مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۳، تیر ۱۳۹۳، ۳۴۸-۳۳۹

مقایسه آزمایشگاهی میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 در زمان‌های نوردهی مختلف با دو دستگاه نوردهی

سمیه خرمیان طوسی[۱]، علی باقریان[۲]، علی دره کردی[۳]، مینا تاجیک[۴]

دریافت مقاله: ۹۲/۱۱/۶ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۲/۱۲/۲۴ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۳/۳/۱۱ پذیرش مقاله: ۹۳/۳/۱۷

چکیده

زمینه و هدف: کارآیی کامپوزیت رزین‌های نوری وابسته به میزان پلیمریزاسیون آنهاست. حداقل زمان کیورینگ برای پلیمریزاسیون مطلوب۴۰ ثانیه است. شرکت سازنده کامپوزیت رزین P60 کاهش زمان کیورینگ را از مزایای این کامپوزیت رزین ذکر کرده است. از آنجایی که افزایش طول عمر دستگاه‌های نوردهی و کاهش زمان درمان در دندانپزشکی کودکان مهم می‌باشد، بنابراین مطالعه حاضر با هدف مقایسه میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 در بازه‌های زمانی ۲۰ و ۴۰ ثانیه با دستگاه‌های لایت کیور هالوژنه و Light emitting diode (LED) انجام گردید.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی ۴۰ دیسک کامپوزیت رزین به قطر پنج و ضخامت دو میلی‌متر تهیه گردید. نمونه‌ها به صورت تصادفی به چهار گروه ده‌تایی تقسیم شدند. گروه اول و دوم به ترتیب به مدت۲۰ و ۴۰ ثانیه با دستگاه هالوژن کیور شدند. گروه سوم و گروه چهارم نیز به ترتیب به مدت ۲۰ و ۴۰ ثانیه با دستگاه LED کیور گردیدند. سپس درجه پلیمریزاسیون نمونه‌ها با دستگاه اسپکتروسکوپی اندازه‌گیری شد. داده‌ها توسط آزمون واریانس دوطرفه تجزیه و تحلیل شدند (α=۰/۰۵).

یافته‌ها: آزمون واریانس دوطرفه نشان داد که صرف نظر از نوع دستگاه لایت کیور، میزان پلیمریزاسیون به طور معنی‌داری در زمان ۴۰ ثانیه بیشتر از ۲۰ ثانیه بود. همچنین میزان پلیمریزاسیون به طور معنی‌داری در دستگاه‌هالوژن بیشتر از دستگاه LED بود. با این وجود در هر دو دستگاه، میزان پلیمریزاسیون در زمان ۲۰ ثانیه قابل قبول بود.

نتیجه‌گیری: با در نظر گرفتن محدودیت‌های یک مطالعه آزمایشگاهی، به نظر می‌رسد صرف نظر از نوع دستگاه لایت کیور، زمان تابش ۲۰ ثانیه‌ای برای کیور کردن کامپوزیت رزین P60 کافی باشد.

واژه‌های کلیدی: کامپوزیت رزین، میزان پلیمریزاسیون، درجه تبدیل رزین p60

۱- (نویسنده مسئول) استادیار گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، رفسنجان، ایران
تلفن: ۰۳۴-۳۴۲۸۰۰۳۱ دورنگار: ۰۳۴-۳۴۲۸۰۰۰۸، پست الکترونیکی: So_khoramian@yahoo.com
۲- دانشیار گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، رفسنجان، ایران
۳- دانشیار گروه شیمی، دانشکده علوم، دانشگاه ولیعصر رفسنجان، رفسنجان، ایران
۴- دندانپزشک

