بسم الله الرحمن الرحيم

١٤٢٣٨٠

دانشگاه علوم پزشکی وخدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
دانشکده دندانپزشکی

پایان نامه:

جهت دریافت درجه دکترای دندانپزشکی

موضوع:

تاثیر دو surface sealant بر میزان ریزنشت ترمیم های کلاس V کامپوزیتی

به راهنمایی استاد ارجمند:

جناب آقای دکتر عبدالرحیم داوری

اساتید مشاور:

جناب آقای دکتر علیرضا دانش کاظمی
جناب آقای دکتر مجید موسوی نسب

نگارش :

موسی ابوعلی

تیرماه ۱۳۹۰

شمارهٔ پایان نامه : ۴۴۵

وزارت علوم، تحقیقات و فناوری
پژوهشگاه علوم و فناوری اطلاعات ایران
IRANDOC
مرکز اطلاعات و مدارک علمی ایران

۱۶۲۳۸۰

۱۳۹۰/۵/۲۳

تقدیم به

نگاه همیشه منتظر

مادرم

و دست های پینه بسته

پدرم

باشد که سایه این دو عزیز همیشه بر سر

فرزند کوچکشان مستدام باشد

تقدیم به

خواهران و برادران عزیزم

که گرمای حضورشان الهام بخش تلاش دوباره است

و مهرشان همواره نیرو بخش حرکتم بوده است.

تقدیم به اساتید بزرگوارم

جناب آقای دکتر عبدالرحیم داوری

که دلسوزانه مرا در تمام مراحل پایان نامه یاری نمودند

جناب آقای دکتر علیرضا دانش کاظمی

که از راهنمایی هایشان بهره فراوان بردم

جناب آقای دکتر سید مجید موسوی نسب

که همواره یاور و مشوق من بودند

تقدیم به همه دوستان عزیزم

که داشتنشان نعمتی بود بس بزرگ و با آنها بودن جز بهترین خاطراتم شد.

با سپاس فراوان از

اساتید ارجمند دانشکده

که در طی این چند سال در محضرشان زانوی شاگردی زده و از ایشان نکته ها آموختم

با قدردانی از زحمات

سرکار خانم حکیمیان ، سرکار خانم حسینی ، سرکار خانم زارعی ، سرکار خانم لبافی، سرکار خانم عزیزیان، سرکار خانم غلامرضایی و جناب آقای کفیری

و

با سپاس از کلیه پرسنل دانشکده دندانپزشکی

فهرست مطالب

عنوان	صفحه
چکیده	
فصل اول: کلیات	۱
مقدمه	۲
تاریخچه ساخت کامپوزیت	۴
کامپوزیت دندانی (Dental composite)	۴
ساختمان و ترکیب کامپوزیت ها	۴
اولیگومرها	۵
فیلرها	۵
Coupling agent	۶
Initiator and Accelerators	۷
عوامل رنگی (پیگمان ها) و سایر اجزا	۸
موارد تجویز کامپوزیت	۸
خواص کامپوزیت رزین ها	۸
انواع کامپوزیت	۱۰
کامپوزیت های معمولی	۱۱
کامپوزیت های میکروفیل	۱۲
کامپوزیت های هایبرید	۱۳
کامپوزیت های قابل سیلان (Flowable)	۱۳
کامپوزیت های متراکم شدنی	۱۴
Rebonding	۱۴
ریزنشت	۱۷
روش های بررسی ریزنشت	۱۷
چرخه متناوب دما (Thermocycling)	۲۰
مروری بر مقالات	۲۲

فهرست مطالب

عنوان	*صفحه*
اهداف و فرضیات	۲۶
تعریف واژه ها	۲۷
فصل دوم: مواد و روش کار	۲۸
جامعه مورد بررسی و خصوصیات دندان های مورد مطالعه	۲۹
نوع و روش مطالعه	۲۹
روش نمونه گیری وتعیین حجم نمونه	۲۹
روش انجام مطالعه	۲۹
تعیین نوع و تعریف متغیرها	۳۳
فصل سوم: نتایج	۴۰
نتایج	۴۱
فصل چهارم: بحث و نتیجه گیری	۴۵
بحث	۴۶
نتیجه گیری و پیشنهادات	۵۲
خلاصه انگلیسی	۵۳
منابع و ماخذ	۵۵

