

بررسی ارتباط بین شدت نور با عمق کیور کامپوزیت رزین سخت شده توسط دستگاه‌های لایت کیور موجود در بخش ترمیمی دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

دکتر عطیه فیض^۱، دکتر فرحناز ارباب زاده زواره^{۲*}، محمد مهدی دباغ^۳، حمید بدریان^۴

چکیده

مقدمه: پلیمریزاسیون ناقص کامپوزیت رزین‌ها، اثرات زیان‌باری بر عملکرد کلینیکی و زیبایی ترمیم خواهد داشت. هدف از این پژوهش تعیین رابطه بین شدت نور دستگاه‌های لایت کیور مورد استفاده در بخش ترمیمی دانشکده دندان پزشکی اصفهان با عمق کیور ناشی از آن‌ها بر اساس استاندارد ISO 4049 و همچنین مقایسه شدت نور اولیه و نهایی دستگاه‌های مورد استفاده بود.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق تجربی - آزمایشگاهی، ابتدا شدت نور ۹ دستگاه لایت کیور بخش ترمیمی به وسیله رادیومتر سنجیده شد. سپس بر اساس استاندارد ISO 4049، توسط هر یک از دستگاه‌های با شدت نور بالای 200 mW/cm^2 (۷ دستگاه) ۵ نمونه کامپوزیت رزین Z100 و در مجموع ۳۵ نمونه کیور گردید. مدت تابش برای سه دستگاه با شدت $200-300 \text{ mW/cm}^2$ دو برابر دستگاه‌های با شدت بالاتر از 300 mW/cm^2 بود. کامپوزیت رزین‌های کیور نشده با روش Scraping حذف شد و بر اساس استاندارد ISO 4049، یک دوم کمترین ضخامت باقی‌مانده از کامپوزیت رزین اندازه‌گیری شده در هر نمونه، به عنوان عمق کیور آن ثبت شد. در نهایت، شدت نور حاصل از هر دستگاه مجدداً اندازه‌گیری شد. سپس داده‌ها با نرم‌افزار SPSS و آزمون آماری t-test و ضریب همبستگی تجزیه و تحلیل شد ($\alpha = 0.05$).

یافته‌ها: شدت نور دستگاه‌ها در طیف $40-620 \text{ mW/cm}^2$ قرار داشت که ۴ دستگاه شدت نور بالای 300 mW/cm^2 و سه دستگاه شدت نور بین $200-300 \text{ mW/cm}^2$ و ۲ دستگاه شدت نور کمتر از 200 mW/cm^2 داشتند. فقط در دو دستگاه بین شدت نور اولیه و نهایی اختلاف معنی‌دار مشاهده گردید ($p \text{ value} < 0.001$). ضریب همبستگی بین شدت نور و عمق کیور ناشی از آن برابر با ۰/۵۸ بود. عمق کیور بدون توجه به مدت تابش نور، در تمام نمونه‌ها استاندارد ISO 4049 را کسب کرده بود.

نتیجه‌گیری: تمام دستگاه‌های با شدت نور بالای 200 mW/cm^2 ، از نظر عمق کیور کامپوزیت رزین استاندارد ISO 4049 را کسب کردند و ارتباط مثبتی بین شدت نور مورد استفاده و عمق کیور مشاهده گردید.

کلید واژه‌ها: دستگاه لایت کیور، شدت نور، کامپوزیت رزین، پلیمریزاسیون.

* استادیار، عضو مرکز تحقیقات دندان پزشکی ترابی‌نژاد، گروه دندان پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
(مؤلف مسؤول)
arbabzadeh@dnt.mui.ac.ir

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

۲: دانشجوی دندان پزشکی، عضو کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۳: دانشجوی دندان پزشکی، عضو کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

این مقاله حاصل پایان‌نامه دانشجویی به شماره ۳۸۷۲۶۵ مصوب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد.

این مقاله در تاریخ ۹۰/۷/۱۰ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۰/۸/۲ اصلاح شده و در تاریخ ۹۰/۸/۱۷ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان
۱۳۹۰، ویژه نامه ۷ (۵): ۶۶۲ تا ۶۷۰

مقدمه

بیش از سه دهه است که از شروع کاربرد گسترده کامپوزیت رزین‌ها در دندان پزشکی می‌گذرد و روز به روز بر میزان تقاضا جهت استفاده از آن‌ها از سوی بیماران و دندان‌پزشکان افزوده می‌شود. کامپوزیت رزین‌های مورد استفاده در دندان پزشکی شامل لاینرها، مواد پرکننده حفرات، فیشور سیلانت‌ها و سمان‌های چسباننده رزینی می‌باشد [۱].

کامپوزیت رزین‌ها برای انجام عمل خود باید فرایندی به نام پلیمریزاسیون را پشت سر گذارند که طی این فرایند واحدهای مونومر در کامپوزیت رزین به یکدیگر متصل شده و مولکول‌های طولی و سنگین را می‌سازند [۲].

کامپوزیت رزین‌ها به سه دسته سخت شونده با نور، خود سخت شونده و دوال کیور تقسیم می‌شوند که در انواع سخت شونده با نور پلیمریزاسیون به وسیله نور آبی مریی آغاز می‌شود [۲]. در کامپوزیت رزین‌های سخت شونده با نور، کامفورکینون به عنوان ترکیب حساس به نور وجود دارد و قرار گرفتن شدت نور در محدوده حداکثر طول موج جذبی کامفورکینون فاکتور اصلی در سخت شدن این گروه از کامپوزیت رزین‌ها می‌باشد [۳].