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

مقدمه

در دهه‌های اخیر با گسترش تقاضا برای دندانپزشکی زیبایی، کامپوزیت رزین‌ها به عنوان یکی از رایج‌ترین مواد ترمیمی مطرح شدند. این مواد به دلیل زیبایی، چسبندگی به ساختار دندان و خصوصیات فیزیکی مناسب به طور وسیعی کاربرد دارند. با این وجود خواص فیزیکی و مکانیکی این مواد به شدت تحت تأثیر میزان پلیمریزاسیون آن‌ها می‌باشد [۱]. بر اساس مطالعات انجام شده تنها ۷۵-۵۰٪ از کامپوزیت رزین، پلیمریزه می‌شود و مقدار زیادی از پیوندهای دوگانه، تبدیل نشده یا ناقص باقی می‌مانند [۲]. کیورینگ ناقص، خطر شکستگی لبه‌ها و شکستگی کل توده ترمیم کامپوزیت رزین را افزایش می‌دهد، به علاوه باعث کاهش استحکام پیوند، عود پوسیدگی و واکنش‌های نامناسب بافتی می‌گردد. عدم ثبات رنگ، افزایش جذب آب و حلالیت نیز به دنبال پلیمریزاسیون ناقص دیده می‌شود که در مجموع می‌تواند زیبایی و طول عمر ترمیم‌های کامپوزیت رزین را تحت تأثیر قرار دهد [۳].

بیشتر کامپوزیت رزین‌های امروزی از سیستم نوری جهت پلیمریزاسیون بهره می‌گیرند. میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت‌رزین نوری به طول موج، شدت و زمان تابش، موقعیت نوک دستگاه نوردهی و میزان پخش شدن نور داخل ترمیم بستگی دارد [۴]. یکی از فاکتورهای مؤثر بر درجه پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین نوری میزان و شدت نور دستگاه لایت کیور است. در حال حاضر دستگاه‌های Quartz Tungsten Halogen (QTH) به طور وسیعی به عنوان منبع نور جهت پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین‌ها استفاده می‌شوند. در مورد دستگاه‌های Light (LED) Emitting Diode که به تازگی معرفی شده‌اند، ادعا می‌شود به دلیل تطابق بهتر طیف انتشاری آن‌ها با حداکثر طیف جذبی کامفورکینون، در کیور مواد با زمینه رزینی مناسب‌تر هستند. اما نتایج مطالعات در این خصوص متناقض می‌باشند [۸-۵]. Fujibayashi و همکارانش به این نتیجه رسیدند که دستگاه LED عمق کیورینگ و درجهٔ تبدیل بالاتری را در مقایسه با لامپ هالوژنه نشان می‌دهد [۹]، در حالی که مطالعه Asmussen نشان داد دستگاه‌های LED درجه تبدیل پایین‌تری ایجاد می‌کنند [۱۰].

شدت تابش کافی با طول موج مناسب و زمان نوردهی کافی، متغیرهای بحرانی در پلیمریزاسیون مطلوب هستند. حداقل زمان کیورینگ لازم برای رسیدن به پلیمریزاسیون مطلوب ۴۰ ثانیه بیان شده است [۱۲-۱۱]. Nomoto و همکارانش به این نتیجه رسیدند که اگر کل انرژی ثابت باشد (شدت تابش×زمان تابش) درجه تبدیل یکسان است [۱۳]. مطالعه Barghi و همکارانش درخصوص اثرات شدت نور بر خواص کامپوزیت رزین نشان داد که افزایش زمان می‌تواند اثر کاهش شدت را جبران کند [۱۴]. با توجه به علاقه روزافزون جهت کاهش زمان نوردهی و به دنبال آن صرفه‌جویی در زمان انجام ترمیم و همچنین افزایش طول عمر دستگاه‌های نوردهی، انجام مطالعه در خصوص کاهش زمان کیورینگ منطقی به نظر می‌رسد. Moein و همکارانش در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که کاهش زمان نوردهی در دستگاه LED تا ۲۰ ثانیه و در دستگاه هالوژن تا ۴۰ ثانیه قابل قبول می‌باشد [۱۵].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

