

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

١٠٢٢١

دانشگاه علوم پزشکی شیراز
دانشکده دندانپزشکی

پایان نامه جهت اخذ درجه دکترای دندانپزشکی

موضوع:

بررسی شدت تابش دستگاههای لایت کیور در مطبهای دندانپزشکی

خصوصی شهر شیراز در سال ۸۲

به راهنمایی:

استاد ارجمند سرکار خانم دکتر فرشته شفیعی

نگارش:

مهران رحیمی

مهره سلامت شیراز
شماره ثبت: ۱۳۸۷/۷/۲۵

۱۳۸۷ / ۷ / ۲۵

شهریور ۸۲

۱ ۵ ۳ ۱ ۳ ۱

به نام خدا

ارزیابی پایان نامه

پایان نامه شماره:.....

تحت عنوان :

بررسی شدت تابش دستگاههای لایت کیور در مطبهای دندانپزشکی

خصوصی شهر شیراز در سال ۸۲

توسط

مهران رحیمی

به راهنمایی و مشاورت

سرکار خانم دکتر فرشته شفیعی


سمت:

استادیار بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی شیراز

در تاریخ در کمیته بررسی پایان نامه مطرح و با نمره و درجه به تصویب رسید.

اعضای کمیته بررسی:

-۱ 

-۲ 
دکتر کریم رضا آذر

-۳ 
امیر لاری

-۴ 

-۵ 
دکتر کبیر

تقدیم بہ

استاد ارجمند سرکار خانم دکترا فرشته شفیعی

تقدیم بہ

پدر

و

مادر عزیزہ

بہ پاس زحمات بی دریغشان

تقدیم بہ

مدیر مہربانہ

تقدیم به

خواهرم مهرانگیز

و

برادرانم مجید و هادی

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۱	مقدمه
	بخش اول
	فصل اول: کامپوزیت و خواص آن
۶	سیر تاریخی مواد همرنگ
۷	تعریف کامپوزیت
۸	ساختن کامپوزیت ها
۱۵	تقسیم بندی کامپوزیت ها
۲۰	خواص کلینیکی کامپوزیت ها
۲۳	خواص فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت ها
۳۳	سخت شدن کامپوزیت ها
	فصل دوم: فتوپلیمریزاسیون
۳۷	پلیمریزاسیون
۳۹	دستگاههای لایت کیور
۱۴	اجزای مهم دستگاه لایت کیور
۵۱	محافظت و نگهداری از دستگاه لایت کیور
۵۲	تمیز کردن، ضدعفونی کردن و استریل کردن دستگاه لایت کیور
۵۴	محافظ های غیرقابل نفوذ
۵۴	عوامل موثر در کاهش شدت تابش دستگاههای لایت کیور هالوژن
۵۷	متدهای پلیمریزاسیون
۵۷	زمان کیورینگ

۵۸	تکنیکهای افزایش پلیمریزاسیون
۵۹	تست های کفایت نوری
۶۳	نورآبی و اثرات آسیب رسانی آن
۶۵	محافظت از چشم

فصل سوم: مروری بر مقالات

۶۸	میزان پلیمریزاسیون در سیستم های نوری
۷۰	طول موج نور مرئی
۷۱	شدت تابش نور
۷۵	زمان تابش نور
۷۶	فاصله نوک نور تابنده تا سطح کامپوزیت
۷۷	ترکیبات شیمیایی کامپوزیت و نوع و اندازه ذرات فیلر
۷۹	ضخامت کامپوزیت و عمق کیورینگ
۸۱	رنگ کامپوزیت
۸۲	اثر مواد ضد عفونی کننده در کاهش شدت تابش دستگاه لایت کیور
۸۴	اثرات بیولوژیکی دستگاه نوری

بخش دوم

۸۹	فصل چهارم: مواد و روش تحقیق
۹۴	فصل پنجم: نتایج
۱۲۶	فصل ششم: بحث
۱۳۴	خلاصه
۱۳۷	Abstract
۱۳۹	منابع و ماخذ

مقدمه

با توجه به اهمیت زیبایی نزد بیماران، استفاده از ترمیم های هم رنگ دندان در دندانپزشکی بطور چشمگیری افزایش یافته است. از زمان ارائه کامپوزیتهای نوری در اوایل دهه ۱۹۷۰، پیشرفت های سریع و فراوانی در زمینه مواد هم رنگ انجام گرفته است که باعث بهبود زیبایی، ثبات رنگ، خواص مکانیکی، مقاومت سایشی و نهایتاً افزایش طول عمر کامپوزیت نوری شده است.

