

مروری بر ادهزیوها و سمان‌های مورد استفاده در رستوریشن‌های تمام سرامیکی و پست‌های هم‌رنگ دندان

دکتر مهسا صحرانشین سامانی^۱، دکتر پوران صمیمی*^۲، دکتر حمید مظاهری^۳

اهداف آموزشی:

۱. مروری بر کاربرد، طبقه‌بندی و انواع سمان‌های رزینی
۲. آشنایی با مزایا و معایب و موارد کاربرد انواع سمان‌های رزینی
۳. آشنایی با روش‌های آماده‌سازی سطحی سرامیک‌ها
۴. مروری بر انواع سمان‌های رزینی کاربردی در سمان کردن فایبر پست‌ها
۵. آشنایی با انواع روش‌های آماده‌سازی سطحی فایبر پست‌ها

* دانشیار، مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی
ترابی‌نژاد، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی،
دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم
پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
samimi@dnt.mui.ac.ir

۱: دستیار تخصصی، گروه دندان‌پزشکی
ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه
علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
(مؤلف مسؤول)

۲: استادیار، مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی
ترابی‌نژاد، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی،
دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم
پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

این مقاله در تاریخ ۹۱/۸/۳۰ به دفتر
مجله رسیده، در تاریخ ۹۱/۱۱/۱۷
اصلاح شده و در تاریخ ۹۱/۱۲/۱۵ تأیید
گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان
۱۳۹۲، ۹(۱)، ۸۱ تا ۱۰۶

مقدمه: موفقیت بالینی ترمیم‌های غیر مستقیم متأثر از عوامل گوناگون از جمله انتخاب سمان مناسب است. با عرضه سیستم‌های رزینی ادهزیو به کارگیری روش‌های تمام سرامیکی باند شونده افزایش یافته است. هدف از این مطالعه، مروری بر عوامل چسباندن به ویژه سمان‌های رزینی و خصوصیات و ملزومات بالینی آن‌ها بود که به دندان‌پزشک در انتخاب سمان چسباننده مناسب در شرایط بالینی ویژه یاری می‌رساند.

شرح مقاله: این مقاله مروری با جستجوی علمی در منابع کتابخانه‌ای، کتاب‌ها و سایت‌های اینترنتی PubMed و ISI Web of Science و در ارتباط با مقالات به چاپ رسیده تا سال ۲۰۱۲ و با موضوعات طبقه‌بندی سمان‌های دندان‌پزشکی، کاربردهای بالینی آن‌ها، مکانیسم کیور سمان‌های رزینی، مکانیسم باندینگ و سازگاری نسجی، اصول چسبندگی، انواع سرامیک‌های دندان‌پزشکی و نحوه آماده‌سازی سطحی آن‌ها، ملاحظات موجود در زمینه سمان کردن پست‌های فایبر در کانال ریشه دندان گردآوری گردید. علاوه بر این، انواع روش‌های آماده‌سازی سطحی موجود برای فایبر پست‌ها و سرامیک‌های دندان‌پزشکی مورد توجه قرار گرفت.

نتیجه‌گیری: از آن‌جا که به طور دایم مواد جدیدی توسط کارخانجات به بازار عرضه می‌شود هم‌زمان انتخاب سمان مناسب و آموزش روش کاربرد سمان نیز دشوارتر می‌گردد. انتخاب مناسب سمان و آگاهی از ماهیت ماده سمان شونده از اهمیت بالایی برخوردار است چرا که تنها در این صورت دندان‌پزشک می‌تواند آماده‌سازی سطحی مناسب را بر روی سطح سمان شونده اعمال نماید. هنگامی که استحکام فشاری مطلوب، ضخامت لایه‌ای حداقل و حلالیت اندک در آب مورد نظر است سمان‌های معمولی برتر هستند. البته این سمان‌ها آماده‌سازی ایده‌آل دندان مورد نظر را می‌طلبند. سمان‌های معمولی برای چسباندن پرسلن‌هایی که قابلیت آچ شدن ندارند کاربرد دارند. از طرفی سمان‌های رزینی به علت خواص فیزیکی برتر و زیبایی بیشتر نسبت به سمان‌های معمولی، انتخاب مناسب‌تری برای سمان کردن رستوریشن‌های بدون فلز هستند.

کلید واژه‌ها: سمان‌های رزینی، سرامیک‌ها، ادهزیوها

مقدمه

سمان‌های دندان‌ی به طور گسترده‌ای در دندان‌پزشکی استفاده می‌شوند و کاربردهای کلینیکی متفاوتی را دارا می‌باشند. سمان‌ها می‌توانند به عنوان مواد بیس، پرکننده موقتی و عوامل چسباننده عمل نمایند. همچنین انواع مختلفی از سمان‌ها در درمان‌های ارتودنسی و درمان ریشه نیز به کار گرفته می‌شوند [۱].

سمان‌هایی که به عنوان ماده بیس استفاده می‌شوند پالپ را از محرکات حرارتی، شیمیایی و الکتریکی محافظت می‌کنند، سمان‌ها به عنوان مواد پرکننده موقتی پوشاننده حفره عمل کرده و دندان را تا جلسه ویزیت بعدی محافظت می‌کنند و نیز سمان‌های چسباننده برای ایجاد تطابق نزدیک بین دندان و ترمیم‌های غیر مستقیم به کار می‌روند. مواد چسباننده بسته به خواص فیزیکی و دوام مورد انتظار از رستوریشن می‌توانند موقتی یا دائمی باشند [۲].

سمان‌های دندان‌ی برای ایجاد گیر در ترمیم‌ها، اپالینس‌ها و پست و کورها استفاده می‌شوند و دوام طولانی مدت ترمیم را در حفره دهان تضمین می‌کنند. مکانیسم ایجاد گیر ممکن است شیمیایی، مکانیکی و یا میکرومکانیکال باشد که اغلب بسته به طبیعت سمان و سوبسترا، ترکیبی از دو یا سه روش است. در بین سمان‌ها، سمان‌های رزینی و غیر رزینی در دسترس می‌باشند. این سمان‌ها جهت کارکرد بالینی قابل قبول می‌بایست خصوصیات ویژه‌ای را دارا باشند [۳، ۴].

ویژگی‌های یک سمان ایده‌آل

سمان بایستی دارای خاصیت مکانیکی، بیولوژیکی و کاربردی پایه‌ای باشد، شامل موارد زیر [۵، ۶]:

با نسج زنده دندان سازگار باشد، اجزای آن به پالپ آسیب نرساند و خاصیت ضد پوسیدگی داشته باشد، دارای میزان انحلال پایینی در مایعات دهانی باشد، به منظور ایجاد حداکثر تطابق در فاصله دندان و رستوریشن، سمان باید حداقل ویسکوزیته و ضخامت لایه‌ای سمان (Film thickness) را دارا باشد، در برابر نیروهای جویدن و نیز نیروهای کششی حاصل شده از غذاهای چسبناک مقاوم باشد، به میزان کافی نور را عبور دهد، خاصیت عایق‌سازی حرارتی کافی را دارا باشد تا دندان زنده را از آسیب‌های حرارتی محافظت نماید، دارای زمان کارکرد مناسب باشد و به آسانی اختلاط یابد، قادر باشد به نسج

دندان‌ی باند شود، نیمه عمر طولانی داشته باشد، اختلاط‌پذیری مناسب را دارا باشند [۳]، ثابت رنگ داشته باشد و رادیوپسپسته آن مناسب باشد [۷].

سمان ایده‌آلی که جوابگوی همه اهداف مورد نظر باشد تاکنون شناسایی نشده است، به همین دلیل مواد گوناگونی برای درمان بیماران با شرایط متفاوت موجود است و انتخاب بهترین سمان همواره آسان نیست. بنابراین انتخاب سمان باید بر اساس موقعیت بالینی ویژه، نوع رستوریشن، خصوصیات فیزیکی و بیولوژیک و کارکردی سمان صورت گیرد [۸].

طبقه‌بندی سمان‌ها

سمان‌ها اغلب به صورت پودر و مایع ارایه می‌شوند و مکانیسم Setting آن‌ها به صورت اسید- باز است. اسید به شکل مایع و باز، به صورت پودر است. اگر سمان‌های رزینی که بعد از پلیمریزاسیون ماکروملکول‌ها شکل می‌گیرند را کنار بگذاریم، بقیه این سمان‌ها که از طریق واکنش اسید- باز است به عنوان سمان‌های اسید- باز (AB-cement) طبقه‌بندی می‌شوند [۲].

مقالات موجود در زمینه طبقه‌بندی سمان‌ها بسیار متنوع و گوناگون هستند. Powers و همکاران [۹] طبقه‌بندی قدیمی سمان‌ها بر مبنای اجزای مهم و اصلی آن‌ها را ارایه دادند (به صورت، زینک فسفات، زینک سیلیکوفسفات، زینک اکساید اوژنول، زینک پلی آکریلات، گلاس آینومر و رزین) و در طبقه‌بندی جدید سمان‌ها را بر اساس مدت زمان کارکرد مورد انتظار از سمان در محیط دهان به انواع موقتی و دائم و بر اساس مکانیسم ست شدن سمان به انواع اسید- باز (گلاس آینومر، رزین مودیفاید گلاس آینومر، زینک اکساید اوژنول، زینک فسفات و زینک پلی کربوکسیلات) و انواعی که از طریق پلیمریزه شدن ست می‌شوند (سمان‌های رزینی، کامپومر، سمان‌های رزینی سلف ادهزیو) تقسیم‌بندی کردند. لازم به ذکر است این طبقه‌بندی به مکانیسم ستینگ غالب اشاره دارد به طوری که سمان رزین مودیفاید گلاس آینومر دارای گروه‌های پلیمریزه شونده نیز هست و کامپومرها و سمان‌های رزینی سلف ادهزیو می‌توانند واکنش اسید- باز را دارا باشند [۹]. O'Brien [۱۰] سمان‌ها را بر اساس نوع باند ماتریکس (فسفات، فنولات، پلی کربوکسیلات، رزین و رزین مودیفاید گلاس آینومر) طبقه‌بندی کرد.

کاربرد آن‌ها از دهه ۷۰ تاکنون در دندان‌پزشکی گردیده است، در اواخر دهه ۸۰، با افزودن رزین به سمان‌های گلاس آینومر، سمان‌های (Resin modified glass ionomer (RMGIC معرفی شدند این عمل به منظور بهبود خصوصیات سمان گلاس آینومر و حذف معایب آن (استحکام اولیه پایین و حالیت بالا) [۱۷] صورت گرفت [۲].

سمان در اصل شامل ۸۰ درصد گلاس آینومر و ۲۰ درصد رزین است و بر حسب کارخانه سازنده ممکن است تغییرات دیگری هم در آن ایجاد شود. در مایع، (2-hydroxy-ethyl-methacrylate) [HEMA] [۱۳]، گروه‌های متاکریلات، تارتاریک اسید، پلی آکرلیک اسید و آب وجود دارد. پودر حاوی ذرات فلوروآلومینوسیلیکات گلاس است. RMGICها مواد هیبرید هستند و خصوصیات آن‌ها ما بین سمان‌های گلاس آینومر معمولی و کامپوزیت رزین‌ها است [۲] و به همین دلیل پلیمریزاسیون گروه‌های متاکریلات در سمان می‌تواند با نور و یا به صورت شیمیایی آغاز شود [۵]. در مواد دوال کیور پلیمریزاسیون HEMA با نور آغاز می‌شود و به دنبال آن واکنش اسید-باز با سرعت کمتر، به منظور افزایش استحکام و پایداری ماده ادامه می‌یابد. در مواد تری کیور (Tricure) هر چند پلیمریزاسیون HEMA به صورت شیمیایی آغاز می‌شود، در ادامه استحکام ماتریکس از طریق واکنش پیشرونده اسید-باز افزایش می‌یابد. برتری سمان‌های با مکانیسم ستینگ تری کیور، در مقایسه با سمان‌های دوال کیور، پلیمراسیون اضافی و بیشتر رزین و وقوع پلیمریزاسیون در محل‌هایی است که نور به آن‌جا نمی‌رسد. در سمان ست شده، دو ماتریکس در درون یکدیگر قرار دارند، یکی از آن‌ها ماتریکس یونی است که از طریق واکنش اسید-باز شکل می‌گیرد و دیگری ماتریکس رزینی است [۶].

چسبندگی این سمان‌ها به عاج و مینا و الگوی آزادسازی فلوراید آن‌ها شبیه به سمان‌های گلاس آینومر معمولی است [۵]. به علت حضور گروه‌های کربوکسیل در اسید پلی آلکنوئیک موجود در RMGIها، این مواد قابلیت چسبندگی را دارا هستند و نیازی به کاربرد عوامل باندینگ بین دندان و سمان وجود ندارد [۶].

از نظر بالینی، مخلوط کردن و کارکردن با RMGI بسیار

Donovan و Cho [۱۱] سمان‌ها را بر اساس دانش و تجربه‌ای که از کاربرد این مواد به دست آورده بودند به سمان‌های معمول یا Conventional (زینک فسفات، پلی آکریلات، گلاس آینومر) و معاصر یا Contemporary (رزین مودیفاید گلاس آینومر، رزین) طبقه‌بندی کردند.

سمان‌های متداول (Conventional)

سمان زینک فسفات بر خلاف دارا بودن معایبی مانند سختی (هاردنس) اندک، حالیت بالا و فقدان چسبندگی در گذشته بسیار مورد استفاده قرار می‌گرفت. اگرچه دقت نهایی مارژین‌های سیستم‌های تمام سرامیکی ساخته شده به روش CAD-CAM ارتقا یافته است، اما این سیستم‌ها گپ‌های داخلی بزرگی تولید می‌کنند که ضخامت بیشتر سمان را باعث شده و منجر به گیر اصطکاکی ضعیف‌تر به اباتمنت می‌شوند و از آن‌جا که سمان زینک فسفات حالیت بالا دارد و فاقد خصلت چسبندگی است این امر چالشی حیاتی در مورد کاربرد این سمان است، با این وجود سمان زینک فسفات برای برخی از سیستم‌های تمام سرامیکی (مانند In-ceram، Procera و Cercon Lava) اندیکاسیون دارد [۱۲].

سمان‌های گلاس آینومر نیز از جمله سمان‌های مورد علاقه دندان‌پزشکان هستند. این سمان‌ها مزایای زیادی را دارا می‌باشند [۱۳] از جمله باند فیزیکی-شیمیایی به دندان [۱۴، ۱۳]، آزادسازی فلوراید و ضریب انبساط حرارتی پایین [۱۵، ۱۳]. اما به دلیل استحکام مکانیکی پایین نباید در مناطق پر استرس مورد استفاده قرار گیرند [۱۶، ۱۳]. سمان‌های گلاس آینومر می‌توانند برای سمان کردن سرامیک‌های Core-reinforce (همانند مواردی که در بالا ذکر شد و می‌توانند با سمان زینک فسفات سمان گردند) به کار روند. به هر حال سمان‌های گلاس آینومر برای سمان کردن سرامیک‌هایی که احتیاج به ساپورت سمان دارند مناسب نیستند. بنابراین سمان‌های با بیس رزینی معرفی شدند چرا که این دسته از سمان‌ها قادر بودند بر مشکلاتی نظیر حالیت، عدم ساپورت و فقدان چسبندگی که در سمان‌های قبلی وجود داشت فایز آیند [۳].

