

مروری بر لاینرها، بیسها و سمانها

دکتر فهیمه سلامت^۱، دکتر وحید علیزاده^{*}، دکتر حمید مظاهری^۲، دکتر پوران صمیمی^۳،
دکتر سید مصطفی موسوی نسب^۳، دکتر مریم خروشی^۳

اهداف آموزشی:

- ۱- آشنایی با تعاریف و انواع بیسها، لاینرها و سمانها
- ۲- مروری بر لزوم کاربرد بیس، لاینر و سمان
- ۳- مروری بر طبقه‌بندی انواع بیس، لاینر و سمان
- ۴- مزایا و معایب انواع مهم مواد بیس، لاینر و سمان
- ۵- مروری اجمالی بر انواع سمان‌های رزینی

* دستیار تخصصی، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
(مؤلف مسؤل)
vahid_d80@yahoo.com

۱: دستیار تخصصی، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

چکیده

مقدمه: قبل از چایگذاری یا سمان نمودن یک رستوریشن در حفره آماده‌سازی شده، دندان‌پزشک باید تصمیم بگیرد که درون حفره باید بیس، سیلر یا لاینر محافظت کننده قرار گیرد. در حالی که این امر در ابتدا ساده به نظر می‌رسد، این تصمیم‌گیری به علت تعداد رو به افزایش محصولات، پیچیده شده است. علاوه بر این، موفقیت بالینی هر رستوریشن غیر مستقیم تا حدود زیادی به ارتباط بین رستوریشن و دندان بستگی دارد. سیستم‌های رزینی چسباننده نیز در این تحولات سهم زیادی دارند که به محبوبیت سرامیک‌های باند شونده و دنچرهای پارسیل ثابت نگهداری شده توسط رزین منجر شده است.

مواد و روش‌ها: این مجموعه با جستجوی علمی در مدلاین در ارتباط با موضوعات زیر جمع آوری شده است: تعریف لاینرها، بیسها و سمانها، کاربردهای بالینی آنها، خصوصیات مکانیکی، سازگاری زیستی، اصول چسبندگی، انواع خاص مواد و استفاده آنها به عنوان لاینر، بیس و سمان. علاوه بر این، در مورد تکنیک سمان نمودن انواع مختلف رستوریشن‌ها و سایر اطلاعات بالینی بحث می‌شود. همچنین مجموعه‌ای از اطلاعات حاصله به صورت جدول تهیه و ارائه شده است.

نتیجه‌گیری: انواع سمانها به طور گسترده‌ای در مقالات مورد پژوهش قرار گرفته‌اند، اما محدوده انتخاب بالینی صحیح بین این مواد همیشه واضح نمی‌باشد. هیچ کدام از آنها جهت تمامی رستوریشن‌های غیر مستقیم مناسب نیستند. بنابراین، کاربرد صحیح آنها نیازمند آگاهی و فهم کامل مزایا و معایب آنها، در نظر گرفتن نوع ماده ترمیمی، کنترل رطوبت و طراحی حفره (گیردار یا غیر گیردار) می‌باشد.
کلید واژه‌ها: بیس، سمان، عاج، مینا، لاینر.

۲: استادیار، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندان پزشکی ترابی‌نژاد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

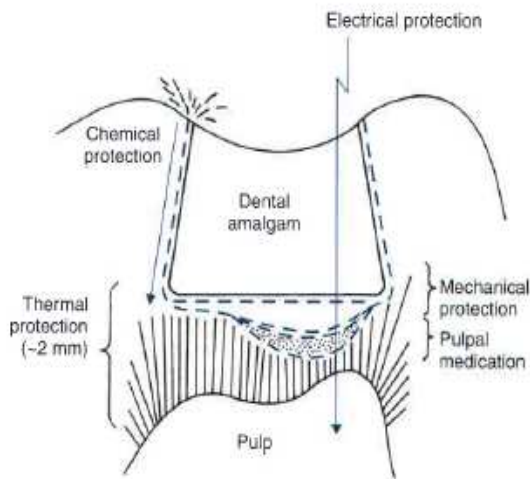
۳: دانشیار، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندان پزشکی ترابی‌نژاد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

این مقاله در تاریخ ۸۹/۱۱/۲۶ به دفتر مجله رسیده. در تاریخ ۹۰/۱/۲۳ اصلاح شده و در تاریخ ۹۰/۲/۷ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان
۱۳۹۰: (۲) ۲۰۰ تا ۲۳۲

مقدمه

هر دندان پزیشک ترمیمی روزانه با این موضوع که چه بیس و لاینری را زیر ترمیم، یا چه سمانی را جهت چسباندن یک ترمیم غیر مستقیم به کار برد، برخورد می‌نماید. هم راستا با آرایه محصولات و تکنیک‌های جدید، اطلاعات دندان‌پزشکان باید در این مورد به روز باشد. هنگامی که نام محصول گمراه‌کننده است، مشکل از این هم پیچیده‌تر می‌شود. نام برخی محصولات، سمان درزگیر (Luting) است، در حالی که جهت استفاده به عنوان سمان طراحی نشده‌اند. برخی دیگر سمان (Cement) نامیده می‌شوند (به خصوص در مورد گلاس آینومرها)، در حالی که در واقع یک نوع ماده ترمیمی هستند نه یک سمان چسباننده [۱]. در تلاش جهت کاهش یا حذف این بالاتکلیفی پیشنهاد شده که استفاده از بیس و لاینرها دوباره ارزیابی شود [۲]. این مقاله، لاینرها، بیسها و سمانها را تعریف نموده، کاربرد بالینی، خصوصیات مکانیکی و سازگاری زیستی آنها، اصول چسبندگی، طبقه بندی، انواع تجاری آنها و سایر اطلاعات بالینی مناسب را مورد بررسی قرار می‌دهد.



شکل ۱. نمای شماتیک حفاظت پالپی در زیر ترمیم‌های فلزی. وارنیش‌ها، لاینرها و بیسها به هدف حفاظت شیمیایی، الکتریکی، حرارتی و مکانیکی و درمان دارویی پالپ در حفره آماده سازی شده استفاده می‌شوند [۳].

سمان عبارت از ماده‌ای است که جهت چسباندن یک رستوریشن غیرمستقیم به دندان آماده سازی شده استفاده می‌گردد و ممکن است بعضی از خواص درمانی بیس و لاینرها را نشان دهد [۱].

منطق کاربرد بیسها، لاینرها و سمانها

برای سالها این تصور وجود داشت که مواد ترمیمی دندانی تا حدودی برای دندانها و به خصوص پالپ مضر می‌باشند. اگر چنین چیزی صادق باشد، این اثرات سمی یا مضر، حساسیت بعد از درمان را به دنبال خواهند داشت. پس دندان‌پزشکان به ماده‌ای جهت حفاظت یا بافر نمودن عاج نیازمندند که بین ترمیم و دندان قرار گرفته، در نتیجه باعث حذف حساسیت پس از درمان شود [۱]. این تئوری در طی سالها اصلاح شده است. امروزه معتقدند که حساسیت پس از درمان اغلب توسط باکتریها و محصولاتشان اتفاق می‌افتد. باکتریها در بزاق حضور داشته، به فضای میکروسکوپی بین ترمیم و سطح دندان وارد می‌شوند. این پدیده تحت عنوان ریزنشست شناخته شده، از طریق فرآیند موئینگی رخ می‌دهد [۴]. بنابراین، ریزنشست را می‌توان به صورت

لاینر، لایه نازکی از یک ماده است که روی سطوح آماده سازی شده دندان قرار داده شده، دندان را از مواد ترمیمی، مایعات داخل دهان و در نهایت محیط خارج محافظت می‌نماید [۱]. قابل ذکر است که لاینرهای با ضخامت کم را می‌توان به دو دسته لاینرهای محلول (با ضخامت ۲-۵ میکرون) و لاینرهای سوسپانسیون (به طور معمول با ضخامت ۲۵-۲۰ میکرون) تقسیم نمود. از لاینرهای ضخیم‌تر، تحت عنوان cement liners (با ضخامت ۱۰۰-۲۰۰ میکرون)، به طور معمول جهت حفاظت حرارتی و درمان دارویی پالپ استفاده می‌شود. این مواد به طور معمول به دلیل ضخامت، سختی یا استحکام ناکافی، به تنهایی در حفرات عمیق استفاده نمی‌شوند [۳].

بیس، ماده‌ای است ضخیم‌تر از لاینر که جهت جایگزینی عاج از دست رفته استفاده می‌شود. این ماده باید بلافاصله بعد از جایگذاری و سخت شدن اولیه قادر به تحمل نیروهای ناشی از فشردن ماده ترمیمی باشد. این مواد در زیر رستوریشن‌های دائم استفاده شده، باعث التیام پالپ آسیب دیده می‌گردند. همچنین پالپ را در برابر شوک‌های گالوانیک، حرارتی و ترومای مکانیکی محافظت نموده، می‌توان قبل از جایگذاری ترمیم نهایی

مجاور ساخته شده از فلزات متفاوت (به صورت معمول طلا با نقره آمالگام) ایجاد شده، به عنوان شوک گالوانیک شناخته می‌شود [۱]. خشک نمودن بیش از حد دندان آماده سازی شده هم به عنوان یک علت احتمالی حساسیت پس از کار پیشنهاد می‌گردد. هدایت حرارتی ماده رستوریتیو نیز به عنوان علتی دیگر مطرح است. رستوریشن‌های فلزی (طلا و آمالگام نقره)، گرما و سرما را بیشتر از رستوریشن‌های غیر فلزی عبور می‌دهند. از علل دیگر می‌توان به وجود فاصله بین حفره تراش خورده و سطح داخلی رستوریشن اشاره نمود. بدین صورت، با عمل جویدن روی چنین ترمیمی در اثر عامل *pumping* مایع موجود در این فضا از داخل توبول‌ها به سمت پالپ فشار وارد کرده، باعث احساس درد می‌شود. بنابراین، جایگذاری یک ماده بین دندان و ترمیم ممکن است از این رخداد جلوگیری نماید [۱]. البته فلسفه کاربرد بیس و لاینر نیازمند فهم کامل اصولی در مورد نفوذ پذیری عاج و عوامل موثر بر آن و راهکارهای کاهش آن در جریان تراش و سپس گذاشتن بیس و لاینر است.

جلوگیری از ریزش

با استفاده از تکنیک ترمیمی مناسب می‌توان از ایجاد ریزش جلوگیری نمود. به تازگی گزارش شده است که استفاده از مواد تمیز کننده، باکتری‌های باقیمانده در حفره تراش خورده را کاهش داده یا حذف می‌نماید [۱]. استفاده از مواد شیمیایی مثل کلرهگزیدین گلوکونات ۴ درصد، *Global Tublicid Red* (Dental p. و سدیم هیپوکلریت جهت از بین بردن باکتری‌ها و حذف دبری‌ها از سطوح عاجی پیشنهاد شده است [۱۰]. کلرهگزیدین، نوعی متوقف کننده پروتئاز است که باعث دوام بیشتر باند بین رزین - عاج می‌شود. نشان داده شده است که این ماده فعالیت آنزیم‌های متالوپروتئیناز را مهار می‌نماید. Carrilho و همکاران [۱۱]، دندان‌های آماده سازی شده با کلرهگزیدین و آماده سازی نشده را به منظور زوال باند رزین - عاج مقایسه نمودند. بعد از ۱۴ ماه، استحکام باند دندان‌های آماده سازی نشده در دهان به طور مشخصی کاهش نشان داد.

جداسازی محیط عمل نیز ضروری است. بهترین راه، استفاده از رابردمی است که به طور صحیح جایگذاری شده است. به علاوه، لبه‌ها به بهترین نحو ممکن باید سیل شده، تا جایی که

جریان مایعات دهانی و باکتری‌ها به فضاهای میکروسکوپی بین سطوح آماده سازی شده دندان و ماده ترمیمی، تعریف نمود [۵]. از علل ریزش می‌توان به تفاوت در انبساط حرارتی ماده ترمیمی و دندان، انقباض ناشی از سخت شدن، گاه اثرات اختتام و پرداخت ترمیم، موقعیت منشورهای مینایی، روش‌های کاربردی و شکل حفره اشاره نمود [۱].

Murray و همکاران [۶] بیان داشتند که شایع‌ترین مشکلات بالقوه جدی پس از درمان، شامل حساسیت پس از درمان، تغییر رنگ لبه‌ای، پوسیدگی‌های ثانویه، التهاب پالپ، نکروز پالپ، بیماری پرپودنتال و در نهایت نیاز به درمان ریشه، ممکن است از ریزش باکتریایی سرچشمه بگیرند. البته، آلودگی باکتریایی تنها تئوری پیشنهاد شده جهت توضیح حساسیت پس از کار نیست. Brannstrom [۷] معتقد است که حساسیت پس از کار به دلیل حرکت مایع در فاصله بین دندان و ترمیم رخ می‌دهد. این حرکت مایع باعث تغییراتی در فشار اسمزی زیر ترمیم شده، تحت عنوان تئوری هیدرودینامیک شناخته می‌شود. بر اساس این تئوری، حفره پالپ تحت فشار است و این فشار باعث حرکت مایع عاجی به سمت خارج می‌شود. به طور معمول، مینا انتهای توبول‌های عاجی را سیل می‌نماید. هرگونه باز شدگی در مینا به وسیله پوسیدگی، تروما (شکستگی) یا طی اعمال دندان‌پزشکی، باعث فرار مایع از توبول‌ها شده، باکتری‌ها و مواد شیمیایی و سایر سوبستراها در طول توبول (حتی در برابر حرکت رو به خارج مایع) به سمت پالپ اجازه انتشار می‌یابند. این حرکت مایع باعث تحریک فیبرهای عصبی شده، باعث ایجاد حساسیت می‌شود. Camps و همکاران [۸] در پژوهشی نشان دادند که حضور باکتری‌ها در دیواره‌های حفره، عامل اصلی تأثیر گذار بر واکنش پالپ در زیر ماده ترمیمی است. چنانچه باکتری‌ها حضور داشته باشند، نوع ماده ترمیمی مهم نیست. Yoshiyama و همکاران [۹] دریافتند که سیل کامل توبول‌های عاجی، سبب حساس نشدن عاج می‌شود و ممکن است حساسیت پس از کار را حذف نماید. لاینرها، بیس‌ها و سمان‌ها اگر هم ریزش و مشکلات همراه آن را حذف نمایند، حداقل آن را کاهش می‌دهند [۱].

از علل دیگر حساسیت پس از کار، تماس فلزات غیر مشابه است. در دندان‌پزشکی این حساسیت توسط رستوریشن‌های

امکان دارد صاف باشند. تمیز نمودن یک ترمیم با سطح یا لبه ناصاف و خشن برای بیمار دشوارتر بوده، تجمع پلاک و دمنیرالیزاسیون دندان و در نهایت پوسیدگی‌های راجعه را موجب می‌گردد [۱].

خصوصیات فیزیکی

خصوصیات فیزیکی، تعیین کننده چگونگی پاسخ مواد به تغییرات محیط می‌باشند. در اینجا یک بررسی مختصر در مورد خصوصیات و تعریف‌های اصطلاحات فیزیکی لازم است. این اطلاعات دندان‌پزشک را قادر می‌سازد هنگام انتخاب مواد، تصمیمی آگاهانه اتخاذ نماید.

۱- استرس (Stress): زمانی که نیرو به ماده وارد می‌شود، مقاومتی مساوی و خلاف جهت نیروی اولیه در ماده شکل می‌گیرد که استرس نامیده شده، سه نوع دارد:

۱- کشش (Tension): کشش زمانی اتفاق می‌افتد که ماده تحت تأثیر دو نیرو قرار می‌گیرد که در یک راستا هستند ولی از هم دور می‌شوند. این نیرو تحت عنوان نیروی کششی شناخته شده، تمایل به طولی نمودن جسم دارد [۴].

۲- فشار (Compression): فشار زمانی اتفاق می‌افتد که دو نیرو در یک راستا به سمت هم وارد می‌شوند. این نیرو تحت عنوان نیروی فشاری شناخته شده، به فشرده نمودن یا کوتاه شدن جسم منجر می‌شود [۴].

۳- برش (Shear): استرس برشی زمانی که دو نیرو موازی هم باشند ایجاد شده، باعث پیچش یا لغزش جسم روی جسم دیگر می‌گردد [۴].

۴- ضریب کشسانی (Modulus of elasticity): این ضریب، میزان کشسان بودن یا سفتی (Stiffness) ماده را اندازه‌گیری نموده، توانایی مقاومت ماده را در برابر خم شدن یا تغییر شکل دادن نشان می‌دهد. یک ماده سفت (Stiff)، الاستیسیته زیاد و مواد انعطاف پذیر، الاستیسیته کمی دارند [۱۲].

۵- سختی (Hardness): سختی یک ماده، مقاومت دایمی آن در برابر نفوذ یا خراش سطحی می‌باشد [۱۳].

۶- سایش (Wear): سایش، به از دست رفتن ماده در نتیجه تماس دو ماده یا بیشتر اطلاق می‌شود [۴]. سایش شامل لاینرها و بیسها نمی‌شود و در مورد سمانها، تنها اگر لبه سمان

رستوریشن در تماس اکلوزالی باشد صدق می‌کند [۱].
۷- قوام (Viscosity): مقاومت مایع به جریان یافتن را قوام گویند [۱۲]. مواد دارای قوام زیاد به آرامی جریان می‌یابند. مواد دندان‌پزشکی بسته به نوع کاربردشان ممکن است قوام متفاوتی داشته باشند. یک مخلوط رقیق‌تر (با قوام کم) جهت استفاده به عنوان لاینر یا سمان مناسب‌تر است [۱].

۸- ضریب انبساط حرارتی (Coefficient of thermal expansion): ضریب انبساط حرارتی، تغییر در طول اولیه هر واحد ماده با افزایش حرارت می‌باشد. این خصوصیت، زمانی که دو ماده مختلف به هم متصل شده یا باند می‌شوند، اهمیت دارد [۴].

