

## مقایسه درجه پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های پک شونده و هیبرید با استفاده از Fourier Transform Infrared Spectroscopy

عبدالرحیم داوری\*، مریم کشفی\*\*#، راهله السادات میرسفی نژاد نائینی\*\*

\* دانشیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی یزد

\*\* دستیار تخصصی گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی یزد

تاریخ ارائه مقاله: ۹۰/۵/۱ - تاریخ پذیرش: ۹۰/۸/۱۲

### Comparison of Degree of Conversion of Packable and Hybrid Composites by Fourier Transform Infrared Spectroscopy

Abdolrahim Davari\*, Maryam Kashfi\*\*#, Rahelehsadat MirsefiNejadNaeni\*\*

\* Associate Professor, Dept of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Yazd University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

\*\* Postgraduate Student, Dept of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Yazd University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

Received: 23 July 2011; Accepted: 3 November 2011

**Introduction:** Clinical performance of light cured resin composites is related to their degree of polymerization. The purpose of this study was to compare the degree of conversion of packable and hybrid composites by FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy).

**Materials & Methods:** In this experimental study, 40 composite disks were prepared in two groups from Z<sub>250</sub> and P<sub>60</sub> composites. Each group was divided into four subgroups (2mm thickness cured with QTH unit, 2mm thickness cured with LED unit, 5mm thickness cured with QTH unit, and 5mm thickness cured with LED unit). Then samples were evaluated by FTIR to determine the degree of conversion (DC). Data were analyzed by Kolmogorov-Smirnov and three way ANOVA.

**Results:** There was not a significant difference among the DC of the materials tested. LED significantly increased the degree of conversion of materials tested ( $P < 0.001$ ). DC values were significantly greater in 2mm diameter samples vs 5mm ones ( $P < 0.001$ ).

**Conclusion:** The use of incremental technique in deep cavities restored with these composites is suggested. Also using LED is advised for curing composites because of a better result.

**Key words:** Hybrid composite, packable composite, degree of conversion (DC), FTIR.

# Corresponding Author: drmkasfi@gmail.com

J Mash Dent Sch 2012; 36(1): 45-52.

### چکیده

**مقدمه:** کارایی کلینیکی کامپوزیت‌های رزینی نوری وابسته به میزان پلیمریزه شدن آنها است. هدف از این مطالعه مقایسه درجه پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های پک شونده و هیبرید با استفاده از تکنیک (Fourier Transform Infrared Spectroscopy) FTIR بود.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه آزمایشگاهی، تعداد ۴۰ دیسک کامپوزیتی در ۲ گروه کامپوزیت‌های Z<sub>250</sub> و P<sub>60</sub> تهیه شدند. هر یک از این گروه‌ها به ۴ زیرگروه (ضخامت ۲ mm و ۵ mm کیور شده با دستگاه QTH، ضخامت ۲ mm و ۵ mm کیور شده با دستگاه LED) تقسیم شدند. سپس نمونه‌ها با دستگاه FTIR جهت ارزیابی درجه پلیمریزاسیون مورد بررسی قرار گرفتند. داده‌ها توسط آنالیز واریانس سه عاملی ارزیابی شدند.

**یافته‌ها:** میانگین درجه پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های تست شده اختلاف معنی‌داری با یکدیگر نداشت. LED به طور معنی‌دار باعث افزایش میزان درجه پلیمریزاسیون مواد مورد آزمایش شد. ( $P < +/0+1$ ) در ضخامت ۲mm هم میزان درجه پلیمریزاسیون به طور معنی‌دار بیشتر از ضخامت ۵ mm بود. ( $P < +/0+1$ )

# مولف مسؤول، نشانی: یزد، دانشکده دندانپزشکی، گروه ترمیمی و زیبایی، تلفن: ۰۹۱۳۱۵۲۳۵۶۷

E-mail: drmkasfi@gmail.com

**نتیجه گیری:** استفاده از تکنیک لایه‌ای در حفرات عمیق ترمیم شده با این کامپوزیت‌ها پیشنهاد می‌شود. همچنین به دلیل نتایج بهتر استفاده از LED برای کیورینگ کامپوزیت بهتر توصیه می‌شود.