سمان‌های دایمی جدید

سمان‌های گلاس آینومر مدیفیه با رزین

با وجود خواص مطلوب سمان‌های گلاس آینومر که منجر به

که برای سمان کردن کراون‌های تمام‌های سرامیکی با کور آلومینیوم و یا زیرکونیوم به کار روند ایمن و زیبا بوده و گیر بالایی را فراهم می‌سازند [۲۳، ۲۲، ۲]. انواعی مختلف از این سمان‌ها نیز برای کاربرد در ارتودنسی موجود است [۵]. RMGIC ها در بازار به صورت پودر- مایع و کپسول‌های اتومیکس وجود دارند [۱۰]. نمونه‌هایی از مارک‌های تجاری این محصول عبارتند از: Fuji Plus، Rely X (3M ESPE)، Luting Cement (Dentsply) [۲۴].

در سالیان اخیر، دو شرکت آمریکایی 3M و GC در تلاش برای بهبود زیبایی و چسبندگی، دو نوع سمان RMGI دو خمیره با نام‌های Ketac Nano [۲۵] و Fuji Filling LC [۲۴] را ارائه داده‌اند. شاید افزایش مقدار مونومر رزین افزوده شده به گلاس آینومر مسؤول بهبود خواص فیزیکی و نوری در این سیستم‌های جدید دو خمیره است [۲۶]. هر دو تولید کننده استفاده از کاندیشنرهای جدید ویژه این محصول (Ketac Nano Primer در Ketac Nano و GC Self Conditioner در Fuji Filling LC) را برای آماده‌سازی سطح، به جای اسید پلی آکرلیک مرسوم توصیه می‌کنند [۲۵، ۲۴].

سمان‌های رزینی

تسمی و خصوصیات سمان‌های رزینی

سمان‌های رزینی به علت توانایی باند شدن به دندان و رستوریشن بیشتر مورد پذیرش قرار گرفته‌اند. ترمیم‌های غیر مستقیم باند شونده از الزامات دندان‌پزشکی هستند [۲۷]. استفاده موفق از سمان‌های رزینی به جنبه‌های گوناگونی بستگی دارد. آگاهی از مواد، محدودیت‌ها و موارد کاربرد آن‌ها فاکتورهای کلیدی برای دوام رستوریشن‌ها هستند. سمان‌ها و سرامیک‌های جدیدی در سال‌های اخیر ارائه شده‌اند که خصوصیات شیمیایی و ساختاری آن‌ها اساسی برای ایجاد یک باند مطلوب و پایدار به دندان و رستوریشن است.

Zidan و Ferguson [۲۸] میزان گیر در روکش‌های کامل (با درجات مختلف تقارب) سمان شده با چهار نوع سمان را مورد مقایسه قرار دادند، نتایج نشان داد میزان گیر سمان رزینی ادهزیو در تقارب ۲۴ درجه به میزان ۲۰ درصد بیشتر از میزان گیر سمان معمولی در تقارب ۶ درجه بود. با این حال در صورت وجود آماده‌سازی کافی و فرم مقاوم

شبيه به گلاس آینومر معمولی است و تمیز کردن دندان به همان صورت است [۱۸]. سمان بایستی طبق دستورالعمل‌ها کارخانه سازنده بر روی یک اسلب شیشه‌ای و یا پد (اگر به صورت کپسولی نیست) اختلاط یابد و در حالی که ماده دارای ظاهر براق است رستوریشن با فشار انگشت، با سرعت و محکم نشانده شود [۱۷].

کاربرد کاندیشنر اسید پلی آکرلیک بر روی عاج قبل از به کارگیری RMGIC، نه تنها منجر به بهبود توانایی مرطوب‌سازی (Wettability) سطح دندان می‌شود، بلکه قادر به تشکیل باندهای هیدورژنی و استحکام بخشی به سمان و انجام تبادلات یونی می‌شود [۶].

مقاومت به سایش و مقاومت به شکست این سمان‌ها بیشتر از سمان‌های گلاس آینومر معمولی است [۱۹] و نیز این سمان‌ها زیاتر از سمان‌های گلاس آینومر معمولی نیز هستند [۶] و نیز به آلودگی با آب در حین انجام واکنش سخت شدن [۲۰] مقاوم‌تر هستند و انحلال کمتری دارند. مزیت دیگر RMGIC ها، اختلاط و کاربرد آسان آن‌ها است، چرا که مراحل باندینگ چندگانه را لازم ندارند. همچنین ضخامت لایه سمانی در آن‌ها اندک و به میزان مطلوبی می‌باشد [۵].

در سمان‌های RMGI، حذف اضافات سمان بعد از سمان کردن مشکل عمده‌ای محسوب می‌شود. به همین دلیل، به محض انجام واکنش سخت شدن اولیه، اضافات ماده در زیر مارژین‌های رستوریشن می‌بایست تمیز شوند [۲].

مهم‌ترین عیب RMGI، افزایش انبساط هیگروسکوپی و پلاستیسیته به علت خاصیت آب دوستی پلی HEMA و متعاقب آن جذب زیاد آب است. جذب آب در ابتدا، استرس ناشی از انقباض حین پلیمریزاسیون را کاهش می‌دهد اما تداوم جذب آب اثرات زیانباری را به دنبال دارد [۵]. به دلیل تغییرات ابعادی زیاد و احتمال وقوع انبساط هیگروسکوپی، این سمان‌ها برای کاربرد در رستوریشن‌های تمام سرامیکی فلدسپاتیک (اچ شونده) و نیز سمان کردن پست‌ها توصیه نمی‌شوند [۲۱].

رزین مودیفاید گلاس آینومرها برای سمان کردن کراون‌ها و بریج‌های فلزی و فلز- پرسلنی، همچنین به عنوان ماده بیس در زیر ترمیم‌های کامپوزیت استفاده می‌شود [۱۰، ۵] و هنگامی

سخت شده رزینی در نواحی غیر قابل دسترس مشکل است و در نتیجه سمان در مارژین‌های زیر لثه‌ای قابل کاربرد نیست، در مواقع کاربرد سمان‌های موقتی حاوی اوژنول سمان‌های رزینی به طور کامل پلیمریزه نمی‌شوند [۳۴، ۳۳، ۱۱]؛ در صورت کاربرد سمان‌های رزینی فعال شونده به طریق شیمیایی، به علت استحکام باند اولیه پایین و دوره بلوغ (Maturation period) ۲۴ ساعته، باید به بیمار یادآوری شود که در طی ساعات اولیه بعد از سمان کردن از اعمال فشار بر رستوریشن ممانعت نماید، اضافات سمان نیز باید قبل از سخت شدن حذف شود تا مانع از آسیب رسیدن به باند ضعیف اولیه شود [۳۵]، ضخامت لایه‌ای (Film thickness) سمان‌های رزینی نسبت به سایر سمان‌ها بیشتر است، حساسیت تکنیکی بالاتر و نیز قیمت بیشتری دارند.

تقسیم‌بندی سمان‌های رزینی

سمان‌های رزینی را می‌توان بر اساس مبانی گوناگونی از جمله ترکیب بیس رزینی (متیل متاکریلات و دی متاکریلات)، سایز ذرات فیلر (میکروفیل و هیبرید)، مدت زمان دوام مورد انتظار از سمان (انواع دایم و موقتی)، فرایند باندینگ (انواع اچ و شستشو و سلف اچ) و روش‌های کیور ماده تقسیم‌بندی نمود.

تقسیم‌بندی سمان‌های رزینی بر اساس روش‌های کیور

سمان‌های رزینی می‌توانند به صورت شیمیایی یا نوری یا توسط هر دو مکانیسم نوری و شیمیایی (دوال کیور) فعال شوند [۳۶]. از این میان، ایده‌آل‌ترین نوع، سیستم‌های کیور شونده نوری + شیمیایی هستند.

کیور نوری: سمان‌های رزینی معمولی می‌توانند لایت کیور باشند. سمان‌های رزینی لایت کیور در یک خمیر ارایه می‌شوند و حاوی کامفورکینون به عنوان جاذب نوری و آمین الیفاتیک به عنوان اکسلیتور هستند. هنگام مقایسه سمان‌ها، سمان‌های لایت کیور دارای مزایایی هستند از قبیل: زمان کارکرد طولانی، ستینگ بر حسب نیاز و ثبات رنگ بهتر. به هر حال استفاده از سمان‌های لایت کیور فقط به موقعیت‌هایی مانند ونیرها یا اینله‌های نازک (Shallow) محدود می‌شود، جایی که ضخامت و رنگ رستوریشن بر توانایی پلیمریزاسیون نوری سمان تأثیر نگذارد [۳۷، ۳۸] (برای چسباندن لامینیت‌های

مطلوب یا هنگامی که کنترل رطوبت و دسترسی به مارژین‌ها به منظور پاک‌سازی سمان مشکل است، سمان‌های معمول گلاس آینومر، رزین مدیفاید گلاس آینومر یا زینک فسفات انتخاب‌های بهتری هستند [۱۷].

پست‌های فلزی ریختگی و پست تیتانیومی هنگامی که کور آمالگالی بر روی آن‌ها قرار می‌گیرد می‌توانند با سمان رزینی سمان شوند، اما سمان زینک فسفات انتخاب بهتری است چرا که زمان کارکرد طولانی‌تر و استحکام اولیه بسیار بالایی را دارا است [۲۹، ۲].

سمان‌های رزینی به طور اولیه دارای پایه رزین آکریلی بودند اما با پیشرفت مواد، بر پایه کامپوزیت رزینی ساخته شدند [۳۰]. انتخاب یک سمان رزینی خاص نیازمند دانش کافی در مورد خصوصیات آن می‌باشد. سمان‌های رزینی به دو گروه اصلی تقسیم می‌شوند: سمان‌های رزینی معمولی که چسبندگی ذاتی به دندان ندارند و نیاز به یک عامل باندینگ دارند و سمان‌های سلف ادهزیو که نیاز به مرحله باندینگ جداگانه ندارد.

Biomer یکی از اولین سمان‌های رزینی بود که در سال ۱۹۸۷ توسط کمپانی Dentsply به بازار عرضه شد [۳۱]. سمان‌های رزینی معمول، حاوی ماتریکس رزینی Bisphenol A glycidyl methacrylate (Bis-GMA) یا اورتان دی متاکریلات و فیلرهایی از ذرات ریز غیر آلی (۸۰-۲۰ درصد) برای حصول Film thickness حداقل هستند و به صورت پودر-مایع، کپسولی یا سیستم خمیری موجود می‌باشند [۳۲]. در ادامه متن توضیح کامل‌تری از این سمان‌ها ارایه خواهد شد.

محاسن سمان‌های رزینی

استحکام فشاری و کششی بالا و نیز حلالیت پائینی را دارا هستند؛ باند میکرومکانیکال به مینای آماده شده، عاج، آلیاژ و سرامیک‌ها برقرار می‌کنند و در رنگ و ترانس لوسنسی‌های متنوعی عرضه می‌شوند [۱۰].

معایب سمان‌های رزینی

هنگام کاربرد بر روی عاج زنده می‌توانند واکنش‌های پالپی مضر ایجاد نمایند، قادر به آزادسازی یا جذب فلوراید نیستند، ضریب الاستیسیته پائینی را دارا هستند و در نتیجه توانایی ساپورت پروتزهای با طول بلند را ندارند، حذف اضافات سمان

است که فرایند کیور نوری سمان‌های دوال کیور را تا حداکثر زمانی که در کلینیک ممکن است به تأخیر بیندازیم [۴۳]. به این ترتیب، سلف کیور تا جایی پیشرفت می‌کند که دیگر فعال‌سازی نوری نمی‌تواند با پدیده سلف کیور تداخل نماید. زمان ایده‌آل بین مخلوط کردن و نوردهی هنوز تعیین نشده است اما در بیشتر سمان‌ها، نوردهی ۵ الی ۱۰ دقیقه بعد از اختلاط، تداخلی در کیور و خصوصیات نهایی ایجاد نمی‌کند [۱۲].

نگرانی‌های موجود در زمینه زمان اختلاط و کارکرد (Mixing and working time) سمان‌های دوال کیور

زمان کارکرد و زمان ستینگ هر دو بر اساس شرایط نگهداری ماده می‌توانند دچار تغییر شوند، به ویژه اگر دمای نگهداری بسیار بالاتر از مقدار توصیه شده، بیش از ۱۸ تا ۲۲ درجه سانتی‌گراد، باشد. در یک مطالعه بعد از ۱۲ هفته نگهداری سمان‌ها در دمای ۳۷°C بعضی از سمان‌ها زمان کارکرد و زمان سخت شدن کوتاهی داشته در حالی که بقیه دارای مدت طولانی‌تری بودند [۱۲]. این رخداد به دلیل ناپایداری ترکیبات در طول زمان نگهداری رخ می‌دهد. سمان‌های دوال کیور نیمه عمر محدودی دارند و مکانیسم سخت شدن این مواد می‌تواند در طی این زمان تغییر یابد و در نتیجه پتانسیل واکنشی این اجزا دستخوش دگرگونی گردد [۴۳، ۱۲].

دندان‌پزشکانی که سمان‌های رزینی با زمان کارکرد کوتاه را استفاده می‌کنند ممکن است مشکلاتی را هنگام سمان کردن روکش‌های متعدد تجربه کنند. از طرفی، در سمان‌های رزینی با زمان کارکرد و سخت شدن طولانی که همراه با یک ادهزیو ساده شده اسیدی و نفوذپذیر (تراوا) استفاده می‌شوند، واکنش‌های شیمیایی مضر افزایش یافته و ممکن است نفوذپذیری رخ دهد، چرا که زمان سخت شدن طولانی باعث می‌شود سمان کیور نشده زمان بیشتری در تماس با ادهزیو اسیدی باشند و بنابراین واکنش‌های مضر مدت زمان بیشتری به طول می‌انجامند [۴۳، ۱۲].

مکانیسم باندینگ و ناسازگاری بافتی سمان‌های دوال کیور

به علت تمایل بالینی به کاهش تعداد مراحل در هنگام کاربرد ادهزیوها، بیشتر ادهزیوهای کاربردی با سمان‌های رزین بیس، ادهزیوهای ساده شده هستند. این ادهزیوهای ساده شده در

سرامیکی یا کامپوزیتی که ضخامتی کمتر از ۲-۱/۵ میلی‌متر دارند و ترانسلوسنت هستند).