۹- جذب آب (Water sorption): نفوذ آب به داخل ساختار یک ماده را جذب آب گویند. جذب آب به وسیله پلیمرها ممکن است اثرات ناشی از انقباض سخت شدن یا حین ساخت را جبران نماید، اما در عین حال احتمال دارد اثرات مضرى چون تغییر رنگ را به همراه داشته باشد [۱۳].

۱۰- زمان سخت شدن (Setting time): مدت زمانی را که از شروع مخلوط نمودن تا حصول سختی و قوام مطلوب مخلوط سپری می‌شود، زمان سخت شدن گویند [۵]. زمان سخت شدن به کامل شدن واکنش دلالت نمی‌کند چون ممکن است که فراتر از این زمان ادامه یابد [۴].

۱۱- سازگاری زیستی (Biocompatibility): طبق تعریف، سازگاری زیستی به توانایی ماده جهت برانگیختن یک پاسخ بیولوژیک مناسب حین تماس با بدن گفته می‌شود [۴]. زمانی که یک ماده خارجی در بدن قرار داده می‌شود، سطح تماسی ایجاد می‌کند که طبق نظر Anusavice این سطح تماس ایستا (Static) نمی‌باشد، بلکه پویا (Dynamic) است. این تداخلات تعیین می‌کند که چگونه بدن در برابر جسم خارجی واکنش نشان داده، همچنین ماده چگونه در برابر زوال مقاومت می‌نماید. پاسخ‌های بدن نسبت به جسم خارجی ممکن است به صورت واکنش‌های سمی، التهابی، حساسیتی و سرطان‌زا تقسیم بندی شوند [۵]. پالپ دندان نسبت به پوسیدگی، تراش حفره یا در پاسخ به جایگذاری مواد، قابلیت عاج سازی دارد. این عاج جدید تحت عنوان عاج ترمیمی شناخته می‌شود. برخی مواد، این عاج سازی را تحریک نموده، در حالی که برخی از آنها ممکن است برای

مکانیسم پایه‌ای برای تمام سیستم‌های چسبنده ترمیم‌های دندانی، مشابه می‌باشد. اسید، مواد معدنی را از عاج و مینا بر می‌دارد. سپس، منومرهای رزینی در فضاهای ایجاد شده به وسیله دیمیرالیزاسیون نفوذ کرده، پلیمریزه می‌شوند [۱۶]. شکست باندینگ زمانی اتفاق می‌افتد که تشکیل ترک‌ها در طول سطح تماس، به رطوبت اجازه اشغال فضا را می‌دهد. این ترک‌ها با گذشت زمان رشد کرده، ممکن است به شکل گیری فاصله، پوسیدگی‌های راجعه، لبه‌های رنگ گرفته و از دست رفتن ترمیم منجر شوند. دو نوع شکست باند وجود دارد: ۱- در طول سوبسترا یا داخل لایه ادهزیو تحت عنوان شکست Cohesive ۲- بین سوبسترا و ادهزیو تحت عنوان شکست Adhesive [۴].

جهت کاهش احتمال شکست باند و تشکیل سطح تماسی که به طور مطلوب باند شود، تمیز بودن همه سطوح الزامی است. به طوری که عامل چسباننده سطوح سوبسترا را به خوبی پوشانده، به طور نزدیک با آن تطابق یابد و سطح تماس استحکام کافی جهت مقاومت در برابر نیروهای (داخل دهانی) جداکننده اتصال را داشته، عامل چسباننده به خوبی سخت شود [۱].

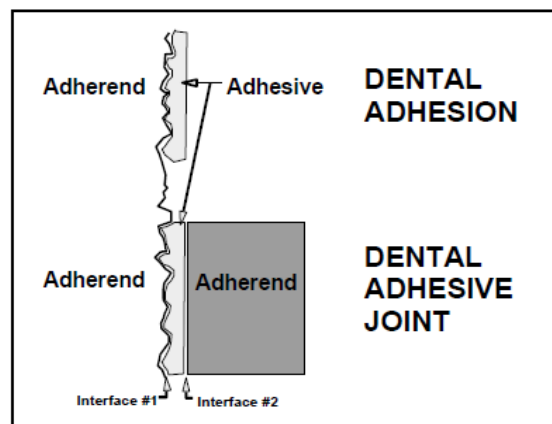
حصول چسبندگی، رویکردی حیاتی برای دندان‌پزشکی بالینی است. چسبندگی قوی‌تر شانس بیشتری جهت ماندن ترمیم در دندان را به ارمغان می‌آورد. علاوه بر این، یک دندان با حداقل ساختار دندانی باقیمانده بعد از تراش، نیازمند استفاده از یک عامل چسباننده قوی جهت نگهداری ترمیم در محل می‌باشد. در نهایت، چسبندگی قوی مواد به دندان، ریزش را کاهش می‌دهد [۱].

فلوراید در مواد دندانی

برخی مواد دندانی محتوی فلوراید بوده، فلوراید آزاد می‌کنند. گلاس آینومرها ممکن است تا غلظت‌های حدود ۵ppm حاوی فلوراید باشند. خصوصیات ضد پوسیدگی فلوراید به خوبی ثابت شده است [۵]. با جذب فلوراید توسط مینا، فلوروآپاتیت تشکیل شده، حلالیت آپاتیت کاهش یافته، مینا نسبت به دیمیرالیزاسیون مقاوم‌تر می‌گردد. مزیت دیگر فلوراید، کاهش انرژی سطحی (surface energy) مینا است که چسبندگی پلاک به سطوح دندانی را کند می‌کند. این ماده همچنین با تشکیل هیدروژن

پالپ مضر باشند. چنانچه پاسخ پالپ تا حد التهاب قابل برگشت باشد، از نظر بالینی قابل قبول است. اثر سیستم‌های ترمیمی چسبنده روی پالپ انسان و پاسخ کمپلکس عاج-پالپ (سازگاری زیستی)، به ضخامت عاج باقیمانده بستگی دارد [۱۴]. پیش از این نگرانی‌هایی در مورد ضرر بیس فنل A (BPA) که در ترکیب رزینی کامپوزیت‌ها استفاده می‌شود وجود داشت. اگر چه بررسی‌های آزمایشگاهی نشان داده‌اند که BPA اثراتی مشابه استروژن دارد، هیچ کدام از این اثرات در انسان مشاهده نشده‌اند [۱۵، ۵]. ممکن است در نتیجه عمل آنزیم‌های بزاق روی سیلانت‌ها و کامپوزیت‌ها، سطوح کمی از اکسپوزر به BPA وجود داشته باشد. ADA به تازگی هیچ گونه نگرانی را در باب اکسپوزر به BPA ابراز نکرده است [۱۵].

- چسبندگی (Adhesion): گیر هر رستوریشن دندانی از طریق مکانیسم‌هایی چون بی نظمی‌های سطحی در دندان آماده سازی شده و یا ترمیم، فرورفتگی‌ها در تراش حفرات، طول تراش و یا اثر عوامل لوتینگ تامین می‌شود. از آنجا که گیر تعدادی از لاینرها، بیس‌ها و سمان‌ها از طریق مکانیسم چسبندگی است، مرور اصول چسبندگی لازم به نظر می‌رسد. چسبندگی، نیروی تمایل بین مولکول‌ها و اتم‌های دو سطح مختلف است، به نحوی که آن‌ها را در تماس با یکدیگر نگه دارد. زمانی که مولکول‌ها از نوع مشابهی هستند، این اتصال تحت عنوان Cohesion در نظر گرفته می‌شود. عواملی که جهت شکل گیری لایه ادهزیو استفاده می‌شوند تحت عنوان عوامل چسبنده (bonding agent) شناخته می‌شوند که دو سوبسترا (Adherend) را به هم می‌چسبانند [۱۲] (شکل ۲).



شکل ۲. نمای شماتیک از عامل چسباننده و سطوح چسبنده [۳]

دندانی محافظت می‌نماید. این یونها مسوؤل تیره شدن رنگ دندان دارای ترمیم آمالگام می‌باشند[۴]. با این وجود، حتی در مواردی که چندین لایه وارنیش به کار رود هم، منافذی وجود خواهد داشت که باکتری‌ها ممکن است از طریق آن‌ها به نواحی عمیق‌تر عاج نفوذ پیدا کنند. بنابراین، وارنیش‌ها به اندازه لاینرهای دیگر موثر نیستند[۲۰]. با این وجود، نشان داده شده است که تأثیر وارنیش‌ها حداقل در کوتاه مدت با لاینرهای چسبنده قابل مقایسه است[۲۱].

این مواد به دلیل داشتن ضخامت اندک، استحکام مکانیکی ندارند. این مساله، کاربرد آن‌ها را به منظور عایق حرارتی- مکانیکی متنی می‌نماید. از آنجایی که وارنیش‌ها تبخیر می‌شوند، باید جهت کاهش تبخیر حلال، در بطری حاوی محلول را تا هنگام استفاده بسته نگاه داشت. البته اگر محلول وارنیش بیش از حد ویسکوز شود، سازندگان رقیق کننده‌ای را ارائه کرده‌اند که می‌توان قبل از کاربرد بالینی به آن افزود[۲۲].

گاهی ممکن است نام محصول گیج کننده باشد. برخی محصولات به عنوان سیل کننده توبول‌های عاجی استفاده می‌شوند، به عنوان مثال Copalite (Cooley & Cooley) یا Copaliner (Bosworth). در حالی که بعضی دیگر جهت سیل نمودن رستوریشن‌های گلاس آینومر کاربرد دارند، مثل Fuji varnish (GC, America). محصول تجاری آخر ترکیب جداگانه‌ای است و ماده وارنیش رایج نمی‌باشد[۲۲].

هیدروکسید کلسیم

از آنجایی که هیدروکسید کلسیم در فرم سوسپانسیون حاوی یک حلال و یک عامل قوام دهنده است، به عنوان لاینر در نظر گرفته می‌شود. همچون وارنیش، حلال آن تبخیر شده، یک لایه از هیدروکسید کلسیم (به عنوان لاینر) در سطح باقی می‌ماند[۲۲].

هیدروکسید کلسیم در فرم خمیری دارای دو جزء بیس و کاتالیست است. قسمت بیس محتوی تنگستات کلسیم، کلسیم فسفات تری بازیک و اکسید روی در گلایکول سالیسیلات می‌باشد و کاتالیست از هیدروکسید کلسیم، اکسید روی و استرات‌های روی در اتیلن تولوئن سولفونامید تشکیل شده است. تنگستات کلسیم یا در برخی موارد سولفات باریوم، فیلرهایی جهت فراهم کردن رادیو اپسیت هاستند[۴]. ممکن است

فلوراید (HF) از متابولیسم باکتریایی ممانعت به عمل می‌آورد. HF بعد از ورود به داخل سلول و برخورد آن با محیط بازی داخل سلولی بلافاصله به یون‌های H⁺ و F⁻ تبدیل شده، یون فلوراید آزاد شده مانع فعالیت آنزیمی و سپس کندتر شدن سرعت تولید اسید می‌گردد و به این ترتیب در متابولیسم باکتریایی دخالت نموده، چسبندگی باکتری را به هیدروکسی آپاتیت کاهش می‌دهد[۱۷، ۵].

لازم به ذکر است که این ماده به طور نامحدود از ترمیم آزاد نمی‌شود، اما ممکن است از طریق خمیر دندان، ژل‌های موضعی و دهان‌شویه‌ها جایگزین گردد. ژل‌ها مؤثرترین مواد جهت دریافت فلوراید می‌باشند[۱۸-۱۹]. بر سر غلظت ایده آل فلورایدی که آزاد می‌شود، توافقی وجود ندارد. به علاوه اینکه چه میزان فلوراید جهت ممانعت از تشکیل پوسیدگی لازم می‌باشد، شناخته نشده است[۱].

طبقه‌بندی

وارنیش

اگرچه بسیاری وارنیش راتحت عنوان لاینر گروه بندی نمی‌کنند، طبق تعریف، وارنیش یک لاینر است[۱]. وارنیش‌ها توبول‌های عاجی را سیل می‌نمایند و نمی‌توان از آن‌ها زیر ترمیم‌های کامپوزیتی استفاده نمود. وارنیش مخلوطی است از یک یا تعداد بیشتری رزین (شامل صمغ‌های طبیعی، رزین‌های سنتتیک یا rosin) و یک حلال (استن، کلروفرم یا اتر). بعد از کاربرد وارنیش، حلال تبخیر می‌شود و رسوبی جهت سیل نمودن توبول‌ها باقی می‌ماند[۵].

وارنیش جهت ایجاد سد در مقابل محرک‌ها و کاهش نفوذ مایعات دهانی از سطح تماس دندان- ترمیم به داخل عاج زیرین استفاده می‌شود. با کاربرد آن زیر یک ترمیم آمالگام، اهداف متعددی تأمین می‌گردد. اول آنکه، آمالگام تازه در محل قرار داده شده، همزمان با سخت شدن منقبض می‌شود. پس از مدتی آمالگام دچار کروژن شده، محصولات کروژن فضای ایجاد شده بین دندان و ترمیم را سیل می‌نمایند. تا زمانی که این اتفاق بیفتد، عاج باید جهت حفاظت دندان در مقابل ریزش سیل شود که وارنیش بدین منظور به کار می‌رود. علاوه بر این، وارنیش دندان را از نفوذ اجزای آمالگام (یون‌های فلزی) به داخل ساختار

این ماده استحکام به نسبت خوبی دارد و به راحتی از داخل کراون‌های موقت رزینی و کراون‌های موقت تمیز می‌شود. انواع سخت شونده با نور به دلیل اینکه نور سخت کننده به زیر رستوریشن نفوذ نمی‌کند، به عنوان سمان استفاده نمی‌شوند [۲۲]. گاهی می‌توان از هیدروکسید کلسیم به عنوان سمان موقت استفاده نمود. در چنین حالتی به علت حلالیت زیاد این ماده در تماس با بزاق، سیل بودن مارژین‌های رستوریشن موقت ضروری است. هیدروکسید کلسیم به عاج باند نمی‌شود و در نتیجه به آسانی از داخل حفره تمیز می‌گردد [۱۳]. (Kerr) Life Dycal، (Dentsply Caulk) مثال‌هایی از این محصولات هستند که هر دو به صورت دو خمیری عرضه می‌شوند [۲۲].

زینک اکساید اوژنول

این مواد از اوایل قرن ۱۹ به بازار عرضه شدند و کمترین تحریک کنندگی را بین همه مواد دندان‌دانی دارند. pH آن‌ها به طور تقریبی ۷ بوده، اثر تسکین دهندگی روی پالپ دارند [۴]. از آن جایی که اوژنول در غلظت‌های زیاد ممکن است اثرات سمی داشته باشد، بنابراین نباید در تماس مستقیم با پالپ قرار داده شود [۲۲].

زینک اکساید اوژنول در دستورالعمل شماره ADA 30، شامل ۴ نوع می‌باشد.

نوع ۱: سمان موقت

نوع ۲: سمان دائم

نوع ۳: سمان و پرکردگی‌های موقت

نوع ۴: ترمیم‌های بینایی یا واسطه‌ای (Interim) [۲۲]

اجزای اصلی این ترکیبات، اکسید روی و اوژنول می‌باشند. محصولات زینک اکساید اوژنول در انواع دو خمیری و پودر و مایع موجودند. پودر شامل اکسید روی (۷۰ درصد وزنی) و Rosin که جهت کاهش شکنندگی افزوده شده و مایع آن اوژنول است. اوژنول باکتریوسیدال است و زمانی که با زینک اکساید که به تنهایی اثر ممانعتی ندارد مخلوط شود، مؤثرتر می‌شود [۲۵].

با وجودی که زینک اکساید اوژنول به ساختار دندان‌دانی نمی‌چسبد، سطح تماس دندان-ترمیم را به خوبی سیل می‌کند [۱۲]. در واقع، نسبت کمتر پودر به مایع (P/L) سیل بهتری ایجاد می‌نماید، البته تا حدی که ویسکوزیته مناسب ماده و فلوی آن به مخاطره نیفتد [۲۶]. این سیل از دسترسی

هیدروکسید کلسیم pH بازی تا حد ۱۲ داشته باشد. این pH زیاد روی سلول‌های پالپ و باکتری‌های موجود در عاج و فضای بین ترمیم-دندان، اثرات سمی خفیف تا متوسطی دارد و بنابراین ممکن است این ماده خواص آنتی باکتریال داشته باشد. به علاوه، خصوصیات بازی قسمت کاتالیست، توانایی خنثی سازی محصولات اسیدی باکتریایی را دارا می‌باشد [۲۳].

طبق نظر Ferracane [۱۲]، این ماده در تماس با رطوبت مثلاً مایع عاجی، یون هیدروکسیل آزاد نموده، حتی بعد از سخت شدن در pH زیاد باقی می‌ماند و به دلیل داشتن ماهیت بازی باعث برانگیخته شدن یک پاسخ التهابی در پالپ می‌شود. ابتدا پالپ متحمل نکرده به عمق ۱ میلی‌متر یا بیشتر می‌شود؛ در حالی که بعد از ۵ الی ۸ هفته، تنها پاسخ التهابی اندکی باقی می‌ماند. در چنین زمانی تشکیل پل عاجی آغاز می‌شود [۴]. این ماده ممکن است فاکتورهای رشدی را از ماتریکس عاجی استخراج نماید [۲۳]. به همین دلیل پل عاجی تشکیل می‌شود. ترکیباتی که محتوی رزین هستند ممکن است باعث سریع‌تر شدن این روند گردند [۲۴].

ترکیبات هیدروکسید کلسیم سخت شونده با نور نیز در دسترس هستند. در این ترکیبات رزین اورتان دی متاکریلات به کاتالیست افزوده شده است. این مواد برای پالپ مضر نیستند و خصوصیات آنتی باکتریال مربوط به انواع سخت شونده به طور شیمیایی را نشان نمی‌دهند [۴]. این مواد زمان سخت شدن سریع‌تر و حلالیت کمتری نسبت به انواع سخت شونده به طور شیمیایی دارند [۲۲].

