

علم مواد دندانی فیلیپس

(فصول برگزیده)

زیر نظر:

دکتر فاطمه دباغی تبریز

(متخصص ترمیمی و زیبایی، عضو هیأت علمی و دانشیار گروه ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز)

مترجمین:

دکتر آرزو قاسمی

دکتر کیانا تدین

دکتر سولماز محمدی

دکتر آسیه دادگر

دکتر آیدا معینیان

دکتر ژیلا فهیم

(دستیاران تخصصی ترمیمی و زیبایی، گروه ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز)

سرشناسه	: شن، چیایی Shen, Chiayi
عنوان و نام پدیدآور	: علم مواد دندان‌ی فیلپس: فصول برگزیده / نویسندگان چیایی شن، رالف رالز، جوزفین اف. اسکوتیول-آپشاول؛ مترجمین کیانا تدین... [و دیگران]؛ زیر نظر فاطمه دباغی تبریز.
مشخصات نشر	: تهران: شایان نمودار، ۱۴۰۲.
مشخصات ظاهری	: ۲۰۴ ص.: مصور، جدول، نمودار.
شابک	: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۷۱۸-۳
وضعیت فهرست نویسی	: فیبا
یادداشت	: کتاب حاضر ترجمه بخش‌هایی از کتاب "Phillips' science of dental materials, 13th.ed, 2022" است.
یادداشت	: مترجمین کیانا تدین، آسیه دادگر، ژیلا فهیم، آرزو قاسمی، آیدا معینیان، سولماز محمدی.
موضوع	: مواد دندان‌ی، Dental materials، دندانپزشکی ترمیمی، Operative Dentistry، دندانپزشکی زیبایی، Esthetic Dentistry
شناسه افزوده	: رالز، رالف
شناسه افزوده	: Rawls, Ralph
شناسه افزوده	: اسکوتیول-آپشاول، جوزفین اف.
شناسه افزوده	: Esquivel-Upshaw, Josephine F.
شناسه افزوده	: تدین، کیانا، ۱۳۷۴- مترجم
شناسه افزوده	: دباغی تبریز، فاطمه، ۱۳۵۷-
رده بندی کنگره	: RK6۵۲/۵
رده بندی دیویی	: ۶۱۷/۶۹۵
شماره کتابشناسی ملی	: ۹۴۹۶۵۷۰

نام کتاب: علم مواد دندان‌ی فیلپس (فصول برگزیده)

مترجمین: دکتر کیانا تدین، دکتر آرزو قاسمی، دکتر آسیه دادگر، دکتر سولماز محمدی، دکتر ژیلا فهیم، دکتر آیدا معینیان

زیر نظر: دکتر فاطمه دباغی تبریز

ناشر: انتشارات شایان نمودار

شمارگان: ۵۰۰ جلد

مدیر تولید: مهندس علی خزعلی

حروفچینی و صفحه آرایی: انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: بهار ۱۴۰۳

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۷۱۸-۳

قیمت: ۴,۲۰۰,۰۰۰ ریال



انتشارات شایان نمودار

دفتر مرکزی: تهران / میدان فاطمی / خیابان چهلستون / خیابان دوم / پلاک ۵۰ / بلوک B / طبقه همکف / تلفن: ۸۸۹۸۸۸۶۸

وب سایت: shayannemoodar.com

اینستاگرام: Shayan.nemoodar

(تمام حقوق برای ناشر محفوظ است. هیچ بخشی از این کتاب، بدون اجازه مکتوب ناشر، قابل تکثیر یا تولید مجدد به هیچ شکلی، از جمله چاپ، فتوکپی، انتشار الکترونیکی، فیلم و صدا نیست.

این اثر تحت پوشش قانون حمایت از مولفان و مصنفان ایران قرار دارد.)

مقدمه

به نام خداوند یکتا

دندانپزشک و مهندس اشتراکات زیادی دارند، دندانپزشکان ترمیم‌ها و پروتزهایی را طراحی می‌کنند که باید در حفره دهان ماندگار شوند. در این فرایند، دندانپزشکان براساس تجربیات شخصی و شواهد بالینی موجود در جهت طراحی بهینه ساختار پروتز و ترمیم نهایی تصمیم‌گیری می‌کنند. دندانپزشکان همانند مهندسان باید از اصول طراحی آگاهی باشند و از خواص فیزیکی و مکانیکی انواع مختلف موادی که استفاده می‌کنند، دانش کافی داشته باشند.

کتاب علم مواد دندان‌فیلیپس نوشته شن چیایی، نگرش کاربردی کلینیکال به این مباحث دارد.

کتاب حاضر ترجمه فصول منتخب آزمون دستیاری و مورد تخصصی از کتاب "علم مواد دندان‌فیلیپس" می‌باشد.

امید است که این ترجمه مورد قبول همکاران محترم، دانشجویان و رزیدنت‌های عزیز واقع شود. خواهشمند است مرا از نظرات سودمند خود در برطرف کردن کاستی‌های احتمالی از طریق fatemeh.Dabaghitabriz@gmail.com بنده مطلع نمایید. در پایان بر خود لازم می‌دانم از همکاری انتشارات شایان نمودار که در مراحل ویرایش و آماده‌سازی کتاب، ما را یاری رساندند صمیمانه تشکر و قدردانی نمایم.

فهرست مطالب

۵	فصل پنجم: رزین کامپوزیت ها
۴۹	فصل ششم: باندینگ و عوامل جفت کننده
۷۰	فصل هفتم: سمان‌های دندانی
۱۱۱	فصل هشتم: آمالگام‌های دندانی
۱۳۲	فصل نهم: سرامیک‌های بیس متال
۱۷۷	فصل شانزدهم: مواد و فرایندهای برش، تراش، تکمیل و پرداخت



رزین کامپوزیت‌ها

رئوس مطالب

تاریخچه کامپوزیت‌ها

ترکیب و عملکرد

طبقه بندی کامپوزیت‌های دندانی

خصوصیات رزین کامپوزیت‌ها

فینیش و پالیش کامپوزیت‌ها

ترمیم کامپوزیت‌ها

رستوریشن‌های کامپوزیتی غیرمستقیم

معیارهای منتخب برای کامپوزیت خلفی

انجام فتوکیور، ارزیابی و مدیریت فرآیند

کلمات کلیدی

فعالسازی: فرآیندی که طی آن انرژی کافی برای تحریک یک ماده آغازکننده فراهم می‌شود تا رادیکال‌های آزاد تولید کرده و پلیمریزاسیون را آغاز نماید.

فعال کننده: منبع انرژی استفاده شده برای فعال کردن یک ماده آغازکننده و تولید رادیکال‌های آزاد؛ این منبع انرژی می‌تواند یک ماده شیمیایی دهنده الکترون، نور و/یا گرما باشد.

فاکتور C: فاکتور configuration. این فاکتور نشان دهنده نسبت بین مساحت سطح متصل شده یک ترمیم رزین کامپوزیتی و مساحت سطح متصل نشده یا آزاد است. هر چه فاکتور C بزرگتر باشد، فشار بیشتری به لبه ترمیم وارد می‌شود که می‌تواند ایجاد شکاف، شکستگی لبه‌ای و لیکچ و مشکلات دیگری (از جمله پوسیدگی ثانویه) را به دنبال داشته باشد. **کامپوزیت/رزین سلف کیور یا فعال شده با مواد شیمیایی:** سیستم کامپوزیتی متشکل از دو خمیر -یکی شامل یک ماده آغازکننده و دیگری شامل یک ماده فعال‌کننده- که وقتی با هم ترکیب شوند، رادیکال‌های آزادی تولید خواهند کرد که پلیمریزاسیون را آغاز می‌کنند. در طول زمان و با توسعه این ماده، از عبارتهای مختلفی برای آن استفاده شده است؛ ما در این کتاب از عبارت فعال شده با مواد شیمیایی یا سلف کیور استفاده خواهیم کرد.

عامل کوپلینگ: ترکیبی که بین دو گروه متفاوت از مواد، پیوندهای شیمیایی ایجاد می‌کند. برای مثال ترکیبات اورگانوسایلین روی سطوح فیلترهای سیلیکاتی اعمال می‌شوند تا تضمین شود که با ماتریکس رزینی یک کامپوزیت دندانی پیوند شیمیایی داده‌اند.

درجه تبدیل (DC): درصد پیوندهای دوگانه کربن-کربن ($C=C$) که حین کیورینگ به پیوندهای یگانه ($C-C$) تبدیل شده‌اند تا یک رزین پلیمری تشکیل دهند. همچنین به آن درجه کیور و درجه تبدیل مونومر به پلیمر نیز گفته می‌شود.

کامپوزیت دندانی: مواد پلیمری با اتصالات عرضی فراوان که از طریق پراکندگی ذرات رزینی فیلر از جنس سیلیس بی‌شکل، شیشه، بلور، مواد معدنی یا آلی و/یا الیاف کوتاه متصل شده به ماتریکس با یک عامل کوپلینگ، باند شده‌اند. در دندانپزشکی اغلب فقط از کلمه «کامپوزیت» برای بیان آن استفاده می‌کنیم.

عمق کیور: عمق یا ضخامت یک رزین لایت کیور که هنگام قرار گرفتن در معرض منبع نور تحت شرایط خاص، به قدرت مکانیکی کافی از پلیمریزاسیون رسیده است.

رزین دوآل کیور: کامپوزیت دندانی که هم عناصر فعال شده شیمیایی و هم فعال شده نوری را برای آغاز کردن پلیمریزاسیون شامل می‌شود و احتمالاً بر محدودیت‌های سیستم‌های کمیکال کیور و لایت کیور در شرایطی که به تنهایی به‌کارگرفته شوند، غلبه می‌کند. **فیلر:** ذرات رزینی غیرآلی، شیشه‌ای و/یا آلی که در یک ماتریکس رزینی پراکنده شده‌اند تا سختی، استحکام و مقاومت سایشی آن را افزایش داده و انبساط حرارتی، جذب سطحی آب و شیرینکیج پلیمریزاسیون را کاهش دهند. فیلرهای رادیوپاک را نیز می‌توان به آن‌ها اضافه کرد تا باعث رادیوپاسیته کامپوزیت‌های دندانی شوند. همچنین می‌توان فیلرهای آلومینو فلوروسیلیکات را اضافه کرد تا از کامپوزیت‌های دندانی فلوراید آزاد کند.

کامپوزیت فلو: کامپوزیت هیبرید با مقادیر کمتری از فیلر و توزیع کوچکتر اندازه ذره است تا جریان را افزایش دهد و سطوح دندانی تهیه شده را سازگارتر نماید. کامپوزیت‌های فلو اغلب به عنوان اولین لایه فیلر یک حفره استفاده می‌شوند تا سازگاری پر کردن حفره را بهبود دهند. **رادیکال آزاد:** اتم یا گروهی از اتم‌ها (R) با یک الکترون جفت نشده (*). واکنش‌های تولیدکننده R منجر به آغاز و تداوم پلیمریزاسیون می‌شوند و در نهایت از بین می‌روند.

نقطه ژل یا ژل شدگی: نقطه‌ای در واکنش پلیمریزاسیون که در آن پیوندهای عرضی کافی تشکیل شده‌اند تا یک حالت شیشه‌ای و سخت تولید کنند که در آن جریان داخلی بین زنجیره‌های پلیمر در حال توسعه متوقف شده است. تمامی حرکات مولکولی به جز حرکات موضعی در این نقطه متوقف شده‌اند. پس از نقطه ژل، دیگر نمی‌توان استرس‌ها را کاهش داد، بلکه در عوض افزایش می‌یابند و در نزدیکی سطوح مشترک پیوندی متمرکز می‌شوند. بنابراین کاهش سرعت پلیمریزاسیون، زمان بیشتری را برای بخش‌های مجاور زنجیره پلیمری فراهم می‌کند تا در میان خود به configuration‌های کم انرژی‌تر بلغزند و استرس‌ها را قبل از رسیدن پلیمریزاسیون به نقطه ژل کاهش دهند.

و یک فعال‌کننده منبع نور (معمولاً نور آبی مرئی) پلیمریزه می‌شود. واژه‌های فتوکوپر و آغاز شده با نور نیز در مقالات استفاده می‌شوند؛ ما در این کتاب از واژه‌های فعال شده با نور یا لایت کیور استفاده خواهیم کرد.

ماتریکس: یک ماده رزینی پلاستیکی که فاز پیوسته‌ای را حین کیورینگ تشکیل می‌دهد و ذرات تقویت‌کننده‌فیلر را به هم پیوند می‌دهد.

لایه مهار شده با اکسیژن: ناحیه سطحی نازکی از یک رزین پلیمریزه شامل گروه‌های متاکریلات و اکنش نداده که حاصل از اکسیژن حل شده هستند که واکنش کیورینگ پلیمریزاسیون رادیکال آزاد را مهار می‌کند؛ همچنین به آن لایه مهار شده با هوا نیز می‌گویند.

