

# دندانپزشکی کودکان نوزادی تا نوجوانی

نواک ۲۰۱۹ - جلد ۲

## مترجمین:

دکتر فاطمه سلیمانی (استادیار گروه کودکان دانشکده دندانپزشکی بیرجند)

دکتر مهسا تلافی نوغانی (رزیدنت کودکان دانشکده دندانپزشکی اهواز)

دکتر محمد قدیری فرد (دندانپزشک)

## زیر نظر:

دکتر مرضیه بسکابادی

(استادیار گروه کودکان دانشکده دندانپزشکی مشهد)

دکتر لیدا بهرامیان

(استادیار گروه کودکان دانشکده دندانپزشکی مشهد)

|                     |                                                                                                                                                                                                     |
|---------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| عنوان و نام پدیدآور | : دندانپزشکی کودکان از نوزادی تا نوجوانی نواک ۲۰۱۹ / نویسندگان [صحیح: ویراستاران] آرتور جی. نواک ... [ و دیگران]؛ مترجمین فاطمه سلیمانی، مهسا تلافی نوغانی، محمد قدیری فرد؛ زیر نظر مرضیه بسکابادی. |
| مشخصات نشر          | : تهران: شایان نمودار، ۱۳۹۹-                                                                                                                                                                        |
| مشخصات ظاهری        | : ج: ۲۹×۲۲ س.م.                                                                                                                                                                                     |
| شابک                | : دوره: ۵-۲۹-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸؛ ج ۱: ۸-۵۲۸-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸؛ ج ۲: ۷-۵۵۴-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸                                                                                                                            |
| وضعیت فهرست نویسی   | : فیبا                                                                                                                                                                                              |
| یادداشت             | : عنوان اصلی: [2019], 6th ed, Pediatric dentistry : infancy through adolescence                                                                                                                     |
| یادداشت             | : ویراستاران آرتور جی. نواک، جان آر. کریستنسن، تد آر. مابری، جانیک ای. توانسند، مارتا اچ. ولز.                                                                                                      |
| یادداشت             | : جلد دوم زیر نظر مرضیه بسکابادی، لیدا بهرامیان.                                                                                                                                                    |
| یادداشت             | : ج. ۲ (چاپ اول: ۱۳۹۹) (فیبا).                                                                                                                                                                      |
| موضوع               | : دندان پزشکی کودکان                                                                                                                                                                                |
| موضوع               | : Pedodontics                                                                                                                                                                                       |
| شناسه افزوده        | : نواک، آرتور ج، ۱۹۳۷- م.                                                                                                                                                                           |
| شناسه افزوده        | : Nowak, Arthur J., -۱۹۳۷                                                                                                                                                                           |
| شناسه افزوده        | : سلیمانی، فاطمه، ۱۳۷۱ -، مترجم                                                                                                                                                                     |
| شناسه افزوده        | : تلافی نوغانی، مهسا، ۱۳۷۲-، مترجم                                                                                                                                                                  |
| شناسه افزوده        | : قدیری فرد، محمد، ۱۳۷۲-، مترجم                                                                                                                                                                     |
| شناسه افزوده        | : بسکابادی، مرضیه، ۱۳۶۴ -                                                                                                                                                                           |
| رده بندی کنگره      | : RK55                                                                                                                                                                                              |
| رده بندی دیویی      | : ۶۴۵/۶۱۷                                                                                                                                                                                           |
| شماره کتابشناسی ملی | : ۷۲۶۵۸۷۰                                                                                                                                                                                           |
| وضعیت رکورد         | : فاپا                                                                                                                                                                                              |

### نام کتاب: دندانپزشکی کودکان نوزادی تا نوجوانی نواک ۲۰۱۹ - جلد ۲

مترجمین: دکتر فاطمه سلیمانی، دکتر مهسا تلافی نوغانی، دکتر محمد قدیری فرد  
 زیر نظر: دکتر مرضیه بسکابادی، دکتر لیدا بهرامیان  
 ناشر: انتشارات شایان نمودار  
 مدیر تولید: مهندس علی خزعلی  
 حروفچینی و صفحه‌آرایی: انتشارات شایان نمودار  
 طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار  
 شمارگان: ۱۰۰۰ جلد  
 نوبت چاپ: اول  
 تاریخ چاپ: پاییز ۱۳۹۹  
 شابک دوره: ۵-۲۹-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸  
 شابک جلد ۲: ۷-۵۵۴-۲۳۴-۹۶۴-۹۷۸  
 قیمت: ۰۰۰، ۸۸۰ ریال



شایان نمودار

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

وب سایت: [shayannemoodar.com](http://shayannemoodar.com)

اینستاگرام: [Shayannemoodar](https://www.instagram.com/Shayannemoodar)

(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 لوح و قلم

ارتقای سلامت کودکان به زیبایی هر چه بیشتر دنیای کودکی آنها منجر شده و به منزله رنگی زیبا و درخشان در رنگین کمان زیبای خردسالی محسوب می‌گردد. کودک سالم، پرنشاط و سرزنده بوده و گرمابخش کانون خانواده می‌باشد. چنین کودکی همچون قلبی تپنده، شادی و امید را در خانواده و سپس در جامعه گسترش می‌دهد. از سوی دیگر وجود خیل عظیم کودکان شاد و سالم، تصویرگر جامعه‌ای پویا و توانمند در سال‌های نه چندان دور می‌باشد. از این رو، سلامت کودکان بسیار حائز اهمیت بوده و در کانون توجه مدیران و تصمیم‌سازان جوامع مختلف قرار گرفته است. سلامت دهان و دندان یکی از ارکان سلامت کودکان به شمار می‌رود که کتاب‌های جامع و ارزشمندی در این خصوص به چاپ رسیده‌اند. با توجه به سرعت فزاینده تولید علم در جهان که در چاپ مقالات متعدد در مجلات مختلف نمود می‌یابد، ویرایش‌های کتب مرجع نیز با فواصل زمانی کوتاه‌تر نسبت به گذشته انتشار یافته و در دسترس پژوهشگران قرار می‌گیرند. در این میان وجود ترجمه‌های دقیق و در عین حال روان از این کتب، بررسی آنها را تسهیل نموده و به آشنایی هر چه بیش‌تر و در عین حال سریع‌تر جامعه پزشکی با روش‌های نوین و موثر پیشگیری و درمان منجر می‌گردد. به یاری خداوند دانا، کتاب حاضر ترجمه آخرین ویرایش (ویرایش ششم) کتاب ارزشمند دندان پزشکی کودکان از نوزادی تا نوجوانی تألیف Arthur J. Nowak و همکاران می‌باشد که در سال ۲۰۱۹ توسط انتشارات Elsevier به چاپ رسیده است. تلاش زیادی جهت رعایت امانت در انتقال مطالب و نیز ترجمه روان صورت گرفته است که امیدواریم مورد توجه و استفاده اساتید محترم، دندانپزشکان گرامی و دانشجویان عزیز قرار گیرد. هر چند که تمام سعی گروه مترجمین در جهت ارائه بدون نقص کتاب بوده است، وجود اشکالات احتمالی اجتناب ناپذیر است که یقیناً از نگاه موشکافانه خوانندگان فرهیخته پنهان نخواهد ماند. لذا خواهشمند است نظرات، پیشنهادات و انتقادات ارزشمندتان را به مترجمین منتقل فرمایید تا در چاپ‌های بعدی لحاظ گردند. در پایان بر خود لازم می‌دانیم که این کتاب را به اساتید گرانقدر و همکاران عزیز خود در گروه‌های دندانپزشکی کودکان دانشگاه علوم پزشکی مشهد و دانشگاه علوم پزشکی اهواز تقدیم نماییم. بزرگوارانی که سال‌هاست تلاش عالمانه و عاشقانه ایشان را در جهت درخشندگی هر چه بیشتر رنگ سلامت در رنگین کمان زیبای زندگی کودکان شاهد هستیم.