کارخانه 3M ESPE از سال ۲۰۰۶ کامپوزیت رزینی به نام P60 را به بازار عرضه کرده است که ادعا می‌کند کاهش زمان کیورینگ یکی از مزایای آن است. این کارخانه مدعی است که با ۲۰ ثانیه کیور کردن این کامپوزیت رزین، به همان میزان پلیمریزاسیونی که با ۴۰ ثانیه کیورکردن کامپوزیت رزین‌های معمولی حاصل می‌شود، می‌توان دست یافت. از آن‌جایی که افزایش طول عمر دستگاه‌های نوردهی از اهمیت زیادی برخوردار است و از طرفی یکی از معضلات دندانپزشکی کودکان، عدم همکاری بیمار در طولانی مدت و در نتیجه از بین رفتن ایزولاسیون مطلوب است، بنابراین کاهش دادن زمان درمان اهمیت بسزایی دارد. در این مطالعه بر آن شدیم تا با اندازه‌گیری میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 در بازه‌های زمانی ۲۰ و ۴۰ ثانیه، ادعای کارخانه را بررسی نماییم. همچنین با توجه به پراکنده بودن یافته‌ها و تضاد نتایج در خصوص مقایسه کارآیی دستگاه‌های هالوژن و LED بر روی میزان پلیمریزاسیون، مطالعه حاضر با هدف مقایسه میزان درجه تبدیل کامپوزیت رزین P60 در بازه‌های زمانی ۲۰ و۴۰ ثانیه و با دستگاه‌های تابشی هالوژنه و LED انجام شد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه آزمایشگاهی ابتدا ۴۰ لوله پلاستیکی شفاف با قطر داخلی پنج میلی‌متر و ارتفاع دو میلی‌متر تهیه گردید. به منظور جلوگیری از چسبیدن کامپوزیت رزین به دیواره داخلی مولد، یک قطعه نوار ماتریکس در داخل آن تعبیه گردید (شکل ۱). سپس لوله‌ها به صورت تصادفی به چهار گروه ۱۰تایی تقسیم شدند.



شکل ۱- مولد جهت تهیه دیسک‌های کامپوزیت رزین

هر یک از لوله‌ها با کامپوزیت رزین P60 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) به صورت یک لایه‌ای پر شدند. برای پلیمریزه کردن کامپوزیت رزین در گروه‌های اول و دوم از دستگاه لایت کیور هالوژن Coltolux75 (Coltene, Whaledent, NJ, USA) به ترتیب به مدت ۲۰ و ۴۰ ثانیه، با شدت ۸۰۰ mw/cm^2 و با حداقل فاصله از سطح کامپوزیت رزین کیور شدند.

نمونه‌ها در گروه‌های سوم و چهارم به ترتیب مشابه گروه‌های اول و دوم ولی با دستگاه لایت کیور LED (Dentamerica, Taipei, Taiwan) و با شدت نور ۱۰۰۰ mw/cm^2 پلیمریزه شدند. بعد از کیور شدن کامپوزیت رزین، لوله پلاستیکی با دقت به وسیله یک تیغ جراحی برداشته شد؛ در نهایت ۴۰ دیسک کامپوزیت رزینی به قطر پنج میلی‌متر و ارتفاع دو میلی‌متر بدست آمد. برای اطمینان از استاندارد بودن شدت نور دستگاه‌های لایت کیور مورد استفاده، از دستگاه رادیومتر (Apoza, Taipei, Taiwan) در طول مطالعه استفاده شد.