فهرست جداول

عنوان صفحه

جدول (۱-۳): توزیع فراوانی وضعیت ریزنشت در لبه سرویکال در گروه های مورد پژوهش ۴۱
جدول (۲-۳): توزیع فراوانی وضعیت ریزنشت در لبه اکلوزال در گروه های مورد پژوهش ۴۱
جدول (۳-۳): میانگین و انحراف معیار ریزنشت به تفکیک محل بررسی بدون در نظر گرفتن گروه های مورد بررسی ۴۲
جدول (۴-۳): میانگین و انحراف معیار ریزنشت بدون در نظر گرفتن محل بررسی در گروه های مورد بررسی ۴۳
جدول (۵-۳): میانگین و انحراف معیار ریزنشت به تفکیک محل بررسی بدون در نظر گرفتن گروه های مورد بررسی ۴۴

فهرست تصاویر

عنوان	صفحه
تصویر ۱-۲: نمونه دندان مورد مطالعه	۳۴
تصویر ۲-۲: تعیین حدود حفره روی فویل آلومینیومی	۳۴
تصویر ۳-۲: حدود حفره روی دندان	۳۴
تصویر ۴-۲: فرز جهت تراش حفره و پرداخت ترمیم	۳۴
تصویر ۵-۲: پروب یونیورسال جهت تعیین عمق حفره	۳۵
تصویر ۶-۲: نمونه حفره آماده شده	۳۵
تصویر ۷-۲: کامپوزیت Herculite classic	۳۵
تصویر ۸-۲: نمونه دندان ترمیم شده	۳۵
تصویر ۹-۲: سیلانت Fortify	۳۶
تصویر ۱۰-۲: سیلانت Optiguard	۳۶
تصویر ۱۱-۲: دستگاه ترموساکلینگ	۳۶
تصویر ۱۲-۲: نمونه دندان لاک زده	۳۶
تصویر ۱۳-۲: نیترات نقره	۳۷
تصویر ۱۴-۲: نمونه دندان مانت شده	۳۷
تصویر ۱۴-۲: دستگاه برش	۳۷
تصویر ۱۵-۲: استرومیکروسکوپ	۳۷
تصویر ۱۶-۲: عدم نفوذ ردیاب در لبه اکلوزال (grade =0)	۳۸
تصویر ۱۷-۲: نفوذ ردیاب در لبه اکلوزال (grade =1)	۳۸
تصویر ۱۸-۲: عدم نفوذ ردیاب در لبه سرویکال (grade =0)	۳۸
تصویر ۱۹-۲: نفوذ ردیاب در لبه سرویکال (grade =1)	۳۸
تصویر ۲۰-۲: نفوذ ردیاب در لبه سرویکال (grade=2)	۳۹
تصویر ۲۱-۲: نفوذ ردیاب در لبه سرویکال (grade=3)	۳۹

چکیده

عنوان:

تاثیر دو surface sealant بر میزان ریزنشت ترمیم های کلاس v کامپوزیتی

زمینه و هدف:

هنگامی که رزین کامپوزیت پلیمریزه می شود، استرس ناشی از آن تمایل به ایجاد فضاهایی در سطح بین دندان و ترمیم دارد. این امکان وجود دارد که surface sealant ها مشکلات مربوط به سطوح مارجینال را کاهش داده و یا از ایجاد آنها جلوگیری کنند. هدف این مطالعه، بررسی تاثیر دو نوع surface sealant (Fortify and Optiguard) بر ریزنشت ترمیم های کلاس v کامپوزیتی بود.

مواد و روش ها:

۲۳ دندان مولر سالم و غیر پوسیده ی انسان طی دو هفته جمع آوری گردید. در سطوح باکال و لینگوال دندان ها در مجموع ۴۵ حفره کلاس v ایجاد شد، به طوری که مارجین های اکلوزال در مینا و مارجین های سرویکال در سمان قرار گرفت. نمونه ها به طور تصادفی به سه گروه ۱۵ تایی تقسیم شده و با رزین کامپوزیت ترمیم شدند. بعد از انجام مراحل finishing and polishing، در هر گروه بجز گروه کنترل ترمیم ها با یک surface sealant مخصوص سیل شدند.