رزین: مخلوطی از مونومرها و/یا ماکرومولکول‌ها با دیگر عناصری که ماده‌ای را با مجموعه‌ای از خصوصیات مفید تشکیل می‌دهند.

مهار کننده: یک ماده شیمیایی که به سیستم‌های رزینی افزوده می‌شود تا پلیمریزاسیون خودبه‌خودی را به حداقل برساند و طول عمر نگهداری رزین را از طریق سازوکارهای تخریب‌کننده رادیکال آزاد افزایش دهد. این ماده همچنین طول مدت عملکرد رزین کامپوزیت‌های سلف کیور را افزایش می‌دهد.

آغاز کننده: یک ماده شیمیایی تشکیل‌دهنده رادیکال آزاد که برای آغاز کردن واکنش پلیمریزاسیون استفاده می‌شود. این ماده وارد واکنش شیمیایی می‌شود و به جزئی از ترکیب پلیمری نهایی تبدیل می‌گردد؛ بنابراین این ماده کاتالیزگر نیست هرچند که اغلب به اشتباه آن را یک کاتالیزگر می‌نامند.

کامپوزیت / رزین فعال شده نوری یا لایت کیور: رزین یا رزین پر شده با ذرات متشکل از یک عنصر منفرد که با استفاده از یک سیستم آغازکننده حساس به نور (معمولاً کامفورکینون و یک آمین)

این فواصل را تسهیل می‌کرد. علاوه بر این در هنگام مصرف نوشیدنی‌ها و همچنین غذاهای گرم یا سرد، انبساط حرارتی و انقباض منجر به استرس‌های بیشتر در لبه‌های حفره می‌شد. با تلفیق ذرات کوارتز در رزین، این مشکلات تا حدی برطرف شدند. این فیلر در واکنش آن قسمت شرکت نمی‌کند اما فضایی را اشغال می‌کند که تعداد واکنش‌های انجام‌شده و شیرینکی ناشی از آن را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، فیلرها پرکاربرد ضریب انبساط حرارتی پایینی دارند. با این حال، این رزین‌های پلی متیل متاکریلات تقویت شده با فیلر چندان موفق نبودند، تا حدی به این دلیل که فیلرها با رزین پیوند شیمیایی نمی‌دهند. بنابراین نقایصی بین فیلرها و رزین اطراف آن‌ها ایجاد می‌شود و منجر به لیکچ، تغییر رنگ و مقاومت سایشی ضعیف می‌گردد.

در سال ۱۹۶۲، باون نوع جدیدی از ماده کامپوزیت را توسعه داد که تا حد زیادی بر این مشکلات غلبه می‌کرد. نوآوری اصلی Bowen بیس فنل - آ گلیسیدیل دی متاکریلات (bis-GMA) بودند، مونومری که یک ماتریکس با اتصالات عرضی و پایداری زیاد و همچنین یک آماده‌سازی سطحی با استفاده از یک ترکیب سایلن آلی به نام عامل کولپلینگ تشکیل می‌دهد تا ذرات فیلر را به ماتریکس رزینی پیوند دهد. مواد ترمیمی هم‌رنگ دندان که امروزه استفاده می‌شوند، همچنان از این تکنولوژی بهره می‌گیرند، اما از آن زمان تاکنون نوآوری‌های فراوان دیگری نیز معرفی شده است.

در اواخر دهه ۱۹۶۰، دسته‌بندی که امروزه به آن کامپوزیت‌های قدیمی می‌گویند (همچنین آن را کامپوزیت‌های متداول یا ماکروفیل می‌نامند) توسعه داده شد؛ این دسته‌بندی ذرات بسیار بزرگی از سیلیکا و کوارتز بی‌شکل ساییده شده را

آمالگام استاندارد مرجع طلائی برای فیلرها ترمیمی است. هرچند که آمالگام هم معایب خاص خودش را دارد، مثلاً (۱) زیبایی شناسی ضعیف، (۲) نگرانی‌های بی‌اساس درباره خطرات سلامتی ناشی از لیکچ جیوه و (۳) نگرانی‌های مرتبط با دفع پسماند. از آن جایی که رزین کامپوزیت‌ها را می‌توان طوری ساخت که با ظاهر طبیعی دندان مطابقت داشته باشند، این مواد به یکی از معروف‌ترین فیلرها با خصوصیات زیبایی شناختی یا مواد هم‌رنگ دندان تبدیل شده‌اند و از آن‌ها به طور گسترده برای انواعی از کاربردهای دندان‌سازی استفاده می‌گردد.

یکی دیگر از مزیت‌های مهم مواد رزینی این است که می‌توان آن‌ها را با غلظت‌های گوناگون تهیه کرد، از حالت خیلی سیال تا خمیرهای سخت، که این امکان را فراهم می‌سازد تا به راحتی آن‌ها را دستکاری کرده و به شکل دلخواه قالب‌گیری کرد و سپس از طریق واکنش کیورینگ پلیمریزاسیون به یک ماده جامد سخت، محکم و جذاب با ماندگاری بالا تبدیل نمود. در نیمه اول قرن بیستم، سیلیکات‌ها ماده منتخب هم‌رنگ دندان برای رستوریشن حفره‌های دندان‌سازی بودند. سیلیکات‌ها از خود فلوراید آزاد می‌کنند و برای پیشگیری از پوسیدگی‌های دندان فوق‌العاده هستند، اما با گذشت چند سال به شدت ساییده می‌شوند. رزین‌های آکرلیک که بر مبنای پلی متیل متاکریلات (PMMA) هستند، خیلی زود به دلیل داشتن ظاهری شبیه دندان، انحلال ناپذیری در مایعات دهان، سهولت استفاده و هزینه پایین جای سیلیکات‌ها را گرفتند. متأسفانه این رزین‌های آکرلیک مقاومت سایشی نسبتاً ضعیفی داشتند و حین ستینگ روی دندان به شدت آب می‌رفتند که باعث می‌شد از دیواره‌های حفره کنار بروند و در نتیجه شکاف‌ها یا فضاهای خالی را ایجاد می‌کردند که لیکچ مواد به داخل

سوال انتقادی

سه عنصر ضروری مواد رزین کامپوزیت چه هستند؟

ترکیب و عملکرد

کامپوزیت‌های دندان‌دانی از سه عنصر اصلی ساخته می‌شوند: یک ماتریکس رزینی پلیمری با اتصالات عرضی فراوان، پراکندگی از ذرات تقویت شده شیشه‌ای، سیلیسی، بلوری، اکسید فلزی یا رزینی، ایفای کوتاه یا ترکیب آن‌ها به عنوان فیلر و یک عامل کوپلینگ که فیلر را به ماتریکس پیوند می‌دهد. همچنین، یک سیستم فعال‌کننده-آغازکننده در آن وجود دارد که ماده فیلر نرم و قابل قالب‌گیری (moldable) را به یک رستوریشن سخت و پایدار تبدیل می‌کند و ترکیب‌هایی از پیگمان‌ها وجود دارند تا با رنگ ساختار دندان مطابقت کنند. دیگر مواد افزودنی عبارتند از جاذب‌های یو وی برای بهبود پایداری رنگ، مهارکننده‌هایی برای افزایش طول عمر ذخیره‌ای و افزایش طول عمر کاربردی رزین‌های فعال شده با مواد شیمیایی و همچنین عناصری برای بهبود عملکرد، ظاهر و ماندگاری آنها.

سوال انتقادی

bis-GMA و دیگر مونومرهای دی متاکریلات با وزن مولکولی بالا چه نقش‌هایی در عملکرد و کارایی رزین‌های دندان‌دانی ایفا می‌کنند؟
چرا از مونومرهای رقیق‌کننده استفاده می‌شود و از چه جایگزین‌های دیگری می‌توان به جای آن‌ها استفاده کرد؟

ماتریس

ماتریکس رزین در بیشتر کامپوزیت‌های دندان‌دانی بر مبنای مخلوطی از مونومرهای آروماتیک و / یا آلیفاتیک دی متاکریلات از قبیل بیس فنل آ گلیسیدیل متاکریلات (*bis-GMA*) و اورتان دی متاکریلات (*UDMA*) (شکل ۲-۵) سه که ساختارهای پلیمری با اتصالات عرضی، محکم، سخت و بادوام تشکیل می‌دهند. توجه کنید که گروه‌های متاکریلات در در انتهاهای زنجیره‌های منشعب یافت می‌شوند. رزین *bis-GMA* یک دی متاکریلات از استرهای آروماتیک است که از روی یک رزین اپوکسی از اتیلن گلیکول از بیس فنل آ و متیل متاکریلات سنتز شده است. دو گروه OH- این ماده بین مونومرها پیوند هیدروژنی تشکیل می‌دهند

شامل می‌شود که بهبودهای قابل توجهی در خصوصیات مکانیکی، جذب سطحی آب، شیرینکیج پلیمریزاسیون، رادیوپاسیته و انبساط حرارتی در مقایسه با آکرلیک پر نشده ایجاد می‌کنند. با این وجود سختی سطحی آن‌ها در نتیجه ساییدگی انتخابی ماتریکس رزینی نرم‌تر احاطه‌کننده ذرات فیلر سخت‌تر، یکی از معایب آن‌ها به شمار می‌رفت و به همین دلیل چندان جنبه زیبایی‌شناختی نداشتند. برای بهبود یکنواختی سطحی و حفظ یا بهبود خصوصیات فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت‌های قدیمی، کامپوزیت‌های پر شده با ذرات کوچک با ساییدن فیلرهای غیرآلی تا دامنه ابعاد حدود ۰٫۵ تا ۳ میکرومتر با گوناگونی ابعادی گسترده توسعه داده شدند که امکان لودینگ مقادیر بیشتری از فیلر (۸۰٪ تا ۹۰٪ برحسب وزن یا ۶۵٪ تا ۷۷٪ برحسب حجم) را ممکن می‌ساختند. این کار نه تنها سطوح یکنواخت‌تر بلکه همچنین مقاومت سایشی بیشتری را در پی داشت و شیرینکیج پلیمریزاسیون را نیز اندکی کاهش داد. پیشرفت‌های بیشتر در عنصر فیلر، توسعه میکروفیل کامپوزیت‌ها و نانو کامپوزیت‌ها، کامپوزیت‌های هیبرید و کامپوزیت‌های قابل تراکم (پکیبل) و فلو را به دنبال داشت که البته این موارد فقط تعداد اندکی از مواد ابداع شده هستند.

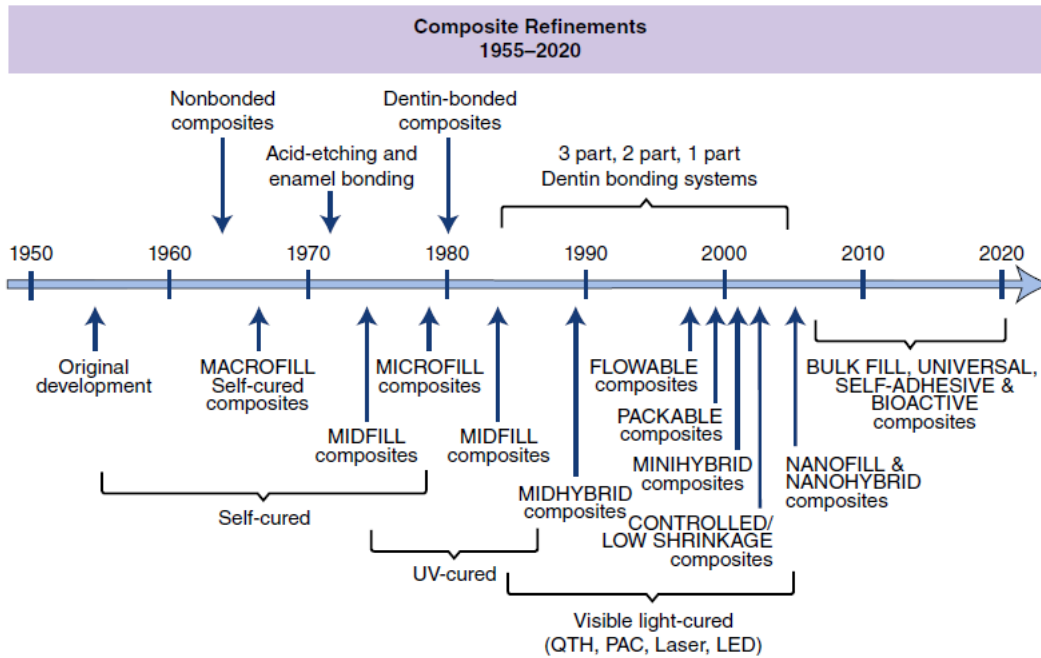
سایر پیشرفت‌ها در زمینه عنصر مونومر، خصوصیات شیمیایی و مکانیکی بهتری را ایجاد نمودند، شیرینکیج را کاهش دادند و رنگ و پایداری ذخیره‌ای، زیست‌سازگاری و ویژگی‌های دیگر را بهبود دادند. امروزه مونومرهای تشکیل دهنده این ماتریکس رزینی در رزین کامپوزیت‌ها بسیار پیچیده هستند و از انواعی از مونومرها و مخلوط‌های مونومری با وزن‌های مولکولی و عملکردهای مختلف استفاده می‌کنند.

