

مقایسه اثر دستگاه لایت کیور هالوژن با LED نسل دوم و سوم بر درجه پلی مریزاسیون ۳ نوع کامپوزیت Bulk fill در سطح فوقانی و تحتانی

دکتر مراد صدقیانی^۱ دکتر سعید نعمتی انارکی^۲ دکتر رامین ماهری^۳

۱- استادیار گروه ترمیمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد دندانپزشکی تهران
 ۲- استادیار گروه ترمیمی و عضو مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد دندانپزشکی تهران
 ۳- دندانپزشک

خلاصه:

سابقه و هدف: با توجه به اهمیت پلی مریزاسیون و خلاء اطلاعات در مورد مقایسه سه دستگاه لایت کیور متداول کشور و به منظور مقایسه تاثیر سه نوع دستگاه لایت کیور بر درجه پلی مریزاسیون سه نوع کامپوزیت Bulk fill در سطح و عمق این مطالعه انجام شد. **مواد و روش ها:** در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی از ۳ نوع دستگاه لایت کیور شامل (Astralis 7 هالوژن LED) Pen Cure (نسل دوم) و Blue phase N (LED نسل سوم) و سه نوع کامپوزیت Bulk fill شامل Filtek Bulk fill (3M) - X- Tetric Evocerambulk fill (Ivoclar) - Filtek Bulk fill (3M) (VOCO) استفاده شد.

سیلندرهای کامپوزیتی به قطر ۵ میلی متر و ضخامت ۴ میلی متر تهیه و سپس توسط دستگاه های لایت کیور طبق دستور کارخانه سازنده کیور شدند. (روی سطح کامپوزیت ها قبل از کیور کردن با یک نوار سلولوئیدی شفاف جهت جلوگیری از تشکیل لایه محافظ اکسیژن (inhibited layer) پوشانده شد. سپس نمونه ها ۲۴ ساعت در آب ۳۷ درجه سانتی گراد و در انکوباتور بدور از نور محیط نگه داری شد. و بعد از ۲۴ ساعت میزان درجه پلی مریزاسیون سطح فوقانی و تحتانی (۴ میلی متری) نمونه ها توسط دستگاه FTIR اندازه گیری شد. داده ها با آنالیز آماری Kruscall – wallis و Mann-U-Whithney مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته ها: نتایج نشان داد که میزان درجه پلی مریزاسیون ناشی از کیور شدن توسط هر ۳ دستگاه Blue phase N (LED III) PEN Cure (LED II) – Astralis7 (QTH) در سطح هر سه نوع کامپوزیت Bulk fill مورد استفاده تفاوت معنی داری با هم نداشتند. ($P < 0/2$) اما میزان درجه پلی مریزاسیون سطح تحتانی (۴ میلی متری) هر سه نوع کامپوزیت که با (LED III), (QTH) کیور شده بودند به طور معنی داری بیشتر از کامپوزیتهای کیور شده با (LED II) بودند. ($P < 0/001$) ضمناً میزان درجه پلی مریزاسیون سطوح فوقانی و تحتانی کیور شده با هر سه نوع دستگاه لایت کیور (QTH) (LED II) (LED III) قابل قبول و بالاتر از حد پایه درجه پلی مریزاسیون ($DC = 0/55$) بود.

نتیجه گیری: به نظر می رسد که هر سه نوع کامپوزیت Bulk fill مورد مطالعه توسط هر سه نوع دستگاه لایت کیور هالوژن-LED نسل دوم و LED نسل سوم هم در سطح و هم در عمق ۴ میلی متری به میزان قابل قبول از نظر کلینیکی کیور شدند.

کلید واژه ها: لایت کیور (QTH)، LED، درجه پلی مریزاسیون، کامپوزیت رزین، FTIR

وصول مقاله: ۹۵/۲/۳۱ اصلاح نهایی: ۹۵/۵/۱۸ پذیرش مقاله: ۹۵/۵/۲۷

مقدمه:

درجه پلی مریزاسیون نهایی کامپوزیت ها بستگی به فاکتورهای داخلی مثل ساختار شیمیایی ماتریکس، Photo Initiator (که اکثر کامفور کینون است) میزان و نوع فیلر موجود در کامپوزیت و فاکتورهای خارجی مثل شدت کیورینگ، نوع دستگاه لایت کیور، مدت زمان کیورینگ دارد.^(۱) از این رو ضخامت کامپوزیت طی کیورینگ و نوع و شدت دستگاه لایت کیور از عوامل مهم مؤثر بر میزان پلی

پلی مریزاسیون ناکافی کامپوزیت ها یکی از اصلی ترین دلایل شکست ترمیم های کامپوزیت است.^(۱،۲) اولین بار Dr. Rafaell Bowen در سال ۱۹۶۲، Bis – GMA ماده رزینی که غالب ماتریکس های کامپوزیت از آن تشکیل شده است را ابداع کرد و در زمینه کامپوزیت دندانپزشکی و معایب آن تحقیقات وسیعی انجام داد.^(۳)

مواد و روش ها:

این تحقیق به روش تجربی و به صورت آزمایشگاهی انجام شد. برای انجام این تحقیق از دستگاههای لایت کیور هالوژن AEL 62 (Ivoclar Vivadent), Astralis 7 (Schean Liechtenstein), LED نسل دوم PEN Cure (J.MORITA, Japan) و LED نسل سوم Blue Phase N (Ivoclar Vivadent- AGFL9494 Schean Liechtenstein) و کامپوزیتهای Bulk fill که شامل Tetric Evoceram Bulk fill (Ivoclar), Filtek Bulk fill (3M), X- Traftil (voco) بود استفاده شد.