با کامل شدن ترمیم ها، نمونه ها تحت شوک حرارتی و بعد به مدت ۴ ساعت در محلول نیترات نقره ۵۰٪ قرار گرفتند. سپس نمونه ها به صورت طولی و در جهت باکو لینگوال برش داده و توسط استریومیکروسکوپ چشمی و به صورت Blind آنالیز شدند. ریزنشت لبه ای در لبه های

چکیده

اکلوزال و سرویکال مورد ارزیابی قرار گرفتند. مقایسه میان سه گروه با آزمون های Kruskall-Wallis و Mann-Whitney و به کمک نرم افزار SPSS16 انجام شد.

یافته ها:

در تمام گروه ها، در لبه اکلوزال و سرویکال درجاتی از ریزنشت مشاهده شد. طبق آزمون Mann-Whitney، در لبه سرویکال به طور معناداری ریزنشت بیشتر از لبه اکلوزال بود (P <۰/۰۵). همچنین آزمون Kruskal Wallis نشان داد که در لبه اکلوزال، گروه های مورد مطالعه اختلاف معناداری با هم ندارند (p >۰/۰۵). در لبه سرویکال، Fortify نتایج بهتری نشان داد و به طور معناداری کمترین میزان ریزنشت را داشت (P <۰/۰۵).

نتیجه گیری:

سیلانت های ارزیابی شده تاثیرات مختلفی نشان دادند و Fortify به طور معناداری ریزنشت لبه ای را کاهش داد.

واژه های کلیدی: surface sealant، ریزنشت، ترمیم کلاس v

فصل اول

کلیات

Introduction

مقدمه

از زمانی که تکنیک اسید اچ به عنوان یک روش استاندارد در پروتکل adhesive معرفی شد، باند مواد ترمیمی به دندان همیشه یک موضوع مهم برای تحقیقات دندانپزشکی بوده است و تلاش ها بر روی گسترش موادی که به طور کامل به سطح دندان باند شوند و seal مناسب مارجین های حفره را فراهم کنند، متمرکز شده است[۱]. در این راستا کامپوزیت های نوری به جهت نیازهای زیبایی بیماران و محافظه کارانه بودن حفره ایجاد شده، به طور روتین در دندان های قدامی و خلفی مورد استفاده قرار می گیرد[۲].

هرچند که کارخانجات سازنده سعی کرده اند با ایجاد تغییرات در عناصر کامپوزیت، مثل کاهش اندازه ذرات،افزایش رادیواپسیته، تغییر شکل ذرات [۳] خواص مکانیکی و فیزیکی آن را بهبود بخشند [۴-۶] ، با این وجود کامپوزیت ها هنوز خواص نامطلوبی دارند از جمله؛ انقباض ناشی از پلیمریزاسیون؛ که باعث ایجاد شکست در سطوح بین دندان و ترمیم، تغییر رنگ مارجینال، حساسیت بعد از کار، پوسیدگی ثانویه و مشکلات پالپی می شود [۷،۸].

در جهت کم کردن مشکلات حاصل از انقباض ناشی از پلیمریزاسیون در حین ترمیم، روش های دیگری از جمله" لایه لایه قرار دادن رزین کامپوزیت درون حفره [۹،۱۰]، استفاده از گلاس آینومر یا گلاس آینومر resin modified به عنوان liner [۱۱،۱۲]، شدت انرژی و زمان کافی برای پلیمریزاسیون مناسب[۱۳-۱۵] و حتی کاربرد surface sealant [۱،۱۶] توصیه میشود.

Surface sealant یا مواد پوشاننده به ویژه جهت seal ترمیم های رزینی گسترش یافته اند[۱۷،۱۸]. این مواد که قابل پلیمریزاسیون نوری هستند، به خاطر عناصر موجود در فرمولاسیون آنها سیالیت و قابلیت نفوذ بیشتری را نسبت به موادی مثل sealant fissure و dental adhesive دارا هستند[۱۹].