### گروه مترجمین

ایمیل برای دریافت نظرات ارزشمند شما: [Boskabadyr@mums.ac.ir](mailto:Boskabadyr@mums.ac.ir)

# فهرست مطالب

|                                                           |     |
|-----------------------------------------------------------|-----|
| فصل بیست و یکم: مواد دندانی                               | ۵   |
| فصل بیست و دوم: دندانپزشکی ترمیمی در دندانهای شیری        | ۲۰  |
| فصل بیست و سوم: درمان پالپ در دندانهای شیری               | ۵۸  |
| فصل بیست و چهارم: هدایت رفتاری بیمار در دندانپزشکی کودکان | ۹۰  |
| فصل بیست و پنجم: مشکلات پرئودنتال در کودکان و نوجوانان    | ۱۲۰ |
| فصل بیست و ششم: حفظ فضا در سیستم دندانی شیری              | ۱۳۲ |
| فصل بیست و هفتم: عادات دهانی                              | ۱۴۵ |
| فصل بیست و هشتم: درمان ارتودنسی در سیستم دندانهای شیری    | ۱۵۹ |
| فصل بیست و نهم: جراحی دهان در کودکان                      | ۱۶۹ |

## بخش چهارم: سالهای انتقالی: ۶ تا ۱۲ سالگی

|                                                            |     |
|------------------------------------------------------------|-----|
| فصل سیام: دینامیک تغییرات                                  | ۱۸۶ |
| فصل سی و یکم: معاینه، تشخیص و طرح درمان                    | ۲۰۰ |
| فصل سی و دوم: پیشگیری از بیماری دندانی                     | ۲۴۸ |
| فصل سی و سوم: پیت و فیثور سیلانتها: منطق علمی و کلینیکی    | ۲۵۷ |
| فصل سی و چهارم: درمان پالپ در دندانهای دائمی جوان          | ۲۸۷ |
| فصل سی و پنجم: درمان صدمات تروماتیک در دندانهای دائمی جوان | ۳۰۶ |
| فصل سی و ششم: طرح درمان و اداره مشکلات ارتودنسی            | ۳۲۷ |

## بخش پنجم: نوجوانی

|                                                                  |     |
|------------------------------------------------------------------|-----|
| فصل سی و هفتم: دینامیک تغییرات                                   | ۳۸۶ |
| فصل سی و هشتم: معاینه، تشخیص و طرح درمان مشکلات عمومی و ارتودنسی | ۳۹۸ |
| فصل سی و نهم: پیشگیری از بیماری دندانی                           | ۴۳۴ |
| فصل چهلم: دندانپزشکی ترمیمی برای نوجوانان                        | ۴۵۰ |
| فصل چهل و یکم: دندانپزشکی ورزشی و محافظت از دهان و دندان         | ۴۷۱ |

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

a: انواعی که اغلب استفاده می شوند.





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 ریزنشست 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 پلی‌اترها طبقه‌بندی می‌شوند. پلی‌اورتان‌ها 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 کروی 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)

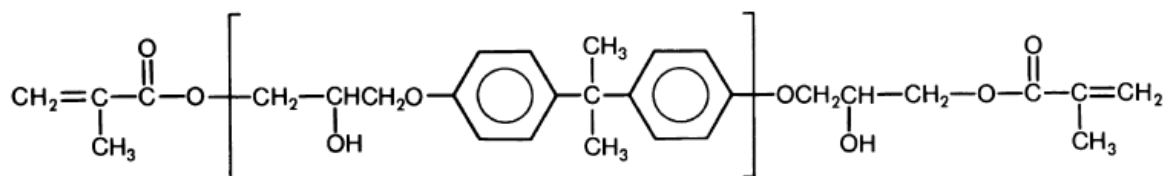
### خصوصیات

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

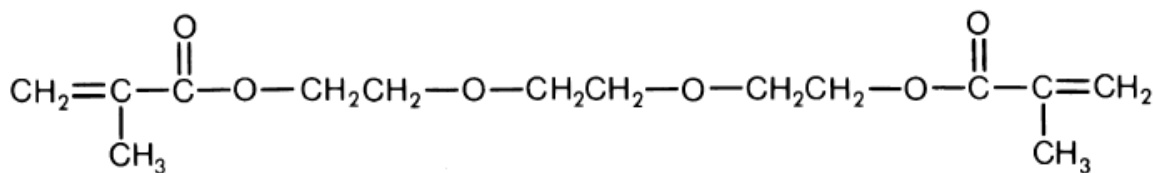
Bis - GMA را ارائه کرد. بسیاری از مواد ترمیمی کامپوزیت معاصر شامل مونومرهای دی متاکریلات (Bis-GMA) به‌عنوان جز اصلی فاز ماتریکس هستند. یک مونومر نسبتاً کم ویسکوزیته (تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات [TEGDMA]) که به ایجاد خواص کاربردی مطلوب ماده کمک می‌کند، جز مهمی از فاز ماتریکس است. تصویر ۷-۲۱ ساختار شیمیایی 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 به‌صورت برانگیخته درآمده که همراه با آمین، منجر به شروع پلیمریزاسیون به‌وسیله 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 EMA-۶ باشد که می‌توان آن را در Filtek Z ۲۵۰ یافت (تصویر ۹-۲۱).<sup>(۳۹)</sup>



تصویر ۹-۲۱: رزین کامپوزیت دارای EMA-۶ (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، به‌جز 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 به‌ندرت 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 به‌صورت 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، درحالی‌که 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. درنهایت، 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 داده است 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 فیشور 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

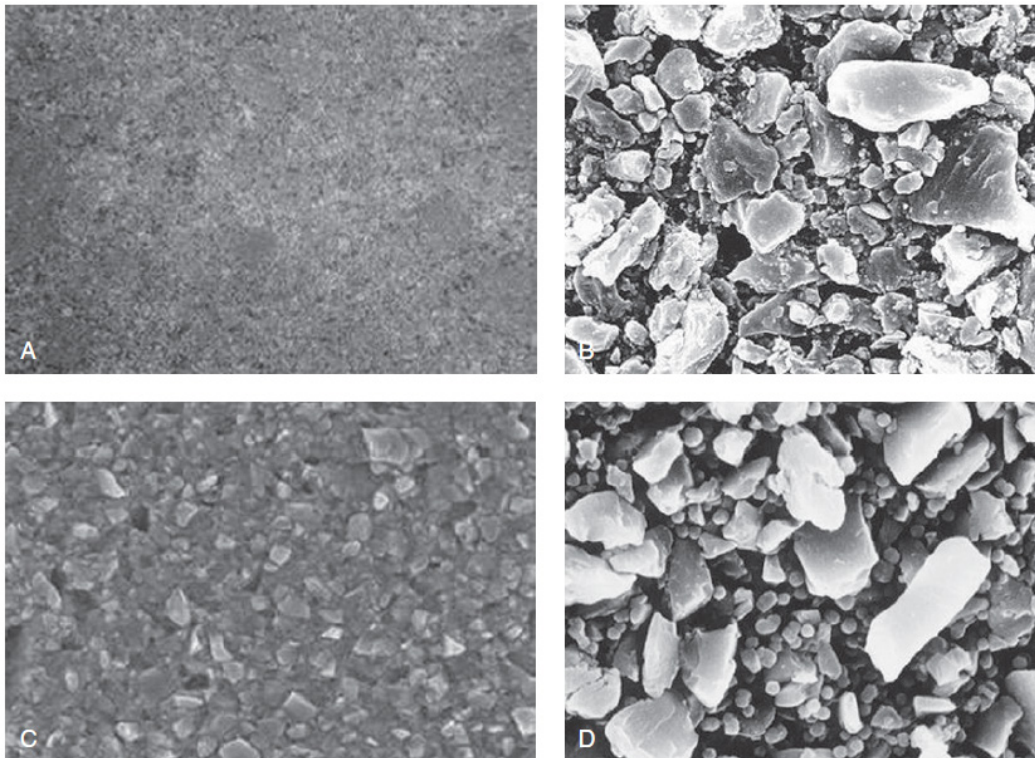
استفاده از اسید فسفریک (۳۵٪ تا ۵۰٪) باعث ایجاد یک سطح اچ شده با اسید بر روی مینا می‌شود که یک پیوند مکانیکی مؤثر با عامل باندینگ مینایی Bis-GMA ایجاد می‌کند. عوامل باندینگ مینا (تصویر ۱۰-۲۱) قبل از قرار دادن کامپوزیت، بر روی مینای اچ شده با اسید قرار داده می‌شوند. عوامل باندینگ صرفاً دی متاکریلات‌های 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 فیشور 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.





تصویر ۱۲-۲۱: (A) ماده میکروفیل. (B) ماده ماکروفیل. (C) ماده هیبرید. (D) ماده نانوفیل

### رزین کامپوزیت‌های ماکروفیلد

رزین کامپوزیت‌های ماکروفیلد (تصویر B ۱۲-۲۱) دارای ذرات فیلر پوشیده شده با سیلان (تقریباً ۸۰٪ حجمی) در رزین Bis-GMA است. اندازه ذرات بسیار بزرگ‌تر از ذرات موجود در سیستم‌های میکروفیلد است. اگر چه این ذرات بزرگ‌تر از ذرات کامپوزیت میکروفیلد هستند اما کوچک‌تر از ذرات رزین کامپوزیت‌های قدیمی هستند. درصد بالای ذرات فیلر مقاومت به سایش را افزایش می‌دهد. از آنجا که بسیاری از این کامپوزیت‌ها برای ترمیم‌های خلفی استفاده می‌شوند، ماده معمولاً در نتیجه نوع فیلر رادیوپاک است.

### رزین کامپوزیت‌های هیبرید

رزین کامپوزیت‌های هیبرید (تصویر C ۱۲-۲۱) دارای ترکیبی از ذرات کوچک و بزرگ با اندازه ذرات موجود در کامپوزیت‌های میکروفیلد و ماکروفیلد هستند. درصد بالای ذرات فیلر باعث استحکام و مقاومت سایشی شده، با این حال ذرات فیلر کوچک‌تر این امکان را می‌دهد که ذرات در مجاورت نزدیک به یکدیگر قرار بگیرند که موجب حداقل انقباض پلیمریزاسیون و بهبود قابلیت پرداخت در مقایسه با کامپوزیت

ماکروفیلد می‌شود. این رزین کامپوزیت‌ها برای ترمیم‌های نواحی تحت فشار طی جویدن که در عین حال باید سطحی به خوبی پرداخت شده باشند، به کار می‌روند.

