

دانشگاه علوم پزشکی شیراز

دانشکده دندانپزشکی

پایان نامه جهت اخذ درجه دکترای دندانپزشکی

عنوان:

بررسی علل تغییر رنگ ترمیمهای کامپوزیت رزین

استاد راهنما:

سرکار خانم دکتر فرشته شفیعی

نگارش:

فرشید جهانگیری

مرداد ۱۳۷۷

۹۹۳۹۱

۱۳۸۷ / ۷ / ۲۵



بناام خدا

ارزیابی پایان نامه:

پایان نامه شماره:

تحت عنوان:

بررسی علل تغییر رنگ ترمیمهای کامپوزیت رزین
تهیه شده توسط: فرشید جهانگیری

در تاریخ:

در کمیته بررسی پایان نامه مطرح وبا نمره:

درجه:

استاد راهنما:

استادیار بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی شیراز

اعضای کمیته محترم بررسی:

۱-
۲-
۳-
شیراز

تقدیم به پدر و مادر بسیار عزیزم

که تحصیل من با بذل سرمایه‌ی عمر آنها میسر گشت و عشق

و محبت آنها همیشه در یاد و خاطر من باقی خواهد ماند.

تقدیم به خواهرانم

آنان که دوستشان دارم و به این عشق و علاقه افتخار می‌کنم.

تقدیم به استاد گرامی:

سرکار خانم دکتر فرشته شفیعی

که مصداق نیکی و حسن اخلاق می باشد و بی شک بدون راهنماییهای ایشان قادر به اتمام رساندن این پایان نامه نبودم و سپاس خدای را که توفیق بهره‌مندی از دانش و اخلاق نیکوی ایشان را به من اعطاء کرد. تشکر و سپاس فراوان از اساتید محترم کمیته بررسی پایان نامه.

و

همچنین تشکر و قدردانی به حضور و تمامی آموزگاران مربیان، اساتید و همه کسانی که به نحوی از بدو تحصیل تا کنون مرا یاری نموده‌اند تا درس علم و اخلاق بیاموزم.

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۱-۳	مقدمه
۴-۳۸	فصل اول: انواع کامپوزیت خواص آن و علل عمده شکست ترمیمهای کامپوزیت رزین
۵-۷	۱-۱- تاریخچه
۸-۱۰	۲-۱- تعریف کامپوزیت رزین و اجزای آن
۱۰-۱۱	۳-۱- پلیمریزاسیون
۱۱-۲۰	۴-۱- طبقه بندی کامپوزیتها
۱۲-۱۵	۱-۴-۱- روش پلیمریزاسیون
۱۵-۱۹	۲-۴-۱- اندازه و محتوی فیلر
۱۹-۲۰	۳-۴-۱- روش افزودن فیلر
۲۰-۳۱	۵-۱- خواص فیزیکی و مکانیکی کامپوزیتها
۲۰-۲۳	۱-۵-۱- انقباض پلیمریزاسیون
۲۳-۲۵	۲-۵-۱- ویژگیهای حرارتی
۲۵-۲۶	۳-۵-۱- جذب آب
۲۶-۲۷	۴-۵-۱- انبساط هیگروسکوپیک
۲۷-۲۸	۵-۵-۱- حلالیت
۲۸	۶-۵-۱- چسبندگی
۲۸-۲۹	۷-۵-۱- رادیوآپسیتی