عوامل مختلفی بر پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین‌های سخت شونده با نور تأثیر می‌گذارد که از آن جمله می‌توان به طول موج، شدت نور خروجی، مدت تابش، ابعاد، اندازه و محل حفره، جهت و فاصله نوک دستگاه، رنگ و ضخامت ترکیب در حال سخت شدن اشاره کرد [۱] که در این میان شدت نور، طول موج و میزان نفوذ نور در عمق کیور کامپوزیت رزین‌ها بسیار مؤثر است [۲].

جهت بررسی کیفیت کامپوزیت رزین کیور شده در مطب دو مشکل اساسی وجود دارد، اول آن که تعیین این مطلب که شدت نور خروجی از دستگاه در محدوده مطلوب هست یا نه، با استفاده از چشم غیر ممکن است و دوم آن که یک دندان‌پزشک نمی‌تواند تنها با اتکا به سختی سطح ترمیم بین کامپوزیت رزین به طور کامل کیور شده یا با کیور ناقص تفاوتی قایل شود چرا که حتی یک دستگاه بسیار ضعیف هم می‌تواند سطح ترمیم کامپوزیت رزین را به خوبی یک دستگاه با شدت نور عالی کیور نماید [۴]. دستگاه‌های تولید کننده نور جهت پلیمریزاسیون کامپوزیت

رزین‌ها در چهار نوع (Quartz-tugsten-halogen یا QTH)، (LED یا Light-emitting diode)، (Plasma-arc curing) یا PAC) و لیزر آرگون در دسترس می‌باشد [۵]. که ولتاژ ورودی، خرابی و نقص در لامپ و فیلتر (در انواع QTH)، آلوده شدن نوک دستگاه و نقص در فیبرهای انتقال دهنده نور عواملی می‌باشند که بر شدت نور خروجی از این دستگاه‌ها مؤثر است. در صورت تأثیر هر یک از این عوامل بر شدت نور خروجی، بخشی از ماده پلیمریزه نمی‌گردد که تأثیرات زیان‌باری را بر عملکرد کلینیکی و زیبایی ترمیم خواهد گذاشت [۱]. از این رو، جهت مقایسه شدت نور دستگاه‌های لایت کیور و عمق کیور حاصل از آن‌ها، استاندارد ISO4049 تعریف شده است که بر اساس این استاندارد حداقل شدت نور خروجی 300 mW/cm^2 در طول موج $400-515 \text{ nm}$ در سر دستگاه پیشنهاد شده است. در این استاندارد حداقل عمق کیور کامپوزیت رزین بر اساس زمان پیشنهادی کارخانه سازنده $1/5 \text{ mm}$ در نظر گرفته می‌شود که معادل ۵۰ درصد از ضخامت کامپوزیت رزین کیور شده است [۶]. در مطالعه‌ای که توسط Fan و همکاران [۶] به منظور بررسی شدت نور دستگاهی مطابق با استاندارد ISO4049 و عمق کیور ۲۱ نمونه کامپوزیت رزینی انجام شد نتیجه گرفته شد که شدت نور 300 mW/cm^2 می‌تواند ۶۲ درصد نمونه‌ها را در زمان پیشنهادی توسط کارخانه سازنده کیور نماید. در مطالعه‌ای که توسط Santos و همکاران [۷] انجام گرفت ۱۲۰ دستگاه لایت کیور در ۱۰۰ مطب خصوصی بررسی شد که متوسط شدت نور آن‌ها 256 mW/cm^2 بود. در مطالعه‌ای که توسط Rahiotis و همکاران [۵] به منظور ارزیابی میزان کارایی انواع مختلف دستگاه‌های لایت کیور در کیور کردن کامپوزیت رزین‌ها صورت گرفت، دستگاه QTH که به روش Ramp فعال شده بود بهترین عملکرد را در مجموع خصوصیات مورد بررسی نشان داد. در مطالعه‌ای که به منظور بررسی شدت نور دستگاه‌های لایت کیور مختلف توسط Oyama و همکاران [۸] انجام شد نشان داد که با افزایش فاصله نوک دستگاه‌های مختلف شدت نور به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد.

با توجه به مطالب ذکر شده بررسی نور خروجی دستگاه‌های لایت کیور و میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین‌ها امری ضروری است. هدف از پژوهش حاضر تعیین ارتباط بین شدت

نور دو نوع دستگاه لایت کیور QTH و LED مورد استفاده در بخش ترمیمی دانشکده دندان پزشکی اصفهان با عمق کیور ناشی از آن‌ها در کامپوزیت رزین نوع Z100 بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر یک مطالعه تجربی-آزمایشگاهی بدون جهت می‌باشد که در دانشکده دندان پزشکی اصفهان انجام گرفت. جامعه آماری مورد مطالعه ۹ دستگاه لایت کیور مورد استفاده در بخش ترمیمی دانشکده دندان پزشکی اصفهان شامل ۷ دستگاه QTH و ۲ دستگاه LED بود که به منظور بررسی عمق کیور ایجاد شده توسط دستگاه‌ها، طبق استاندارد ISO4049 پنج نمونه کامپوزیت رزینی از نوع Z100 (3M, USA) با رنگ A2 برای هر دستگاه مورد استفاده قرار گرفت.