سپس نمونه‌های هر گروه تا انجام مراحل آزمایشگاهی در قوطی‌های در بسته و مات نگهداری شدند تا در تماس مستقیم با نور محیط نباشند. برای اندازه‌گیری درجه

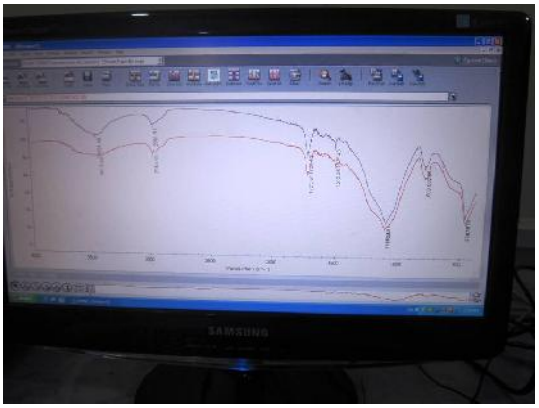
[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین از دستگاه اسپکتروسکوپی FTIR (Thermo scientific, Madison, WI, USA) و از تکنیک برومید پتاسیم (KBr) استفاده گردید. در این دستگاه میزان جذب پرتوی مادون قرمز توسط باند دوگانه کربن (C=C) پیش از کیور و پس از کیور کامپوزیت رزین ارزیابی می‌شود [۱۶] .

جهت تعیین غلظت باندهای دوگانه در کامپوزیت رزین P60 پیش از کیورینگ، ابتدا ده میلی‌گرم کامپوزیت رزین کیور نشده P60 در یک گرم برومید پتاسیم Merck (Darmstadt, Germany) مخلوط و به صورت قرص در آمده، سپس این قرص در نگهدارنده (Holder) اسپکتروفتومتر قرار داده شد و غلظت باندهای دوگانه آن تعیین گردید.

نمونه‌های کیور شده هر گروه به کمک سوهان (ابزار دقیق، تهران، ایران) ساییده شدند و تبدیل به پودر گردیدند. این پودر با برومید پتاسیم مخلوط شد و به صورت قرص در آمد و در گیره دستگاه اسپکتروسکوپی FTIR قرار داده شد؛ طیف جذبی مادون قرمز نمونه‌های کیور شده به کمک دستگاه و به صورت نمودار مشخص گردید (شکل۲).



شکل ۲- نمودار طیف جذبی مادون قرمز نمونه‌های کامپوزیت

درجه تبدیل نمونه‌ها از روی تفاوت میزان جذب اشعه مادون قرمز قبل و بعد از کیورینگ تعیین گردید. اطلاعات پس از جمع‌آوری توسط نرم‌افزار آماری SPSS تحت نسخه ۱۵ مورد تحلیل قرار گرفتند. مقادیر کمّی به صورت "انحراف‌معیار±میانگین" گزارش شدند. به منظور ارزیابی اثر متغیرهای "زمان"، "نوع دستگاه" و اثر متقابل "زمان و نوع دستگاه" در میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60، از آنالیز واریانس دوطرفه (Two-way ANOVA) استفاده گردید. سطح معنی‌داری در آزمون‌ها، ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

همان گونه که در جدول ۱ مشاهده می‌گردد، آزمون واریانس دوطرفه نشان داد که اثر متغیر زمان در میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 از نظر آماری معنی‌دار است ($p<۰/۰۰۱$ و $df=۱$ و $F=۱۰۶/۲۴۳$). بدین معنی که صرف نظر از نوع دستگاه، میزان پلیمریزاسیون به طور معنی‌داری در زمان ۴۰ ثانیه بیشتر از ۲۰ ثانیه بود.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

جدول ۱- مقایسه میانگین درجه تبدیل کامپوزیت رزین P60 در زمان ۲۰ و ۴۰ ثانیه با دو دستگاه LED و QTH

نوع دستگاه	زمان (۲۰ ثانیه) انحراف‌معیار±میانگین	زمان (۴۰ ثانیه) انحراف‌معیار±میانگین	مقدار p
LED	۷۶/۷۰±۲/۱۱	۸۳/۴۰±۱۷/۱	<۰/۰۰۱
QTH	۸۲/۳۰±۰/۹۵	۸۴/۵۰±۰/۸۵	<۰/۰۰۱

آزمون آماری:آنالیز واریانس دوطرفه (Two-way ANOVA)

همچنین آزمون واریانس دوطرفه نشان داد که اثر نوع دستگاه در میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 از نظر آماری معنی‌دار است (P<۰/۰۰۱ و df=۱ و F= ۶۰/۲۱۰). بدین معنی که صرف‌نظر از مدت زمان نوردهی، میزان پلیمریزاسیون به طور معنی‌داری در دستگاه هالوژن بیشتر از دستگاه LED بود (جدول ۲).

