

مروری بر کامپوزیت‌های دندان‌نوریخت

Light-Cure Dental Composites: A Review

محمد عطایی، مهدی نیکومش حنیفی

مرکز تحقیقات پیوسته ایران

دریافت: ۱۳۹۸/۰۶/۰۶، پذیرش: ۱۳۹۹/۰۶/۰۶

چکیده

امروزه استفاده از کامپوزیت‌های دندان‌نوریخت در دندانپزشکی ترمیمی سرعت جایگزین مواد سنتی می‌شود. این کامپوزیت‌ها در انواع قابل پخت با نور فرابنفش، نور مرئی و پخت شیمیایی وجود دارند. کامپوزیت‌های دندان‌نوریخت به دلیل خواص فیزیکی و مکانیکی خوب، راحتی کاربرد و نداشتن آثار پاره جانی برای بیمار و دندانپزشک جایگاه ویژه‌ای دارند. کامپوزیت دندان‌نوریخت از اجزای متفاوتی چون ماتریس آلی، فاز تقویت‌کننده و آغازگر تشکیل می‌شود. شناخت ساختار شیمیایی و خواص فیزیکی هر یک از این اجزا و نقش آنها در خواص کامپوزیت نهایی، کاربرد زمینه آنها را ممکن می‌سازد و همچنین مسیر پیچیده ساخت کامپوزیت را برای پژوهشگر روشنتر می‌کند.

در این مقاله، ضمن بررسی اجزای سازنده پکت کامپوزیت دندان‌نوریخت، بر رویه نوع نورپخت آن، ساختار شیمیایی و خواص فیزیکی و همچنین نقش این اجزا در کامپوزیت نهایی بررسی می‌شود.

واژه‌های کلیدی: مواد دندان‌نوریخت، کامپوزیت دندان‌نوریخت، فاز ماتریس، فاز پراکنده

Key Words: dental materials, dental composite, light-cure composite, matrix phase, dispersed phase

مقدمه

کشف و توسعه کامپوزیت‌های مورد استفاده در ترمیم دندان و ورود این مواد به قلمرو دندانپزشکی آن قدر موفقیت آمیز بود که این مواد سرعت جایگزین مواد سنتی ترمیم دندان شدند. در واقع، این کامپوزیت‌ها بخشی از یک مجموعه کامل شامل موارد زیر است [۱]:

- عامل حکاکی برای آماده‌سازی مینا.

- چسب مینا.

- آماده‌کننده عاج و

- رزین کامپوزیت.

برخی از وسایل مورد استفاده در ترمیم دندان عبارتند از:

- دستگاه پخت با نور.

- تجهیزات پرداخت سطح کامپوزیت و

- گونه‌های مخصوص هدایت نور.

رزین کامپوزیت خود از اجزای گوناگون تشکیل شده است. این اجزا شامل مونومرهای مختلف، پرکننده، عوامل چفت‌کننده، آغازگر، شتاب دهنده و افزودنی‌های دیگر است. پس با توجه به اینکه امکان تغییر و اصلاح این اجزا وجود دارد، شناخت ساختار شیمیایی، ترکیب و خواص آنها بسیار مهم است. زیرا، درک صحیح خواص هر یک از اجزاست که می‌تواند به ساخت کامپوزیتی با خواص فیزیکی و مکانیکی خوب و نیز کارایی بالایی رضایتبخش منجر شود [۱، ۲]. رزین کامپوزیت دست کم شامل دو فاز است، یک فاز پراکنده با مقاومت زیاد و پکت ماتریس که دارای مقاومت کمتری است. معمولاً خواص کامپوزیت حاصل بین خواص این دو فاز است. ترکیب کامپوزیت‌های دندان‌نوریخت را می‌توان به صورت ریزتر به فاز ماتریس، فاز پراکنده و فاز



۱



۲



۳



۴

شکل ۱- مونومرهای پیکار رفته در رزینهای کامپوزیت دندان: (۱) Bis-GMA، (۲) UDMA، (۳) TEGDMA و (۴) Bis-EDMA

مونومرهای دیگری نیز برای کنترل گرانروی، تعداد پیوندهای عرضی، درجه پشرفت واکنش و افزایش ظرفیت پذیرش پرکننده مونومر اصلی به آن اضافه می‌شود. هرچند در کامپوزیتهای تجاری از استرها و مونومرهای آکرپلاتی فلورودار استفاده شده است، ولی متداولترین مونومرهای مصرفی در کامپوزیتهای جدید ساختار دی آکرپلاتی دارند که بدنه اصلی مولکول آنها می‌تواند ساختار حلقوی، یورتانی یا خطی داشته باشد. برخی از مونومرهای مورد استفاده در رزینهای کامپوزیت دندان در ساختارهای ۱ تا ۴ شکل ۱ آمده است [۱]. این مونومرها خواص فیزیکی و شیمیایی بسیار خوبی دارند که از میان آنها می‌توان به جمع‌شوندگی بسیار کم، طول عمر خوب در دهان بیمار و زیست‌سازگاری بسیار خوب آنها اشاره کرد.

برای کاهش جذب آب کامپوزیتهای و همچنین کاهش میزان انقباض آنها اصلاحاتی نظیر فلورودار کردن ترکیبات دی آکرپلاتی یاد شده انجام گرفته است که هنوز در مراحل آزمایشگاهی است [۳]. یورتان دی متاکریلاتها (UDMA) مانند ۹،۷،۷-تری متیل-۴،۱۳-دیوکسو-۱۴،۴-دیوکسا-۱۲،۵-دی آزاهگتزدکلن-۱۶،۱-دیوکسی-دی متاکریلات (ساختار ۳) از واکنش یکتیش پلی یورتان با یکتیش مونومر وینیلی که دارای گروه هیدروکسیل یا کروکسیل است تهیه می‌شود. این گروهها قادرند با ایزوسیاناتهای انتهای زنجیر پیش پلی یورتان واکنش دهند.

پیش پلی یورتان ترجیحا خطی است (به دلیل سادگی تهیه) که از واکنش یکتیش دی ایزوسیانات با یکتیش دی الکل یا دی کروکسیلیک اسید طبق معادله زیر تهیه می‌شود [۴].



واکنش این پیش پلی یورتان با مونومر سیر شده وینیلی، پیش پلیمر دی آکرپلاتی پلیمر شدنی در سیستم کامپوزیت را بدست می‌دهد (ساختار ۵).

بین سطحی این دو فاز تقسیم کرد. فاز ماتریس شامل پلیمرها و باقیمانده مونومرها و ترکیبات آلی است که به عنوان کنترل کننده گرانروی، پرمیونده پلیمر شدن در زمان نگهداری، آغازگر شیمیایی، شتاب دهنده و فعال کننده در برابر نور UV یا نور مرئی مصرف می‌شوند. فاز پراکنده معمولا شامل ترکیبات معدنی با اندازه ذرات میکرونی یا کلوییدی بوده و ممکن است شامل ذرات پلیمر نیز باشد. فاز بین سطحی شامل یک عامل چفت کننده مانند ارگانوسیلان است. چفت کننده دارای گروههای عاملی خاصی است که به فاز ماتریس و فاز پراکنده می‌چسبند. در تهیه کامپوزیت برای رسیدن به خواص مطلوب چفت شدن فاز پراکنده و فاز ماتریس بسیار ضروری و مهم است [۲].

از آنجا که لازم است ساختار و خواص هر یک از اجزای به دقت شناخته شود درباره هر یک از آنها به تفصیل بحث خواهد شد.

بحث

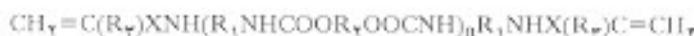
در این بخش ساختار شیمیایی و خواص اجزای یکتیش کامپوزیت دندان بررسی می‌شود.

فاز ماتریس

فاز ماتریس از اجزای مختلفی تشکیل شده است که نوع و درصد هر یک از آنها در خواص کامپوزیت نهایی بسیار موثر است. این فاز عمدتا شامل یکتیش مونومر اصلی است که معمولا یکتیش دی آکرپلات با وزن مولکولی نسبتا زیاد است. انتخاب مناسب نوع و درصد مونومرها روی خواصی چون انقباض پس از پلیمر شدن، جذب آب و زمان سخت شدن اثر بسیاری دارد.