در آخر، پیشرفت‌ها در حوزه‌ی تکنولوژی کیورینگ منجر به پیدایش سیستم‌های لایت کیور شده است که تولید رزین‌های کیورینگ مورد تقاضا را ممکن ساخته و مدت زمان کار و سهولت استفاده از آنها را بهبود می‌دهند. در ابتدا از یک سیستم کیورینگ فرابنفش (UV) استفاده می‌شد اما این سیستم معایبی داشت و خیلی زود با سیستم‌های کیورینگ نور آبی مرئی جایگزین شد. این پیشرفت‌ها خیلی زود توسعه‌های بیشتر در حوزه تکنولوژی لامپ کیورینگ را به دنبال داشته‌اند که اوایل لامپ‌های نوری تنگستن بودند و امروزه به دیودهای ساطع کننده نور (LEDها) توسعه یافته‌اند.

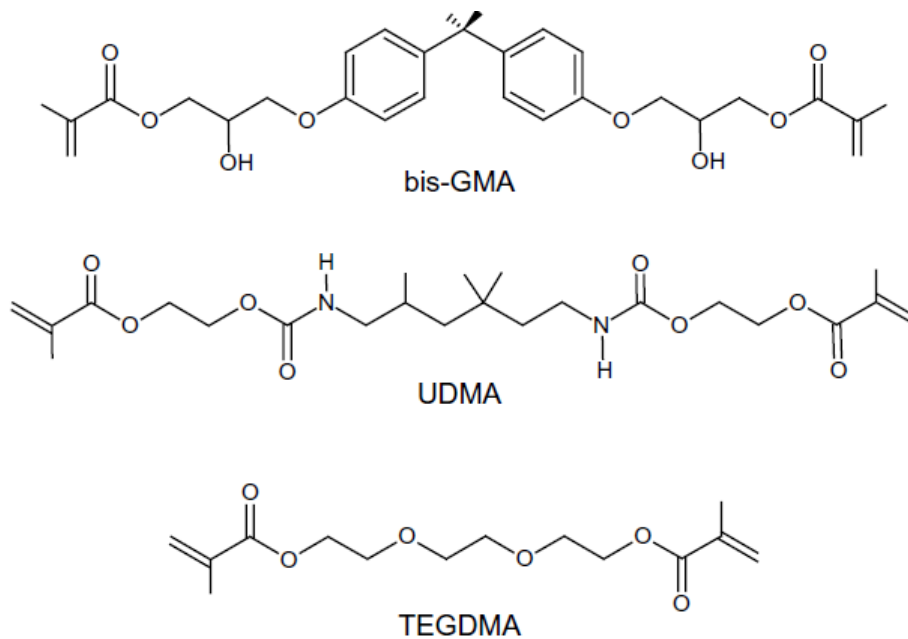
شکل ۱-۵ تاریخچه کامپوزیت‌های دندان‌دانی و دستاوردهای این حوزه را نشان می‌دهد.

باعث می‌شود یکی از دو گروه متاکریلات پلیمریزه نشده باقی بمانند.

و باعث ویسکوزیته بسیار زیاد آن می‌شوند. هسته سخت دو گروه آروماتیک توانایی مولکول‌های AMG-sib را برای چرخش مؤثر جهت شرکت در فرآیند پلیمریزاسیون محدود می‌کند که اغلب



شکل ۵-۱ گاه‌شمار توسعه کامپوزیت‌های دندانی در تکنولوژی‌های مونومر، فیلر، باندینگ و کیورینگ. ال ای دی، دیویدهای گسیل کننده نور؛ کیو تی ایچ، کوآرتز-تنگستن-هالوزن. (اقتباس شده از باین اس سی: زیست مواد دندانی: کجا هستیم و به کجا می‌رویم؟ جی دینت اجووک ۵۸۵-۵۷۱ : ۶۹، ۲۰۰۵).



شکل ۵-۲ ساختار شیمیایی بیس فنل آ گلیسیدیل دی متاکریلات (*bis-GMA*)، اورتان دی متاکریلات (UDMA) و تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA).

سوال انتقادی

فیلرها در عملکرد و کارایی رزین‌های دندانی چه نقش‌هایی ایفا می‌کنند؟

فیلر

تلفیق مواد فیلر، معمولاً بین ۳۰٪ و ۷۰٪ حجمی یا ۵۰٪ و ۸۵٪ وزنی، رزین‌ها را تبدیل به مواد عملکردی نموده است که در برابر چالش‌های شیمیایی، فیزیکی و مکانیکی محیط دهان مقاومت می‌کنند. در این بخش عملکرد فیلرها در کامپوزیت‌ها، خصوصیات موردنظر و انواع فیلرها را مورد بحث قرار خواهیم داد.

عملکرد فیلرها

مواد فیلر می‌توانند مزایای زیر را داشته باشند:

- **کاهش شیرینکیج یا انقباض پلیمریزاسیون.** اگرچه شیرینکیج از یک کامپوزیت تجاری به کامپوزیت دیگر متفاوت است، اما معمولاً رنجی تقریباً کم‌تر از ۱٪ تا حدود ۴٪ حجمی دارد.
- **کاهش انبساط و انقباض حرارتی.** با کاهش ضریب انبساط کلی همگام با لودینگ فیلر و رسیدن آن به ضریب مربوط به بافت دندان، حین مصرف غذاها و نوشیدنی‌های سرد و گرم توسط یک فرد، استرس سطح مشترک کمتری به دلیل تغییرات حجمی متفاوت ایجاد می‌شود.
- **کاهش جذب آب.** جذب آب باعث نرم شدن رزین می‌شود و آن را نسبت به تغییر رنگ و روکش ساییده حساس‌تر می‌سازد.
- **تقویت.** با رسیدن کسر حجمی فیلر تقریباً به عدد ۷۰٪، مقاومت در برابر خراش و شکستگی به مقادیری نزدیک به مقاومت بافت دندان افزایش می‌یابد، در نتیجه هم عملکرد بالینی و هم ماندگاری ماده را افزایش می‌دهد.
- **کنترل workability یا ویسکوزیته.** لودینگ فیلر، اندازه فیلر و رنج اندازه و شکل‌های ذرات، همه و همه به طور قابل توجهی بر ثبات و دست‌کاری بالینی یک خمیر کامپوزیت اثر می‌گذارند. خصوصیات یکنواختی و دست‌کاری، سهولت استفاده و مهارت و زمان لازم برای کار با یک ماده را مشخص می‌کنند و همچنین این که با چه میزان اطمینانی می‌توان یک حفره دندانی را بدون خطا و با تماس بین دندانی (اینتر پروگزیمال)، آناتومی اکلوزال، یکدستی و ظاهر صحیح ترمیم کرد.
- **اعمال رادیواپسیته.** لبه‌های لیکیک کننده، پوسیدگی‌های ثانویه، تماس‌های پروگزیمال ضعیف، ساییدگی سطوح پروگزیمال و دیگر مشکلات را نمی‌توان در رزین‌های ذاتا رادیولوسنت تشخیص

این مسئله باعث می‌شود که یکی از انتباه‌های bis-GMA تبدیل به بخشی از یک زنجیره پلیمری و باقی مولکول تبدیل به یک گروه ضمیمه منتهی به متاکریلات شود. بازدهی پلیمریزاسیون و اتصال عرضی براساس درصد گروه‌های متاکریلات واکنش داده (تبدیل شده) بعد از پلیمریزاسیون بیان می‌شود و آن را درجه تبدیل (DC) می‌نامند.

در طول سال‌ها ترکیبات رزینی مختلفی از دی متاکریلات بررسی شده‌اند تا ویسکوزیته آن کاهش یافته و درجه تبدیل افزایش یابد. UDMAها به طور ویژه نتایج نویدبخشی در این زمینه نشان داده‌اند. رزین‌های UDMA به هر مونومری گفته می‌شود که یک یا چند گروه اورتان (-NH-CO-O-) و دو گروه انتهایی متاکریلات را شامل شود (شکل ۲-۵).

به دلیل حجم مولکولی بالای این مونومرها، شیرینکیج پلیمریزاسیون در تلفیق با فیلرهای ذره‌ای غیرآلی در مقادیری تا حداکثر ۸۸٪ وزنی می‌تواند فقط ۰٫۹٪ باشد (میانگین ۱٫۵٪ در مقایسه با رنج ۲٪ تا ۳٪ برای بیشتر کامپوزیت‌ها). UDMA (حدود ۲۰ Pa·s) و bis-GMA (حدود ۸۰۰ Pa·s، مشابه با عسل در یک روز سرد) بسیار گرانبه هستند و ترکیب کردن و دست‌کاری آن‌ها دشوار است. بنابراین نسبت‌های متغیری از مونومرهای بسیار سیال با وزن مولکولی پایین، مثل تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA؛ ۰٫۰۵ Pa·s تا ۰٫۰۵ Pa·s؛ شکل ۲-۵) و دیگر دی متاکریلات‌هایی با وزن مولکولی کم برای مخلوط شدن با عناصر گرانبه و رقیق کردن آن‌ها ضروری هستند تا خمیرهای رزینی با سیالیت کافی برای دست‌کاری بالینی و تلفیق فیلر کافی برای تقویت رزین کیور به دست آیند. برای مثال، مخلوطی از ۷۵٪ وزنی bis-GMA و ۲۵٪ وزنی TEGDMA ویسکوزیته حدود ۴٫۳ Pa·s دارد، درحالی‌که ویسکوزیته یک مخلوط ۵۰٪ bis-GMA / ۵۰٪ TEGDMA حدود ۰٫۲ Pa·s است (مشابه با ویسکوزیته یک شربت رقیق). متأسفانه این مونومرهای رقیق‌کننده کوچک‌تر دچار شیرینکیج پلیمریزاسیون بیشتر می‌شوند که استرس شیرینکیج بیشتری ایجاد می‌کند و در عوض ممکن است تشکیل مارجینال گپ را به دنبال داشته و ریسک لیکیک نهایی را افزایش دهد و مشکلاتی که ممکن است ایجاد کند تا حدی مزیت استفاده از مونومرهای بزرگی مثل bis-GMA را کاهش می‌دهند.

ساینده حساس تر می‌شوند و درعین حال طول عمر عملکردی کوتاه‌تری در مقایسه با رزین‌های تقویت شده با سیلیکا دارند. ترنسولوسنی یکی رستوریشن کامپوزیتی برای داشتن استتیک قابل قبول، باید مشابه ترنسولوسنی ساختار دندان باشد. بنابراین، ضریب شکستفیلر باید کاملاً با ضریب شکست رزین مطابقت داشته باشد. برای bis-GMA و TEGDMA، ضریب‌های شکست تقریباً به ترتیب برابر ۱،۵۵ و ۱،۴۶ هستند و مخلوطی از این دو ماده با نسبت‌های وزنی برابر هم ضریب شکستی تقریباً معادل ۱،۵۰ دارد. بیشتر شیشه‌ها و کوارتزهای استفاده شده به عنوانفیلر، ضریب‌های شکستی تقریباً برابر ۱،۵۰ دارند که ترنسولوسنی کافی را دارد.

افزایش لودینگفیلر، مهم‌ترین خصوصیتی که تا اینجا درباره آنها بحث شد را بهبود می‌دهد؛ بااین‌حال، یک محدودیتی برای لودینگ وجود دارد. برای مثال، اگر اندازه ذره به شکل کره‌های یکدست باشد، صرفنظر از اینکه کره‌ها تا چه اندازه متراکم باشند، همانطور که در ساختار بلوری نشان داده شده در فصل دو بخش ساختار بلوری به تصویر کشیده شده است، بیشینه کسر تراکم نظری برای ساختارهای کروی بسیار متراکم با اندازه یکدست تقریباً ۷۴٪ حجمی است. به‌هرحال، ذرات کوچک‌تر هم می‌توانند بین کره‌های بزرگ‌تر وارد شوند. با تداوم این فرایند، توزیع پیوسته‌ای از ذرات با اندازه‌ای به طور پیش رونده کوچک‌تر، می‌تواند لودینگ بیشترفیلر را به دنبال داشته باشد. بنابراین از توزیع اندازه‌های ذرات برای به حداکثر رساندن کسر حجمی فیلر در کامپوزیت‌ها استفاده می‌شود.