صفحه	عنوان
۳۰-۳۱	۶-۱- خواص مکانیکی کامپوزیتها
۳۱-۳۲	۷-۱- حساسیت بعد از درمان (post operative sensivity)
۳۲-۳۸	۸-۱- علل شکست ترمیمهای کامپوزیت رزین
۳۲-۳۵	۱-۸-۱- سایش
۳۵-۳۸	۲-۸-۱- نشت لبه‌ای (marginal leakage)
۳۹-۷۳	فصل دوم: بررسی علل تغییر رنگ ترمیمهای کامپوزیت رزین
۴۰-۴۱	۱-۲- علم رنگ
۴۱-۴۲	۲-۲- اختلاط رنگ یا سیستمهای رنگی
۴۲-۴۴	۳-۲- ابعاد رنگ
۴۴-۴۶	۴-۲- انتخاب رنگ
۴۶-۴۷	۵-۲- علل تغییر رنگ ترمیمهای کامپوزیت رزین
۴۷-۴۹	۱-۵-۲- تغییر رنگ داخلی
۴۹-۵۰	۲-۵-۲- تغییر رنگ کامپوزیت هنگام پلیمریزاسیون
۵۱-۵۲	۳-۵-۲- اثر نور UV روی تغییر رنگ
۵۲-۵۳	۴-۵-۲- تغییر رنگ کامپوزیت رزین متعاقب vital bleaching
۵۳-۵۵	۵-۵-۲- اثر جذب آب و حلالیت روی تغییر رنگ
۵۵-۵۷	۶-۵-۲- اثر گرما در سفت شدن ثانویه (secondry cure) بر روی تغییر رنگ
۵۷-۶۶	۶-۲- تغییر رنگ سطحی
۵۸-۶۰	۱-۶-۲- تأثیر polishing روی تغییر رنگ

صفحه	عنوان
۶۱-۶۲	۲-۶-۲- تأثیر بهداشت دهان در تغییر رنگ
۶۲-۶۳	۲-۶-۳- اثر دهانشویه حاوی الکل در تغییر رنگ
۶۴-۶۶	۲-۶-۴- تأثیر چای و قهوه در تغییر رنگ
۶۶-۷۱	۲-۷-۷- تغییر رنگ لبه‌ای
۷۰	۲-۷-۱- اسید اچینگ
۷۱-۷۲	۲-۷-۲- روش کار اسید اچینگ
۷۲-۷۳	۲-۷-۳- سیستم باندینگ
۷۴-۷۹	خلاصه و نتیجه گیری
۸۰-۸۶	فهرست منابع

مقدمه

مقدمه

رشته دندانپزشکی ترکیب موزونی از علم و هنر است که ارتباط بسیار غنی و زیبایی در تمامی رشته‌های جزئی آن به چشم می‌خورد و تکامل و پیشرفت این علم را مدیون زحمات بی‌شائبه پیشگامان آن هستیم، مسئله ترمیم دندان همواره مورد توجه بشر بخصوص دندانپزشکان بوده است. رشته دندانپزشکی ترمیمی که یکی از اساسی‌ترین رشته‌های تخصصی دندانپزشکی می‌باشد در طی سالهای اخیر دستخوش دگرگونیهای فراوان گردیده که اساس این پیشرفت مرهون پیدایش و ابداع مواد جدید مدرن و همکاریهای نزدیک رشته‌های مختلف دندانپزشکی توأم تحقیقات و تجارب لابراتواری و کلینیکی می‌باشد.

دندانپزشکی ترمیمی علم و هنر ترمیم دندانهای آسیب دیده و تأمین فانکشن (Function) و زیبایی (Esthetic) این دندانها برای بیمار می‌باشد آنچه که برای ما حائز اهمیت است سلامت و نگهداری مناسب نسوج باقیمانده دندان می‌باشد.

درمان موفقیت آمیز بیماران مستلزم آگاهی از مراحل مختلف درمان و شناخت خواص مواد مورد استفاده در مراحل درمانی می‌باشد با وجود توسعه مواد، وسایل و تکنیکها موفقیتی حاصل نمی‌شود. مگر آنکه دندانپزشک اطلاع دقیقی از اصول و اساس تکنیکهای مورد نیاز داشته باشد.

بدیهی است عدم آگاهی از هر مرحله درمان منجر به شکست درمان خواهد شد. با توجه به تمام مسائل گفته شد باید توجه داشت که Failure می‌تواند پیامدهای ناخوشایندی را برای بیمار و دندانپزشک داشته باشد. Failure ممکن است دندانپزشک را وادار به تجدید درمان و پاسخگویی به مراجع قانونی همچنین از بین رفتن اعتبار وقت و هزینه و رضایت فردی نماید همچنین برای بیمار به معنای صرف وقت و هزینه بیشتر در درمان بعدی و از همه مهمتر تحمل عوارض ناشی از کارهای غلط دندانپزشکی و در نهایت جستجوی دندانپزشک بهتر می‌باشد.

