۰ و ۵۰ درصد (مربوط به توان لامپ) تعیین شد. دستگاه توسط صفحه‌های سفید و سیاه استاندارد برسنجی شده و سپس شاخص سفیدی و زردی کامپوزیت‌های دندان‌ی پس از ۵، ۱۰، ۲۰، ۴۰ و ۶۰ ثانیه نوردهی توسط زمینه مشکی اندازه‌گیری شد.

سمیت سلولی کامپوزیت دندان‌ی

به منظور بررسی اثر سمیت ترکیب‌های دندان‌ی بر رشد و تکثیر سلول‌ها از روش رنگ‌سنجی MTT استفاده شد. پودر MTT یک نمک تترازولیموم محلول در آب بوده و هنگامی که این ترکیب در محیط کشت بدون فنول Red یا نمک فسفات با ویژگی بافری^۲ (PBS) حل شود، ترکیب زرد رنگی ایجاد می‌کند. اساس این آزمون بر پایه شکستن نمک MTT توسط آنزیم سوکسینات دهیدروژناز میتوکندریایی سلول‌های زنده است. ارزیابی سمیت سلولی در دو روز بر روی سلول‌های MG ۶۳ و با سه بار تکرار انجام شد.

(۱) Data Color

(۲) Phosphate buffered silane



شکل ۲- نمودار جذب و واجذب نیتروژن (الف) و توزیع اندازه حفره‌ها (ب) ذره‌های ابروزل سیلیسی.

جدول ۲- ویژگی‌های فیزیکی ذره‌های ابروزل سیلیسی.

زاویه تماس با آب (درجه)	تخلخل (%)	چگالی (g/cm^3)	میانگین اندازه ذره‌ها (nm)	میانگین قطر حفره‌ها (nm)	حجم حفره‌ها (g/cm^3)	سطح مخصوص (m^2/g)
۱۵۹	۸۵	۰٫۳۳	۳	۸	۱٫۸	۸۱۱

گروه‌های قطبی وجود ندارد و انتظار می‌رود که برهمکنش بین رزین زمینه و ذره‌های ابروزلی از نوع فیزیکی در فصل مشترک باشد. این پدیده ناشی از نفوذ زنجیرهای پلیمری رزین در روزه‌های نانومتری پرکننده است.

