

و جلوگیری از حساسیت ساختار دندان زیرین موجود هستند. به‌طور مرسوم، ترکیبات کلسیم هیدروکساید، زینک اکساید، اوژنول و زینک فسفات، مواد انتخابی بودند. در حال حاضر، سمان گلاس‌آینومر نیز یک بیس رایج است.

### کلسیم هیدروکساید

سمان‌های کلسیم هیدروکساید در دو سیستم لایت کیور (تصویر A ۱-۲۱) و دو خمیری (تصویر B ۱-۲۱) عرضه می‌شوند. خمیر کاتالیست حاوی کلسیم هیدروکساید، اکسید روی و استرات روی در اتیلن تولوئن سولفونامید با یک خمیر بیس حاوی تنگستات کلسیم، کلسیم فسفات و اکسید روی در گلیکول سالیسیلات واکنش می‌دهد تا کلسیم دی سالیسیلات بی شکل را تشکیل دهد. pH قلیایی آن به جلوگیری از تهاجم باکتری کمک می‌کند. مطالعات نشان داده‌اند که کلسیم هیدروکساید در زیر ترمیم‌های آمالگام و کامپوزیت رزین نرم می‌شود.<sup>(۱۲)</sup> این یافته‌ها به هیدرولیز کلسیم هیدروکساید توسط آلودگی توپول‌های عاجی با رطوبت و ریزش نسبت داده می‌شوند. وقتی هیدرولیز رخ می‌دهد، نیروهای اکولوزالی باعث جابجایی اپیکالی ترمیم می‌شوند که منجر به ناهماهنگی و تخریب در لبه ترمیم می‌گردد. ترکیبات کلسیم هیدروکساید لایت کیور موفقیت بالینی نشان داده<sup>(۳)</sup> احتمالاً کم‌تر مستعد هیدرولیز هستند. هنگام استفاده از کلسیم هیدروکساید، یک ماده بیس با حلالیت کم‌تر و استحکام بالا مانند گلاس‌آینومر ممکن است برای پوشاندن کلسیم هیدروکساید قرار داده شود.

### زینک اکساید - اوژنول

سمان زینک اکساید - اوژنول (تصویر ۲-۲۱) در پودر حاوی اکسید روی، روزین (rosin) و استات روی است. روزین مقاومت به شکست را افزایش می‌دهد و استات روی در تسریع سرعت

### رئوس مطالب

#### بیس و لاینرها

کلسیم هیدروکساید  
زینک اکساید-اوژنول  
سمان گلاس‌آینومر

#### عوامل باندینگ عاجی

#### مواد ترمیمی

آمالگام

رزین کامپوزیت

رزین‌های Bulk-Fill

گلاس‌آینومر

کامپومرها

سمان‌ها

#### زیرکونیا مونولیتیک

مواد ترمیمی مورد استفاده در دندان پزشکی ترمیمی کودکان، مشابه مواد مورد استفاده در دندان پزشکی ترمیمی می‌باشند. این فصل مواد رایج مورد استفاده در دندان پزشکی کودکان را معرفی کرده و اطلاعاتی را در ارتباط با کاربرد آن‌ها ارائه می‌دهد. مواد بسیاری در دسترس هستند و در بسیاری از موارد ملاحظات بالینی، انتخاب مواد مناسب را مشخص می‌کند. جدول ۱-۲۱ رایج‌ترین مواد مورد استفاده در دندان پزشکی ترمیمی کودکان و ملاحظات بالینی مربوطه را مشخص می‌کند. فصل‌های ۲۲، ۳۳ و ۴۰ در مورد تکنیک‌های بالینی خاص در ترمیمی در ارتباط با این مواد ترمیمی بحث می‌کند.

### بیس‌ها و لاینرها

استفاده از بیس‌ها و لاینرها در دندان پزشکی کودکان مهم است. بیس‌ها و لاینرها برای کاهش ریزش لبه‌ای ترمیم

رسوب می‌کند تا ماتریکسی برای سخت شدن سمان تشکیل دهند. کربوکسیل‌های کلسیم در ابتدا به خاطر اتصال سریع کلسیم به زنجیره‌های اسید پلی‌آکرلیک به صورت یک ژل محکم شکل می‌گیرد. این سخت شدن اولیه باعث خاصیت قابل کار بودن سمان می‌شود، اما در این مرحله گلاس آینومر بسیار مستعد جذب آب است. به همین ترتیب، یون‌های آلومینیوم آزاد مستعد انتشار در اثر آلودگی با رطوبت هستند و در نتیجه چون آن‌ها قادر به اتصال عرضی با زنجیره‌های اسید پلی‌آکرلیک نیستند، از سمان خارج می‌شوند؛ بنابراین ایزولاسیون دندان‌های تراش‌خورده توصیه می‌شود. در مرحله بعد پل‌های نمکی آلومینیوم با ماتریکس اسید پلی‌آکرلیک شکل گرفته و سمان سخت می‌شود. یون‌های آلومینیوم سه‌ظرفیتی نسبت به پیوندهای دو ظرفیتی کلسیم به‌تنهایی، اتصال عرضی بسیار قوی‌تری را تأمین می‌کنند. واکنش آهسته‌تر یون‌های آلومینیوم به شرایط سخت‌تری نسبت داده می‌شود که توسط قرارگیری یک یون سه‌ظرفیتی بر روی آرایش فضایی زنجیره پلی‌آنیون تحمیل می‌شود.

گلاس آینومر می‌تواند از طریق گروه‌های کربوکسیل هیدروفیل آزاد در سمان به عاج باند شود و باعث مرطوب شدن سطح و تشکیل پیوندهای هیدروژنی در حدفاصل دندان شود. به‌طور هم‌زمان، یک تبادل یونی در حدفاصل رخ می‌دهد و یون‌های کلسیم با یون‌های فسفات جابجا می‌شوند. برخی تولیدکنندگان حذف لایه اسمیر ایجادشده در طول آماده‌سازی حفره را با اسید پلی‌آکرلیک توصیه می‌کنند. این «آماده‌سازی (conditioning)» دندان، یک سطح دندان‌های غیرآلوده را برای اتصال فراهم می‌کند. از آنجاکه واکنش ست شدن به مقداری رطوبت نیاز دارد، مهم است که دندان بعد از شست و شوی کاندیشن از حفره، خشک نشود. تارتاریک اسید به سمان گلاس آینومر اضافه می‌شود تا سرعت سخت شدن را بدون کاهش زمان کار، افزایش دهد. اسید ایتاکنونیک ممکن است در مخلوط‌های گلاس آینومر قرار گیرد تا واکنش‌پذیری اسید پلی‌آکرلیک به شیشه افزایش یابد و ممکن است اسید پلی‌مالئیک برای اصلاح واکنش اضافه شود.

واکنش مؤثر است. مایع، فرآورده‌ای از اوژنول است که با پودر واکنش می‌دهد تا یک چلات بی شکل از اوژنولات روی را تشکیل دهد. سمان‌های زینک اکساید-اوژنول در تراش‌های عمیق برای تأمین یک اثر تسکین‌دهنده به کار می‌روند، اما استحکام فشاری پایین آن‌ها موجب محدودیت‌های بالینی شده است.