کیور شیمیایی: سمان‌های رزینی که به صورت شیمیایی پلیمریزه می‌شوند برای سمان کردن رزین باند بریچ‌ها (انواع مریلند) [۵] و همچنین کراون‌های سرامیکی که از نفوذ نور ممانعت می‌نمایند، توصیه می‌شوند. سمان‌های رزینی کیور شونده به طریق شیمیایی به صورت سیستم دو خمیره یا پودر-مایع عرضه می‌شوند. پلیمریزاسیون شیمیایی همزمان با اختلاط دو جزء آغاز می‌شود. در سیستم خمیری، در یکی از تیوب‌ها، آغازگر پلیمریزاسیون تحت عنوان بنزوئیل پراکساید حضور دارد و در تیوب دیگر ترشیری آمین قرار دارد که به پلیمریزاسیون سرعت می‌بخشد [۶].

کیور دوگانه: سمان‌های دوال کیور اغلب به صورت سیستم دو خمیری ارایه می‌شوند. سمان‌های دوال کیور در مواردی کاربرد دارند که رستوریشن مانع از انتقال نور کافی به سمان می‌گردد [۳۹]. (به عنوان مثال برای رستوریشن‌هایی که ترانسلوسنت هستند اما ضخامت بیش از ۱/۵ تا ۲ میلی‌متر دارند و تنها اجازه نفوذ اندکی به نور می‌دهند) [۶] در این شرایط ممکن است شدت نور رسیده به سمان جهت فعال‌سازی روند پلیمریزاسیون نوری کافی باشد اما یک کاتالیست سلف-پلیمریزه برای اطمینان از حداکثر کیور لازم است.

مطالعات کمی روی توانایی بخش لایت کیور سمان‌های دوال کیور وجود دارد. در حالی که تحقیقات قدیمی‌تر عنوان می‌کنند که اتوکیور به تنهایی برای رسیدن به حداکثر سختی ماده کافی نیست [۴۱، ۴۰]. به تازگی عنوان شده است که کینتیک کیور سمان‌های دوال کیور از آن‌چه قبلاً تصور می‌شد پیچیده‌تر است [۴۲]. فعال‌سازی نوری بعضی از سمان‌های دوال کیور با مکانیزم سلف کیور تداخل دارد و رسیدن به حداکثر خصوصیات مکانیکی را محدود می‌کند. در بعضی از سمان‌های دوال کیور مکانیسم سلف کیور هنگامی که نوردهی بلافاصله انجام می‌شود محدود می‌گردد. این محدودیت ممکن است خصوصیات مکانیکی نهایی سمان را خدشه‌دار کند [۱۲]. این اطلاعات جهت کارکرد بالینی مهم است چرا که فعال‌سازی نوری همیشه توسط کارخانجات سازنده توصیه می‌شود. هنگامی که این چنین اطلاعاتی در دست نیست عاقلانه

و به صورت سیستم دو خمیری ساخته شدند که سپس انواع نوری و دوال کیور آن‌ها وارد بازار شدند [۱۰]. باند سمان به دندان از طریق کاربرد یک ادهزیو نوع اچ و شستشو یا سلف اچ می‌باشد. ترکیبی از منومرهای دی متاکریلات و فیلرهای غیر آلی (۶۰ تا ۷۰ درصد وزنی) و یک Initiator از اجزای دیگر این سمان‌ها است. ذرات سیلیکا خصوصیات مکانیکی سمان را بهبود بخشیده و منجر به نفوذ و انتشار نور می‌گردند. فیلر منجر به بهبود مقاومت در برابر نیروهای فشاری و کششی سمان و نیز کاهش حلالیت آن می‌شود.

گروه ۱: کاربرد سیستم‌های اچ و شستشوی سه مرحله‌ای همراه با سمان رزینی

در چسباندن ونیرهای پرسنی اچ شده و سایلن زده شده به سطح مینایی دندان، بسیار مهم است که مینا به میزان کافی اچ شده باشد تا استحکام باند میکرومکانیکال به حداکثر برسد. در این موارد یک سیستم رزینی چسباننده فعال شونده با نور که دارای اچ جداگانه برای مینا (و عاج) است، ترجیح داده می‌شود [۵۲]. مثال‌هایی از این دسته شامل موارد زیر می‌باشد.

Ultra-Bond (Den-Mat, Santa Maria, CA, USA)
Plus (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, SA)
Variolink II (Dentsply, York, PA, USA) [۵۲]
Calibra (Kerr; Orange, CA, USA) [۵۳]
Choice 2 (Bisco). رزین‌های دوال کیور نبایستی برای سمان کردن ونیرها به کار گرفته شوند چرا که وجود آمین آروماتیک در آن‌ها باعث می‌شود که با گذشت زمان دچار تغییر رنگ شوند [۵۴]. کراون‌ها، اینله‌ها و انله‌های تمام سرامیکی ساخته شده از مواد محتوی سیلیکا که قابلیت اچ شدن با اسید هیدروفلوریک را دارا هستند (آن دسته که فاقد کورآلومینیا یا زیرکونیا هستند) نیز از محاسن رزین باندینگ‌ها سود می‌جویند. رزین باندینگ به انتشار استرس کمک می‌کنند و گسترش ترک‌های ریز را در سطح داخلی رستوریشن‌های پرسنی متوقف می‌کنند [۵۵]. اچ کردن یک رستوریشن پرسنی باید به دقت صورت گیرد و از دستورالعمل کارخانه تبعیت شود چرا که در غیر این صورت امکان اچ بیش از حد و در نتیجه حصول باند ضعیف‌تر از حد بین رزین و سرامیک وجود دارد [۵۶].

اصل از دو نوع هستند: سیستم‌های اچ و شستشو دو مرحله‌ای و سیستم‌های سلف اچ تک مرحله‌ای All in one. که هر دو دسته طبیعت اسیدی و هیدروفیل دارند. در هنگام سمان کردن، گروه‌های اسیدی موجود در لایه‌های کیور نشده ادهزیوهای ساده شده (به علت وجود اکسیژن) با پرواکسیدهای آمین آروماتیک سه‌گانه در سمان رقابت می‌کنند. در نتیجه یک واکنش اسید-باز بین ادهزیو و سمان رزینی رخ می‌دهد. این واکنش کوپلیمریزاسیون صحیح این دو را به حداقل می‌رساند و زمان کیور سمان را طولانی‌تر می‌نماید و اثرات تخریبی را گسترده‌تر می‌سازد [۴۶-۴۴]. علاوه بر این به علت خصوصیات هیدروفیل، این ادهزیوها به مانند غشاهای تراوا عمل می‌کنند. این رفتار هیدروفیل به جریان آب از میان ادهزیو می‌انجامد و پلیمریزاسیون صحیح سمان را خدشه‌دار می‌سازد [۴۸، ۴۷]. سمان‌هایی که به درستی با نور کیور نمی‌شوند یا واکنش سلف کیور ناقص دارند ممکن است واکنش‌های ناسازگاری شیمیایی و نفوذپذیری را هنگام همراه شدن با سیستم‌های ادهزیو ساده شده نشان دهند. در هنگام باندینگ سمان رزینی سلف کیور یا دوال کیور به عاج، استفاده از ادهزیوهای کمتر تراوا مانند انواع اچ و شستشو سه مرحله‌ای و سلف اچ دو مرحله‌ای به دندان‌پزشکان توصیه می‌گردد [۴۹، ۴۷]. اصلی‌ترین مزیت این سیستم‌ها آن است که یک لایه هیدروفوب و یک رزین غیر اسیدی را به عنوان مرحله سوم یا دوم دارا می‌باشند. با کاربرد این لایه اضافی واکنش‌های مضر با آمین‌های سمان رخ نمی‌دهد و نفوذپذیری لایه ادهزیو نیز کاهش می‌یابد.

هنگام سمان کردن اینله‌ها، انله‌ها و روکش‌ها، راه کار سیل عاجی بلافاصله (Immediate dentin sealing) [۴۹]، یک راه بالینی پیشنهادی برای غلبه بر مشکلات ناسازگاری و نفوذپذیری است. در این روش سطوح عاجی به محض تراش و قبل از قالب‌گیری، با ادهزیو رزین پوشانده می‌شوند این امر حساسیت پس از درمان و سمان کردن [۵۱، ۵۰] و نیز میزان ریزش را کاهش داده و میزان گیر و نیز استحکام باند را می‌افزاید [۵۱].

سمان‌های رزینی معمولی

در سال ۱۹۷۰ سمان‌های رزینی بر اساس رزین دی متاکریلات

گروه ۲: کاربرد باندینگ‌های سلف اچ و در ادامه کاربرد سمان رزینی

از آن‌جا که عاج، سوسترای اولیه برای رستوریشن‌های تمام پوشاننده (Full-coverage) است، اچ ملایم‌تر عاج توسط عوامل سلف اچ و در ادامه سمان کردن توسط سمان رزینی دوال کیور یا لایت کیور، متناسب با اپسیتة سرامیک ترجیح داده می‌شود. نمونه‌هایی از این محصول شامل موارد زیر می‌باشد: Multilink (Lvoclar vivadent USA)، Clearfil Esthetic Cement (Kuraray, Japan).

حذف اضافات در این نوع سمان اغلب بعد از انجام زمان بسیار کوتاه کیور (۲ الی ۵ ثانیه) صورت می‌گیرد و بعد از انجام مرحله تمیز کردن اولیه، کیور کامل و نهایی انجام می‌شود. حین حذف اولیه اضافات سمان، باید دقت کافی صورت گیرد تا ماده از زیر مارژین رستوریشن به بیرون کشیده نشود و گپ ایجاد نگردد [۱۷].

کراون‌های تمام سرامیکی و ریتینرهای دنج‌های ثابت پارسیل ساخته شده از کورهای زیرکونیا و آلومینا که استحکام بالا دارند، نیازمند استحکام بخشی توسط باندینگ رزین نیستند، اما در صورت وجود مارژین‌های نمایان و یا عدم تطابق کافی می‌توانند از محاسن زیبایی و هم‌رنگ دندان بودن سمان‌های رزینی بهره‌مند شوند [۵۷] به علت اپک بودن این سرامیک‌ها، سمان‌های رزینی دوال کیور یا سلف کیور باید همراه آن‌ها استفاده شوند [۱۷].

رزین‌های ادهزیو Dual-affinity

ادهزیو رزین‌ها با میل ترکیبی دوگانه Dual-affinity که هم به ساختمان دندان و هم مواد ترمیمی مختلف باند می‌شوند گروه بسیار ویژه‌ای از سمان‌های رزینی هستند. محصولاتی از این گروه شامل موارد زیر می‌باشد: (Shofu, Kyoto, Japan)، Panavia F 2.0 (Kuraray Medical)، Imperva Dual، Super Bond C&B (Sun Medical, Shiga, Japan)، C & B Metabond (Parkell, Edgewood, NY, USA). این مواد نیازمند انجام کار به روش سه مرحله‌ای (اچ، باند، رزین) می‌باشند، همان‌گونه که برای گروه اول بیان شد و خصوصیات فیزیکی مشابه آن‌ها را نیز دارا هستند اما تفاوت ویژه این دسته در آن است که این مواد تغییرات شیمیایی

یافته‌اند تا استحکام کششی بسیار بالایی را دارا شوند و باند محکمی را به مینای اچ شده و آلیاژهای فلزات قیمتی و بیس متال اچ شده توسط روش الکترولیتیک یا میکروابریژن، برقرار نمایند. اتصال به ساختار دندان از حساسیت تکنیکی بالایی برخوردار است و اتصال به فلز در هر آلیاژی متفاوت است و با کاربرد متال پرایمرهای خاصی بهبود می‌یابد [۳۳، ۳۲، ۲].

به علت گران بودن این مواد، حساسیت تکنیکی بالا و مشکل بودن حذف اضافات مواد، ادهزیو رزین‌های با میل ترکیبی دوگانه (Dual affinity) باید تنها در مواقعی برای چسباندن بریج‌های رزین باند یا کراون و دنج‌های پارسیل معمولی به کار روند که سایر سمان‌ها گیر کافی را فراهم نکرده یا نمی‌کنند.

قبل از سمان کردن، دندان باید به طور کامل با پامیس و خمیر پروفیلاکسی و رابرکپ تمیز شود، تا سمان موقتی باقی‌مانده و دبری‌های باقی‌مانده حذف شوند. در صورت امکان هنگامی که سمان رزینی یا رزین مودیفاید گلاس آینومر به عنوان سمان دایم به کار می‌رود باید کاربرد سمان موقتی حاوی اوژنول محدود شود، چرا که اوژنول باقی‌مانده ممکن است اثربخشی بعضی عوامل باندینگ را کاهش دهد [۱۷].

پانایو

پانایو از مشهورترین سمان‌های این گروه می‌باشد [۵۸]. این سمان اولین محصول تجاری بود که در بخش مایع خود دارای (Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) MDP بود و به صورت پودر و مایع و در یک رنگ موجود بود و استحکام باند آن به بیس متال‌های اچ شده بسیار بیشتر از دندان بود [۳۴]. در سال ۱۹۹۳، Panavia 21 به صورت فرمولاسیون خمیر-خمیر ارایه شده که دارای یک پرایمر مینا و عاج (ED primer) حاوی 5-NMSA و HEMA، (N-methacryloyl5-aminosalicylic acid)، (Methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate) MDP بود. ریتینرهای بیس متال توسط هوا خشن‌سازی شده و به وسیله اولتراسونیک تمیز می‌شوند اما اچ انجام نمی‌شد چرا که این عمل منجر به احتباس آب و هوا در تخلخل‌های مکانیکی حاصل شده و پلیمریزاسیون سمان به مخاطره می‌افتد. اتصال به مینای تراش نخورده نیازمند اچ کردن مینا

بود. ژل پلی اتیلن گلاکول به منظور جداسازی مارژین‌های اکسپوز سمان از اکسیژن به کار گرفته می‌شد تا پلیمریزاسیون کامل حاصل شود [۳۲]. محصول امروزی، Panavia F، سمان سلف اچ، سلف ادهزیو، دوال کیور و آزاد کننده فلوراید است که می‌تواند توسط هالوژن، پلاسما ARC یا نور LED کیور شود [۲۷].

سمان‌های رزینی سلف اچ - سلف ادهزیو

ساده شدن فرایند سمان کردن به سمت یک مرحله‌ای شدن باعث ایجاد سمان‌های رزینی سلف ادهزیو شده است [۵۹]. این سیستم‌ها دوال کیور هستند و عدم نیاز به آماده‌سازی با عوامل باندینگ، کارکرد بالینی آن‌ها را جالب توجه کرده است. سمان‌های رزینی سلف ادهزیو مدعی‌اند که مقاوم به رطوبت‌اند، فلوراید آزاد می‌کنند و حساسیت بعد از کار ندارند [۶۰]. بنابراین همه این فاکتورها به منظور ساده‌ترسازی و کاهش حساسیت تکنیکی و تطابق با نیازهای بالینی هماهنگ شده‌اند [۵۳]. محصولات از این گروه: G-Cem (GC International, Tokyo, Japan), SmartCem2 (DentsplyCaulk, Milford, DE, USA), (3M ESPE, Pymble, NSW, Australia), RelyX Unicem (Kerr, North Ryde, NSW,), Maxcem Elite (Australia), BisCem (Bisco).