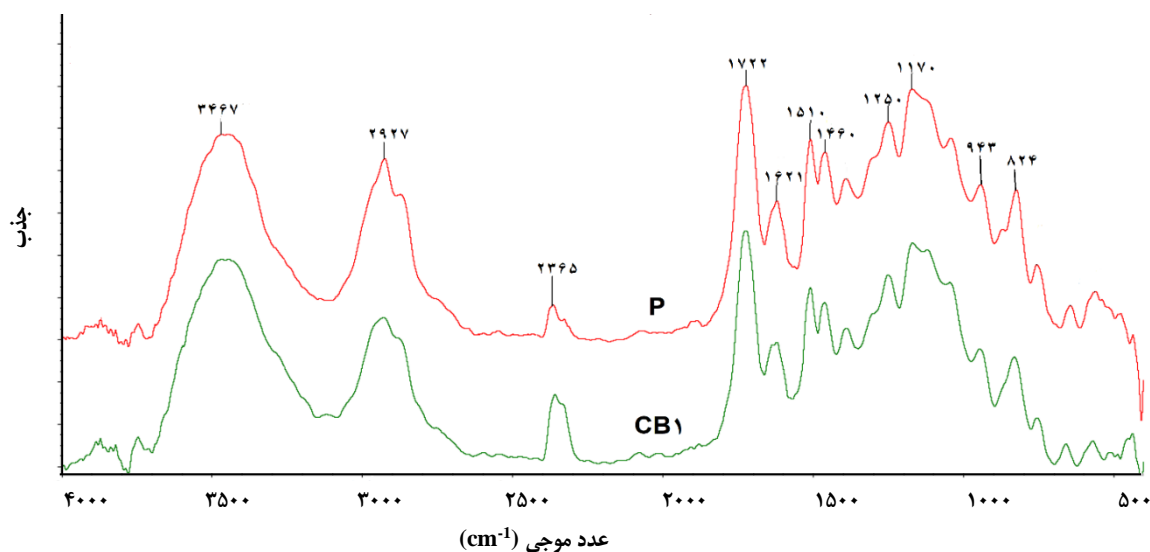
ارزیابی اثر شرایط تهیه کامپوزیت دندانی

اثر زمان نوردهی

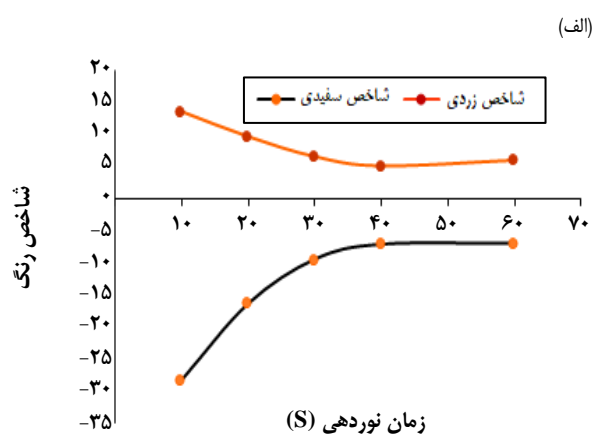
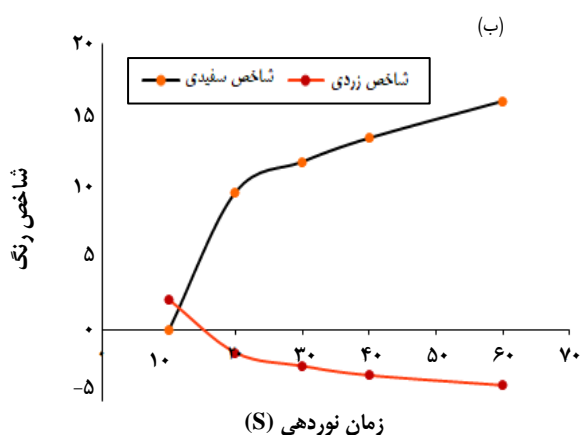
به منظور بررسی اثر زمان نوردهی بر رنگ کامپوزیت دندانی از آزمون ارزیابی تغییر رنگ و اندازه‌گیری شاخص زردی و سفیدی استفاده شد. شکل ۴ اثر زمان نوردهی بر شاخص سفیدی و زردی رزین دندانی بدون پرکننده و کامپوزیت دندانی پر شده با ذره‌های ابروزل را نشان می‌دهد. رنگ زرد اولیه کامپوزیت پیش از نوردهی، به دلیل وجود آغازگر کامفور کوئینون و ساختار ویژه و آروماتیک آن در ترکیب کامپوزیت است. فعال‌سازی نوری آغازگر با نور آبی با طول موج بیشینه ۴۶۵ نانومتر صورت گرفت. این نور آبی به‌وسیله آغازگرهای نوری مانند کامفور کوئینون جذب می‌شود. کامفور کوئینون تا زمانی که در معرض نور قرار نگیرد، پایدار و زرد رنگ است اما با آغاز نوردهی، رادیکال‌های آزاد در آن تولید می‌شوند که باعث تشکیل زنجیرهای پلیمری خواهند شد. با افزایش زمان نوردهی، درجه تبدیل و تغییر رنگ از زرد به سفید افزایش می‌یابد. تغییر رنگ کامپوزیت از زرد به سفید ناشی از تجزیه آغازگر کامفور کوئینون و افزایش رادیکال‌های آزاد برای انجام واکنش بسپارش است [۲۳].