کیورینگ کامپوزیت‌ها در ابتدا یک سطح صاف و مملو از رزین تولید می‌کند، اما عملیات‌های فینیشینگ ماتریکس رزینی را از اطراف ذرات فیلر حذف می‌نماید و ذراتی که از سطح بیرون زده‌اند را در معرض محیط قرار می‌دهد. ذراتی بزرگ‌تر از طول موج نور مرئی منجر به پراکنده شدن نور می‌شوند که کدورت را افزایش داده و وقتی ذرات در سطح نمایان می‌شوند، بافتی به وضوح زبر ایجاد می‌کند. یک سطح زبر همچنین تمایل دارد که رنگ‌ها و پلاک را انباشته کند. ذرات فیلرهاغیرآلی قدیمی قطرهای میانگینی از حدود ۸ تا ۴۰ میکرومتر داشته‌اند. درحال حاضر، گستره اندازه این ذرات از ۵ نانومتر تا ۲ میکرومتر است. مزیت استفاده از ذرات کوچک این است که استتیک (ظاهر) و صافی و یکدستی مواد برای زبان (قابلیت پالیش پذیری) را بهبود می‌دهند. مکانیسم‌های روکش دهانی این فرآیند را تکمیل می‌کنند، به گونه‌ای که یکدستی نهایی قابل ایجاد تا حد زیادی به اندازه‌ی ذره بستگی دارد.

داد. رادیوپاسیته اغلب اوقات با افزودن ترکیبات پرتومات غیرآلی مثل ذرات فیلر شیشه‌ای با اتم‌های فلزی سنگین، مثل باریوم (Ba)، لانتانوم (La)، استرانتیوم (Sr)، ایتربیوم (Yb)، روی (Zn) یا زیرکونیوم (Zr) اعمال می‌شود. برای رسیدن به کنتراست تشخیصی بهینه، رستوریشن باید رادیوپاسیته تقریباً برابر با انامل داشته باشد که حدود دو برابر رادیوپاسیته دنتین است. اگر این مقدار به میزان زیادی از رادیوپاسیته انامل بیشتر شود، مات کردن نواحی رادیولوسنت ایجاد شده با تشکیل شکاف یا پوسیدگی‌های ثانویه را در پی خواهد داشت.

• **آزادسازی فلوراید.** ایتربیوم فلوراید (YbF₃) و شیشه آلومینا فلوروسیلیکات (که در گذشته در مونومرهای شیشه‌ای استفاده می‌شد) می‌توانند از کامپوزیت‌های دندانی فلوراید آزاد کنند.

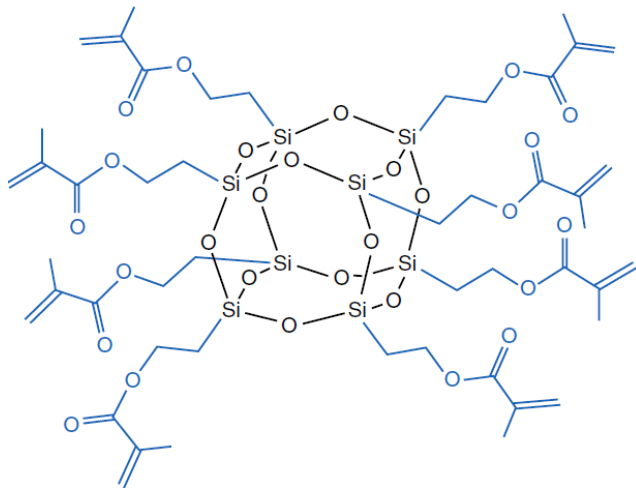
سوال انتقادی

چرا هنگام تلفیق فیلرها در رزین‌ها، باید بین کارایی، پایداری و استتیک آن یکی را ترجیح داد؟

خصوصیات فیلرها

در نسخه‌های اولیه کامپوزیت‌های دندانی، به طور گسترده از کوارتز به عنوان فیلر استفاده می‌شد، چون این ماده از نظر شیمیایی خنثی است. کوارتز بسیار محکم است که باعث می‌شود کامپوزیت نسبت به دندان یا رستوریشن‌های مقابل ساینده باشد و فینیش و پالیش آن برای رسیدن به یک سطح صاف و صیقلی کار سختی است. سیلیکای به اصطلاح بی‌شکل نیز ترکیبات و ضریب شکستی مشابه با کوارتز دارد؛ بااین‌حال، سیلیکا بلوری و آنقدر سخت نیست، بنابراین تا حد زیادی ساینده‌ی ساختار سطحی کامپوزیت را کاهش داده و قابلیت پالیشینگ آن را بهبود می‌دهد.

رایج‌ترین فیلر شیشه‌ای استفاده شده، شیشه باریوم است. اگرچه ماده‌های فیلر از جنس شیشه باریوم نیز رادیوپاسیته دارند اما به اندازه‌ی کوارتز یا سیلیکای بی‌شکل خنثی نیستند و در معرض مایعات اسیدی مثل آبمیوه‌های مرکبات، محلول‌هایی با پی اچ بالا و دیگر مایعات خوراکی، به تدریج صاف و تضعیف می‌شوند. فیلر شیشه‌ای با گذشت زمان مورد حمله محلول‌ها یا زل‌های فسفات فلوراید اسیدی محافظ در برابر پوسیدگی‌های ثانویه قرار می‌گیرند. به دلیل تفاوت‌ها در ترکیب بزاق دهان بین افراد، تأثیرات بالینی اکسپوز در معرض بزاق دهان چندان قابل پیش‌بینی نیست. بااین‌حال، تجربه نشان داده است که کامپوزیت‌های پر شده با مواد شیشه‌ای به تدریج نسبت به روکش



شکل ۳-۵ سیلسزکیوکسان اولیگومری چندوجهی متاکریل، یک ساختار قفس مانند سیلیکاتی ۱۲ وجهی که گروه‌های معلق متاکریلات با قابلیت پلیمریزه شدن دارد (با اقتباس از پلاستیک‌های هیبرید، شرکت سهامی خاص هاتیسبرگ، میسی سیپی)

اورموسرها در تهیه چندین کامپوزیت تجاری (از جمله Definite and Admira. Voco GmbH, کوسه‌هوان، آلمان؛ Ceram-X، Dentsply International، یورک، پنسیلوانیا) استفاده می‌شوند. در حالی که وجود ذرات سیلیکات در ابعاد مولکولی تا حدی تقویت ایجاد می‌کند، اما شیشه ساییده و یا دیگر فیلرها نیز معمولاً برای تقویت کافی آن لازم هستند. بنابراین اورموسر اغلب بخشی از ماتریکس کامپوزیت تلقی می‌شود. مزایای مواد دندانی مبتنی بر اورموسر شامل شیرینکیج محدود کیور، زیست سازگاری بسیار بالا، خصوصیات دست‌کاری خوب و استتیک فوق‌العاده هستند.

POSS مخفف سیلسزکیوکسان اولیگومری چندوجهی است. این مولکول‌ها قفس‌های سیلیکاتی ۱۲ وجهی هستند که از سایین تولید شده‌اند و طوری عامل‌دار شده‌اند که با دیگر مونومرها کوپلیمریزه شوند. یک سیلسزکیوکسان در واقع ساختاری شیمیایی با ترکیب $R_nSi_nO_{1.5n}$ است، مثلاً $8Si_8O_{12}(CH_3)_8$. در رابطه با مواد POSS استفاده شده در کاربردهای دندانی، گروه R معمولاً یک متاکریلات است (شکل ۳-۵). POSS یک ترکیب الیگومری آلی-غیرآلی هیبرید در ابعاد مولکولی است که می‌تواند به طور یکنواخت در مونومرهای سازگار پراکنده شده و به محض کیورینگ، با پیوند کووالانسی در شبکه‌های اتصالات عرضی تلفیق گردد. مثل مواد نوع اورموسر، ساختارهای قفسی سیلیکات هم یک عملکرد تقویت کننده دارند، اما ذرات فیلر نیز باید گنجانده شوند تا به تعادلی از خصوصیات مکانیکی و دیگر ویژگی‌های لازم برای عملکرد کافی به عنوان کامپوزیت‌های دندانی

با این حال، هرچه اندازه ذره فیلر کوچک‌تر باشد، نسبت سطح به حجم موجود برای تشکیل پیوندهای قطبی یا هیدروژنی با مولکول‌های مونومر برای مهار جریان آن‌ها و افزایش ویسکوزیته (مقاومت در برابر مخلوط شدن و دست‌کاری) نیز بیشتر است. بنابراین فیلر کمتری را می‌توان اضافه کرد. به این ترتیب همیشه معامله‌ای بین مقتضیات کارایی، ماندگاری و استتیک وجود دارد. چالش پزشکان این است که آگاهانه‌ای درباره ادعاهای بسیاری از محصولات پیشنهادی قضاوت کنند و محصولی را انتخاب نمایند که به خوبی برای یک کاربرد بالینی خاص مناسب است.

انواع فیلر

فیلرهای معدنی شفاف مختلفی در تهیه رزین کامپوزیت‌ها استفاده می‌شوند. این مواد اصطلاحاً شامل «شیشه نرم» و «شیشه سخت» بروسیلیکات هستند؛ کوارتزهای ادغام شده، شیشه‌های آلومینیوم سیلیکات، لیتیم آلومینیوم سیلیکات (beta-eucryptite). که ضریب انبساط حرارتی منفی دارد، ایتربیم فلوراید و باریوم، استرانتیوم، زیرکونیم و روی (زینک). بحث‌های بیشتر درباره اندازه ذره و ساخت فیلرهای مرتبط در ادامه این بخش در بحث طبقه‌بندی کامپوزیت‌ها برحسب اندازه ذره فیلر آمده است. در رابطه با بهبود استتیک و در عین حال اندازه کوچک‌تر ذره‌ها، دو سیستم فیلر معرفی شده‌اند: سرامیک‌های اصلاح‌شده آلی (اورموسر) و سیلسزکیوکسان اولیگومری چندوجهی (POSS) که در آن بخشی از عنصر تقویت‌کننده در مقیاس مولکولی عمل می‌کند.

اورموسر

اورموسر واژه‌ای مخفف برای سرامیک‌های اصلاح‌شده آلی است. تصور می‌شود که آن‌ها ساختارهای هیبرید در ابعاد مولکولی و متشکل از کوپلیمرهای غیرآلی-آلی هستند. برای مثال این هیبریدهای مولکولی شامل زنجیره‌های منتهی به متاکریلات می‌شوند که روی یک ذره ۲ تا ۳ نانومتری سایکلک پلی سیلوکسان مرکزی پیوند زده شده است. این نانوذرات در مقیاس مولکولی پراکنده شده‌اند و مولکول‌هایی با وزن مولکولی بالا، انعطاف‌پذیری، ویسکوزیته نسبتاً پایین و قابلیت اتصال عرضی («الیگومرها») را ایجاد می‌کنند. فضای بزرگ بین اتصالات عرضی حاصل از کیورینگ، شیرینکیج اندک پلیمریزاسیون را در پی دارد و شبکه غیرآلی، مقاومت سایشی را از طریق ساختار شبه شیشه‌ای و جذب آب کم‌تر حاصل از هیدروفوبیسیستی فراهم می‌نماید.

مثال هنگام قرارگیری کوتاه ماده در معرض نور اتاق هنگام توزیع آن، مهارکننده آنقدر سریع با رادیکال آزاد واکنش می‌دهد که رادیکال آزاد دیگر نمی‌تواند با مونومر واکنش بدهد. این کار از آغاز (اتصال) مونومرها و توسعه بیشتر زنجیره جلوگیری می‌کند. پس از اینکه تمام مهارکننده مصرف شد، توسعه زنجیره می‌تواند آغاز شود. یکی از مهارکننده‌های رایج هیدروکسی تولوئن بوتیل (BHT) است که در غلظت‌های با مرتبه 0.01% وزنی استفاده می‌شود. بنابراین مهارکننده‌ها دو عملکرد دارند: افزایش طول عمر ذخیره‌ای رزین و تضمین مدت زمان کار کافی.