اولین دسته از این مواد به صورت پودر- مایع در کپسول‌های تک واحدی بودند که باید اختلاط می‌یافتند [۶۱] و نسل‌های جدیدتر آن به صورت دو خمیری هستند. واکنش سخت شدن با اکسپوز نور و مکانیسم سلف کیور آغاز می‌شود. عموماً pH پایین اولیه از طریق واکنش بین گروه‌های اسیدی و فیلرهای آلکالین و آپاتیت دندان خنثی می‌شود. استحکام باند پایین‌تر به مینا در مقایسه با عاج برای سمان‌های سلف ادهزیو گزارش شده است و این حقیقت استفاده از سمان‌های رزینی سلف ادهزیو را برای باندینگ ونیرها محدود می‌کند [۶۲، ۵۳].

در طی ۳۸ ماه ارزیابی بالینی تنها سمان Rely x unicem به کاربرد شده جهت سمان کردن پروتزهای ثابت با بیس فلزی به خوبی سمان زینک فسفات عمل کرد [۶۳، ۵۳].

مکانیسم باندینگ سمان‌های سلف ادهزیو

سمان‌های رزینی سلف ادهزیو نیازمند مرحله باندینگ نیستند. در حالی که گروه‌های اسیدی مونومر اسمیرلایر را حل می‌کنند،

نفوذ سمان به توپول‌های عاجی ایجاد یک لایه هیبرید مناسب و چسبندگی مطلوب را ممکن می‌سازد. در این موارد گیر میکرومکانیکی و واکنش شیمیایی بین گروه‌های اسیدی و هیدروکسی آپاتیت انتظار می‌رود. گزارش شده است سمان‌های سلف ادهزیو با یون کلسیم مشتق شده از هیدروکسی آپاتیت واکنش شیمیایی برقرار می‌کنند [۶۱]. سمان‌های سلف ادهزیو در مینا استحکام باند کمتری از سمان‌های رزینی معمولی دارند اما میزان استحکام باند بالاتر از گلاس آینومرهاست. بنابراین جایگزینی برای سمان‌های گلاس آینومر به منظور سمان کردن سرامیک‌های با استحکام بالا یا رستوریش‌های با بیس فلزی هستند، اما در صورت وجود قابل توجه سطوح مینایی، برای سمان کردن ونیرها، اینلها و کراون‌های پارسیل و براکت‌های ارتودنسی ایده‌آل نیستند [۶۴]. استفاده از اسید فسفریک برای اچ مینا قبل از کاربرد سمان‌های رزینی سلف ادهزیو می‌تواند استحکام باند مشابه با سمان‌های رزینی معمولی را ایجاد کند [۶۵]. با این وجود اچ کردن برای استحکام باند به عاج مضر است [۶۶]. اگرچه حداقل مورفولوژیکی عاج در سمان‌های معمولی با سمان‌های سلف ادهزیو متفاوت است [۶۷، ۶۶]. گزارش شده است که سمان‌های سلف ادهزیو به اندازه اغلب سمان‌های رزینی معمولی مؤثر هستند [۶۸، ۶۸، ۵۳]. مطالعات بالینی بیشتری در دراز مدت برای بررسی سمان‌های سلف ادهزیو لازم است.

سازگاری نسجی

فقط تعداد کمی از مطالعات انجام شده در زمینه سازگاری نسجی وجود دارد. De Souza Costa و همکاران [۷۰] به مقایسه پاسخ پالپی به سمان Unicem و سمان Variolink II در دندان‌های انسان پرداختند. برای هر دو سمان، پاسخ التهابی ضعیف- متوسط دیده شد. شدیدترین پاسخ التهابی برای سمان Variolink II بود و شواهدی از حضور رزین در نواحی عمقی عاج دندان مشاهده شد. علت این امر استفاده از اچ جداگانه با اسید فسفریک است و پاسخ التهابی ایجاد شده رابطه معکوس با ضخامت عاج باقی مانده داشت. پاسخ به Unicem حداقل بود که در ارتباط با نفوذ محدود سمان به سوبسترای زیرین به دلیل عدم وجود مرحله اچ جداگانه عاج و ویسکوزیته نسبتاً بالای سمان است [۷۰].

منومرهای تبدیل نشده ممکن است روی سازگاری بیولوژیکی مواد رزینی اثرگذار باشند[۷۸]. کاهش زمان اکسپوزر نوری برای پلیمریزاسیون سمان‌های لایت کیور به میزان ۷۵ درصد آن‌چه توسط کارخانه توصیه می‌شود، جذب مایعات و حل شدن رزین را تسهیل می‌سازد[۷۹]، بنابراین باید حداکثر پلیمریزاسیون حاصل شود تا جذب آب و عواقب مضر آن به حداقل برسد.

ضخامت لایه‌ای سمان‌های رزینی

اهمیت ضخامت لایه‌ای سمان‌های رزینی به این دلیل است که اغلب مواد سرامیکی فضای داخلی قابل توجهی دارند. اثر ضخامت سمان رزینی بر روی مقاومت به شکست رستوریشن‌های تمام سرامیک هنوز به طور کامل مشخص نشده است اما برخی از مطالعات بیانگر وجود ارتباطاتی بین این فاکتورها هستند. Scherrer و همکاران[۸۰] گزارش کردند هنگامی که ضخامت لایه‌ای سمان‌های رزینی $300 \mu m$ یا بیشتر باشد، استحکام شکست به تدریج کاهش می‌یابد. همچنین گلاس سرامیک‌های دارای لایه‌های ضخیم سمان بعد از نگهداری در آب کمتر قابل اعتمادند[۸۱]. ضخامت لایه‌ای سمان برای برخی از مواد مطلوب نیست، به عنوان مثال C&B Metabond (محصول شرکت Parkell) ضخامت لایه‌ای ۱۰۰ میکرون را داراست، در حالی که به عنوان مثال برای Permalute (محصول شرکت Ultradent) ضخامت لایه‌ای ۹ میکرون گزارش شده است[۳۱]. در نتیجه سرامیک‌های ضخیم‌تر با ضخامت نازک سمان و باند صحیح به ساختار سرامیک رستوریشن‌هایی کاملاً مطلوب و بدون ترک خوردگی ایجاد می‌کنند[۸۲].

سمان‌های رزینی موقتی

با معرفی این سمان‌ها، بر بعضی مشکلات ناشی از سمان‌های موقتی حاوی ZOE غلبه شد، درضمن این سمان‌ها، گیر بیشتری نیز فراهم می‌کنند. مثالی از این دسته Temp (Kere)، Sensitemp (Sultan)، bond clear (Mizzy, USA)، Temporary resin cement می‌باشند، البته این مواد گران‌تر از سایر سمان‌های موقتی هستند[۱۷].

حداقل باندینگ مواد تمام سرامیکی

تکامل سمان‌ها و سیستم‌های باندینگ جدید کاربرد سرامیک‌ها و رزین کامپوزیت‌های غیر مستقیم را در دندان‌پزشکی گسترش

در مطالعه‌ای که توسط ستاری و همکاران[۵۸] به انجام رسید، سمان زینک فسفات Harvard بیشترین سمیت سلولی را دارا بود، گرچه میزان سمیت آن با گذشت زمان کاهش یافت. اما در سمان رزینی Rely X Plus سمیت متوسطی مشاهده گردید که با گذشت زمان افزایش می‌یافت، به این دلیل به اعتقاد نویسندگان کاربرد این سمان می‌بایست محدود گردد. سمان رزینی Panavia F2 کمترین سمیت را دارا بود.

دلیل این اختلاف مشخص نیست. اطلاعات اندک موجود در مورد سازگاری نسبی سمان‌های سلف ادهزیو نشان می‌دهد که آن‌ها، تا زمانی که ضخامت عاجی کافی به عنوان سد محافظ موجود است به خوبی توسط پالپ دندان تحمل می‌شوند. انتظار می‌رود سمان‌های سلف ادهزیو به دلیل ویسکوزیته بالاتر و عدم حضور مرحله اچ ته‌اجمی عاج، بهتر از سمان رزینی که بر کاربرد مراحل اچ و باندینگ جداگانه تکیه می‌کنند تحمل شوند[۷۱].

سمان رزینی و پدیده جذب آب

هنگامی که یک روکش تمام سرامیکی سمان می‌شود مجموعه سرامیک/ سمان/ ادهزیو/ دندان در مواجهه با یک محیط آبی قرار می‌گیرند. سمان رزینی نه تنها باید حلالیت اندکی داشته باشد بلکه به علت نیازهای زیبایی و عملکردی باید جذب آب کمی هم داشته باشد[۷۲]. جذب آب بعد از یک دوره طولانی اثر مهمی روی خصوصیات سمان خواهد داشت[۷۳، ۷۴]. آب جذب شده به عنوان یک پلاستی‌سایزر عمل می‌کند و ممکن است مناطق بدون ساپورت در زیر رستوریشن ایجاد کند و در نتیجه شانس شکست رستوریشن تحت نیروهای جویند بیشتر می‌شود. دندان‌پزشکان باید ضخامت سمان را در حداقل ممکن نگه دارند تا اثرات پلاستی‌سایزر را برای سمان رزینی کاهش دهند[۷۵]. همراه با جذب آب ممکن است انبساط هیگروسکوپی سمان رخ بدهد[۷۶، ۷۷]. اما تأثیر انبساط هیگروسکوپی بر روی ثبات دراز مدت سمان‌های رزینی و در نتیجه بر روی رستوریشن‌های تمام سرامیکی نامشخص است.

سمان‌هایی که زمان کارکرد یا زمان سخت شدن طولانی دارند و یا به طور صحیح با نور، کیور نمی‌شوند یا یک مکانیسم سلف کیور مخدوش شده دارند، بیشتر در معرض مشکلات ناشی از انبساط هیگروسکوپی قرار دارند. پلیمریزاسیون ناقص و

سرامیک‌های پلی کریستالین با استحکام بالا

اگرچه سرامیک‌های پلی کریستالین با استحکام بالا (آلومینا و زیرکونیا) به طور گسترده برای کراون‌ها و بریج‌های خلفی استفاده می‌شوند نتایج کلینیکال طولانی مدت آن‌ها مورد بحث است [۸۴-۹۰]. زیرکونیا به علت خصوصیات مکانیکی بالاتر نسبت به آلومینا، انتخاب اول برای کور یا فریم ورک رستوریشن‌های تمام سرامیک است. لازم به ذکر است مکانیسم باندینگ به سرامیک‌های با استحکام بالا به علت فقدان ذرات گلاس موجود در ترکیب آن‌ها مشکل‌ساز است.

در میان مواد تمام سرامیکی، زیرکونیوم و لیتیوم دی سیلیکات به دلیل دارا بودن خواص مکانیکی مطلوب به محبوب‌ترین مواد در دندان پزشکی تبدیل شده‌اند [۹۱]. به عنوان مثال، در میان ۶۰۰ هزار رستوریشن تمام سرامیکی ساخته شده توسط لابراتوار Glidewell در سال ۲۰۱۱، ۷۵ درصد سرامیک زیرکونیا، ۲۳ درصد لیتیوم دی سیلیکات و تنها کمتر از ۲ درصد انواع تقویت شده با لوسایت و سرامیک‌های دیگر بودند [۹۲].

روش‌های باندینگ برای سیستم‌های تمام سرامیکی:

توانایی ترکیب سمان رزینی/ ادهزیو در چسبیدن به سرامیک‌های دندانی بستگی به ریز ساختار رستوریشن و آماده‌سازی سطحی به کار گرفته شده دارد [۹۳]. یک باند قابل اعتماد و با دوام برای سرامیک‌های رزین باند اغلب از دو مکانیسم اصلی به دست می‌آید: باند شیمیایی بین سمان و سرامیک (از طریق کاربرد سایلن) و گیر میکرومکانیکال از طریق ایجاد خشونت سطحی. راهکارهای ایجاد خشونت سطحی عبارتند از:

- Grinding (خشن‌سازی)
 - سایش توسط ابزار چرخنده الماسی (یا دیگر مواد)
 - هواسایی با ذرات آلومینیا (یا ذرات دیگر)
 - گیر میکرومکانیکی به درون تخلخل‌هایی که از طریق اچ با اسید هیدروفلوریک حاصل می‌شوند.
 - ترکیبی از این روش‌ها [۹۴]
- خشن کردن سطح با Airborne particle abrasion یا Grinding (هواسایی) راهی به منظور بهبود چسبندگی به اکثر

داده است. باند شدن مواد سرامیکی به مینا و عاج همراه با بهبود استحکام این رستوریشن‌های غیر مستقیم، رستوریشن‌های یکپارچه‌ای را از نظر مکانیکی تولید کرده است که کاهش خطر شکست را در پی داشته است [۸۳]. در این بخش خصوصیات مختصری از مواد سرامیکی جهت فهم بهتر مکانیسم‌های باندینگ آن‌ها بیان می‌شود.

گلاس سرامیک‌ها

گلاس‌های فلدسپاتیک و گلاس فلدسپاتیک‌های تقویت شده با لوسایت هنوز به طور گسترده در ونیرها، اینله‌ها و روکش‌های قدامی استفاده می‌شوند و زیبایی عالی از طریق ترانس لوسنسی، فلورسنس و اپلسنسی آن‌ها حاصل می‌شود. با این حال این سرامیک‌ها معایبی مانند استحکام و چقرمگی (Toughness) پایین را دارا می‌باشند. سیستم‌های گلاس سرامیک در دسترس عبارتند از:

۱- گلاس سرامیک‌های حاوی لوسایت (ساخته شده به روش Hot sintered, Pressed یا Computer aided design-Computer aided manufacturing (CAD- CAM) با استحکام خمشی ۱۲۰ مگاپاسکال که برای ونیر، روکش‌های قدامی و اینله‌های خلفی مناسب هستند [۸۳]. مانند Finesse, Authentic, PM9, OPC, Paradigm C, IPS Empress.

۲- گلاس سرامیک‌های Flourmica (CAD- CAM) با استحکام خمشی ۱۵۰-۱۲۰ مگاپاسکال که چسبندگی به دندان هم دارد و می‌تواند برای روکش‌های خلفی نیز مناسب باشد [۸۳]، مانند Dicor.

۳- پیشرفت در خصوصیات مکانیکی گلاس سرامیک‌ها با توسعه گلاس سرامیک‌های لیتیوم دی سیلیکات (CAD- CAM یا Hot pressed) حاصل شد (استحکام خمشی حدود ۴۵۰-۳۵۰ مگاپاسکال). از زمان ورود سرامیک‌های لیتیوم دی سیلیکات به بازار استفاده از گلاس سرامیک‌های لوسایت کاهش یافته است. علاوه بر این، در کنار خصوصیات مکانیکی بهتر و نتایج زیبایی برتر، استحکام باند بالایی نیز در باند به دندان به دست می‌آید [۸۳]. مثال‌هایی از این دسته شامل OPC 3G, E.max CAD, E.max Press و IPS Empress2 می‌باشد.