بررسی ویژگی‌های شیمیایی کامپوزیت دندانی

به‌منظور ارزیابی برهم‌کنش بین رزین و پرکننده ابروزل سیلیسی، طیف FT IR رزین خالص و کامپوزیت‌های دندانی پر شده با این نوع پرکننده در شکل ۳ آمده است. نوار جذبی قوی در 1722 cm^{-1} مربوط به ارتعاش کششی C=O رزین‌های اکریلاتی و نوار ضعیف در 1170 cm^{-1} مربوط به ارتعاش کششی پیوند C-O رزین‌های اکریلاتی است. نوار جذبی پهن در 3467 cm^{-1} ناشی از ارتعاش کششی پیوند O-H و دو نوار جذبی در 1621 cm^{-1} و 1510 cm^{-1} ناشی از ارتعاش‌های حلقه آروماتیک مونومر Bis-GMA است. نوارهای جذبی به‌دست آمده از ارتعاش‌های کششی پیوند C-H گروه‌های متیل انتهایی مونومرهای اکریلاتی و نیز پرکننده ابروزل بوده و ارتعاش‌های خمشی پیوند C-H در گروه CH_2 مونومرهای زمینه به ترتیب در 2927 cm^{-1} و 1460 cm^{-1} دیده می‌شوند. همچنین نوار جذبی در 1250 cm^{-1} ناشی از ارتعاش‌های پیوند C-C آنهاست [۲۲]. ارتعاش کششی گروه Si-OH در پرکننده ابروزل سیلیسی نیز در بازه 941 cm^{-1} قابل دیدن است [۲۱]. نتیجه‌های نشان می‌دهند که در حضور پرکننده ابروزل سیلیسی، تغییر و یا جابه‌جایی چشمگیری در نوارهای جذبی رزین دندانی ایجاد نشده است. این موضوع نشانگر نبود برهمکنش شیمیایی قوی بین پرکننده ابروزل سیلیسی و رزین زمینه است. با توجه به ویژگی‌های آب‌گریزی شدید ذرات ابروزل سیلیسی ناشی از گروه‌های متیل در سطح آن‌ها، امکان برهمکنش شیمیایی قوی بین این ذره‌ها و رزین دندانی دارای



شکل ۳- طیف FTIR کامپوزیت دارای ابروزل و رزین خالص (P).



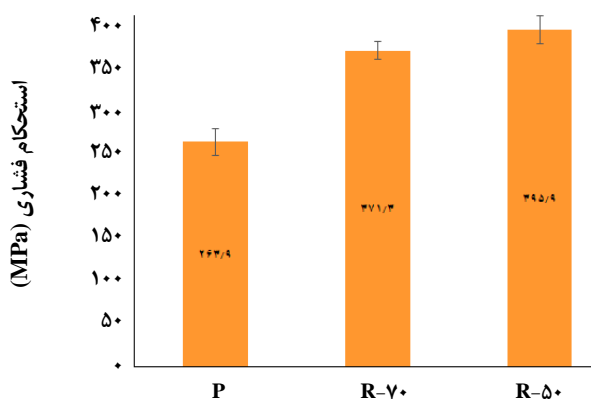
شکل ۴- اثر زمان نوردهی بر شاخص سفیدی و زردی کامپوزیت دندان (الف) بدون پرکننده (ب) دارای ۵٪ ابروزل سیلیسی.

شاخص زردی کاهش یافته و شاخص سفیدی افزایش می‌یابد. پس از آن با افزایش زمان نوردهی تا ۶۰ ثانیه، تغییر محسوسی در شاخص‌های سفیدی و زردی کامپوزیت دیده نمی‌شود. بنابراین، زمان نوردهی ۴۰ ثانیه به عنوان زمان مناسب انتخاب شد.