مونومرها

ماتریس کامپوزیت شامل یکتیش مونومر اصلی است، که خواص کامپوزیت بطور غالب متأثر از آن است. علاوه بر آن، مونومر یا



$$1 \leq n \leq 20$$

۵

کنترل‌کننده‌های گرانی

از آنجا که الیگومرهای UDMA و bis-GMA دارای گرانی زیادند، بنابراین به سختی می‌توان پرکننده‌های معدنی را، که درصد عمده‌ای از یک کامپوزیت دندان‌نوردی را تشکیل می‌دهند، بخوبی با آنها مخلوط کرد. برای بهبود بخشیدن به فرایند اختلاط رزین و پرکننده‌های معدنی و همچنین بهتر پوشیده شدن ذرات پرکننده با مونومر، از مونومرهایی با وزن مولکولی کم، مثل متیل متاکریلات، اتیلن گلیکول دی-متاکریلات (EGDMA) یا تری-اتیلن گلیکول دی-متاکریلات (TEGDMA) جهت کنترل و اصلاح گرانی مونومرهای اصلی استفاده می‌شود [۸، ۱۰، ۲]. این مونومر (ساختار ۳) بیشترین کاربرد را در کامپوزیت‌های دندان‌نوردی موجود دارد. با افزایش مونومر رقیق‌کننده به مونومر اصلی انقباض پس از پلیمر شدن افزایش می‌یابد. این انقباض در نتیجه تبدیل نیروهای وان دروالس به پیوندهای کووالانسی است. هر چه تعداد گروه‌های متاکریلاتی که پلیمر می‌شوند بیشتر باشد، مقدار این انقباض بیشتر است. بنابراین، بهتر است که مونومرهای رقیق‌کننده را به مقدار کم افزود تا مقدار انقباض حاصل از پلیمر شدن کاهش یابد. میزان جمع‌شوندگی در یک کامپوزیت بسیار مهم است، چون این پدیده باعث ایجاد شکاف بین دندان و پرکننده می‌شود [۸، ۱].

از طرفی مشاهده شده است که وقتی bis-GMA به تنهایی پلیمر شود، درجه تبدیل به اندازه کافی زیاد نیست. زیاد نبودن درجه تبدیل خواص مکانیکی و زیست‌سازگاری کامپوزیت را شدت تحت‌تاثیر قرار می‌دهد [۱۰، ۸]. برای افزایش درجه تبدیل ناگزیر باید از مونومرهای رقیق‌کننده استفاده کرد، هرچند استفاده از این مونومرها می‌تواند مدول کامپوزیت را کاهش دهد [۱۰]. بدین ترتیب، میزان و نوع مونومر رقیق‌کننده بکاررفته در یک کامپوزیت بسیار مهم است و باید به دقت انتخاب شود.

بازدارنده‌ها

از آنجا که فاصله زمانی تولید نامصرف یک کامپوزیت دندان‌نوردی ممکن است به چند سال برسد، ضروری است که کامپوزیتها در این مدت پلیمر نشوند و کارایی خود را از دست ندهند. برای این منظور از بازدارنده‌های واکنش پلیمر شدن استفاده می‌شود. این ترکیبات می‌توانند از پلیمر شدن رادیکالی آکریلاتها جلوگیری کنند. بازدارنده‌هایی که اغلب مصرف می‌شوند، هیدروکینونها یا ترکیباتی چون ۴-متوکسی فنول (PMP) و ۶،۴،۲-تری‌ترشیوبوتیل فنول (BHT) هستند، ساختارهای ۹ و ۱۰ [۲، ۱]. این ترکیبات در مقادیر حدود ۱/۰ درصد یا کمتر مصرف

از میان مونومرهای سیر نشده وینیلی می‌توان به آکریلیک‌اسید یا مشتقات آن و مونومرهای شامل هیدروکسیل اشاره کرد (ساختارهای ۶ و ۷).



۶



۷

مونومر تهیه شده می‌تواند با استفاده از آغازگر و شتاب‌دهنده‌های مختلف و با مکانیسم رادیکال آزاد پلیمر (شبکه‌ای) شده و همراه با سایر افزودنیها، کامپوزیتی با خواص مطلوب بدست دهد. مونومر دیگری که امروزه مائریس بیشتر کامپوزیتها را تشکیل می‌دهد، مونومرهای دی-آکریلاتی ۲،۲-بیس [۴ (۲-هیدروکسی-۳-متاکریلوکسی) پروپیلوکسی فیل] پروپان (bis-GMA) است (ساختار ۱) که دارای ساختار حلقوی در بدنه اصلی مولکول است [۱۴-۱۲، ۵]. این مونومر با توجه به ساختار حلقوی خود خواص جانبی به کامپوزیت می‌دهد. وجود گروه‌های حجیم حلقوی در ساختار شیمیایی این مونومر باعث می‌شود که سختی کامپوزیت حاصل از آن افزایش پیدا کند و نیز انقباض حاصل از پلیمر شدن در آن کاهش یابد.

در بررسیهای آزمایشگاهی الیگومرهای متنوع دیگری نیز مطالعه شدند. این الیگومرها که مولکولهایی شبیه bis-GMA، اما بدون گروه‌های هیدروکسی و گروه‌های اتری اند، گرانی کمتری و آبگریزی بیشتری دارند. نمونه‌ای از این الیگومرها، بیس فنول A بیس اتیلن گلیکول دی-متاکریلات یا ۲،۲-بیس [۴ (۳'-متاکریلوئیل-اکسی) اتوکسی فیل] پروپان (bis-EDMA) است (ساختار ۴).

این الیگومر با اکتافلوروپنتیل متاکریلات کوپلیمر می‌شود تا کامپوزیتی با آبگریزی زیاد تهیه شود (ساختار ۸). مواد آبگریز با آب یا بزاق دهان به آسانی خیس نمی‌شوند و در آزمایشهای خارج از بدن، یعنی در لوله آزمایش، حداقل نشت و لکه سطحی را نشان می‌دهند.



۸

الیگومرهای bis-GMA و UDMA مابعدانی با گرانی زیادند که جهت کاهش آن از مونومرهای رقیق‌کننده استفاده می‌شود. این مونومرها اغلب آکریلاتهای با وزن مولکولی کم‌اند.

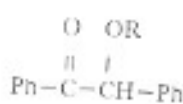
N_2N - دی‌هیدروکسی اتیل - پارا - تولوئیدین نسبت به N_2N - دی‌متیل پارا تولوئیدین این مزیت را دارد که کامپوزیتی با پایداری رنگ بهتر بدست می‌دهد. معلوم شده است که پایداری رنگ در رزینهای کامپوزیت آکریلاتی، بیشتر به مقدار بنزوئیل پروکسید بستگی دارد تا مقدار آمینهای نوع سوم [۲]. بنابراین، با توجه به خواص فیزیکی و مکانیکی مورد نظر برای کامپوزیت، باید از حداقل پروکسید و آمین استفاده کرد.

زمانی که از سیستمهای آغازگر شیمیایی استفاده می‌شود، کامپوزیت باید در دو بخش فرمولبندی شود، مثلاً دو خمیر یا یک خمیر و یک مایع که آغازگر در یک قسمت و شتاب‌دهنده در بخش دیگر قرار دارد. این دو جزء در هنگام ترمیم با هم به نسبتهای مشخص شده از طرف سازنده مخلوط می‌شوند و با توجه به زمان القای واکنش پلیمر شدن در محل ترمیم قرار می‌گیرند [۱۴، ۲].