جدول ۲- مقایسه میانگین درجه تبدیل کامپوزیت رزین P60 در دو دستگاه LED و QTH در زمان‌های ۲۰ و ۴۰ ثانیه

زمان نور دهی (ثانیه)	LED انحراف معیار ± میانگین	QTH انحراف معیار ± میانگین	مقدار p
۲۰	۷۶/۷۰±۲/۱۱	۸۲/۳۰±۰/۹۵	<۰/۰۰۱
۴۰	۸۳/۴۰±۱۷/۱	۸۴/۵۰±۰/۸۵	۰/۰۲۷

آزمون آماری:آنالیز واریانس دوطرفه (Two-way ANOVA)

جدول ۳ نشان می‌دهد که اثر متقابل (Interaction) زمان و نوع دستگاه در میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 از نظر آماری معنی‌دار است (p<۰/۰۰۱ و df=۱ و F= ۲۷/۱۶۱). بدین معنی که تفاوت میانگین پلیمریزاسیون در زمان ۲۰ ثانیه بین دستگاه هالوژن و دستگاه LED به طور معنی‌داری بیش از تفاوت مشاهده شده در زمان ۴۰ ثانیه بود.

به طور کلی بیشترین میزان پلیمریزاسیون در زمان ۴۰ ثانیه و در دستگاه هالوژن مشاهده گردید.

جدول ۳- مقایسه میانگین درجه تبدیل کامپوزیت رزین P60 در زمان ۲۰ و ۴۰ ثانیه درهر دو دستگاه

	زمان ۲۰ ثانیه انحراف معیار ± میانگین	زمان ۴۰ ثانیه انحراف معیار ± میانگین	مقدار p
درجه تبدیل کامپوزیت رزین	۷۹/۵۰± ۲۹/۳	۸۳/۹۵ ± ۱۵/۱	<۰/۰۰۱

آزمون آماری: آنالیز واریانس دوطرفه (Two-way ANOVA)

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

بحث

با توجه به زمانبری ترمیم‌های دندانپزشکی، کارخانه‌های تولیدکننده مواد دندانپزشکی سعی می‌کنند مواد و یا روش‌های تازه‌ای را نوآوری کنند، که افزون بر سرعت بخشیدن به کار، سبب بهبود کیفیت و طول عمر ترمیم شوند. کاهش مدت کیورینگ کامپوزیت رزین برای بیماران و به ویژه کودکان مطلوب بوده و سبب تسهیل کار بالینی دندانپزشک نیز می‌شود [۱۷]. افزون بر این، زمان نوردهی کوتاه، احتمال خطرآلودگی به بزاق و رطوبت را در هنگام درمان کاهش می‌دهد. همچنین با کاهش زمان نوردهی و کاهش استفاده از دستگاه نوردهی، طول عمر این دستگاه‌ها افزایش می‌یابد [۱۸]. با توجه به علاقه روزافزون جهت کاهش زمان نوردهی و به دنبال آن صرفه‌جویی در زمان انجام ترمیم و همچنین افزایش طول عمر دستگاه‌های نوردهی، انجام مطالعه درخصوص کاهش زمان کیورینگ منطقی به نظر می‌رسد.