### رزین کامپوزیت‌های نانوفیلد

از زمان معرفی رزین کامپوزیت‌ها، اندازه ذرات فیلر کوچک‌تر شده است. اخیراً، کامپوزیت‌های نانوفیلد (تصویر D ۱۲-۲۱) که حاوی ذرات فیلر بسیار کوچک هستند معرفی شده‌اند. این کامپوزیت‌ها استحکام یک رزین دارای فیلر بالا و نیز قابلیت پرداخت به خاطر ذرات کوچک را ارائه می‌دهند.

### گلاس آینومر

#### ترمیم‌های قدامی

ترکیبات سمان‌های گلاس آینومر در رنگ‌های متنوع موجود است که می‌تواند برای ترمیم‌های قدامی استفاده شود. (۴۴،۶۵) استفاده از گلاس آینومر برای ترمیم‌های قدامی به حفرات کلاس III و کلاس V محدود می‌شود. مقاومت به شکست پایین و استحکام باند مکانیکی ضعیف به مینا، کاربرد آن‌ها را برای ترمیم‌های کلاس IV غیرعملی می‌سازد. گیر ترمیم‌های گلاس آینومر در ترمیم حفرات کلاس V که در آن لبه ژئووالی

سطحی کمتری در ذرات سمان برای واکنش دادن موجود است؛ بنابراین سمان نسبت به بیس آهسته‌تر سخت می‌شود و زمان کار بیشتری را ممکن می‌سازد. اهمیت دقت در نسبت مایع به پودر سمان گلاس‌آینومر مورد بحث قرار گرفته است. سمان کپسولی از پیش اندازه‌گیری شده نیز موجود بوده و ممکن است برای استفاده بالینی در نظر گرفته شود. سرنگ‌های اتومیکس برای مواد گلاس‌آینومر اصلاح‌شده با رزین نیز موجود است.

اخیراً در بازار سمان‌های بیواکتیو در دسترس قرار گرفته‌اند. در این سمان‌ها ذرات گلاس در ماتریکس رزینی قرار گرفته و مزیت اتصال به ساختار دندان را دارند. این سمان‌ها کلسیم و فلوراید آزاد می‌کنند. سازندگان، این سمان‌ها را برای سمان کردن روکش‌های استیل ضد زنگ، پرسنل و زیرکونیا توصیه می‌کنند.

سمان‌های مختلفی که به‌طور شایع تری در دندان پزشکی کودکان استفاده می‌شوند و ملاحظات بالینی آن‌ها در جداول ۱-۲۱ و ۲-۲۱ ذکر شده است.

### زیرکونیا مونولیتیک

حدود دو دهه پیش، زیرکونیا مونولیتیک به دندان پزشکی معرفی شد. اخیراً از آن برای روکش‌های با پوشش کامل استفاده می‌شود. روکش‌های زیرکونیا استحکام خمشی و فشاری بسیار بالایی دارد.<sup>(۷۶)</sup> یک سطح با پرداخت بالا و صیقلی برای بافت لثه بسیار مطلوب است.<sup>(۷۶)</sup> در حال حاضر روکش زیرکونیا مونولیتیک برای ترمیم زیبایی دندان‌های شیری قدامی و خلفی در دسترس هستند. یک مطالعه آزمایشگاهی نشان داده است که دندان‌های طبیعی موجود در فک مقابل روکش‌های زیرکونیا، سایش مناسب‌تری نسبت به دندان‌های طبیعی در مقابل روکش‌های پرسنل دارند.<sup>(۷۷)</sup> در حال حاضر، تولیدکنندگان استفاده از سمان گلاس‌آینومر اصلاح‌شده با رزین از جمله سمان‌های بیواکتیو را برای زیرکونیا، توصیه می‌کنند (Bio Cem, NuSmile, Houston, TX; Ceramir, Doxa Dental Inc., Chicago, IL; Activa Bio Active Cement, Pulpdent Corporation, Watertown, MA)

در مینا نیست، ممکن است وقتی با گلاس‌آینومر به جای رزین کامپوزیت ترمیم می‌شود، گیر مطلوبی را نشان دهد. آزاد شدن فلوراید از ترمیم‌های گلاس‌آینومر مهار تشکیل پوسیدگی‌های ثانویه را نشان داده شده است.<sup>(۶۶-۶۹)</sup>

### ترمیم‌های خلفی

عیب اصلی سمان گلاس‌آینومر به‌عنوان ماده ترمیمی خلفی، استعداد آن به شکستگی و سایش است. برای افزایش استحکام و مقاومت به سایش در ترمیم‌های خلفی، ذرات فلزی به سمان گلاس‌آینومر اضافه شده‌اند. همچنان درباره مقاومت به شکستگی نگرانی باقی مانده است و استفاده از مواد برای ترمیم‌های خلفی یک تصمیم‌گیری حیاتی به شمار می‌رود. تحقیقات، موفقیت بالینی سمان گلاس‌آینومر اصلاح‌شده با رزین را به‌عنوان ماده ترمیمی خلفی در دوره دندان‌های شیری نشان داده است.<sup>(۶۶،۷۰،۷۱)</sup> مجدداً آزادسازی فلوراید و قابلیت اتصال از مزایای سمان‌های گلاس‌آینومر است.

### کامپومرها

کامپومرها برای استفاده به‌عنوان ماده ترمیمی در دندان‌پزشکی کودکان توصیه می‌شوند.<sup>(۷۲-۷۵)</sup> کامپومرها در واقع یک پیوند بین رزین کامپوزیت و سمان گلاس‌آینومر است. کامپومرها به امید انتقال خواص مطلوب رزین کامپوزیت‌ها مانند مقاومت به سایش، ثبات رنگ و قابلیت پرداخت به گلاس‌آینومرها تولید شده‌اند. یک واکنش اسید-باز در ماده کامپومر رخ می‌دهد اما واکنش سخت شدن اصلی نیست؛ بنابراین پلیمریزاسیون با نور مرئی برای تکمیل واکنش سخت شدن نیاز است. کامپومرها همراه با پرایمرهای متاکریلات که به مینا، عاج و مواد ترمیمی کامپومر متصل می‌شوند، استفاده می‌شود؛ بنابراین تولیدکنندگان، اچ کردن ساختار دندان را قبل از قرار دادن ترمیم، انتخابی در نظر می‌گیرند.

### سمان‌ها

سمان‌ها در دندان‌پزشکی کودکان به میزان زیادی استفاده می‌شود. کاربرد اصلی آن‌ها سمان کردن روکش‌های استیل ضد زنگ و بندهای ارتودنسی است. زینک اکساید - اوژنول و گلاس‌آینومر سمان‌هایی هستند که به‌طور شایع تری استفاده می‌شوند. این سمان‌ها قبلاً در بخش «بیس و لاینرها» مورد بحث قرار گرفتند. ذرات موجود در سمان گلاس‌آینومر معمولاً بزرگ‌تر از ذرات موجود در بیس‌های گلاس‌آینومر هستند؛ و ناحیه

جدول ۲-۲۱ مقایسه سمان‌های دندانپزشکی

| سمان                           | ترکیب                                           | زمان کارکرد | زمان سخت شدن   | استحکام فشاری | استحکام باند به عاج | آزادسازی فلوراید | پاسخ پالپی | حذف اضافات |
|--------------------------------|-------------------------------------------------|-------------|----------------|---------------|---------------------|------------------|------------|------------|
| ایده‌آل                        | -                                               | متوسط       | کوتاه متوسط    | خیلی بالا     | بالا                | بله              | ندارد      | راحت       |
| گلاس آینومر                    | سیلیکات گلاس شامل Ca, Al, F اسید پلی کربوکسیلیک | کوتاه متوسط | کوتاه          | بالا          | متوسط               | بله              | پایین      | متوسط      |
| بیواکتیو                       | -                                               | بالا        | متوسط          | بالا          | بالا                | بله              | ندارد      | متوسط      |
| زینک اکساید و اوژنول           | اکسید روی اوژنول                                | طولانی      | متوسط          | پایین - متوسط | ندارد               | خیر              | ندارد      | راحت       |
| زینک اکساید و اوژنول تقویت شده | اکسید روی تقویت شده با آلومینا یا پلیمر اوژنول  | طولانی      | متوسط - طولانی | پایین - متوسط | ندارد               | خیر              | ندارد      | راحت       |