توانایی اتصال به گروه‌های هیدورکسیل روی سطوح سرامیک را دارا می‌باشند و قادر به کویلیمیزه شدن با قسمت آلی سمان رزینی یا ادهزیو می‌باشند. پرایمر سایلن حاوی یک عامل سایلن (اغلب Y متاکریلوکسی پروپیل تری متوکسی سایلن)، یک اسید ضعیف و مقدار زیادی از حلال است. عامل سایلنی باید با اسید ضعیف هیدرولیز شود تا مؤثر واقع شود. سایلن‌ها به دو صورت موجود هستند: هیدرولیز شده (Hydrolyzed) و هیدولیز نشده (Unhydrolyzed) [۱۰۰]. هنگامی که هیدرولیز صورت گرفت، پرایمرسایلن نیمه عمر محدودی دارد و کارایی آن در طول زمان کاهش می‌یابد. بنابراین کارایی سایلن‌های تک بطری‌ای که از قبل هیدرولیز شده‌اند، در صورت عدم آگاهی از زمان فعال‌سازی آن‌ها قابل پیشگویی نیست. از نظر بالینی تنها نشانگر موجود ظاهر مایع است (یک محلول شفاف قابل استفاده است در حالی که یک محلول شیری رنگ باید کنار گذاشته شود) [۹۵] با این حال محلول‌های الکلی (انواع تک ظرفی) همچنان شفاف باقی می‌مانند و علامت تغییر رنگ در مورد آن‌ها معیار تشخیصی نیست. بنابراین محلول‌های دو بطری (Unhydrolyzed یا Inactive) ترجیح داده می‌شوند. عمل کننده باید دستورالعمل‌های کارخانه را در اختلاط دو جز به کار گیرد و به تاریخ مصرف سایلن دقت نماید [۱۰۲، ۱۰۱].

مواد زیبایی است، در حالی که به نظر می‌رسد کاربرد سایلن تنها در مورد سرامیک‌های سیلیکا بیس مؤثر باشد [۹۵]. ارزیابی استحکام باند بین سرامیک و کامپوزیت رزین نتایج مختلفی را در مورد تأثیر درمان‌های سطحی اعلام داشته است. اختلاف در مطالعات [۹۶، ۹۷] ممکن است ناشی از عدم کارایی یا مؤثر نبودن عامل کوپلینگ سایلن کاربردی و خطای اپراتور در مراحل انجام کار باشد.

الف- اسید اچ با اسید هیدروفلوریک

اچ با اسید هیدروفلوریک ۵ درصد تا ۱۰ درصد، به مدت ۲۰ ثانیه تا ۴ دقیقه، به منظور ایجاد تخلخل‌های میکرومکانیکال صورت می‌گیرد. این روش تخلخل‌هایی را درون فاز گلاسی ایجاد می‌نماید [۹۸]. اچ به مدت بیش از ۴ دقیقه تغییراتی را در ساختار ماده ایجاد کرده و آن را شکننده نموده و منجر به شکست رستوریشن می‌گردد [۹۹]. مدت زمان اچ با اسید هیدروفلوریک در سرامیک‌های فلدسپاتیک (گلاس سرامیک‌ها) ۱ دقیقه با اسید هیدروفلوریک ۱۰ درصد، در سرامیک‌های با بیس لوسایت، ۱ دقیقه با اسید هیدروفلوریک ۵ درصد، و در سرامیک‌های با بیس لیتیم دی سیلیکات، ۲۰ ثانیه با اسید هیدروفلوریک ۵ درصد توصیه می‌گردد [۱۰۰] (جدول ۱).

ب- عوامل سایلن کوپلینگ

عوامل کوپلینگ سایلن مولکول‌های دو کاره‌ای هستند که

جدول ۱. خلاصه‌ای از مراحل آماده‌سازی سطحی بر حسب نوع سرامیک [۱۰۰]

سرامیک	فیلر	آماده‌سازی سطحی	مثال
	لوسایت	کاربرد اسید هیدروفلوریک ۵ درصد به مدت ۱ دقیقه، شستشو و خشک کردن، کاربرد سایلن به مدت ۱ دقیقه، خشک کرد با هوا	IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent)
Particle-filled Glass	لیتیم دی سیلیکات	کاربرد اسید هیدروفلوریک ۵ درصد به مدت ۲۰ ثانیه، شستشو و خشک کردن، کاربرد سایلن به مدت ۱ دقیقه، خشک کرد با هوا	IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)
Glass- infiltrated Alumina		Air abrasion با ذرات آلومینیوم اکساید، کاربرد سیستم ادهزیو حاوی MDP و خشک کردن	Vita In-Ceram Alumina, Vita In-Ceram Spinell, Vita In-Ceram Zirconia
Polycrystalline	آلومینیوم اکساید	Air abrasion با ذرات آلومینیوم اکساید یا Tribochemical silicoating، کاربرد سیستم ادهزیو حاوی MDP و خشک کردن	Procera Alumina (Nobel Biocare)
	زیر کونیوم اکساید	Air abrasion با ذرات آلومینیوم اکساید ۵۰ میکرونی (در فشار ۷ پوند بر اینچ مربع)، کاربرد پرایمر حاوی MDP و خشک کردن.	Cercon Zirconia (Dentsply), Everest (Kavo), Lava Zirconia (3M ESPE), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)

آگاهی از نحوه عملکرد Silanation بر روی سطوح سرامیکی اهمیت بسیاری در بهبود کارایی سایلن دارد. هنگامی که سایلن روی سرامیک به کار می‌رود و خشک می‌شود، سه ساختار متفاوت شکل می‌گیرد که Interphase layer نامیده می‌شود [۱۰۳]. خارجی‌ترین لایه شامل الیگومرهای کوچکی است که قابل شستشو با حلال‌های آلی یا آب در دمای اتاق هستند [۹۷]. لایه بعدی که نزدیک‌تر به سطح گلاس قرار دارد، لایه دیگری از الیگومرهاست و قابل هیدرولیز است. به منظور ممانعت از هیدرولیز این لایه بعد از سمان کردن، (چرا که در صورت هیدرولیز اتصال سمان با سرامیک به مخاطره می‌افتد) بعضی از نویسندگان توصیه به حذف آن با آب داغ قبل از باندینگ به سرامیک سایلن شده دارند [۱۰۴، ۹۷]. لایه چسبیده به گلاس لایه سوم است که یک منولایر بوده و باند کووالانسی به فازسیلیکایی سرامیک برقرار می‌کند و در مقابل هیدرولیز پایدار است [۹۶]. این منولایر باقی‌مانده سایلن با این روش‌ها حذف نمی‌شوند و مسؤول باند واقعی بین سرامیک و سمان ادهزیو است.

از آنجایی که به طور بالینی کنترل کاربرد یک لایه از سایلن امکان‌پذیر نیست، اضافات سایلن می‌بایست قبل از باندینگ برداشته شود. این عمل به روش‌های متعددی قابل انجام است. یک راه کاربرد سایلن و سپس خشک کردن با هوای داغ ($50 \pm 5^\circ\text{C}$) به مدت ۱۵ ثانیه به منظور تبخیر حلال و سپس شستشو با آب داغ (80°C) به مدت ۱۵ ثانیه و بعد خشک کردن با هوای داغ به مدت ۱۵ ثانیه صورت می‌گیرد [۱۰۴]. این روش آب و حلال را حذف می‌کند و پرایمر سایلن واکنش نکرده یا اضافی را می‌شوید [۱۰۴]. یک راه دیگر حذف سایلن اضافی در مرحله Try-in است.

دندان‌پزشک عموماً Try-in را بعد از دریافت سرامیک‌های اچ شده با اسید هیدروفلوریک از لابراتوار انجام می‌دهد در حالی که سطح سرامیکی اچ شده با اسید هیدروفلوریک هیدروفیل است و اگر خمیر Try-in هیدروفیل قبل از مرحله سایلن زدن به کار رود سرامیک بیشتر آلوده می‌شود. بنابراین سطوح سرامیک باید قبل از مراحل Try-in سایلن زده شوند. اگر سایلن به صورت صحیح استفاده شود، سطوح سرامیک هیدروفوب می‌گردد و خمیر Try-in به آسانی با تمیز

کننده‌های اولترا سونیک برداشته می‌شود. اگر مرحله Try-in بعد از سایلن زدن انجام شود استحکام باند به میزان چشمگیری افزایش می‌یابد. علت آن است که مرحله Try-in لایه‌های اضافی سایلن را از سطح سرامیک حذف می‌کند [۴۳]. برداشت اضافات اجازه اتصال صحیح سمان رزینی با سطح سرامیک سایلن زده تک لایه‌ای را می‌دهد، بنابراین استحکام باند افزایش می‌یابد. به نظر می‌رسد کاربرد سایلن (Silane treatment) به تنهایی برای بهبود استحکام باند به سرامیک‌ها بسیار مؤثر است. بنابراین بهتر است مرحله Try-in بعد از سایلن زدن باشد و سپس تمیز کردن با اولتراسونیک به منظور بهبود استحکام باند انجام گیرد [۱۲].

به دست آوردن یک باند با دوام در سرامیک‌های پلی کریستالین با استحکام بالا مشکل است. استفاده از عامل کولپینگ سایلن بعد از (Airborne particle abrasion) APA باند رزینی با دوامی با زیرکونیا ایجاد نمی‌کند [۱۰۶، ۱۰۵]. در عوض Silicoating به منظور ایجاد یک لایه سیلیکایی اضافی بر روی کوره‌های سرامیکی تقویت شده [۱۰۷] برای فرایند باندینگ انجام می‌شود. با این حال، برخی مطالعات کاهش استحکام باند را بعد از Aging ساختگی در سرامیک‌های با بیس زیرکونیوم که Silicoating و بعد سایلن زده شده بودند نشان دادند [۱۰۹، ۱۰۸، ۱۰۵]. از آنجایی که سیستم‌های کور سرامیکی تقویت شده به مانند سرامیک‌های فلدسپاتیک شکننده وابسته به باندینگ نیستند، کارخانجات کاربرد سمان‌های معمولی مانند زینک فسفات یا رزین مودیفاید گلاس آینومر را جهت سمان کردن کوره‌های سرامیکی تقویت شده توصیه می‌کنند. با این حال Adhesive cementation مقاومت به شکست و طول عمر این رستوریشن‌ها را افزایش می‌دهد [۱۱۱، ۱۱۰]. ترک‌های داخلی که با APA ایجاد شده را مهر و موم می‌کند [۱۱۲] و به عنوان گیر فرعی در جهت بهبود تطابق این رستوریشن‌ها در موارد عدم وجود گیر کافی عمل می‌کند.

اصلاحات سطحی شیمیایی- مکانیکی زیادی برای حصول باند مطلوب بین سرامیک تقویت شده و سمان توصیه شده است [۱۱۳-۱۱۵]. اختلاف اندک در دمای Sintering، ساختار پلی کریستال، سایز ذرات و خصوصیات مکانیکی را متأثر

د- پرایمرها

سمان‌های رزینی و پرایمرهایی که حاوی MDP-۱۰ هستند به علت واکنش شیمیایی بین گروه‌های هیدروکسیل زیرکونیا و منومراستر فسفات MDP، از جمله مواد انتخابی در سمان کردن رستوریشن‌های زیرکونیایی می‌باشند [۱۲۵، ۱۲۴]. سمان‌های رزینی مانند پاناویا [۱۲۶] و برخی متال پرایمرها مانند Alloy primer (Kuraray) و Clearfil ceramic primer (Kuraray) از این دسته مواد هستند [۱۲۷].

استفاده از پرایمرهای زیرکونیایی حاوی MDP ۱۰ همراه با APA استحکام باند رزین را هم بلافاصله پس از سمان کردن و هم در طولانی مدت بهبود می‌بخشد [۱۲۸، ۱۲۷، ۱۲۱، ۱۱۴، ۱۰۹].

پرایمرهای زیرکونیایی حاوی منومرهای فسفات عبارتند از: Ivoclar Metal/ zirconia primer (Vivadent ivoclar)، Clerafil (Kuraray)، Monobond plus (vivadent)، ceramic primer (Heraeus) Signum zirconia bond، AZ primer (Shofu) و ZPrime plus (Bisco).

تفاوت در شیمی پرایمرها و مکانیسم‌های اتصال آن‌ها نیازمند آماده‌سازی سطحی و انتخاب صحیح پرایمر مطابق با سمان رزینی است [۱۲۷]. به طور عمومی پرایمرهای حاوی عامل منومر اسید فسفریک با منومر استر فسفات، باند رزین به زیرکونیا را بهبود می‌بخشد در حالی که پرایمرهای حاوی عامل کوپلینگ سایلن باند رزین به سرامیک‌های سیلیکا بیس را تقویت می‌کنند [۱۲۸]. یک پرایمر زیرکونیایی آزمایشگاهی [۱۲۹] جدید که مخلوطی از منومرهای ارگانوفسفات و اسید کربوکسیلیک است به عنوان روشی برای افزایش استحکام باند سمان‌های رزین بیس مختلف آزمایش شده است [۱۳۰].

آماده‌سازی سطحی به صورت ترکیبی از هواسایی و پرایمرهای حاوی منومر فسفات به بهبود دوام باند رزین به زیرکونیا می‌انجامد [۱۳۲، ۱۳۱، ۱۲۱]. در مطالعات دیگر، ترکیبی از منومر ارگانوفسفره (به عنوان مثال، MDP) با یکی دیگر از منومرهای فانکشنال، استحکام باند رزین- زیرکونیا را به میزان بیشتری بهبود بخشید. به عنوان مثال، plus

می‌کند، بنابراین واکنش‌های متفاوتی از سرامیک‌ها در مقابل روش‌های آماده‌سازی سطحی خاص انتظار می‌رود [۱۱۳]. از جمله روش‌های آماده‌سازی APA یا Wet hand grinding، منومرهای استر فسفات و اسید فسفریک موجود در سمان‌های رزینی یا برخی پرایمرها، Tribochemical silicoating، اشعه لیزر، تکنیک Selective infiltration etching با Heat treatment و ... را می‌توان نام برد. تا به امروز بهترین روش اصلاح سطحی برای رسیدن به استحکام باند مطلوب در سرامیک‌های تقویت شده شناخته نشده است و تحقیقات بیشتری مورد نیاز است [۱۲].