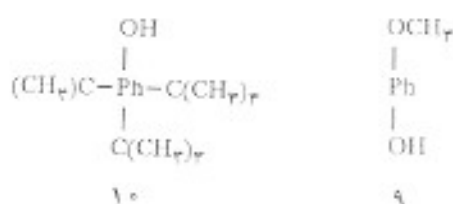
هر دو این خمیرها دارای مونومرهای دی‌آکریلاتی و پرکننده‌اند، اما یکی شامل آغازگر و دیگری دارای شتاب‌دهنده است. این کامپوزیتها معمولاً دارای سایه رنگ عمومی‌اند که با اکثر دندانها هماهنگی دارد، اما دندانپزشک می‌تواند با استفاده از سایر رنگهای موجود در موارد خاص، سایه رنگ کامپوزیت را با رنگ دندان بیمار کاملاً منطبق کند.

سیستمهای آغازگر نورشیمیایی: واکنش پلیمر شدن مونومرهای آکریلاتی می‌تواند به وسیله آغازگرهایی انجام شود که با امواج الکترومغناطیس فعال می‌شوند. در این مورد از هر دو نور فراینش و مرئی استفاده شده است. با توجه به محدوده جذب نور در آغازگرهای نورشیمیایی مصرفی در کامپوزیتها نور فراینش در محدوده طول موج حدود ۳۵۰ تا ۳۷۰ نانومتر و همچنین نور مرئی در محدوده ۴۲۰ تا ۴۵۰ نانومتر بکار گرفته شده است.

در کامپوزیتهایی که از نور UV به عنوان منبع انرژی جهت شروع پلیمر شدن استفاده می‌شود، کامپوزیت شامل یک ترکیب آلی مثل بنزوئیل آلکیل اتر (ساختار ۱۳) است که زیر نور UV در محدوده طول موج فوق می‌تواند تجزیه شود و رادیکال آزاد ایجاد کند. این ترکیبات دارای ساختار شیمیایی عمومی زیرند که در آنها R یک گروه آلکیل مثل متیل یا اتیل است که گروه متیل متداونتر است [۲].



۱۳



۱۰

۹

می‌شوند. BHT پایداری رنگ قابل قبولتری به کامپوزیت می‌بخشد. استفاده از این پایدارکننده‌ها باعث می‌شود که زمان القا به هنگام پلیمر شدن افزایش یابد. افزایش زمان القا به ایجاد زمان کار لازم برای دندانپزشک کمک می‌کند.

آغازگرها

رزینهای کامپوزیت می‌توانند با استفاده از سیستمهای آغازگر شیمیایی یا نور شیمیایی پلیمر شوند.

سیستمهای آغازگر شیمیایی: زمانی که از آغازگرهای شیمیایی برای انجام واکنش شبکه‌ای شدن رزینهای کامپوزیت دندانسی استفاده می‌شود، سیستم آغازگر که عموماً شامل یک آغازگر پروکسیدی و یک فعال‌کننده است از راه یک سیستم اکسایش - کاهش عمل می‌کند و واکنش پلیمر شدن از طریق مکانیسم رادیکال آزاد آغاز می‌شود [۵].

معمولترین آغازگر مورد استفاده بنزوئیل پروکسید است که به وسیله گرما، نور و شتاب‌دهنده‌های شیمیایی تجزیه می‌شود و رادیکال آزاد تولید می‌کند. رادیکال تولید شده می‌تواند مونومرهای آکریلاتی ماتریس کامپوزیت را برای پلیمر شدن رادیکال آزاد آماده کند (معادله ۲).



شتاب‌دهنده‌ها (فعال‌کننده‌ها)ی مورد استفاده عموماً آمینهای آروماتیک نوع سوم مثل N_2N - دی‌متیل پارا تولوئیدین و N_2N - دی‌هیدروکسی اتیل - پارا - تولوئیدین‌اند (ساختارهای ۱۱ و ۱۲). این شتاب‌دهنده‌ها باعث می‌شوند تا پروکسید مصرفی بتواند دردهای معمولی تجزیه شده و رادیکال لازم جهت پلیمر شدن مونومرها را تولید کند.



۱۱



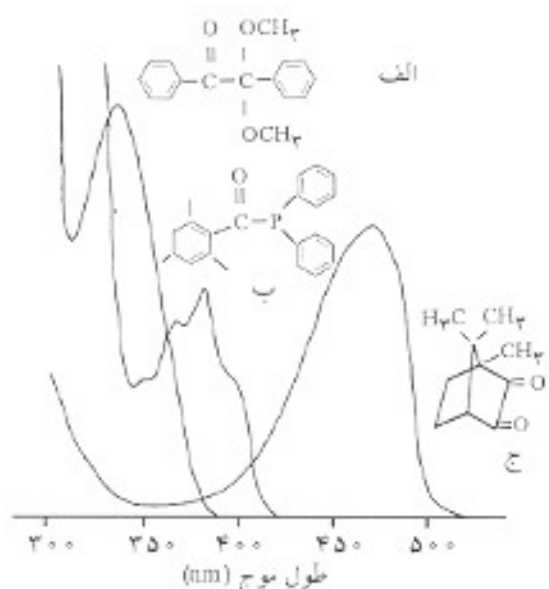
۱۲

کند [۲] همچنین معلوم شده است که پرتوهای فرابنفش باطول موج کوتاهتر از ۳۲۰ نانومتر می‌تواند روی بافت آثار سوء داشته باشد. افزون بر این، اثر تابشهای متناوب با زمان کوتاه معمولاً معادل یک تابش مستند با زمان مشابه است، بنابراین تمایل روزافزونی به کاهش استفاده از پرتو UV وجود دارد.

پایدارکننده‌ها

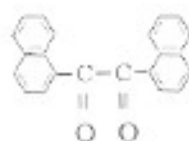
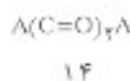
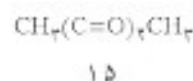
یکی دیگر از اجزای مهم کامپوزیت‌های نورپخت، پایدارکننده‌ها در برابر پرتو UV است. این پایدارکننده‌ها ترکیباتی هستند که طی کاربرد نور UV راجذب می‌کنند و پایداری رنگ بخش ترمیمی را افزایش می‌دهند [۱، ۲]. وجود این پایدارکننده‌ها در ترکیب کامپوزیت اهمیت بسیار زیادی دارد، چه در صورت عدم استفاده از این مواد، رنگ بخش ترمیمی، که در هنگام ترمیم باید بدقت توسط دندانپزشک انتخاب و با دندان بیمار منطبق شود، در اثر تابش پرتو UV تغییر کرده و زیبایی این بخش را که از مزیت‌های کامپوزیت‌هاست بشدت تحت تاثیر قرار می‌دهد.

این پایدارکننده‌ها باید جذب شدیدی در ناحیه طول موج ۳۷۰ نانومتر داشته باشند. بنابراین، در کامپوزیت‌هایی که با نور UV پخت می‌شوند قابل استفاده نیستند، چون سرعت پلیمر شدن را کاهش می‌دهند. همچنین، مناسبتر است که ترکیبات یادشده در بالاتر از طول موج حدود ۳۷۰ نانومتر صد در صد قابلیت گذردهی نور داشته باشند تا در کامپوزیت‌های نورپخت مشکلی در واکنش شبکه‌ای شدن بوجود نیاید (شکل ۳).



شکل ۲ - طیفهای جذب فرابنفش آغازگرهای نورشیمیایی بکار رفته در کامپوزیت‌های دندان‌ی: (الف) بنزیل دی‌متیل‌اکریل، (ب) ۲،۴،۶-تری‌متیل بنزوتیل دی‌فنیل فسفین اکسید و (ج) کامفرکینون [۱].

در سیستم‌هایی که از نور مرئی در آنها استفاده می‌شود، یک دی‌کتون مثل کامفرکینون یا سایر آغازگرهایی بکار می‌رود که در محدوده آبی نور مرئی فعال می‌شوند (شکل ۲).
«- دی‌کتون‌های (ساختر ۱۴) شامل بی‌استیل، بنزیل و «- نسفتیل (ساخترهای ۱۵ تا ۱۷) را نیز می‌توان به‌عنوان آغازگر نورشیمیایی مصرف کرد [۸].



۱۷



۱۶

ترکیباتی که بیشتر مصرف می‌شوند بنزیل و کامفرکینونند. این ترکیبات همراه با یک شتاب‌دهنده آمینوی آلی مثل N,N- دی‌متیل آمینوئیل متاکریلات (ساختر ۱۸) بکار می‌روند.