اثر نسبت وزنی دو رزین Bis-GMA/TEGDMA

نتیجه‌های استحکام فشاری نمونه‌های کامپوزیت دندان تهیه شده با دو نسبت وزنی ۷۰/۳۰ و ۵۰/۵۰ از مونومرهای دندان

نتیجه‌های نشان می‌دهند که شاخص سفیدی کامپوزیت دندان پر شده با ذره‌های ابروزل در مقایسه با رزین خالص، از تفاوت چشمگیری برخوردار است؛ به طوری که ذره‌های سفید رنگ ابروزل باعث افزایش بسیار زیاد شاخص سفیدی کامپوزیت دندان شده‌اند. این امر از محاسن استفاده از این نوع پرکننده نانوساختار به شمار می‌رود. با افزایش زمان نوردهی، رنگ کامپوزیت از زرد به سفید تغییر می‌کند؛ به طوری که شاخص سفیدی زیاد شده و در عوض، شاخص زردی کاهش می‌یابد. در هر دو نمونه کامپوزیت دندان، با افزایش زمان نوردهی تا ۴۰ ثانیه،



شکل ۵ - استحکام فشاری دو نمونه کامپوزیت دندان با نسبت رزین متفاوت.

به دست آمده از این آزمون، اختلاف استحکام فشاری دو کامپوزیت و نیز رزین خالص بدون پرکننده در سطح اطمینان ۰/۰۵ معنادار است. کامپوزیت CB۲ از استحکام فشاری بیش تری نسبت به کامپوزیت CB۱ دارد که می توان آن را به وجود حباب های هوای باقیمانده ناشی از ورود رزین به درون حفره های نانومتری ایروزل سیلیسی در نمونه CB۱ نسبت داد که در فرایند حباب گیری با آن خلا خارج نشده اند. وجود حباب در کامپوزیت های پلیمری یک نقص محسوب می شود زیرا به عنوان نقطه های تمرکز تنش و مبداء ایجاد ترک در کامپوزیت دندان عمل نموده و ویژگی های مکانیکی کامپوزیت را تضعیف می کنند. در روش ۲ که در ابتدا مونومر TEGDMA و ایروزل سیلیسی با هم مخلوط می شوند، به دلیل گرانی کمتر مونومر TEGDMA، این مونومر به سادگی به درون حفره های ایروزل سیلیسی نفوذ کرده و نیز حباب های ایجاد شده ناشی از نفوذ رزین به حفره های ساختار پرکننده، به طور موثری با آن خلا حذف می شوند. ولی در روش ۱، پس از اختلاط مونومر TEGDMA با مونومر دارای گرانی بالا یعنی Bis-GMA، پرکننده ایروزل به مخلوط به دست آمده افزوده می شود که به دلیل گرانی بالاتر آن، نفوذ رزین به درون حفره های نانومتری ایروزل سیلیسی، کندتر صورت می گیرد. همچنین، فرایند حباب زدایی در آن خلا سخت تر صورت گرفته و این امر باعث می شود که ویژگی های مکانیکی کامپوزیت حاصل در مقایسه با نمونه CB۱ کاهش یابد.

بررسی سمیت سلولی کامپوزیت دندان

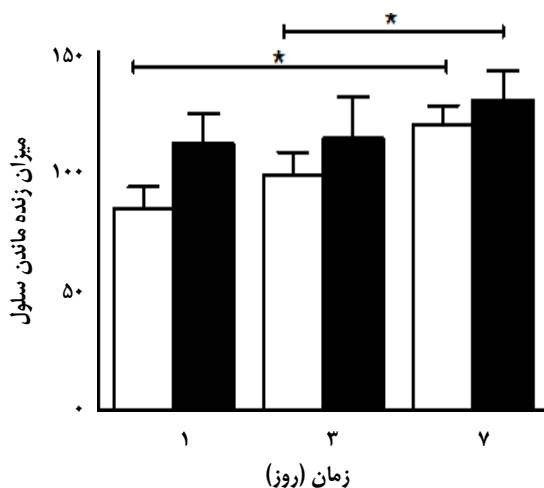
از آنجا که تا کنون از ایروزل سیلیسی به عنوان پرکننده در کامپوزیت های دندان استفاده نشده است، اثر سمیت ترکیب های دندان