**واژه‌های کلیدی:** کامپوزیت هیبرید، کامپوزیت پک شونده، درجه پلیمریزاسیون، FTIR. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۱ دوره ۳۶ / شماره ۱: ۵۲-۴۵.

## مقدمه

تحقیقات انجام شده کامپوزیت‌های نوری را به عنوان یک ماده ترمیمی ایده‌آل که علاوه بر زیبایی، خصوصیات فیزیکی و مکانیکی مناسبی هم دارند، معرفی می‌کنند. البته این مواد یک عیب عمده دارند: میزان پلیمریزاسیون آنها به میزان نوری که با آن کیور می‌شوند، غلظت عوامل آغازگر، مقدار و سایز فیلر، و میزان پخش شدن نور داخل ترمیم بستگی دارد. بنابراین تا عمق خاصی که نور به میزان مناسب در توده ماده نفوذ کند، پلیمریزه می‌شوند. این کاهش کیور شدن تحت عنوان «عمق کیور» تعریف می‌شود و اثر قابل ملاحظه‌ای روی خصوصیات فیزیکی و بیولوژیکی ترمیم دارد.<sup>(۱)</sup> یکی از روش‌های تعیین عمق کیور اندازه گیری درجه پلیمریزاسیون است که به صورت نسبت کل تعداد باندهای دوگانه C=C در نمونه کیور شده به کل تعداد باندهای دوگانه در نمونه کیور نشده تعریف می‌شود.<sup>(۲)</sup>

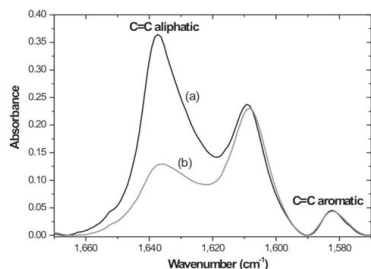
روش‌های شایعی که امروزه برای ارزیابی درجه پلیمریزاسیون استفاده می‌شود اسپکتروسکوپی مادون قرمز<sup>(۳)</sup>، سختی سطحی<sup>(۴)</sup> و روش‌های اپتیکال و Scraping<sup>(۵)</sup> می‌باشد. هرچند روش‌های Scraping و اپتیکال در مقایسه با سختی سطحی و درجه پلیمریزاسیون هر دو عمق کیور را بیشتر از حد تخمین می‌زنند. همچنین باوجود اینکه سختی سطحی ارتباط نزدیکی با درجه پلیمریزاسیون دارد، اما رابطه کاهش درجه پلیمریزاسیون با افزایش عمق دقیق‌تر است.<sup>(۶)</sup> بنابراین پیشنهاد شده که اسپکتروسکوپی مادون قرمز حساس‌ترین روش ارزیابی

عمق کیورینگ در کامپوزیت‌های دندان‌ی است.<sup>(۷،۸)</sup> یکی از فاکتورهایی که روی درجه پلیمریزاسیون کامپوزیت‌ها موثر است، میزان و شدت نور دستگاه لایت است. در حال حاضر دستگاه‌های Quartz Tungsten Halogen (QTH) به طور وسیعی به عنوان منبع نور جهت پلیمریزاسیون کامپوزیت‌ها استفاده می‌شوند. در مورد دستگاه‌های LED (Light-Emitting Diode) هم که جدیدتر معرفی شده‌اند، ادعا می‌شود که به دلیل تطابق بهتر طیف انتشاری آنها با حداکثر طیف جذبی کامفورکینون (نسبت به طیف وسیع‌تر QTH)، در کیور مواد با بیس رزینی موفق‌تر هستند. اما نتایج مطالعات در این مورد متفاوت بوده است.<sup>(۹-۱۲)</sup> عرضه کامپوزیت‌های پک‌شونده با ویژگی مکانیکی مطلوب و امکان بازسازی تماس‌های پروگزیمالی صحیح، به میزان قابل توجهی مشکلات ناشی از استفاده از کامپوزیت‌ها در نواحی خلفی را کاهش داده است. همچنین تولیدکنندگان این نوع کامپوزیت‌ها ادعا می‌کنند که عمق کیور این نوع کامپوزیت بیشتر از نوع هیبرید است که به دلیل سایز بزرگتر ذرات فیلر پخش شدن نور کمتر بوده و تا عمق بیشتری کیور می‌شوند.<sup>(۱۳،۱۴)</sup> بنابراین با توجه به نتایج مطالعات مختلف، هدف از این مطالعه مقایسه درجه پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های هیبرید (Z250) و پک شونده (P60) کیور شده با دستگاه‌های LED و QTH در دو ضخامت ۲mm و ۵mm با استفاده از روش FTIR بود.