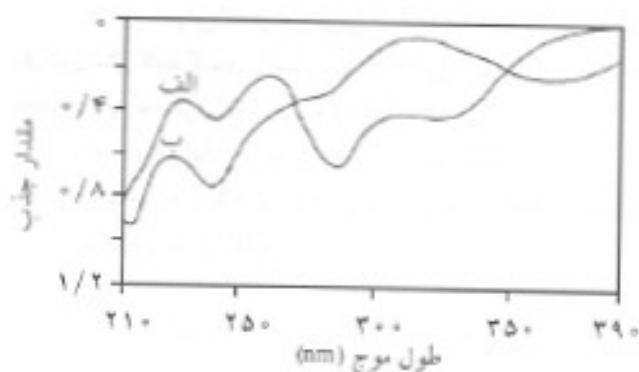
۱۸

دی‌کتون نور مرئی را در محدوده طول موج ۴۲۰ تا ۴۵۰ نانومتر جذب می‌کند و در نتیجه یک مولکول برانگیخته تولید می‌شود. این مولکول برانگیخته در کنار آمین، یک یون رادیکال بوجود می‌آورد که می‌تواند واکنش پلیمر شدن را آغاز کند. (در مورد مکانیسم عمل آغازگرها در ادامه بحث خواهد شد).

امروزه به دلایل زیر استفاده از نور مرئی در پخت کامپوزیت‌های دندان‌ی بر نور UV برتری پیدا کرده است [۱، ۲]:

- از آنجاکه نور مرئی نسبت به UV طول موج بلندتری دارد، کمتر به وسیله ذرات پرکننده بازتاب می‌شود و بیشتر به درون کامپوزیت نفوذ می‌کند. بنابراین، هنگام استفاده از منبع نور مرئی می‌توان به عمق پخت بیشتر، که دارای اهمیت زیادی در ترمیم‌های عمیق است، دست یافت.
- هرچند حد آستانه پرتو فرابنفش، که می‌تواند روی بافت‌های دهان بیمار یا چشم دندانپزشک اثر سوء داشته باشد، بسیار بیشتر از مقداری است که در واکنش پخت کامپوزیت بکار می‌رود، ولی بهتر است که استفاده از پرتو UV برای پخت کامپوزیت محدود شود.

نتایج آزمایشها نشان می‌دهد که تابش نور UV با طول موج حدود ۳۶۵ نانومتر می‌تواند تغییراتی در عدسی چشم خرگوش ایجاد



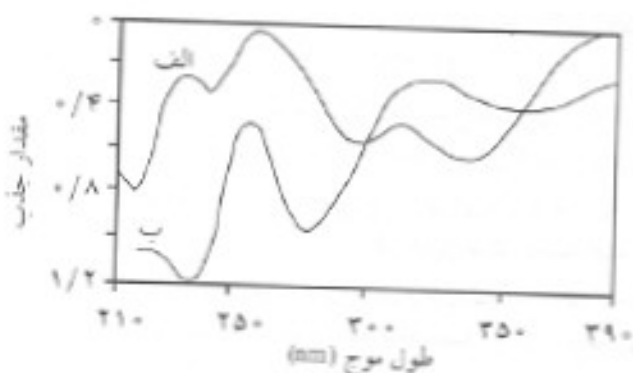
شکل ۵. طیف جذب فرابنفش پایدارکننده ۲- هیدروکسی- ۴- متوکسی- بنزوفنون حل شده در: (الف) متانول و (ب) سود متانولی ۰/۱ نرمال [۱۵].

شامل اکسیدهای آهن، تیتانیوم دی‌اکسید، آلومینیم و زیرکونیم است. این رنگدانه‌ها باید از کیفیت و ثبات رنگ خوبی برخوردار بوده و در آب، الکل، اسیدها و چربیها تقریباً نامحلول باشند [۱].

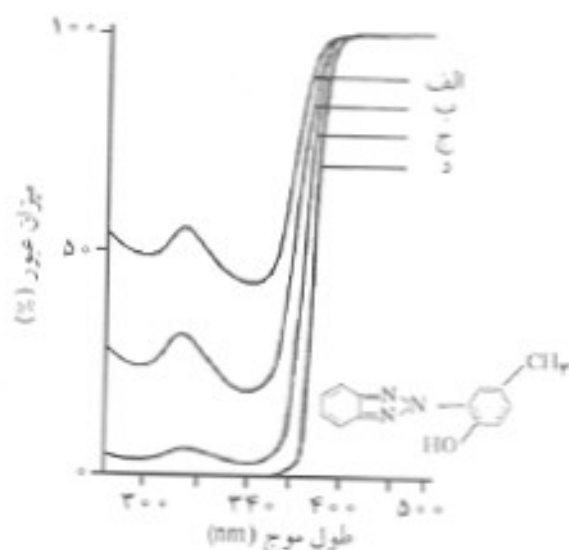
کامپوزیتها را معمولاً در چند سایه رنگ (زرد تا خاکستری) می‌سازند که دربرگیرنده دامنه رنگهای عادی دندانهای انسان است. برای هماهنگ کردن رنگ بخش ترمیمی با دندانهایی که رنگ آنها خارج از دامنه رنگهای همگنی است می‌توان در کامپوزیتها دو جزئی (دو خمیری) از اختلاط رنگهای موجود دیگر نیز استفاده کرد. عمل اختلاط رنگ در این کامپوزیتها قبل از افزودن جزء دارای کاتالیزور انجام می‌شود [۱۴]. خاصیت فلوئورسان را نیز می‌توان با استفاده از کمپلکسهای فلزات تامین کرد [۲].

فاز پراکنده

با ایجاد پیوندهای عرضی بین مونومرهای آکریلاتی، یک شبکه پلیمری



شکل ۶. طیف جذب فرابنفش پایدارکننده ۲- (۲) - هیدروکسی- ۵- متیل فیل (ب) بنزوفنون آزول حل شده در: (الف) متانول و (ب) سود متانولی ۰/۱ نرمال [۱۵].

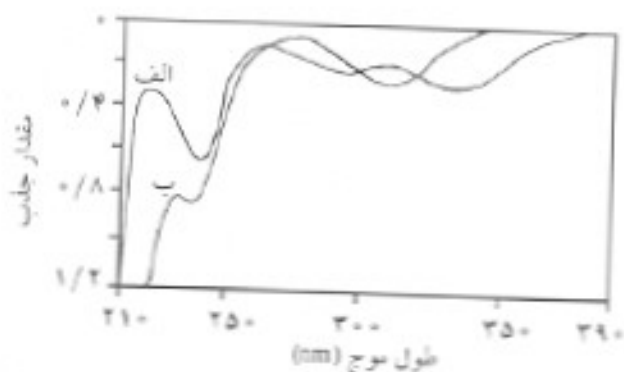


شکل ۳. طیف جذب فرابنفش پایدارکننده ۲- (۲) - هیدروکسی- ۵- متیل فیل (ب) بنزوفنون آزول در درصد غلظتهای متفاوت: (۱) ۰/۰۰۰۵، (۲) ۰/۰۰۱، (۳) ۰/۰۰۲۵ و (۴) ۰/۰۰۵ [۱].

چند نمونه از این ترکیبات همراه با طیف جذب فرابنفش آنها در شکلهای ۳ تا ۶ آمده است [۲، ۱۵]. برای ایجاد خاصیت فلوئورسان طبیعی دندانها، ترکیبات فلوئورسان در نور UV نیز ممکن است به کامپوزیت اضافه شود.

رنگدانه‌ها

یکی دیگر از اجزائی که استفاده از آن از نظر زیبایی در ترمیمهای کامپوزیتی اهمیت دارد رنگدانه‌ها هستند. از آنجا که سایه رنگ دندان در افراد مختلف متفاوت است، برای منطبق ساختن رنگ بخش ترمیمی با رنگ دندان از رنگدانه استفاده می‌شود. عموماً رنگدانه‌های مصرفی



شکل ۴. طیف جذب فرابنفش پایدارکننده فیل سالیسیلات حل شده در: (الف) متانول و (ب) سود متانولی ۰/۱ نرمال [۱۵].