البته هیدروکسید کلسیم به فرم معمولی، استحکام فشاری اولیه اندکی دارد که این استحکام ممکن است در طول ۲۴ ساعت اول (بسته به نوع تجاری آن) افزایش یابد. در عین حال استحکام کششی و ضریب کشسانی آن پایین است [۲۲].

مزایای هیدروکسید کلسیم شامل کاربرد آسان، سخت شدن سریع در لایه‌های نازک و انسداد به نسبت خوب و اثرات مفید روی عاج پوسیده و پالپ اکسپوز می‌باشد. استحکام کم، تغییر شکل پلاستیک و حلالیت زیاد در آب (در انواع سخت شونده به طور شیمیایی)، از معایب آن به شمار می‌آید. اگر چه این ماده به طور معمول به عنوان سمان در نظر گرفته نمی‌شود، ولی ممکن است به عنوان یک سمان کوتاه مدت یا موقت، قابل قبول باشد.

است. بدین منظور، متیل متاکریلات یا آلومینا به پودر و اتوکسی بنزوئیک به مایع افزوده شده است [۴].
 Anusavice [۵] توصیه می‌نماید که از زینک اکساید اوژنول به عنوان سمان موقت ترمیم‌های نهایی استفاده نشود، چرا که باعث بروز مشکلاتی در برداشتن ترمیم شده، ممکن است به یکنواختی ترمیم و دندان آسیب برساند.
 نمونه‌هایی از مواد با بیس زینک اکساید شامل موارد زیر هستند: ZOE Plus (Temrex)، IRM (Dentsply Caulk)، Temp Bond (Kerr)، TempoSIL (Coltene).
 محصولات ZOE به صورت دو خمیری، پودر-مایع و کپسولی عرضه می‌شوند [۲۲].

زینک اکساید غیر اوژنولی

در این مواد قسمت اوژنول زینک اکساید اوژنول با اسید کربوکسیلیک جایگزین شده، تحت عنوان مواد زینک اکساید غیر اوژنولی (NZOE) طبقه بندی می‌شوند. این مواد تنها به عنوان عوامل چسباننده (Luting agent) موقت (نه به عنوان لاینر یا بیس) موجودند و استفاده از آن‌ها زمانی که قرار است از یک سمان رزینی جهت ترمیم نهایی استفاده شود، توصیه می‌شود [۲۲]. علاوه بر این، محصولات NZOE را می‌توان جهت بیماری‌هایی که به اوژنول حساسیت دارند استفاده نمود. سازندگان به تازگی محصولاتی غیر اوژنولی را جهت استفاده به عنوان سمان‌های موقت به بازار عرضه نموده‌اند که محتوی اجزایی چون کلرگزیدین (به منظور اثرات آنتی باکتریال) و نیترات پتاسیم (به منظور کاهش حساسیت پس از درمان) می‌باشد [۲۲].

دندان‌پزشکانی که از کرون‌های فلزی به عنوان کرون موقت استفاده می‌نمایند ممکن است متوجه شده باشند که محصولات NZOE به خوبی سمان‌های محتوی اوژنول نمی‌چسبند. علاوه بر این، محصولات NZOE زمان سخت شدن آرام‌تری نسبت به محصولات زینک اکساید اوژنول دارند. TempBond (Heraus Kulzer)، Pre Vision (TempBond)، Temp Advantage (GC America)، Temp Advantage (Kerr) نمونه‌هایی از این محصولات هستند که به صورت نوع دو خمیری و سرنگ‌های auto-mix عرضه می‌شوند [۲۲].

میکروارگانیسم‌های زیر ترمیم به مواد تغذیه‌ای جلوگیری نموده، بنابراین تولید اسید و احتمال ایجاد پوسیدگی را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، زینک اکساید اوژنول از متابولیسم سلولی باکتری‌ها مانعت به عمل می‌آورد. مجموعه این عوامل باعث کاهش حساسیت پس از کار می‌شود [۲۷].

زینک اکساید اوژنول را می‌توان به صورت مخلوطی غلیظ یا رقیق آماده سازی نمود. این ویژگی باعث می‌شود تا ماده برای انواع کاربردهای بالینی مناسب باشد. زینک اکساید اوژنول به آرامی توسط مایع مرطوب می‌شود، بنابراین اختلاطی طولانی مدت و قوی نیاز است. این محصولات را می‌توان جهت کاهش سرعت واکنش سخت شدن روی یک اسلب شیشه‌ای خنک (زیر نقطه شبنم) مخلوط نمود [۴]. زینک اکساید اوژنول به طور معمول جهت استفاده به عنوان لاینر عرضه نمی‌شود. پودر برخی ترکیبات ممکن است حاوی پلی متیل متاکریلات (PMMA) تا ۲۰ درصد باشد که به ترکیب استحکام بخشیده، در این صورت به عنوان بیس مناسبتر است. استحکام فشاری زینک اکساید اوژنول در حدود ۱۵ دقیقه به نهایت خود می‌رسد. زینک اکساید اوژنول از نظر عایق بودن حرارتی به طور تقریبی مانند عاج است [۴].

سمان‌های زینک اکساید اوژنول به دو منظور سمان موقت و سمان نهایی فرمول بندی می‌شوند. به عنوان سمان‌های موقت، این محصولات (ترکیبات اصلاح نشده) باید استحکام کمی داشته باشند تا بدون آسیب به دندان بتوان آن‌ها را خارج نمود. این مواد ممکن است برای دوره‌ای کوتاه، انسداد لبه‌ای خوبی را فراهم نمایند که در نتیجه ریزش را کاهش می‌دهد [۲۲].

برخی بیماران بعد از آماده سازی دندان دوره‌هایی از درد را تجربه می‌نمایند. استفاده از Potassium nitrate - ZOE ۴ درصد، به عنوان سمان موقت، برای دوره‌ای کوتاه، شیوع و شدت درد را به طور محسوسی کاهش می‌دهد [۲۸].

طبق دستورالعمل ADA، ضخامت لایه‌ای سمان‌های موقت زینک اکساید اوژنول نباید بیشتر از ۴۰ میکرون باشد، در حالی که برای سمان‌های نهایی این مقدار ۲۰ میکرون است. البته در انواع تقویت شده زینک اکساید اوژنول که به منظور سمان نهایی استفاده می‌شوند، استحکام بهتر و مقاومت به سایش بیشتر

زینک فسفات

زینک فسفات (ZOP) بیشتر از هر نوع سمان دیگر در کلینیک استفاده شده است و در بسیاری از پژوهش‌ها به عنوان کنترل به کار می‌رود. پودر آن شامل اکسید روی (۹۰ درصد) و اکسید منیزیم (۱۰ درصد) می‌باشد. تانین فلوراید ممکن است به عنوان منبعی جهت فلوراید (محصولات Shofu) اضافه گردد. مایع آن محتوی اسید فسفریک، آب و فسفات آلومینیوم (که به عنوان یک عامل بافرکننده عمل می‌نماید) می‌باشد. آب بر سرعت واکنش اسید-باز تأثیر می‌گذارد. از دست دادن آب حین واکنش ممکن است زمان سخت شدن را طولانی نماید و افزودن آب زمان سخت شدن را کوتاه می‌کند. تغییر در محتوای آب ممکن است هم استحکام فشاری و هم استحکام کششی را کاهش دهد [۵].

طبق دستورالعمل ADA، زمان سخت شدن سمان‌های با بیس آب (water-based) بین ۸-۲ دقیقه می‌باشد. در مواردی که دندان‌پزشک به زمان کار کردن بیشتری احتیاج دارد، به ۴ طریق زیر می‌توان این زمان را افزایش داد:

۱- کاهش نسبت پودر به مایع که باعث کاهش pH یا افزایش اسیدیته می‌شود.

۲- افزودن پودر به مایع به صورت قسمت‌های کوچک

۳- به تأخیر انداختن اختلاط قسمت آخر پودر که ماتریکس را تخریب می‌نماید. زمانی که قسمت آخر افزوده می‌گردد، ماتریکس نیازمند شکل‌گیری دوباره است.

۴- اختلاط روی یک اسلب شیشه‌ای خنک جهت سرد نمودن واکنش گرمازا که واکنش شیمیایی بین پودر و مایع را آهسته نموده، مؤثرترین روش جهت افزایش زمان کار کردن است. همچنین فرصت افزودن بیشتر پودر را فراهم می‌نماید که خصوصیات فیزیکی را بهبود خواهد بخشید [۵]. زمانی که اختلاط روی اسلب سرد انجام می‌شود، باید از خشک بودن اسلب اطمینان حاصل نمود، زیرا رطوبت مایع را رقیق نموده، زمان سخت شدن را کاهش می‌دهد [۱۲].

زمانی که اختلاط کامل می‌شود، pH مخلوط حدود ۲ است، اما ۲۴ ساعت بعد به ۵ می‌رسد [۲۹، ۲۳، ۱۲]. حفاظت از مایع الزامی است. چنانچه آب تبخیر شود، مایع اسیدی‌تر می‌شود و مخلوط غلیظ می‌گردد که افزایش ضخامت لایه‌ای را به دنبال

داشته، نشستن ترمیم ریختگی را دشوارتر می‌نماید. با احتساب این تبخیر، دندان‌پزشک باید آگاه باشد که طبق دستور العمل ADA، ۲۰ درصد مایع بیشتری نسبت به آن چیزی که برای پودر مورد نیاز است، در بسته بندی وجود دارد [۴].

مزایای زینک فسفات: اختلاط آسان، استحکام به نسبت قوی، داشتن تاریخچه‌ای موفق و طولانی از کاربرد بالینی معایب زینک فسفات: احتمال تحریک پالپی، فقدان عمل آنتی باکتریال (به جز انواع با بیس مس)، شکنندگی، فقدان چسبندگی و حلالیت در مایعات دهانی [۲۲].

حدود ۱۰۰ سال پیش محصولات زینک فسفات با بیس مس (copper) معرفی شدند و این اعتقاد وجود داشت که آنتی باکتریال باشند. Cooley & Cooley یک زینک فسفات با بیس مس را معرفی کرد و پژوهش‌های چاپ نشده‌ای در مرکز دانشگاهی Montana state دال بر خصوصیات Biofilm Engineering و دانشگاه Loma linda در مورد خصوصیات آنتی باکتریال آن وجود دارد. در حالی که زینک فسفات به طور معمول به عنوان لاینر در نظر گرفته نمی‌شود، Cooley & Cooley پیشنهاد می‌کنند سمان زینک فسفات با بیس مس (Doc's Best) را جهت حصول مخلوطی رقیق برای استفاده به عنوان لاینر یا وارنیش مخلوط نمایند [۲۲].

چنانچه ماده با قوامی مشابه پوتی (Putty)، یعنی خشک و غلیظ آماده شود، می‌توان از آن به عنوان یک بیس سخت و قوی استفاده نمود. به دلیل زمان سخت شدن به نسبت کوتاه، ترمیم نهایی را می‌توان در همان جلسه قرار داد. زینک فسفات سدی شیمیایی و حرارتی را فراهم خواهد نمود. به علاوه، در این غلظت مایع آزاد کمتری وجود دارد تا به عنوان محرک عمل نماید [۲۲].

حداکثر ضخامت لایه‌ای برای زینک فسفات به عنوان یک عامل درزگیر (نوع ۱) ۲۵ میکرون می‌باشد. به دلیل این که قوام مخلوط به سرعت افزایش می‌یابد، نشانندن کستینگ باید به سرعت بعد از اختلاط انجام گیرد وگرنه ممکن است نشانندن رستوریشن مشکل شود. همچنین، چنانچه اندازه ذرات کوچکتر باشد، سخت شدن سریع‌تر رخ می‌دهد [۵].

در ابتدا زینک فسفات به دلیل جذب آب کمی منبسط می‌شود و بعد از سخت شدن منقبض خواهد شد. پیشنهاد شده است که بعد از برداشتن اضافات سمان، چنانچه مارژین بالای لثه

پیشگیرانه قبل از قراردادن زینک فسفات، عاج را با وارنیش می‌پوشانند [۲۲].

زمانی که زینک فسفات به عنوان یک سمان ارتودنسی استفاده می‌شود ممکن است در نتیجه از دست رفتن سمان بین بند و دندان، دکلسیفیکاسیون‌های بزرگ روی مینا مشاهده شود. بنابراین سطح تماس آن‌ها محیطی مناسب برای باکتری‌ها فراهم می‌آورد [۴]. از نمونه‌های تجاری این مواد می‌توان به Doc's Best Copper Cement و (Mizzy) Fleck's (Cooley & Cooley) اشاره نمود. زینک فسفات تنها به صورت سیستم‌های پودر و مایع موجود است [۲۲].

زینک پلی کربوکسیلات

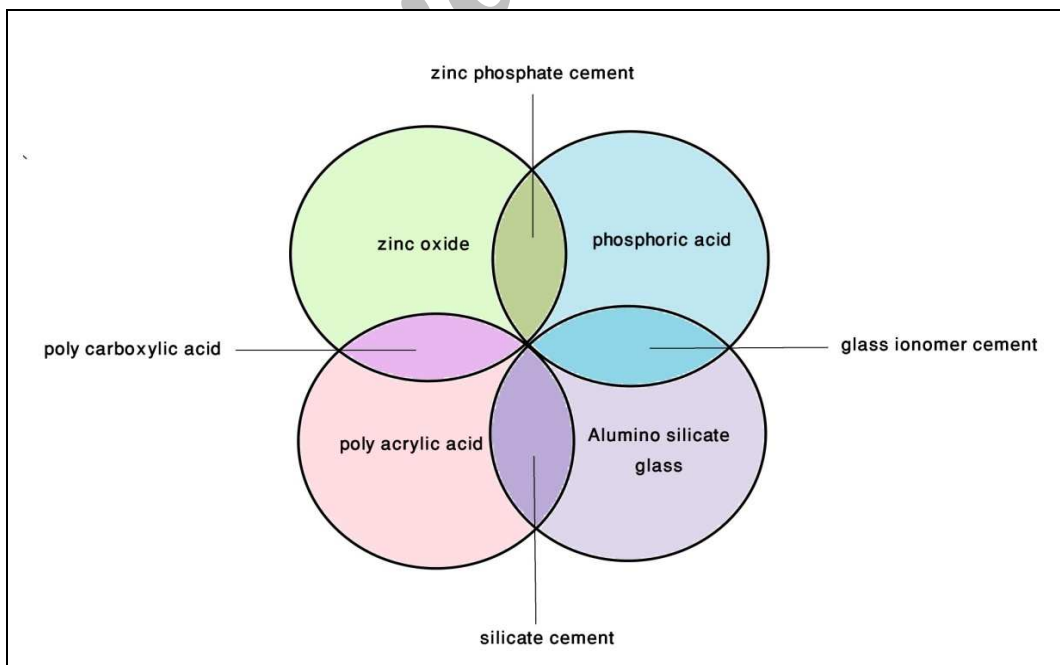
زینک پلی کربوکسیلات (ZPC) در دهه ۱۹۶۰ ابداع گردید تا هم استحکام زینک فسفات و هم سازگاری زیستی زینک اکساید اوژنول را همزمان داشته باشد. پودر محتوی اکسید روی و اکسید منیزیم است. مایع محتوی ۴۰-۳۵ درصد محلول آبی اسید پلی آکرلیک است که این محصولات را از زینک فسفات متمایز می‌نماید [۲۲]. (شکل ۳)

باشد، یک لایه وارنیش روی مارژین به کار رود. این کار اجازه می‌دهد تا سخت شدن سمان کامل شده، نسبت به حل شدن در محیط دهان مقاومتر گردد [۵].

زینک فسفات از طریق تداخلات شیمیایی به ساختار دندانی نمی‌چسبد، اما به جای آن گیر مکانیکی در سطح تماس وجود دارد. زمانی که از این ماده به عنوان عامل چسباننده استفاده می‌شود، تراشی با تقارب کمتر و سطح تماس بیشتر جهت موفقیت، حیاتی است [۳۰].

طبق دستور العمل ADA زمانی که زینک فسفات به عنوان سمان استفاده می‌شود، اندازه ذرات باید کمتر از ۲۵ میکرون باشد تا اجازه دهد ماده به طور مناسب جریان یافته، بی‌نظمی‌های سطح تراش را به خوبی پر نماید [۱۳]. نشان داده شده است که زینک فسفات خصوصیات self-etching دارد، لایه اسمیر را برداشته، اجازه تطابق نزدیک با سطح عاج را می‌دهد [۳۱].

مایع زینک فسفات بسیار اسیدی است و زمانی این اعتقاد وجود داشت که باعث حساسیت پس از کار می‌شود، اما امروزه نشان داده شده است که این اعتقاد صحت ندارد [۳۲]. با وجود این واقعیت، بسیاری از دندان‌پزشکان به عنوان یک راه



شکل ۳. نمای شماتیک از ترکیب پودر و مایع سمان‌های دندانی مختلف [۳۳].

ساختار دندانی وجود دارد. مثل زینک فسفات، زینک پلی کربوکسیلات به واسطه خاصیت اسیدی اش سلف اچ بوده، لایه اسمیر را برداشته، اجازه تطابق نزدیک با دندان را می‌دهد. زمانی که با نیترات پتاسیم مخلوط گردد، لاینر، بیس و سمان مؤثری را به وجود می‌آورد. از نظر سازگاری زیستی نشان داده شده است زمانی که عاج باقی‌مانده کمتر از یک میلی‌متر باشد، حیات پالپ را حفظ می‌نماید [۳۴]. دندان‌پزشکان تمایل دارند که زینک پلی کربوکسیلات را رقیق، یعنی با نسبت اندک پودر به مایع و مشابه مخلوط زینک فسفات، آماده نمایند. این حالت باعث کاهش خصوصیات فیزیکی مطلوب ماده می‌شود [۱۳]. زمانی که زینک پلی کربوکسیلات به عنوان سمان استفاده شود، شکست در سطح تماس سمان-فلز رخ می‌دهد؛ در مقایسه با زینک فسفات که در سطح تماس سمان-دندان دچار شکست می‌شود [۵]. به دلیل خاصیت تغییر شکل پلاستیک، برداشت اضافات زینک پلی کربوکسیلات مشکل است. برداشت سمان باید بعد از سخت شدن کامل ماده انجام شود. چنانچه در مرحله رابری این عمل انجام شود، احتمال ایجاد پارگی زیر لبه وجود دارد که باعث ایجاد حباب شده، در نهایت چون تمیز نمودن ناحیه مشکل است، امکان دارد به پوسیدگی‌های راجعه منجر شود [۲۲].