مدیفایرهای اپتیکال

برای اینکه کامپوزیت‌های دندانی ظاهر طبیعی داشته باشند، باید شیدینگ بصری و ترنسولوسنسی مشابه با خصوصیات مربوطه ساختار دندان داشته باشند. شیدینگ با افزودن پیگمنت‌های مختلف حاصل می‌گردد که معمولاً متشکل از مقادیر جزئی ذرات اکسید فلزی هستند. ترنسولوسنسی و اپسیتی هم بر حسب ضرورت تطبیق داده می‌شوند تا انامل و دنتین را شبیه‌سازی کنند. برای مثال، اگر یک ناحیه اینسیزال کلاس IV در حال بازسازی باشد، ترنسولوسنسی یک کامپوزیت اصلاح نشده ممکن است اجازه عبور نور خیلی زیاد را از درون رستوریشن بدهد. در نتیجه، نور کمتری منعکس شده یا به ناظر برگشت داده می‌شود، که در نتیجه ناظر تصور می‌کند لبه اینسیزال بیش از حد تیره است. این نقص را می‌توان با افزودن یک اپسیفر اصلاح کرد. اما اگر مقدار خیلی زیادی از اپسیفر اضافه شود، نور خیلی زیادی هم ممکن است منعکس گردد و سپس ناظر تصور می‌کند که رستوریشن «خیلی سفید» است یا به عبارت درست‌تر «مقدار زیاد ولیو» (فصل ۳، سه بعد رنگ). برای افزایش اپسیتی، تولید کننده تیتانیوم دی‌اکسید و آلومینیم اکسید را در مقادیر جزئی (0.001% تا 0.007% وزنی) به کامپوزیت‌ها اضافه می‌کند. همه اصلاح‌کننده‌های اپتیکال بر عبور نور از درون کامپوزیت اثر می‌گذارند. بنابراین شیدهای تیره‌تر و اپسیتی‌های بزرگ‌تر توانایی لایت کیور در عمق کمتری دارند و هنگام کیورینگ باید مدت زمان قرارگیری آن‌ها در معرض آن افزایش یابد یا اینکه از لایه نازک‌تری استفاده شود. مطالعات نشان داده‌اند که برای پلیمریزاسیون بهینه، رزین‌هایی با شیدهای تیره‌تر و اپسیفرها باید در لایه‌های نازک‌تر قرار داده شوند. این ملاحظه موجب اهمیت مضاعف کیورینگ یک عامل باندینگ پوشاننده شده با یک لایه کامپوزیتی شده است.

برسند. بسته به فیلر پراکنده شده، مشخصه رزین‌های POSS این است که به شدت قابل پالیش پذیریهستند و حفظ صیقل فوق‌العاده، خصوصیات مکانیکی خیلی خوب و مقاومت سایشی بسیار عالی دارند. محصولات تجاری کنونی براساس تکنولوژی سیلسزکیوکسان شامل Artiste نانو-هیبرید کامپوزیت می‌شوند.

سوال انتقادی

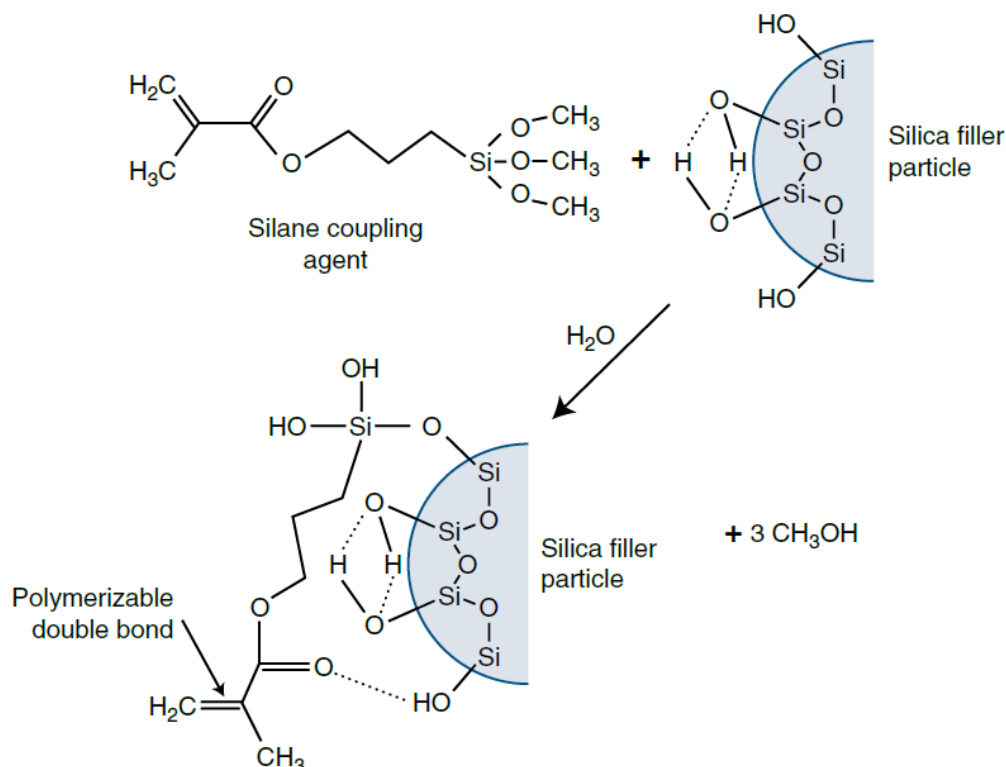
عوامل کوپلینگ در عملکرد و کارایی رزین‌های دندانی چه نقش‌هایی ایفا می‌کنند؟

عامل کوپلینگ

همان‌طور که پیش‌تر گفته شد، ضرورت دارد که ذرات فیلر با ماتریکس رزین پیوند بدهند. این اتفاق باعث می‌شود که ماتریکس پلیمری منعطف‌تر بتواند استرس‌ها را به ذرات فیلر میانجی بالاتر (محکم‌تر و سخت‌تر) انتقال دهد. پیوند شیمیایی بین دو فاز کامپوزیت با یک عامل کوپلینگ تشکیل می‌شود، یک ترکیب فعال سطحی دو عملکردی که به سطوح ذره فیلر متصل شده و همچنین با مونومر تشکیل‌دهنده ماتریکس رزین برهم‌کنش می‌دهد. اگر عامل کوپلینگ به درستی اعمال شود، می‌تواند خصوصیات فیزیکی و مکانیکی بهبود یافته‌ای را ایجاد کرده و باعث جلوگیری از نفوذ آب در حد فاصل مشترک ماده پرکننده رزین شود. اگرچه می‌توان از تیتانات‌ها و زیرکونات‌ها به عنوان عوامل کوپلینگ استفاده کرد، اما ارگانوسایلین‌ها - مثلاً γ -متاکریل‌اکسی‌پروپیل تری‌متوکسی‌سایلین - کاربرد رایج‌تری دارند (شکل ۴-۵). در حضور آب، گروه‌های متوکسی ($-\text{OCH}_3$) به گروه‌های سایلنول ($-\text{Si-OH}$) هیدرولیز می‌شوند، که می‌توانند با تشکیل پیوندهای سیلوکسان ($-\text{Si-O-Si}-$) به دیگر سایلنول‌ها روی سطوحفیلر متصل شوند. با پلیمریزه شدن رزین، گروه‌های ارگانوسایلین متاکریلات با رزین پیوند کووالانسی می‌دهند، در نتیجه فرایند کوپلینگ کامل می‌شود. کوپلینگ صحیح به واسطه اورگانوسایلین‌ها برای عملکرد بالینی مواد ترمیمی رزین کامپوزیت بسیار اهمیت دارد.

مهارکننده‌ها

مهارکننده‌ها با هدف کاهش یا جلوگیری از پلیمریزاسیون خودبه‌خودی یا اتفاقی مونومرها، به سیستم‌های رزین افزوده می‌شوند. مهارکننده‌ها پتانسیل واکنش‌پذیری بسیار بالایی با رادیکال‌های آزاد دارند. اگر یک رادیکال آزاد تشکیل شود، برای



شکل ۴-۵) عامل جفت کننده؛ silica filler particle؛ ذره فیلر سیلیکا؛ polymerizable double bond؛ پیوند دوگانه قابل پلیمریزه شدن) ساختار شیمیایی γ -متاکریل-اکسی پروپیل تری متوکسی سیلان و یک نمودار تخیلی از اینکه یک عامل جفت کننده سیلان چگونه هیدرولیز می‌شود و به سطوح ذره فیلر سیلیکا و شیشه متصل می‌گردد. سپس این ذرات سیلانی شده واکنش پذیری پیدا می‌کنند و می‌توانند ذرات را از طریق کوپلیمریزاسیون با پیوند دوگانه در گروه سیلان پروپیل متاکریلات به ماتریس رزینی «جفت کنند» ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COO}-\text{C}_3\text{H}_6-\text{Si}-\text{COO}-\text{C}_3\text{H}_6-\text{Si}$). (داده‌ها با اقتباس از سادرهلم کی-جی، شنگ اس-دبلیو: عنوان عوامل جفت کننده استفاده کرد، اما ارگانوسیلان‌ها - مثلاً رس ۱۰۵۴-۱۰۵۰: ۱۷۲، ۱۹۹۳). اگرچه می‌توان از تیتانات‌ها و زیرکونات‌ها به عنوان عوامل جفت کننده استفاده کرد، اما ارگانوسیلان‌ها - مثلاً γ -متاکریل اکسی پروپیل تری متوکسی سیلان - کاربرد رایج تری دارند (شکل ۴-۵). در حضور آب، گروه‌های متوکسی ($-\text{OCH}_3$) به گروه‌های سیلانول ($-\text{Si}-\text{OH}$) هیدرولیز می‌شوند، که می‌توانند با تشکیل پیوندهای سیلوکسان ($-\text{Si}-\text{O}-\text{Si}-$) به دیگر سیلانول‌ها روی سطوح ماده فیلر متصل شوند. با پلیمریزه شدن رزین، گروه‌های ارگانوسیلان متاکریلات با رزین پیوند کووالانسی می‌دهند، در نتیجه فرایند جفت شدن کامل می‌شود. جفت شدن صحیح به واسطه اورگانوسیلان‌ها برای عملکرد بالینی مواد ترمیمی رزین کامپوزیت بسیار اهمیت دارد.

سوال انتقادی

شباهت‌ها و تفاوت‌های سازوکارهای دخیل در رزین‌های دندانی فعال شده شیمیایی و فعال شده نوری چه هستند؟

طبقه‌بندی کامپوزیت‌های دندانی

از آنجایی که تنوع کامپوزیت‌های دندانی در پاسخ به نوآوری‌ها و نیازهای جدید افزایش می‌یابد، روش‌های مختلفی نیز برای طبقه‌بندی کامپوزیت‌های دندانی بسته به جنبه‌های مختلف کامپوزیت‌ها وجود دارند. یکی از سیستم‌های مفید طبقه‌بندی کامپوزیت‌ها براساس اندازه ذره فیلر و توزیع اندازه آن است که در جدول ۱-۵ نشان داده شده است. کامپوزیت‌های دندانی را همچنین می‌توان براساس روش کیورینگ، خصوصیات دستکاری، کاربرد، خصوصیات منحصربه‌فرد و هر گونه تلفیقی از این موارد طبقه‌بندی کرد که در بخش‌های زیر توضیح داده شده است.

جدول ۱-۵ - طبقه بندی رزین کامپوزیت‌ها و نکاتی برای استفاده

کاربرد بالینی	اندازه ذره و/یا جنبه‌های منحصربفرد محتوای فیلر	طبقه بندی کامپوزیت
نواحی با استرس بالا	شیشه یا سیلیکای ۸ تا ۴۰ میکرومتری	قدیمی (ذره بزرگ، ماکروفیل)
نواحی با استرس کم و زیرلتهای که نیاز به جلا و صیقل زیاد دارند	سیلیکا ۴۰ نانومتری	میکروفیل یکنواخت
نواحی با استرس کم و زیرلتهای که شیرینکیج کم در آن قسمت ضرورت دارد	(۱) سیلیکا ۴۰ نانومتری (۲) ذرات رزین آلی پلیمریزه شده بزرگتر محتوی سیلیکای ۱۰-۱۰۰ نانومتری	میکروفیل یکنواخت (میکروفیل)
نواحی قدامی و خلفی غیرتماسی	>سیلیکا یا زیرکونیای ۱۰۰ نانومتری نانوذرات یا نانوکلاسترهای مستقل یکنواخت	نانوفیل
نواحی با استرس بالا که نیاز به قابلیت پالیش پذیری بهبودیافته دارند (کلاس‌های I-IV)	(۱) شیشه ۱ تا ۲۰ میکرومتری (۲) سیلیکا ۴۰ نانومتری	هیبرید (ذره بزرگ)
نواحی با استرس بالا که نیاز به قابلیت پالیش پذیری بهبودیافته دارند (کلاس‌های III,IV)	(۱) شیشه ۱ تا ۱۰ میکرومتری (۲) سیلیکا ۴۰ نانومتری	هیبرید (میدفیلر)
نواحی با استرس متوسط که نیاز به قابلیت پالیش پذیری بهبودیافته دارند (کلاس‌های III,IV)	(۱) شیشه ۰,۱ تا ۲ میکرومتری (۲) سیلیکا ۴۰ نانومتری	هیبرید (مینی فیلر / پرشده با ذرات ریز (SPF))
نواحی با استرس متوسط که نیاز به قابلیت پالیش پذیریبهبودیافته دارند (کلاس‌های III,IV)	(۱) شیشه یا میکروذرات رزین ۰,۱ تا ۲ میکرومتری (۲) نانوذرات ≥ 100 نانومتر	نانوهیبرید
موقعیت‌هایی که به بهبود جریان نیاز است (برای مثال بیس حفره یا لاینر، یک سیلانت) یا جایی که دسترسی دشوار است (کلاس II)	کامپوزیت‌های تجاری با قابلیت فلو، معمولا با کاهش لودینگ فیلر ساخته می‌شوند	فلو/قابل تزریق
موقعیت‌هایی که به بهبود قابلیت فشردگی نیاز است (کلاس‌های I, II)	افزایش لودینگ هیبرید میدفیلر / مینی فیلر با ماکروفیلرها؛ فیلر الیافی طویل شده (۱۰۰ میکرومتر طول)؛ و/یا فیلرهای منشعب زیر	قابل تراکم / قابل فشرده شدن
مواد تهیه شده برای حفره خلفی بزرگ < ۴ میلی متر عمق	معمولا نانوهیبریدها اما همچنین لودینگ‌های بسیار زیادفیلر را شامل می‌شوند تا شیرینکیج پلیمریزاسیون و/یا استرس کاهش یابد. ضریب شکست‌هایفیلر و مونومر نیز با هم تطابق داده می‌شوند تا ترنسلسنسی کامپوزیت افزایش یابد و امکان نفوذ بیشتر نور و انجام پلیمریزاسیون در عمق‌های بیشتر فراهم گردد.	بالک فیل
کلاس‌های I-V	معمولا نانوهیبریدها اما می‌تواند نانوفیلها (یا نانوفیل‌هایی با ذرات از پیش پلیمریزه شده) را شامل شود	یونیورسال

از رزین‌های سلف کیور به عنوان رستوریشن‌های مستقیم استفاده نمی‌شود. کادر ۱-۵ مزایا و معایب رزین‌های فعال شده شیمیایی را فهرست می‌کند.