Bis-GMA/TEGDMA (به ترتیب نمونه های R-70 و R-50) در مقایسه با رزین خالص بدون پرکننده (P) در شکل ۵ دیده می شوند که نشانگر از استحکام فشاری کم تر رزین بدون پرکننده در مقایسه با نمونه های پر شده با ذره های ایروزل سیلیسی است. حضور این ذره ها به عنوان پرکننده در رزین زمینه، انتقال تنش در کامپوزیت دندان را بهبود داده و منجر به تقویت کامپوزیت به دست آمده و افزایش استحکام فشاری آن می شود. همچنین کامپوزیت دندان R-50 از استحکام فشاری بالاتری در مقایسه با کامپوزیت دندان R-70 برخوردار است. بر طبق نتیجه های آزمون آماری یک طرفه آنوا (ANOVA)، اختلاف استحکام فشاری نمونه ها در سطح اطمینان ۰/۰۵ معنی دار است. استحکام فشاری بالاتر نمونه R-50 را می توان به گرانی پایین تر رزین دندان موجود در آن نسبت به نمونه R-70 نسبت داد. مونومر Bis-GMA به دلیل داشتن گروه های آروماتیک، دارای ساختار سخت و گرانی بالا است که این گرانی بالا از اختلاط مناسب پرکننده های معدنی در مقادیر زیاد با رزین دندان جلوگیری می کند. بنابراین، برای بهبود فرایند اختلاط رزین و پرکننده از مونومر هایی با وزن مولکولی کم تر و گرانی پایین تر مانند TEGDMA همراه با مونومر Bis-GMA استفاده می شود [۶].

در رزین کامپوزیت R-50 به دلیل گرانی کم تر نسبت به نمونه R-70، نفوذ بهتر رزین به درون حفره های نانومتری ذره های ایروزل سیلیسی منجر به بهبود فصل مشترک و افزایش چسبندگی رزین و پرکننده شده و در نتیجه، ویژگی های فشاری کامپوزیت دندان بهبود می یابد. همچنین گرانی کم تر رزین کامپوزیت R-50 منجر به پراکندگی و توزیع بهتر ذره های ایروزل سیلیسی به عنوان پرکننده در رزین زمینه می شود که این امر ویژگی های مکانیکی کامپوزیت دندان را بهبود می دهد.

اثر روش تهیه کامپوزیت

از آنجا که ایروزل سیلیسی دارای ساختاری متخلخل (تخلخل بالای ۸۰٪) و روزه های نانومتری (کم تر از ۳۰ نانومتر) است، آزمایش های اولیه برای تهیه کامپوزیت دندان دارای پرکننده ایروزل و نتیجه های به دست آمده از آن ها نشان می دهند که تشکیل حباب های ناشی از نفوذ رزین به داخل حفره های ایروزل یکی از نقطه های ضعف مهم در تهیه این نوع کامپوزیت به شمار می آید. نمونه های کامپوزیت دندان CB۱ و CB۲ حاوی ایروزل سیلیسی با دو روش متفاوت تهیه و ویژگی های فشاری آن ها اندازه گیری شد (شکل ۶). نتیجه ها با استفاده از آزمون یک سوپه ANOVA در سطح اطمینان ۰/۰۵ از نظر آماری مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. بر طبق نتیجه های



شکل ۷ - نمودار درصد زیست‌پذیری سلول‌های MG۶۳ کامپوزیت‌های دندان‌دانی.