یکی از مشکلاتی که در رابطه ترمیمهای کامپوزیت رزین مطرح می‌شود و جز علل اصلی شکست این ترمیمها محسوب می‌شود تغییر رنگ کامپوزیت می‌باشد که در این پایان نامه به بررسی آن می‌پردازیم. شناخت خواص مواد و تکنیکهای مورد استفاده نه تنها به کیفیت کار و مهارت می‌افزاید بلکه درمان ایده‌ال و حداقل مشکلات را برای بیمار به ارمغان می‌آورد و سبب جلب رضایت بیمار می‌شود. چرا که هدف رضایت پروردگار است که آفریننده تمامی استعدادها زیباها و توانایی‌ها است و رضایت و شادی آفریده‌هایش خود جزئی از عشق به اوست.

فصل اول

انواع کامپوزیت خواص آن و علل عمده شکست

ترمیمهای کامپوزیت رزین

تاریخچه

از ابتدای تاریخ دندانپزشکی تطابق رنگ مواد ترمیمی با دندان مورد نظر بوده است.^۱ از نظر تاریخچه ارائه مواد هم‌رنگ، ابتدا سیمان سیلیکات، سپس رزینهای آکرلیک، بعد کامپوزیت رزینها و سیلینها (Sealant) و سرانجام سیمانهای گلس آینومر عرضه گردید.^۱

سیلکاتها در ابتدای پیدایش در سال ۱۸۷۱ سیمان (Cement) نامیده می‌شدند. و این علیرغم استفاده مداوم آنها بعنوان مواد زیبایی برای ترمیم‌ها دندانهای قدامی بود.^۱ سیمان سیلیکات فوراً رواج نیافت و تنها پس از معرفی محصولات بهبود یافته ساخت آلمان در سال ۱۹۰۴ بود که کاربرد رایج آن آغاز گشت.^۲

مزیت اصلی سیمانهای سیلیکات بعنوان ترمیم‌های زیبایی قدامی، آزاد نمودن تدریجی و مداوم فلوراید است که موجب اثر و کیفیت ضد پوسیدگی زایی آن می‌باشد. (Anti cario- genic feature).

اما به دلیل حلالیت بالای سیمانهای سیلیکات در مایعات دهانی، فقدان ترانسلوسنی و عدم وجود خصوصیات میکانیکی مناسب و کافی و عدم سازگاری بیولوژی به دلیل PH بالای آن، شکست در سیلیکاتها خیلی زود و سهولت بوقوع می‌پیوندد.^۱

اگر چه سیمان سیلیکات امروزه بعنوان یک پرکردگی بندرت استفاده می‌شود، افراد باتجربه ممکن است هنوز از پرکردگیهای سیلیکات بویژه در بیماران مسن‌تر استفاده کنند.^۳

رزینهای آکریلی Self cure جهت ترمیم دندانهای قدامی در دهه ۱۹۳۰ در آلمان گسترش یافت ولی بعلت جنگ جهانی دوم تا اواخر ۱۹۴۰ به بازار راه یافت.^۳

انواع اولیه آن به علت ضعف ذاتی همچون سیستم فعال کننده ضعیف، Polymerization shrinkage بالا، ضریب انبساط حرارتی بالا و عدم مقاومت در برابر

سایش مایوس کننده بود. این ضعفها می توانستند سبب شست لبه‌ای (Marginal leakage) آسیب پالپ، عود پوسیدگی، تغییر رنگ و سایش شدید شوند. بهبود در مواد و روشها، شدت یا وقوع اغلب این مشکلات را کاهش داده و امرزوه پرکردگیهای رزین آکریلی به ندرت استفاده می شود اما مانند سیمان سیلیکات ممکن است در بیماران مسن تر دیده می شود.^۳

برای بهبود خواص فیزیکی رزینهای آکریلی بدون فیلر، مؤسسه ملی تکنولوژی استاندارد یک ماده پرکردگی که با اجزا سیلیسی تقویت شده بود را توسعه داد.