برای تقویت سمان‌های زینک اکساید-اوژنول، رزین آکرلیک و تقویت‌کننده‌های آلومینا اضافه شده‌اند. اگرچه این سمان‌ها قوی‌تر هستند، اما هنوز از زینک فسفات و سمان‌های گلاس آینومر ضعیف‌تر می‌باشند. هنگامی که زینک اکساید-اوژنول به‌عنوان بیس ارزیابی شد، در مقایسه با سمان گلاس آینومر ریزش قابل توجهی را نشان داد.<sup>(۴)</sup> به دلیل اثرات تسکینی و سال‌ها موفقیت بالینی، زینک اکساید-اوژنول ماده انتخابی برای پر کردن اتاقک پالپی پس از پالپوتومی یا پالپکتومی در دندان‌های شیری است. سمان‌های زینک اکساید-اوژنول باید در زیر ترمیم‌های کامپوزیت رزین با احتیاط استفاده شوند زیرا اوژنول می‌تواند پلیمریزاسیون رزین را مهار کند. یک سمان گلاس آینومر می‌تواند قبل از قرار دادن کامپوزیت رزین بر روی زینک اکساید اوژنول قرار داده شود تا از پلیمریزاسیون جلوگیری شود!

### سمان گلاس آینومر

سمان گلاس آینومر (تصویر ۳-۲۱) تبدیل به یک عامل بیس متداول شده است. این ماده توانایی ایجاد پیوند فیزیکی-شیمیایی با ساختار دندان و آزاد کردن فلوراید را دارد. سمان گلاس آینومر از ذرات شیشه آلومینوسیلیکات کلسیم مخلوط شده با اسید پلی‌آکرلیک تشکیل شده است. مرحله اول واکنش شامل یونیزاسیون اسید پلی‌آکرلیک است که منجر به تغییر در زنجیره پلیمر از حالت کلوئیدی به شکل خطی می‌شود. یون‌های هیدروژن تولید شده با یونیزاسیون به کلسیم آلومینوسیلیکات گلاس که حاوی فلوراید نیز هست حمله می‌کنند و باعث آزاد شدن یون‌های فلزی و فلوراید می‌شود. اکثر کاتیون‌های فلزی ( $Ca^{2+}$ ,  $Al^{3+}$ ) به ترتیب دو ظرفیتی یا سه‌ظرفیتی، به پلیمر یونیزه شده برای تشکیل پل‌های نمکی عرضی باند می‌شوند. یون‌های کلسیم و آلومینیوم به گروه‌های کربوکسیل در پلی‌آکرلیک اسید متصل شده و یک فاز ژل

۱- مترجم: احتمالاً در متن انگلیسی اشتباه تایپی رخ داده و "از پلیمریزاسیون جلوگیری نشود" صحیح است.  
متن اصلی کتاب:

A glass ionomer cement base may be placed over zinc oxide-eugenol before the placement of resin-based composite in order to avoid polymerization.

جدول ۱-۲۱ بیومتریال های رایج در دندانپزشکی کودکان

مواد	انواع موجود	ترکیب	ملاحظات بالینی
بیس‌های واسطه	کلسیم هیدروکساید زینک اکساید-اوژنول <sup>a</sup>	خمیر رقیق کلسیم هیدروکسید یا زینک اکساید و اوژنول معلق در رزین	قرار گرفتن در نواحی کوچکی از تهیه حفره عمیق‌تر از عمق ایده‌آل قرار گرفتن روی عاج اکسپوز حفره‌ای که قرار است اسید اچ شود استفاده برای پوشش مستقیم پالپ دندان‌های دائمی نباید بر روی مینای حفره باقی بماند
آمالگام	تراشه ای کروی مخلوط تک ترکیبی <sup>a</sup>	نقره (۷۴٪ - ۴۰٪) قلع (۳۰٪ - ۲۵٪) مس (۳۰٪ - ۲٪) روی (۲٪ - ۰٪) جیوه (۳٪ - ۰٪)	برای ترمیم پیت و شیارها و پوسیدگی‌های بین دندانانی در دندان‌های خلفی، آلیاژ با مس بالا (بیشتر از ۶٪) از نوع مخلوط و یا تک ترکیبی کپسولی توصیه می‌شود.
روکش‌های استیل ضد زنگ	با کناره مستقیم از پیش کانتور شده از پیش ترمیم شده	آهن (۷۳٪-۶۵٪) کروم (۲۰٪-۱۷٪) نیکل (۱۳٪-۸٪) منگنز، سیلیکون و کربن (<۲٪)	ترمیم دندان‌های به شدت تخریب شده، معمولاً خلفی‌ها، باید به خوبی ترمیم، کانتور و سمان شود تا سلامت مطلوب لثه تضمین شود.
کامپوزیت رزین فیلردار	(برحسب اندازه فیلر) قدیمی، ۳۰-۵ μm میکروفیل، ۱-۰.۴ μm <sup>a</sup> هیبرید، ۱۰۰-۰.۴ μm <sup>a</sup> (به صورت خودکیور شونده و فعال شونده با نور مرئی موجود است)	ماتریکس رزین دی متاکریلات (Bis-GMA) یا اورتان با نرات فیلر کوارتز، سیلیکات‌ها یا گلاس	ترمیم زیبایی دندان‌های قدامی برای ترمیم‌های کلاس ۱ و ۲ در دندان‌های خلفی موجود است. میکروفیل‌ها اغلب قابل پرداخت ترین سطح را فراهم می‌کند و زیبایی عالی دارد. هیبریدها کم‌ترین انقباض و سایش را نشان می‌دهند و قابلیت پرداخت و زیبایی خوبی دارند. فعال‌سازی با نور مرئی، کنترل بهتر پلیمریزاسیون، ثبات رنگ بهتر و تخلخل کمتری نسبت به رزین‌های خودپلیمریزه شونده فراهم می‌کند.
سمان‌ها	گلاس آینومر <sup>a</sup> زینک اکساید اوژنول تقویت شده <sup>a</sup> زینک اکساید- اوژنول	سیلیکات گلاس حاوی F, Al, Ca اسید پلی کربوکسیلیک اکسید روی تقویت شده با آلومینا، پلیمر یا اوژنول زینک اکساید، اوژنول	استفاده اصلی برای سمان کردن روکش‌های استیل ضدزنگ ممکن است به‌عنوان بیس استفاده شود. گلاس آینومر می‌تواند به‌عنوان یک لاینر برای رزین‌ها و ترمیم‌های محافظه کارانه در دندان‌های شیری مورد استفاده قرار گیرد. زینک اکساید اوژنول تقویت‌شده به‌طور مکرر برای پرکردن پالپ چمبر دندان‌های شیری به دنبال پالپوتومی استفاده می‌شود.

a: انواعی که اغلب استفاده می‌شوند.