## References

- Donly KJ, Wild TW, Jensen ME. Posterior composite class II restorations: in vitro comparison of preparation designs and restoration techniques. *Dent Mater.* 1990;6:88-93.
- Pereira JC, Manfio AP, Franco EB, et al. Clinical evaluation of Dycal under amalgam restorations. *Am J Dent.* 1990;3:67-70.
- Straffon LH, Corpron RL, Bruner FW, et al. Twenty-four-month clinical trial of visible-light activated cavity liner in young permanent teeth. *J Dent Child.* 1991;58:124-128.
- Manders CA, Garcia-Godoy F, Barnwell GM. Effect of a copal varnish, ZOE or glass ionomer cement bases on microleakage of amalgam restorations. *Am J Dent.* 1990;3:63-66.
- Heys RJ, Fitzgerald M. Microleakage of three cement bases. *J Dent Res.* 1991;70:55-58.
- Donly KJ, Ingram C. An in vitro caries inhibition of photopolymerized glass ionomer liners. *ASDC J Dent Child.* 1997;64:128-130.
- Garcia-Godoy F, Jensen ME. Artificial recurrent caries in glass ionomer-lined amalgam restorations. *Am J Dent.* 1990;3:89-93.
- Hicks MJ, Flaitz CM, Silverstone LM. Secondary caries formation in vitro around glass ionomer restoration. *Quintessence Int.* 1986;17:527-532.
- Jensen ME, Wefel JS, Hammesfahr PD. Fluoride-releasing liners: in vitro recurrent caries. *Gen Dent.* 1991;39:12-17.
- Diaz-Arnold AM, Holmes DC, Wistrom DW, et al. Short-term fluoride release/uptake of glass ionomer restoratives. *Dent Mater.* 1995;11:96-101.
- Forsten L. Fluoride release and uptake by glass ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials.* 1998;19:503-508.
- Forsten L. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta Odontol Scand.* 1995;53:222-225.
- Skartveit L, Tveit AB, Tøtdal B, et al. In vivo fluoride uptake in enamel and dentin from fluoride-containing materials. *ASDC J Dent Child.* 1990;58:97-100.
- Donly KJ. Enamel and dentin demineralization inhibition of fluoride-releasing materials. *Am J Dent.* 1994;7:275-278.
- Griffin F, Donly KJ, Erickson RC. Caries inhibition of three fluoride-releasing liners. *Am J Dent.* 1992;5:293-295.
- Mitra SB. Property comparisons of a light-cure and a self-cure glass ionomer liner. *J Dent Res.* 1989;68A(Abstract 740):274.
- Erickson RL. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent.* 1989;2:117-123.
- Garcia-Godoy F, Donly KJ. Dentin/enamel adhesives in pediatric dentistry. *Pediatr Dent.* 2002;24:462-464.
- Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24:456-461.
- Fuks A. The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent.* 2002;24:448-455.
- Osborne JW, Summitt JB, Roberts HW. The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24:439-447.
- Osborne JW. Three-year clinical performance of eight amalgam alloys. *Am J Dent.* 1990;3:157-159.
- Council on Dental Materials and Devices. Revised American Dental Association Specification No. 1 for Alloy for Dental Amalgam. *J Am Dent Assoc.* 1977;95:614-617.
- Burgess JO, Walker R, Davidson BS. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24:465-479.
- Donly KJ, Garcia-Godoy F. The use of resin-based composite in children. *Pediatr Dent.* 2002;24:480-488.
- Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate; 1962. U.S. Patent #3066112A.
- Phillips RW, Swartz ML, Norman RD. *Materials for the Practicing Dentist.* St Louis: Mosby; 1969:182-191.
- Bayne SC, Taylor DF, Sturdevant JR, et al. Protection theory for composite wear based on 5-year clinical results. *J Dent Res.* 1988;67 (Abstract 60):120.
- Ruyter IE. Polymerization and conversion in composite resins. In: Taylor DF, ed. *Proceedings of the International Symposium on Posterior Composite Resins* (Chapel Hill, NC, October 1982). Chapel Hill, NC: University of North Carolina; 1984:255-286.
- Asmussen E. Composite restorative resins. Composition versus wall to wall polymerization contraction. *Acta Odontol Scand.* 1975;33:337-344.
- Bowen RL, Rapson JE, Dickson G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res.* 1982;61:654-658.
- Donly KJ, Jensen ME. Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: an in vitro comparison of three techniques. *Pediatr Dent.* 1986;8:209-212.
- Eick DJ, Welch FH. Polymerization shrinkage of composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int.* 1986;77:103-111.
- Jorgensen KD, Asmussen E, Shimokobe H. Enamel damage caused by contracting restorative resins. *Scand J Dent Res.* 1975;83:120-122.
- Segura A, Donly KJ. Posterior composite polymerization shrinkage recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil.* 1993;20:495-499.



36. Craig RG. Chemistry, composition and properties of composite resins. *Dent Clin North Am.* 1981;25:219–239.
37. Ruyter IE. Monomer systems and polymerization. In: Vanherle C, Smith DC, eds. *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*. Utrecht, Netherlands: Peter Szulc; 1985:109–135.
38. Smith DC. Posterior composite dental restorative material: materials development. In: Vanherle G, Smith DC, eds. *Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*. Utrecht, Netherlands: Peter Szulc; 1985:47–60.
39. Z250. *Material Safety Data Sheet*. St Paul, MN: 3M ESPE.
40. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:68–74.
41. Van Dijken JWV, Lindberg A. Clinical effectiveness of a low shrinkage composite. A five-year study. *J Adhes Dent.* 2009;11:143–148.
42. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent.* 1999;27:235–241.
43. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, et al. Depth of cure of resin composites. Is the ISO 4049 method suitable for bulk-fill materials? *Dent Mater.* 2012;28:521–528.
44. El-Safy S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater.* 2012;28:928–935.
45. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31:10–15.
46. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater.* 2011;27:348–355.
47. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17:227–235.
48. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:97–116.
49. Moszner N, Fischer UK, Angermann J, et al. A partially aromatic urethane as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dent Mater.* 2008;24:694–699.
50. Giachetti L, Bertini F, Bambi C, et al. A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress. *Minerva Stomatol.* 2007;56:129–138.
51. Eames WB, Strain JD, Weitman RT, et al. Clinical comparison of composite, amalgam, and silicate restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 1974;89:1111–1117.
52. Leinfelder KF, Sluder TB, Santos JF, et al. Five-year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resin. *Oper Dent.* 1980;5(2):57–65.
53. Osborne JW, Gale EN, Ferguson GW. One-year and two-year clinical evaluation of composite resin vs. amalgam. *J Prosthet Dent.* 1973;30:795–800.
54. Phillips RW. Observations on a composite resin for class II restorations: two-year report. *J Prosthet Dent.* 1972;28:164–169.
55. Leinfelder KF, Roberson TM. Clinical evaluation of posterior composite resins. *Gen Dent.* 1983;31:276–280.
56. Jaarda MJ, Wang RF, Lang BR. A regression analysis of filler particle content to predict composite wear. *J Prosthet Dent.* 1997;77:57–67.
57. Phillips RW, Lutz F. Status reports on posterior composites. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc.* 1983;107:74–76.
58. Derkson GD, Richardson AS, Waldman RJ. Clinical evaluation of composite resin and amalgam posterior restorations: two year results. *J Can Dent Assoc.* 1983;4:277–279.
59. Ripa LW. Sealants revisited: an update of the effectiveness of pit-and-fissure sealants. *Caries Res.* 1993;27(suppl 1):77–82.
60. Simonsen RJ. Retention and effectiveness of dental sealants after fifteen years. *J Am Dent Assoc.* 1991;122:34–42.
61. Wright JT, Crall JJ, Fontana M, et al. Evidence based clinical practice guideline for the use of pit and fissure sealants: a report of the American Dental Association and the American Academy of Pediatric Dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2016;147(8):672–682.
62. Hicks MJ, Flaitz CM. Caries-like lesion formation around fluoride-releasing sealant and glass ionomer. *Am J Dent.* 1992;5:329–334.
63. Jensen ME, Wefel JS, Triolo PT, et al. Effect of a fluoride-releasing fissure sealant on artificial enamel caries. *Am J Dent.* 1990;3:75–78.
64. Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatr Dent.* 2002;24:430–438.
65. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24:423–429.
66. Donly KJ, Segura A, Kanellis M, et al. Clinical performance and caries inhibition of resin-modified glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Am Dent Assoc.* 1999;130:1459–1466.
67. Ewoldsen H, Herwig L. Decay-inhibiting restorative materials: past and present. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19:981–992.
68. Souto M, Donly KJ. Caries inhibition of glass ionomers. *Am J Dent.* 1994;7:122–124.
69. ten Cate JM, van Duinen RN. Hypermineralization of dentinal lesions adjacent to glass-ionomer cement restorations. *J Dent Res.* 1995;74:1266–1271.
70. Croll TP, Bar Zion Y, Segura A, et al. Clinical performance of resin-modified glass ionomer cement restorations in primary teeth: a retrospective evaluation. *J Am Dent Assoc.* 2001;132:1110–1116.
71. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Placement and replacement of restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand.* 2002;60:25–28.
72. Hickel R. Glass ionomer, cements, hybrid-ionomers and compomers. Long term clinical evaluation. *Trans Acad Dent Mater.* 1996;9:105–112.
73. Marks LA, Weerheijm KL, van Amerongen WE, et al. Dyract versus Tytin class II restorations in primary molars: 36 months evaluation. *Caries Res.* 1999;33:387–392.
74. Peters MCRB, Roeters FJM. Clinical performance of a new compomer restorative in pediatric dentistry. *J Dent Res.* 1994;73A(Abstract 34): 106.
75. Roeters JJ, Frankenmolen F, Burgersdijk RC, et al. Clinical evaluation of Dyract in primary molars: 3-year results. *Am J Dent.* 1998;11:143–148.
76. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, et al. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnol Biotechnol Equip.* 2016;30: 644–652.
77. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, et al. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia on dental porcelain. *J Adv Prosthodont.* 2010;2:111–115.