کادر ۱-۵ مزایا و معایب رزین‌های فعال شده شیمیایی (سلف کیور)

مزایا

راحتی و سادگی: به هیچ گونه تجهیزاتی نیاز نیست، بدون خطر پایداری ذخیره‌ای بلندمدت دستکاری زمان کار / ستینگ با تغییر نسبت‌ها اگر مواد به درستی مخلوط شوند، درجه کیور در سرتاسر ماده یکسان است بیلداپ استرس لبه‌ای حین کیورینگ بسیار کمتر از رزین‌های لایت کیور است، چون سرعت تشکیل اتصال عرضی نسبتاً آهسته‌تری دارد.

معایب

مخلوط کردن باعث به دام افتادن هوا می‌شود که تخلخل را به دنبال دارد و این تخلخل ماده را تضعیف کرده و حساسیت پذیری آن نسبت به تغییر رنگ را افزایش می‌دهد. استفاده از سرنگ‌های میکسینگ این پدیده را به حداقل رسانده است. شتاب دهنده‌های آمین آروماتیک اکسید می‌شوند و به مرور زمان زردرنگ می‌گردند (مثلاً ناپایداری رنگ). مخلوط کردن مساوی آن کار سختی است که باعث می‌شود درجه کیور نامساوی شده و در نتیجه خصوصیات مکانیکی ضعیف را در پی دارد.

رزین‌های فعال شده نوری (لایت کیور)

برای غلبه بر مشکلات مرتبط با فعال‌سازی شیمیایی، سیستم‌هایی با استفاده از یک سیستم آغازگر حساس به نور و یک منبع نور برای فعال‌سازی توسعه داده شدند. اولین سیستم‌های فعال شده نوری برای نور یووی فرمول‌بندی شده بودند که (در ادامه) با سیستم‌های فعال شده با نور آبی مرئی جایگزین شدند که بهبودهای قابل توجهی در کیفیت کامپوزیت‌های کیور شده با آن‌ها وجود داشت (کادر ۲-۵). کامپوزیت‌های دندان‌های دندان‌های با قابلیت لایت کیور به صورت یک خمیر منفرد موجود در یک سرنگ یا کیسول ضد نور تأمین می‌شوند، چون هیچ‌گونه ماده فعال‌کننده شیمیایی در این ماده وجود ندارد. سیستم آغازگر رادیکال آزاد متشکل از یک حساس‌کننده نوری و یک کو-آغازگر (rotaitini-oc) آمین در این خمیر وجود دارد. تا وقتی که این دو عنصر در معرض نور قرار نگیرند، برهم‌کنش نمی‌دهند. باین‌حال قرارگیری در معرض

طبقه‌بندی بر اساس روش کیورینگ

مونومرهای عامل‌دار شده با متاکریلات با یک مکانیسم پلیمریزاسیون دیگر پلیمریزه می‌شوند (که همچنین به آن پلیمریزاسیون رشد-زنجیره می‌گویند) که با رادیکال‌های آزاد آغاز می‌گردد. رادیکال‌های آزاد می‌توانند با فعال‌سازی شیمیایی یا فعال‌سازی از طریق انرژی خارجی (حرارت، نور یا میکروویو) ایجاد شوند. چون کامپوزیت‌های دندان‌های برای جایگذاری مستقیم از فعال‌سازی شیمیایی، فعال‌سازی نوری یا تلفیقی از هر دو استفاده می‌کنند، در اینجا فقط به این سیستم‌ها می‌پردازیم.

رزین‌های فعال شده شیمیایی (سلف کیور)

رزین‌های فعال شده شیمیایی به صورت دو خمیر تأمین می‌شوند، که یکی از آن‌ها ماده آغازکننده بنزویل پروکساید را شامل می‌شود و دیگری مونومرها و یک ماده فعال‌کننده آمین سه‌گانه آروماتیک را شامل می‌گردد (مثلاً N,N-دی‌متیل-p-تولوئیدین). وقتی این دو خمیر با هم مخلوط شوند، آمین، بنزویل پراکسید را فعال می‌کند تا رادیکال‌های آزاد تشکیل دهد و پلیمریزاسیون اضافی آغاز می‌گردد. فعال‌سازی شیمیایی یکسری محدودیت‌های ذاتی دارد. اول اینکه هوا حین مخلوط شدن وارد می‌شود و منافذی را تشکیل می‌دهد که ساختار را تضعیف می‌کنند و اکسیژن را به دام می‌اندازند که از پلیمریزاسیون روی سطوح داخلی منافذ جلوگیری می‌کند.

دوم اینکه بعد از مخلوط شدن این دو عنصر، اپراتور هیچ کنترلی بر زمان کار ندارد. بنابراین هم اینسرفشن و هم کانتورینگ باید به سرعت و به محض مخلوط شدن عناصر رزین تکمیل گردند. بنابراین امروزه عمدتاً برای رستوریشن‌ها و ساختارهای پایه‌ای بزرگ (بیلداپ) استفاده می‌شوند که به آسانی با یک منبع نور کیور نمی‌شوند.

سوم اینکه واکنش پذیری اکسیژن با یک رادیکال بسیار بیشتر از واکنش پذیری آن با یک مونومر مهارکننده پلیمریزاسیون روی سطح است. حین دوره مهار، این اکسیژن در رزین پراکنده می‌شود و توسط رادیکال‌های تشکیل شده مصرف می‌گردد. این واکنش یک لایه مهار شده با اکسیژن تشکیل می‌دهد. ضخامت لایه مهار شده با اکسیژن به ویسکوزیته رزین، انحلال‌پذیری اکسیژن در مونومر و سیستم آغازگر استفاده شده بستگی دارد. چهارم اینکه رزین‌های سلف کیور تمایل دارند که یک رنگ زرد اولیه و پایداری رنگی پایین‌تری در نتیجه‌ی آمین آروماتیک داشته باشند. این یکی دیگر از دلایلی است که

کادر ۲-۵ مزایا و معایب رزین‌های فعال شده نوری (لایت کیور)

مزایا

نیازی به مخلوط کردن نیست، بنابراین تخلخل پایین، رنگ‌پذیری کم‌تر، قدرت بیشتر هیچ‌گونه شتاب‌دهنده آمین آروماتیک وجود ندارد، بنابراین پایداری رنگ به میزان قابل‌توجهی بهبود یافته است ستینگ «command» (به محض قرارگیری در معرض نور آبی شدید). این بدان معنا است که زمان کار تحت کنترل است و می‌تواند به میزان دلخواه توسط پزشک کنترل شود. افزایش‌های اندک کامپوزیت می‌توانند در یک لحظه پلیمریزه شوند که امکان استفاده از شیشه‌های متعدد را در یک رستوریشن منفرد فراهم ساخته و شیرینکیج را با هر افزایش برخلاف شیرینکیج کلی می‌توان به دلخواه تعیین کرد.

معایب

عمق محدود کیور: ضرورتاً باید در لایه‌های حدود ۲ میلی‌متر بیلداپ شود استرس بیلداپ استرس لبه‌ای حین کیورینگ بسیار بیشتر از این استرس در رزین‌های سلف کیور است. این در نتیجه اتصال عرضی سریع‌تر است و بنابراین زمان زنجیره‌ها برای لغزش بین خودشان و کاهش بیلداپ استرس فصل مشترک حاصل از شیرینکیج کیور کاهش می‌یابد. حساسیت خفیف به نور معمولی اتاق (بنابراین هنگام قرارگیری بلندمدت در معرض یک نور آرزایی، یک پوسته سخت (کراست) تشکیل خواهد شد) لامپ خاصی برای آغاز کیورینگ نیاز است. دسترسی ضعیف لامپ در نواحی خلفی و اینترپروگزیمال (بین دندانی): نیاز به مدت زمان قرارگیری بیشتر و توجه هنگام جای‌گذاری و حفظ زاویه و فاصله نوک لامپ برای رسیدن به نتایج بهینه وجود دارد. شیشه‌های تیره‌تر نیاز به زمان قرارگیری طولانی‌تر دارند. کیور تحت تأثیر مواد افزودنی مثل جاذب‌های فرابنفش برای پایداری رنگ، رنگ‌های فلورسنت برای استتیک بالینی یا غلظت بیش‌ازحد مهارکننده قرار می‌گیرد. همه این‌ها نور را جذب می‌کنند یا اینکه مانع از واکنش می‌شوند. مشکلات مربوط به لامپ شامل موارد زیر می‌شود: خیره شدن به این نور برای کارکنان پزشکی مضر است؛ از عینک‌ها یا فیلترهای محافظ استفاده کنید. به جز برای لامپ‌های دیود ساطع‌کننده نور (LED)، نور کیورینگ حرارت خیلی زیادی ایجاد کرده و برای حدود ۳۰ ثانیه باعث درد در ۲ تا ۳ میلی‌متری می‌شود. نور لامپ‌های کوآرتز-تنگستن-هالوژن (QTH) با فرسودگی کم می‌شود؛ بنابراین استفاده از ابزار صحیح برای نظارت بر irradiance خروجی لازم است. طول موج لامپ باید با سیستم آغاز نوری رزین مطابقت داشته باشد. irradiance نور با فاصله در مقیاس لگاریتم کاهش می‌یابد. زوایه کیورینگ خیلی مهم است؛ irradiance بیشینه به صورت عمود بر سطح رزین (۹۰ درجه) انجام می‌شود. رسیدن به مهارت عالی در تکنیک‌ها برای قراردادی درون دهانی بهینه جهت به حداکثر رساندن درجه کیور به تمرین نیاز دارد. کیورینگ ناقص به دلیل مشکلات پیش‌تر گفته شده با لامپ‌ها.