## مواد و روش‌ها

مشخصات مواد ترمیمی و دستگاه‌های نوری استفاده

درجه پلیمریزاسیون هر نمونه با مقایسه  $C=C$  آلیفاتیک با آروماتیک در نمونه‌های کیور شده و کیور نشده تعیین شد. گروه آلیفاتیک دارای حداکثر طیف جذبی در  $1638\text{ cm}^{-1}$  می‌باشد و گروه آروماتیک دارای حداکثر طیف جذبی در  $1609\text{ cm}^{-1}$  است که طی پلیمریزیشن بدون تغییر باقی می‌ماند. (تصویر ۱)



تصویر ۱: طیف FTIR کامپوزیت قبل (a) و بعد (b) کیورینگ

با استفاده از تغییر در نسبت  $C=C$  آلیفاتیک قبل و بعد از کیورینگ، درجه پلیمریزاسیون آلیفاتیک به آروماتیک می‌تواند با استفاده از فرمول زیر محاسبه شود.<sup>(۱۸)</sup>

$$DC\% = \frac{1 - [\text{abs}(\text{aliphatic}=\text{c})/\text{abc}(\text{aromatic}=\text{c})] \text{ polymer}}{[\text{abs}(\text{aliphatic}=\text{c})/\text{abc}(\text{aromatic}=\text{c})] \text{ monomer}} \times 100$$

شده در جدول ۱ و ۲ نشان داده شده است. تعداد ۴۰ دیسک کامپوزیتی با استفاده از مولدهای پلاستیکی به قطر ۵mm و در دو ارتفاع ۲mm و ۵mm به صورت زیر آماده شد. نمونه هادر دو گروه A (P60) و B (Z250) تهیه شدند که هر یک از این گروه‌ها به ۴ زیرگروه A1-A4 و B1-B4 به شرح زیر تقسیم شدند. ( $n=5$ )

زیرگروه A1 و B1 نمونه‌های با ضخامت ۲mm کیور شده با QTH، زیر گروه A2 و B2 نمونه‌های با ضخامت ۲mm کیور شده با LED، A3 و B3 نمونه‌های با ضخامت ۵mm کیور شده با QTH، A4 و B4 نمونه‌های با ضخامت ۵mm کیور شده با LED بودند. ( $n=5$ )

مولدها روی اسلب شیشه‌ای قرار داده شد. سپس کامپوزیت Z250 و P60 به روش توده‌ای داخل مولد قرار گرفته، یک لایه نوار سلولوئیدی روی آن قرار گرفته و یک اسلب شیشه‌ای روی آن فشرده شد تا اضافات کامپوزیت خارج شود.

سپس کیورینگ نمونه‌ها طبق گروه‌بندی گفته شده توسط دستگاه‌های نوری (FarazDentin) QTH با شدت  $500\text{ mw/cm}^2$  و LED (FarazDentin) با شدت  $700\text{ mw/cm}^2$  به روش استاندارد (Continuous) برای مدت ۴۰ ثانیه انجام شد. بعد از آماده‌سازی، نمونه‌ها برای ۲۴ ساعت در محیط تاریک و در دمای اتاق<sup>(۱۵و۱۶)</sup> قرار داده شد. سپس یک لایه نازک از هر دو نوع کامپوزیت کیور نشده بین دو اسلب شیشه‌ای فشرده شد تا بتوان حداکثر طیف جذبی نمونه کیور نشده را به دست آورد.<sup>(۱۷)</sup> سپس کل نمونه‌های کیور شده و کیورنشده با دستگاه FTIR (EQUINOX 55, Bruker, Germany) تحت آنالیز قرار گرفتند.