Moein و همکارانش در مطالعه‌ای که به منظور بررسی دو متغیر زمان کیورینگ و فاصله دستگاه نوردهی بر میزان درجه تبدیل کامپوزیت رزین انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که افزایش زمان نوردهی و کاهش فاصله دستگاه از کامپوزیت رزین به طور معنی‌داری میزان درجه تبدیل را افزایش می‌دهد [۱۵] که در راستای مطالعه حاضر می‌باشد. اما در مطالعه آن‌ها بیشترین میزان درجه تبدیل با دستگاه LED به دست آمد، که با نتایج مطالعه حاضر در تضاد می‌باشد. شاید بتوان علت این تفاوت را در شدت پایین‌تر نور دستگاه QTH در این مطالعه نسبت به مطالعه حاضر دانست. همچنین اختلاف شدت نور بین دو دستگاه در مطالعه آن‌ها بیشتر از مطالعه ما می‌باشد.

یافته‌های حاصل از این مطالعه نشان داد که میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 در بازه زمانی ۴۰ ثانیه بیشتر از بازه زمانی ۲۰ ثانیه بود. هر چند میزان پلیمریزاسیون در تمام حالات بیشتر از ۵۰٪ بود، که این میزان قابل قبول می‌باشد [۲]. بالاتر بودن میزان پلیمریزاسیون در بازه ۴۰ ثانیه به این علت است که در بازه زمانی بیشتر، تعداد فوتون بیشتری به کامپوزیت رزین می‌رسد و مولکول‌های کامفورکینون بیشتری برانگیخته می‌شوند. این مسئله باعث تولید رادیکال آزاد بیشتر و درنتیجه پلیمریزاسیون بیشتر کامپوزیت رزین می‌گردد [۱۵].

در این مطالعه میزان پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 با دستگاه QTH بیشتر از دستگاه LED بود. برخی محققین در مطالعات مشابه نیز به این نتیجه رسیدند که تأثیر QTH در کیور کامپوزیت رزین بیشتر از LED است که با نتایج مطالعه ما همخوانی دارد.[۲۰-۱۹،۱۰] شاید بتوان یکی از دلایل درجه تبدیل پایین‌تر نمونه‌هایی که با LED کیور شده بودند را ترکیبات موجود در کامپوزیت رزین دانست. در کامپوزیت رزین‌های نوری، کامفورکینون آغازگر نوری می‌باشد و طیف باریک LED مشابه حداکثر مقدار جذب کامفورکینون است؛ اما ترکیبات آمینی دیگری نیز در انواع کامپوزیت رزین‌ها وجود دارد. این ترکیبات می‌توانند با کامفورکینون کمپلکسی با خواص جذبی متفاوت ایجاد کنند، که این امر موجب می‌شود جذب نوری کامپوزیت رزین‌های مختلف تحت تابش یک منبع نوری، متفاوت باشد و در نتیجه درجه تبدیل کامپوزیت رزین‌های مختلف ممکن است متفاوت شود [۱۷]. همچنین می‌توان اختلاف درجه تبدیل در دو دستگاه LED و QTH را مربوط به اختلاف در دمای ایجاد

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

شده حین کیورینگ دانست. هر چه دما بیشتر شود، حرکات مولکولی و برخورد مولکول‌ها بیشتر شده و مونومرهای بیشتری تبدیل به پلیمر می‌گردند و درجه تبدیل افزایش می‌یابد. از آنجایی که هنگام کاربرد دستگاه QTH، دما در سطح رزین در حدود ۱۸/۶°C- ۱۵/۵ افزایش می‌یابد و این افزایش دما در دستگاه LED حدود C ۸/۲° می‌باشد [۱۷]، شاید بتوان یکی از دلایل بالاتر بودن درجه تبدیل کامپوزیت رزین حین کیورینگ با دستگاه QTH را دما دانست.