درشت و کامپوزیتهایی که در آنها مخلوطی از پرکننده‌های ریز و درشت مصرف می‌شود.

کامپوزیتهای شامل پرکننده ریز

اندازه ذرات پرکننده در این کامپوزیتهای در حدود صدم میکرون (بطور متوسط ۰/۰۲ تا ۰/۰۴ میکرون) است. مساحت سطح در این پرکننده‌ها بسیار زیاد است (۳۰۰ مترمربع در گرم) [۶]، بنابراین نمی‌توان کامپوزیتی با درصد بالای پرکننده تهیه کرد.

از آنجا که خواص مکانیکی ماتریس پلیمری به تنهایی زیاد خوب نیست، کم بودن درصد پرکننده در این کامپوزیتهای باعث می‌شود تا خواص مکانیکی آنها به خوبی کامپوزیتهای شامل پرکننده‌های درشت نباشد. بدین ترتیب که تغییرات ابعادی حاصل از تغییر دما در آنها بیشتر است و نیز میزان جمع‌شدگی پس از پلیمر شدن در این کامپوزیتهای زیادتر است. از سوی دیگر، چون ابعاد پرکننده‌های بکار رفته در این نوع کامپوزیت بسیار کوچک است، قابلیت پرداخت سطحی و نیز صافی و شفافیت سطحی در آنها نسبت به کامپوزیتهای دارای پرکننده درشت بسیار بهتر است [۵].

برای افزایش درصد پرکننده ریز در این نوع کامپوزیت، ابتدا مخلوط پرکننده و مونومر را پلیمر می‌کنند، سپس آن را به صورت ذراتی با اندازه حدود ۱۰ تا ۲۰ میکرون خرد می‌کنند. با استفاده از این ذرات تقویت شده به عنوان پرکننده در کامپوزیت، درصد پرکننده را می‌توان تا حدود ۵۰ درصد وزنی افزایش داد [۱۴].

کامپوزیتهای شامل پرکننده درشت

این کامپوزیتهای شامل سیلیکا یا سیلیکاتهای متفاوت با اندازه ذرات ۱ تا ۵۰ میکرون اند. بیشتر کامپوزیتهای متداول از این نوع شامل حدود ۶۰ تا ۸۰ درصد از فاز پراکنده‌اند. با توجه به اندازه ذرات، مساحت سطح در این پرکننده‌ها زیاد نیست، بنابراین می‌توان در فرمولبندی کامپوزیت مقدار زیادی از آنها را بکار برد. افزایش درصد پرکننده در کامپوزیت خواص فیزیکی و مکانیکی آن را بهتر می‌کند. با توجه به سختی بالای پرکننده‌ها، هرچه میزان پرکننده در کامپوزیت بیشتر باشد، سختی، مقاومت کششی و فشاری و مقاومت در برابر سایش آن بیشتر خواهد شد. همچنین انقباض پس از پلیمر شدن نیز که باعث جدا شدن بخش ترمیمی از دندان است با افزایش درصد پرکننده کاهش می‌یابد [۱۴، ۴، ۲، ۱].

کامپوزیتهای شامل مخلوط پرکننده‌های ریز و درشت (هیبرید)

فضای خالی بین ذرات پرکننده در کامپوزیتهای با پرکننده درشت را می‌توان با استفاده از پرکننده‌های ریز پر کرد. این امر موجب افزایش

حاصل می‌شود که دارای خواص فیزیکی و مکانیکی لازم برای عمل ترمیم نیست، بنابراین باید خواص آن را به کمک اجزای دیگری تقویت کرد. این فاز تقویت کننده، که عموماً به صورت ذرات ریز میکرونی است، علاوه بر بهبود خواص فیزیکی و مکانیکی، خواص ظاهری فاز پلیمری را نیز بهبود می‌بخشد و ظاهر بخش ترمیمی را به دندان اصلی نزدیکتر می‌کند.

خواص مهمی که بک بخش ترمیمی کامپوزیتی باید داشته باشد عبارت است از: مقاومت مکانیکی، مقاومت در برابر سایش، انقباض کم پس از پلیمر شدن و پرتومانی (radiopacity) که این خواص به نوع و اندازه این ذرات بستگی زیادی دارد. در کامپوزیتهای متداول انواع متفاوتی از پرکننده‌ها مصرف می‌شوند که شامل کوارتز، سیلیکاتهای رسوبی، سیلیکاتهای متفاوت و گاهی ذرات پلیمری‌اند. اندازه این ذرات از حدود صدم میکرون تا حدود چندصد میکرون متغیر است.

کوارتز سخت‌ترین ماده این گروه است و مقاومت خوبی را در برابر سایش ایجاد می‌کند. ضریب شکست کوارتز در محدوده‌ای است که زیبایی ظاهری مناسبی را برای ترمیم فراهم می‌کند. برای رسیدن به پرتومانی لازم، که یکی از خواص فیزیکی مهم کامپوزیتهاست، از شیشه‌های باریم یا دیگر فلزات سنگین استفاده می‌شود. نمونه‌های آزمایشی که از سیلیکاتهای زیرکونیم یا فلغ - آلومینیم تهیه شده‌اند نیز مانی خوبی را در رادیوگرافی نشان داده‌اند [۱۰، ۲، ۴].

در بررسیهای میکروسکوپی دیده شده است که لواقص و کاستهای بوجود آمده در بک بخش ترمیمی طی کار روی آن، یعنی اعمال فشار و سایش، بطور عمده به خواص پرکننده و اتصال پرکننده با ماتریس پلیمری مربوط می‌شود [۱۱].

لرکهای میکروسکوپی که در ماتریس، پرکننده یا ناحیه سطح مشترک پرکننده و ماتریس بوجود می‌آید، منشا شکست کامپوزیت و سایش آن است. بنابراین، انتخاب درست پرکننده و نیز اصلاح سطحی آن نقش مهمی در استحکام‌نهایی و سایر خواص فیزیکی و مکانیکی بخش ترمیمی دارد. پرکننده‌های مصرفی در کامپوزیتهای معمولاً دو دسته‌اند:

- پرکننده‌هایی که دارای اندازه ذرات بسیار ریزند. این پرکننده‌ها شامل سیلیکات کلئیدی‌اند که در آنها اندازه ذرات حدود ۰/۰۷ تا ۰/۰۱۴ میکرون است و به آنها پرکننده ریز گفته می‌شود.

- پرکننده‌هایی که دارای اندازه ذراتی در محدوده ۱ تا ۲۰ میکرون یا بیشترند. این پرکننده‌ها شامل ذرات کوارتز، سیلیکاتهای مختلف و مواد دیگرند و به آنها پرکننده درشت می‌گویند.

کامپوزیتهای ریز بر مبنای نوع پرکننده بکار رفته در آنها تقسیم‌بندی می‌کنند. کامپوزیتهای دارای پرکننده ریز، شامل پرکننده

مکانیسم دقیق چسبندگی بین عامل جفت‌کننده و پرکننده مبهم است، ولی می‌توان آن را با تشکیل پیوندهای هیدروژنی بین عامل جفت‌کننده و عوامل سطحی پرکننده و نیز پیوندهای کووالانسی حاصل از هیدرولیز عامل جفت‌کننده در سطح توضیح داد. این عوامل در پوشاندن سطح پرکننده و جلوگیری از نفوذ آب به سطح آن و نیز حذف ترک‌های بسیار ریز سطحی پرکننده موثرند [۱۶].

واکنش هیدرولیز در سطح پرکننده فرایندی برگشت‌پذیر است، بنابراین با استفاده از عوامل جفت‌کننده سیلانی می‌توان تنش‌های داخلی حاصل از کاهش حجم در پلیمر شدن یا اعمال بار بوجود آمده را، با جابه‌جایی و تشکیل مجدد پیوندها کاهش داد. همچنین، استفاده از این عوامل باعث می‌شود که تنش حاصل از اعمال بار از پرکننده‌های تقویت‌کننده که مقاومت زیادی دارد به ماتریس پلیمری که انعطاف‌پذیرتر است منتقل شود [۲، ۱۶].