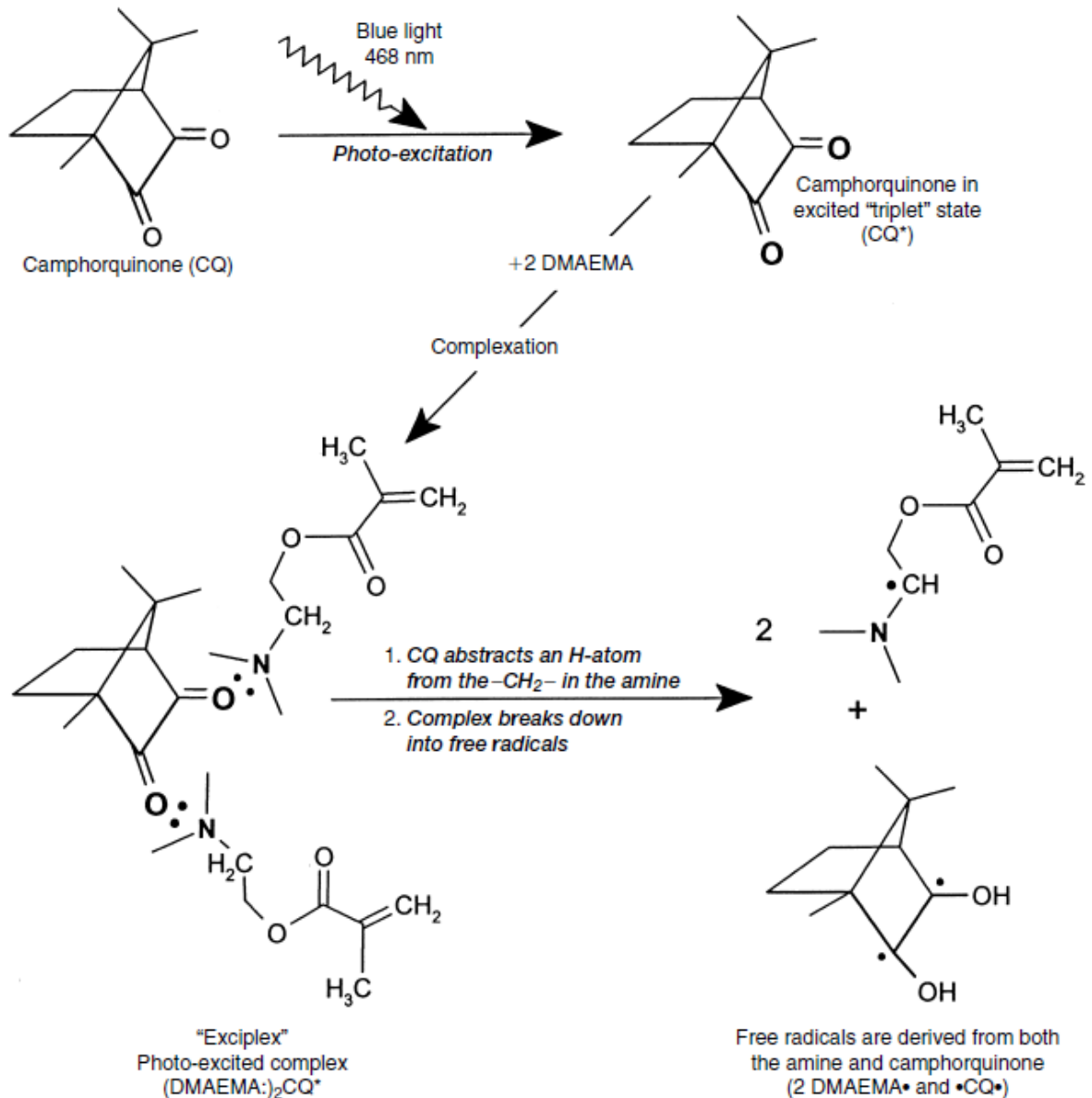
نور در ناحیه آبی (طول موج حدود ۸۶۴ نانومتر) یک حالت برانگیخته از حساس‌کننده نوری ایجاد می‌کند که در ادامه با آمین واکنش می‌دهد تا رادیکال‌های آزادی را تشکیل دهد که پلیمریزاسیون اضافی را آغاز می‌کنند (شکل ۵-۵). کامفورکینون (QC) یکی از حساس‌کننده‌های نوری رایج استفاده شده است که نور آبی را با طول موج‌های بین ۴۰۰ تا ۵۰۰ نانومتر جذب می‌کند. فقط مقادیر اندکی از کامفورکینون نیاز هستند (۰,۲٪ وزنی یا کم‌تر در خمیر). تعدادی از آغازگرهای آمینی برای برهم‌کنش با کامفورکینون مناسب هستند، از قبیل دی‌متیل آمینو اتیل متاکریلات (DMAEMA) که در مقادیر اندک حدود ۰,۱۵٪ وزنی نیز وجود دارد.

علاوه‌بر نبود مشکل تخلخل رزین‌های فعال شده شیمیایی در این مدل، مواد فعال شده نوری به اپراتور این امکان را می‌دهند تا اینسرفشن و کانتورینگ را قبل از آغاز کیورینگ تکمیل کند. علاوه‌بر این، به محض شروع کیورینگ، مدت زمان قرارگیری ۴۰ ثانیه یا کم‌تر برای لایت کیور یک لایه با ضخامت ۲ میلی‌متر کافی است، در مقایسه با چندین دقیقه برای مواد سلف کیور. در آخر، سیستم‌های لایت کیور به نسبت سیستم‌های سلف کیور به مهار اکسیژن حساس نیستند. به دلیل این مزایا، کامپوزیت‌های فعال شده با نور مرئی بیشتر از مواد فعال شده شیمیایی استفاده می‌شوند.

با این حال، کامپوزیت‌های لایت کیور هم محدودیت‌های ذاتی دارند. برای مثال هنگامی که حجم ماده از تقریباً ۲ تا ۳ میلی‌متر فراتر می‌رود، به دلیل عمق محدود نفوذ نور باید به صورت پله‌ای جای‌گذاری شوند. بنابراین کامپوزیت‌های لایت کیور در واقع می‌توانند هنگام ساخت رستوریشن‌های بزرگ به زمان بیشتری نیاز داشته باشند (مثلاً در مواد حفره کلاس II). با توسعه بالک فیل (bulk-fill) کامپوزیت‌ها، عمق کیور به حداقل ۴ میلی‌متر افزایش داده شده است (رجوع کنید به بخش بالک فیل کامپوزیت‌ها). مسئله دیگر مربوط به واحد لایت کیور هستند و در سه حوزه بحث شده‌اند: لامپ‌های کیورینگ، عمق کیور و احتیاطات ایمنی برای استفاده از لامپ‌ها

سوال انتقادی

جایگزین‌ها بین چندین نوع منبع نور استفاده شده برای رزین‌های ترمیمی دندانی نور فعال چه هستند؟



شکل ۵-۵: کامفورکینون، Blue light ۴۶۸ nm: نور آبی ۴۸۰ نانومتر، Photo-excitation: برانگیختگی با نور، DMAEMA: دی متیل آمینو اتیل متاکریلات، Complexation: کمپلکس شدن، Camphorquinone in excited "triplet" state: کامفورکینون در حالت «سه گانه» برانگیخته، CQ abstracts an H-atom from the -CH₂- in the amine: کیمفورکینون یک اتم هیدروژن از CH₂ در آمین می‌گیرد، «اکسایپلکس»: «Exciplex» Photo-excited complex: کمپلکس به رادیکال‌های آزاد می‌شکند، Complex breaks down into free radicals: کمپلکس برانگیخته شده با نور، Free radicals are derived from both the amine and camphorquinone: رادیکال‌های آزاد هم از آمین و هم کامفورکینون مشتق می‌شوند. فرآیند لایت کیور هنگامی فعال می‌شود که یک حساس کننده نوری دی کتون، مثل کامفورکینون، کوانتومی از نور آبی را جذب کرده و یک کمپلکس حالت برانگیخته (اکسایپلکس) با یک دهنده الکترون مثل یک آمین (مثلا دی متیل آمینو اتیل متاکریلات) تشکیل می‌دهد. در شکل، «••» جفت الکترون غیرپیوندی «داده شده» توسط آمین‌ها را به گروه‌های C=O < (کتون) در کامفورکینون می‌دهد. کامفورکینون در این کمپلکس فعال شده یک اتم هیدروژن را از آلفا-کربن مجاور گروه آمین استخراج می‌کند و کمپلکس به آمین و رادیکال‌های آزاد کامفورکینون تجزیه می‌شود. رادیکال آزاد کامفورکینون به راحتی غیرفعال می‌شود. بنابراین در آغاز نوری، فقط رادیکال‌های آزاد آمین واکنش پلیمریزاسیون اضافی را آغاز می‌کند.

لامپ‌های کیورینگ

نیاز است. این کار را می‌توان با ۴۰ ثانیه قرارگیری در معرض لامپی با تابش 400 mW/cm^2 بدست آورد ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 40 \text{ s} = 16000 \text{ J/cm}^2$ or $16,000 \text{ mJ/cm}^2 = \text{cm}^2$). بر اساس قانون عمل متقابل، همین نتیجه را می‌توان با ۲۰ ثانیه قرارگیری در معرض لامپ 800 mW/cm^2 یا حدود ۱۳ ثانیه قرارگیری زیر یک لامپ 1200 mW/cm^2 به دست آورد. بنابراین افزایش *irradiance* لامپ، سرعت و درجه کیورینگ را افزایش می‌دهد. با این حال، مطالعات پژوهشی نشان داده‌اند که هنگام استفاده از نورهایی با *irradiance* بیشتر ممکن است به زمان محاسبه شده طولانی‌تری نیاز باشد. علاوه بر این، کیورینگ سریع‌تر با منابع نوری با *irradiance* بیشتر می‌تواند استرس شیرینکیج را افزایش دهد که در بخش زیر درباره آن صحبت شده است.

سوال انتقادی

irradiance لامپ چگونه بر عمق کیور اثر می‌گذارد؟
مهم‌ترین عوامل موثر بر عمق کیور برای لامپی با یک *irradiance* مشخص چه هستند؟

عمق کیور و مدت زمان قرارگیری

لامپ‌های LED با *irradiance*‌های بسیار زیاد (mW/cm^2) احتمال زمان قرارگیری کم‌تر با عمق کیور بیشتر را فراهم ساخته‌اند. با این حال در محیط کامپوزیت‌های متداول، جذب و پراکندگی نور در رزین کامپوزیت‌ها *irradiance* و درجه تبدیل به طور نمایی با عمق نفوذ کاهش پیدا می‌کند. *irradiance* را می‌توان با ضریب ۱۰ به ۱۰۰ در یک لایه کامپوزیت با ضخامت ۲ میلی‌متر کاهش داد. این کار در عمق‌های بیشتر از ۲ تا ۳ میلی‌متر، تبدیل مونومر را به سطح غیرقابل قبولی کاهش می‌دهد. بنابراین سطح باید برای مدت زمان بیشتری تحت تابش باشد تا انرژی کافی به زیر سطح برسد. با توجه به محدودیت‌های مطرح شده توسط پراکنده شدن و جذب نور ذاتی موجود در رزین‌های ترمیمی فعلی، جایگزین‌های آن این گونه هستند که افزایش *irradiance* امکان مدت زمان کیورینگ کوتاه‌تر را برای عمق خاصی از کیور فراهم می‌سازد یا عمق بیشتر کیور برای یک زمان قرارگیری خاص فراهم می‌کنند، اما تلاش برای رسیدن به هر دو این موارد به طور همزمان مزیت چندانی ندارد. پیامد عملی آن، این است که عمق کیورینگ محدود به ۲ تا ۳ میلی‌متر خواهد بود، مگر اینکه صرف‌نظر از *irradiance* لامپ، از زمان قرارگیری خیلی طولانی استفاده شود.

دو نوع لامپ اصلی که در حال حاضر برای آغاز نوری فرآیند پلیمریزاسیون استفاده می‌شوند، لامپ‌های کوآرتز-تنگستن-هالوژن (QTH) و لامپ‌های LED هستند که لامپ‌های LED به سرعت از نظر محبوبیت جایگزین لامپ‌های کوآرتز-تنگستن-هالوژن شدند. لامپ‌های هالوژن یا QTH یک لامپ کوآرتزی با یک رشته از جنس تنگستن دارند که هم نور یووی و هم نور سفید ساطع می‌کند، که باید فیلتر شود تا حرارت آن و تمام طول موج‌ها به جز طول موج‌های دامنه بنفش-آبی (حدود ۴۰۰ تا ۵۰۰ نانومتر) حذف شوند تا با دامنه جذب نوری کامفورکینون مطابقت کنند. *irradiance* لامپ (400 mW/cm^2 تا 200) با فرسودگی کاهش می‌یابد، بنابراین یک کالیبراسیون سنج برای سنجش میزان *irradiance* لامپ ضروری است.

لامپ‌های LED از یک فرآیند الکترونیکی حالت ثابت برای تابش پرتو فقط در محدوده آبی طیف مرئی بین ۴۴۰ تا ۴۸۰ نانومتر استفاده می‌کنند، و نیازی به فیلتر ندارند. LEDها به وات پایینی نیاز دارند، می‌توانند بدون سیم و با باتری شارژ شوند، حرارت خیلی تولید می‌کنند و بی‌صدا هستند چون نیاز به فن خنک‌کننده ندارند. در ابتدا، *irradiance* مشابه لامپ‌های QTH ایجاد می‌کردند (400 mW/cm^2 تا 200)، اما جدیدترین نسخه‌های آنها پرنورتر هستند و از دو یا چند واحد LED استفاده می‌کنند تا هم *irradiance* نور را افزایش دهند ($>1000 \text{ mW/cm}^2$) و هم دامنه طول موج را گسترش دهند. به این ترتیب، زمان بسیار کمتری برای کیور کردن کامپوزیت با استفاده از لامپ‌های LED لازم است. لامپ‌های روشنایی آنها نیز برای تعویض ارزانتر (تا یک سوم قیمت لامپ‌های روشنایی QTH) و مورد اطمینان‌تر هستند.