به این صورت که ابتدا شدت نور خروجی دستگاه‌های لایت کیور مورد نظر بسته به نوع دستگاه مورد استفاده، توسط دستگاه‌های رادیومتر شامل رادیومتر مخصوص دستگاه‌های لایت کیور QTH با مارک تجاری (Optilux 100, KERR, USA) و رادیومتر مخصوص دستگاه‌های لایت کیور LED با مارک تجاری (LED radiometer, KERR, USA) اندازه‌گیری شد. این عمل ۳ بار پیش از کیور نمونه‌ها و ۳ بار پس از اتمام کیور نمونه‌ها انجام گرفت به این صورت که در هر بار دستگاه ۲۰ ثانیه فعال شد اما صرفاً در نیمه انتهایی این زمان شدت نور خوانده شد. در مجموع در مدت ۶۰ ثانیه ۳ بار شدت نور ثبت شد و در پایان میانگین مجموع شدت‌های ثبت شده به عنوان شدت نور دستگاه تعیین گردید. سپس دستگاه‌های با شدت نور بالای 200 mW/cm^2 که به توصیه کارخانه سازنده قابل استفاده تلقی می‌گردید (۷ دستگاه) در مطالعه شرکت داده شد.

سپس از یک قالب فلزی از جنس فولاد زنگ نزن شامل یک حفره استوانه‌ای شکل به عرض ۴ mm و ارتفاع ۶ mm استفاده گردید. این قالب روی یک نوار شفاف سلولوئیدی و این مجموعه روی یک اسلب شیشه‌ای و آن هم روی یک صفحه کاغذ سفید قرار داده شد. قالب با کامپوزیت رزین Z100 (3M, USA) با رنگ A_۲ پر شده و یک نوار شفاف دیگر روی قالب پر شده را پوشاند. با استفاده از ماتریس هلدر به عنوان گیره دو نیمه قالب در جای خود نگه داشته شد و از فشار سراسپاتول پانسمان بر روی نوار

شفاف فوقانی جهت مسطح و یکنواخت نمودن سطح کامپوزیت رزین درون قالب و حذف اضافه‌های آن استفاده گردید.

تاباندن نور به قالب پر از کامپوزیت رزین از روی نوار شفاف و توسط دستگاه لایت کیوری با شدت حداقل 200 mW/cm^2 در طول موج ۵۱۵-۴۰۰ nm که نوک دستگاه در تماس با نوار شفاف بود انجام گرفت. زمان توصیه شده برای کیورینگ کامپوزیت رزین نوع Z100 (3M, USA)، ۴۰ ثانیه می‌باشد. هر نمونه کامپوزیت رزینی در مدت توصیه شده توسط کارخانه سازنده برای دستگاه‌های با شدت بالاتر یا مساوی 200 mW/cm^2 و ۳۰۰ و یا دو برابر زمان توصیه شده توسط کارخانه سازنده برای دستگاه‌های با شدت $200-300 \text{ mW/cm}^2$ مورد تابش قرار گرفت. پس از پایان مدت تاباندن نور، فوراً نمونه کامپوزیت رزینی از قالب خارج شده و کامپوزیت رزین‌های سخت نشده از انتهای تحتانی نمونه به کمک یک اسپاتول حذف شد؛ سپس با کمک یک کولیس دیجیتالی (Mitutoyo, Japan)، با دقت mm ۰/۱ کمترین ضخامت کامپوزیت رزین‌های باقی‌مانده اندازه‌گیری شد و به پیشنهاد ISO4049 نیمی از مقدار اندازه‌گیری شده به عنوان عمق کیور واقعی ثبت گردید [۶]. این فرایند برای هر دستگاه بر روی ۵ نمونه کامپوزیت رزینی انجام گرفت که اگر ۳ نمونه از ۵ نمونه به عمق کیور $1/5 \text{ mm}$ می‌رسید، آن دستگاه استاندارد ISO 4049 را کسب می‌کرد. در نهایت شدت نور انتهایی هر دستگاه ۳ بار با همان روشی که شدت نور اولیه اندازه‌گیری شده بود، تعیین گردید [۶].

شدت نور اولیه و نهایی هر دستگاه به کمک نرم‌افزار آماری SPSS و با استفاده از آزمون آماری t-test مورد تحلیل قرار گرفت. همچنین برای بررسی رابطه بین شدت نور هر دستگاه با عمق کیور در نمونه‌های کامپوزیت رزینی ضریب همبستگی کلی در دستگاه‌ها محاسبه گردید.

یافته‌ها

نتایج حاصل از شدت نور اولیه و ثانویه دستگاه‌ها و عمق کیور نمونه‌های کامپوزیت رزینی به تفصیل در جدول یک ارائه شده است.

شدت نور حاصل از دستگاه‌ها در طیف $40-620 \text{ mW/cm}^2$ قرار داشت. دو دستگاه QTH به دلیل شدت نور بیش از حد

پایین (150 mW/cm^2 و 40) و عدم تطابق با استاندارد ISO4049 از مطالعه حذف شدند. از این تعداد، ۳ دستگاه شدت نور بین $200-300 \text{ mW/cm}^2$ داشتند و تنها ۴ دستگاه شدت نور بالای 300 mW/cm^2 داشتند و از این نظر منطبق با استاندارد ISO4049 بودند.