در پژوهشی که کاربرد زینک فسفات و زینک پلی کربوکسیلات در اینله‌های با حفرات عمیق مقایسه شده، مشخص گردید که هیچ کدام از این مواد اثر التهابی قابل توجهی روی پالپ ندارند. التهاب مشاهده شده در دو مورد اینله زینک فسفات در ارتباط با باکتری و سایر دبری‌های باقیمانده در حفره آماده سازی شده بود [۳۲].

زینک پلی کربوکسیلات مزایای متعددی دارد شامل: سازگاری زیستی، چسبندگی به دندان، سهولت کاربرد و استحکام. نیاز به نسبت مناسب پودر و مایع، استحکام کمتر و ویسکوزیتی بیشتر از زینک فسفات، زمان کارکرد کوتاهتر و نیاز به سطح دندانی تمیز جهت چسبندگی مطلوب از معایب این ماده به شمار می‌آیند [۱۳]. Hy - Bond Polycarboxylate (3M ESPE) Durelon (Shofu) Cement (GC America) از محصولات زینک پلی کربوکسیلات هستند، که به صورت پودر-مایع و انواع کپسولی موجودند [۲۲].

برخی از محصولات زینک پلی کربوکسیلات حاوی استانوس فلوراید هستند. Anusavice [۵] بیان می‌دارد که میزان آزاد سازی فلوراید این ماده حدود ۲۰-۱۵ درصد میزانی است که از گلاس آینومرها آزاد می‌گردد. فلوراید به مینای مجاور نفوذ کرده، تا حدی اثرات ضد پوسیدگی ایجاد می‌نماید.

طبق دستورالعمل ADA، این ماده به صورت پودر-مایع عرضه شده، باند شیمیایی (یونی) واقعی با دندان برقرار می‌نماید. این باند از طریق گروه‌های کربوکسیل در نتیجه واکنش اسید پلی آکرلیک (شارژ منفی) با یون‌های کلسیم (شارژ مثبت) روی سطح عاج و مینا برقرار می‌شود [۲۲]. به نظر می‌رسد مخلوط آن به دلیل ماهیت مایع سمان، غلیظتر از زینک فسفات است و بنابراین پسودوپلاستیک است، به این معنی که غلظت صحیح آن زمانی است که ماده غلیظ و ویسکوز است، اما تحت اثر وزنش جریان می‌یابد. زمان کارکرد نصف زمان زینک فسفات است و ماده به سفتی (Stiffness) زینک فسفات نمی‌باشد. نیازی نیست مایع در یخچال نگهداری شود (چون به فرم ژل تبدیل می‌شود). چنانچه مایع در یخچال بود دندان‌پزشک باید قبل از استفاده آن را گرم نماید [۲۲].

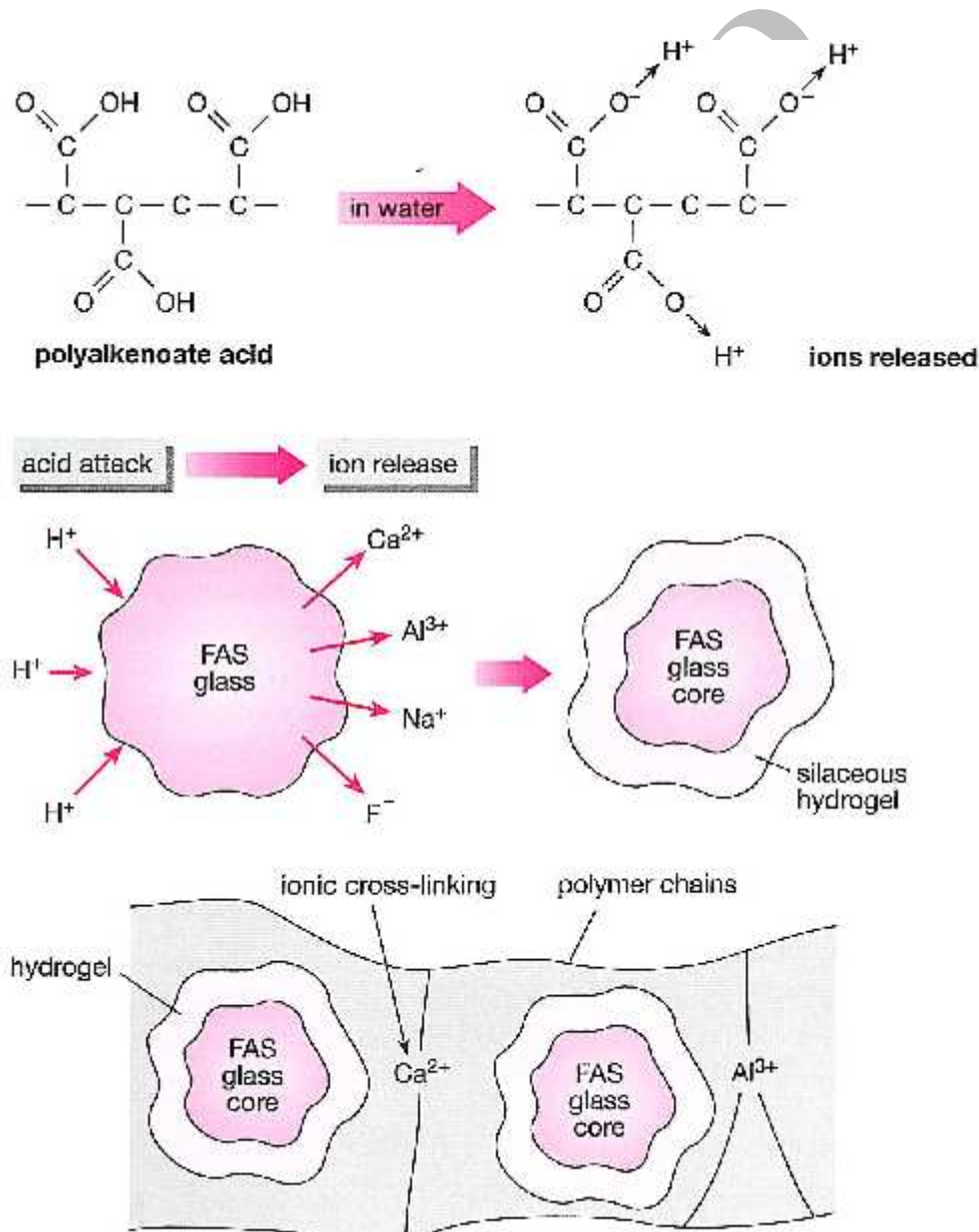
با وجود اینکه pH زینک پلی کربوکسیلات حدود ۱/۷ است، برخی آن را از لحاظ زیستی سازگارترین سمان می‌دانند. اسیدیته زینک پلی کربوکسیلات نسبت به زینک فسفات بیشتر است، اما به دلیل اینکه مولکول‌های پلی آکرلیک بزرگ هستند و نمی‌توانند به درون عاج انتشار یابند، pH به سرعت تا حد خنثی افزایش یافته، در آخر، حرکت مایع عاجی در پاسخ به این ماده اندک است [۱۳]. واکنش‌های هیستولوژیک بافت پالپ به زینک پلی کربوکسیلات مشابه زینک اکساید اوژنول بوده، زینک پلی کربوکسیلات تشکیل عاج ترمیمی (reparative) را تحریک می‌نماید [۴].

همانند زینک فسفات، مایع زینک پلی کربوکسیلات در نتیجه تبخیر به سرعت آب از دست داده، ویسکوزیتی آن افزایش می‌یابد. برخلاف زینک فسفات، در این ماده حداقل ۵۰ درصد پودر به مایع اضافه می‌شود. مخلوط باید قبل از اینکه نمای براق خود را از دست بدهد به کار رود. نمای براق نشان دهنده آن است که گروه‌های اسید کربوکسیلیک آزاد کافی جهت باند با

گلاس آینومر

گلاس آینومرها متشکل از ۲ جزء هستند: گلاس فلورو آلومینو سیلیکات کلسیم قابل حل در اسید و محلول آبی اسید پلی آکرلیک (با ویسکوزیته زیاد). ممکن است اسید ایتاکنونیک، اسید مالئیک یا اسید تری کربوکسیلیک به منظور کاهش ویسکوزیته و اسیدتارتاریک جهت بهبود خصوصیات کاربری، افزایش زمان کارکردن و کاهش زمان سخت شدن اضافه

شوند[۵]. بعضی سازندگان جهت فراهم نمودن رادیوپاستیتی از اکسید روی یا باریوم گلاس استفاده می نمایند[۳۵]. اصل اساسی در مورد گلاس آینومر، واکنش بین پودر سیلیکا گلاس و مایع اسید پلی آکرلیک می باشد. ذرات گلاس، طی یک واکنش اسید-باز به وسیله اسید حل شده، باعث آزاد سازی یونهای Ca ، Al ، Na و F به داخل محیط آبی می شود. آب به عنوان محیط واکنش عمل کرده، میزان مناسب آن باعث ایجاد مخلوطی قوی تر می شود[۵]. (شکل ۴)



شکل ۴. واکنش سخت شدن گلاس آینومرهای معمولی[۳۶].

فاکتور مهم دیگر، ضریب انبساط حرارتی (Coefficient of thermal expansion, CTE) گلاس آینومر است. گلاس آینومر شبیه ساختار دندان، به خصوص عاج، می‌باشد که کاهش احتمال ریزش و حساسیت بعد از درمان را در پی دارد [۳۸]. علاوه بر این، گلاس آینومر طی زمان فلوراید آزاد می‌نماید. سمان‌های گلاس آینومر زمانی که در معرض فلوراید قرار گیرند توانایی جذب آن را دارند. اگر چه مقدار آزاد شده یا جذب شده به طور کامل مشخص نیست، نشان داده شده که آزاد سازی فلوراید در روزهای اول در مقادیر زیاد و سپس با سرعت کمتری به مدت یک سال یا بیشتر ادامه می‌یابد. در هنگام تازه سازی ذخیره فلوراید (replenishing) باید از فلوراید خنثی استفاده نمود، چون فلوراید اسیدی ممکن است سطح ماده را حل نماید [۴]. چندین روش برای تازه سازی ذخیره فلوراید این ماده وجود دارد: خمیر دندان‌ها، کاربرد موضعی و ژل‌ها. استفاده از ژل فلوراید موثرترین روش محسوب می‌شود [۱۸]. هنگامی که تازه سازی ذخیره فلوراید ماده انجام نشود، محافظت در مقابل پوسیدگی متوقف می‌گردد [۳۹]. فلوراید آزاد شده از گلاس آینومر به تشکیل فلوروهیدروکسی آپاتیت در ساختار دندانی مجاور کمک می‌نماید. این عمل از پوسیدگی‌های ثانویه جلوگیری نکرده، اما ساختار دندانی مجاور را نسبت به دیمینرالیزاسیون مقاوم‌تر خواهد کرد [۴۰]. پژوهش‌ها نشان می‌دهند که تأثیر ضد باکتریال گلاس آینومر از هیدروکسید کلسیم بیشتر است [۳۹].

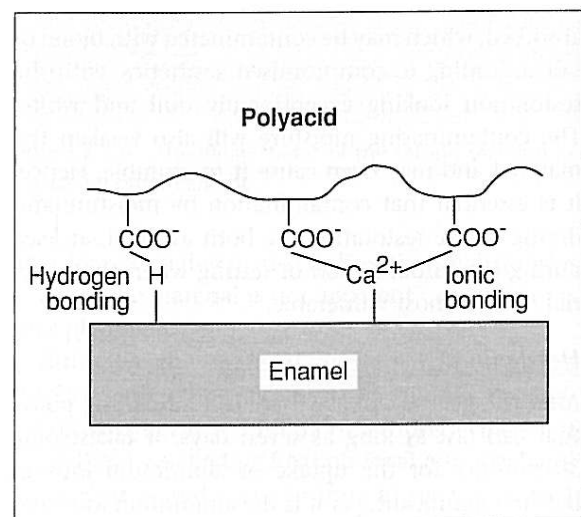
پلاک میکروبی همیشه در دهان وجود دارد، به خصوص در اطراف لبه ترمیم‌ها. پلاک بالای لثه‌ای اسیدی است. Carey و همکاران [۴۱] نشان دادند که فلوراید آزاد شده اولیه از گلاس آینومر در یک محیط اسیدی نسبت به محیط خنثی بیشتر است. براساس نظر Davidovich و همکاران [۴۲]، محصولات گلاس آینومر و زینک اکسید اوژنول باعث مهار رشد باکتری‌ها شده، این اثر برای حداقل یک هفته دوام می‌یابد.

جهت بهبود چسبندگی گلاس آینومر به دندان، سطوح دندانی باید به وسیله اسید پلی آکرلیک تمیز شده، به وسیله آب شسته شوند. به علاوه، سمان مخلوط شده باید به میزان کافی جریان یابد تا امکان تشکیل فاصله را کاهش و اجازه نشست کامل رستوریشن را بدهد. مخلوط باید تا زمانی که هنوز شفاف است استفاده شود. این شفافیت نشان دهنده پلی اسید واکنش نکرده در سطح است

به طور کلی، استحکام فشاری گلاس آینومر قابل قیاس با زینک فسفات بوده، استحکام کششی آن اندکی بیشتر از زینک فسفات است. ضریب کشسانی آن به طور تقریبی نصف زینک فسفات است و این یعنی سفتی (Stiffness) ماده کمتر است [۵].

گلاس آینومرها به صورت پودر-مایع (P/L)، دوخمیری و کپسولی در دسترس هستند. همچنین به صورت خود به خود سخت شونده (شیمیایی) و سخت شونده با نور موجود می‌باشند. نوع پودر-مایع به طور معمول ارزان‌تر است. محصولات دو خمیری از نظر مقادیر صحیح بیس-کاتالیست قابل اعتمادترند. مزایای نوع کپسولی، راحتی کار، نسبت پودر-مایع ثابت و تمیز کردن آسان می‌باشد و همچنین به مخلوط کردن با دست، که باعث کاهش زمان کار کردن می‌شود، نیازی ندارد. سخت شدن محصولات کپسولی با انرژی تولید شده در هنگام اختلاط مکانیکی تسریع می‌شود [۱۲].

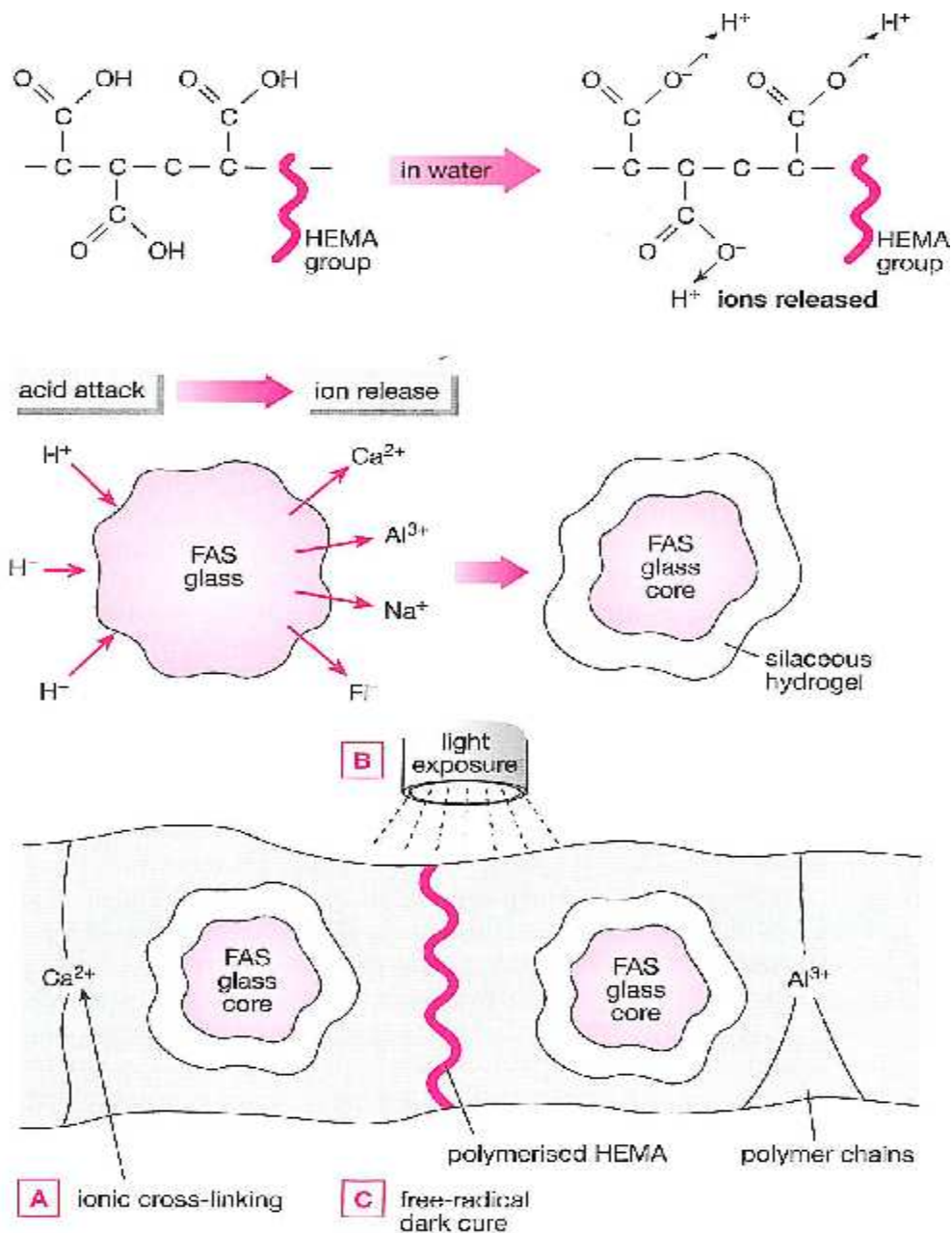
یکی از مزایای گلاس آینومر، توانایی آن برای باند به ساختار دندان است. چسبندگی به علت ایجاد باند هیدروژنی گروه‌های کربوکسیل پلی اسیدها به کلسیم موجود در آپاتیت مینا و عاج می‌باشد. به علاوه، اتصال میکرومکانیکی گلاس آینومر با ساختار دندان ثابت شده است [۳۷] (شکل ۵).