Soh و همکارانش در بررسی تأثیر نوع دستگاه تابشی و روش تابش نور بر درجه تبدیل دو نوع کامپوزیت رزین نتیجه گرفتند که کارآیی کیورینگ دستگاه‌های LED با هالوژنه مشابه است [۱۶]. بعضی محققین نیز تأثیر LED را در کیور کامپوزیت رزین بیشتر از QTH دانسته و علت آن را شدت بالاتر دستگاه LED و تطابق بیشتر با طیف جذبی کامفورکینون بیان کرده‌اند [۲۱، ۹]. Yoon و همکاران دریافتند هنگامی که به نمونه‌ها انرژی تابشی یکسانی توسط دستگاه‌های مختلف هالوژنه، LED و پلاسما آرک داده شد، درجه تبدیل نمونه‌های کامپوزیت رزینی تفاوتی با یکدیگر نداشتند. افزایش انرژی تابشی با دو برابرکردن مدت زمان تابش، تغییری در درجه تبدیل، تا عمق دو میلی‌متری به وجود نمی‌آورد، ولی در عمق سه میلی‌متری و بیشتر سبب افزایش آن می‌شود. درجه تبدیل نمونه‌های کامپوزیت رزینی با LED تفاوتی با لامپ هالوژنه تا عمق چهار میلی‌متری نداشت [۲۲]، که شاید بتوان علت تفاوت در نتایج را تفاوت در میزان انرژی خروجی دستگاه کاربردی و تفاوت در نوع کامپوزیت رزین و ترکیبات آمینی آن دانست. در بیشتر مطالعاتی که نتایج متفاوتی با مطالعه حاضر دارند شدت نور QTH به میزان زیادی پایین‌تر از دستگاه LED بود.

نتیجه‌گیری

با در نظر گرفتن محدودیت‌های یک مطالعه آزمایشگاهی، به نظر می‌رسد که صرف نظر از نوع دستگاه لایت کیور مورد استفاده، زمان کیورینگ ۲۰ ثانیه‌ای برای پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین P60 کافی باشد. اگرچه با زمان کیورینگ ۴۰ ثانیه‌ای درجه پلیمریزاسیون بالاتری حاصل می‌شود.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از زحمات معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان جهت تأمین هزینه‌های این طرح تقدیر و تشکر می‌گردد.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

References

[1] Costa SX, Galvao MR, Jacomassi DP, Bernardi MI, Hernandes AC, Rastelli AN, et al. Continuous and gradual photo-activation methods: influence on degree of conversion and crosslink density of composite resins. *J Therm Anal Calorim* 2011; 10(3): 219-27.

[2] Cook WD, Beech DR, Tyas MJ. Resin- based restorative materials- review. *Aust Dent J* 1984; 29(5): 291-95.

[3] Moraes LG, Rocha RS, Menegazzo LM. Infrared spectroscopy: A tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(2): 145-9.

[4] Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J. Raman scattering determination of the depth of cure of light activated composites: Influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil* 2002; 29(6): 510-15.

[5] Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effect of light intensity, temperature and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999; 78(8): 1469-76.

[6]Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent 2000*; 13: 77-81.

[7] Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diodetechnology. *Br Dent J* 1999; 186(8): 388-91.

[8] Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent* J 2002; 193 (8): 459-63.

[9] Fujibayashi K, Kazutoshi I, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue height emitting diodes. *Dent Jpn* 1998; 34(1): 49-53.

[10] Asmussen E, Peutzfeldt A. Light-emitting diode curing: Influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int* 2003; 34(1): 71-5.

[11] McDonald RE, Avery DR, Dean JA. Dentistry for the child and Adolescent. 8th ed, St. Louis, Mosby, 2004; 333-52.

[12] Pinkham JR, Casamassimo PS, Mctigue DJ, Fields HW, Nowak AJ. Pediatric dentistry: Infancy through adolescence. 5th ed, St. Louis, Elsevier Saunders. 2013; 597-608.

[13] Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater* 1994; 13: 198-205.

[14] Barghi N, Berry T, Hatton C: Evaluation intensity output of curing lights in private dental office. J *Am Dent Assoc*1999;125: 992-6.

[15] Moein N, Darabi F, Davalloo R, Tavangar M, Hasanzade E. The effect of standard and extended curing time in different distances on composite's degree of conversion. *J Dentomaxiofac Rad Pathol Surg* 2013; 2(1): 22-7.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

[16] Soh MS, Yap AU, YU T, Shen ZX. Analysis of the degree of conversion of LED and halogen light on micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent* 2004; 29(5): 571-77.