این ویژگی ها یعنی سیالیت و قابلیت نفوذ بیشتر درون micro gap ها در سطوح بین دندان و ترمیم مخصوصاً درمارجین های واقع در عاج و سمان که متعاقب آن seal لبه ای بهتری وجود خواهد داشت، باعث می شود که از این مواد جهت کاهش ریزنشت استفاده شود [۱۹]. علاوه بر این، surface sealant می تواند خشونت سطحی نهایی ترمیم و متعاقب آن تجمع پلاک را کاهش دهد[۲].

بنابراین بررسی مواد surface sealant بر میزان ریزنشت رزین کامپوزیت ها می تواند در جهت استحصال ترمیم هایی با کیفیت و دوام بیشتر موثر باشد.

هدف از این مطالعه بررسی تاثیر دو surface sealant بر میزان ریزنشت ترمیم های کلاس v کامپوزیتی بود.

کلیات

تاریخچه ساخت کامپوزیت

رزین کامپوزیت ها جهت بازسازی ساختمان دندانها و تغییر رنگ و اصلاح کانتور آنها و افزایش زیبایی دندانها به کار میروند و از نظر تاریخچه پس از سمانهای سیلیکات و رزینهای آکریلی ساخته شدند. رزینهای آکریلی unfilled بودند، وزن مولکولی کمی داشتند، فاقد تقویت حاصل شده در اثر حضور اجزای فیلر سرامیک درکامپوزیتها بودند. شکستهای کلینیکی آنها مستقیما مربوط به: عدم ثبات ابعادی، رنگ ظاهری نازیبا و در اغلب موارد عود پوسیدگی بود. با توسعه کامپوزیتها در سال ۱۹۶۰ این خصوصیات حاصل گردید: خصوصیات مکانیکی بالاتر، LCTE کمتر، تغییرات کمتر ابعادی حین SETTING، مقاومت بیشتر به سایش و بهبود کاربرد کلینیکی و البته پیشرفت در سیستمهای باندینگ نیز عامل بهبود کیفیت ترمیمهای کامپوزیت گردید[۲۰].

کامپوزیت دندانی(Dental composite)

تعریف: کامپوزیت از نظر لغوی به معنای مخلوط فیزیکی چند ماده است. کامپوزیت دندانی به شکل مرسوم بیانگر مخلوطی از شیشه سیلیکات یا منومر اکریلی است که پلی مریزاسیون آنها هنگام اختلاط آغاز می گردد[۲۱].

ساختمان و ترکیب کامپوزیت ها

کامپوزیت از چهار جزء اصلی تشکیل شده است: ماتریکس پلیمری آلی، اجزاء فیلری غیر آلی، Coupling agent و سیستم Initiator accelerator ماتریکس پلیمری آلی در اغلب کامپوزیت ها یک الیگومر آروماتیک یا الیگومری اورتان دی متاکریلات است. اولیگومرها مایعات ویسکوز می باشند که این ویسکوزیتی با افزودن منومرهای رقیق کننده کاهش می یابد. اجزاء غیر آلی پراکنده شامل اجزایی چون گلاس یا کوارتز (fine) یا سیلیکای کلوئیدال (microfine) می

باشد. Coupling agent یک Silane است که به وسیله سازنده قبل از اختلاط اجزاء غیر آلی با اولیگومرهای واکنش نداده به کار گرفته است. Silane دارای گروه های فانکشنال است مثل متوکسی که هیدرولیز شده و با فیلرهای غیر الی از یک طرف و از طرفی با گروه های آلی غیر اشباع اولیگومر در حین پلیمریزیشن واکنش می دهد. Silane به نام عامل Coupling خوانده می شوند، چرا که آنها عامل باند بین فازهای آلی و غیر آلی می باشند[۲۰].