جدول ۱: نوع و ترکیب مواد مورد استفاده

سایز فیلر	درصد حجمی فیلر	فیلر غیر آلی	ماتریکس ارگانیک	نوع	مواد
۰/۰۱-۳/۵μm (میانگین ۰/۶)	۶۰	زیر کونیا/سیلیکا	Bis GMA, UEDMA, Bis- EMA	کامپوزیت هیبرید	Filtek Z <sub>250</sub> (A <sub>3</sub> ) (3M,StPaul,MO,USA)
۰/۰۱-۳/۵μm (میانگین ۰/۶)	۶۱	زیر کونیا/سیلیکا	Bis- GMA, UEDMA, Bis- EMA	کامپوزیت پک شونده	Filtek P <sub>60</sub> (A <sub>3</sub> ) (3M,StPaul,MO,USA)

جدول ۲: شدت و زمان دستگاه های لایت کیور

نوع دستگاه	شدت دستگاه	زمان اکسپوزر
QTH (FarazDentin, Farazmehr, Isfahan,Iran)	500mw/cm <sup>2</sup>	40s
LED (FarazDentin, Farazmehr, Isfahan,Iran)	700mw/cm <sup>2</sup>	40s

### یافته‌ها

اما تاثیر ضخامت و نوع دستگاه لایت کیور معنی دار بود ( $P=۰/۰۰۱$ ). درصد درجه پلیمریزاسیون در ضخامت ۲mm نسبت به ضخامت ۵mm بیشتر بود همچنین LED باعث درجه پلیمریزاسیون بالاتری شده بود. با توجه به تحلیل واریانس سه عاملی نتایج بررسی تاثیر متغیرهای مورد مطالعه بر روی درجه پلیمریزاسیون مطابق جدول زیر بود. لازم به ذکر است که اثر متقابل بین متغیرهای مستقل در این بررسی مشاهده نگردید ( $P=۰/۰۵$ ).

در این مطالعه ابتدا نرمال بودن مقادیر درجه پلیمریزاسیون توسط آزمون Kolmogorov-Smirnov مورد بررسی قرار گرفت که فرض نرمال بودن مقادیر پذیرفته گردید. ( $P=۰/۰۸۳$ ) سپس با استفاده از آنالیز واریانس سه عاملی تجزیه و تحلیل آماری انجام شد. میانگین درجه پلیمریزاسیون در ارتباط با ضخامت و نوع ماده و نوع دستگاه لایت کیور در جدول ۳ بیان شده است. طبق داده‌های جدول ۴، نوع ماده (Z250 یا P60) اثر معنی داری روی درجه پلیمریزاسیون نداشت ( $P=۰/۹۳۴$ ).

جدول ۳: میانگین DC% و انحراف معیار در ارتباط با ضخامت و نوع ماده و نوع دستگاه لایت کیور

	P <sub>60</sub>		Z <sub>250</sub>	
	LED	QTH	LED	QTH
۲ mm	۶۸/۱۴ ± ۲/۷۴	۶۳/۱۴ ± ۴/۰۳	۶۸/۸۴ ± ۲/۷۱	۶۴/۰۲ ± ۲/۷۲
۵mm	۴۱/۲۶ ± ۳/۴۸	۳۷/۷۸ ± ۴/۱۷	۴۰/۷۰ ± ۴/۹۰	۳۶/۳۸ ± ۴/۶۸

جدول ۴: نتایج آنالیز واریانس سه عاملی

متغیر	مجموع مربعات	درجه آزادی	آماره F	P-value
نوع ماده	۰/۰۹	۱	۰/۰۰۷	۰/۹۳۴
ضخامت	۷۲۹۲/۷	۱	۵۶۱/۷۷	< ۰/۰۰۱
روش کیورینگ	۱۹۴/۰۴	۱	۱۴/۹۴۷	< ۰/۰۰۱