شکل ۵. نمایش باند پلی اسید در گلاس آینومرها با یون‌های کلسیم موجود روی سطح عاج و مینای دندان [۳۳].

به آلودگی با رطوبت دارند[۵]. در این دسته، خصوصیات فیزیکی وابسته به عمق سخت شدن است. واکنش سخت شدن شامل فعال سازی با نور و اتصال اجزای قابل پلیمریزه شدن به یکدیگر یا تشکیل یک ژل می باشد که اجازه سخت شوندگی خود به خود گروه های قابل پلیمریزه شدن را می دهد. ممکن است انواع سخت شونده با نور سریع تر از مواد خود به خود سخت شونده، سخت شوند[۱۲] (شکل ۶).

که برای باند به ساختار دندان حیاتی است. چنانچه سطح ماده کدر باشد، اسید آزاد کافی برای باند وجود ندارد[۳۵]. برخی ترکیبات گلاس آینومر، حاوی مونومری قابل پلیمریزه شدن و یک ماده با قابلیت اتصالات عرضی می باشند. این مواد به عنوان رزین مدیفاید گلاس آینومر (گلاس آینومر تقویت شده با رزین یا هیبرید آینومر) شناخته می شوند و نسبت به گلاس آینومرهای معمولی زمان کارکرد طولانی تر و حساسیت کمتری



شکل ۶. واکنش سخت شدن گلاس آینومرهای تقویت شده با رزین[۳۶]

گلاس آینومر به عنوان لاینر

استفاده از گلاس آینومر، احتمال تشکیل فاصله لبه‌ای را به خصوص در لبه‌های لته‌ای کاهش می‌دهد. تکنیک ساندویچ وقتی اطلاق می‌شود که گلاس آینومر جایگزین عاج و کامپوزیت جایگزین مینا شود. گلاس آینومر رطوبت را از عاج جذب کرده، منبسط خواهد شد. این انبساط حجمی، انقباض ناشی از پلیمریزاسیون کامپوزیت را جبران می‌کند [۴۳]. به علاوه، وقتی این ماده در لبه‌های حفره به کار می‌رود، ریزش ترمیم‌های رزینی کلاس II کاهش یافته، می‌تواند در تماس با محصولات حاوی فلوراید قرار گیرد [۴۴]. استفاده از گلاس آینومر تقویت شده با رزین به عنوان لاینر، نسبت به استفاده از باندینگ عاجی یا باندینگ عاجی همراه با کامپوزیت فلو یا کامپوزیت خود به خود سخت شونده در جلوگیری از ریزش ارجحیت دارد [۴۵]. همچنین گفته می‌شود که باند شیمیایی گلاس آینومر تقویت شده با رزین به عاج اسکروتیک، از باند عوامل باندینگ عاجی به عاج اچ شده قوی‌تر است [۴۶]. طبق نظر Alex [۴۷]، استفاده از گلاس آینومرهای تقویت شده با رزین به عنوان لاینر، ساده‌ترین و قابل پیش بینی‌ترین راه برای کاهش ریزش است.

به دندان بیشتر و نسبت به حل شدن و تجزیه مقاوم‌ترند [۵۰]. اگر چه گلاس آینومر را می‌توان بلافاصله بعد از سخت شدن پرداخت نمود، ترمیم‌ها حساس به رطوبت باقی می‌مانند. پیشنهاد می‌شود که آدهزیو رزینی به منظور کاهش ریزش لبه‌ای به عنوان محافظ سطح به کار رود [۵۱]. گلاس آینومرهای سخت شونده با نور در طی زمان از بزاق و مایع عاجی آب جذب می‌کنند که باعث تورم و کاهش در استحکام و سختی آن‌ها می‌شود. جذب آب تا ۱۸ ماه ادامه یافته، ممکن است انقباض ناشی از پلیمریزاسیون رزین کامپوزیت را جبران نماید. با این وجود وقتی که به عنوان سمان استفاده شوند، این انبساط ممکن است حتی بعد از ۶ ماه، سبب شکستگی رستوریشن‌های تمام چینی شود [۵۲].

Suzuki و Irie [۵۳] نشان دادند که استحکام باند گلاس آینومر به مینا و عاج و استحکام خمشی آن بعد از نگهداری در آب افزایش می‌یابد. بنابراین، انبساط هیگروسکوپیک نه تنها ممکن است باعث افزایش سیل لبه‌ای گلاس آینومر شود، بلکه ممکن است استحکام باند بیشتری را نیز موجب شود.

جدول ۱. انواع تجاری گلاس آینومرها، رزین‌ها و موارد کاربرد

آن‌ها [۳۵]

گلاس آینومرها

Fuji Lining LC (GC America)
Ketac-Bond and KetacCem (3M ESPE)
GlassIonomer Base Cement (Shofu)

لاینرهای رزینی، رزین بدون فیلر/ پرایمر

AdheSE (Ivoclar Vivadent)
Clearfil products (Kuraray America)
iBond (Heraeus Kulzer)
Optibond products (kerr)

لاینرهای رزینی، سیال

Tetric Flow (Ivoclar Vivadent)
Venus (Heraeus Kulzer)
Synergy (Coltene-Whaledent)

بیس رزینی

Encore (Centrix)
Luxacore (Zenith/DMG)

سمان رزینی

TempBond Clear (Kerr)
TempoCem products (Zenith/DMG)
RelyX Unicem (3M ESPE)
G-CEM Resin Adhesive Cement (GC America)
ContactCure (Centrix)

گلاس آینومر به عنوان بیس

گلاس آینومر وقتی روی عاج دکلسیفیه در نزدیکی پالپ قرار داده شود، ممکن است رمینرالیزاسیون را حتی در مناطقی با پوسیدگی فعال تسریع کند [۴۸]. به این دلیل، دندان‌پزشکان می‌توانند از گلاس آینومر به عنوان بیس در مناطقی با پوسیدگی عمیق و قبل از ماده ترمیمی نهایی استفاده نمایند. سیل حفره به این طریق، منجر به مرگ احتمالی باکتری در ضایعه شده، پالپ ممکن است روند ترمیم را آغاز نماید. همچنین گلاس آینومر ممکن است بدون اچ کردن ساختار دندان یا حذف لایه اسمیر باند شود [۴۹].

گلاس آینومر به عنوان سمان

ضخامت لایه‌ای گلاس آینومرهای جدید مساوی یا کمتر از رزینک فسفات است. انواع گلاس آینومرهای تقویت شده با رزین نسبت به گلاس آینومرهای معمول قوی‌تر بوده، چسبندگی‌شان

در یک پژوهش که حلالیت زینک فسفات، زینک پلی کربوکسیلات و گلاس آینومر را با هم مقایسه کرده است، دیسک‌هایی از مواد در فلنج دنجرهای مندیبل قرار داده شد. نتایج زینک فسفات و زینک پلی کربوکسیلات به صورت تقریبی مشابه بود، اما حلالیت آن‌ها به وضوح از گلاس آینومر بیشتر بود [54]. Duke و Stutes [55] بیان کردند که اگر با استفاده از سمان چسباننده بتوان کلونیزاسیون میکروارگانیزم‌های عامل پوسیدگی در مناطق لبه‌ای را برای مدت زمان مشخصی مهار نمود، دوام رستوریشن ممکن است افزایش یابد (جدول ۱).

رزین‌ها

این مواد براساس روش سخت شدن به ۳ دسته تقسیم می‌شوند. دسته اول شامل مواد خود به خود سخت شونده است که به صورت پودر- مایع آلی یا خمیر- خمیر عرضه می‌شوند. این دسته به آهستگی سخت شده، زمان کارکرد بیشتری دارند. آغازگر آن‌ها آمین است. مواد دسته دوم یک جزیی بوده، توسط نور سخت می‌شوند و زمان کارکرد بیشتری دارند اما به نور محیط حساس هستند. مواد دسته سوم محصولات سخت شونده به صورت دوگانه هستند. آن‌ها به سرعت با نور سخت شده، برای به دست آوردن استحکام کافی در طی زمان به سخت شدن شیمیایی ادامه می‌دهند [۱۳].

لاینر رزینی: پرایمر / رزین بدون فیلر

جدیدترین نسل مواد رزینی شامل موادی است که پرایمر عاجی خوانده می‌شوند. از نظر ماهیتی، پرایمر مایعی آب دوست یا هیدروفیل با ویسکوزیته اندک است که باند رزین به دندان را تقویت می‌نماید [۵]. پرایمر در سطح عاج که حاوی مایع عاجی است به کار می‌رود. حلال آن با آب موجود در عاج ترکیب شده، تبخیر گشته، جزء رزینی را باقی می‌گذارد. خصوصیت آب دوستی پرایمر، طبیعت آب گریز یا هیدروفوب رزین را جبران نموده، به این ترتیب رزین به خوبی حفره را می‌پوشاند [۳۵]. نتیجه کاربرد این مواد بر روی دندان آماده سازی شده، تشکیل لایه هیبرید می‌باشد. وجود این لایه یا ناحیه هیبرید، با توبول‌های مسدود، نفوذ پذیری عاج را کاهش می‌دهد. بنابراین، این مواد از نظر ماهیتی نوعی لاینر هستند [۳۵].

واژه حساسیت تکنیکی، با تعداد مراحل موجود در قراردعی یک ماده مرتبط است. ادهزیوهای جدیدتر سیستم‌های ساده شده‌ای هستند، اما نتایج بهتری در مقایسه با مواد باندینگ توتال اچ دو قسمتی قدیمی‌تر ایجاد نکرده‌اند. وقتی سیستم سلف اچ استفاده می‌شود، دندان‌پزشک باید مطمئن شود که سطح دندان از آب، خون یا هر رطوبت دیگر پاکیزه است. اگر هرگونه رطوبتی وجود داشته باشد، پرایمر سلف اچ از حفره شسته شده، توبول‌ها باز می‌ماند و توبول‌های باز ممکن است باعث حساسیت دندانی شوند. گاهی اوقات در مورد میزان خشک کردن حفره قبل از قراردعی پرایمر سردرگمی وجود دارد. هر چه حفره عمیق‌تر باشد، رطوبت بیشتری در عاج موجود است که باعث کاهش استحکام باند می‌شود [۳۵]. Tay و Pashley [۵۶]، خشک کردن زیاد عاج به خصوص در حفرات عمیق را پیشنهاد می‌کنند. مسدود کردن توبول‌های عاجی، از آلودگی به وسیله مایع عاجی جلوگیری کرده، باند را افزایش می‌دهد. Sadek و همکاران [۵۷] پژوهشی را با یک ادهزیو آب گریز ساختنی انجام دادند. آن‌ها دریافتند که کاربرد اگزالات یا پلی گلوتامیک اسید (Poly -acid modified diluted ceramicrete, PADC) در حفره قبل از کاربرد ادهزیو، به کاهش نفوذپذیری عاج، جلوگیری از آلودگی با مایع و افزایش استحکام باند منجر خواهد شد. بنابراین، استفاده از مواد مسدود کننده توبول‌ها، باند رزین‌های آب گریز به عاج را بهتر خواهد کرد. Burgess [۵۸] بیان کرد که وقتی ماده باندینگ سلف اچ تک بطری پلیمریزه می‌شود، آب در لایه هیبرید به دام افتاده، به آهستگی تبخیر می‌شود. حاصل این تبخیر ایجاد حباب است که در توبول‌ها به آهستگی به هم پیوسته، لایه هیبرید نفوذ پذیری را ایجاد می‌کند. مایع از عاج به سمت این لایه نفوذ پذیر حرکت کرده، کانال‌هایی را تشکیل می‌دهد. آب باقی مانده در ماده باندینگ سه کار انجام می‌دهد: ۱- مانع پلیمریزاسیون ماده باندینگ می‌شود. ۲- کانال‌هایی را تشکیل می‌دهد که تخلخل را افزایش می‌دهند. ۳- رزین را نرم می‌کند. این باعث می‌شود که ادهزیو با گذشت زمان ضعیف شده، استحکام باند کاهش یابد. افزایش زمان سخت نمودن باعث می‌شود که ادهزیوها نفوذ پذیری کمتری داشته، با دوام‌تر شوند.

گفته شده که استحکام باند رزین‌ها به عاج اسکروتیک، به علت مسدود بودن توبول‌ها با مواد معدنی که از تشکیل تگ‌های

سازی شده را به همراه دارد. استفاده از این مواد به عنوان لاینر، باتوجه به عمق حفره و در مواقع مناسب اشکالی ندارد، اما قبل از آن باید از پرایمر یا ماده باندینگ استفاده نمود [۳۵].

عده‌ای معتقدند که این مواد به علت داشتن توانایی خمش با دندان، ریزش را کاهش داده، به عنوان لایه جذب کننده استرس عمل می‌نمایند. این قابلیت باعث تطابق بهتر ماده با حفره می‌شود. انقباض حجمی این مواد در طی پلیمریزاسیون ۴-۵ درصد است. با این حال، تشکیل فاصله، ریزش، پوسیدگی‌های ثانویه و التهاب پالپ کاهش می‌یابد [۶۴]. Christensen [۶۵] بیان می‌کند که این مواد نباید به عنوان لاینر استفاده شوند. او برای این منظور مواد آزاد کننده فلوراید را پیشنهاد می‌کند. بعضی رزین‌های سیال حاوی فلورایدند، اما مقدار آزاد سازی بسیار کم است و در طی ۳ هفته اول کاهش می‌یابد [۶۶]. با این وجود، بسیاری از دندان‌پزشکان از رزین‌های سیال به عنوان لاینر استفاده می‌کنند، اما قبل از کاربرد باید به رادیوآپسیتی ماده توجه نمایند. لاینری که رادیوآپک‌تر از عاج نیست ممکن است دندان‌پزشک را در تشخیص رزین رادیولوسنت به عنوان پوسیدگی ثانویه به اشتباه بیندازد [۳۵].

بیس رزینی

رزین‌ها به صورت معمول به عنوان بیس به کار نمی‌روند. اغلب آن‌ها برای مواردی مانند بازسازی تاج (core build up) استفاده می‌شوند. از مزایای آن‌ها به عنوان بیس می‌توان به شکل دهی و اصلاح کانتور آن‌ها بلافاصله پس از قراردادی و عمل نمودن آن‌ها به عنوان عایق حرارتی اشاره نمود. البته قبل از کاربرد آن‌ها باید از پرایمر یا باند استفاده کرد. رنگ بیس، زمانی که این مواد زیر رستوریشن‌های فلزی قرار گیرند، نسبت به مواد کامپوزیتی اهمیتی ندارد. اما چنانچه همان ترمیم نیاز به تعویض داشته باشد، بیس‌های رزینی رنگی به دندان‌پزشک اجازه افتراق بیس را از عاج می‌دهند [۳۵].

سمان رزینی

سمان‌های رزینی، کامپوزیت‌هایی با ذرات فیلر کوچک و میزان فیلر اندک جهت اطمینان از ضخامت لایه‌ای نازک می‌باشند. این سمان‌ها در رنگ‌ها و ترانسولوسنس‌های گوناگون جهت فراهم

رزینی جلوگیری می‌کند، کاهش می‌یابد [۵۹]. به علاوه، عاج اسکروتیک در ناحیه سطحی هایپریمینرالیزه بوده، نسبت به اسید اچینگ مقاوم‌تر است. در نتیجه مانع هیپریدیزاسیون و بنابراین باعث کاهش استحکام باند می‌شود. با این وجود برخی از پژوهشگران [۳۵] عکس این را نشان داده‌اند.

از آن جا که مواد سلف اچ بعد از قرار گرفتن روی دندان تبخیر می‌شوند، پس زمانی که در معرض هوا باشند پایدار نیستند. این محصولات باید در نگهدارنده‌هایشان بین مراحل استفاده سیل شوند و تا قبل از استفاده در یخچال نگهداری شوند [۶۰]. Miyazaki و همکاران [۶۱] تأثیر دما و رطوبت را بر استحکام باند مواد باندینگ عاجی مورد بررسی قرار دادند و دریافتند که استحکام باند به عاج با افزایش رطوبت کاهش یافته، اما به وسیله دما تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد (این دلیل دیگری است برای استفاده از رابردم چون هوای بازدم مرطوب است). با این وجود، Sandfeld و همکاران [۶۲] این نتایج را تأیید نمی‌کنند. آن‌ها دریافتند که برای حصول رزین تگ‌های بهتر و طولی‌تر با سیستم‌های ادهزیو سلف اچ، ماده نباید بلافاصله بعد از خروج از یخچال استفاده شود و باید فرصت رسیدن به دمای اتاق را به ماده داد. دندان‌پزشکان باید به خاطر داشته باشند که پرایمرها ضخامت لایه‌ای (film thickness) بسیار کم و رزین‌های بدون فیلر ضخامت لایه‌ای بیشتری دارند. به علاوه، امکان تجمع رزین بدون فیلر قبل از سخت شدن وجود دارد. این تجمع، هم نشست رستوریشن غیرمستقیم را سخت‌تر نموده، هم به نظر می‌رسد نمای رادیولوستی را روی رادیوگرافی ایجاد می‌کند که ممکن است به اشتباه پوسیدگی ثانویه تشخیص داده شود. همچنین، به طور معمول لایه‌های ضخیم رزین بدون فیلر، به علت تطابق کم، ضریب انبساط حرارتی و انبساط هیگروسکوپیکی زیاد، در مقایسه با کامپوزیت‌ها مطلوب نیستند [۶۳].