تصویر ۱-۲۱: سمان‌های کلسیم هیدروکساید. (A) سیستم لایت کیور مرئی (Dycal). (B) سیستم دو خمیر (Prisma VLC Dycal)

جلوگیری می‌کنند. فلوراید از طریق حل شدن و انتشار از سمان گلاس آینومر آزاد می‌شود. بیس و لاینرهای گلاس آینومر، ایجاد پوسیدگی ثانویه را مهار می‌کند.<sup>(۹-۶)</sup> فلوراید آزاد شده هم توسط مینا و هم عاج مجاور ماده جذب می‌شود.<sup>(۱۳-۱۰)</sup> این فلوراید به ایجاد یک منطقه مهارکننده کمک می‌کند که در مقایسه با نواحی مجاور موادی که فلوراید آزاد نمی‌کنند، مستعد دمیترالیزاسیون نیست.<sup>(۱۴،۱۵)</sup>

سمان‌های گلاس آینومر به دو صورت غیرهیدراته و هیدراته عرضه می‌شوند. به خاطر ویسکوزیته شکل هیدراته، مخلوط کردن سمان ممکن است دشوار باشد. شکل غیرهیدراته عمر ماندگاری طولانی‌تری دارد چون اسید پلی‌آکریلیک دهیدراته شده و در پودر قرار می‌گیرد. ترکیب کردن گلاس آینومر با توجه به دستور کارخانه سازنده حیاتی است. اگر سمان خیلی غلیظ باشد، آب کافی برای تکمیل واکنش فراهم نخواهد کرد و حساسیت عاجی ممکن است ایجاد شود. آب مورد نیاز از عاج گرفته‌شده و باعث ایجاد حساسیت به خاطر فشارهای هیدرولیکی ایجادشده در عاج می‌شود.

ترکیبات سمان گلاس آینومر اصلاح‌شده با رزین نیز در دسترس بوده و می‌توانند نوری باشند.<sup>(۱۶)</sup> پلیمرهای فعال شونده با نور در فرمول سمان گلاس آینومر قرار داده شده‌اند تا امکان پلیمریزاسیون نوری را فراهم کنند. اگرچه این سمان‌های گلاس آینومر اصلاح‌شده با رزین می‌توانند با نور کیور شوند، اما ماده به‌عنوان یک سمان واقعی با واکنش اسید - باز سخت می‌شوند؛ بنابراین با دادن زمان کافی، ماده بدون کیور کردن با نور و به‌صورت شیمیایی می‌تواند سخت شود.



تصویر ۲-۲۱: سمان زینک اکساید-اوژنول (Cavitec)



تصویر ۳-۲۱: سمان گلاس آینومر (GC Fuji Lining LC)

مطالعات نشان داده‌اند که بیس و لاینرهای گلاس آینومر ریزش لبه‌ای کمتری نسبت به زینک اکساید-اوژنول، زینک فسفات و کلسیم هیدروکساید<sup>(۴،۵)</sup> دارند، در نتیجه از نفوذ باکتری

دارد، اما احتیاط توصیه می‌شود. این محصولات باید با توجه به توصیه سازنده به‌ویژه تمرکز بر اختلاط محصول هنگام کاربرد و طول زمان کاربرد پیشنهادی مورد استفاده قرار گیرند.<sup>(۱۸،۱۹)</sup>

## مواد ترمیمی

### آمالگام

به‌طور مرسوم آمالگام ماده انتخابی برای ترمیم‌های کلاس ۱ و ۲ بود. امروزه آمالگام همچنان یک ماده ترمیمی کارآمد است.<sup>(۲۰،۲۱)</sup> مطالعه سه ساله عملکرد بالینی ۲۶۰ ترمیم آمالگام (۸۶/۴٪ در کلاس II) نشان داد که در ۲۵۴ مورد موفق بوده‌است.<sup>(۲۲)</sup> درک آرایش بالینی و واکنش سخت شدن آمالگام برای ارتباط دادن موفقیت‌ها و شکست‌های ترمیم با ویژگی‌های بنیادی مواد مهم است.

### آمالگاماسیون

آمالگام دندان‌دانی شامل ترکیبی از نقره، مس، قلع و در برخی موارد ذرات روی همراه با جیوه است. ذرات آلیاژ شکل کروی یا خرد شده و تراشه‌ای (lathe-cut) دارند. ذرات واکنش نداده آلیاژ، فاز نقره - قلع (گاما) نامیده می‌شوند. این ذرات با جیوه ترکیب می‌شوند، در واقع جیوه به‌عنوان عامل مرطوب کننده ذرات آلیاژ عمل می‌کند تا واکنش سخت شدن به نام آمالگاماسیون را آغاز کند. سطوح ذرات با جیوه واکنش می‌دهند تا یک ماتریکس سمایی متشکل از فازهای گاما ۱ و گاما ۲ را تشکیل دهند. فاز گاما ۱ شامل باند نقره و جیوه ( $\text{Ag}_\gamma - \text{Hg}_\gamma$ ) است. فاز گاما ۲ شامل باند قلع و جیوه ( $\text{Sn}_\gamma - \text{Hg}$ ) است. فاز گاما ۲ مسئول شکستگی زودرس و شکست ترمیم‌های آمالگام با ذرات تراشه‌ای است. به دلیل اهمیت قلع در واکنش سخت شدن و کنترل تغییرات ابعادی آمالگام، نمی‌تواند از آلیاژ حذف شود. برای جلوگیری از اثرات زیان‌آور فاز گاما ۲، مس وارد واکنش آمالگاماسیون شده است. مس باعث جایگزینی فاز قلع - جیوه با فاز مس - قلع ( $\text{Cu}_\delta - \text{Sn}_\delta$ ) می‌شود. ماتریکس مس - قلع خوردگی قلع را کاهش داده، از تضعیف ثانویه و شکست بعدی ترمیم جلوگیری می‌کند.

مقدار جیوه موردنیاز برای تکمیل واکنش آمالگاماسیون بستگی به ترکیب آلیاژ و شکل ذرات دارد اما معمولاً بین ۴۲٪ تا ۵۴٪ مخلوط آمالگام است. وقتی جیوه از ۵۵٪ تجاوز می‌کند، کاهش زیان‌آوری در استحکام آمالگام رخ می‌دهد. ذرات آلیاژ

سمان گلاس‌آینومر دارای ضریب انبساط حرارتی مشابه با ساختار دندان است. این ماده می‌تواند بیس و عاج زیرین را محافظت کرده، به کامپوزیت‌رزین‌ها متصل شود و فلوراید آزاد کند که می‌تواند مانع از پوسیدگی ثانویه شود.