### بحث

در این مطالعه میزان درجه پلیمریزاسیون دو نوع کامپوزیت Z250 و P60 در ضخامت‌های مختلف و با دستگاه‌های لایت کیور LED و QTH ارزیابی شد. طبق نتایج این مطالعه میانگین درجه پلیمریزاسیون دو ماده Z250 و P60 در ضخامت‌های ۲mm و ۵mm اختلاف معنی‌داری نداشت. علت این امر را می‌توان با توجه به نوع فیلر مشابه (زیرکونیا / سیلیکا)، میانگین سایز فیلر مشابه ( $0.7\mu\text{m}$ )، درصد حجمی فیلر مشابه (۶۰٪)، و سیستم رزینی مشابه (TEG-DMA, UDMA, Bis-EMA) نسبت داد.<sup>(۱۸)</sup> Ersoy و همکارانش<sup>(۱۹)</sup> هم در مقایسه عمق کیور کامپوزیت‌های P60 و Z250 به نتایج مشابهی رسیدند و اختلاف معنی‌داری بین این دو نوع کامپوزیت مشاهده نشده بود. اما در مطالعه Bala و همکارانش<sup>(۱۸)</sup>، درصد درجه پلیمریزاسیون P60 به طور معنی‌داری نسبت به Z250 بالاتر بود که این تفاوت را به حضور مولکول UDMA و تفاوت در مقدار فیلر و آغازگرها و Silanation ذرات فیلر نسبت داده است.

اما Fleming و همکارانش<sup>(۲۰)</sup> هم تفاوت معنی‌داری را در میزان درجه پلیمریزاسیون دو کامپوزیت P60 و Z250 کیور شده با LED مشاهده نکردند.

در مورد تأثیر نوع دستگاه لایت کیور بر روی میزان درجه پلیمریزاسیون، طبق نتایج این مطالعه میزان درجه

پلیمریزاسیون به دست آمده توسط دستگاه LED به طور معنی‌داری بیشتر از میزان درجه پلیمریزاسیون به دست آمده با دستگاه QTH بود که می‌توان آن را با توجه به شدت بالاتر دستگاه LED ( $700\text{ mw/cm}^2$ ) نسبت به QTH ( $500\text{ mw/cm}^2$ ) توجیه کرد که به دلیل شدت بیشتر، عمق نفوذ نور بیشتر بوده و پلیمریزیشن بیشتر اتفاق افتاده است. همچنین طیف باریکتر LED تطابق بیشتری با طیف جذبی کامفورکینون داشته است. در مطالعه Porto و همکارانش<sup>(۲۱)</sup> هم، LED ( $900\text{ mw/cm}^2$ ) و QTH ( $700\text{ mw/cm}^2$ ) در سطح دیسک‌های ۲mm کامپوزیت Z250 باعث مقادیر درجه پلیمریزاسیون مشابهی می‌شدند اما در عمق دیسک‌ها مقادیر درجه پلیمریزاسیون به دست آمده توسط LED به طور معنی‌داری بیشتر بود.<sup>(۲۲)</sup> Aguiar هم به نتایج مشابهی در مورد تأثیر LED با شدت بالاتر بر درجه پلیمریزاسیون نانوکامپوزیت‌ها رسید. در مطالعه Bala و همکارانش<sup>(۱۸)</sup>، اثر LED (شدت  $400\text{ mw/cm}^2$ ) و QTH ( $600\text{ mw/cm}^2$ ) با زمان ۴۰ ثانیه روی میزان درجه پلیمریزاسیون کامپوزیت Z250 مشابه بود اما در مورد کامپوزیت P60، LED باعث میزان درجه پلیمریزاسیون بالاتری نسبت به QTH شده است. اما در مطالعه Tarle و همکارانش<sup>(۷)</sup> میزان درجه پلیمریزاسیون بالاتری با دستگاه QTH به دست آمد که علت آن را بیشتر بودن شدت نور دستگاه QTH ( $560\text{ mw/cm}^2$ ) در مقابل LED

(۹ mw/cm<sup>2</sup>) ذکر کرده است.