ج- APA (Airborne particle abrasion)

APA یا Wet hand grinding روشی به منظور بهبود باند رزین به سرامیک‌های تقویت شده است [۱۱۴]. در شماری از مطالعات انجام اصلاحات مکانیکی سطحی، از طریق تبدیل فاز تتراگونال به فاز مونولیتیک و در نتیجه ممانعت از گسترش ترک، باعث افزایش چشمگیری در استحکام خمشی Yttria tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) گردیده است [۱۱۸-۱۱۴]. بر خلاف این مطالعات، شواهد علمی دیگر بیانگر این موضوع هستند که Grinding یا سندبلاست کردن سرامیک‌های Y-TZP قبل از سمان کردن می‌تواند نقایص سطحی و ترک‌های تیزی ایجاد کند که منجر به تجمع استرس و در نتیجه ایجاد ترک رادیال در فریم ورک زیرکونیوم به هنگام فانکشن گردد [۱۲۰، ۱۱۹].

هواسایی با فشار پایین (Low-pressure air abrasion) ۵/۰ Mpa) روشی برای افزایش استحکام باند [۱۲۲، ۱۲۱] بدون به مخاطره انداختن ساختار سرامیک است. در این روش اگرچه به علت کاهش فشار اعمال شده میزان خشونت و زبری سطح کاهش می‌یابد، اما این امر استحکام باند را در دراز مدت تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. اما حذف کامل هواسایی و به کارگیری پرایمر به تنهایی، به دبانه شدن در طول Aging ساختگی انجامید [۱۲۱]. Aboushelib و همکاران [۱۲۳] نشان دادند که قطعات APA شده، می‌توانند استحکام خمشی خود را با کاربرد عامل باندینگ دوباره به دست آورند. در واقع کاربرد عامل باندینگ منجر به سیل آسیب‌های ناشی از APA می‌گردد.

متراکم، غیر گیردار و با انرژی پایین به سطح گیردار و بسیار فعال تبدیل می‌کند [۱۳۸]. در این روش سطح زیرکونیا با یک عامل Conditioning حاوی گلاس (ترکیبی از سیلیکا، آلومینا، اکسید سدیم، اکسید پتاسیم و اکسید تیتانیوم) پوشانده می‌شود و تا بالاتر از دمای Glass transition حرارت داده می‌شود. بعد از سرد شدن، گلاس در یک محیط اسیدی حل می‌شود در نتیجه فضاهای متخلخلی در بین دانه‌های زیرکونیا ایجاد می‌شود و منجر به ایجاد گیر نانومکانیکال سمان رزینی در این فضاها می‌گردد و در نتیجه استحکام بالایی به سمان رزینی حاصل می‌شود. حسن این روش در آن است که تنها ذرات و مناطقی را در بر می‌گیرد که در معرض گلاس مذاب قرار می‌گیرد و این امر اجازه می‌دهد منطقه‌ای که می‌بایست اچ شود قابل کنترل باشد [۹۴]. SIE باند با دوام، قوی و پایداری به سوبسترای زیرکونیا ایجاد می‌کند [۱۳۳].

ب- Hot chemical etching solution

با توجه به ماهیت فلزی زیرکونیوم خالص، به تازگی کاربرد تجربی محلول اچ شیمیایی داغ به منظور آماده‌سازی سطحی زیرکونیا عنوان شده است [۱۳۹]. ۹ درجه حرارت مطلوب برای آماده‌سازی سوبسترا 100°C به مدت ۱۰ دقیقه است. عملکرد محلول اچ داغ، اساساً یک فرایند خوردگی (کروژن) کنترل شده است. این محلول به طور انتخابی زیرکونیا را اچ می‌نماید [۱۴۰] و نقاط گیر میکرونی در آن ایجاد می‌نماید و این عمل را با تغییر مرزهای بین دانه‌ها و نیز از طریق حذف اتم‌های محیطی‌ای انجام می‌دهد که کمتر مرتب بوده و انرژی بالایی را دارا می‌باشند. کاربرد تجربی محلول اچ داغ، منجر به افزایش خشونت

ZPrime که شامل هر دو مونومر ارگانوفسفره و مونومر کربوکسیلات است، استحکام باند بالاتری از دیگر پرایمرهای تجاری زیرکونیا را داراست [۱۳۵-۱۳۰].

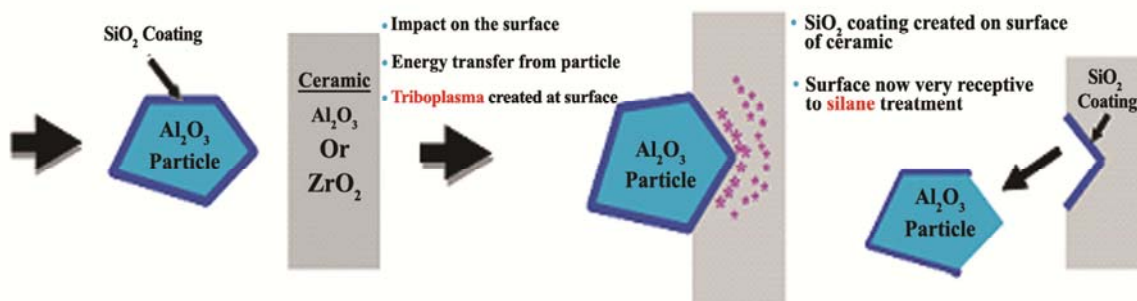
ه- Tribochemical silicoating

این روش جایگزین روش APA به منظور بهبود باند بین سرامیک‌های آلومینا/ زیرکونیا و سمان رزینی است [۱۳۶]. در این تکنیک سطوح با ذرات تری اکساید آلومینیوم مدیفاید با سیلیکا تحت فشار هوا، خشن می‌شوند. فشار جریان هوا باعث فرو رفتن ذرات آلومینای پوشیده شده با سیلیکا بر روی سطوح سرامیک می‌شود و این سطوح مدیفیه شده با سیلیکا از طریق عوامل کوپلینگ سایلن به طور شیمیایی با رزین واکنش می‌دهند (شکل ۱). برخی محققین معتقدند که استحکام باند بالاتر رزین به زیرکونیا بعد از Silica coating و Silanation حاصل می‌شود [۱۳۷]. با این حال در نمونه‌های تحت Aging ساختگی، کاهش استحکام باند رزین به زیرکونیای Silica coated دیده می‌شود. همچنین نشان داده شد که اعمال سیکل‌های حرارتی نسبت به نگهداری در آب در یک دمای ثابت تأثیر بیشتری بر روی دوام باند رزین به سرامیک زیرکونیایی دارد [۱۰۹، ۱۰۸، ۱۰۶].

روش‌های جدید جهت بهبود باند به سرامیک‌های پلی کریستالین با استحکام بالا

الف- (SIE) Selective infiltration etching

یک روش اصلاح سطحی جدید برای بهبود باند به زیرکونیا (Selective infiltration etching) SIE [۱۲۳] با کمک اصلاح حرارتی است. این روش زیرکونیا را از یک سطح



شکل ۱. نمای شماتیک مراحل Tribochemical silicoating [۹۹]

با سمان‌های رزینی با کیور دوگانه (Dual-Cure) به دست آمده است [۱۵۰]. با این حال، باید اشاره کرد که حصول یک باند صحیح به دقت هر مرحله از روش به کارگیری ادهزیو بستگی دارد و این امر ممکن است با سیستم‌های باندینگ سه مرحله‌ای بسیار پیچیده باشد. دسترسی محدود به فضای پست نیز مشکل دیگری است. در این راستا، بر اساس نتیجه آزمون استحکام باند و مشاهدات میکروسکوپی، استفاده از کن کاغذی برای خشک کردن درون کانال و میکروبراش در کاربرد ادهزیو توصیه می‌شود [۱۵۱]. با قصد ساده‌سازی کاربرد، استفاده از ادهزیوهای ساده شده مطرح شده است. با این حال، هنگام استفاده از ادهزیوهای اچ و شستشو دو مرحله‌ای و سلف اچ تک مرحله، ناسازگاری آن‌ها با سمان‌های دوال کیور و سلف کیور باید در نظر گرفته شده و از کاربرد Co-initiator پلیمریزاسیون شیمیایی باید اطمینان حاصل شود [۴۶].

با ادامه روند ساده‌سازی سمان رزینی سلف ادهزیو معرفی شدند. این سیستم‌های جدیدتر به عنوان جایگزینی با کاربرد آسان برای سمان کردن فایبر پست‌ها پذیرفته شده‌اند. با این حال، سمان رزینی سلف ادهزیو، که بر مونومرهای اسیدی برای معدنی‌زدایی سوبسترا و نفوذ همزمان در آن تکیه می‌کنند، قدرت باند عاجی پایین‌تر از عوامل ادهزیو اچ و شستشو را دارا می‌باشند. سمان‌های رزینی سلف ادهزیو پتانسیل محدودی برای معدنی‌زدایی و نفوذ به فراتر از لایه اسمیر، در هر دو سطح تاجی و داخل ریشه‌ای دارا می‌باشند و یک تعامل نسبتاً سطحی با عاج را ایجاد می‌کنند [۱۵۲، ۵۳].

با توجه به انواع حالت‌های کیور سمان، استفاده از مواد لایت کیور در سمان کردن پست، با توجه به مشکل در نفوذ کامل نور به درون فضای پست توصیه نمی‌شود [۱۵۳]. به تازگی نشان داده شده است که حتی در حضور پست شفاف، مقدار نفوذ نور به یک سوم اپیکالی از فضای داول به طور مؤثری برای کیور کردن سمان در آن سطح کافی نیست. در تحقیق فوق نشان داده شد که انتقال نور در پست‌های فیبر کربن صورت نمی‌گیرد و در پست‌های گلاس فایبر که به عنوان پست شفاف، به بازار عرضه شده‌اند به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد و بنابراین کیور سمان رزینی تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۱۵۴]. بنابراین تنوع در ویژگی‌های نوری داول‌ها

سطحی زیرکونیا می‌گردد و با ایجاد فضاهای کوچک میکرونی مکانیسم باند را بهبود می‌بخشد [۱۴۱، ۱۱۳]. با این حال، مطالعات بیشتری برای تأیید اثر این محلول جدید بر روی استحکام باند ادهزیو رزین به سرامیک زیرکونیوم لازم است.

ج- لیزر

پرتو لیزر به عنوان یکی از روش‌های آماده‌سازی برای سطوح زیرکونیا و آلومینا به شمار می‌رود. لیزرهای Erbium, Chromium: Yttrium, Scandium, Gallium (Cr: YSGG (and Garnet [۱۴۲] روش‌های جدیدی به منظور بهبود چسبندگی سرامیک‌ها به سمان هستند که استحکام باندی مشابه با روش Tribochemical ایجاد می‌نمایند [۱۴۳].

لیزر درمانی، مانند لیزر (ER: YAG) Erbium doped yttrium aluminium garnet و لیزر (Nd:YAG) Neodymium-doped yttrium aluminum garnet به طور قابل توجهی استحکام باند به زیرکونیوم، را افزایش می‌دهند [۱۴۶-۱۴۴]. با وجود این که لیزر درمانی با دی اکسید کربن یک روش مؤثر برای آماده‌سازی سطوح زیرکونیایی است [۱۱۵]، اما نسبت به لیزرهای ER: YAG و ND: YAG کمتر مؤثر است [۱۴۷]. با این حال، گزارش شده است که آماده‌سازی سطحی با لیزری به مانند لیزر Er: YAG، پیوند با دوامی را مابین رزین و زیرکونیوم برقرار نمی‌نماید. به طوری که استحکام باند پس از ۶ ماه نگهداری در آب کاهش قابل توجهی را نشان می‌دهد [۱۴۲].

پست‌های فایبر

سمان کردن پست‌های فایبر

پست‌های فایبر به صورت غیر فعال در کانال ریشه قرار می‌گیرند. بر این اساس، مقاومت در برابر جابه‌جایی آن‌ها به طور عمده به عامل چسباننده و روش اتخاذ شده برای سمان کردن نسبت داده می‌شود [۱۴۹، ۱۴۸]. به منظور سمان کردن فایبر پست‌ها سمان رزینی بر عوامل چسبان مرسوم ترجیح داده می‌شود چرا که آن‌ها علاوه بر تقویت ریشه توزیع استرس را در تمام طول ریشه به صورت یکنواخت انجام می‌دهند [۱۵۰، ۴]. شواهد موجود نشان می‌دهد که قابل اطمینان‌ترین نتایج در سمان کردن فایبر پست توسط ادهزیوهای اچ و شستشو همراه

باید مورد توجه قرار گیرد.

مواد با کیور دوگانه قابل اعتمادترین گزینه را برای دستیابی به پلیمریزاسیون مطلوب سمان در تمام طول فضای داول ارایه می‌دهند. اگرچه ادعا می‌شود، این سمان‌ها حتی در فقدان کامل نور قادر به پلیمریزه شدن هستند، رزین‌های دوال کیور خواص مکانیکی بهتری را در حضور نور نشان می‌دهند. بنابراین، فعال‌سازی نوری کماکان با سمان‌های با کیور دوگانه پیشنهاد شده است [۱۵۵، ۱۵۶].

از طرفی، سمان‌های اتوکیور، در زمینه رفع استرس حین کیور نسبت به انواع دیگر دارای مزیت هستند. چرا که C-فاکتور لایه نازک سمان رزینی پلیمریزه شونده در داخل مرزهای فضای پست به توزیع نامطلوب استرس می‌انجامد.

از طرف دیگر میزان فیلر سمان نیز از عوامل تأثیرگذار بر استرس‌های حین کیور سمان می‌باشد [۱۵۷]. انتخاب سمان مناسب باید بر اساس ملاحظات مختلف از جمله وضعیت بالینی، ترجیحات شخصی و کیفیت مواد صورت گیرد. تفاوتی از لحاظ استحکام باند بین سمان‌های رزینی مختلف مشاهده نشده است [۱۵۸]. امروزه بازار دندان‌پزشکی به استفاده از کامپوزیت رزین‌های Highly filled که برای کور بیلداپ نیز مناسب هستند روی آورده است [۱۵۹]. Mazzitelli و همکاران [۱۵۸] استفاده از موادی که هم به عنوان سمان و هم ماده کور عمل می‌کنند را توصیه می‌کنند. به تازگی یک مطالعه به بررسی استرس انقباضی، استحکام Push-out پست و نانولیکچ اینترفاسیال رزین‌های با محتوای فیلر مختلف (۱۰، ۳۰، ۵۰، ۷۰ درصد وزنی) [۱۶۰] پرداخته است. رزین‌های با محتوای فیلر بیشتر استرس ناشی از انقباض بالاتر، استحکام باند کمتر و نقص اینترفیس بیشتر را دارا بودند. با توجه به ضریب کشسانی پایین‌تر رزین‌های Low filled، کیور آن‌ها استرس کمتری را به پیوند تازه شکل گرفته ادهزیو وارد می‌کند. در مطالعه‌ای که به تازگی صورت گرفته است مشاهده شد هنگامی که کامپوزیت فلو SDR™ SureFil® به منظور سمان کردن پست فایبر به کار گرفته شود استحکام باند و گیر مشابه با کاربرد سمان رزینی حاصل می‌شود. SDR SureFil® کامپوزیتی فلو و دارای محتوای فیلری نسبتاً بالا است و استرس اندکی را حین کیور نشان می‌دهد و

می‌تواند به منظور سمان کردن پست و نیز به طور همزمان برای کور بیلداپ مورد استفاده قرار گیرد. این روش، تعداد مواد و اینترفیس‌ها را کاهش داده و در نتیجه مناطق بحرانی مستعد ابتلا به استرس را محدود می‌نماید [۱۶۱].