عمق کیور نمونه‌ها بدون توجه به مدت تابش نور، در طیف $2/22 \text{ mm}$ تا $3/20 \text{ mm}$ قرار داشت. که کمترین مقدار آن مربوط به دستگاه QTH₁ با متوسط شدت نور اولیه mW/cm^2 و بیشترین مقدار مربوط به دستگاه LED_v با متوسط شدت نور اولیه 550 mW/cm^2 بود. در نمونه‌های با مدت تابش منطبق با توصیه کارخانه سازنده حداقل عمق کیور $2/31 \text{ mm}$ و

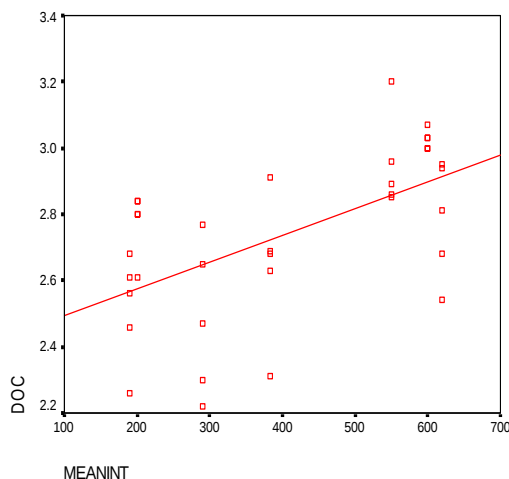
حداکثر آن $3/20 \text{ mm}$ بود. در نمونه‌هایی که دو برابر نمودن مدت تابش لحاظ شده است، حداقل عمق کیور $2/22 \text{ mm}$ و حداکثر آن $2/84 \text{ mm}$ به دست آمد.

نتایج حاصل از مقایسه شدت نور اولیه و نهایی هر دستگاه توسط آزمون آماری t-test مورد بررسی قرار گرفت. بر مبنای محاسبات آماری اختلاف میانگین شدت نور اولیه و نهایی ثبت شده دستگاه‌های مورد مطالعه در دو مورد (QTH5, QTH1) معنادار گردید ($p \text{ value} < 0/001$).

جهت بررسی رابطه‌ی بین شدت نور اولیه با عمق کیور شدن نمونه‌های کامپوزیت رزینی ضریب همبستگی در دستگاه‌ها محاسبه گردید که عدد $0/58$ به دست آمد.

جدول ۱. مقادیر شدت نور اولیه و نهایی و عمق کیور نمونه‌های کامپوزیتی سخت شده با دستگاه‌های لایت کیور بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی اصفهان

شماره دستگاه	میانگین شدت نور اولیه بر حسب mW/cm^2	میانگین شدت نور نهایی mW/cm^2	میانگین عمق کیور نمونه‌های کامپوزیت mm	تعداد نمونه‌های دارای عمق کیور $1/5 \leq \text{mm}$	دارا بودن ISO 4049	p value
QTH ₁	$290(10)$	$280(10)$	$2/482$	۵	دارد	$\cong .$
QTH ₂	$190(10)$	$180(0)$	$2/514$	۵	دارد	$0/225$
QTH ₃	$620(0)$	$620(0)$	$2/784$	۵	دارد	۱
QTH ₄	$383/35(35)$	$380(10)$	$2/644$	۵	دارد	$0/840$
QTH ₅	$200(0)$	$180(0)$	$2/778$	۵	دارد	$\cong .$
LED ₆	$600(0)$	$600(0)$	$3/026$	۵	دارد	۱
LED _v	$550(0)$	$550(0)$	$2/952$	۵	دارد	۱
QTH ₈	$40(0)$	-	-	-	-	-
QTH ₉	$150(0)$	-	-	-	-	-



نمودار ۱. نمودار رابطه بین متوسط شدت نور اولیه هر دستگاه با مقادیر عمق کیور ناشی از آن

بحث

با توجه به کاربرد روز افزون کامپوزیت رزین‌های نوری، اهمیت پلیمریزاسیون کافی بیشتر می‌شود چرا که موفقیت آن‌ها به میزان پلیمریزاسیون بستگی دارد. پلیمریزاسیون ناقص باعث اثرات سوء بیولوژیک و افزایش جذب آب، حلالیت کامپوزیت رزین و کاهش سختی می‌شود. همچنین با توجه به استفاده وسیع از این مواد به منظور باندینگ، ناکافی بودن نور می‌تواند بر استحکام باند ترمیم‌ها تأثیر گذارد [۳، ۱].