منداوترین سیلانهای مصرفی در کامپوزیت‌های دندان‌سازی عبارتند از: اپوکسی سیلان‌هایی چون ۷- گلیسییدوکسی پروپیل تری متوکسی سیلان و بویزه ۷- متاکریلوکسی پروپیل تری متوکسی سیلان (ساختار ۱۹) که بطور موفقیت‌آمیزی بکار برده شده‌اند [۲، ۱۱].



۱۹

در ترکیب سیر نشده بالا پیوند دوگانه می‌تواند با شرکت در واکنش پلیمر شدن ماتریس آکرپلانی اتصال بسیار محکمی را بین پرکننده و ماتریس در سطح مشترک آنها ایجاد کند. از آنجا که مقدار بسیار کمی از عامل جفت‌کننده می‌تواند سطح بسیار زیادی از پرکننده را پوشش دهد، میزان مصرف آن بسیار کم است (یک گرم از عامل پیونددهنده می‌تواند بیشتر از ۳۱۴ مترمربع از سطح پرکننده را پوشش دهد).

باید توجه داشت که پرکننده‌های تقویت‌کننده‌ای که در آب خاصیت قلیایی دارند می‌توانند جفت شدن این عوامل را تحت تاثیر قرار دهند، بنابراین قبل از سیلان‌دار کردن باید روی این پرکننده آماده‌سازی سطحی انجام شود تا بولهای قلیایی از سطح حذف شوند [۲].

برای نشان دادن عامل جفت‌کننده روی سطح پرکننده، دو روش عمده وجود دارد که عبارتند از:

- آمیزه‌سازی خشک (dry-blending) ذرات پرکننده و عامل جفت‌کننده سیلانی مانند ۷- متاکریلوکسی پروپیل تری متوکسی سیلان (MPS).

- حل کردن سیلان در پکت حلال مناسب و مخلوط کردن آن با پرکننده که با خارج شدن حلال، سیلان روی سطح پرکننده می‌نشیند. در مرحله بعد این پرکننده‌های اصلاح شده با سیلان، با سایر

خواص مکانیکی کامپوزیت می‌شود و امروزه بیشتر کامپوزیت‌های تهیه شده به صورت هیبریدند. درصد پرکننده بکار رفته در این کامپوزیت‌ها بیشتر است که بدین ترتیب می‌توان به خواص فیزیکی و مکانیکی بهتری دست یافت [۲، ۱۱، ۱۴]. همچنین با توجه به وجود ذرات بسیار ریز، قابلیت پرداخت سطحی و نیز صافی و شفافیت سطحی در آنها بهبود می‌یابد.

فاز بین‌سطحی

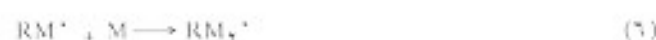
با وجود مقاومت و سختی زیادی که پرکننده‌های تقویت‌کننده دارند، ماهیت قطبی و مساحت سطح بسیار زیاد این پرکننده‌ها مشکلاتی را در کاربرد آنها بوجود آورده است. این مشکلات شامل عدم پراکندگی یکپارچه و تر نشدن سطح پرکننده بوسیله ماتریس و همچنین پیوند ضعیف بین ماتریس و پرکننده است. اگر ماتریس نتواند سطح پرکننده را کاملاً آغشته کند، علاوه بر اینکه نمی‌توان درصد پرکننده را در کامپوزیت افزایش داد، حفره‌ها و فضاهای خالی بوجود آمده بین ماتریس شبکه‌ای شده و پرکننده خود منشأ ترک خوردن ماتریس و پرکننده و نیز جدایی این دو فاز خواهد شد [۱۱، ۱۶].

معلوم شده است که ترکیبهای میکروسکوپی که از اتصال ضعیف سطح مشترک پرکننده-ماتریس شروع می‌شود و رشد می‌کند، عامل اصلی ترک خوردن کامپوزیت و نیز سایش و ورقه‌شدن آن است [۱۱]. برای غلبه بر مشکلات یادشده سطح پرکننده‌های مصرفی را به روشهای گوناگون آماده‌سازی می‌کنند. این روشها شامل آماده‌سازی پلاسما، استفاده از پلیمر شدن امولسیون برای پوشش‌دهی سطح پرکننده‌ها، پرتو پیوندزنی یک مونومر مناسب روی سطح پرکننده و نیز استفاده از عوامل جفت‌کننده سیلانی است [۲، ۱۱، ۱۳، ۱۴، ۱۶، ۱۷]. استفاده از عوامل جفت‌کننده بیشتر مورد نظر بوده است. عوامل جفت‌کننده ترکیبات سیلانی، تیتانی و زیرکون آلومیناتی را در برمی‌گیرد که از میان آنها عوامل سیلانی مهمترین و کاربرد بیشتری دارند. فرمول عمومی این عوامل به صورت YRSiX_3 است که در آن X گروه‌های عاملی هیدرولیز شونده مثل گروه‌های آلکوکسی یا استوکسی است. این گروه‌ها در مجاورت آب می‌توانند به سیلانول هیدرولیز شوند:

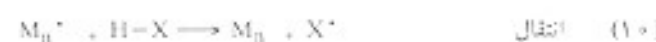


SiX_3 - یا محصول واکنش آن، بخشی از مولکول جفت‌کننده است که چسبندگی به فاز معدنی را در یک کامپوزیت موجب می‌شود. واحدهای Y در ترکیبات سیلانی گروه‌های عاملی آلی‌اند که برای واکنش با فاز آلی یک کامپوزیت یا برای ایجاد چسبندگی کافی انتخاب می‌شوند. بدین ترتیب می‌توان بین فاز پراکنده معدنی و فاز ماتریس آلی پل زد.

این واکنش به علت وجود مونومر در محیط واکنش ادامه می‌یابد و مرکز فعال جدید با حمله به مونومرها، مرحله پیشرفت پلیمر شدن رادیکالی را عملی می‌کند که این پیشرفت تا زمانی که با توجه به شرایط واکنش یا سایر عوامل متوقف نشود، ادامه می‌یابد:



پیشرفت این زنجیر در حال رشد در نقطه‌ای پایان می‌یابد. واکنش پایان از راه انتقال الکترون و از بین رفتن مرکز فعال صورت می‌گیرد. غیر فعال شدن زنجیر در حال رشد می‌تواند به صورتهای مختلف مثل ترکیب دو زنجیر، تسهیم نامناسب یا واکنشهای انتقال صورت پذیرد [۲۰]:



در مورد مونومرهای دو آکریلاتی مورد استفاده در ماتریس کامپوزیتهای دندان‌پزشکی این واکنشها از دو سوی مونومر در مراحل مختلف پلیمر شدن می‌تواند انجام شود. بنابراین، در پایان یک شبکه سه‌بعدی و یک پلیمر گرماسخت خواهیم داشت. مراحل پیشرفت واکنش پلیمر شدن را می‌توان به صورت معادله ۱۱ نمایش داد.

این واکنش تا زمان ژل شدن محیط پیش می‌رود. در مرحله ژل شدن گرانروی محیط واکنش آشفته زیاد می‌شود که حرکت زنجیرهای در حال رشد کند و بتدریج متوقف می‌شود. در واقع دسترسی رادیکالهای در حال رشد به مونومر جهت ادامه واکنش کاهش می‌یابد و پلیمر شدن متوقف می‌شود.