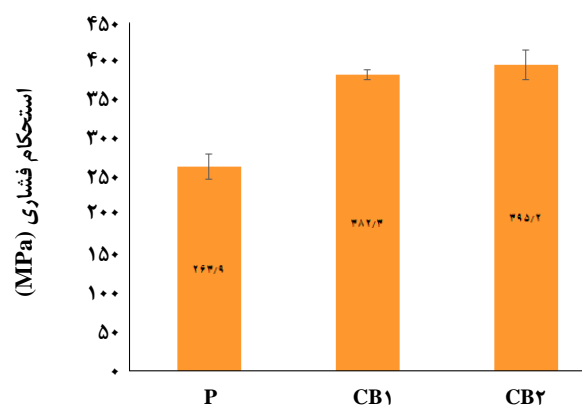
از برتری‌های مهم استفاده از این نوع پرکننده نانوساختار برای استفاده در کامپوزیت دندان‌دانی به‌شمار می‌رود. با افزایش زمان نوردی تا ۴۰ ثانیه، شاخص زردی کامپوزیت به شدت کاهش یافت و در عوض، شاخص سفیدی آن از خود افزایش نشان داد.

با استفاده از ذره‌های ایروزل به عنوان پرکننده کامپوزیت دندان‌دانی، یک افزایش ۵۰ درصدی در ویژگی‌های استحکام فشاری در مقایسه با رزین دندان‌دانی تقوین‌نشده دیده شد. ترکیب مونومرهای Bis-GMA/TEGDMA با نسبت وزنی ۵۰/۵۰ به دلیل گرانبوی پایین‌تر رزین منجر به نفوذ بهتر رزین به درون حفره‌های نانومتری پرکننده و انجام فرایند حباب‌گیری بهتر در رزین شد. در نتیجه، کامپوزیت تهیه شده از استحکام فشاری بالاتری برخوردار شد. در بررسی روش تهیه کامپوزیت و اختلاط ذره‌های ایروزل با رزین‌های مورد استفاده، مشخص شد که استفاده از روش اختلاط ایروزل با مونومر رقیق‌تر TEGDMA و سپس انجام فرایند حباب‌گیری و سرانجام، اختلاط با رزین Bis-GMA و آغازگر، به دلیل نفوذ بهتر رزین به درون روزه‌های ایروزل و حباب‌گیری بهتر آن، کامپوزیتی با استحکام فشاری بالاتر به دست می‌آید. همچنین سمیت سلولی کامپوزیت دندان‌دانی پر شده با ذره‌های ایروزل سیلیسی در مقایسه با رزین دندان‌دانی خالص، به طور چشمگیری کاهش یافت.

قدردانی

نویسندگان مقاله از دانشگاه صنعتی اصفهان بابت حمایت مالی این پژوهش کمال قدردانی و تشکر را دارند.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۱۱/۷؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۳/۲۰



شکل ۶ - استحکام فشاری کامپوزیت‌های دندان‌دانی تهیه شده با روش ۱ (CB1) و روش ۲ (CB2).

تقویت شده با این نوع پرکننده بر روی سلول‌های MG۶۳ در هفت روز و با سه بار تکرار مورد بررسی قرار گرفت (شکل ۷). همان‌گونه که دیده می‌شود درصد زنده ماندن سلول‌ها در هفت روز نسبت به نمونه کنترل در هر دو نمونه P (رزین زمینه) و CB1 (کامپوزیت حاوی ایروزل) روند افزایشی دارد که نشانگر سمی نبودن این دو کامپوزیت است. همچنین استفاده از ایروزل سیلیسی به عنوان تقویت‌کننده در رزین منجر به افزایش درصد زنده ماندن سلول‌ها و کاهش سمیت رزین زمینه شده است.