## دندانپزشکی ترمیمی در دندان‌های شیری

WILLIAM F. WAGGONER AND TRAVIS NELSON

محصولات رزین آینومر و سیستم‌های کامپوزیتی با پایه رزینی بهبود یافته توسعه یافته‌اند که تأثیر عمیقی بر ترمیم دندان‌های شیری داشته‌اند. علاوه بر این، روکش‌های زیر کونیاپی از پیش ساخته ( $ZC^2$  ها) اکنون یک جایگزین زیبایی برای SSC ها ارائه می‌دهند. متأسفانه، داده‌های بالینی بلندمدت (به‌عنوان مثال، طولانی‌تر از ۳ سال) در مورد بسیاری از این مواد جدیدتر محدود هستند؛ اما با این وجود، بسیاری از متخصصین از این مواد به‌طور روزافزون استفاده موفقیت‌آمیزی دارند.

دندانپزشکان می‌توانند مواد اثبات‌شده و موفق گذشته، مانند آمالگام و استیل زنگ نزن را استفاده کند یا به سمت کاربرد مواد جدیدتر و زیباتری حرکت کند که مزایایی مانند باند به ساختار دندان، آزادسازی فلوراید، بهبود زیبایی، کاهش تماس با جیوه و حفظ ساختار دندان را ارائه می‌دهد. هیچ یک از مواد زیبایی سابقه کار و دوام اثبات شده آمالگام یا استیل زنگ نزن را ندارند، اما زمانی که به‌طور مناسب قرار گیرند، می‌توانند ترمیم‌های مفیدی برای طول عمر دندان شیری فراهم کنند. در این فصل اطلاعاتی در مورد تکنیک‌های ترمیمی جدید و قدیمی ارائه می‌شود. برای خواننده علاقه‌مند، در سال ۲۰۱۴ آکادمی دندان پزشکی کودکان آمریکا از کنفرانس سمپوزیوم دندان پزشکی کودکان حمایت کرد. اقدامات منتشر شده<sup>(۱)</sup> شامل بررسی گسترده و به‌روز متون و بحث در مورد تکنیک‌های ترمیمی کودکان با عمق بیشتری نسبت به آنچه در این فصل می‌توان ذکر کرد، می‌باشد. علاوه بر این، یک بحث مفصل در مورد مواد دندانی مورد استفاده در دندان پزشکی ترمیمی کودکان را می‌توان در فصل ۲۱ یافت.

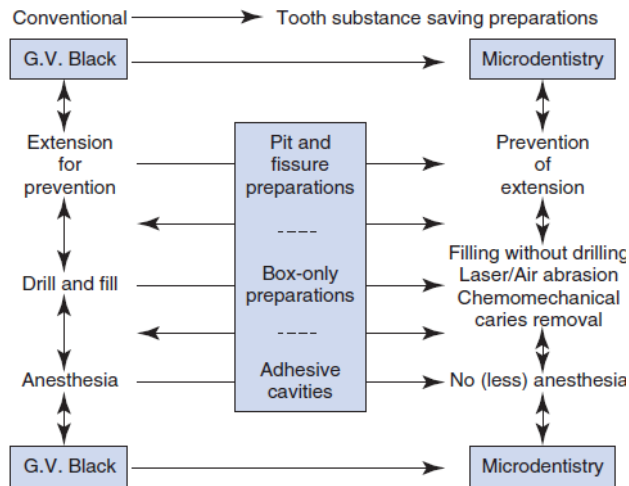
### رئوس مطالب

کاربرد وسایل و برداشتن پوسیدگی  
ملاحظات آناتومی دندان‌های شیری  
ایزولاسیون در دندانپزشکی ترمیمی کودکان  
رابردم  
سیستم‌های ایزولاسیون جایگزین  
ترمیم دندان‌های مولر شیری  
مواد ادهزیو در مولرهای شیری  
استفاده از آمالگام در مولرهای شیری  
اصول کلی ترمیم داخل تاجی دندان‌های خلفی شیری  
ترمیم انسیزورها و کانین‌های شیری  
ترمیم‌های چسبنده کلاس III  
ترمیم‌های کلاس V انسیزورها و کانین‌ها  
پوشش کامل تاج انسیزورها  
جایگزین پروتزی دندان‌های قدامی شیری

دندان پزشکی ترمیمی کودکان، ترکیبی پویا از مواد همواره در حال پیشرفت و تکنیک‌های آزموده شده است. بسیاری از جنبه‌های ترمیم دندان‌های شیری دهه‌های متمادی تغییر نکرده است. در سال ۱۹۲۴ G.V. Black چندین گام را برای آماده‌سازی دندان‌های دائمی پوسیده برای دریافت ترمیم آمالگام شرح داد.<sup>(۱)</sup> این مراحل با کمی تغییر برای ترمیم دندان‌های شیری پذیرفته شده‌اند. تکنیک‌های ترمیمی برای دندان‌های شیری با استفاده از آمالگام و روکش‌های استیل زنگ نزن ( $SSCs^1$ ) برای دهه‌ها نسبتاً ثابت باقی مانده‌اند (تصویر ۱-۲۲). با این حال، با افزایش استفاده از مواد ادهزیو ترمیمی و سیستم‌های باندینگ، تغییراتی به سمت تراش‌ها و ترمیم‌های محافظه‌کارانه‌تر صورت گرفته است. موادی مانند گلاس آینومرها،

2- zirconia crowns

1- stainless steel crowns



تصویر ۲-۲۲: زنجیره آماده‌سازی حفره.

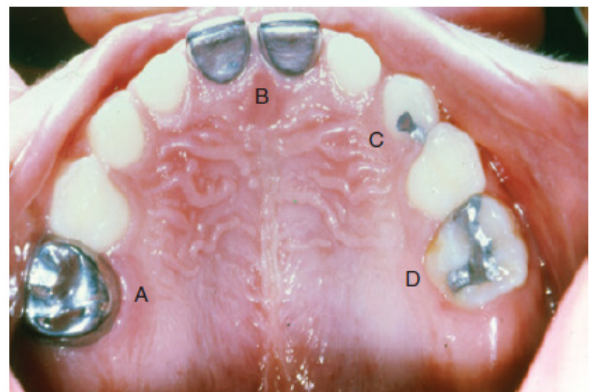
اگرچه استفاده از هندپیس برای حذف پوسیدگی و آماده‌سازی حفره تاکنون محبوب‌ترین و رایج‌ترین روش مورد استفاده بوده است، حداقل سه روش دیگر برای درمان دندان‌های پوسیده وجود دارد. این روش‌ها شامل air abrasion، لیزر درمانی و شیمیایی - مکانیکی هستند. با این روش‌ها، آماده‌سازی دندان از نوع سنتی و مرسوم که توسط G.V. Black استفاده می‌شد به آماده‌سازی‌های محافظه‌کارانه‌تر و «حفظ‌کننده دندان»، معروف به میکرو دندان‌پزشکی یا دندان‌پزشکی با حداقل تهاجم منتقل می‌شود. بسته به نوع ضایعات پوسیدگی، روش آماده‌سازی و مواد ترمیمی که باید مورد استفاده قرار گیرند، دندانپزشک می‌تواند از بین روش سنتی G.V.Black برای آماده‌سازی حفره، یا آماده‌سازی مختصر و محافظه‌کارانه‌تر یکی را انتخاب کند. تصویر ۲-۲۲ یک دیاگرام از تراش حفره را بر اساس اندازه و نوع وسیله نشان می‌دهد.