Mills و همکارانش<sup>(۲۳)</sup> هم از دستگاه LED با شدت (۲۹۰ mw/cm<sup>2</sup>) و QTH با شدت (۳۰۰ mw/cm<sup>2</sup>) برای مقایسه عمق کیورینگ کامپوزیت‌ها استفاده کردند و بیان کردند که LED کامپوزیت‌های میکروفیل و هیبرید را به طور معنی‌داری عمیق‌تر از QTH کیور می‌کند. Fusibayashi<sup>(۲۴)</sup> هم بر اساس نتایج مطالعه خود بیان کرد که LED در شدت مشابه با QTH به طور معنی‌داری عمق کیور بالاتری را نسبت به آن ایجاد می‌کند. در مطالعه Scotti و همکارانش<sup>(۲۵)</sup> نوع دستگاه لایت (QTH با شدت (۲۲۰۰ mw/cm<sup>2</sup>) و LED با شدت (۱۱۰۰ mw/cm<sup>2</sup>) تاثیر معنی‌داری بر عمق کیور کامپوزیت‌ها نداشت، چون محدوده طیف QTH به خوبی توسط کامفورکینون جذب نمی‌شود؛ در حالی که طیف LED باریک‌تر بوده و تطابق بیشتری با طیف جذبی کامفورکینون، دارد در نتیجه عمق کیور بیشتر است. اما اثر ضخامت بر عمق کیور معنی‌دار بود و در ضخامت کمتر، عمق کیور به طور معنی‌داری بالاتر بوده است به این دلیل که در عمق بیشتر عبور نور کمتر بوده و پلیمریزیشن کمتر اتفاق می‌افتد. Ceballos<sup>(۲۶)</sup> و موسوی نسب<sup>(۲۷)</sup> هم به نتایج مشابهی در این مورد رسیدند. در مقابل Oliveira و همکارانش<sup>(۲۸)</sup> و David و همکارانش<sup>(۲۹)</sup> تاثیر LED را در کیور کامپوزیت بیشتر از QTH دانسته که علت آن را شدت بالاتر دستگاه لایت در LED (۱۲۰۰ mw/cm<sup>2</sup> در مقابل ۷۰۰ mw/cm<sup>2</sup>) و تطابق بیشتر با طیف جذبی کامفورکینون بیان کرده‌اند.

وقتی از آغازگر کامفورکینون استفاده می‌شود طول موج مؤثر برای پلیمریزیشن کامپوزیت‌ها ۴۷۰ nm است. مزیت عمده استفاده از LED طول موج باریک‌تر آن ۴۹۰-۴۴۰ nm در مقایسه با ۵۲۰-۴۵۰ nm دستگاه QTH است. در کل کارایی پلیمریزیشن فقط بستگی به شدت

نور دستگاه لایت ندارد، بلکه به شیمی ماده، اکسپوزتایم دستگاه، وضعیت قرارگیری و قطر سر دستگاه لایت کیور و همچنین قطر و رنگ کامپوزیت مرتبط است.<sup>(۳۰)</sup> در شرایطی که همه این موارد مشابه هستند، مقایسه کارایی آنها فقط بر اساس شدت دستگاه شاید خیلی قابل استناد نباشد.

ضخامت نمونه‌های این مطالعه ۲mm و ۵mm بود که ضخامت ۲mm به طور معنی‌داری میزان درجه پلیمریزاسیون بالاتری داشت. تأثیر ضخامت در میزان درجه پلیمریزاسیون مربوط به کاهش عبور نور است. هرچند رنگ کامپوزیت و فاصله سر دستگاه لایت از سطح کامپوزیت هم در میزان آن مؤثر است.

Ersoy و همکارانش<sup>(۱۹)</sup> عمق کیور کامپوزیت P60 را ۲/۸۲mm و ۳/۰۷mm برای کامپوزیت Z250 گزارش کردند. Jandt و همکارانش<sup>(۳۱)</sup> هم میانگین عمق کیور به دست آمده توسط دستگاه LED و QTH را برای یک نوع کامپوزیت هیبرید به ترتیب ۲/۶۷mm و ۳/۲۰mm گزارش کردند که بر اساس نتایج مطالعه حاضر و این مطالعات استفاده از تکنیک‌های پر کردن توده‌ای جهت پرکردن حفرات در این نوع کامپوزیت‌ها توصیه نمی‌شود و بهتر است از تکنیک‌های لایه‌ای با حداکثر ضخامت ۲mm برای اطمینان از حداکثر میزان کیورینگ استفاده شود.