نتیجه‌گیری

با توجه به این‌که تاکنون گزارشی در زمینه استفاده از ذره‌های نانوساختار ایروزل به عنوان پرکننده در کامپوزیت دندان‌دانی در مراجع معتبر ارائه نشده است و همچنین تفاوت ساختاری ویژه و یگانه ایروزل سیلیسی با سایر پرکننده‌های مورد استفاده در این نوع کامپوزیت‌ها، در این پژوهش، کامپوزیت دندان‌دانی بر پایه Bis-GMA/TEGDMA دارای پرکننده نانوساختار ایروزل سیلیسی آبرگیز تهیه شد. نتیجه‌ها نشان می‌دهند که ذره‌های ایروزل از سطح ویژه بالا (۸۱۱ m²/g)، تخلخل ۸۵٪ و متوسط اندازه حفره‌های ۸ nm برخوردارند و با توجه به زاویه تماس بالای آن‌ها با آب (۱۵۹ درجه)، دارای ویژگی آب‌گریزی شدید هستند. به منظور تعیین شرایط مناسب برای تهیه این نوع کامپوزیت، اثر متغیرهای فرایندی مهم شامل زمان نوردی، نسبت رزین و روش تهیه کامپوزیت بر ویژگی‌های آن بررسی شد. نتیجه‌های نشان دادند که ذره‌های ایروزل باعث افزایش چشمگیر در شاخص سفیدی کامپوزیت دندان‌دانی شده که این امر

مراجع

- [1] Gopikrishna V., "Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry" South Asian Edition, Elsevier, India (2013).
- [2] Sachdeva S., Kapoor P., Tamrakar AK., Noor R., Nano-Composite Dental Resins: An Overview, *Annals of Dental Specialty*, **25**: 52-55 (2015).
- [3] Sakaguchi L.R., Powers J.M., "Craig's Restorative Dental Materials", Elsevier Health Sciences, USA (2012).
- [4] Zandinejad A.A., Atai M., Pahlevan A., The Effect of Ceramic and Porous Fillers on the Mechanical Properties of Experimental Dental Composites, *Dent. Mater.*, **22**: 382-387 (2006).
- [5] Samuel S.P., Li S., Mukherjee I., Guo Y., Patel A.C., Baran G., Wei Y., Mechanical Properties of Experimental Dental Composites Containing a Combination of Mesoporous and Nonporous Spherical Silica as Fillers, *Dent. Mater.*, **25**: 296-301 (2009).
- [6] Tian M., Gao Y., Liu Y., Liao Y.L., Hedin N.E., Fong H., Fabrication and Evaluation of BIS-GMA/TEGDMA Dental Resins/Composites Containing Nano Fibrillar Silicate, *Dent. Mater.*, **24**: 235-243 (2008).
- [7] Chen C.Y., Huang C.K., Lin S.P., Han J.L., Hsieh K.H., Lin C.P., Low-Shrinkage Visible-Light-Curable Urethane-Modified Epoxy Acrylate/SiO₂ Composites as Dental Restorative Materials, *Compos. Sci. Technol.*, **68**: 2811-2817 (2008).
- [8] Mortazavi-Derazkola S., Salavati-Niasari M., Khojasteh H., Amiri O., Ghoreishi SM., Green Synthesis of Magnetic Fe₃O₄/SiO₂/Hap Nanocomposite for Atenolol Delivery and *in Vivo* Toxicity Study, *J. Clean. Prod.*, **168**: 39-50 (2017).
- [9] Teymourinia H., Salavati-Niasari M., Amiri O., Farangi M., Facile Synthesis of Graphene Quantum Dots from Corn Powder and Their Application as Down Conversion Effect in Quantum Dot-Dye-Sensitized Solar Cell, *J. Mol. Liq.*, **251**: 267-272 (2018).
- [10] Yamaguchi S., Inoue S., Sakai T., Abe T., Kitagawa H., Satoshi I., Multi-Scale Analysis of the Effect of Nano-Filler Particle Diameter on the Physical Properties of CAD/CAM Composite Resin Blocks, *Comput. Method. Biomec.*, **20**: 714-719 (2017).
- [۱۱] معذی زاده، مریم؛ بررسی استحکام فشاری کامپوزیت های هیبرید و نانو کامپوزیت ها، مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، ۱: ۲۵ تا ۲۶ (۱۳۹۱).
- [۱۲] کیانی منش، نسرین؛ علوی، علی اصغر؛ شفیق، الناز؛ عطایی، محمد؛ بررسی اثر فیلرهای نانوپوروس و روش های نوردی بر میزان انقباض پلیمریزاسیون و درجه ی تبدیل یک کامپوزیت آزمایشی، مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ۱۱: ۱۸۳ تا ۱۹۱ (۱۳۸۹).
- [13] Zandinejad A.A., Atai M., Pahlevan A., The Effect of Ceramic and Porous Fillers on the Mechanical Properties of Experimental Dental Composites, *Dent. Mater.*, **20**: 382-387 (2006).