Air Abrasion از جریان ذرات اکسید آلومینیوم خالص (۲۷ تا ۵۰ میکرومتر) استفاده می‌کند که تحت فشار (۴۰ تا ۱۲۰ psi) از طریق دهانه لوله با تمرکز دقیق بر روی سطح دندان رانده می‌شوند. این کار باعث برش سریع مینا و عاج شده و همچنین می‌تواند سطح دندان را خراشیده یا زبر کند.<sup>(۶)</sup> این وسیله در ابتدا در سال ۱۹۴۵ توسط R. Black به دندان‌پزشکی معرفی شد<sup>(۷)</sup> در اوایل دهه ۱۹۶۰ از محیط دندان‌پزشکی حذف شده و در اوایل دهه ۱۹۹۰ مجدداً معرفی شد. نسبت به هندپیس‌های معمولی دارای برخی مزایا است؛ لرزش و صدا وجود ندارد، برداشت پوسیدگی اغلب می‌تواند بدون نیاز به بی‌حسی موضعی انجام شود و آماده‌سازی دندان می‌تواند بسیار سریع باشد. این روش برای استفاده در ترمیم‌های چسبنده که نیاز به حداقل آماده‌سازی دندان داشته و به طراحی کلاسیک

## کاربرد وسایل و برداشتن پوسیدگی

تقریباً تمام فرآیندهای ترمیمی با هندپیس با سرعت بالا (۱۰۰,۰۰۰ تا ۳۰۰,۰۰۰ دور در دقیقه، توربین برقی یا توربین هوا) همراه با خنک‌کننده انجام می‌شود. خنک‌کننده ممکن است اسپری آب و یا هوا به‌تنهایی باشد. خنک‌کننده اسپری آب اغلب برای وسایل با سرعت بالا توصیه می‌شود؛ اما شواهدی وجود دارد که استفاده از خنک‌کننده هوا به‌تنهایی می‌تواند بدون ایجاد آسیب پالپی غیرقابل برگشت مورد استفاده قرار گیرد،<sup>(۳,۴)</sup> و استفاده از هر دو روش خنک‌کننده در بسیاری از برنامه‌های تخصصی دندان‌پزشکی کودکان آموزش داده می‌شود.<sup>(۵)</sup> در برخی موارد وجود یک خنک‌کننده اسپری آب کاملاً ضروری است. این امر به‌ویژه در هنگام برداشتن ترمیم‌های آمالگام قدیمی و یا استفاده از فرزهای الماسی صدق می‌کند. صرف‌نظر از خنک‌کننده مورد استفاده، تراش متناوب در فواصل چندثانیه‌ای و ضربات جارویی سبک باید برای جلوگیری از تولید حرارت بیش‌ازحد انجام شود. ماسک‌ها و عینک‌های محافظ همیشه باید در هنگام استفاده از توربین پرسرعت استفاده شوند.

هندپیس با سرعت پایین (۵۰۰ تا ۱۵۰۰۰ دور در دقیقه) عمدتاً برای حذف پوسیدگی و گاهی برای پرداخت و اتمام استفاده می‌شود. همانند وسایل با سرعت بالا، فشار کم و ضربات جارویی باید در هنگام استفاده از هندپیس با سرعت پایین استفاده شود. استفاده از وسایل دستی در بیشتر آماده‌سازی‌های دندان‌های شیری حداقل است و معمولاً محدود به برداشت نهایی پوسیدگی است.

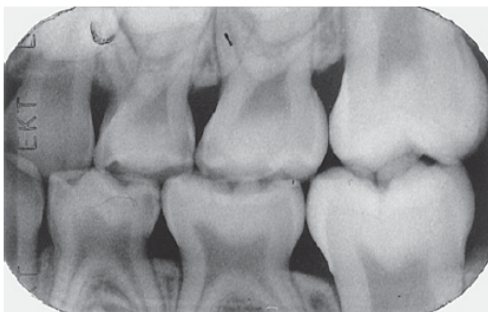


تصویر ۱-۲۲: دندان‌های شیری ترمیم‌شده به روش سنتی نشان‌دهنده روکش استیل زنگ نزن (A)، روکش استیل از پیش و نیر شده (B)، آمالگام کلاس III (C) و آمالگام کلاس II (D)

یک جنبه نهایی که هنگام بحث در مورد آماده‌سازی دندان باید در نظر گرفته شود، استفاده از بزرگنمایی در طول مراحل درمان است. تا دهه ۱۹۹۰ استفاده از بزرگنمایی برای روش‌های دندان‌پزشکی توسط بیشتر دندانپزشکان تنها با افزایش سن و افت بینایی همراه بود، اما در حال حاضر استفاده از لوپ‌های بزرگنمایی و یا میکروسکوپ برای بیشتر درمان‌های دندان‌پزشکی از ابتدای آموزش دندان‌پزشکی آموزش داده می‌شود. لوپ‌ها در طیف وسیعی از بزرگنمایی موجود هستند، اما به‌طور کلی مجموعه‌ای از لوپ‌ها با بزرگنمایی ۲/۵ تا ۳/۵ برای دندان‌پزشکی ترمیمی توصیه می‌شود. استفاده از بزرگنمایی برای تکمیل روش‌های ترمیمی مزایای متعددی دارد، از جمله افزایش بهره‌وری، افزایش سطح برتری و اطمینان در درمان دندان‌پزشکی، افزایش در توانایی‌های تشخیص بصری و شاید از همه مهم‌تر، بهبود در وضعیت و راحتی کاربر برای کمک به جلوگیری از اختلالات اسکلتی عضلانی که با موقعیت نامناسب عمل‌کننده ایجاد می‌شود.<sup>(۱۱)</sup> استفاده از بزرگنمایی در طول آماده‌سازی حفره هنوز به‌عنوان استاندارد مراقبت، پذیرفته نشده است، اما به‌شدت توصیه می‌شود و احتمالاً در چند سال آینده استاندارد مراقبت خواهد شد.

### ملاحظات آناتومی دندان‌های شیری

اگرچه برخی دندان‌های شیری شبیه دندان‌های دائمی جانشین خود هستند اما این دندان‌ها فرم کوچک‌شده دندان‌های دائمی نیستند. قبل از اینکه روش‌های ترمیمی شروع شود، باید چندین تفاوت آناتومیک مشخص شود (کادر ۱-۲۲ تصویر ۳-۲۲).



**تصویر ۳-۲۲:** به تفاوت پر ضخامت مینا توجه کنید. مینای دندان‌های مولر شیری تقریباً نصف ضخامت مینای دندان مولر اول دائمی است. همچنین مشاهده کنید که پوسیدگی بین‌دندانی نیازمند ترمیم در سطح دیستال مولر اول شیری مندیبل و بین مولرهای اول و دوم شیری ماگزایلا است.

حفره کم‌تر سخت‌گیرانه‌ای نسبت به آمالگام نیاز دارد، بسیار مناسب است. هزینه یونیت Air Abrasion (۲۰۰۰ تا ۵۰۰۰ دلار)، گردوغباری که می‌تواند در طول فرآیند تولید شود و این واقعیت که به‌طور کامل نیاز به هندپیس‌های معمولی را از بین نمی‌برد سه عیب این سیستم هستند که به نظر می‌رسد از استفاده گسترده آن جلوگیری می‌کند. تکنیک‌های لیزر نیز در بین برخی دندان‌پزشکان محبوب شده‌اند. لیزر می‌تواند در کودکان برای جراحی بافت نرم، پیش‌گیری از پوسیدگی، تشخیص پوسیدگی، تحریک بیولوژیکی و کنترل درد، هموستاز طی روند پالپوتومی و آماده‌سازی حفره استفاده شود.<sup>(۸)</sup> یک لیزر Erbium:YAG می‌تواند در دندان‌پزشکی ترمیمی برای آماده‌سازی با حداقل تهاجم فرورفتگی و شیارها و دندان‌های هیپوپلاستیک، آماده‌سازی حفره تمام کلاس‌ها (I تا V)، درمان پوسیدگی‌های عمیق عاجی و پوشش پالپ به کمک لیزر استفاده شود. برخی از مزایای استفاده از لیزر برای آماده‌سازی حفره عبارت‌اند از (۱) پذیرش بهتر بیمار به دلیل بی‌صدا بودن آن‌ها، (۲) عدم ارتعاش و حداقل نیاز به استفاده از بی‌حسی، (۳) آماده‌سازی حفره با حداقل تهاجم به دلیل جذب انتخابی نور لیزر توسط بافت پوسیده، (۴) تراش حفره بسیار تمیز بدون لایه اسمیر، (۵) افزایش حداقلی دما در پالپ چمبر (۶) آماده‌سازی حفره با سطح دارای خشونت بالا که باعث افزایش سطح باندینگ برای چسبندگی بهتر مواد بر پایه رزین می‌شود. برخی از معایب آن عبارت‌اند از (۱) نیاز به یادگیری طولانی‌تر؛ (۲) هزینه‌های بالاتر تجهیزات (۳۰,۰۰۰ تا ۶۰,۰۰۰ دلار برای لیزر Erbium:YAG)؛ (۳) نیاز به آموزش تخصصی؛ و (۴) نیاز احتمالی به یک هندپیس سنتی برای تکمیل فرآیند، بسته به اندازه حفره و آماده‌سازی موردنیاز.<sup>(۹)</sup> برداشتن شیمیایی مکانیکی پوسیدگی یک روش غیرتهاجمی است که عاج عفونی (infected) را از طریق یک عامل شیمیایی به‌وسیله انحلال حذف می‌کند. به‌جای دریل کردن، یک عامل شیمیایی مانند Carisolv یا Papacarie به عاج پوسیده اعمال می‌شود و با کمک ابزارهای دستی مواد پوسیده نرم برداشته می‌شوند. این روش معمولاً نیاز به بی‌حسی ندارد، ساختار سالم دندان را حفظ می‌کند و برای ترمیم نهایی به مواد ترمیمی باند شونده متکی است. معایب این روش شامل افزایش زمان برای حذف پوسیدگی است، تنها ضایعات پوسیدگی خاص برای استفاده از این روش درمان مناسب هستند، همچنان ممکن است یک هندپیس هم برای دسترسی به نواحی عاجی یا اینترپروگزیمال لازم باشد و اطلاعات بلندمدت کمی برای تأیید موفقیت طولانی این روش در دسترس است.<sup>(۱۰)</sup>



در منطقه‌ای دور از کوادرانت ترمیمی ایجاد شود، ممکن است حتی افراد با تنفس ناکافی از بینی هم رابردم را تحمل کنند. این کار تنفس دهانی را تا حدی ممکن می‌سازد.