اولیگومرها

دو نوع عمده اولیگومر های مورد استفاده در کامپوزیت ها عبارتند از دی متاکریلات (Bis-GMA) و یورتان دی متاکریلات (UDMA) که هر دو دارای باندهای دوگانه کربن در انتها می باشند و امکان پلیمریزاسیون اضافی را دارند. بعضی محصولات دارای هر دو نوع Bis-GMA و UDMA در خود می باشند. ویسکوزیتی اولیگومر ها علی الخصوص Bis-GMA زیاد است، پس رقیق کننده ها باید اضافه شوند و بنابراین قوام کلینیکی هنگام ترکیب با فیلر وجود دارد. اجزای دارای باندهای دوگانه که وزن ملکولی پایین داشته باشند مثل TEG DMA به وسیله سازنده جهت کاهش و کنترل ویسکوزیتی اجزاء کامپوزیت اضافه می شوند. استفاده از مونومرهای جدید جهت کاهش انقباض و استرس های داخلی ایجاد شده در حین پلیمر شدن جهت دوام کلینیکی توصیه می شوند[۲۲].

فیلرها

یک روش مفید جهت طبقه بندی کامپوزیت ها استفاده از سایز اجزاء آنها، یا شکل آنها یا پراکندگی (درصد) فیلرها است. کامپوزیت های اولیه دارای اجزاء اسفریکال بزرگ به ابعاد ۳۰-۲۰ میکرون بودند که با اجزاء نامنظم بزرگ، میکروفاین ها (۰/۲-۰/۰۴)، فاین ها (۳μ-۰/۴) و مخلوط های فاین (میکروهیبریدها) که شامل ترکیب بیشتر اجزاء فاین و اجزاء کمتر میکروفاین بودند،

جایگذاری شدند. بر اساس نوع فیلرها کامپوزیت ها به دو گروه میکروهیبرید و میکروفیلد تقسیم شدند. میکروهیبریدها شامل اجزاء نامنظم گلاس (بروسیلیکات گلاس، لیتیوم یا باریوم آلومینیوم سیلیکات، استرانسیومی یا زینک (زینک گلاس) یا اجزای کوارتز دارای قطر یکسان می باشند. اغلب کامپوزیت ها دارای دو یا تعداد بیشتری سایز اجزاء فاین به همراه (۱۵٪-۵٪) فیلرهای میکروفاین می باشند. این حالت امکان پک شدن مناسب تر را می دهد و به این ترتیب اجزاء ریزتر فضای بین اجزاء بزرگتر را پر می کند. میکروهیبریدها دارای ۷۰-۶۰٪ حجمی یا به نسبت دانسیته دارای ۸۴-۷۷٪ وزنی فیلر در ترکیب می باشند. بیشتر سازندگان درصد وزنی را اعلام می کنند.

میکروفیلدها شامل سیلیکای دارای سطح وسیع (m^2/g ۳۰۰-۱۰۰) می باشند. به علت وجود سطح وسیع فقط ۲۵٪ حجمی یا ۳۸٪ وزنی امکان اضافه کردن فیلر برای افزایش قوام کافی در کاربرد کلینیکی وجود دارد. فیلرهای حاوی سیلیکای میکروفاین در اولیگومرهای پلیمریزه شده، آسیاب شده و به اجزاء دارای قطر ۲۰-۱۰ میکرون دانه بندی می شوند. این فیلرهای تقویت شده جهت افزایش قوام، امکان اضافه شدن تا۵۰-۳۲٪ حجمی یا ۶۰-۵۰٪ وزنی را دارند. یک تغییر این است که بیشتر فیلرها، فیلرهای تقویت شده اند که مقدار کمتری سیلیکای اضافه شده به اولیگومر ها دارند، و یک تغییر دیگر (در هموژنوس میکروفیل ها) کاربرد فیلرهای تقویت نشده ولی میکروفاین، سیلیکای پراکنده شده در الیگومر است[۲۳].

Coupling agent

باید باند قوی بین فیلرهای معدنی و الیگومرهای آلی در حین setting موجود باشد. برای ایجاد باند، سازنده قبل از اختلاط سطح فیلر را با استفاده از یک عامل کوپلینگ آماده سازی می کند. اغلب این عوامل سیلیکون های آلی به نام سایلن می باشند. در حین قرار گیری سایلن روی فیلر، گروه های متوکسی، با رطوبت جذب شده روی فیلر یا گروه OH فیلر واکنش می دهند. آنها همچنین امکان واکنش OH روی Silane هیدرولیز شده جهت تشکیل یک سطح هموپلیمر روی

فیلر را دارند. در حین واکنش setting اولیگومرها باند دو گانه کربن گروه سایلن با اولیگومر واکنش می دهد و به این ترتیب باندی بین فیلر و ماتریکس پلیمری به واسطه عوامل کوپلینگ ایجاد می شود. با وارد شدن استرس به کامپوزیت در اثر وجود باندهای فوق استرس از یک فیلر مستحکم به پلیمر دارای استحکام پایین منتقل می شود، بنابراین استحکام توده کامپوزیت حد واسط بین فیلر و پلیمراست این باند در اثر جذب آب به وسیله کامپوزیت در حین کاربرد کلینیکی کاهش می یابد[۲۰].