## عوامل باندینگ عاجی

عوامل باندینگ عاجی به عرصه مواد دندان‌پزشکی ترمیمی وارد شده‌اند. در گذشته، عوامل باندینگ عاجی یا مینایی به دو گروه تقسیم می‌شدند. گروه اول استرهای هالوفسفر ۲،۲-بیس [۴- (۲- هیدروکسی - ۳-متاکریلوکسی پروپیلوکسی) فنیل] پروپان (Bis-GMA) بود. گروه دوم به‌عنوان پلی اترها طبقه‌بندی می‌شوند. پلی اورتان‌ها استرهای هالوفسفر هیدروکسی اتیل متاکریلات (HEMA) هستند. هر دوی این عوامل باندینگ عاجی برای گیر به پیوند فسفات - کلسیم متکی هستند. نشان داده شده که حذف لایه اسمیر، کارایی عوامل باندینگ عاجی را افزایش می‌دهد. عوامل باندینگ جدیدتر شامل اجزای کاندیشنر یا پرایمر هستند که لایه اسمیر روی عاج را حذف کرده یا تغییر می‌دهند. این امر منجر به ایجاد یک پیوند مکانیکی از طریق نفوذ مونومرها به یک منطقه از عاج دمینرالیزه می‌شود که در آن مونومرها پلیمریزه شده و با ماتریکس عاج قفل می‌شوند.<sup>(۱۷)</sup> بسیاری از عوامل باندینگ عاجی معاصر شبیه به آن‌هایی هستند که قبلاً در مورد آن‌ها بحث شد و یا از ۴- متاکریلوکسی اتیل تری ملیتیک آن‌هیدرید تشکیل شده‌اند.



تصویر ۴-۲۱: سیستم باندینگ سلف اچ (OptiBond All-In-One)

سیستم‌های باندینگ سلف اچ (تصویر ۴-۲۱) برای ارائه آسان اسپینگ و باندینگ به‌طور همزمان ساخته شده‌اند. اگرچه تحقیقات نشان می‌دهند که پیوندهای کافی با عاج و مینا وجود

شکست لبه‌ای را کاهش می‌دهد. این مسئله تا حدی به دلیل افزایش خزش (creep) در این آمالگام‌ها است. خزش یک نوع تغییر ابعادی است که به دلیل خاصیت ویسکوالاستیک آمالگام وقتی تحت فشار جویدن است، رخ می‌دهد. انجمن دندان پزشکی آمریکا ملزم نموده که یک آمالگام برای دریافت تأییدیه باید حداکثر ۰.۵٪ خزش داشته باشد.

خوردگی، تخریب شیمیایی یا الکتروشیمیایی آمالگام، در سطح یا زیر سطح آن رخ می‌دهد. تخریب ممکن است به دلیل ایجاد حفره یا خراشیدگی ثانویه به تراکم، کارو کردن یا پرداخت ضعیف آمالگام باشد که به ترکیبات غذایی یا بزاق اجازه حمله به ماتریکس شیمیایی را می‌دهد. فلزات غیرمشابه در تماس با یکدیگر نیز می‌توانند در نتیجه واکنش گالوانیکی که مواد را به سمت محلول شدن تشویق می‌کند، باعث خوردگی شوند. این امر منجر به حفره‌دار شدن و گیر افتادن مواد غذایی در داخل حفره‌ها و متعاقباً موجب خوردگی بیشتر می‌شود. فاز گاما ۲ (قلع-جیوه) بیش‌ترین حساسیت را به خوردگی دارد؛ بنابراین آمالگام‌های کرومی پرمس کم‌ترین حساسیت را دارند. اگرچه خوردگی گسترده می‌تواند منجر به شکست ترمیم شود اما حداقل خوردگی همراه با خزش اجازه می‌دهد تا لبه‌های باز ترمیم به اندازه کافی با محصولات جانبی خوردگی پر شده و این لبه‌ها به‌طور چشمگیری بسته شوند.

### متراکم نمودن

طبق توصیه سازنده، آمالگام باید بلافاصله بعد از اختلاط در حفره قرار گرفته و متراکم شود. قرار دادن آمالگام در لایه‌های کوچک مطلوب است. متراکم کردن این امکان را فراهم می‌کند که نیرو برای تطابق ماده با حداقل جیوه اضافی اعمال شود. استفاده از کندانسورهای کوچک با فشار زیاد روی لایه‌های کوچک آمالگام، حباب‌های موجود در ترمیم نهایی را به حداقل می‌رساند. از تأخیر در متراکم نمودن باید اجتناب شود زیرا سخت شدن اولیه که بعد از اختلاط اما قبل از متراکم کردن رخ می‌دهد، ممکن است حذف مؤثر جیوه اضافی را دشوارتر کند. این مسئله به نوبه خود، استحکام ترمیم را کاهش و خزش در ماده را افزایش می‌دهد. آلودگی با رطوبت نیز باید کنترل شود زیرا رطوبت اضافی باعث انبساط تأخیری، به‌ویژه در آلیاژهای حاوی روی می‌شود. استفاده از وسایل ایزولاسیون می‌تواند از آلودگی با رطوبت جلوگیری کند و محیط عمل را به‌طور مؤثر جدا کند.

کروی با افزودن مس نیاز به جیوه کمتری نسبت به ذرات خردشده برای تکمیل فرآیند آمالگاماسیون دارند. لازم است اشاره کنیم که وقتی آمالگاماسیون رخ می‌دهد جیوه واکنش نداده، وجود ندارد. جیوه با نقره، قلع یا مس آلیاژ تشکیل داده است. روی در برخی مخلوط‌های آلیاژ وجود دارد تا به‌عنوان زداینده اکسیژن عمل کند و بدین ترتیب مانع از تشکیل اکسیدهای مس، نقره یا قلع که ترمیم آمالگام را تضعیف می‌کنند، می‌شود. استفاده از آمالگام‌های از پیش کپسولی شده (تصویر ۵-۲۱) و پیروی دقیق از توصیه‌های سازنده برای *trituration* و کاربرد آمالگام در دستیابی به موفقیت ترمیم ضروری هستند.



تصویر ۵-۲۱: آمالگام‌های از پیش کپسولی (GS-80)

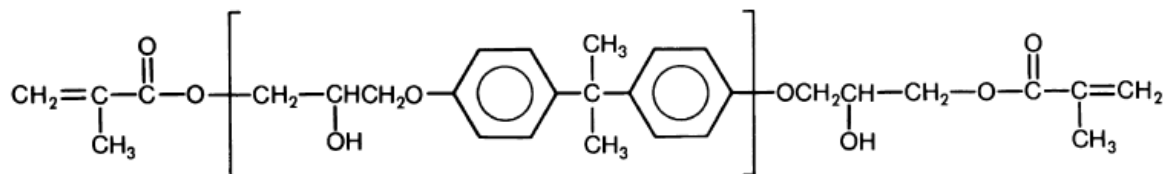
### خصوصیات

آمالگام در حال سخت شدن بسته به نوع و نحوه کاربرد ماده، ممکن است منبسط یا منقبض شود. انجمن دندان پزشکی آمریکا<sup>(۳۳)</sup> ملزم کرده است که بعد از ۲۴ ساعت بیش از ۲۰ میکرومتر بر سانتی‌متر انبساط یا انقباض وجود نداشته باشد. استحکام فشاری تعیین‌شده توسط شورای مواد و تجهیزات دندان‌های<sup>(۳۳)</sup> برای آمالگام پس از یک ساعت ۱۱۶۰۰ psi ( $88 \text{ Nm/m}^2$ ) است. استحکام کششی به‌طور قابل توجهی پایین‌تر است. از این‌رو طراحی تراش حفره از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. تراش حفره باید دارای طرحی باشد که به آمالگام اجازه دهد تا به‌صورت «یک توده» از ماده متراکم شود و از حفرات کم‌عمق و ایسموس باریک که ممکن است شکست در آن رخ دهد، اجتناب کند. آمالگام کم مس کروی و تراشه‌ای مقاومت به