لاینر رزینی سیال (Flowable)

نوع دیگری از مواد رزینی که به عنوان لاینر حفره استفاده می‌شود، رزین سیال است. رزین‌های سیال، کامپوزیت‌هایی با محتوای فیلری کاهش یافته هستند که قوام آن‌ها باعث جریان یافتن سریع و پخش یکنواخت شده، انقباض پلیمریزاسیون نسبت به رزین‌های بدون فیلر کاهش یافته، تطابق زیادی با حفره آماده

نمودن مارژین‌های زیبا در دسترس هستند [۳۳].

این سمان‌ها در سه نوع سخت شونده با نور، خود به خود یا به صورت دوگانه موجودند [۳۵]. سمان‌های رزینی اولیه با نورمیری فعال می‌شدند. زمانی که این رزین‌های سخت شونده با نور مریی جهت باند نمودن اینله‌های بزرگ استفاده شوند، ممکن است به علت عدم نفوذ نور به تمام عمق اینله، به طور کامل سخت نشوند. امروزه دندان‌پزشکان تمایل دارند تا از رزین‌های سخت شونده به صورت دوگانه استفاده نمایند که باعث می‌شود رزین‌ها برای سمان نمودن ونیرها و همچنین اینله‌ها مناسب باشند [۳۳]. سمان‌های رزینی به صورت سیستم‌های متفاوتی ارائه می‌شوند: تیوب‌های خود توزیع شونده (auto-dispensed)، تیوب‌های خود مخلوط شونده (auto mix)، کپسول‌ها، سیستم‌های دوخمیری و پودر و مایع [۳۵].

رستوریشن‌هایی که توسط این سمان‌ها نگه داشته می‌شوند به دو دسته کلی قابل تقسیم هستند: ۱- رستوریشن‌های باند شونده، شامل رستوریشن‌های تمام سرامیک و کامپوزیت‌های غیر مستقیم که به طور شیمیایی با سمان‌های رزینی باند می‌شوند. ۲- رستوریشن‌های سمان شونده (Luted restorations) شامل رستوریشن‌های فلزی، فلز-سرامیک و سرامیک‌های با استحکام زیاد که به طور مکانیکی توسط سمان نگه داشته می‌شوند (Luted) و به طور شیمیایی باند نمی‌شوند [۶۷].

سمان‌های رزینی استحکام زیادتری نسبت به گلاس آینومرهای نوری دارند و بر خلاف گلاس آینومرهای نوری منبسط نمی‌شوند. بنابراین امکان شکست رستوریشن سرامیکی به موجب انبساط وجود نخواهد داشت [۳۵]. تا همین اواخر، سمان‌های رزینی بر اساس سیستم ادهزیوی که جهت آماده سازی دندان قبل از سمان نمودن آن استفاده می‌شد، به دو زیر گروه تقسیم می‌شدند. در گروه سمان‌های رزینی کامپوزیتی یا توتال اچ، جهت آماده سازی دندان از سیستم‌های ادهزیو اچ و شستشو (etch-and-rinse) استفاده می‌شود. نمونه‌هایی از این گروه، (Ivoclar) Variolink II، (Variolink و Calibra (Dentsply) و (Kerr) Nexus می‌باشند [۶۸]. مشکل سمان‌های کامپوزیتی نوع Bis-GMA و UDMA این است که این سمان‌ها به خوبی با سطوح فلزی باند نمی‌شوند. در نتیجه، به طور طبیعی روی چسبندگی فیزیکی و میکرو

مکانیکی تکیه می‌کنند. چسبندگی فیزیکی به وسیله حمله هیدرولیتیک آب جذب شده در سطح بین دو ماده از بین می‌رود. سندبلاست کردن آلیاژهای بیس متال با ذرات آلومینای ۵۰ میکرونی، سطح خشنی برای چسبندگی میکرومکانیکی ایجاد می‌نماید. سمان‌های کامپوزیتی با بیس Bis-GMA یا UDMA را نمی‌توان به طور مستقیم روی سطوح آلیاژی Ni-Cr سندبلاست شده استفاده نمود. همچنین باند سطوح فلزی سندبلاست شده به اندازه کافی برای این سمان‌ها کافی نمی‌باشد [۳۳].

به منظور بهبود باند رزین‌های چسبنده به سطوح فلزی، گروه دیگری از سمان‌های رزینی سخت شونده به صورت دوگانه (dual-cure) ابداع شدند. این رزین‌ها جهت فراهم نمودن باند شیمیایی به سطوح فلزی آماده سازی شده، تغییر یافته‌اند. این عوامل رزینی را با عنوان رزین‌های لوتینگ باند شونده به صورت شیمیایی یا سلف اچ می‌شناسند، که آن‌ها را از رزین‌های نوع Bis-GMA ساده متمایز می‌نماید. در این گروه، عاج و مینا توسط پرایمرهای سلف اچ آماده سازی می‌شوند. در چنین سیستم‌هایی، جزء فعال ممکن است منومر کربوکسیلیک META - 4 باشد که نوع تجاری آن C شامل استفاده از منومر متاکریلات فسفریله مثل MDP Panavia 2.1 می‌باشد که این منومر در ساخت سمان Kuraray) استفاده شده است. رزین به علت تمایل زیاد گروه‌های اسید کربوکسیلیک یا اسید فسفریک موجود در رزین با اکسیدهای فلزی روی سطح آلیاژهای بیس متال باند شیمیایی برقرار می‌نماید. به دلیل اینکه این رزین‌ها باند پایداری با سطوح فلزی سند بلاست شده یک آلیاژ Ni-Cr فراهم می‌نمایند، دیگر نیازی به اسپینگ و وسایل لابراتواری خاص یا استفاده از فعال کننده‌های شیمیایی خطرناک نیست. با معرفی این رزین‌ها، امروزه شکل گیری باند چسبنده شیمیایی قوی بین آلیاژهای بیس متال سند بلاست شده و مینای اسید اچ شده وجود دارد. اگرچه این رزین‌ها جهت باندینگ با آلیاژهای بیس متال عالی هستند، به دلیل فقدان یک سطح پوشیده شده از اکسید، تمایل به نسبت اندکی به آلیاژهای فلزی قیمتی مثل طلا و پالادیوم دارند [۳۳] (جدول ۲).

جدول ۲. انواع سمانهای رزینی [۷۰]

روکش\بریج	روکش\بریج	اینله\اتله	ونیر	روکش	رستوریشن	نام تجاری	
IPS E.max ZirCAD	IPS E.max	IPS Empress IPS E.max	IPS Empress IPS E.max	IPS Empress	ماده رستوریتیو		
					نوع سمان	کارخانه	
+	+	+	+	+	Total etch	3M ESPE	Rely X ARC
+	+	+	+	+	Total etch	Bisco	C&B Luting Cement
+	+	+	+	+	Total etch	Bisco	Choice
+	+	+	+	+	Total etch	Bisco	Duo-Link
+	+	+	+	+	Total etch	Dosmedent	Insure/insure Lite
+	+	+	+	+	Total etch	Denmat	Ultradond Plus
+	+	+	+	+	Total etch	Dentsply Caulk	Calibra
+	+	+	+	+	Total etch	Kerr	NX3w/Optibond Solo Plus
+	+	+	+	+	Total etch	Kuraray	Clearfil DC
+	+	+	+	+	Total etch	pentron	Cement-It
+	+	+	+	+	Total etch	pentron	Lute-It
+	+	+	+	+	Total etch	Ivoclar Vivadent	Variolink II
-	*	*	+	*	Total etch-light cure only	Ivoclar Vivadent	Variolink Veneer
-	*	*	+	*	Total etch-light cure only	Bisco	Choice2
-	*	*	+	*	Total etch-light cure only	3M ESPE	Rely X Veneer
+	+	+	-	+	Self etch	Ivoclar Vivadent	Multilink Automix
+	+	+	-	+	Self etch	Kuraray	Panavia F2.0
+	+	+	-	+	Self etch	Kerr	NX3w/Optibond All-in-One
+	+	+	-	+	Self etch	Kuraray	Panavia 21
+	+	+	-	+	Self etch	parkell	C&B Metabond
+	+	-	-	-	Self adhesive	Ivoclar Vivadent	SpeedCEM
+	+	-	-	-	Self adhesive	3M ESPE	Rely X Unicem
+	+	-	-	-	Self adhesive	Bisco	Biscem
+	+	-	-	-	Self adhesive	Dentsply Caulk	SmartCem 2
+	+	-	-	-	Self adhesive	GC	G-Cem
+	+	-	-	-	Self adhesive	Kerr	Maxim Elite
+	+	-	-	-	Self adhesive	pentron	Breeze
+	+	-	-	-	Self adhesive	Kuraray	Clearfil SA
+	+	-	-	-	Resin	3M ESPE	Rely X Luting Plus
+	+	-	-	-	Modified GI Resin	Denmat	Infinity
+	+	-	-	-	Modified GI Resin	GC	Syringeable FujiCEM
+	+	-	-	-	Modified GI Resin	GC	Automix Fuji Plus
+	+	-	-	-	Conventional GI	GC	Fuji I
+	+	-	-	-	Conventional GI	3M ESPE	Ketac CEM

* سمانهای سختشونده با نور به تنهایی، جهت رستوریشنهای با ضخامت کمتر از ۲ میلی‌متر و ترانسلسنسی زیاد طراحی شده‌اند. عدم حضور آمین‌های سخت‌شونده به صورت شیمیایی یا دوگانه مشکل تغییر رنگ را مرتفع نموده، بیشترین سطح ثبات رنگ را فراهم می‌نماید.

سخت شدن غالب، پلیمریزاسیون رادیکال است که ممکن است توسط نور یا به صورت مکانیسم سلف کیورینگ آغاز گردد. منومرهای سمان به طور وسیعی با هم به صورت متقاطع پیوند حاصل کرده، پلیمری با وزن مولکولی زیاد ایجاد می‌کنند. به علاوه، به منظور اطمینان از خنثی سازی حالت اسیدی اولیه، دیدگاه گلاس آینومر به کار رفته است. در نتیجه، pH از ۱ تا ۶ از طریق واکنش بین گروه‌های اسیدفسفریک و فیلرهای بازی افزایش خواهد یافت. گروه‌های اسید فسفریک همچنین با آپاتیت دندان‌ی واکنش نشان می‌دهند. ادعا شده است آبی که طی روند خنثی سازی شکل می‌گیرد با آب دوستی اولیه سمان در ارتباط بوده، سبب تطابق بهتر با ساختار دندان‌ی و مقاومت به رطوبت می‌گردد. سپس آب ایجاد شده به وسیله واکنش با گروه‌های فانکشنال اسیدی و طی واکنش سمان با ذرات فیلر بازی آزاد کننده یون مصرف می‌گردد. چنین واکنشی در نهایت باعث ایجاد یک ماتریکس آب گریز (هیدروفوب) با حالیت و انبساط کم و ثبات طولانی مدت می‌شود. گفته می‌شود که چسبندگی حاصله، ناشی از گیر میکرومکانیکی و تقابلات شیمیایی بین گروه‌های اسیدی منومر و هیدروکسی آپاتیت است. امروزه محصولات متعددی در بازار موجودند که از نظر نوع ارایه محصول، زمان کارکردن/ سخت شدن، تعداد رنگ‌های در دسترس و ترکیب با هم تفاوت دارند [۷۰] (جدول ۳).

جدیدترین ماده در این گروه، Rely X Unicem 2 Auto mix (3M ESPE) می‌باشد که در سپتامبر ۲۰۱۰ وارد بازار گردید. طبق ادعای سازندگان، همگی سمان‌های سلف ادهزیو موجود یون فلوراید آزاد می‌نمایند. همگی این محصولات موادی رادیوپاک و سخت شونده به صورت دوگانه (Dual curing) می‌باشند که سبب می‌شود جهت سمان نمودن تقریباً هر نوع رستوریشن غیر مستقیمی مناسب باشند: اینله‌ها، آنله‌ها، بریج‌ها، کراون‌ها و پست‌های ساخته شده از فلز، رزین کامپوزیت و سرامیک [۷۱]. تنها نکته‌ای که باید به آن توجه نمود، این است که سمان‌های سلف ادهزیو به دلیل محدودیت رنگ‌های موجود و چسبندگی ضعیف به مینا، جهت سمان نمودن ونیرها توصیه نشده‌اند. در این مورد سمان‌های سخت شونده با نور برای چسباندن ونیر (light-curing veneer cements) پیشنهاد می‌شوند [۷۱].

امروزه گروه دیگری از رزین‌های ادهزیو باند شونده به صورت شیمیایی وجود دارند که شامل منومری با دو گروه اسید فسفریک و دو پیوند دو گانه کربن-کربن هستند که رزین را به شدت فعال می‌نماید. این سمان‌ها که سلف ادهزیو خوانده می‌شوند، گروهی جدید از سمان‌های رزینی هستند که در سال ۲۰۰۲ معرفی گردیدند. این مواد جهت غلبه بر برخی از محدودیت‌های سمان‌های کانونشنال (زینک فسفات، پلی کربوکسیلات و سمان‌های گلاس آینومر) و سمان‌های رزینی طراحی شدند. همچنین خصوصیات مطلوب گروه‌های مختلف سمان را در یک محصول عرضه می‌نمایند. سمان‌های سلف ادهزیو نیازمند هیچگونه آماده سازی سطوح دندان‌ی نیستند. بعد از مخلوط کردن، کاربرد آن‌ها بسیار ساده بوده، تنها در یک مرحله مشابه سمان زینک فسفات و پلی کربوکسیلات به کار می‌روند. به دلیل عدم برداشت لایه اسمیر، هیچگونه حساسیت پس از درمان مورد انتظار نیست. برخلاف سمان زینک فسفات، پلی کربوکسیلات و سمان‌های رزینی، سمان‌های سلف ادهزیو نسبت به رطوبت مقاوم هستند و در روشی مشابه با سمان‌های گلاس آینومر، یون فلوراید آزاد می‌نمایند. علاوه بر این، مشابه سمان‌های رزینی مزایای زیر را در بردارند: فراهم نمودن زیبایی، خصوصیات مکانیکی مطلوب، ثبات ابعادی و چسبندگی میکرومکانیکی. چنین ترکیبی از خصوصیات مطلوب سمان‌های رزینی و کانونشنال، سمان‌های سلف ادهزیو را جهت بسیاری از کاربردها مطلوب نموده است. امروزه خواسته بسیاری از دندان‌پزشکان، ساده سازی روش‌های چسباندن (luting) و همچنین کاربرد روشی است که اشتباهات حین کار (حساسیت تکنیکی) را به حداقل برساند [۷۰].

سمان‌های سلف ادهزیو به نسبت جدیدند و اطلاعات در مورد ترکیب و خصوصیات ادهزیو آن‌ها محدود است، اگر چه به نظر می‌رسد مکانیسم پایه‌ای چسبندگی در تمام این سمان‌ها مشابه باشد. ترکیبات مختلف (3M-ESPE) Rely X Unicem توسط کارخانه سازنده به روشنی توضیح داده شده است. این سمان اولین محصول از گروه سمان‌های سلف ادهزیو بود که به بازار عرضه گردید. منومرهای با عملکرد چندگانه (multifunctional) با گروه‌های اسید فسفریک به طور همزمان عاج و مینا را دیمینرالیزه نموده، در آن نفوذ می‌نمایند. مکانیسم

جدول ۳. سمان‌های رزینی سلف ادهزیو که از نظر تجاری در دسترس هستند [۷۱-۷۲]

محصول	نحوه ارایه محصول	زمان کار کردن/ زمان سخت شدن	رنگ بندی	ترکیب
BisCem (Bisco)	سرنگ دوتایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	۱ دقیقه / ۶ دقیقه در ۲۲ درجه سانتی گراد	ترانسلوست اپک	(بیس) phosphate (HEMA) bis، تترا تیلن گلیکول دی متاکریلات، گلاس
Breeze (Pentron)	سرنگ دوتایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	اطلاعاتی در دسترس نیست	A2 ترانسلوست اپک سفید	Bis-GMA, UDMA, HEMA, 4MET, TEG-DMA باریوم بوروسیلیکات گلاس درمان شده با سایلن، آغازگر با سیلیکا، ثبات دهنده و جذب کننده UV، پیگمان آلی و غیر آلی، اپک کننده
G cem (GC)	کپسول	۲ دقیقه / ۴ دقیقه براساس دمای محیط دهان	A2 AO3 BO1 ترانسلوست تک رنگ	پودر: فلوروآلومینوسیلیکات گلاس، آغازگر، پیگمان. مایع: 4-MET، اسیدفسفریک، مونومر استر، آب، UDMA، دی متاکریلات، پودر سیلیکا، آغازگر، ثبات دهنده
Embrace WetBond resin cement (Pulpdent)	سرنگ خود مخلوط کننده یا استاندارد	خود سخت شونده به طور کامل در ۷ دقیقه	تک رنگ	مونومر فسفات استر در دو قسمت، فیلر گلاس
Maxcem (Kerr)	سرنگ دوتایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	زمان ژل ۲ دقیقه، زمان سخت شدن ۳ دقیقه	شفاف سفید اپک زرد قهوه‌ای	GPDM، کومونومر، فعال کننده proprietary self-curing redox، آغازگر نوری، ثبات دهنده، باریوم گلاس، فلورو آلومینوسیلیکات گلاس، سیلیکای fumed، (حجم فیلر ۶۸ درصد wt، سایز ذرات ۳۶ میکرون)
MonoCem (Shofu Dental)	سرنگ دوتایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	زمان کار کردن بدون محدودیت، خود سخت شونده به طور کامل در ۷ دقیقه در محیط بی هواری	ترانسلوست bleach	اطلاعاتی در دسترس نیست
Multilink Sprint (Ivoclar Vivadent)	سرنگ دوتایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	زمان کار کردن: ۳۰±۱۳۰ ثانیه زمان سخت شدن: ۳۰±۲۷۰ ثانیه	ترانسپرنت زرد اپک	دی متاکریلات و مونومر اسیدی، فیلرهای غیر آلی شامل: باریوم گلاس، یتربوم تری فلوراید و دی اکسید سیلیکون، حجم فیلر به طور تقریبی ۴۸ درصد
Rely X Unicem (3M ESPE)	کپسول‌ها Apli cap:0.01 ml maxicap:0.36 ml	۲ دقیقه / ۵ دقیقه در ۲۲ درجه سانتی گراد	A1 A2 یونیورسال ترانسلوست اپک سفید A3 اپک	پودر: فیلر گلاس، سیلیکا، هیدروکسید کلسیم، آغازگر خود سخت شونده، پیگمان، آغازگر نوری، (حجم فیلر ۷۲ درصد wt، سایز ذرات کمتر از ۹.۵ میکرون) مایع: استرهای فسفریک متاکریلات، دی متاکریلات، استات، ثبات دهنده، آغازگر خود سخت شونده، آغازگر نوری دی متاکریلات، یتربوم تری فلوراید، کو پلیمر، فیلر گلاس (تنها در بیس)، دی اکسید سیلیکون، آغازگر، مونومر ادهزیو، ثبات دهنده، پیگمان
SpeedCEM (Ivoclar Vivadent)	سرنگ دو تایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	۲ دقیقه / ۵ دقیقه براساس دمای محیط دهان	ترانسپرنت زرد اپک سفید	
SmartCem 2 (Dentsply Caulk)	سرنگ دوتایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	۲ دقیقه / ۲ دقیقه	ترانسلوست روشن متوسط تیره اپک	UDMA، دی و تری متاکریلات، رزین آکریلات تغییر یافته با اسید فسفریک، باریوم بورون، فلورو آلومینوسیلیکات گلاس، آغازگر پراکسید آلی، آغازگر نوری کامفور کیتون و فسفن اکساید، تسریع کننده، هیدروکسی تولوئن butylated، ثبات دهنده UV، دی اکسید تیتانیوم، اکسید آهن، دی اکسید سیلیکون آمورف هیدروفوب
Rely X Unicem 2 (3M ESPE)	سرنگ دوتایی خمیر / خمیر مخلوط کردن به وسیله سر مخلوط کننده	۲ دقیقه / ۶ دقیقه	ترانسلوست A2 یونیورسال A3 اپک	

مطلب را رد کرده‌اند. گفته شده که تأثیرات سمان‌های موقت به وسیله روش تمیز نمودن حفره با روش هواسایی (air abrasion) یا پامیس خنثی می‌شوند [۷۵]. Sarac و همکاران [۷۶] پیشنهاد می‌کنند که حتی وقتی پامیس، سوند و اسپری آب و هوا به کار می‌رود، حذف مکانیکی سمان موقت از عاج کافی نیست. آن‌ها نتیجه گرفتند که استفاده از تمیز کننده عاجی در حذف سمان موقت موثرتر است و استحکام باند سمان رزینی وقتی با سیستم ادهزیو توتال اچ استفاده شود را افزایش می‌دهد.