حصول یک ترمیم کامپوزیت نوری با خواص بهبود یافته و با دوام، مستقیماً به درجه پلیمریزاسیون بستگی دارد که این درجه پلیمریزاسیون، خود وابسته به شدت تابش خروجی دستگاه نوری مورد استفاده می باشد.

شدت تابش کافی، طول موج صحیح (۴۰۰-۵۰۰ نانومتر) و زمان کیورینگ کافی فاکتورهای بحرانی در ایجاد حداکثر پلیمریزاسیون در کامپوزیت رزین می باشد. ناکافی بودن هر یک از فاکتورها باعث کیورینگ نسبی می گردد و عدم پلیمریزاسیون کامل باعث کاهش خواص فیزیکی، مکانیکی، جذب آب حلالیت و کاهش سختی می گردد و ممکن است استحکام باند ترمیم به دندان را نیز تحت تاثیر قرار دهد.

عمدتاً پلیمریزاسیون کامپوزیت نوری از طرف سطح به داخل ماده کاهش می یابد در نتیجه سختی ظاهری سطحی نشان دهنده کیورینگ کامل ماده نمی باشد و باید دقت شود که از کیورینگ داخلی ناقص کامپوزیت که سطح

خارجی آن ظاهراً کیور شده اجتناب شود. پلیمریزاسیون سطح خارجی ممکن است حتی با ۳۰٪ از شدت کافی و موثر تابش نزدیک به حداکثر باشد بنابراین آزمایش سختی سطحی کامپوزیت با استفاده از یک سوند، ایندکس قابل اعتمادی جهت ارزیابی و کفایت موثر بودن تابش دستگاههای نوری نمی باشد.

شدت تابش کیورینگ Power density نامیده شده و برحسب میلی وات بر سانتی متر مربع (mw/cm^2) اندازه گیری می شود و حداکثر پلیمریزاسیون با استفاده از زمان تابش تجویز شده توسط کارخانه سازنده، تنها زمانی امکان پذیر است که شدت خروجی در حد مناسب باشد.

برای اندازه گیری شدت تابش دستگاههای نوری، دستگاهی بنام لایت متر (Light meter) یا رادیومتر ارائه شده که امواج نوری را به امواج الکتریکی تبدیل کرده و شدت تابش را برحسب mw/cm^2 نشان می دهد.

شدت تابش دستگاههای نوری به مرور زمان به دلیل شرایط فیزیکی مختلف کاهش می یابد که شامل مواردی مثل تغییرات ولتاژ، تخریب لامپ یا فیلتر و شکستگی قسمتهای هدایت کننده نور در داخل یا خارج دستگاه می باشد.

در تعدادی از تحقیقات بین مقادیر شدت تابش اندازه گیری شده از لایت متر و درجه تبدیل کامپوزیت کیور شده، یک ارتباط خطی قابل ملاحظه بدست آمده است، بر این اساس لایت متریک وسیله ارزان و راه سریع اندازه گیری کفایت و موثر بودن دستگاههای نوری در کیورینگ کامپوزیت نوری می باشد.

غالباً مقادیر شدت تابش $300-400 \text{ mw/cm}^2$ را برای کیورینگ ۲ میلی متر کامپوزیت در زمان حداقل ۴۰ ثانیه قابل قبول می دانند و شدت تابش بین $200-300 \text{ mw/cm}^2$ نیاز به افزایش زمان تابش دارد و شدت تابش کمتر از 200 mw/cm^2 قابل استفاده نمی باشد.