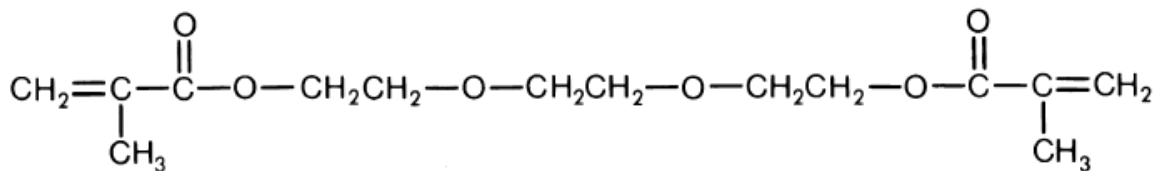
Bis - GMA را ارائه کرد. بسیاری از مواد ترمیمی کامپوزیت معاصر شامل مونومرهای دی متاکریلات (Bis-GMA) به‌عنوان جز اصلی فاز ماتریکس هستند. یک مونومر نسبتاً کم ویسکوزیته (تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات [TEGDMA]) که به ایجاد خواص کاربردی مطلوب ماده کمک می‌کند، جز مهمی از فاز ماتریکس است. تصویر ۷-۲۱ ساختار شیمیایی Bis-GMA و تصویر ۸-۲۱ ساختار شیمیایی TEGDMA را نشان می‌دهد. ذرات فیلر در ماتریکس مونومر گنجانده شده‌اند. تعداد کمی از محصولات موجود به‌جای ماتریکس Bis - GMA حاوی اورتان دی متاکریلات هستند. در ابتدا، کوارتز ذوب شده و شیشه‌های مختلف در مونومر Bis - GMA به‌عنوان ذرات فیلر ترکیب شدند و کامپوزیت تقویت‌شده تولید شد. فیلرها با عوامل پیوند دهنده وینیل سیلان پوشش داده شده بود که سیلان با ماتریکس پلیمر پیوند شیمیایی برقرار می‌کند.<sup>(۲۷)</sup> این ذرات معمولاً به‌طور نامنظمی شکل‌دهی شده بودند تا گیر مکانیکی در رزین را فراهم کنند.



تصویر ۶-۲۱: سیستم رزین کامپوزیت (Herculite Ultra)



تصویر ۷-۲۱: ترکیب شیمیایی بیس [۴-۲-هیدروکسی-۳-متاکریلوکسی پروپیلوکسی (فنیل) پروپان (Bis-GMA)]



تصویر ۸-۲۱: ترکیب شیمیایی تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA)

## اتمام و پرداخت

اتمام و پرداخت سطح آمالگام شدیداً توصیه می‌شود. خراش‌ها و حفره‌های کوچک را می‌توان با فرزهای پرداخت، سنگ‌های ساینده و مخروط‌های لاستیکی که می‌توانند اشباع از مواد ساینده باشند، حذف کرد. پرداخت نهایی می‌تواند با یک ترکیب اکسید قلع انجام شود. هنگام پرداخت باید مراقب بود که برای جلوگیری از تبخیر جیوه از آمالگام از آب استفاده شود. اکثر ترمیم‌های آمالگام نباید تا ۲۴ ساعت پرداخت شوند، هرچند آمالگام کروی با مس بالا می‌تواند تقریباً بلافاصله پرداخت شود زیرا استحکام آن سریعاً به دست می‌آید.

## رزین کامپوزیت

رزین کامپوزیت (تصویر ۶-۲۱) در طول ۳۰ سال گذشته به یکی از پرمصرف‌ترین مواد ترمیمی معاصر تبدیل شده است. در حال حاضر، رزین کامپوزیت برای سیلانت و برای ترمیم‌های کلاس I تا V در دندان‌های شیری و دائمی استفاده می‌شود.<sup>(۲۴، ۲۵)</sup> ترمیم‌های رزین کامپوزیت در درجه اول به دلیل کیفیت زیبایی عالی، پذیرفته شده‌اند. مزایای دیگر شامل رسانایی گرمایی نسبتاً پایین، حفظ ساختار دندان در تهیه حفره و پیشرفت در ثبات خواص ترکیبی ماده است.

رزین کامپوزیت‌های قدیمی، مونومرهای مایع ویسکوز غیر فرار (Bis - GMA) بودند که ذرات فیلر به داخل رزین افزوده شده بود. Bowen<sup>(۲۶)</sup> با سنتز یک مونومر دی متاکریلات، محصول واکنش بین بیس فنول A و گلیسیدیل متاکریلات،

شامل یک آغازگر دی کتون (کامفور کینون) و یک کاتالیزور آمین (دی متیل آمینو اتیل متاکریلات) هستند. دی کتون نور را در حدود ۴۷۰ نانومتر جذب می‌کند تا به صورت برانگیخته درآمده که همراه با آمین، منجر به شروع پلیمریزاسیون به وسیله رادیکال آزاد می‌شود.<sup>(۳۷،۳۸)</sup>

در تلاش برای کاهش انقباض پلیمریزاسیون، مولکول‌های رزین بلندتر از Bis-GMA در رزین کامپوزیت‌ها قرار گرفته‌اند. یک مثال می‌تواند ۶-EMA باشد که می‌توان آن را در Filtek Z ۲۵۰ یافت (تصویر ۹-۲۱).<sup>(۳۹)</sup>



تصویر ۹-۲۱: رزین کامپوزیت دارای ۶-EMA (Filtek Z ۲۵۰)

مشکلاتی که ممکن است با رزین کامپوزیت‌های فعال شونده با نور مرتبط باشند عبارت‌اند از: پلیمریزاسیون به سمت منبع نور، حساسیت کامپوزیت به نور محیط و تغییر در عمق پلیمریزاسیون به دلیل شدت نفوذ نور. پلیمریزاسیون به سمت منبع نور ممکن است باعث جدا شدن رزین کامپوزیت از دیواره‌های حفره شود. حساسیت رزین کامپوزیت‌ها به نور محیط ممکن است باعث پلیمریزاسیون اولیه قبل از قرار دادن ماده در حفره شود. تغییر در عمق نفوذ نور، تفاوت در شدت نور کیورینگ، قطر نوک منبع نور و زمان نوردهی می‌تواند منجر به تغییراتی در پلیمریزاسیون شود. مزایای رزین کامپوزیت‌های نوری شامل سهولت کاربرد، کنترل پلیمریزاسیون و عدم نیاز به اختلاط است. از آنجاکه اختلاط برای کامپوزیت‌های فعال شونده با نور لازم نیست، احتمال داخل شدن هوا و ایجاد حباب در مخلوط کمتر است.