Rueggeberg و همکارانش<sup>(۳۲)</sup> در بررسی فاکتورهای مؤثر روی عمق کیور کامپوزیت‌های مختلف این طور نتیجه‌گیری کردند که در سطح کامپوزیت نوع فیلر (هیبرید یا میکروفیل)، مدت اکسپوزر، و رنگ رزین کامپوزیت فاکتورهای تأثیرگذار بر میزان کیورینگ کامپوزیت هستند. در عمق ۱mm مدت اکسپوزر، نوع فیلر و شدت دستگاه لایت کیور عوامل تأثیرگذار هستند، و در عمق ۲mm و بیشتر، عوامل مؤثر بر میزان کیورینگ، شدت نور دستگاه

دستگاه LED هم به دلیل افزایش بیشتر میزان درجه پلیمریزاسیون برای کیورینگ کامپوزیت‌های لایت کیور پیشنهاد می‌شود.

### تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی یزد به شماره ۳۱۷ می‌باشد که بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه یزد تقدیر می‌گردد.

لایت کیور و زمان اکسپوزر می‌باشد رنگ رزین و نوع فیلر تأثیر خیلی کمی را در این عمق‌ها دارد.

### نتیجه گیری

با توجه به محدودیت‌ها و نتایج مطالعه حاضر در مورد کامپوزیت‌های P60 و Z250 و میزان پلیمریزیشن مشابه آنها پیشنهاد می‌شود که در حفرات عمیق برای حداکثر پلیمریزیشن به صورت لایه‌ای به کار روند. استفاده از

### منابع

1. 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): 510-5.
2. 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.
3. Asmussen E. Restorative resins: Hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 1982; 90(6): 484-9.
4. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 1982; 90(6): 90-6.
5. Leung RL, Kahn RL, Fan PL. Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composites. *J Dent Res* 1984; 63(6): 292.
6. DeWald JP, Ferrancane JL. A comparison of four modes evaluating depth of cure of light-activated resin composites. *J Dent Res* 1987; 66(3): 727-30.
7. 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.
8. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002; 29(12): 1165-73.
9. Lovelth 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.
10. Althoff O, Hartumg M. Advances in light curing. *Am J Dent* 2000; 13: 77-81.
11. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186(8): 388-91.
12. 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.
13. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent* 2004; 29(3): 287-94.
14. Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ. *Sturtevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby Co; 2006.
15. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater* 2001; 17(1): 71-9.
16. Ataei M, Motavasselian F. Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. *Clin Oral Invest* 2009; 13: 309-16.
17. Shin DH, Rawls HR. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dent Mater* 2009; 25(8): 1030-8.
18. Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil* 2005; 32(2): 134-40.
19. Ersoy M, Civelek A, Hotelier L, Say EC, Soyman M. Physical properties of different composites. *Dent Mater J* 2004; 23(2): 278-83.

20. Fleming GJ, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJ. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J Dent* 2007; 35 (2): 97-103.
21. Porto IC, Soares LE, Martin AA, Cavalli V, Liporoni PC. Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. *Braz Oral Res* 2010; 24(4): 475-81.
22. Aguiar FH, Georgetto MH, Soares GP, Catelan A, Dos Santos PH, Ambrosano GM, et al. Effect of different light-curing modes on degree of conversion, staining susceptibility and stain's retention using different beverages in a nanofilled composite resin. *J Esthet Restor Dent* 2011; 23(2): 106-4.
23. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186(8): 388-91.
24. Fusibayashi K, Ishimaru K, Takabayashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn* 1998; 34(1): 49-53.
25. Scotti N, Venturello A, Migliaretti G, Pera F, Pasqualini D, Geobaldo F. New-generation curing units and short irradiation time: The degree of conversion of microhybrid composite resin. *Quintessence Int* 2011; 42(8): 89-95.
26. Ceballos L, Fuentes M, Tafalla H, Martínez A, Flores J, Rodríguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Pathol Oral Cir Bucal* 2009; 14(1): 51-6.
27. Mousavinasab SM, Meyers I. Curing efficacy of light emitting diodes of dental curing units. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect* 2009; 3(1): 11-6.
28. 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.
29. David JR, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *J Oral Sci* 2007; 49(1): 19-24.
30. Mills RW, Uhl A, Blackwell KD, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002; 23(14): 2955-63.
31. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16(1): 41-7.
32. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 1993; 6(2): 91-5.