در هر صورت واکنش پلیمر شدن از راه تجزیه آغازگر و ایجاد یک مرکز فعال شروع می‌شود. آغازگر با گرفتن انرژی تجزیه می‌شود. این انرژی می‌تواند به صورتهای مختلف چون گرما، نور و پرتوهای یونساز به آغازگر داده شود. بنابراین نوع آغازگر با توجه به کاربرد و منبع انرژی مورد استفاده انتخاب می‌شود. انتخاب نوع و مقدار آغازگر انرژی‌رزی سرعت پلیمر شدن و خواص محصول نهایی خواهد داشت. کامپوزیتهای دندان‌پزشکی معمولاً به دو صورت عرضه می‌شوند. رزینهای تک جزئی که منبع انرژی آغاز پلیمر شدن در آنها نور مرئی یا نور فرابنفش است و رزینهای دو جزئی که در آنها به کمک یک سیستم

اجزای کامپوزیت مخلوط می‌شوند و خمیر کامپوزیت بدست می‌آید [۱۳]. از آنجا که گرانروی مونومر اصلی کامپوزیت (bis-GMA یا یورتان دی آکریلات) زیاد است، اختلاط خوبی با پرکننده که مقدار آن در کامپوزیت نسبتاً زیاد است ندارد، بنابراین برای کاهش گرانروی به کامپوزیت یکت مونومر تک عاملی یا دو عاملی آکریلاتی که دارای وزن مولکولی و گرانروی کمتری است اضافه می‌کنند.

معلوم شده است که استفاده از MPS در ترکیب کامپوزیت علاوه بر اینکه نقش عامل چفت‌کننده را ایفا می‌کند، گرانروی خمیر را نیز کاهش می‌دهد. یعنی این ترکیب از طریق دو مکانیسم کاهش گرانروی مونومر(های) ماتریس و نیز اصلاح سطحی پرکننده (و در نتیجه پراکندگی بهتر آن) باعث می‌شود که مخلوط شدن پرکننده معدنی و ماتریس آلی بهتر و همگنتر انجام شود و همچنین درجه پلیمر شدن افزایش یابد [۱۳]. در واقع از روش اختلاط درجا برای اختلاط عامل سیلانی، پرکننده و ماتریس در اینجا استفاده می‌شود، یعنی فاز معدنی، آلی و عامل چفت‌کننده بطور همزمان با هم مخلوط می‌شوند. معلوم شده است که سطح پرکننده‌های ذره‌ای به آسانی با عوامل چفت‌کننده سیلانی، که با این روش به مخلوط (رزین) اضافه شده است، اصلاح می‌شود [۱۳، ۱۸].

پلیمر شدن (ایجاد پیوندهای عرضی)

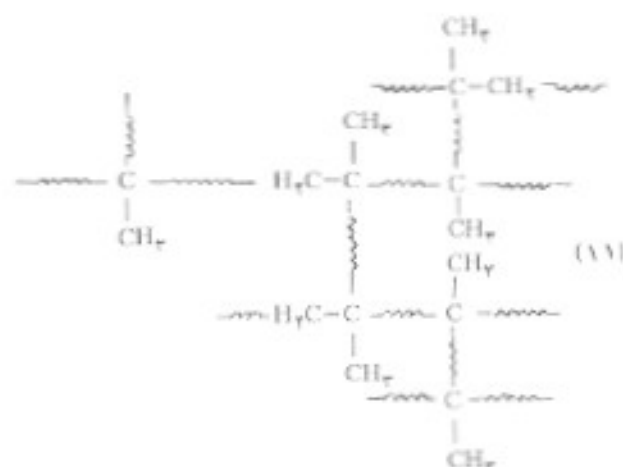
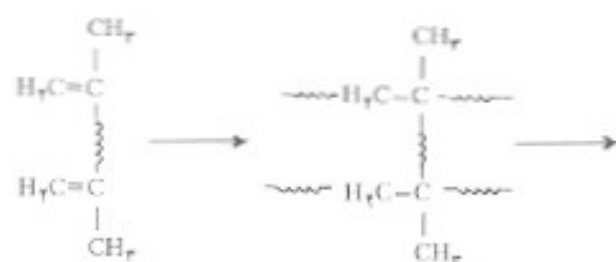
مونومرهای آکریلاتی که به عنوان ماتریس در کامپوزیتهای دندان‌پزشکی مصرف می‌شوند دارای پیوند سیر نشده و بیبیلی‌اند که در شرایط مناسب از راه مکانیسم رادیکال آزاد پلیمر می‌شوند. از آنجا که مونومر اصلی مصرفی (bis-GMA یا UDMA) و نیز مونومرهای رفین‌کننده چون تری‌نیل‌گلیکول دی متاکریلات (TFGDMA) دارای دو پیوند سیر نشده در هر مولکول‌اند، واکنش رشد پلیمر شدن می‌تواند از دو طرف مولکول انجام شود و در نتیجه یک شبکه سه‌بعدی پلیمری بدست آید.

آغاز واکنش پلیمر شدن از راه رادیکال آزاد نیاز به یک جزء فعال دارد که این جزء از تجزیه آغازگر حاصل می‌شود:



این جزء فعال با توجه به نوع آغازگر و شیوه تجزیه آن ممکن است رادیکال آزاد یا یون باشد. با حمله این جزء فعال به مونومری که دارای پیوند سیر نشده است، پیوند دوگانه شکسته می‌شود و یک مرکز فعال جدید روی مونومر بوجود می‌آید:





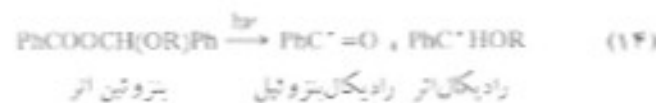
در هر صورت مکانیسم واقعی تشکیل رادیکال آزاد در یک سیستم نور آغازگر همیشه واضح نیست و ممکن است هر دو مسیر را شامل شود. برای اینکه یک نور آغازگر بتواند فعال شود باید محدوده طول موج منع تابش و نور جذبی آغازگر برهم منطبق باشد و در این صورت آغازگر (PI) به حالت برانگیخته الکترونی (با انتقال الکترون به اوربیتال با نواز انرژی بالاتر) منتقل می‌شود:



طول عمر PI^* معمولاً بسیار کم است (کمتر از 10^{-6} ثانیه) که طی این مدت PI^* می‌تواند در واکنشهای زیر شرکت کند:
 - بازگشت به PI (با نشر نور یا گرما)،
 - فرونشاندن حالت برانگیخته بوسیله مولومر یا یک عامل فرو نشان مثل اکسیژن،
 - تشکیل گونه‌های آغازگر مثل I^* یا A به صورت زیر:



تجزیه نور آغازگر به رادیکال آزاد عموماً براساس دو مکانیسم زیر است:
 - شکست پیوند درون مولکولی (نور آغازگرهای PI_1)،
 - در آریل آلکیل کتونها مثل بنزوئین اثر:



با بنزلبهای حلقوی:

آغازگر و فعال‌کننده، تجزیه گرمایی آغازگر در دمای محیط ممکن می‌شود. در این رزینها معمولاً آغازگر در یک جزء و فعال‌کننده در جزء دیگر است و دندانیز شک قبل از استفاده، آنها را مخلوط می‌کند.

آغازشیمیایی

در این حالت تجزیه آغازگر به کمک فعال‌کننده و در دمای محیط انجام می‌شود. آغازگرهایی که عموماً مصرف می‌شوند پروکسیدها هستند که کاربرد گسترده‌ای به عنوان منع رادیکال در پلیمر شدن رادیکال آزاد پیدا کرده‌اند. با جذب انرژی گرمایی پیوند $O-O$ در این پروکسیدها شکست می‌شود و رادیکال فعال بوجود می‌آید (معادله 12).

تفکیک پیوند در پروکسیدهای مختلف در دمای 70 ± 200 درجه سانتیگراد می‌تواند صورت گیرد (19, 20). در هر صورت این دما برای کاربردهای دندانیزشکی قابل استفاده نیست، چون در کامپوزیت دندانهای آغازگر باید بتواند در دمای محیط تجزیه شود و امکان شبکه‌ای شدن (ایجاد پیوندهای عرضی) ماتریس و پخت کامپوزیت را فراهم آورد. برای رسیدن به این هدف از یک فعال‌کننده شیمیایی در کنار آغازگر استفاده می‌کنند. در این روش رزین کامپوزیت دو جزئی است که فعال‌کننده و آغازگر هر یک در یک جزء قرار دارند.