Watanabe و همکاران [۷۷]، روشی بالینی را برای حل این مشکل توضیح دادند. آن‌ها اثر اسید فسفریک به تنهایی، و کاربرد هیپوکلریت سدیم بعد از اچینگ اسید فسفریک روی حذف باقی مانده‌های سمان موقت را مقایسه نمودند و نتیجه گرفتند که برای کاهش اثر مهاری باقی مانده‌های سمان موقت روی چسبندگی سمان رزینی و عاج، کاربرد ژل هیپوکلریت سدیم بعد از اچینگ اسید فسفریک از اچینگ اسید فسفریک به تنهایی مؤثرتر است.

به علاوه جهت سمان کردن پست، سمان‌های رزینی بیشترین گیر اولیه را دارند، اما زینک فسفات با گذشت زمان قوی‌تر است. این به علت باقی ماندن سیلر سخت نشده یا اوژنول سیلر باقی مانده در کانال می‌باشد. چنانچه فضای پست در زمان پر کردن کانال ریشه آماده سازی شود، مهم نیست که کدام نوع سمان به کار رود. اما اگر فضای پست بعد از یک ماه یا بیشتر ایجاد شود، به دلیل نفوذ اوژنول به داخل کانال، باید از کاربرد سمان رزینی برای سمان کردن پست اجتناب نمود، چون ممکن است با سخت شدن سمان رزینی تداخل کند [۷۸].

Christensen [۷۹] بیان می‌کند که اگر طی ۲ روز بعد از استفاده از زینک اکساید اوژنول، ماده رزینی روی دندان به کار برده شود، اوژنول آزاد روی رزین تأثیر سوء دارد. اما اگر ۲ هفته یا بیشتر سپری شود، اوژنول به وسیله فعالیت شیمیایی اکسید روی مصرف شده، در نتیجه رزین با زینک اکساید اوژنول تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد. با این وجود، در رابطه با قرار دادن رستوریشن رزینی در دندانی که ترمیم موقت زینک اکساید اوژنول دارد، هنوز اختلاف نظر وجود دارد [۷۴].

زمانی که در مورد سمان‌ها بحث می‌شود، موضوع از دو جنبه مختلف بررسی می‌گردد: مواد موجود و روش سمان نمودن. بنابر

ثبات ابعادی سمان زمانی که جهت سمان نمودن رستوریشن‌های تمام سرامیک استفاده می‌شود بسیار مهم است. انبساط اضافی ممکن است باعث شکستگی در رستوریشن شود. سمان‌های سلف ادهزیو کمتر از گلاس آینومر نوری منبسط می‌شوند اما انبساط آن‌ها نسبت به سمان‌های رزینی کامپوزیتی بیشتر است [۷۱].

بر اساس اطلاعات حاصل از بررسی‌های آزمایشگاهی، چسبندگی سمان‌های سلف ادهزیو به عاج و مواد ترمیمی مختلف راضی کننده و قابل مقایسه با سایر سمان‌های رزینی چند مرحله‌ای می‌باشد. یک یافته بالینی و جالب، احتمال افزایش استحکام باند به عاج با اعمال فشار بیشتر هنگام نشانیدن رستوریشن می‌باشد. انواع سخت شونده با نور نسبت به انواع خود به خود سخت شونده، استحکام باند زیادتری با عاج و انواع مختلف سرامیک‌ها نشان می‌دهند [۷۰].

برخی پژوهشگران [۷۰-۷۱] گزارش کرده‌اند که aging ساختگی باعث افزایش استحکام باند سمان‌های سلف ادهزیو به عاج ریشه و مواد ترمیمی پروتز ثابت می‌شود. به نظر می‌رسد که باند به مینا، نقطه ضعف در خصوصیات باندینگ سمان‌های سلف ادهزیو باشد. اگرچه ممکن است که اسید اچ نمودن مینا سودمند باشد، ولی این روند جهت چسبندگی به عاج مضر است. بنابراین، کاربرد اسید تنها روی مینا نیازمند دقت بسیار زیاد است که در شرایط بالینی به سختی حاصل می‌شود. چسبندگی شیمیایی و آزادسازی فلوراید در دوام و خصوصیات ضد پوسیدگی این سمان‌ها نقش دارد.

تداخل اثر ZOE (زینک اکساید اوژنول) و رزین

در رابطه با سازگاری محصولات با بیس زینک اکساید اوژنول و رزین اختلاف نظر وجود دارد. به طور اختصاصی‌تر، آیا یک ماده رزینی را می‌توان روی دندانی که قبلاً در تماس با زینک اکساید اوژنول بوده است استفاده نمود؟ یکی از روش‌های معمول، استفاده از ماده رزینی به عنوان سمان نهایی بعد از سمان کردن موقت با زینک اکساید اوژنول است [۷۲].

برخی از دندان‌پزشکان معتقدند که مواد ادهزیو را نمی‌توان روی دندان درمان شده با ماده‌ای با بیس زینک اکساید اوژنول به کار برد. با این وجود گزارش‌هایی [۷۳-۷۴] وجود دارند که این

کاهش می‌دهند: رستوریشن موقتی باید تطابق خوبی داشته باشد ولی نباید به لته تجاوز کند. دندان آماده سازی شده باید با ماده‌ای آنتی باکتریال پوشانده شود. عاج نباید خشک شود. اکلوژن کراون موقت قبل از سمان کردن باید چک شود.

بعد از برداشتن روکش موقت، ممکن است دندان پزشک به خصوص در مناطق نزدیک لته، رنگ سیاهی روی دندان آماده سازی شده ببیند. این رنگ نشانه‌ای از مارژین باز است که اجازه نفوذ مایعات دهانی به زیر رستوریشن موقتی را می‌دهد. این مایعات حاوی باکتری و پیگمان‌های آهن با منشا خون می‌باشند. به نظر می‌رسد که باکتری، گاز سولفید هیدروژن را به عنوان قسمتی از متابولیسم خود تولید می‌کند. این گاز با آهن موجود در خون واکنش نشان داده، رنگ سیاه ایجاد می‌نماید. برای جلوگیری از این مشکل، دندان پزشک باید از سیل بودن لبه‌ها مطمئن باشد. به علاوه می‌توان از سمان حاوی اوژنول یا کلرهرگیدین که از رشد باکتریال جلوگیری می‌کنند استفاده نمود. این رنگ را می‌توان با اسید چینگ یا کاربرد مولت پالیش حذف نمود [۸۱].

در یک پژوهش [۸۲]، انواع مختلف سمان‌ها با یکدیگر مقایسه شدند که نشان داده شد مقادیر گیر ایجاد شده به وسیله مواد درزگیر رزینی دو برابر زینک فسفات و گلاس آینومر است. شکست در گیر به درجه تقارب آماده سازی و نوع سمان به کار رفته وابسته است. تقارب زیاد (۲۴ درجه) کمترین گیر را ایجاد می‌نماید.

رستوریشن‌های ریختگی با بیس فلزی

دندان‌های درمان ریشه شده به طور معمول با پست (داول) ترمیم می‌شوند. با استفاده از ردیاب‌های رادیو اکتیو نشان داده شده است که پست‌ها و کورهایی که با سمان رزینی سمان می‌شوند سیل بهتری را نسبت به آن‌هایی که با زینک فسفات سمان می‌شوند ایجاد می‌کنند. پژوهشگران نتیجه گرفتند که برای افزایش سیل، روکش‌ها تا جایی که امکان دارد زودتر در محل قرار داده شوند [۸۳].

Mitchell [۸۴] بیان می‌کند که انواع زیادی از سمان‌ها برای سمان کردن پست در دسترس هستند که هر کدام مزایا و معایبی دارند. وقتی پست‌هایی با گیر کافی سمان می‌شوند، زینک

این به نظر می‌رسد بحثی کوتاه در باب روش سمان نمودن مواد رستوریتیو مختلف لازم می‌باشد.

روکش‌های موقت

سمان‌های موقت شامل کلسیم هیدروکساید، زینک اکساید اوژنول، پلی کربوکسیلات و رزین‌ها می‌باشند. خصوصیات ایده آل این سمان‌ها عبارتند از: این مواد باید در کیت مخصوص به خود ارایه شود، ماده نباید بعد از کاربرد جریان یابد، باید به آسانی مخلوط شود و جریان کافی داشته باشد و علاوه بر این، باید به آسانی از وسایل و مارژین‌های روکش تمیز شود [۸۰]. سمان‌های موقتی باید حلالیت کمی در دهان داشته، با مواد ترمیمی سازگار باشند [۷۲].

انتخاب اینکه چه سمانی باید استفاده شود، بر این اساس است که پروتز چه مدت باید باقی بماند و آماده سازی دندان چگونه است (طول، تقارب و ضخامت عاج باقی مانده). آماده سازی با طول کوتاه و تقارب زیاد نسبت به آماده سازی بلند و موازی نیازمند به سمانی با گیر بیشتر است [۷۲].

ضخامت لایه‌ای سمان موقت بر روی گیر آن موثر است. قوام بسیار کم، گیر کافی را فراهم نمی‌کند و قوام بسیار زیاد ممکن است از نشستن کامل رستوریشن جلوگیری کند و نیروی زیادی جهت نشستن رستوریشن نیاز باشد که حتی ممکن است باعث شکستگی رستوریشن شود. در هر حال برای اجتناب از این مشکلات بهتر است داخل رستوریشن موقت با لایه نازکی از سمان پوشیده شود و سپس رستوریشن به آهستگی نشانده شود. این روش برای رستوریشن‌های نهایی نیز قابل انجام است. زمانی که رستوریشن‌های نهایی در حال ساخت هستند، می‌توان برای سمان کردن رستوریشن‌های موقتی از سمان‌های موقتی استفاده نمود. سمان‌ها باید آنقدر قوی باشند که پروتز را نگه دارند و از سوی دیگر باید به اندازه کافی ضعیف باشند تا اجازه خارج نمودن رستوریشن موقت را بدهند. سمان‌های موقت را می‌توان برای امتحان اکلوژن، ارزیابی تطابق و زیبایی رستوریشن‌های نهایی به کار برد [۷۳].

روکش موقت با تطابق ضعیف، عاج را در معرض بزاق و باکتری قرار می‌دهد. به علاوه، دندان در طی آماده سازی تحت ریزتنش قرار می‌گیرد. موارد زیر احتمال پاسخ التهابی پالپ را

افزایش ثبات پست می‌شود. پست‌های ترانسلوسنت و شفاف به عبور نور به فضای کانال ریشه کمک می‌کنند. نور باعث سخت شدن ادهزیو می‌گردد، در حالی که جزء خود سخت شونده باعث سخت شدن ادهزیو در مناطقی می‌شود که نور نمی‌تواند نفوذ کند. دندان‌پزشکان باید سمان را با لتولو اسپیرال یا سوند داخل دهانی وارد کانال نمایند [۸۶].

رستوریشن‌های هم‌رنگ دندان

جهت چسباندن رستوریشن‌های هم‌رنگ دندان غیر مستقیم شامل اینله، اونله، کراون و ونیر، باید از یک سمان هم‌رنگ دندان استفاده شود. سمان‌های با بیس رزینی هم‌رنگ دندان می‌باشند. در مقایسه با رستوریشن‌های متال سرامیک، هنگام سمان کردن رستوریشن تمام سرامیک باید به استحکام روکش یا پروتز ثابت توجه بیشتری شود. به طور معمول استحکام روکش‌های تمام سرامیک از متال سرامیک کمتر است [۷۲].

Christensen [۸۷] بیان می‌کند که ضعیف‌ترین نوع، روکش سرامیکی پخته شده (Fired) می‌باشد که روی عاج سمان می‌شود. در رده بعدی، رستوریشن سرامیکی ریختگی (cast) قرار دارد. چسبندگی این مواد به عاج در طول زمان کاهش می‌یابد؛ با این وجود وقتی که به مینا باند شوند، با کاهش باند سمان رزینی رو به رو نخواهیم شد. جهت رستوریشن‌های ساخته شده با Procera، Lava یا Cerec سمان‌های کانونشنال انتخاب خوبی هستند.

در پژوهش Palacios و همکاران نشان داده شد که بین گلاس آینومر نوری و سمان رزینی سلف اچ و توتال اچ، وقتی برای سمان کردن کراون‌های زیرکونیوم اکساید استفاده شوند، تفاوت چشمگیری وجود ندارد. آن‌ها دریافتند که سمان چسبندگی بسیار قوی‌تری به کوپینگ نسبت به دندان دارد [۸۸].

رستوریشن‌های با بیس زیر کونیا به دلیل فقدان ماتریکس گلاسی با اسید هیدروفلوریک اچ نمی‌شوند و چون حاوی سیلیکا نیستند، سایلن بر آن‌ها اثر نمی‌کند. برای افزایش چسبندگی به این ماده، رستوریشن باید قبل از سمان کردن سندبلاست شود [۸۹].

مقبولیت سیستم‌های CAD/CAM در حال افزایش است. برای تضمین باند رزینی پایدار و قوی به سرامیک‌هایی با بیس سیلیکا، باند شیمیایی و گیر میکرو مکانیکی نیاز است. اسید

فسفات انتخاب خوبی است؛ به خصوص اگر آزادسازی فلوراید مورد نظر نباشد. از سوی دیگر، وقتی که گیر مکانیکی وجود ندارد استفاده از گلاس آینومر تقویت شده با رزین (RMGI) منطقی به نظر می‌رسد. سمان‌های رزینی فقط وقتی استفاده می‌شوند که RMGI ها نتوانند گیر کافی ایجاد کنند. وقتی پست‌ها با RMGI یا سمان رزینی سمان می‌شوند، خارج ساختن پست و دسترسی به سیستم کانال ریشه مشکل است.

پست سمان شده به دندان استحکام نمی‌بخشد، اما پست باند شده ممکن است ساختار دندان را تقویت کند. وقتی پست با سمان رزینی سمان می‌شود، چون سمان سخت شونده با نور را نمی‌توان در کانال ریشه به کار برد، دندان‌پزشک ملزم به استفاده از سمان سخت شونده به صورت شیمیایی یا دوگانه است. باید سمان رزینی را به عنوان جبران کننده‌ای برای پست کوتاه در نظر داشت [۷۲].

وقتی که دندان‌پزشک از پست فلزی استفاده می‌کند، هواسایی سطح پست (مانند همه کستینگ‌های فلزی) به افزایش ناحیه سطحی و بهبود چسبندگی کمک می‌نماید. کاربرد یک پرایمر (به خصوص برای پست) باعث افزایش مرطوب شدن سطح پست و در پی آن استحکام باند می‌شود و احتمال تشکیل حباب‌های هوا حین قرار دهی پست را به حداقل می‌رساند [۷۲].

Christensen [۸۵] بیان می‌کند که در طی سال‌های اخیر استفاده از سمان‌های رزینی سلف اچ به علت مراحل کاری کمتر و کاهش حساسیت بعد از درمان معمول تر شده است. او بیان می‌کند که هرگاه دیواره‌های فضای پست صاف باشد (به علت آماده سازی فضای پست)، بهتر است این دیواره‌ها با فرز الماسی با سرعت کم خشن شوند.