(Polymeric dental restorative material reinforced. silica particle)

ابداع این ماده در سال ۱۹۶۲ توسط Dr. Ra. Bowen عضو انجمن استاندارد بین المللی صورت گرفت که کامپوزیت رزین نامیده شد.^۳

از سال ۱۹۷۰ کامپوزیتهای در دندانپزشکی ترمیمی مورد استفاده قرار گرفته‌اند و به لحاظ امتیازات و مزایای که بر سایر مواد هم‌رنگ داشتند مورد استقبال دندانپزشکان قرار گرفت. کامپوزیتهای مشهورترین مواد هم‌رنگ دندان می‌باشد که تا حد زیادی جایگزین سیمانهای سیلیکات و رزینهای آکریلی شده‌اند که در مورد خواص و اهمیت آن و انواع آن در فصل اول بطور مفصل توضیح داده خواهد شد.

مواد پرکردگی گلاس اینومر ابتدا بوسیله Wilson و Kent در سال ۱۹۷۲ توسعه یافت این ماده از نوع سیستم پودر و مایع است. گلاس اینومر همان خصوصیات مناسب سیمان سیلیکات که شامل آزاد کردن فلوراید در اطراف ساختمان دندان و اثر ضد پوسیدگی را داراست و نیز ضریب انبساط حرارتی آن نزدیک به ساختمان دندان می‌باشد.

بر خلاف سیمان سیلیکات که مایع آن اسید فسفریک است گلاس اینومر حاوی اسیدهای پلی آکریک می‌باشد که این ترکیب باعث حلالیت کمتر گلاس اینومر می‌شود.^۳

گلاس اینومر بعلت خواص ضد پوسیدگی و چسبیدن به عاج یک ماده فوق العاده برای

ترمیم پوسیدگی‌های سطح ریشه می‌باشد.

همچنین گلاس اینومر اغلب برای ترمیم‌های classIII کوچک بیمارانی که فعالیت

پوسدگی بالا دارند توصیه می‌شوند. علت مقاومت سایشی پایین و استحکام پایین آن در

مقایسه با کامپوزیت و آمالگام این ماده برای پرکردگی‌های سطح اکلوزال (Occlusal)

دندانهای خلفی توصیه نمی‌شود.^{۳۲}

تعریف کامپوزیت رزین و اجزا آن

کامپوزیت یک ماده مرکب فیزیکی است. اغلب یک ماده به تنهای نمی‌تواند خواص مورد نیاز برای ترمیمهای دندانپزشکی را داشته باشد. بهمین منظور برای بهبود خواص در کامپوزیت ترکیبی از چند ماده بکار برده شده است.^(۱)

کامپوزیت از سه جز تشکیل شده است که غیر قابل حل در یکدیگرند:

۱- فاز آلی: ماتریکس پلیمریک می‌باشد که فاز پیوسته را تشکیل می‌دهد

۲- فاز معدنی: از ذرات سرامیک است و در فاز آلی بصورت ذرات فیلر انتشار دارد و در واقع فاز پراکنده می‌باشد.

۳- لایه حدواسط که باعث اتصال بین دو فاز غیر مشابه فیلر و رزین می‌شود.^(۲و۱)

فاز آلی:

عمدتترین بخش فاز آلی مایعی است که در طول سخت شدن خود زمینه پلیمریک را ایجاد می‌کند ماتریکس پلیمرارگا. نیک در بیشتر سیستمهای رزینی می‌تواند آروماتیک یا یورتان دی‌متاکریلات (Urethan dimethacrylate) باشد.

فاز آلی دارای دو ترکیب می‌باشد:

الف) Bis GMA: که یک الیگومر با دو قسمت عمل کننده (difunctional) می‌باشد که از یک مولکول Bisphenol A و دو مولکول Glycidyle metha crylate تشکیل شده است. (figl-1).