در این مطالعه جهت سنجش نور دستگاه‌های لایت کیور، از دستگاه‌های رادیومتر ساخت شرکت KERR استفاده گردید که شامل رادیومتر مخصوص دستگاه‌های لایت کیور QTH با مارک تجاری Optilux 100 و رادیومتر مخصوص دستگاه‌های لایت کیور LED بود. علت این انتخاب دقت بالاتر این دستگاه‌ها نسبت به رادیومترهای ساخت سایر شرکت‌ها بود [۱۰، ۹، ۴]. با توجه به طیف جذبی اکتیواتور کامپوزیت رزین‌ها (کامپوزرکینون) در ۴۰۰-۵۱۵ nm، دستگاه‌های لایت کیور بایستی طیف نوری در این محدوده تولید نمایند. لذا دستگاه‌های لایت کیور بایستی قبل از ورود به مطالعه از این نظر مورد ارزیابی قرار گیرند. بر اساس ادعای شرکت KERR دستگاه رادیومتر این شرکت توانایی ارزیابی نور تولیدی دستگاه‌ها را به صورت خودکار دارد و لذا این موضوع به عنوان ملاک مهمی جهت انتخاب این رادیومتر جهت انجام این مطالعه مدنظر قرار گرفته است [۱۰]. در مطالعات مشابه انجام شده با مطالعه حاضر شدت نور دستگاه‌های لایت کیور یک مرحله (سه یا پنج بار) پیش از کیور نمودن نمونه‌ها و یک مرحله (سه یا پنج بار) پس از کیور نمودن نمونه‌ها اندازه‌گیری شده است [۹، ۱]. به نظر می‌رسد علت این امر کاهش شدت نور دستگاه‌های QTH پس از استفاده مکرر و متناوب باشد. بنابراین با مشاهده مقادیر اندازه‌گیری شده در هر مرحله و سپس با محاسبه میانگین هر مرحله و مقایسه آن‌ها با هم می‌توان این تغییرات را در صورت وجود مشاهده نمود که در این مطالعه این تغییرات به وضوح قابل مشاهده است.

در پژوهش حاضر بازه شدت نور تولیدی دستگاه‌ها $40-620 \text{ mW/cm}^2$ بود که ۲۲ درصد دستگاه‌ها یعنی دو دستگاه از مجموع ۹ دستگاه شدت نور کمتر از 190 mW/cm^2

داشتند. در مطالعه‌ای که توسط Dunne و همکاران [۱] انجام شد از مجموع ۴۹ دستگاه لایت کیور مورد مطالعه، ۱۸ درصد شدت زیر 200 mW/cm^2 داشتند. در مطالعه‌ای دیگر که توسط برقی و همکاران [۹] انجام شد، ۳۰ درصد از دستگاه‌ها شدت نوری کمتر از 200 mW/cm^2 تولید می‌کردند. اما در پژوهشی که توسط EL-Mowafy و همکاران [۱۰] انجام شد ۴/۲ درصد از دستگاه‌ها شدت نور کمتر از 200 mW/cm^2 داشتند و بازه شدت نور تولیدی این دستگاه‌ها بین $1000-120 \text{ mW/cm}^2$ بود. مجموع این مطالعات نشانگر افزایش کیفیت دستگاه‌های لایت کیور مورد استفاده در اروپا، آمریکا و استرالیا به مرور زمان می‌باشد [۹، ۱۱].

در این مطالعه، دو دستگاه با شدت نور ۳۰۰-۲۰۰ از مطالعه حذف نگردید زیرا در دستورالعمل رادیومترها عنوان شده است که شدت $200-300 \text{ mW/cm}^2$ دستگاه‌های لایت کیور زمانی قابل قبول است که مدت زمان تابش اشعه افزایش یابد [۹]، همچنین به طور معمول یک ترمیم کامپوزیت رزین با ضخامت ۲ میلی‌متر جهت پلیمریزاسیون کامل نیازمند 8 J/cm^2 انرژی نورانی است [۲].

$$(400 \text{ mw/cm}^2 \times 20 \text{ s} = 8000 \text{ mws/cm}^2 = 8 \text{ J/cm}^2)$$

که با توجه به این رابطه و با توجه به این که اگر شدت نور دستگاه نصف شود، لذا زمان باید دو برابر شود. در این تحقیق در دستگاه‌هایی که محدوده شدت نور دستگاه بین mw/cm^2 ۳۰۰-۲۰۰ بود زمان تابش اشعه دو برابر شد تا انرژی نورانی و عمق مؤثر کیورینگ در کامپوزیت رزین‌ها ایجاد گردد.

مطالعه حاضر سعی در یافتن رابطه‌ای میان شدت نور تولیدی دستگاه‌های لایت کیور و عمق کیور ناشی از آن‌ها با اصلاحات و ساده‌سازی‌هایی در روش‌های پیشین آن نموده است؛ اما نباید از نظر دور داشت که مطالعات انجام شده در گذشته در سراسر جهان بر این نکته تأکید دارند که مقادیر شدت نور حاصل از دستگاه‌های رادیومتر انطباق کاملی با عمق کیور ناشی از آن دستگاه لایت کیور نداشته است (به دلیل تفاوت در جنس، رنگ و شفافیت کامپوزیت رزین‌ها) و تنها بایستی به عنوان یک شاخص جهت تعیین حداکثر شدت نور تولیدی دستگاه لایت کیور از رادیومترها استفاده شود [۹، ۴، ۳، ۱].