اکثر دندانپزشکان از شدت تابش و کفایت دستگاه نوری خود آگاه نبوده و تنها به سخت شدن ظاهری سطح کامپوزیت اکتفا نموده و از اهمیت شدت تابش خروجی دستگاه نوری و تاثیر عوامل تخریبی و نیز مرور زمان (aging) قسمتهای داخلی دستگاه بر روی کاهش شدت تابش اطلاعی ندارند. در این تحقیق سعی شده است شدت تابش دستگاههای نوری مورد استفاده در سطح شهر شیراز اندازه گیری شود و اهمیت کفایت شدت تابش و عوامل موثر بر آن نشان داده شود.

بغش اول

فصل اول:

کامپوزیت و خواص آن

سیر تاریخی مواد هم‌رنگ

با توجه به اهمیت زیبایی نزد بیماران، از ترمیم‌های هم‌رنگ دندان در دندانپزشکی بطور چشمگیری افزایش یافته است.

۴ نوع ماده برای ترمیم‌های زیبایی مستقیم بکار رفته اند:

۱. سیلیکات‌ها

۲. پلیمرهای آکرلیک (بدون مواد پرکننده)

۳. پلیمرهای متاکریلات دارای عوامل تقویتی غیرآلی (کامپوزیت‌ها)

۴. ترمیم‌های گلاس آیونومر

برای ترمیم‌های مستقیم در ابتدا سیلیکات‌ها در سال ۱۸۷۱ معرفی شدند که از پودر آلومینا، سیلیکا گلاس و اسید فسفریک مایع تشکیل شده بود. که مشکلات آن حلالیت در مایعات دهانی، نداشتن ترانسلسوئسی، ترک‌های سطحی و نداشتن خواص مکانیکی کافی بود که این نواقص باعث کنار رفتن سیلیکات‌ها در دهه ۱۹۶۰ شد.

پس از آن پلی‌مرهای آکرلیک بدون مواد پرکننده معرفی شدند که شکست آنها نیز در ارتباط با عدم ثبات ابعادی، رنگ گرفتن آنها و در اغلب موارد پوسیدگی مجدد بود.

پیشرفت کامپوزیت‌ها در دهه ۱۹۶۰ باعث خواص مکانیکی بالاتر آنها شد.

ضریب انبساط حرارتی پایین، تغییرات ابعادی کم در حین set شدن و مقاومت بالا

در برابر سایش از خصوصیات آنها بود. پس از آن پیشرفت سیستم های باندینگ برای باند بهتر بین کامپوزیت ها و دندان، باعث بهبود کیفیت ترمیم های کامپوزیت شد.^۱

ترمیم های کامپوزیت پیشرفت مهمی را در ترمیم های زیبایی مستقیم نشان داده اند. معمولا آنها را برای ترمیم های cIII تا cIV و برای cII و cIII که تحت نیروهای جویده سنگین نباشد و همچنین ظاهر ترمیم اهمیت داشته باشد به کار می روند. کامپوزیت های جدید براساس نوع ماتریکس پلیمری- نحوه شروع پلیمریزاسیون- و یا از نظر محتوی و اندازه فیلرها طبقه بندی می شوند.

ساختمان مولکولی و مقدار مونومر و همچنین تعداد و نوع فیلرهای به کار رفته خصوصیات پلیمریزاسیون مواد را تحت تأثیر قرار می دهند.

تعریف کامپوزیت

کامپوزیت مخلوط فیزیکی مواد است. نسبت های اختلاط به هدف حصول کیفیت متوسطی از خواص هر یک از اجزاء و برای حصول خواص بینابینی انتخاب شده است. تقریبا غالب موارد یک ماده ی منفرد، خواص مناسب نوعی خاص از کاربرد دندانپزشکی را دارا نیست. کامپوزیت ها به شکل معمول مشتمل بر فاز پراکنده یا ذرات پر کننده ای هستند که در داخل فازی متداوم منتشر شده است.

در غالب موارد فاز ماتریکس طی مراحل تولید یا ساخت کامپوزیت حالت سیال دارد.