ب) Bis GMA :TEGDMA مایعی بسیار غلیظ و چسبنده است بهمین جهت با افزودن رقیق کننده متاکریلات که منومری با وزن مولکولی کم به نام TEGDMA قوام کلینکی قابل کاربرد حاصل می‌شود.^(۱و۲و۳)

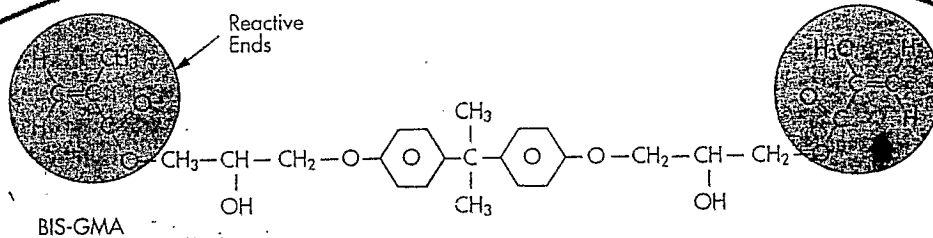


Fig. 1-1) Chemical formulas of difunctional monomers commonly used in dental composites. A, BIS-GMA monomer.

فاز معدنی:

ذرات این فاز انتشار یافته در فاز آلی پراکنده شده‌اند.

این بخش غیر آلی به میزان قابل ملاحظه‌ای خواص فیزیکی کامپوزیت را در مقایسه با مواد هم‌رنگ دندان قبلی از طریق افزایش استحکام ماده ترمیمی و کاهش ضریب انبساط حرارتی بهبود بخشیده است (فیلرها موادی هستند که با دیگر یونها اصلاح می‌شوند و باعث استحکام کامپوزیت می‌شوند).

افزودن فیلر برای تأمین اهداف زیر است:

(۱) افزایش سختی و مقاومت کامپوزیت به سایش.

(۲) هماهنگ کردن رنگ و شفافیت (Traslucency) کامپوزیت رزین با مینای دندان.

(۳) کاهش ضریب انبساط حرارتی.

(۴) کاهش انقباض ناشی از پلیمریزاسیون.

(۵) افزایش ضریب الاستیسیته (Modulus elastisty).

(۶) تثبیت رنگ و کاهش جذب آب.^(۱)

ذرات فیلر بدو دسته تقسیم می‌شوند:

یک دسته نمای رادیولوسنت در رادیولوژی ایجاد می‌کنند که شامل کوارتز، لیتیوم،

آلومینیوم سیلیکات گلاس، برو سیلیکات گلاس، و کلوتیدال سیلیکا.

دسته دوم نمای رادیوپاک را در رادیولوژی ایجاد می‌کنند که حاوی عناصری با عدد

اتمی بالا هستند مثل باریوم گلاس، زیر کونیوم گلاس، استرانسیوم گلاس.^۱

ذرات فیلر سیلیکات باعث تقویت کامپوزیت رزین شده و با انتقال انعکاس و پخش نور شفافیت (Translucency) مشابه مینا را برای کامپوزیت ایجاد می‌کند.^{۳۱}

لایه حد واسط:

جهت داشتن خواص مکانیکی مناسب در کامپوزیت باید یک اتصال قوی بین ماتریکس رزینی آلی و فیلر غیر آلی وجود داشته باشد که این نقش را لایه حدواسط بر عهده دارد و اتصال از طریق پوشش اجزا فیلر با یک Silan coupling agent بدست می‌آید.^۱

در واقع پوشش ذرات فیلر با ماده واکنش‌دهنده سیلان (Reactive silan coating) اتصال بین دو فاز نامشابه را افزایش می‌دهد و خواص فیزیکی ماده سخت شده را بهبود می‌بخشد.^۳

پلیمر یزاسیون

سخت شدن کامپوزیت شبیه رزینهای آکریلی است و بر اساس پلیمریزاسیون سخت می‌شود که در فاز آلی صورت می‌گیرد. فاز آلی از اختلاط مواد پلیمریک که توانایی ایجاد واکنش شیمیایی را دارند تشکیل شده و پس از واکنش فازی پیوسته و کشسان (Ductile) ایجاد می‌کند که ذرات پراکنده سرامیک را به یکدیگر متصل می‌کنند. رزین نرم مانند یک محیط واسط برای انتقال استرس بین ذرات فیلر عمل می‌کند.^۳

واکنش سخت شدن کامپوزیت، پلیمریزاسیون افزایشی بارادیکال آزاد است که می‌تواند با روش شیمیایی و با بنزوئیل پراکساید شروع (که با درصد وزنی معینی به رزین اضافه می‌شود) و یک آمین سه ظرفیتی که دارای وزن مولکولی بالا می‌باشد و بعنوان تسریع کننده عمل می‌کند که از نظر شیمیایی N-N-Dimethyle- toludine می‌باشد که این

آمین به رزین اضافه می‌شود و رادیکالهای آزاد برای واکنش پلیمریزاسیون از ترکیب بنزوئیل پراکسید و آمین سه ظرفیتی حاصل می‌شود.