در این مطالعه عمق کیور نمونه‌های کامپوزیت رزینی که

توسط دستگاه‌های با شدت نور بالای 300 mW/cm^2 در مدت زمان پیشنهادی کارخانه سازنده کامپوزیت رزین کیور شده بودند، مطابق استاندارد بود و همچنین نمونه‌هایی که با دستگاه‌های با شدت نور بین $200-300 \text{ mW/cm}^2$ ، اما با مدت زمان تابش ۲ برابر زمان پیشنهادی کارخانه سازنده کیور شده بودند نیز استاندارد لازم را کسب کردند. در مطالعه‌ای که توسط Fan و همکاران [۶] صورت گرفت از ۲۱ نمونه از انواع رنگ‌ها و مارک‌های مختلف کامپوزیت رزین، ۱۳ نمونه در مدت زمان پیشنهاد شده توسط کارخانه سازنده عمق کیور مطابق با استاندارد داشتند و ۶ نمونه با دو برابر کردن زمان پیشنهادی به این عمق دست یافتند.

این مطالعه نشان داد که شدت نور تولید شده توسط دستگاه‌های مورد مطالعه، حتی با مارک و نوع یکسان به طور معنی‌داری با هم متفاوت هستند. علت این پدیده در برخی مطالعات تفاوت سن دستگاه‌ها عنوان شده است [۴، ۱۲] و در برخی مطالعات رابطه معناداری بین این دو عامل مشاهده نشده است [۹]. در یک مطالعه نیز عوامل دیگری همچون نحوه به کار بردن دستگاه، عدم کنترل کیفیت مناسب شرکت سازنده دستگاه لایت کیور، تفاوت در کیفیت لامپ دستگاه یا آسیب حین جابه‌جایی دستگاه از کارخانه تا رسیدن به محل استفاده و یک احتمال ضعیف در مورد تغییرات در ولتاژ ورودی به دستگاه ذکر شده است [۵]. اما آنچه در مطالعه حاضر قابل مشاهده است برتری دستگاه‌های LED بر دستگاه‌های QTH از نظر شدت نور تولیدی و عمق کیور حاصل است؛ به نحوی که اگرچه یکی از دستگاه‌های QTH از نظر سن و مدت استفاده مشابه دو دستگاه LED می‌باشد (هر سه دستگاه کمتر از یک سال سن دارند) و حتی شدت نور تولیدی دستگاه QTH بیشتر از دستگاه‌های LED می‌باشد اما متوسط عمق کیور حاصل از دستگاه‌های LED به وضوح بهتر از متوسط عمق کیور دستگاه QTH مورد نظر (دستگاه شماره ۳) می‌باشد. از نظر برتری این دو نوع دستگاه بر یکدیگر در مقالات مشابه دیگر از گذشته تا به حال وحدت رویه‌ای مشاهده نمی‌شود به نحوی که برخی QTH را برتر دانسته اند [۵، ۱۱] و برخی دیگر بر برتری دستگاه‌های LED صحنه گذاشته‌اند [۹، ۱۳].

در مطالعه برقی و همکاران [۹] عنوان شده است که در

بیشتر مطب‌های دندان‌پزشکی که دارای رادیومترهای شخصی بودند، شدت نور دستگاه‌ها توسط آن‌ها کافی نشان داده شده بود ولی رادیومترهای مورد استفاده توسط گروه تحقیق، شدت نور این دستگاه‌ها را ناکافی نشان دادند. این اتفاق نشانگر نقص کارایی برخی از رادیومترهای خصوصی است [۹]. یافته‌های این مطالعه به همراه یافته‌های مطالعات قدیمی‌تر مبنی بر عدم دقت مطلق دستگاه‌های رادیومتر در تعیین شدت نور خروجی دستگاه‌های لایت کیور از یک سو و ناتوانی در پیش‌بینی دقیق عمق کیور ناشی از دستگاه‌ها بر مبنای شدت نور خروجی آن‌ها به دلیل تفاوت در جنس، رنگ و شفافیت کامپوزیت رزین‌ها [۹، ۴، ۶، ۳، ۱] ما را به سوی یافتن راه‌حلی جهت این مشکل رهنمون می‌شود. روش استفاده شده در این مطالعه از دقت لازم برخوردار است چرا که به طور مستقیم عمق کیور ناشی از دستگاه مورد سنجش قرار گرفته است و مقدار شدت نور دستگاه در آن دخالت داده نشده است. به علاوه شرایط دیگری غیر از شدت نور که ممکن است بر عمق کیور تأثیرگذار باشد در آن دخالت داده شده است. اضافه بر این ملاحظات، این روش بر خلاف روش‌های دیگری که نیازمند امکانات و دستگاه‌های آزمایشگاهی است مانند آزمایش‌های سختی‌سنجی، اسپکترومتری مادون قرمز و مقدار تبدیل باندهای دوگانه، روشی ساده است که به راحتی در مطب‌ها در مدت زمانی معادل یک دقیقه قابل انجام است. مزیت مهم دیگر این روش بر خلاف تمامی روش‌های دیگر و حتی اغلب روش‌های قبلی انجام همین آزمایش این است که روشی ارزان و در دسترس است؛ چرا که با تهیه یک قالب از جنس فولاد زنگ نزن، کلینسین تا پایان دوره کاری خود نیازی به تجدید آن ندارد. اگرچه بر مبنای ISO باید از قالب‌های با جنس فولاد زنگ نزن استفاده شود، اما از مولدهای با جنس دیگر هم می‌توان استفاده نمود. البته با توجه به این که مقادیر عمق کیور گزارش شده ممکن است اندکی با مقادیر گزارش شده با استفاده از قالب فولاد زنگ نزن متفاوت باشد با این حال این مقادیر، پیش‌بینی کننده اطلاعات پایه‌ای ارزشمندی درباره عمق کیور اختصاصی انواع مواد کامپوزیت رزینی است [۶]. البته به نظر می‌رسد تفاوت در جنس قالب بر روی سهولت در آوردن نمونه‌های کامپوزیت رزینی کیور شده، به واسطه خصوصیت متفاوت انواع فلزات در ایجاد سطوح صاف و صیقلی پس از تهیه قالب مؤثر باشد