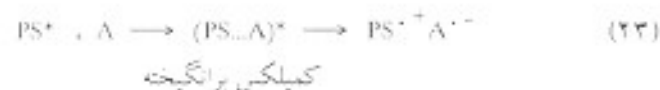
آغاز نورشیمیایی

زمانی که منع انرژی برای تشکیل رادیکالهای فعال در سیستم پلیمر شدن، نور مرئی یا نور فرابنفش باشد پلیمر شدن نورشیمیایی اتفاق می‌افتد. عموماً جذب نور به دو صورت می‌تواند رادیکال آزاد را بوجود آورد:
 - برخی از ترکیبات با جذب انرژی به حالت برانگیخته منتقل شده و سپس به رادیکالهای آزاد تجزیه می‌شوند.

- برخی از ترکیبات انرژی نور را جذب می‌کنند و برانگیخته می‌شوند. این اجزای برانگیخته با ترکیبات ثانویه دیگر برهم‌کنش می‌دهند و رادیکال آزاد بوجود می‌آورند.



نور حساس‌کننده علاوه بر خصوصیات جذب مطلوب، باید در حالت برانگیخته دارای انرژی، طول عمر کافی و پایداری مناسب باشد. نقش نورحساس‌کننده بحر انتقال انرژی می‌تواند از راه انتقال الکترون نیز انجام شود.



انرژی برانگیخته شدن حساس‌کننده باید به اندازه‌ای باشد که بتواند فرایند انتقال الکترون را انجام دهد [۲۱].

نتیجه‌گیری

توجه به زیبایی و استحکام در دندانپزشکی ترمیمی و نیز دستیابی به خواص فیزیکی و مکانیکی مشابه دندان در بخش‌های ترمیمی منجر به کاربرد مواد پلیمری در ترمیم دندان شده است. از میان ترکیبات متفاوتی که برای بخش‌های ترمیمی مصرف می‌شوند، کامپوزیت‌های دندانی جایگاه ویژه‌ای را به خود اختصاص داده‌اند. خواصی چون مقاومت مکانیکی، سایش، سختی و جذب آب در این کامپوزیت‌ها بسیار خوب است و روز به روز نیز در حال بهبود است. رسانایی و پایداری ابعادی در برابر تغییر دما در این کامپوزیت‌ها نسبت به مواد سنتی بسیار بهتر است. این ترکیبات با توجه به نوع آغازگر پلیمر شدن بکار رفته در آنها، در انواع گوناگون تهیه می‌شوند که از آن میان کامپوزیت‌های دندانی نورپخت، با توجه به آسانی کاربرد و شکل‌دهی بوسیله دندانپزشک، امروزه مورد توجه زیاد قرار گرفته‌اند. کاربرد کامپوزیت‌های نورپخت روز به روز افزایش می‌یابد و خواص آنها رو به بهبود و اصلاح است.

مراجع

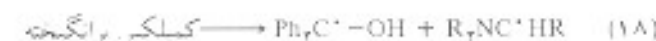
1 Janda R.; *Rudtech Europe Edinburgh*; Paper 56,



- جذب درون مولکولی هیدروژن از یکت هیدروژن دهنده (نور آغازگرهای PI_۱).

نور آغازگرهایی نظیر دی‌آریل کتون‌ها (مثل بنزوفنون)، بنزیل‌ها و کیتون‌ها برعکس PI_۱، که قادرند بطور مستقل رادیکال آزاد تولید کنند، معمولاً با یکت دهنده هیدروژن برهم‌کنش می‌دهند و مرکز فعال را بوجود می‌آورند. برای اینکه این آغازگرها بخوبی عمل کنند، واکنش دو مولکولی جذب هیدروژن باید با واکنشهایی چون غیرفعال شدن مولکول برانگیخته شود و ترونتانی بوسیله مونومر یا اکسیژن قابل رقابت باشد. علاوه بر این فعالیت رادیکال‌های بوجود آمده از هیدروژن دهنده دارای اهمیت زیادی است. هیدروژن دهنده‌های مناسب باید دارای هیدروژن قابل جذب در موقعیت α نسبت به اکسیژن (مثل اثرها R_۲CHOR) یا نسبت به نیتروژن (مثل آمین‌های نوع سوم) داشته باشند، یا هیدروژن قابل جذب مستقیماً به هم‌گرده متصل باشد (مثل تیول‌ها RSH).

برهم‌کنش PI_۱ با آمین‌های نوع سوم به مراتب فعالتر از برهم‌کنش آن با الکل‌ها، اثرها یا تیول‌هاست. در نتیجه، این برهم‌کنش‌ها در پلیمرشدن‌هایی بیشتر مورد توجه‌اند که در مجاورت اکسیژن یا مونومر‌هایی صورت می‌گیرند که می‌توانند حالت برانگیخته PI_۱ را فروشانند. در مورد برهم‌کنش بنزوفنون (BP) و یکت آمین نوع سوم (R_۲NCH_۲R) می‌توان مکانیسم زیر را در نظر گرفت:



در مورد سیستم‌های پلیمر شدن با نور از نور حساس‌کننده‌ها (PS) نیز استفاده می‌شود. نور حساس‌کننده ترکیبی است که بدون توجه به مکانیسم واکنش، سیستم را نسبت به نور فعالتر می‌کند. در واقع، این ترکیبات به عنوان انتقال دهنده انرژی عمل می‌کنند، یعنی انرژی را از نور جذب می‌کنند و پس از انتقال آن به یکت پذیرنده به حالت اولیه خود باز می‌گردند:



- 13 Venhoven B. A. M., de Gee A. J., Werner A. and Davidson C. L.; *Biomaterials*; **15**, 14, 1994.
- ۱۴ - کریگ روبرت، برین ویلیام پاورز جان، خواص و کاربرد مواد دندانیه، ترجمه سپهراد ابوالقاسم، جلد اول، چاپ زوار مشهد، ۱۳۷۲.
- 15 Hummel/Scholl; *Atlas of Polymer and Plastics Analysis*; **3**, 1990.
- ۱۶ - علوی سیدمحمدباقر، پایان نامه کارشناسی ارشد، پوشش دهی سلیکاتهایی با خلوص بالا جهت سازگاری با رزین اپوکسی برای ساخت عایقهای فشار قوی، دانشگاه تهران و مرکز تحقیقات پلیمر ایران، صفحه ۱۴ تا ۱۹، ۱۳۷۳.
- 17 Hsiue G. H., Chang H. L.; *Die Angew. Makromol. Chem.*; **209**, 63-77, 1993.
- 18 Plueddemann E. P.; *Silica Coupling Agents*; Plenum; 201, 1982.
- 19 Odian G. G.; *Principle of Polymerization*; John Wiley and Sons, 179-205, 1981.
- 20 Geoffrey A.; *Comprehensive Polymer Science*; Pergamon, **3**, 2, 1989.
- 21 Pappas S. P.; *Comprehensive Polymer Science*; Pergamon, **4**, 338-354, 1989.
- 29 September-2 October, 1991.
- 2 Craig R. G.; *Dental Clinics of North America*; **25**, 2, 219, 1981.
- 3 Kalachandra S., Taylor D. F., Deporter C. D., Girubbs H. J. and McGrath J. E., *Polymeric Materials for Composite Matrices in Biological Environments*.
- 4 US. Pat.4, 089, 763; May 16, 1978.
- 5 *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*; John Wiley & Sons; **4**, 698-719, 1986.
- 6 Cook W. D. and Moopnar M.; *Biomaterials*; **11**, 272, 1990.
- 7 Ferracane J. L. and Greener E. H.; *J. Dent. Rev.*; **63**, 8, 1093-1095, 1984.
- 8 Venhoven B. A. M., de Gee A. J. and Davidson C. L.; *Biomaterials*; **14**, 11, 871, 1993.
- 9 Nicholson J. and Anstee M.; *Trends Polym. Sci.*; **2**, 8, 272, 1994.
- 10 Davy K. W. M. and Braden M.; *Biomaterials*; **12**, 406, 1991.
- 11 Ferracane J. L.; American Society for Composite, Technical Conference; Dayton, Ohio, 281, 1986.
- ۱۲ - عطایی محمد، نکومشحقیقی مهدی، کامپوزیت دندانیه نورپخت، گزارش داخلی، مرکز تحقیقات پلیمر ایران، زمستان ۱۳۷۴.