کامپوزیت‌هایی که امروزه در دسترس هستند دارای کوارتز، سیلیکای کلئیدی، گلاس‌های باروسیلیکات و گلاس‌های حاوی باریوم، استرانسیوم و روی هستند. این ذرات فیلر، به جز کوارتز و سیلیکای کلئیدی، باعث رادیوپاک شدن ماده می‌شوند که در طول بررسی رادیوگرافی از لحاظ بالینی سودمند است. رزین کامپوزیت‌های خلفی معاصر حاوی درصد بالای حجمی از ذرات فیلر هستند. این ترکیب مقاومت به سایش و پایداری بیشتری را فراهم می‌کند.<sup>(۳۸)</sup>

انبساط حرارتی و انقباض پلیمریزاسیون هر دو با افزایش درصد حجمی ذرات فیلر کاهش می‌یابد. افزایش محتوای فیلر که برای مقاومت به سایش مورد نیاز است، مستلزم کاهش ماتریکس پلیمری رزین است، بنابراین امکان کاهش در انقباضی که هنگام پلیمریزاسیون اتفاق می‌افتد را ایجاد می‌کند. با افزایش غلظت ذرات فیلر، ضریب کشسانی ماده (modulus of elasticity) افزایش می‌یابد و انقباض به حداقل می‌رسد.<sup>(۳۹)</sup>

رزین کامپوزیت‌ها آب را جذب می‌کنند، اما انبساط آبی (hygroscopic) بسیار به ندرت برای جبران انقباض پلیمریزاسیون کافی است.<sup>(۳۰، ۳۱)</sup> بنابراین، قرار دادن و پلیمریزاسیون لایه‌ای رزین کامپوزیت‌ها طی درمان ترمیمی بسیار مهم است.<sup>(۳۲-۳۵)</sup>

### رزین کامپوزیت پلیمریزه شونده به طریق شیمیایی

رزین کامپوزیت‌های قدیمی فعال شونده به طریق شیمیایی، در طول کوپلیمریزه شدن متیل متاکریلات و اتیلن گلیکول دی متاکریلات پیوندهای عرضی تشکیل می‌دهند. مونومرهای دی متاکریلات با استفاده از رادیکال‌های آزاد پلیمریزاسیون را آغاز نموده تا ماتریکس آلی یک شبکه سه‌بعدی را تشکیل دهد. این مونومر بسیار ویسکوز می‌تواند با افزودن رادیکال آزاد تحت پلیمریزاسیون قرار گیرد تا یک پلیمر سخت با پیوند عرضی تشکیل دهد. معمولاً بنزوئیل پراکسید موجود در یک خمیر به‌عنوان آغازگر عمل می‌کند، درحالی‌که یک آمین سه‌تایی (دی هیدروکسی اتیل -P- تولوئیدین) به‌عنوان کاتالیزور در خمیر دیگر عمل می‌کند.<sup>(۳۶)</sup>

### رزین کامپوزیت پلیمریزه شونده با نور مرئی

امروزه بیشتر رزین کامپوزیت‌ها، مواد فعال شونده با نور مرئی هستند. (تصویر ۶-۲۱) این امر امکان قرار دادن ماده در یک حفره آماده‌شده را با کنترل بیشتر و به صورت لایه‌لایه فراهم می‌کند. کامپوزیت‌های فعال شونده با نور مرئی معمولاً



## یونیت‌های لایت کیور دندانپزشکی

*Sharukh S. Khajotia and Fernando L. Esteban Florez*

یونیت‌های لایت کیور دندانپزشکی، وسایلی دستی هستند که برای پلیمریزاسیون مواد دندان‌پزشکی فعال شونده با نور مرئی استفاده می‌شوند. چهار نوع از دستگاه‌های لایت کیور که در حال حاضر در دسترس هستند عبارتند از: کوارتز - تنگستن هالوژن (QTH)، دیود ساطع کننده نور (LED)، پلاسما آرک (PAC) و دستگاه‌های لیزر آرگون.

دستگاه‌های لایت کیور QTH به‌طور گسترده استفاده می‌شوند و از یک لامپ کوارتز حاوی فیلامنت تنگستن در محیط هالوژن ساخته شده‌اند. یونیت‌های QTH تابش فرابنفش و نور مرئی (طیف گسترده) منتشر می‌کنند که برای محدود کردن طول‌موج خروجی به ۴۰۰ تا ۵۰۰ نانومتر فیلتر می‌شود، در حالی که گرما را نیز به حداقل می‌رساند. شدت نور ساطع شده توسط یک لامپ QTH بین  $1200-400 \text{ mW/cm}^2$  است و می‌تواند با استفاده از لامپ به مرور کاهش یابد. استفاده از رادیومتر برای پایش روزانه شدت نور توصیه می‌شود و اجازه دادن به پنکه داخلی برای خنک کردن لامپ QTH برای تسهیل عملکرد بهینه یونیت توصیه می‌شود.

دستگاه‌های لایت کیور LED نور آبی طیف مرئی، معمولاً بین ۴۴۰ و ۴۹۰ نانومتر را ساطع می‌کنند و گرما منتشر نمی‌کنند؛ بنابراین یونیت‌های LED نیاز به فیلتر ندارند. از آنجاکه به وات کم نیاز دارند، می‌توانند با باتری‌های قابل شارژ تغذیه شوند و چون به پنکه خنک‌کننده نیاز ندارند، از یونیت‌های QTH بی‌سروصداتر هستند. انواع اولیه از یونیت‌های LED شدت نور کمتری منتشر کردند، در حالی که نسخه‌های جدیدتر از LED های چندگانه با طول‌موج‌های مختلف استفاده می‌کنند تا طیف نور ساطع شده را گسترش داده و شدت کلی را افزایش دهند تا بتوانند تمام مواد دندان‌پزشکی لایت کیور را به اندازه کافی پلیمریزه کنند.

دستگاه‌های لایت کیور PAC دارای گاز زنون بوده که برای ایجاد پلاسما یونیزه شده است. نور سفید ساطع شده با شدت بالا برای به حداقل رساندن گرما و محدود کردن خروجی را به بخش بنفش - آبی طیف مرئی فیلتر می‌شود (۵۰۰-۴۰۰ nm). یونیت‌های لیزر آرگون بیش‌ترین شدت را منتشر کرده و نور را با یک طول‌موج واحد (تقریباً ۴۹۰ نانومتر) منتشر می‌کنند.

هزینه‌های بالاتر مربوط به استفاده و تعمیر و نگهداری از واحدهای لیزری PAC و آرگون استفاده گسترده آن‌ها را در دندان‌پزشکی محدود کرده است.