- [۱۴] بختیاری دوست، ابراهیم؛ احتشامی، علی اصغر؛ رخشان، قیس؛ کرمی، اصغر؛ ساخت سیلیکاژل دانسیته پایین با استفاده از مایع های فوق بحرانی، نشریه شیمی و مهندسی شیمی ایران، ۳۲: ۱ تا ۱۶ (۱۳۹۲).
- [15] Guihong H., Chaolei L., Yongsheng Zh., Wei W., "Characterization of Minerals, Metals and Materials", Springer, Switzerland (2018).
- [16] Hsieh T.H., Huang Y.Sh., Shen M.Y., *Mechanical Properties and Toughness of Carbon Aerogel/Epoxy Polymer Composites*, *Mater. Sci.*, **50**(8): 3258-3266 (2015).
- [17] Soleimani Dorcheh A., Abbasi M.H., *Review: Silica aerogel; Synthesis, Properties and Characterization*, *Mater. Process. Technol.*, **193**: 10-26 (2008).
- [18] Najafi H., Zadhoush A., Talebi Z., Rezazadeh Tehrani S.P., *Influence of Porosity and Aspect Ratio of Nanoparticles on the Interface Modification of Glass/Epoxy Composites*, *Polym. Compos.*, [Article In Press] (2017).
- [19] Wei G., Liu Y., Zhang X., Yu F., Du X., *Thermal Conductivities Study on Silica Aerogel and Its Composite Insulation Materials*, *Int. J. Heat Mass Transfer*, **54**: 2355-2366 (2011).
- [20] Mustafa S.A.B.S., Mohamed R., Zakaria N.Z.I., Rustam H.B., *Thermal Characterisation of Thermoset Polyester Resin Filled Recycle Expanded Polystyrene Composite with Aerogel and Alumina Additives*, *Adv. Mater. Res.*, **664**: 600-604 (2013).
- [21] Talebi Mazraeh-shahi Z., Mousavi Shoushtari A., M. Abdouss, Bahramian A.R., *Relationship Analysis of Processing Parameters With Micro and Macro Structure of Silica Aerogel Dried at Ambient Pressure*, *Non. Cryst. Solids.*, **376**: 30-37 (2013).
- [۲۲] عطایی، محمد؛ عسکری، فهیمه؛ نکومنش، مهدی؛ هاشمی، سید علی؛ سنتز و شناسایی مونومر بیس فنول A-گلیسیدیل متاکریلات و بررسی خواص فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت دندانی تهیه شده از آن، مجله علوم و تکنولوژی پلیمر، ۵: ۳۱۵ تا ۳۲۱ (۱۳۸۱).
- [۲۳] عترتی خسروشاهی، سید محمد؛ نوربخش، سید محمد صادق؛ اثر طول موج و شدت تابش لیزر آرگون روی خواص فیزیکی و مکانیکی رزین دندانی، مجله علوم و تکنولوژی پلیمر، ۱۹: ۳۸۷ تا ۳۹۴ (۱۳۸۵).