ساختمان کامپوزیت ها

کامپوزیت رزینها از ۴ جزء تشکیل شده اند:

۱. Organic polymer matrix

۲. Inorganic filler particle

۳. Coupling agent

۴. Initiator . accelerator system

ماتریکس پلیمر ارگانیک (فاز آلی یا پیوسته) در بیشتر کامپوزیت ها یک اولیگومر آروماتیک یا اورتان دی آکریلات است. اولیگومر ماده ای ویسکوز است که برای استفاده بهتر، ویسکوزیتی با اضافه نمودن مونومر diluent کاهش می یابد.

ذرات غیرارگانیک (فاز پراکنده یا غیرآلی) ممکن است شامل چندین ماده غیر ارگانیک مثل گلاس یا کوارتز (به عنوان ذرات fine) و سیلیکای کلوئید (به عنوان ذرات micro fine) باشد.

Coupling agent یک organo silane است که بوسیله سازنده به ذرات غیرارگانیک قبل از ترکیب کردن آن، به اولیگومر واکنش نداده اضافه می شود. سیلان محتوی گروههای فانکشنال مثل متوکسی است که هیدرولیز شده و با-

فیلرهای غیرارگانیک واکنش می دهد. سیلان ها بدین دلیل coupling agent نامیده شده اند که یک باند بین فازهای ارگانیک و غیرارگانیک کامپوزیت بوجود می آورند.

کامپوزیت ها بدین دلیل حاوی آغازگر و ترسیع گر هستند چون به کامپوزیت اجازه dual curing , self curing , light curing می دهند.^۱

اولیگومرها (فاز پیوسته یا آلی)

دو الیگومر عمده ای که در کامپوزیت های دندان بکار میروند:

۱. دی متاکریلات (Hydroxy-Methacryloyloxy- propyloxy-(Bis- GMA) Phenyl)

۲. اورتان دی متاکریلات (UDMA)

هر دو دارای باندهای دوگانه کربن در هر انتها هستند که پلیمریزاسیون اضافی را تحمل می کنند. در مقدار کمی از محصولات از هر دو اولیگومر Bis-GMA , UDMA استفاده کرده اند. اولیگومر یک مولکول آلی با وزن متوسط است که از دو یا بیشتر مولکول آلی ساخته شده است. اولیگومرهای Bis-GMA , UDMA مایعاتی ویسکوز می باشند که برای تنظیم قوام آنها و جهت سهولت کاربرد کلینیکی و نیز امکان افزودن میزان فیلر بالاتر به کامپوزیت مونومرهای دی متاکریلات سبک وزن با ویسکوزیتی پایین به عنوان رقیق کننده به

آنها افزوده می شود که TEGDMA (Triethylene- glycoldimeta crylate) نام دارد.

هر دوی اولیگومرها و مونومرهای سبک وزن به وسیله اتصالات دوگانه کربنی که واکنش می دهند و آنها را تبدیل به پلیمر می کنند توصیف شده اند.

فیلرها (فاز پراکنده یا غیر آلی)

کامپوزیت های اولیه حاوی ذرات گرد و بزرگ بودند به ابعاد ۳۰ تا ۲۰ میکرومتر. پس از آن محصولاتی شامل ذرات با اشکال irregular تولید شد. سپس ذرات خیلی ریز (Microfine) با ابعاد ۰/۲ تا ۰/۰۴ میکرومتر و ذرات ریز (fine) با ابعاد ۳mm تا ۰/۴mm اضافه شد و سرانجام میکروهیبریدها که بیشتر شامل ذرات fine هستند که ذرات Microfine در بین آنها پراکنده شده اند.^۱

فیلرها از ترکیبات SiO_2 یا سیلیکاهای می باشند. سیلیکاهای خالص به چندین فرم کریستالین (مثل کریستوبالایت، کوارتز) و یک فرم غیر کریستالی (گلاس) می باشد. فرم های کریستالین قوی تر و سخت ترند، اما انجام مراحل polishing , finishing آنها مشکل تر است.

بنابراین در بیشتر کامپوزیت ها از گلاس سیلیکات استفاده می شود که با یون های دیگر جهت ایجاد تغییرات در خواص مطلوب آنها اصلاح شده اند، بصورت گلاس بوروسیلیکات، لیتیوم، آلومینیوم سیلیکات که یون های لیتیوم و آلومینیوم