مواد دندان‌پزشکی فعال شونده با نور مرئی حاوی یک آغازگر مانند کامفورکینون (CQ) هستند که نور را در طول‌موج مناسب جذب می‌کنند (حدود ۴۷۰ نانومتر برای CQ). رادیکال‌های آزاد لازم برای شروع پلیمریزاسیون زمانی تولید می‌شوند که آغازگر با یک آمین آلی مانند دی‌متیل‌آمینو اتیل متاکریلات (DMAEM) ترکیب می‌شود. طول‌موج، شدت و مدت قرار گرفتن در معرض نور تعداد فوتون‌های جذب‌شده توسط آغازگر را تعیین می‌کند و در نتیجه بر پلیمریزاسیون بهینه تأثیر می‌گذارد. عواملی مانند شدت دستگاه لایت کیور، زاویه نوردهی، قطر نوک منبع نور، فاصله از منبع نور و طول مدت نوردهی می‌توانند به‌طور قابل‌توجهی بر تعداد رادیکال‌های آزاد تشکیل‌شده تأثیر بگذارند، در نتیجه این سیستم را بسیار حساس به تکنیک می‌سازند. آغازکننده‌های غیر از CQ نیز در مواد فعال شونده با نور مرئی استفاده می‌شوند. از آنجاکه آن‌ها نور را در طول‌موج‌های متفاوت نسبت به CQ جذب می‌کنند، بسیار مهم است که دستگاه لایت کیور از نور در طول‌موج موردنیاز برای آن آغازگر خاص استفاده کند.

دستگاه‌های لایت کیور جدیدتر دارای شدت بالاتری، معمولاً بیشتر از  $1000 \text{ mW/cm}^2$ ، هستند که یا مدت زمان کیورینگ کوتاه‌تر را برای یک عمق کیورینگ معین و یا افزایش عمق کیور را برای یک دوره کیورینگ معین ممکن می‌سازد. با این حال، استفاده از این نورهای با شدت بالاتر می‌تواند استرس‌های انقباضی بیشتری را در ترمیم ایجاد کند. مهم است به خاطر داشته باشید که نوع دستگاه و روش لایت کیور بر کینتیک پلیمریزاسیون، انقباض پلیمریزاسیون و استرس‌های مرتبط با آن، ریزسختی، عمق کیور، درجه تبدیل، تغییر رنگ و ریزنشست در ترمیم‌های فعال شونده با نور مرئی تأثیر می‌گذارند. در نهایت، اقدامات احتیاطی مانند عینک محافظ و شیلدهای نوری برای ایمنی بیمار و کارکنان کلینیک در هنگام استفاده از یونیت‌های لایت کیور دندان‌پزشکی ضروری هستند.

## رزین‌های Bulk Fill

تلاش‌های زیادی در طول دهه گذشته برای تولید رزین کامپوزیت‌های با انقباض کم از طریق پیشرفت در تکنولوژی فیلر و شیمی مونومر صورت گرفته است.<sup>(۴۰،۴۱)</sup> به‌طور مرسوم حداکثر ضخامت لایه‌های رزین کامپوزیت که نفوذ نور کافی و پلیمریزاسیون را فراهم می‌کند، ۲ میلی‌متر تعریف شده است.<sup>(۴۲،۴۳)</sup> استفاده از این مواد مرسوم به تکنیک لایه‌ای نیاز دارد که زمان بر است و احتمال تشکیل حباب‌هایی را به دنبال دارد، بنابراین خطر شکست را افزایش می‌دهد.<sup>(۴۴)</sup> خطر شکست از نظر بالینی با اجازه دادن به نفوذ باکتری و نهایتاً ایجاد پوسیدگی ثانویه، التهاب پالپ، نکروز یا حساسیت بعد از عمل خود را نشان می‌دهد. اخیراً دسته جدیدی از مواد رزین کامپوزیت به نام bulk-fill، معرفی شده است. توصیه‌های بالینی پیشنهاد می‌کنند که این مواد عمق کیور بیشتری دارند که به آن‌ها اجازه می‌دهد تا در قطعات ۴ میلی‌متری قرار گیرند و همچنان پلیمریزاسیون کافی داشته باشند.

این تکنولوژی نوآورانه براساس تغییرات در شیمی مونومر با تغییر مونومر (Bowen Bis-GMA: ۲و۲ بیس ۴- ۲- هیدروکسی - ۳- متاکریل اوکسی پروپوکسی) فیل [پروپان] برای ایجاد مونومرهایی با ویسکوزیته پایین‌تر است.<sup>(۴۵-۴۸)</sup> این اصلاح جدید با اورتان دی متاکریلات آلیفاتیک (خطی) مشارکت Bis-GMA فاقد هیدروکسیل یا متاکریلات‌های بسیار شاخه‌دار به دست می‌آید.<sup>(۴۹)</sup> پیامد این تغییرات در مونومر و ماتریکس آلی کامپوزیت نشان داده‌است که استرس‌های انقباض پلیمریزاسیون را بیش از ۷۰٪ کاهش می‌دهد.<sup>(۴۵،۴۶،۵۰)</sup>

### سایش رزین کامپوزیت

رزین کامپوزیت‌های اولیه که برای ترمیم‌های خلفی استفاده می‌شدند، سایش اکلوزالی بیش‌ازحدی داشتند. مطالعات نشان داده‌اند که وقتی کامپوزیت‌های قدیمی در نواحی با تمرکز استرس بالا قرار می‌گیرند، سایش بیش‌ازحدی رخ می‌دهد.<sup>(۵۱-۵۴)</sup> تحقیقات بعدی عواملی که ممکن است بر سرعت سایش تأثیر بگذارد مثل اندازه و سختی ذرات فیلر، مقدار تخلخل داخل ماده و روش پلیمریزاسیون را دنبال کرد.<sup>(۵۵)</sup> مشخص شد که ذرات فیلر سرامیکی تقریباً همیشه دست‌نخورده باقی‌مانده بود. هیچ اثری از سایش بر روی خود ذرات وجود نداشت. نتایج نشان داد که این مواد به‌اندازه کافی سخت هستند که در حین جویدن باعث سایش رزین بدون فیلر اطراف خود شوند تا جایی که ماتریکس رزینی به تدریج از

ذرات جدا شود. وقتی بخش قابل توجهی از ذرات فیلر اکسپوز شود، به‌راحتی از جای خود خارج می‌شود. اگرچه به نظر می‌رسد که ارتباطی بین اندازه ذرات فیلر و سختی آن وجود دارد (ذرات بزرگ‌تر دارای سختی بحرانی بیشتری هستند) اما به‌طور قابل توجهی ذرات بزرگ‌تر سایش را تسریع می‌کنند؛ بنابراین سختی ذرات لزوماً مهم‌ترین عامل مؤثر بر سایش نیست. ماده ایده‌آل ذراتی با سختی کافی دارد که در داخل حداقل رزین بدون فیلر توزیع شده و کم‌ترین استعداد سایش را در طی جویدن داشته باشند.<sup>(۲۸،۵۶)</sup> بنابراین اخیراً نانوذرات به‌عنوان ذرات فیلر معرفی شده‌اند.