سوال انتقادی

مزایا و معایب افزایش *irradiance* لامپ‌های کیورینگ چه هستند؟

پلیمریزاسیون هنگامی آغاز می‌شود که غلظت حیاتی از رادیکال‌های آزاد تشکیل شوند. این پدیده مستلزم این است که سیستم آغازگر تعداد خاصی از فوتون‌ها را جذب کند، که مستقیماً به طول موج، *irradiance* و زمان قرارگیری مرتبط است. برای رسیدن به حداکثر کیورینگ، جریان انرژی تابش تقریباً 16 J/cm^2 برای لایه‌ای از رزین به ضخامت ۲ میلی‌متر

سال‌های ۲۰۱۰ و ۲۰۱۱ توسط پرایس و همکاران نتیجه گرفتند که مهارت در انجام این جزئیات تکنیکی، به طور قابل توجهی درجه تبدیل مونومر به پلیمر داخل دهانی حاصل را بهبود می‌دهد.

احتیاطات ایمنی برای استفاده از لامپ‌های کیورینگ

در صورتی که فرد مستقیماً به پرتو نگاه کند، نور ساطع شده از طریق واحدهای کیورینگ می‌تواند باعث آسیب به شبکیه شود. بنابراین هرگز مستقیماً به نوک نور نگاه نکنید و مشاهده نور منعکس شده را برای دوره‌های طولانی به حداقل برسانید. عینک‌های محافظ و انواع مختلفی از شیلدها که نور را فیلتر می‌کنند نیز برای افزایش محافظت، هم برای کارکنان پزشکی و هم بیماران، در دسترس هستند.

رزین‌های دوآل کیور

یک راه برای غلبه بر محدودیت‌های عمق کیور و برخی از دیگر مشکلات مرتبط با لایت کیورینگ، این است که عناصر کمیکال کیور و لایت کیور در یک رزین با هم تلفیق شوند. رزین‌های دوآل کیور شامل دو خمیر با قابلیت لایت کیور هستند، یکی شامل بنزوئیک پراکسید و دیگری شامل یک شتاب‌دهنده آمین سه‌گانه آروماتیک. آن‌ها طوری فرمول‌بندی شده‌اند که هنگام مخلوط شدن برای مکانیسم سلف کیور خیلی آهسته کیور بشوند. سپس فرایند کیورینگ طبق «دستور» از طریق لایت کیور تسریع می‌یابد. مزیت اصلی این سیستم تضمین تکمیل کیور به طور کامل است، حتی اگر لایت کیورینگ ناکافی باشد. عیب اصلی آن هم تخلخل ایجاد شده حین مخلوط کردن مورد نیاز است اما این پدیده هم تا حد زیادی با استفاده از سرنگ‌های مخلوط کردن کاهش داده شده است. همچنین پایداری رنگ کمتری در مقایسه با رزین‌های لایت کیور دارد و این پدیده در نتیجه‌ی شتاب‌دهنده‌های آمین آروماتیک است، اما هنوز هم این ویژگی نسبت به سیستم‌های سلف کیور بهتر است، چون غلظت شتاب‌دهنده‌ها در مقایسه با رزین‌های سلف کیور کاهش داده شده است. در آخر درست مانند رزین‌های سلف کیور، مهار اکسیژن و تخلخل از مشکلات رزین‌های دوآل کیور هستند. مواد دوآل کیور برای هر وضعیتی که امکان نفوذ کافی نور را برای تبدیل مونومر کافی فراهم نمی‌کنند، مناسب هستند - مثلاً اینله‌های سمان سرامیکی بالک فیل. این تکنولوژی در کامپوزیت‌های مستقیم تلفیق شده تا کامپوزیت‌های بالک فیل با عمق کیور نامحدود توسعه داده شوند. مثال‌های آن شامل Parkell HyperFil، Apex Injectafil DC و Coltene Fill-Up هستند.

تضعیف نور نیز می‌تواند از یک نوع کامپوزیت به نوع دیگر، برای مثال بسته به اپسیتی، انداز هفیلر، غلظت فیلر و شید پیگمنت به طور قابل توجهی متغیر باشد (مثلاً شیدهای تیره‌تر و/یا رزین‌های اپک نیاز به مدت زمان کیور طولانی‌تر دارند). به همین دلایل، تولیدکنندگان معمولاً مدت زمان کیورینگ را براساس یک دستگاه کیورینگ خاص برای هر شید و نوع رزین توصیه می‌کنند. این زمان‌های توصیه شده معمولاً یک حداقل مطلق ضروری دارند. برای به حداکثر رساندن هم درجه پلیمریزاسیون و هم پایداری بالینی بلندمدت، پزشک باید مدت زمان قرارگیری و تکنیک کیورینگ را با irradianc منبع نور استفاده شده تطبیق دهد. نور نیز حین عبور از ساختار دندان به ویژه از بخش دنتین، دچار جذب و پراکنده شدن می‌شود و در نتیجه کیورینگ ناقص را در چنین نواحی مهمی مثل باکس‌های پروگزیمال به دنبال دارد. به این ترتیب هنگام تلاش برای پلیمریزه کردن رزین در ساختار دندان، مدت زمان قرارگیری باید با ضریب ۲ تا ۳ افزایش یابد تا کاهش irradianc نور جبران شود.

سوال انتقادی

تکنیک‌های مهم قرارگیری و اقدامات لازم برای مراقبت از لامپ برای کیورینگ بهینه و تضمین طول عمر بیشینه رستوریشن‌های رزین کامپوزیتی چه هستند؟

برای لامپ‌های هالوژن (irradiance)، (QTH) نور به طور ویژه نسبت به فرسودگی منبع نور حساس است. در تمامی انواع لامپ‌ها، جهت‌گیری اشتباه نوک نور و فاصله خیلی زیاد بین نوک نور و رستوریشن، خروجی نور را کاهش خواهد داد. سنجش‌های متعدد نشان داده است که واحدهای کیورینگ در بسیاری از دندان‌پزشکی‌ها در سراسر جهان خروجی نور کافی ایجاد نمی‌کنند. نشان داده شده است که لامپ‌ها، LEDها، منعکس‌کننده‌ها و فیلترهای داخلی در واحدهای لایت کیور دندان‌های از تمامی انواع با مصرف زیاد دچار افت می‌شوند. علاوه بر این، اتوکلاو کردن، استفاده از مواد ضد عفونی‌کننده یا چسبیدن مواد ترمیمی به نوک نور می‌تواند خروجی نور را به طور قابل توجهی کاهش دهد.

در نتیجه، irradianc خروجی لامپ باید به طور منظم بررسی شود و اپراتور باید همواره نوک نور را تا حد ممکن عمود و نزدیک به ماده ترمیمی قرار دهد و این فاصله و جهت‌گیری را در سرتاسر مدت زمان قرارگیری حفظ نماید. گزارش مطالعات

طبقه‌بندی براساس اندازه ذره ماده فیلر

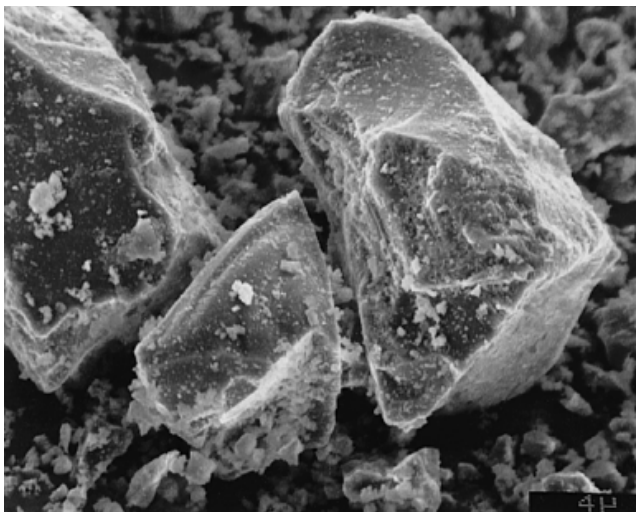
طبقه‌بندی فیلرها برحسب اندازه ذره در جدول ۲-۵ نشان داده شده است. در تلفیق با گاه‌شمار پیشرفت‌های کامپوزیت‌های دندان‌دانی نشان داده شده در شکل ۱-۵، می‌توان مشاهده کرد که توزیع و اندازه متوسط ذرات فیلر نقش مهمی در پیشرفت کامپوزیت‌های دندان‌دانی ایفا کرده‌اند. همچنین، طبقه‌بندی کامپوزیت‌های دندان‌دانی برحسب اندازه ذره فیلر را می‌توان به کار برد (جدول ۱-۵).

ماکروفیل کامپوزیت‌ها یا کامپوزیت‌های بزرگ ذره / متداول

این دسته کامپوزیت‌های متداول با ذرات ماکروفیلر شیشه‌ای یا سیلیکا در دامنه اندازه بین ۸ تا ۴۰ میکرومتر هستند (شکل ۶-۵). به دلیل اندازه ذره بزرگشان، این کامپوزیت‌ها ویسکوزیته نسبتاً کمتری دارند و پر کردن آن‌ها در لودینگ‌های بیشتر در مقایسه با میکروفیلرها و نانوفیلرها آسان‌تر است. به همین ترتیب، آنها تمایل دارند که محکم‌تر باشند و می‌توان آن‌ها را در نواحی با استرس بالا استفاده کرد. با این وجود، بافت به وضوح زبر این کامپوزیت‌ها بعد از پالیشینگ، ناشی از در معرض قرارگیری ذرات بزرگ‌تر، باعث شده است که این طبقه‌بندی از کامپوزیت‌های دندان‌دانی قطعی باشد.

ترکیب سیلیکونی مثل SiCl_4 در یک جو اکسیژنی یا هیدروژنی می‌سوزد تا زنجیره‌های ماکرومولکولی از سیلیکای کلئیدی تشکیل دهد (شکل ۷-۵ را ببینید) که باعث ایجاد سیلیکای بی‌شکل با اندازه متوسط ۴۰ نانومتر می‌شود.

با این وجود، این ذرات به دلیل اندازه به شدت کوچکشان، مساحت‌های سطح بسیار بزرگ در رنج $400-50 \text{ g/m}^2$ دارند. علاوه بر آن، فرایند گرماکافتی منجر به «آگلومراسیون» ذره در زنجیره‌های طولی در مقیاس مولکولی می‌شود (شکل‌های ۸-۵ و ۹-۵). این شبکه‌های شبه زنجیره‌ای سه‌بعدی غیرمجزا به طور قابل توجهی ویسکوزیته مونومر را افزایش داده و دست‌کاری بالینی را دشوار می‌سازد. بنابراین تلفیق فیلر در لودینگ بالا برای تقویت کافی رزین کار دشواری است. در حقیقت، هنگام تلفیق مستقیم در میکروفیل کامپوزیت‌های «هموزن»، فقط حدود ۲٪ وزنی یک خمیر سفت تشکیل می‌دهد که برای دست‌کاری بالینی ویسکوزیته خیلی بالایی دارند (شکل ۱۰-۵). آن‌ها را اغلب فقط میکروفیل کامپوزیت می‌نامند.



شکل ۶-۵ ذرات فیلر کوارتز آسیاب شده با قطر حدود ۱ تا ۳۰ میکرومتر. این ذرات نسبتاً بزرگ ماده فیلر در فرمول‌های اولیه کامپوزیت‌های متداول استفاده می‌شدند. ذرات کوچک‌تر مشاهده شده در پس زمینه در توزیع گسترده‌تر اندازه ذره نقش دارند. (با اقتباس از دکتر کارل-جوهان سودرهللم)

جدول ۲-۵ - طبقه‌بندی ذرات فیلر تقویت‌کننده برحسب دامنه اندازه

نوع فیلر	اندازه ذره
ماکروفیلرها	$10-100 \mu\text{m}$
میدفیلرها	$1-10 \mu\text{m}$
فیلرهای کوچک یا ریز	$0.1-10 \mu\text{m}$
میخی فیلرها	$0.1-1 \mu\text{m}$
میکروفیلرها	$0.1-0.1 \mu\text{m}$ (آگلومره)
نانوفیلرها	$0.005-0.1 \mu\text{m}$

$5-100 \mu\text{m}$ غیر آگلومره

سوال انتقادی

چرا شیرینکیج پلیمریزاسیون میکروفیل کامپوزیت‌ها (میکروفیل هتروژن) بیشتر از کامپوزیت‌های متداول نیست، با اینکه لودینگ فیلر غیرآلی در میکروفیلر به شدت کم‌تر است؟

کامپوزیت‌های میکروفیل هموزن

راه‌حل سطوح زبر و ظاهر اپک، کامپوزیت‌های میکروفیل هموزن بودند که از ذرات فیلر با متوسط قطری بسیار کوچک‌تر از طول موج نور مرئی استفاده می‌کنند. این فیلرها با فرایند رسوب گرماکافتی (پیرولیتیک) ساخته می‌شوند که در آن یک