Initiator and Accelerators

کامپوزیت ها دو نوع نوری و شیمیایی دارند: در انواع نوری فعال سازی در اثر نور آبی با یک طول موج در حدود ۴۷۰nm است که به وسیله فتواکتیواتورها جذب می شود یعنی: کامفور کینون که به وسیله حضور یک ارگانیک آمین دارای باند دو گانه تسهیل می شود. این دو ماده در حضور اولیگومر در دمای اطاق پایدار می مانند، تا زمانی که کامپوزیت در معرض نور نباشند. گاهی برای شرایط ویژه نوری، عوامل دیگری مثل پلاسما- آرک در کامپوزیت نوع Rapid کیور به کار می روند. فعال سازی شیمیایی در دمای اطاق صورت می پذیرد و به وسیله آمین ارگانیک (در خمیر کاتالیست) و ارگانیک پراکسید (در خمیر یونیورسال) جهت آزاد سازی رادیکال های آزاد که به باندهای دوگانه کربن حمله کرده اند، پلیمریزاسیون ایجاد می شود. بعضی کامپوزیت های مثل Provisional , Core به صورت دووال کیور می باشند که دارای عوامل فعال شونده با نور و در ادامه واکنش عوامل setting به صورت self-cure می باشند و یا این که فقط دارای عامل self-cure هستند[۲۴].

عوامل رنگی (پیگمان ها) و سایر اجزا

اکسیدهای معدنی به مقادیر جزیی جهت ایجاد رنگ به کار می روند. محدودهٔ رنگی از سفید Bleaching تا زرد تا خاکستری است یک عامل جاذب UV جهت به حداقل رساندن تغییرات رنگی به علت اکسیداسیون ممکن است اضافه شود[۲۵].

موارد تجویز کامپوزیت

۱- وقتی جنبه زیبایی هدف اولیه بیمار و دندانپزشک باشد. ۲- وقتی در معرض فشارهای اکلوزالی شدید نباشد. ۳- برای پر کردن حفره های فوق لثه ای ۴- برای بیمارانی که به جیوه حساسیت دارند. موارد عدم تجویز کامپوزیت: ۱- افرادی که براکسیزم دارند ۲- افرادی که بهداشت دهانی ضعیف با پوسیدگی وسیع دارند ۳- ترمیم در دندان هایی که در معرض فشارهای اکلوزالی است[۲۱].

خواص کامپوزیت رزین ها

سازگاری زیستی (Biocompatibility) امکان واکنش التهابی پالپ در دندان های ترمیم شده با کامپوزیت رزین وجود دارد. دلایل مختلفی برای این مسئله ذکر شده از آن جمله منومرهای پلی مریزه شده HEMA و پراکساید موجود در ترکیب کامپوزیت ها هستند. با این همه اغلب مقالات نشت از لبه های ترمیم را مهمترین عامل حساسیت پالپ می دانند. این حساسیت پس از etch کردن عاج نه به دلیل نفوذ خود اسید، بلکه به خاطر باز شدن مسیر توبول های عاجی است. چرا که در این هنگام در صورت وقوع ریزنشت راه عبور به سمت پالپ بازتر و حساسیت پالپ به تحریکات بیشتر خواهد شد[۲۶،۲۷]. کامپوزیت رزین ها در صورت پرداخت مناسب آسیبی به بافت نرم اطراف دندان نمی زنند. در معدود افرادی که به این مواد حساس اند بهتر است ماده دیگری استفاده شود[۲۶،۲۸]. استحکام (Strength) هر چه محتوای فیلر کامپوزیت رزین ها بیشتر باشد استحکام