### آماده‌سازی برای قرار دادن رابردم

رابردم در مجموعه‌ای از رنگ‌ها موجود است و حتی ممکن است معطر یا طعم دار باشد. تقریباً تمام رابردم‌ها از لاتکس ساخته شده‌اند، اگرچه رابردم بدون لاتکس (Hygienic Corporation) برای استفاده در بیماران حساس به لاتکس در دسترس است. یک رابردم با ضخامت متوسط ۵×۵ اینچ برای استفاده در کودکان بهترین است. رابردم‌هایی موجود هستند که در آن‌ها لاستیک از قبل به یک فریم یک‌بار مصرف متصل هستند و نیاز به یک فریم رابردم جداگانه را از بین می‌برد. هر چه رنگ لاستیک تاریک‌تر باشد، کنتراست بین دندان و لاستیک بهتر خواهد بود. سوراخ‌ها باید طوری پانچ شوند که رابردم از نظر افقی در مرکز صورت قرار گرفته و لب بالایی توسط مرز بالایی لاستیک پوشانده شود، اما لاستیک سوراخ‌های بینی را نپوشاند. یک روش قرار دادن مناسب سوراخ‌ها در تصویر دیده می‌شود. (تصویر A و B ۴-۲۲) حداقل تعداد سوراخ‌های لازم برای ایزولاسیون خوب همه دندان‌هایی که قرار است ترمیم شوند را پانچ کنید. برای ترمیم‌های کلاس I یا V تکی، تنها دندانانی که قرار است ترمیم شود ممکن است ایزوله شود. در صورتی که ضایعات اینترپروگزیمال قرار است ترمیم شوند، حداقل یک دندان در قدام و یک دندان در خلف دندانانی که قرار است ترمیم شود باید جدا شوند. این کار امکان دسترسی بهتر، سهولت بیشتر در قرار دادن یک ماتریکس و مشاهده مارژینال ریج‌های مجاور برای کار مناسب ترمیم را فراهم می‌کند.

هنگام ایزوله کردن چند دندان، به جای پانچ کردن سوراخ‌های متعدد در لاستیک، برخی دندان‌پزشکان به‌سادگی دو سوراخ با فاصله تقریباً نیم اینچ ایجاد کرده و رابردم را در فاصله بین دو سوراخ با قیچی برش داده و به هم متصل می‌کنند. این تکنیک «Slit» نامیده می‌شود و امکان قرار دادن بسیار سریع رابردم را فراهم می‌کند. از آنجاکه هیچ لاستیکی بین دندان‌ها وجود ندارد، کنترل رطوبت خیلی قابل‌اعتماد نیست، اما باز هم اغلب کافی است، به ویژه برای جداسازی کوادرانت‌های ماگزایلا.

انتخاب کلامپ مناسب یکی از مهم‌ترین جنبه‌های کاربرد خوب رابردم است. کادر ۳-۲۲ پرمصرف‌ترین کلامپ‌ها و مناطق استفاده از آن‌ها را لیست می‌کند. دندان‌های انسیزور معمولاً برای تثبیت، به جای کلامپ نیاز به بسته شدن با نخ دندان دارند.

### کادر ۱-۲۲ تفاوت‌های آناتومی بین دندان‌های شیری و دائمی

۱. دندان‌های شیری ضخامت مینا و عاج نازک‌تری به نسبت دندان‌های دائمی دارند (تصویر ۳-۲۲ را ببینید).
۲. پالپ دندان‌های شیری به نسبت اندازه تاج آن‌ها بزرگ‌تر از پالپ دندان‌های دائمی هستند.
۳. شاخک‌های پالپی دندان‌های شیری نسبت به پالپ دائمی به سطح خارجی دندان نزدیک‌تر هستند. شاخک پالپی مزیوپاکال برجسته‌ترین است.
۴. دندان‌های شیری جمع شدگی تاجی بیشتری نشان می‌دهند و نسبت به دندان‌های دائمی کانتور سرویکال برجسته‌تری دارند.
۵. دندان‌های شیری ناحیه تماس پروگزیمالی وسیع و صافی دارند.
۶. دندان‌های شیری نسبت به دندان‌های دائمی چانشین سفیدتر هستند.
۷. دندان‌های شیری سطوح اکوزال نسبتاً باریک‌تری نسبت به دندان‌های دائمی چانشین خود دارند.

### کادر ۲-۲۲ مزایای استفاده از رابردم

۱. دسترسی و دید بهتر با کنار زدن بافت‌های نرم و فراهم کردن یک پس‌زمینه متضاد تیره برای دندان‌ها به دست می‌آید.
۲. کنترل رطوبت آن برتر از دیگر اشکال ایزولاسیون است.
۳. ایمنی کودک با جلوگیری از آسپیراسیون یا بلعیدن اجسام خارجی و با حفاظت از بافت‌های نرم بهبود می‌یابد.
۴. قرار دادن آن به‌طورکلی منجر به کاهش زمان کار می‌شود.
۵. بسیاری از کودکان با قرارگیری یک رابردم تمایل به آرام‌تر و راحت‌تر بودن دارند. به نظر می‌رسد که رابردم به عنوان یک سد جداکننده عمل می‌کند، به‌طوری‌که حرکات داخل و خارج از حفره دهان در مقایسه با عدم وجود رابردم در محل، توسط کودک کمتر تهاجمی درک می‌شود.
۶. با وجود یک رابردم در محل، کودک عمدتاً از بینی نفس می‌کشد. این امر تجویز نیتروژن‌اکساید را زمانی که از نظر رفتاری لازم دانسته شود، تقویت می‌کند.

## ایزولاسیون در دندانپزشکی ترمیمی کودکان

### رابردم

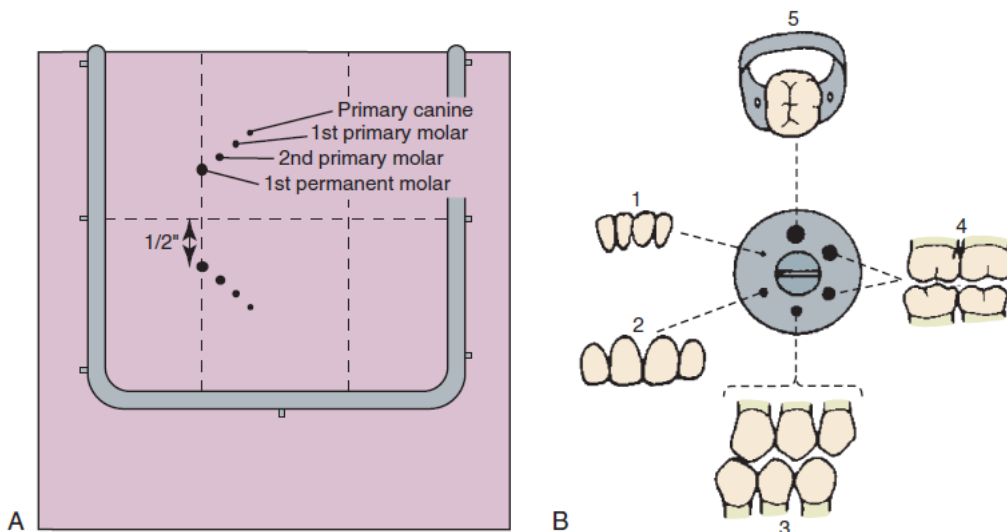
استفاده از رابردم در دندان‌پزشکی ترمیمی کودکان ضروری است. مزایای متعددی برای استفاده از آن ذکر شده‌اند که همگی امکان ارائه بالاترین کیفیت درمان را فراهم می‌کنند (کادر ۲-۲۲). بیشتر روش‌های ترمیمی کودکان را می‌توان با قرار دادن رابردم به انجام رساند. شرایط محدودی که ممکن است در آن‌ها از رابردم استفاده نشود شامل موارد زیر است: (۱) در حضور برخی از اپلاینس‌های ثابت ارتودنسی؛ (۲) زمانی که دندان تازه رویش یافته کلامپ را نگه نمی‌دارد؛ و (۳) در کودک دچار عفونت دستگاه تنفسی فوقانی، گرفتگی مجاری بینی و یا سایر انسدادهای بینی. با این حال، اگر یک سوراخ کوچک (۲ تا ۳ سانتی‌متری) در رابردم

### قرار دادن رابردم

رابردم پانچ شده باید قبل از قرار دادن کلامپ به آرامی بر روی فریم رابردم کشیده شود. این عمل گوشه‌های لاستیک را خارج از مسیر دید اپراتور در هنگام قرار دادن نگه می‌دارد. اگر لاستیک بیش از حد محکم کشیده شود، کشش بیش از حد زیاد می‌شود و زمانی که لاستیک روی کمان کلامپ کشیده می‌شود، کلامپ ممکن است جدا شود. سپس، نخ متصل به کلامپ از خلفی‌ترین سوراخ در لاستیک که برای دندان کلامپ شده پانچ شده است، بیرون کشیده می‌شود. به کودک توصیه می‌شود که دهان خود را کاملاً باز کند و قرارگیری یک دهان بازکن در نظر گرفته شود. با انگشتان اشاره، خلفی‌ترین سوراخ رابردم روی کمان و بالچه‌های کلامپ کشیده می‌شود. گاهی اوقات وقتی که آخرین دندان مولر ماگزیلا را ایزوله می‌کنیم، هنگامی که دهان کاملاً باز است، کمان کلامپ در خیلی نزدیک لبه قدامی راموس قرار می‌گیرد. این امر لغزیدن لاستیک از روی کمان را دشوار می‌سازد، اما زمانی که فرد به سادگی از کودک بخواهد که دهان را اندکی ببندد، راموس به سمت عقب حرکت خواهد کرد و اجازه خواهد داد تا لاستیک بین کمان و راموس سُر بخورد.