[17] Shah S, Roebuck EM, Nugent Z, Deery C. In vitro microleakage of a fissure sealant polymerized by either a quartz tungsten halogen curing light or a plasma arc curing light. *Int J Paediatr Dent* 2007; 17: 371-7.

[18] Kubo S, Yokota H, Yokota H, Hayashi Y. The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. *J Dent* 2004; 32: 247-54.

[19] Oliveira M, Morais A, França FA, Arrais CA. Comparison between halogen light and LED curing units: The degree of conversion of one nanofilled resin composite. *Revista Saúde* 2009; 3(4): 25-8.

[20] Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional plasma-arc, and an experimental blue LED curing units. *J Oral Rehabil* 2002; 29(7): 662-7.

[21] David JR, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diods. *J Oral Sci* 2007; 49(1): 19-24.

[22] Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light source. *J Oral Rehabil* 2002; 29(12): 1165-73.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]

Laboratory Comparison of Polymerization Rate of P60 Resin Composite during Different Curing Time by Two Light Curing Units: An in vitro Study

S. Khoramian Tusi[1], A. Bagherian[2], A. Dare Kordi[3], M. Tajik[4]

Received: 26/01/2014 Sent for Revision: 15/03/2014 Received Revised Manuscript: 01/06/2014 Accepted: 07/06/2014

Background and Objective: Performance of resin composites depend on their polymerization rate. Minimum curing time to achieve desired polymerization rate is 40 seconds. P60 resin composite manufacturer has claimed reduced curing time as one of the advantages of this resin composite. Since increasing the lifetime of light curing unit and reducing the treatment period is important in pediatric dentistry, however the aim of this study was to compare the polymerization rate of P60 resin composite with 20 and 40 seconds intervals by Halogen and LED curing units.

Materials and Methods: In this in vitro study, 40 disks from resin composite were provided with 5-mm diameter and 2-mm thickness. The samples were randomly divided into four groups each containing ten disks. The specimens of the first and second groups were cured for 20 and 40 seconds by Halogen units, respectively. Also, the third and fourth groups were cured by LED for 20 and 40 seconds, respectively. Polymerization rate was evaluated by spectroscopy device. Data were analyzed using two way ANOVA (α=0.05).

Results: Two-way ANOVA test showed that regardless of the type of device, the polymerization rate was significantly higher at 40 seconds compared to 20 seconds. Also, the polymerization rate by Halogen units was meaningfully higher than the LED units. Nevertheless, in both units, the rate of polymerization was acceptable at 20 seconds duration.

Conclusion: Considering the limitations of a laboratory study, it seems that regardless of the type of light curing unit, 20 seconds is enough to cure P60 resin composite.

Key words: Resin composite, Polymerization rate, Degree of conversion,p60 resin

Funding: This research was funded by Rafsanjan University of Medical Sciences

Conflict of interest: None declared

Ethical approval: This study did not need ethical approval

How to cite this article: Khoramian Tusi S, Bagherian A, Dare Kordi A, Tajik M. Laboratory Comparison of Polymerization Rate of P60 Resin Composite during Different Curing Time by Two Light Curing Units: An in vitro Study. *J RafsanjanUniv Med Sci* 2014; 13(4): 339-48. [Farsi]

1- Assistant Prof., Dept. of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Rafsanjan University of Medical Sciences, Rafsanjan, Iran (Corresponding Author) Tel: (034) 34280031, Fax: (034) 34280008, E-mail: so_khoramian@yahoo.com
2- Associate Prof., Dept. of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Rafsanjan University of Medical Sciences, Rafsanjan, Iran
3- Associate Prof., of Chemistry, Faculty of Science, Vali-Asr University of Rafsanjan, Rafsanjan, Iran
4- Dentist

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1393.13.4.4.1]