پست‌های زیبایی

پست‌های زیبایی با سمان چسباننده سخت شونده به صورت دوگانه به دیواره‌های کانال باند می‌شوند. از سمان سخت شونده به صورت خود به خود هم می‌توان استفاده نمود. محصولات سخت شونده به صورت دوگانه، حاوی آغازگر نوری برای آغاز پلیمریزاسیون و یک جزء خود سخت شونده شیمیایی به منظور ادامه پلیمریزاسیون در غیاب نور می‌باشند. این مواد پلیمریزاسیون کامل‌تری را تضمین می‌کنند که با ایجاد گیر بیشتر، باعث

باشند که اگر بیمار فشار را از روی ماده بردارد این حباب‌ها ممکن است بزرگ شده، باعث جابجایی کستینگ و فشار روی پالپ گردند [۹۲]. مهم است که مقدار هوای به دام افتاده را به حداقل برسانیم. Musajo و همکاران [۹۳] نشان دادند که در دندان‌هایی با کستینگ‌های سمان شده که تحت فشارهای محیطی متفاوتی قرار می‌گیرند، احتمال جابجایی کستینگ افزایش می‌یابد. این مورد به خصوص در مورد سمان زینک فسفات صدق نموده، در بیماران که غواصی می‌کنند یا در ارتفاعات بالا در کابین‌های بدون فشار پرواز می‌کنند مهم است.

امروزه سرنگ‌های با سر خود مخلوط شونده ارائه شده‌اند که سریع و راحت بوده، ماده حاصل قوام بیشتری دارد اما گران‌تر هستند. مقدار هوای موجود در مخلوط نهایی این مواد نسبت به مخلوط کردن با دست کمتر است [۹۴].

نتیجه‌گیری

هیچ ماده یا محصولی برای همه کاربردها بهترین نبوده، این حوزه در دندان‌پزشکی به صورت دایم در حال تغییر است. دندان‌پزشکان باید از تولیدات جدید و کاربرد آن‌ها آگاه باشند تا بتوانند کارکرد بالینی مطلوبی را ارائه دهند.

اچینگ با اسید هیدروفلوریک سطحی خشن ایجاد کرده، ساختار کریستالین حاوی سیلیکا را اکسپوز می‌کند. استفاده از سایلن روی سرامیک اچ شده سطح را مرطوب می‌کند و باند کووالانس شیمیایی به سرامیک‌های با بیس سیلیکا ایجاد می‌کند [۹۰]. زمانی که از سمان‌های رزینی به دلایل زیبایی استفاده می‌شود، ثبات رنگ ماده باید بررسی شود. رزین‌های خود به خود سخت شونده حاوی آمین سه تایی آروماتیک هستند که ممکن است به سرعت اکسید شده، محصولات اکسیده رنگی ایجاد نمایند و در نهایت رنگ سمان را تغییر دهند. آمین‌ها در مواد سخت شونده با نور به طور معمول به این اکسیداسیون مقاوم‌ترند. محصولاتی از این نوع ممکن است ضخامت لایه‌ای زیادی داشته باشند، اما از تغییر رنگ بعدی جلوگیری می‌کنند. بنابراین علاوه بر دانستن شیمی محصول قبل از خرید آن، دندان‌پزشکان باید به مقدار تغییر رنگ (ΔE) محصول نیز توجه نمایند که باید کمتر از ۳ باشد [۹۱].

ملاحظات بالینی دیگر

لاینرها، بیس‌ها و سمان‌ها در انواع مختلفی ارائه شده‌اند. موادی که با دست مخلوط می‌شوند ممکن است دارای حباب‌های ریزی

References

- Weiner R. Liners, bases, and cements: an in-depth review, part 4. Dent Today 2008; 27(5): 72-74.
- Cox CF, Suzuki S. Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs. cohesive hybridization. J Am Dent Assoc 1994; 125(7): 823-31.
- Roberson TM, Heymann H, Swift EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 5th ed. St Louis: Mosby; 2006. p. 135-242.
- Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Craig's restorative dental materials. 12th ed. St Louis: Mosby Elsevier; 2006.
- Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' science of dental materials. 11th ed. Philadelphia: Saunders; 2003.
- Murray PE, About I, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. Restorative pulpal and repair responses. J Am Dent Assoc 2001; 132(4): 482-91.
- Brannstrom M. Etiology of dentin hypersensitivity. Proc Finn Dent Soc 1992; 88 (Suppl 1): 7-13.
- Camps J, Dejoux J, Remusat M, About I. Factors influencing pulpal response to cavity restorations. Dent Mater 2000; 16(6): 432-40.
- Yoshiyama M, Masada J, Uchida A, Ishida H. Scanning electron microscopic characterization of sensitive vs. insensitive human radicular dentin. J Dent Res 1989; 68(11): 1498-502.
- Strupp WC. Critical factors for clinical success with all ceramic restorations. Crown Bridge Update 2004; 7: 25-32.
- Carrilho MR, Geraldini S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjaderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. J Dent Res 2007; 86(6): 529-33.
- Ferracane JL. Materials in dentistry: principles and applications. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4th ed. Chicago: Quintessence Pub; 2008.

14. Hebling J, Giro EM, Costa CA. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. *J Dent* 1999; 27(8): 557-64.
15. ADA. Bisphenol A and dental sealants. [cited 2007 March 7]. Available from: URL: <http://www.wda.org/categories>.
16. Latt MA. Six principles of adhesion. *Dent Econ* 2007; 97: 52.
17. de Jong HP, van Pelt AW, Busscher HJ, Arends J. The effect of topical fluoride applications on the surface free energy of human enamel-an in vitro study. *J Dent Res* 1984; 63(5): 635-41.
18. Ugarte J, Lagravere MO, Revoredo JA. Fluoride agent's uptake effect over two glass-ionomer cements and a resin-modified glass-ionomer cement. *J Dent Res* 2003; 82: 938.
19. Gao W, Smales RJ. Fluoride release/uptake of conventional and resin-modified glass ionomers, and compomers. *J Dent* 2001; 29(4): 301-6.
20. Royse MC, Ott NW, Mathieu GP. Dentin adhesive superior to copal varnish in preventing microleakage in primary teeth. *Pediatr Dent* 1996; 18(7): 440-3.
21. Kennington LB, Davis RD, Murchison DF, Langenderfer WR. Short-term clinical evaluation of post-operative sensitivity with bonded amalgams. *Am J Dent* 1998; 11(4): 177-80.
22. Weiner R. Liners, bases, and cements: an in-depth review, Part 2. *Dent Today* 2008; 27(8): 48, 50, 52.
23. Prati C, Fava F, Di Gioia D, Selighini M, Pashley DH. Antibacterial effectiveness of dentin bonding systems. *Dent Mater* 1993; 9(6): 338-43.
24. Smith AJ, Garde C, Cassidy N. Solubilization of dentine extracellular matrix by calcium hydroxide. *J Dent Res* 1995; 75: 829.
25. Meeker HG, Najafi MM, Linke HA. Germicidal properties of dental cavity liners, bases, and cements. *Gen Dent* 1986; 34(6): 474-8.
26. Anderson RW, Powell BJ, Pashley DH. Microleakage of IRM used to restore endodontic access preparations. *Endod Dent Traumatol* 1990; 6(4): 137-41.
27. Abrams SH. Current concepts in temporary cement. *Oral Health* 1995; 85(4): 19-20, 22, 24.
28. Hodosh AJ, Hodosh S, Hodosh M. Potassium nitrate-zinc oxide eugenol temporary cement for provisional crowns to diminish postpreparation tooth pain. *J Prosthet Dent* 1993; 70(6): 493-5.
29. Weiner R. Teaching the use of liners, bases, and cements: a 10-year follow-up survey of North American Dental Schools. *Dent Today* 2006; 25(6): 74, 76, 78-9.
30. Oilo G, Jorgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil* 1978; 5(4): 377-89.
31. Shimada Y, Kondo Y, Inokoshi S, Tagami J, Antonucci JM. Demineralizing effect of dental cements on human dentin. *Quintessence Int* 1999; 30(4): 267-73.
32. Brannstrom M, Nyborg H. Pulpal reaction to polycarboxylate and zinc phosphate cements used with inlays in deep cavity preparations. *J Am Dent Assoc* 1977; 94(2): 308-10.
33. Noort R. Introduction to dental materials. 3rd ed. St Louis: Mosby, 2007.
34. Hodosh M, Hodosh SH, Hodosh AJ. Capping carious exposed pulps with potassium nitrate, dimethyl isosorbide, polycarboxylate cement. *Dent Today* 2003; 22(1): 46-51.
35. Weiner R. Liners, bases, and cements: an in-depth review, Part 3. *Dent Today* 2008; 27(11): 65-70.
36. Mitchell CH. Dental materials in operative dentistry. 1st ed. London: Quintessence Publishing; 2008. p. 51-67.
37. Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res* 1992; 71(11): 1836-1841.
38. Leinfelder K. Characteristics of a new glass ionomer material. *Inside Dent* 2006; 2: 42-4.
39. Eli I, Cooper Y, Ben Amar A, Weiss E. Antibacterial activity of three dental liners. *J Prosthodont* 1995; 4(3): 178-82.
40. Mount GJ. Minimal intervention dentistry: rationale of cavity design. *Oper Dent* 2003; 28(1): 92-9.
41. Carey CM, Spencer M, Gove RJ, Eichmiller FC. Fluoride release from a resin-modified glass-ionomer cement in a continuous-flow system. Effect of pH. *J Dent Res* 2003; 82(10): 829-32.
42. Davidovich E, Weiss E, Fuks AB, Beyth N. Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(10): 1347-1352.
43. Trushkowsky R. The role of glass ionomers in minimally invasive restorative dentin. *Dent Today* 2005; 24(4): 72-7.
44. Aboushala A, Kugel G, Hurley E. Class II composite resin restorations using glass-ionomer liners: microleakage studies. *J Clin Pediatr Dent* 1996; 21(1): 67-70.
45. Hage MS, Lindemuth JS, Mason JF, Simon JF. Effect of four intermediate layer treatments on microleakage of Class II composite restorations. *Gen Dent* 2001; 49(5): 489-95.

46. Browning WD. The benefits of glass ionomer self-adhesive materials in restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2006; 27(5): 308-14.
47. Alex G. The use of resin modified glass ionomer liners under composite resins: should they be used to help control microleakage? *Inside Dentistry* 2005; 1: 30-3.
48. Ricketts D. Management of the deep carious lesion and the vital pulp dentine complex. *Br Dent J* 2001; 191(11): 606-10.
49. Ngo H, Mount GJ, Peters MC. A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. *Quintessence Int* 1997; 28(1): 63-9.
50. Estafan D, Pines MS, Erakin C, Fuerst PF. Microleakage of Class V restorations using two different compomer systems: an in vitro study. *J Clin Dent* 1999; 10(4): 124-6.
51. Chuang SF, Jin YT, Tsai PF, Wong TY. Effect of various surface protections on the margin microleakage of resin-modified glass ionomer cements. *J Prosthet Dent* 2001; 86(3): 309-14.
52. Sindel J, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *J Dent* 1999; 27(3): 175-81.
53. Irie M, Suzuki K. Water storage effect on the marginal seal of resin-modified glass-ionomer restorations. *Oper Dent* 1999; 24(5): 272-8.
54. Hersek NE, Canay S. In vivo solubility of three types of luting cement. *Quintessence Int* 1996; 27(3): 211-6.
55. Stutes RD, Duke ES. Clinical techniques in dentistry: handling characteristics of a new resin-reinforced glass-ionomer cement. *Contemp Esthet Restor Pract* 2006; 10: 60-2.
56. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003; 69(11): 726-31.
57. Sadek FT, Pashley DH, Ferrari M, Tay FR. Tubular occlusion optimizes bonding of hydrophobic resins to dentin. *J Dent Res* 2007; 86(6): 524-8.
58. Burgess JO. Dental Adhesives: A Review and Case Report. *Inside Dentistry* 2007; 3(8): 98-100.
59. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *JDR* 1995; 74(10): 1679-88.
60. Fujita K, Nishiyama N. Degradation of single bottle type self-etching primer effectuated by the primer's storage period. *Am J Dent* 2006; 19(2): 111-4.
61. Miyazaki M, Rikuta A, Tsubota K, Yunoki I, Onose H. Influence of environmental conditions on dentin bond strengths of recently developed dentin bonding systems. *J Oral Sci* 2001; 43(1): 35-40.
62. Sundfeldt RH, da Silva AM, Croll TP, de Oliveira CH, Briso AL, de Alexandre RS, et al. The effect of temperature on self-etching adhesive penetration. *Compend Contin Educ Dent* 2006; 27(10): 552-6.
63. Overton JD, Gureckis K. Preparation designs for minimally invasive dentistry. *Contemp Esthet Restor Pract* 2007; 11: 22-6.
64. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol* 1982; 11(6): 439-50.
65. Christensen GJ. Direct restorative materials. What goes where? *J Am Dent Assoc* 2003; 134(10): 1395-7.
66. *CRA Newsletter* 2002; 26(10): 4.
67. Farah JW, Powers JM. Adhesive resin cements. *The Dental Advisor* 2005; 22: 105.
68. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008; 13(3): E214-E221.
69. Suggested cementation options for IPS Empress & E.max Restorations.[online]. 2009. Available from: URL: <http://www.dentalartab.com/docs/brochures/cementation-options-ipsempress-ipsemax-restorations.pdf>.
70. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008; 10(4): 251-8.
71. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent* 2010; 22(6): 412-9.
72. Weiner R. Liners, bases, and cements: an in-depth review, part 4. *Dent Today* 2009; 28(3): 61-5.
73. Leirskar J, Nordbo H. The effect of zinc oxide-eugenol on the shear bond strength of a commonly used bonding system. *Endod Dent Traumatol* 2000; 16(6): 265-8.
74. Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of eugenol-containing temporary cement on efficacy of dentin-bonding systems. *Eur J Oral Sci* 1999; 107(1): 65-9.
75. Microtensile bond strength of dentin after exposure to provisional cements. *Proceeding the: 32nd Annual Meeting and Exhibition of the AADR; March 12-15, 2003; San Antonio, TX.*
76. Sarac D, Bulucu B, Sarac YS, Kulunk S. The effect of dentin-cleaning agents on resin cement bond strength to dentin. *J Am Dent Assoc* 2008; 139(6): 751-8.

77. Watanabe EK, Yatani H, Ishikawa K, Suzuki K, Yamashita A. Pilot study of conditioner/primer effects on resin-dentin bonding after provisional cement contamination using SEM, energy dispersive x-ray spectroscopy, and bond strength evaluation measures. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 349-55.
78. Five cements' post retention following canal obturation using ZOE sealer. Proceeding the: 32nd Annual Meeting and Exhibition of the AADR; March 12-15, 2003; San Antonio, TX.
79. Christensen G. Ask Dr. Christensen. *Dent Econ* 2008; 98: 60, 122, 148-50.
80. Farah JW, Powers JM. Temporary cements. *The Dental Advisor* 1998; 15: 1-4.
81. Abrams S. Cast post and crown. *Dental Products Report* 2004; 38: 22-3.
82. Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent* 2003; 89(6): 565-71.
83. Metzger Z, Schaham G, Abramovitz I, Dotan M, Ben Amar A. Improving the seal of amalgam cores with cemented dowels: a comparative in vitro radioactive tracer study. *J Endod* 2001; 27(4): 288-91.
84. Mitchell CA. Selection of materials for post cementation. *Dent Update* 2000; 27(7): 350-4.
85. Christensen G. Ask Dr. Christensen. *Dent Econ*. 2005; 95(10):122.
86. Flucke J. Choosing a prefabricated restorative post. *Contemp Esthet Restor Pract* 2007; 11: 44-7.
87. Christensen G. Ask Dr. Christensen. *Dent Econ*. April 2004; 94:148-150.
88. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96(2): 104-14.
89. Parker RM. Use of zirconia in restorative dentistry. *Dent Today* 2007; 26(3): 114, 116, 119.
90. Blatz MB, Ripps A, Sadan A, Holst S. Adhesive cementation of chairside CAD/CAM inlays and onlays. *Dent Today* 2006; 25(1): 60, 62-60, 65.
91. Barghi N, Overton JD. Preserving principals of successful porcelain veneers. *Contemp Esthet* 2007; 11(1): 48-51.
92. Rottman K. Barodontalgia: a dental consideration for the SCUBA diving patient. *Quintessence Int Dent Dig* 1981; 12(9): 979-82.
93. Musajo F, Passi P, Girardello GB, Rusca F. The influence of environmental pressure on retentiveness of prosthetic crowns: an experimental study. *Quintessence Int* 1992; 23(5): 367-9.
94. 3-unit fixed prostheses, metal-free. *CRA Newsletter* 2003; 27(5): 1-3.

Archive of SID

A review of liners, bases and cements

Fahimeh Salamat, Vahid Alizadeh^{*}, Hamid Mazaheri, Pooran Samimi, Seyed Mostafa Mosavinasab, Maryam Khoroushi

Abstract

Introduction: *Before placing or cementing a restoration into a cavity preparation, the clinician must decide whether a cavity base, liner or a protective cavity sealer should be placed. While this seems simple, the decision is complicated by an ever-increasing number of products available. In addition, the clinical success of an indirect restorative procedure depends, to a great extent, on the relationship between the restoration and the tooth. The practice of fixed prosthodontics has changed dramatically with the introduction of innovative techniques and materials. Adhesive resin systems are examples of these changes that have led to popularity of bonded ceramics and resin-retained fixed partial dentures.*

Materials and Methods: *This review was collected with a scientific search in MEDLINE in relation to the following categories: the definition of liners, bases and cements, their clinical applications, mechanical properties, biocompatibility, principles of adhesion, specific types of materials and their use as liners, bases or cements. In addition, the review discusses cementation techniques for different types of restorations, and other relevant clinical information. Tables of products available and their properties are also presented.*

Conclusion: *Although each cement type has been widely investigated, the correct clinical choice between them is not always clear. None of them is suitable to be used for the entire broad range of indirect restorative procedures. Therefore, their proper application requires a thorough understanding and awareness of each material's advantages and disadvantages, taking into account the restorative material, moisture control and preparation design (retentive or adhesive).*

Key words: *Base, Cement, Dentin, Enamel, Liner.*

Received: 15 Feb, 2011 **Accepted:** 27 Apr, 2011

Address: Postgraduate student, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Email: vahid_d80@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2011; 7(2): 228.