که در این میان فولاد زنگ نزن توانایی ایجاد یک سطح صیقلی قابل قبول را دارد. اما نکته مهم در روش اجرای این مطالعه طراحی منحصر به فرد، قالب است که نتیجه آن سهولت در آوردن نمونه کامپوزیت رزینی و سرعت عمل در انجام آزمایش است. تنها ابعاد حفره قالب مورد استفاده در این مطالعه است که بر مبنای مطالعات پیشین می‌باشد ولی در مطب‌ها می‌توان اندازه را به نصف اندازه‌های استفاده شده در این مطالعه کاهش داد تا کامپوزیت رزین کمتری نیز مصرف گردد [۱].

در پژوهش حاضر از دو نوع رادیومتر استفاده شد. رادیومترهای اختصاصی دستگاه‌های LED اخیراً وارد بازار شده است. اما در بین این دو نوع رادیومتر تفاوت‌هایی وجود دارد. اگرچه هر دو نوع دستگاه با کمک یک آشکارساز و فیلتر جهت اندازه‌گیری طیف تابشی خاص عمل می‌کنند؛ اما به هر حال در درجه‌بندی با یکدیگر متفاوت هستند [۱۴]. در مطالعه Roberts و همکاران [۱۴] عنوان شده است که می‌توان هر دو رادیومتر را به جای یکدیگر به کار برد اما نتایج در عین مرتبط بودن اندکی با هم اختلاف دارند به نحوی که اعداد حاصل از رادیومتر مخصوص دستگاه LED اندکی کمتر از رادیومتر دستگاه QTH خواهد بود.

مهم‌ترین تفاوت شرایط کار در این مطالعه و مطالعات دیگر که در شرایط کنترل شده صورت می‌گیرد، با شرایطی که دندان‌پزشک در دهان بیمار با آن مواجه است، دسترسی عالی و تماس نزدیک نوک دستگاه با سطح کامپوزیت رزین است. در حالی که در دهان بیمار معمولاً یا امکان جایگذاری نوک دستگاه در تماس مستقیم با سطح کامپوزیت رزین وجود ندارد یا موانعی همچون ونیرها، اینله و ... باعث کاهش شدت نور رسیده به کامپوزیت رزین می‌شود [۴] که در هر یک از این دو حالت کیفیت سخت شدن کامپوزیت رزین تحت تأثیر قرار می‌گیرد. شدت نور رسیده به سطح کامپوزیت با افزایش فاصله نوک دستگاه از سطح کامپوزیت رزین به شدت کاهش می‌یابد [۸].

روش حذف کامپوزیت رزین‌های کیور نشده در این مطالعه بر مبنای تست خراشیدگی صورت گرفته است. عوامل تأثیرگذار بر دقت این آزمایش عبارتند از: تیزی، شکل و جنس وسیله مورد استفاده، نیروی به کار رفته و مدت زمان صرف شده، لذا نتایج حاصل از این آزمایش همراه با مقداری اغراق خواهد بود [۴، ۱]. اما ISO یک استاندارد کاملاً محافظه‌کارانه است به نحوی که بر اساس این استاندارد، عمق کیور معادل ۵۰ درصد ضخامت

کامپوزیت رزین باقی‌مانده پس از انجام خراشیدن خواهد بود. سایر محققین استانداردهای دیگری را پیشنهاد نموده‌اند. برای مثال Hansen و Asmussen [۴] پیشنهاد کرده‌اند که ۵۵ درصد ضخامت کامپوزیت رزین باقی‌مانده پس از خراشیدن به عنوان عمق کیور استاندارد در نظر گرفته شود. در مطالعه دیگری مقادیر حاصل از آزمون خراشیدن با نتایج حاصل از آزمون‌های سختی‌سنجی، مقدار تبدیل باندهای دوگانه، و تغییرات شفافیت به عنوان روش‌های تعیین عمق کیور مورد مقایسه قرار گرفته است. آنالیز داده‌های این مطالعه نشان داد که نیمی از عمق کیورهای به دست آمده پس از آزمون خراشیدن مشابه یا کمتر از عمق کیورهای حاصل از سایر روش‌های ذکر شده است. بنابراین استاندارد ISO اطمینان کافی را در رابطه با پلیمریزاسیون کافی اغلب کامپوزیت رزین‌های با بیس رزینی ایجاد می‌کند [۶].

در این مطالعه مشاهده شد که پس از انجام آزمون خراشیدگی سطح تحتانی بیشتر نمونه‌های کامپوزیت رزینی محدب شکل بود به نحوی که عمق کیور در محیط کمتر از مرکز سطح تحتانی نمونه‌ها بود که با توجه به شرایط استاندارد ISO 4049، کوچک‌ترین عمق کیور نواحی محیطی به عنوان عمق کیور نمونه گزارش گردید. بنابر مطالعه Dunne و همکاران [۱] این پدیده ناشی از بیشتر بودن شدت نور خروجی در نواحی مرکزی نسبت به نواحی محیطی است.