تخلخل به‌عنوان عاملی اصلی در سرعت سایش رزین کامپوزیت‌های خلفی نشان داده شده است.<sup>(۵۵،۵۷)</sup> تمام ترمیم‌های رزینی دارای درجه خاصی از تخلخل و حباب هستند. این نقایص را می‌توان با تکنیک قراردهی و پرداخت دقیق ماده به حداقل رساند. از آنجاکه کامپوزیت‌های لایت کیور نیازی به مخلوط کردن ندارند، دارای حباب‌های کمتری هستند. به نظر می‌رسد که مشکلات سایش در کامپوزیت‌های جدیدتر بهبود یافته است. رزین کامپوزیت‌ها برای کاهش تخلخل در خلأ بسته‌بندی می‌شوند. لازم به ذکر است که مخلوط کردن رنگ‌های مختلف با هدف زیبایی ممکن است تخلخل را افزایش دهد. این مشکل ناشی از وارد شدن هوا در طی فرآیند اختلاط است. رزین کامپوزیت‌های خلفی کنونی حداقل سایش را نشان می‌دهند. این امر با افزودن ذرات دارای اندازه‌های مختلف در ماتریکس پلیمری به دست آمده است. افزایش محتوای فیلری، مقدار ماتریکس رزینی پلیمر را کاهش می‌دهد. فرض بر این است که مکانیسم سایش به علت از دست دادن ماتریکس رزینی است. این باور وجود دارد که افزایش مقاومت به سایش امکان‌پذیر است، زیرا ذرات فیلر به‌طور متراکم و نزدیک به هم بسته‌بندی شده‌اند، در نتیجه مقدار کمی رزین بدون فیلر اکسپوز باقی گذاشته می‌شود.

### تطابق لب‌های

استفاده از رزین کامپوزیت‌ها برای بازسازی دندان‌های خلفی از گذشته مشکل نشت لب‌های در حدفاصل رزین-دندان را نشان داده است.<sup>(۵۴،۵۸)</sup> این نشت لب‌های باعث می‌شود که دندان‌های دارای ترمیم‌های رزین کامپوزیت خلفی نسبت به دندان‌های دارای ترمیم‌های آمالگام، بیشتر مستعد پوسیدگی ثانویه باشند. شکست کامپوزیت در اتصال به دیواره‌های حفره و حباب‌های موجود در مواد ترمیمی به‌عنوان دلایل انطباق لب‌های ناکافی شناخته شده‌اند. این مشکل با (۱) استفاده از



تصویر ۱۰-۲۱: ماده باندینگ مینایی (E-Bond)

### رزین کامپوزیت‌های میکروفیلد

رزین کامپوزیت‌های میکروفیلد (تصویر A ۱۲-۲۱) دارای ذرات فیلری سیلیکای کلوئیدی پوشیده شده با سیلان در یک رزین Bis-GMA هستند. کامپوزیت میکروفیلد قدیمی حاوی تقریباً ۵۰٪ (حجمی) ذرات فیلر هستند. به دلیل درصد بالای ماتریکس رزینی، شکل ذرات و اندازه کوچک ذرات (قطر کمتر از ۱ میکرون)، این رزین کامپوزیت‌ها به راحتی پرداخت شده و به سطح براقی می‌رسد. کامپوزیت‌های میکروفیلد برای ترمیم‌هایی که خیلی در معرض دید بوده اما طی جویدن با حداقل استرس مواجه‌اند، توصیه می‌شوند. درصد کم فیلر منجر به کاهش استحکام و افزایش سایش می‌شود. برای جبران انقباض پلیمریزاسیون، برخی از رزین‌های Bis-GMA در کامپوزیت توسط تولیدکننده از قبل پلیمریزه می‌شوند. رزین کامپوزیت‌های میکروفیلد با فیلر بسیار بالا (بیش از ۷۰٪ حجمی) موجود هستند و می‌توانند به‌طور مؤثر در مناطقی که سایش و استرس بیشتری پیش‌بینی می‌شود، مورد استفاده قرار گیرند.



تصویر ۱۱-۲۱: پیت و فیشر سیلانت (EMRACE WetBond)

رزین کامپوزیت‌های خلفی معاصر که حاوی حجم بالایی از فیلر بوده که انقباض پلیمریزاسیون را کاهش می‌دهد؛ (۲) کاربرد بول مینایی (۳) استفاده از عوامل باندینگ عاجی جدیدتر و سمان‌های گلاس آینومر؛ و (۴) اسید اچ مینا کاهش یافته است.

### ترکیب شیمیایی

#### عوامل باندینگ مینایی

استفاده از اسید فسفریک (۳۵٪ تا ۵۰٪) باعث ایجاد یک سطح اچ شده با اسید بر روی مینا می‌شود که یک پیوند مکانیکی مؤثر با عامل باندینگ مینایی Bis-GMA ایجاد می‌کند. عوامل باندینگ مینا (تصویر ۱۰-۲۱) قبل از قرار دادن کامپوزیت، بر روی مینای اچ شده با اسید قرار داده می‌شوند. عوامل باندینگ صرفاً دی متاکریلات‌های بدون فیلر هستند و به این دلیل که ویسکوزیته پایین آن‌ها اجازه نفوذ آسان به سطح اچ شده مینا را می‌دهد، استفاده می‌شوند. سپس ماتریکس رزینی کامپوزیت با عامل باندینگ، باند شیمیایی تشکیل خواهد داد.

#### سیلانت‌ها

استفاده از پیت و فیشر سیلانت‌ها تقریباً برای پنج دهه در جلوگیری از پوسیدگی اکلوزال کارآمد بوده است. (۶۱-۵۹) سیلانت‌های قدیمی آب‌گریز بوده و از ساختار رزین Bis-GMA که در رزین کامپوزیت‌ها استفاده می‌شوند، تشکیل شده‌اند. مونومر Bis-GMA با مونومر دی متاکریلات با وزن کم رقیق می‌شود تا ماده سیلانت را به مایعی تبدیل کند که به راحتی می‌تواند به حفره‌ها و شیارهای سطوح اکلوزال نفوذ کند. نسل جدیدی از سیلانت‌های رزینی با رزین‌های آب دوست ساخته می‌شوند که در محیط مرطوب به‌طور مطلوبی رفتار می‌کنند (تصویر ۱۱-۲۱). این مواد حاوی مشتقات Bis-GMA یا بیس فنول A نیستند و سازگاری بهتری با ساختار دندان داشته و سیل بهتری را فراهم می‌کنند.

اگرچه استفاده از سیلانت‌ها یک روش پیشگیرانه عالی است، در ابتدا نگرانی‌هایی مبنی بر اینکه پوسیدگی می‌تواند در لبه‌های سیلانت یا جایی که سیلانت به‌طور کامل شکسته بود، رخ دهد وجود داشت. فرضیه اضافه کردن رزین‌های آزادکننده فلوراید برای مهار پوسیدگی مورد بررسی قرار گرفته و مشخص شد که در شرایط آزمایشگاهی مؤثر است. (۶۳-۶۲) بیشتر سیلانت‌های مورد استفاده در حال حاضر حاوی فلوراید بوده و لایت‌کیور هستند. سیستم‌های دوجزئی سلف کیور نیز در دسترس هستند.