بعد از انتخاب یک کلامپ مناسب، یک قطعه نخ دندان ۱۲ تا ۱۸ اینچی را به‌عنوان یک روش ایمن‌سازی بر روی کمان کلامپ قرار دهید (تصویر ۵-۲۲). اگر کلامپ از دندان رها شده و به ناحیه خلفی حلقی بیفتد، این نخ برای گرفتن آسان کلامپ لازم است.

قبل از امتحان کلامپ روی دندان، نقاط تماسی که رابردم از آن‌ها عبور می‌کند باید نخ دندان کشیده شوند. اگر به دلیل ترمیم‌های معیوب یا عوامل دیگر نتوان نخ را از نقطه تماس عبور داد، اصلاح نقطه تماس یا رابردم قبل از قرار دادن رابردم ضروری خواهد بود. سپس، با استفاده از فورسپس رابردم، کلامپ روی دندان قرار می‌گیرد به طوری که از جهت لینگوال به باکال نشانده می‌شود. باید مطمئن شد که زوائد کلامپ در زیر حداکثر برجستگی دندان قرار گرفته و به بافت‌های لثه ضربه نمی‌زند. پس از قرار دادن کلامپ فورسپس را خارج کرده و انگشت را روی زوائد باکال و لینگوال کلامپ قرار داده و فشاری ژنژیوالی وارد می‌شود تا اطمینان حاصل شود که کلامپ پایدار است و تا جای ممکن به صورت ژنژیوالی قرار گرفته است.



**تصویر ۴-۲۲:** آماده‌سازی رابردم. (A) فریم Young بر روی رابردم قرار داده می‌شود. لبه فوقانی فریم با حاشیه فوقانی لاستیک رابردم هم‌راستا است. لاستیک به صورت عمودی به سه قسمت تقسیم می‌شود و ناحیه داخل فریم به دو قسمت افقی تقسیم می‌شود. سوراخ‌های مربوط برای هر دندان همان‌طور که نشان داده شده، در یک زاویه ۴۵ درجه به فاصله ۳ تا ۴ میلی‌متر از هم تعبیه می‌شوند. (B) صفحه پانچ رابردم با دندان‌ها و اندازه‌های سوراخ مربوطه.

هیچ قطعه کوچکی از لاستیک در نواحی بین‌دندانی باقی نمانده باشد. به آرامی بافت اطراف دندانی که قبلاً کلامپ روی آن قرار گرفته را ماساژ دهید و حفره دهان را شسته و تخلیه کنید.

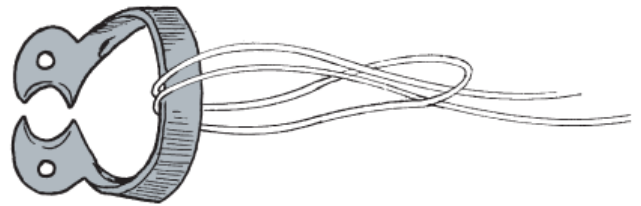


تصویر ۶-۲۲: سیستم ایزولاسیون جایگزین Isolite

### سیستم‌های ایزولاسیون جایگزین

در سال‌های اخیر، سیستم‌های ایزولاسیون جدید به دندان‌پزشکی معرفی شده‌اند. این سیستم‌ها شامل تخلیه‌کننده با حجم بالا، بایت بلاک و سدهای حفاظتی برای زبان و گونه هستند. برخی سیستم‌ها از مواد شفاف ساخته شده‌اند. این امر میدان دید را افزایش می‌دهد و امکان عبور نور از دهان بازکن را فراهم می‌کند (isolite تصویر ۶-۲۲). دهان‌بازکن‌ها از مواد پلیمری انعطاف‌پذیر ساخته شده‌اند که چند میلی‌متر ضخامت دارند اما به راحتی با کانتورهای دهان منطبق می‌شوند و محافظت از بافت‌های نرم را فراهم می‌کنند. این سیستم‌ها رطوبت و بخار متوسط دهانی را تا سطحی مشابه یک رابردم، کاهش می‌دهند. به عنوان یک مزیت اضافه، این طرح به عمل‌کننده امکان می‌دهد تا به‌طور هم‌زمان بر روی کوادرنال‌های مقابل ماگزینا و مندیبل کار کند. همچنین این سیستم‌ها تخلیه کردن پیوسته را ارائه می‌دهند که می‌تواند زمان شروع/توقف مورد نیاز برای کاربرد تخلیه‌کننده‌های با حجم بالا (HVEs) را در دندان‌پزشکی چهاردستی کاهش دهد. مقایسه سیستم‌های ایزولاسیون جایگزین با رابردم در جدول ۱-۲۲ مشاهده می‌شود. سازندگان دهان‌بازکن‌ها را در اندازه‌های مختلف برای تطابق با بیشتر بیماران، تولید می‌کنند. دو سیستم محبوب، Isolite و DryShield، نیاز به خرید وسایل مخصوص برای مجهز کردن هر

1- high-volume evacuators



تصویر ۵-۲۲: یک نخ ایمنی به دور کمان کلامپ رابردم، در صورتی که کلامپ از دندان جدا شود، امکان بیرون آوردن آسان کلامپ را فراهم می‌کند.

### کادر ۳-۲۲ کلامپ‌های رایج رابردم برای دندانپزشکی ترمیمی کودکان

مولرهای دائمی نیمه رویش یافته: ۱۴ A, ۸ A<sup>a,b,c</sup>

مولرهای دائمی کاملاً رویش یافته: ۱۴ ۸<sup>b,c</sup>

مولر دوم شیری: ۳<sup>a,b</sup>، ۲۷<sup>c</sup>، ۲۶

مولر اول شیری / پره مولرها/ کاین‌های دائمی: ۲، ۲ A<sup>a,b</sup>، ۲۰۷<sup>c</sup>، ۲۰۸<sup>c</sup>

انسیزورها و کاین‌های شیری: ۰<sup>a</sup>، ۰۰<sup>a</sup>، ۲۰۹<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Ivory, Heraeus-Kulzer, South Bend, IN.

<sup>b</sup>Hygienic Corp. Akron, OH.

<sup>c</sup>Hu-Friedy Mfg. Co. Chicago, IL.

کلامپ‌های "A" بالچه‌های با زاویه به سمت لثه دارند تا در زیر حداکثر برجستگی دندان زیر لثه بنشینند.

در صورت لزوم، کشش رابردم را بر روی فریم تنظیم کنید. سپس، رابردم را در اطراف قدامی‌ترین دندان ثابت کنید. این کار ممکن است با قرار دادن یک وج چوبی در ناحیه اینترپروگزیمال، با کشیدن یک تکه کوچک از رابردم از میان نقطه تماس و یا با بستن با نخ دندان انجام شود. برای بستن نخ (۱۲ تا ۱۸ اینچ)، نخ را در دور طوق دندان قرار دهید و دستیار با یک ابزار کند نخ را به صورت لینگوالی نزدیک لثه نگه دارد. نخ را از باکال محکم دور دندان بکشید و یک گره جراحی زیر برآمدگی سرویکال بزنید. انتهای گره را قطع نکنید، زیرا انتهای بلند نخ به عمل‌کننده یادآوری می‌کند که گره وجود دارد. بعد از تثبیت قسمت قدامی، تمام دندان‌های دیگر که برای آن‌ها سوراخ‌هایی پانچ شده است، می‌توانند ایزوله شوند. یک ابزار دستی کند می‌تواند برای برگرداندن رابردم به شیار لثه اطراف هر دندان ایزوله شده استفاده شود.

### برداشتن رابردم

برای برداشتن رابردم هنگامی که مراحل ترمیمی کامل شدند، ابتدا همه دبری‌ها را بشویید و هرگونه نخ مورد استفاده برای تثبیت رابردم را بریده و خارج کنید. سپس، رابردم را طوری بکشید که سپتاهای بین‌دندانی لاستیک با قیچی بریده شود. سپس کلامپ، فریم و لاستیک به‌عنوان یک واحد با فورسپس رابردم برداشته می‌شوند. لاستیک و دهان را بررسی کرده تا