چسبندگی به سطح پست فایبر

مجموعه پست فایبر/ سمان/ عاج می‌بایست یک منوبلاک را تشکیل دهد، این امر دوام ترمیم را در طولانی مدت تضمین می‌نماید [۱۶۲]. با این حال، خواص مختلف سوبستراهای درگیر باندینگ ایجاد فلسفه منوبلاک را مشکل ساخته است [۱۶۳، ۱۶۴]. به منظور بهبود میزان گیر مواد ترمیمی رزینی به فایبر پست آماده‌سازی سطح پست پیشنهاد شده است [۱۶۵، ۱۶۶]. با توجه به ماهیت فرایند آماده‌سازی، سه دسته اصلی از این فرایندها مورد بحث قرار می‌گیرند:

شیمیایی (سایلن و/ یا کاربرد ادهزیو)، مکانیکی (سندبلاست و یا اسید اچ) و شیمیایی/ مکانیکی (ترکیبی از مکانیسم‌های ذکر شده) [۱۶۷، ۱۶۸].

از میان همه روش‌های آماده‌سازی سطحی پست، بدون شک بیشترین بررسی بر روی عوامل سایلن کاپلینگ صورت گرفته است [۱۶۹]. برای بهبود چسبندگی شیمیایی بین سمان و پست فایبر، استفاده ترکیبی از پرایمر/ سایلن توسط برخی از تولید کنندگان بیان شده است [۱۶۸]. سایلن با افزایش مرطوب شوندگی سطح پست و نیز برقراری پل‌های شیمیایی بین گروه‌های متاکریلات رزین و گروه‌های هیدروکسیل کوارتز و فایبرهای گلاسی منجر به ارتقای چسبندگی می‌گردد. Silanization در پست‌های رزینی تقویت شده با فیبرهای کربنی مؤثر نیست، چرا که گروه‌های هیدروکسیل به تعداد کافی بر روی سطح الیاف کربن وجود ندارد [۱۵۱]. چسبندگی بین سمان رزینی و پست‌های فایبر مبتنی بر اپوکسی رزین تنها می‌تواند از طریق گروه متاکریلات سمان و فایبرهای گلاس از پست تحقق یابد. به محض این‌که ماتریس اپوکسی به طور کامل گلاس فایبرها را محاصره کرد، تداخل شیمیایی محدود خواهد شد. هدف از آماده‌سازی سطح، از بین بردن ماتریس اپوکسی سطحی ناسازگار و اکسپوز کردن فایبرهای گلاس زیرین است که پس از آن می‌تواند توسط ساینلنیزاسیون فعال شود. اغلب این آماده‌سازی‌های سطحی، سطوح ناهمواری را

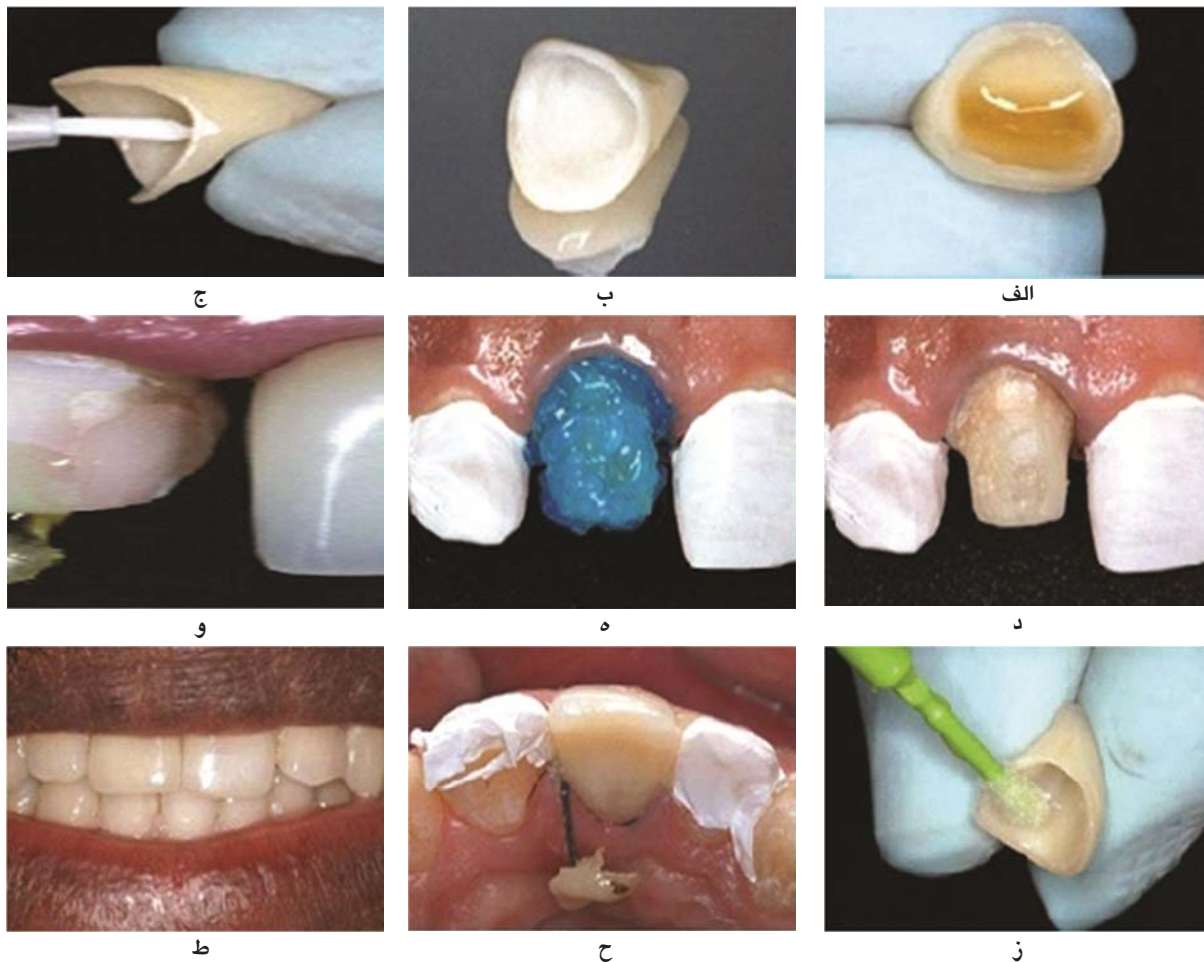
ایجاد می‌کنند که می‌تواند گیر میکرو مکانیکی با مواد ترمیمی را ارتقا بخشد [۱۶۵، ۱۶۶].

پس از سایلینیزاسیون کاربرد ادهزیو بر روی سطح پست استحکام باند ماده کور به فایبر پست دارای ماتریس متاکریلات بیس را چندان افزایش نمی‌دهد. از میان روش‌های Chairsidesilicoating موجود، آماده‌سازی سطح پست با پراکسید هیدروژن ۱۰ درصد به مدت ۲۰ دقیقه روشی ساده و مؤثر به منظور بهبود چسبندگی فایبر پست- کامپوزیت رزین است [۱۶۷]. پراکسید هیدروژن، با حذف یک لایه سطحی از اپوکسی رزین، سطوح بیشتری از الیاف را بدون آسیب رساندن به آن‌ها در معرض Silanization قرار می‌دهد. علاوه بر این، فضاهایی که به این ترتیب بین فیبرها ایجاد می‌گردد محل‌های بیشتری را برای گیر میکرومکانیکال کامپوزیت رزین فراهم می‌سازد [۱۶۷].

چسبندگی پست به کامپوزیت رزین از طریق آماده‌سازی سطح پست با روش Tribochemical نیز بهبود می‌یابد. این روش شامل Silicoating سوبسترا و در ادامه سایلینیزاسیون است و می‌تواند در لابراتوار (سیستم Rocatec) و یا به صورت Chairsides (سیستم Cojet) انجام شود [۱۷۰]. پست‌های اپوکسی رزین صنعتی از پیش آماده‌سازی شده با Silicoating و Silanization نیز به بازار عرضه شده است (به عنوان مثال پست DT Light SL Post) و استحکام باند نسبتاً بالایی برای این پست‌ها ثبت شده است [۱۵۸]. Silicoating و به دنبال آن Silanization سطح پست به منظور افزایش استحکام باند کامپوزیت رزین به پست زیرکونیایی توصیه می‌شود [۱۷۰]. در شکل ۲ و نیز جدول ۲ مراحل و ملاحظات انجام Adhesive cementation به ترتیب ذکر شده است.

جدول ۲. پروتکل بالینی جهت روش Adhesive cementation [۱۷۰]

۱. تطابق لبه‌ای و تماس‌های پروگزیمال رستوریشن ساخته شده را بر روی کست ارزیابی کنید.
۲. رستوریشن موقتی بیمار را خارج کنید.
۳. حفره را تمیز کنید و اول، تماس‌های پروگزیمال رستوریشن و پس از آن تطابق لبه‌ای آن را بررسی نمایید. تا زمانی که مراحل سمان کردن به اتمام نرسیده است اکلوژن را بررسی نکنید.
۴. سطح داخلی رستوریشن را متناسب با ترکیب پرسلن (مطابق جدول ۱) آماده‌سازی نمایید.
۵. باندینگ پرسلن را در سطح داخلی رستوریشن استفاده نمایید.
۶. بسته به نوع سیستم انتخابی حفره را با اسید فسفریک ۳۵ درصد و یا اسید فسفریک ۳۷ درصد (۳۰ برای مینا و ۱۵ ثانیه برای عاج) یا پرایمر آغشته نمایید.
۷. یک لایه نازک از عامل باندینگ (بدون کیور کردن آن) را در حفره به کار ببرید.
۸. بیس و کاتالیزور سمان رزینی را مخلوط کرده و سمان را در رستوریشن و حفره آماده شده قرار دهید.
۹. رستوریشن را در دندان قرار داده و اضافات سمان را حذف نمایید.
۱۰. نوردهی اولیه را به مدت ۳-۵ ثانیه انجام دهید و سپس اضافات سمان رزینی را از ناحیه پروگزیمال حذف نمایید (با استفاده از نخ دندان).
۱۱. هر سطح به مدت ۶۰-۴۰ ثانیه نوردهی شود.
۱۲. اکلوژن بررسی شده و در صورت لزوم تنظیمات اکلوژالی انجام شود.
۱۳. فینیش و پولیش با فرز الماسی ریزدانه و رابر پوینت انجام شود.



شکل ۲. مراحل انجام Adhesive cementation [۱۷۱]

- ۲-الف. آماده‌سازی سطح داخلی رستوریشن متناسب با نوع سرامیک صورت می‌گیرد. (به جدول ۱ مراجعه نمایید). در تصویر فوق سطح داخلی رستوریشن سرامیکی اچ شونده با اسید هیدروفلوریک اچ گردیده است.
- ۲-ب. نمای سفید و اپک در سطح داخلی کراون پس از اچینگ با اسید هیدروفلوریک.
- ۲-ج. سایلن در سطح داخلی کراون به کار می‌رود.
- ۲-د. دندان‌های مجاور با نوار تفلونی محافظت می‌شوند.
- ۲-ه. دندان با اسید فسفریک ۳۷ درصد اچ می‌شود. (در آدهزیوهای نوع اچ و شستشو)
- ۲-و. باندینگ بر روی سطح دندان اعمال می‌شود، اما کیور نمی‌شود.
- ۲-ز. سمان رزینی به کار گرفته می‌شود. ۲-ح. اضافات سمان پس از کیورینگ اولیه حذف می‌گردد.
- ۲-ط. نتیجه نهایی

References

1. McCabe JF, Walls A. Applied dental materials. 9th ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell; 2008.
2. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin North Am 2007; 51(3): 643-58, vi.
3. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. Biomaterials 1998; 19(6): 529-39.

4. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3): 280-301.
5. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2): 135-41.
6. Sümer E, Deger Y. Contemporary permanent luting agents used in dentistry: A literature review. *Int Dent Res* 2011; 1: 26-31.
7. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012; 33(1): 28-5.
8. Jivraj SA, Kim TH, Donovan TE. Selection of luting agents, part 1. *J Calif Dent Assoc* 2006; 34(2): 149-60.
9. Powers LM, Sakaguchi RL, Craig RG. *Craig's restorative dental materials*. 12th ed. New York, NY: Mosby Elsevier; 2006.
10. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago, US: Quintessence Pub Co; 2002.
11. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20(3): 197-8, 210.
12. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2011; 55(2): 311-32, ix.
13. Yiu CK, Tay FR, King NM, Pashley DH, Carvalho RM, Carrilho MR. Interaction of resin-modified glass-ionomer cements with moist dentine. *J Dent* 2004; 32(7): 521-30.
14. Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mater* 2002; 18(6): 454-62.
15. Naasan MA, Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1998; 11(1): 36-45.
16. Kerby RE, Knobloch L. Strength characteristics of glass-ionomer cements. *Oper Dent* 1992; 17(5): 170-4.
17. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* 2011; 56(Suppl 1): 67-76.
18. Hill EE, Rubel B. Vital tooth cleaning for cementation of indirect restorations: a review. *Gen Dent* 2009; 57(4): 392-5.
19. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials* 1998; 19(6): 467-78.
20. de Mendonca AA, Souza PP, Hebling J, Costa CA. Cytotoxic effects of hard-setting cements applied on the odontoblast cell line MDPC-23. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104(4): e102-e108.
21. Mount GJ. *An atlas of glass-ionomer cements: A clinician's guide*. New York, NY: Taylor & Francis; 2004.
22. Snyder MD, Lang BR, Razzoog ME. The efficacy of luting all-ceramic crowns with resin-modified glass ionomer cement. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(5): 609-12.
23. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005; 93(6): 551-8.
24. GC AMERICA USA World wide web. 2012; Available from: URL: http://www.gcamerica.com/products/operatory/gc_fuji_filling_LC/FujiFillingLC_IFU.pdf
25. 3M USA World wide web. 2012; Available from: URL: http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=oooooqRvG_b5htpQJUpQJtpta6Rma_RvD6Poa6Poaooooo--
26. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater* 2010; 26(1): 7-12.
27. Peumans M, Van MB, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000; 28(3): 163-77.
28. 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.
29. Habib B, von Fraunhofer JA, Driscoll CF. Comparison of two luting agents used for the retention of cast dowel and cores. *J Prosthodont* 2005; 14(3): 164-9.
30. Christensen GJ. The rise of resin for cementing restorations. *J Am Dent Assoc* 1993; 124(10): 104-5.
31. Pameijer CH. A review of luting agents. *Int J Dent* 2012; 2012: 752861.
32. Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc* 2010; 10(2): 79-88.
33. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5): 597-609.
34. Taira J, Ikemoto T, Yoneya T, Hagi A, Murakami A, Makino K. Essential oil phenyl propanoids. Useful as .OH scavengers? *Free Radic Res Commun* 1992; 16(3): 197-204.
35. Burrow MF, Nikaido T, Satoh M, Tagami J. Early bonding of resin cements to dentin--effect of bonding environment. *Oper Dent* 1996; 21(5): 196-202.
36. Bernardo RT, Obici AC, Sinhoreti MAC. Effect of chemical or dual cure on Knoop microhardness in the resin cements. *Ciênc Odontol Bras* 2008; 11(4): 80-5. [In Brazilian].

37. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1991; 65(4): 512-8.
38. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001; 86(1): 101-6.
39. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont* 1994; 3(3): 149-57.
40. El-Badrawy WA, el-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995; 73(6): 515-24.
41. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991; 66(2): 187-92.
42. Pereira SG, Fulgencio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2010; 26(7): 710-8.
43. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007; 51(2): 453-71, x.
44. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 2003; 28(6): 747-55.
45. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001; 17(6): 542-56.
46. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 2003; 5(4): 267-82.
47. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 2004; 32(1): 55-65.
48. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002; 30(7-8): 371-82.
49. King NM, Tay FR, Pashley DH, Hashimoto M, Ito S, Brackett WW, et al. Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application. *Am J Dent* 2005; 18(2): 126-34.
50. Paul SJ, Scharer P. The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997; 17(6): 536-45.
51. Hu J, Zhu Q. Effect of immediate dentin sealing on preventive treatment for postcementation hypersensitivity. *Int J Prosthodont* 2010; 23(1): 49-52.
52. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17(3): 144-54.
53. Gürel G. The science and art of porcelain laminate veneers. Chicago, US: Quintessence; 2003.
54. 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.
55. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 2002; 4(1): 7-22.
56. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent* 2008; 29(6): 324-35.
57. Boyle JJ, Jr., Naylor WP, Blackman RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *J Prosthet Dent* 1993; 69(1): 19-27.
58. Sahabi M, Sattari M, Romozi E, Akbar-zadeh Baghban A. Cytotoxicity comparison of harvard zinc phosphate cement versus panavia F2 and rely X plus resin cements on rat L929-fibroblasts. *Cell J Yakhteh* 2011; 13(3): 163-8.
59. Duke ES. New technology directions in resin cements. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24(8): 606-8, 610.
60. Burke FJ, Crisp RJ, Richter B. A practice-based evaluation of the handling of a new self-adhesive universal resin luting material. *Int Dent J* 2006; 56(3): 142-6.
61. Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater* 2006; 22(10): 934-41.
62. Mitra SB. Dental cements: Formulations and handling techniques. In: Curtis RV, Watson TF, editors. *Dental biomaterials: Imaging, testing and modelling*. Boca Raton, FL: Woodhead Pub. and Maney Pub; 2008. p. 27.
63. Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Burgers R, et al. Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: a prospective clinical trial begun 2003. *Dent Mater* 2009; 25(5): 601-4.
64. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005; 9(3): 161-7.

65. Hikita K, Van MB, De MJ, Ikeda T, Van LK, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007; 23(1): 71-80.
66. De MJ, Vargas M, Van LK, Hikita K, Lambrechts P, Van MB. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004; 20(10): 963-71.
67. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater* 2007; 23(7): 829-39.
68. Flury S, Lussi A, Peutzfeldt A, Zimmerli B. Push-out bond strength of CAD/CAM-ceramic luted to dentin with self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 2010; 26(9): 855-63.
69. Guarda GB, Goncalves LS, Correr AB, Moraes RR, Sinhoret MA, Correr-Sobrinho L. Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. *J Appl Oral Sci* 2010; 18(3): 244-8.
70. De Souza Costa CA, Hebling J, Randall RC. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dent Mater* 2006; 22(10): 954-62.
71. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011; 38(4): 295-314.
72. Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil* 2003; 30(10): 1015-21.
73. Fan PL, Edahl A, Leung RL, Stanford JW. Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *J Dent Res* 1985; 64(1): 78-80.
74. Ortengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosthodont* 2000; 13(2): 141-7.
75. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998; 42(3): 465-72.
76. Oysaed H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1986; 20(2): 261-71.
77. Huang M, Niu X. Contact damage of dental multilayers: Viscous deformation and fatigue mechanisms. *J Eng Mater Technol* 2005; 127(33): 33-9.
78. Braden M, Clarke RL. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. I. Proprietary materials. *Biomaterials* 1984; 5(6): 369-72.
79. Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 1989; 16(1): 57-61.
80. Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 1994; 10(3): 172-7.
81. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operator evaluation. *J Prosthet Dent* 1999; 81(3): 327-34.
82. Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 84(1): 117-23.
83. Van Noort. Introduction to dental materials. 3rd ed. New York, NY: Mosby; 2007.
84. Raigrodski AJ, Chiche GJ. All-ceramic fixed partial dentures, Part I: in vitro studies. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14(3): 188-91.
85. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96(4): 237-44.
86. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Swift EJ, Jr. All-ceramic fixed partial dentures, Part III: clinical studies. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14(5): 313-9.
87. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20(4): 383-8.
88. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(Suppl 4): 4-31.
89. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(Suppl 3): 86-96.
90. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008; 21(3): 217-22.

91. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5): 389-404.
92. Chen L, Suh BL. Bonding of resin materials to all-ceramics: A review. *Current Research in Dentistry* 2012; 3(1): 7-17.
93. Clelland NL, Warchol N, Kerby RE, Katsube N, Seghi RR. Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated bonded ceramic onlays. *Dent Mater* 2006; 22(2): 99-106.
94. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011; 27(1): 71-82.
95. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89(3): 268-74.
96. Barghi N, Chung K, Farshchian F, Berry T. Effects of the solvents on bond strength of resin bonded porcelain. *J Oral Rehabil* 1999; 26(11): 853-7.
97. Hooshmand T, van NR, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater* 2002; 18(2): 179-88.
98. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Oper Dent* 2008; 33(4): 392-9.
99. Haddad MF, Rocha EP, Assuncao WG. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg* 2011; 22(3): 952-8.
100. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 2011; 142(Suppl 2): 20S-4S.
101. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent* 2000; 21(8): 659-62.
102. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil* 2007; 34(8): 622-30.
103. Ishida H. Structural gradient in the silane coupling agent layers and its influence on the mechanical and physical properties of composites. Virginia, US: Defense Technical Information Center; 1983. p. 25-50.
104. Hooshmand T, van NR, Keshvad A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dent Mater* 2004; 20(7): 635-42.
105. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005; 21(12): 1158-62.
106. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14(1): 64-71.
107. BOWEN RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963; 66: 57-64.
108. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19(8): 725-31.
109. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2(2): 139-47.
110. Della BA, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008; 139(Suppl): 8S-13S.
111. Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 1996; 9(6): 580-5.
112. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002; 33(6): 415-26.
113. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, et al. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater* 2010; 26(8): 751-60.
114. Qeblawi DM, Munoz CA, Brewer JD, Monaco EA, Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 2010; 103(4): 210-20.
115. Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M, Baba S. Determination of resin bond strength to zirconia ceramic surface using different primers. *Acta Odontol Scand* 2011; 69(1): 48-53.
116. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33(1): 9-18.
117. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15(6): 426-33.
118. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 304-13.
119. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 2002; 81(6): 433-8.
120. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 71(2): 381-6.

121. Sugden D. 5-Hydroxytryptamine amplifies beta-adrenergic stimulation of N-acetyltransferase activity in rat pinealocytes. *J Neurochem* 1990; 55(5): 1655-8.
122. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater* 2010; 26(1): 44-50.
123. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont* 2010; 19(5): 340-6.
124. Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater* 2009; 25(3): 392-9.
125. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res* 2008; 87(7): 666-70.
126. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 356-62.
127. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater* 2010; 26(7): 650-8.
128. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2010; 26(5): 426-32.
129. Cadenaro M, Pashley DH, Marchesi G, Carrilho M, Antonioli F, Mazzoni A, et al. Influence of chlorhexidine on the degree of conversion and E-modulus of experimental adhesive blends. *Dent Mater* 2009; 25(10): 1269-74.
130. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater* 2010; 26(4): 345-52.
131. Akgungor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent* 2008; 99(5): 388-99.
132. Lindgren J, Smeds J, Sjogren G. Effect of surface treatments and aging in water on bond strength to zirconia. *Oper Dent* 2008; 33(6): 675-81.
133. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent* 2012; 25(2): 103-8.
134. Chen L, Suh BI, Kim J, Tay FR. Evaluation of silica-coating techniques for zirconia bonding. *Am J Dent* 2011; 24(2): 79-84.
135. Piascik JR, Swift EJ, Braswell K, Stoner BR. Surface fluorination of zirconia: adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dent Mater* 2012; 28(6): 604-8.
136. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994; 71(5): 453-61.
137. Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4): 357-62.
138. Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of enzymatic and chemical degradation on zirconia resin bond strength after different surface treatments. *Am J Dent* 2010; 23(6): 327-30.
139. Ferrari M, Cagidiaco MC, Borracchini A, Bertelli E. Evaluation of a chemical etching solution for nickel-chromium-beryllium and chromium-cobalt alloys. *J Prosthet Dent* 1989; 62(5): 516-21.
140. Javid AH, Hassani AH, Golshani G. Selective removal of heavy metals from ferric chloride caused by etching processes by using sulfide precipitation. *J Env Sci Tech* 2004; 20: 34-5.
141. Casucci A, Monticelli F, Goracci C, Mazzitelli C, Cantoro A, Papacchini F, et al. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. *Dent Mater* 2011; 27(10): 1024-30.
142. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, et al. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont* 2011; 20(2): 84-92.
143. Eduardo CP, Bello-Silva MS, Moretto SG, Cesar PF, de Freitas PM. Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr: YSGG laser. *Lasers Med Sci* 2012; 27(1): 7-14.
144. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013; 28(1): 259-66.
145. Akin H, Ozkurt Z, Kirmali O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(12): 797-802.
146. Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength

- and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci* 2012; 27(2): 333-8.
147. Paranhos MP, Burnett LH, Jr., Magne P. Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 2011; 42(1): 79-89.
 148. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 2006; 95(4): 302-10.
 149. D'Arcangelo C, D'Amario M, Vadini M, Zazzeroni S, De AF, Caputi S. An evaluation of luting agent application technique effect on fibre post retention. *J Dent* 2008; 36(4): 235-40.
 150. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 2008; 39(2): 117-29.
 151. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent* 2007; 35(11): 827-35.
 152. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 2008; 87(10): 974-9.
 153. Wu H, Hayashi M, Okamura K, Koytchev EV, Imazato S, Tanaka S, et al. Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post-cores to root canal dentin by self-etching adhesives. *Dent Mater* 2009; 25(12): 1484-92.
 154. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 2008; 87(12): 1122-6.
 155. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001; 85(5): 479-84.
 156. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont* 2004; 17(3): 357-63.
 157. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni A, Mazzotti G, et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res* 2009; 88(10): 951-6.
 158. Mazzitelli C. New perspectives in luting indirect restorations: Evaluation of the bonding performance of self-adhesive resin cements. [Thesis]. Siena, Italy: University of Siena School of Dental Medicine. 2009.
 159. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 2011; 56(Suppl 1): 77-83.
 160. Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci C, Coniglio I, et al. Adhesion between fiber posts and resin luting agents: a microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. *J Adhes Dent* 2007; 9(2): 195-202.
 161. Giovannetti A, Goracci C, Vichi A, Chieffi N, Polimeni A, Ferrari M. Post retentive ability of a new resin composite with low stress behaviour. *J Dent* 2012; 40(4): 322-8.
 162. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004; 30(5): 289-301.
 163. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007; 33(4): 391-8.
 164. Zicari F, Couthino E, De MJ, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 2008; 24(7): 967-77.
 165. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater* 2006; 22(7): 602-9.
 166. Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci C, Coniglio I, et al. Adhesion between fiber posts and resin luting agents: a microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. *J Adhes Dent* 2007; 9(2): 195-202.
 167. Monticelli F, Osorio R, Sadek FT, Radovic I, Toledano M, Ferrari M. Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. *Oper Dent* 2008; 33(3): 346-55.
 168. 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.
 169. Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006; 22(8): 752-8.
 170. Radovic I, Monticelli F, Cury AH, Bertelli E, Vulicevic ZR, Ferrari M. Coupling of composite resin cements to quartz fiber posts: a comparison of industrial and chairside treatments of the post surface. *J Adhes Dent* 2008; 10(1): 57-66.
 171. Santos GC, Jr., Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc* 2009; 75(5): 379-84.

A review of adhesives and cements used in all-ceramic restorations and tooth-colored fiber posts

Mahsa Sahraneshin Samani, Pouran Samimi*, Hamid Mazaheri

Abstract

Introduction: *The clinical success of indirect restorations is influenced by several factors, including selection of a suitable cement. The introduction of adhesive resin systems has led to increased use of bonded all-ceramic restorations. The aim of this study was to review adhesives, particularly adhesive resins and their clinical characteristics, considerations and requirements in an attempt to assist dentists in selecting appropriate adhesive cements in special clinical situations.*

Materials and Methods: *This review paper used a scientific search for library resources, books and websites of Pubmed and ISI Web of Science in connection with articles published up to 2012 on classification and types of dental cements, their clinical applications, the mechanism of curing resin cements, bonding mechanisms and biocompatibility, adhesion principles, current issues in the field of fiber posts in root canal cementation and surface preparation of dental ceramics. In addition, a variety of surface preparation methods available for fiber posts and different dental ceramics were discussed.*

Conclusion: *New materials are constantly marketed by manufacturers, making it difficult to select appropriate cements and to teach cement application. Selection of an appropriate cement is very important because the dentist will be able to apply a suitable surface treatment on the cemented surface. When optimal compressive strength, minimal film thickness and low solubility in water are desirable, conventional cement materials are desirable; however, these cements require ideal tooth surface preparation. Conventional cements are used for porcelains that are not etchable. On the other hand, due to the superior physical properties of resin cements and higher aesthetics compared to conventional cements, they are good choices for cementation of metal-free restorations.*

Key words: Adhesives, Ceramics, Resin cements

Received: 20 Nov, 2012

Accepted: 5 Mar, 2013

Address: Associate Professor, Torabinejad Dental Research Center, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Email: samimi@dnt.mui.ac.ir

Citation: Sahraneshin- Samani M, Samimi P, Mazaheri H. A review of adhesives and cements used in all-ceramic restorations and tooth-colored fiber posts. J Isfahan Dent Sch 2013; 9(1): 81-106.