در پژوهش حاضر در همه نمونه‌ها از یک کامپوزیت رزین با شرایط کاملاً یکسان استفاده شده است (Z100 با رنگ A2) چرا که نشان داده شده است که عمق کیور با جنس، رنگ و شفافیت کامپوزیت رزین مورد استفاده، ارتباط تنگاتنگی دارد [۱].

نتیجه‌گیری

در مجموع این تحقیق نشان داد که تحت شرایط محدود به این مطالعه هم نمونه‌های کامپوزیت رزینی که توسط دستگاه‌های با شدت نور بالای 300 mW/cm^2 در مدت زمان پیشنهادی کارخانه سازنده کامپوزیت رزین کیور شده بودند، و هم نمونه‌هایی که با دستگاه‌های با شدت نور بین $200-300 \text{ mW/cm}^2$ با مدت زمان تابش دو برابر زمان پیشنهادی کارخانه سازنده کیور شده بودند استاندارد ISO4049 را کسب کردند. ارتباط مثبتی بین شدت نور مورد استفاده و عمق کیور مشاهده گردید.

References

1. Dunne SM, Davies BR, Millar BJ. A survey of the effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. *Br Dent J* 1996; 180(11): 411-6.
2. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. *Craig's restorative dental materials*. Philadelphia: Mosby Elsevier; 2005.
3. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* 1998; 23(2): 50-4.
4. Hansen EK, Asmussen E. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res* 1993; 101(2): 115-9.
5. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004; 112(1): 89-94.
6. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc* 2002; 133(4): 429-34.
7. Santos GC, Santos MJ, El-Mowafy O, El-Badrawy W. Intensity of quartz-tungsten-halogen light polymerization units used in dental offices in Brazil. *Int J Prosthodont* 2005; 18(5): 434-5.
8. Oyama N, Komori A, Nakahara R. Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. *Angle Orthod* 2004; 74(6): 810-5.
9. Barghi N, Fischer DE, Pham T. Revisiting the intensity output of curing lights in private dental offices. *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28(7): 380-4.
10. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Soliman O, Kermalli J, et al. Efficacy of halogen photopolymerization units in private dental offices in Toronto. *J Can Dent Assoc* 2005; 71(8): 587.
11. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Kermalli J, Soliman O, et al. Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units used in private practice in Toronto. *J Am Dent Assoc* 2005; 136(6): 766-73.
12. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc* 1994; 125(7): 992-6.
13. Aravamudhan K, Floyd CJ, Rakowski D, Flaim G, Dickens SH, Eichmiller FC, et al. Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(2): 213-23.
14. Roberts HW, Vandewalle KS, Berzins DW, Charlton DG. Accuracy of LED and halogen radiometers using different light sources. *J Esthet Restor Dent* 2006; 18(4): 214-22.

Assessment of the correlation between light intensity and curing depth by light-curing units of the Department of Operative Dentistry of Isfahan Faculty of Dentistry

Atiyeh Feiz, Farahnaz Arbabzadeh Zavareh*, Mohammad Mehdi Dabagh, Hamid Badrian

Abstract

Introduction: *Incomplete polymerization of composite resins has unfavorable effects on the clinical function and the esthetics of the restoration. The aim of this study was to determine the relationship between the light intensity of light-curing units in the Department of Operative Dentistry of Isfahan Faculty of Dentistry and the curing depth according to ISO 4049 standards and also to compare the primary and final light densities of the units.*

Materials and Methods: *In this in vitro study, first the light intensities of 9 light-curing units of the Department of Operative Dentistry were measured by a radiometer. According to ISO 4049 if the intensity of the light-curing unit was higher than 200 mW/cm², the unit was used to cure five samples of Z100 composite resin. A total of 7 units were used to cure 35 specimens. The exposure time of the units with 200-300 mW/cm² light intensity was twice those of units with over 300 mW/cm². The uncured composite resins were removed by scraping and half of the least remaining composite resin thickness was recorded as the curing depth. Finally the light intensity of each unit was measured again. Data was analyzed with SPSS using t-test and correlation coefficient ($\alpha = 0.05$).*

Results: *The light intensity of light-curing units was 40–620 mW/cm²: four units with above 300 mW/cm²; three with 200-300 mW/cm² and two with less than 200 mW/cm². Only two light-curing units exhibited significant differences between primary and final light intensities (p value < 0.001). The correlation coefficient between the light intensity and curing depth was 0.58. All the curing depths were within the ranges of ISO 4049 standards regardless of duration of exposure.*

Conclusion: *All the light-curing units with a light intensity of more than 200 mW/cm² had achieved the necessary curing depth specified by ISO 4049 and there was a positive correlation between light intensity and curing depth.*

Key words: *Light curing unit, Light intensity, Composite resin, Polymerization.*

Received: 2 Oct, 2011

Accepted: 8 Nov, 2011

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

Email: arbabzadeh@dnt.mui.ac.ir

Journal of Isfahan Dental School 2012; Special Issue 7(5): 662-670.