بر همین اساس همواره کامپوزیتها را بصورت دو قسمت مجزا ساخته می‌شود تا شروع کننده و تسریع کننده را از هم جدا نگهدارند و موقع مخلوط کردن دو قسمت، پلیمریزاسیون شروع می‌شود.

این واکنش همچنین ممکن است بوسیله یک پرتو نور مرئی آبی با طول موج ۴۹۰-۴۶۰ نانومتر در حضور جاذبه‌های حساس به نور (Light sensitive absorber) مثل کامفورکتیون که یک دای کیتون است و یک تسریع کننده مثل آمین خطی یا Aliphatic amine صورت می‌پذیرد.

Bis GMA که پلیمریزه می‌شود بدلیل وجود باندهای دو گانه و دی فانکشنال (Difunctional) کربن-کربن دارای ارتباطات عرضی (Cross Linked) می‌باشند.^{۱ و ۲ و ۳ و ۴} درجه پلیمریزاسیون در کامپوزیت‌های فعال شونده شیمیایی (Chemically initiated composite) بر اساس آنکه توده یا لایه ممانعت شونده با هوا (Air inhibited layer) رخ دهد متفاوت است.

درجه پلیمریزاسیون در کامپوزیت‌ها فعال شونده با نور بر اساس فاصله ماده از نور و نیز طول مدت قرار گرفته در معرض نور (Exposure) متفاوت می‌باشد درصد باندهای دو گانه که وارد واکنش می‌شوند از ۳۵ تا ۸۵٪ متفاوت می‌باشد.^۱

طبقه بندی کامپوزیتها

چندین روش برای طبقه بندی کامپوزیتها وجود دارد که عبارتند از:

(۱) روش پلیمریزاسیون

(۲) اندازه و محتوی فیلرها

(۳) روش افزودن فیلرها

روش پلیمریزاسیون

بر اساس روش پلیمریزاسیون کامپوزیتها به دو دسته تقسیم می‌شود.

الف) Self cure یا chemically activated resin

ب) Light cure که به دو دسته است:

۱) Uv light cure ۲) Visually light cure.

self cure

رزینهای کامپوزیتی که بطریق شیمیایی فعال می‌شود دو خمیری (Paste) عرضه می‌گردد در یک خمیر شامل بنزوئیل پروکساید بعنوان شروع کننده و خمیر دیگر حاوی یک ماده آمینی در نقش تسریع کننده واکنش می‌باشد.^{۳۱}

هنگام پر کردن حفره دندان مقدار یکسانی از دو خمیر را روی صفحه مخصوص (Mixing Pad) قرار می‌دهند و به مدت ۳۰ ثانیه حرکت سریع اسپاتول با هم مخلوط می‌کنند پس از مخلوط کردن رزین حاصل باید با سرعت داخل حفره قرار داده شود زیرا با شروع واکنش پلیمریزاسیون خاصیت پلاستیسته (شکل پذیری کامپوزیت) آن بتدریج از بین می‌رود و در این صورت ایجاد تطابق بین ماده پرکردگی و دیواره‌های حفره غیر ممکن می‌گردد. از آنجایی که واکنش پلیمریزاسیون رزین توسط هوا مهار می‌شود هنگام مخلوط کردن و بکار بردن و درون حفره باید از ورود هوا جلوگیری کرد تا در سخت شدن آن مشکلی ایجاد نشود.

البته برای جلوگیری از تماس هوا با سطح کامپوزیت کاربرد نوار ماتریکس الزامی می‌باشد. و اگر از نوار ماتریکس استفاده نکنیم بعلت عدم ایزلاسیون مناسب در سطح کامپوزیت، که به دلیل تماس با هوا صورت می‌گرفته لایه نازک نرمی در سطح خواهیم داشت.^۱