برای تهیه قالبها از مولدهای Stainless steel به ارتفاع ۴ میلی متر و طول ۱۰ سانتی متر و عرض ۳ سانتی متر که در قسمت مرکزی آن استوانههایی به قطر ۵ میلی متر که تا انتها جهت جاگذاری کامپوزیتها خالی بود استفاده شد سپس کامپوزیتها درون قالبها پک شده و ۴۵ عدد نمونه کامپوزیتی (سه گروه ۵ عددی از هر کامپوزیت که هر گروه توسط یک نوع دستگاه لایت کیور شدند) با ضخامت ۴ میلی متر و قطر ۵ میلی متر در قالبها آماده شدند.^(۱) برای جلوگیری از اثرات سوء اکسیژن در پلی مریزاسیون در سطح کامپوزیت (inhibit layer) قبل از کیور کردن نمونهها، سطح فوقانی و تحتانی نمونهها توسط نوار سلولوئیدی شفاف پوشانده شدند و سپس نمونهها طبق دستور کارخانه سازنده به مدت لازم کیور شدند.

Tetric Evoceram ۲۰ ثانیه با شدت $800-600 \text{ mw/cm}^2$ یا ۱۰ ثانیه با شدت 1000 mw/cm^2 بالاتر
X- traftil ۲۰ ثانیه با شدت $500-800 \text{ mw/cm}^2$ یا ۱۰ ثانیه با شدت بالاتر از 2800 mw/cm^2
Filtek Bulk fill ۴۰ ثانیه با شدت ۵۵۰-
 1000 mw/cm^2 هر کدام از دستگاههای لایت کیور قبل و بعد از کیور کردن هر نمونه کامپوزیتی توسط رادیومتر مربوط به خود دستگاه (QTH) یا (LED) از نظر شدت نور خروجی کالیبره و تست شدند.
بعد از کیور کردن نمونهها به مدت ۲۴ ساعت در آب ۳۷ درجه سانتی گراد و در داخل انکوباتور (به دور از نور محیط)

مریزاسیون بوده و رابطه مستقیمی با خصوصیات فیزیکی و مکانیکی دارد. در صورتیکه این پلی مریزاسیون به درستی انجام نشود پیامد آن حلالیت بالا، جذب آب و نهایتاً شکست ترمیم خواهد بود.^(۱)

کامپوزیتهای Filtek Bulk fill (3M), X- traftil (voco), Ivoclar Tetric Evo cream Bulk fill کامپوزیتهایی با تکنیک کاربردی متفاوت هستند و اخیراً وارد بازار شده اند کارخانه های سازنده خصوصیات مکانیکی مطلوب را ضمن استفاده از آنها بصورت توده ای با ضخامت ۴ میلی متر توسط دستگاه های لایت کیور هالوژن و LED (۴۶۰-۴۸۰ نانومتر) و در نتیجه کاهش زمان Chair Time گزارش می کنند.^(۴) ولی با توجه به اینکه در بعضی از کامپوزیت های Photo Bulk fill, Initiator متفاوتی علاوه بر کامفور کینون بکار گرفته شده^(۵) که احتمالاً نیاز به دامنه طول موج وسیع تری نسبت به طول موج ساطع شده از دستگاه های LED دارند (۴۷۰ نانومتر) که در چنین مواردی دستگاه های لایت کیور هالوژن بدلیل دامنه طول موج وسیع تر می توانند احتمالاً کارآیی بهتری داشته باشند. اما مطالعات مستقل در مورد آن انجام نشده است. یکی از روشهای اندازه گیری میزان پلی مریزاسیون روش (Fourier Transform Infrared) (FTIR) Spectroscopy است.

این تکنیک میزان پلی مریزاسیون را بوسیله نشان دادن کاهش جذب باند دوگانه کربن - کربن (C=C) مونومرها قبل و بعد از پلی مریزاسیون نشان می دهد.

با توجه به روند رو به افزایش استفاده از کامپوزیتهای Bulk fill و افزایش نیاز به آگاهی در مورد این کامپوزیتها این مطالعه در پی آن است که دستگاه لایت کیور مناسب برای پلی مریزاسیون کافی کامپوزیتهای Bulk fill را مشخص نماید. لذا در این تحقیق که یک مطالعه Invitro می باشد تأثیر سه نوع دستگاه لایت کیور هالوژن و LED نسل ۲ و نسل ۳، در درجه پلی مریزاسیون سه نوع کامپوزیت Bulk fill در دانشکده دندانپزشکی آزاد تهران در سال ۹۵-۱۳۹۴ بررسی کردیم.

قرار گرفتند.^(۴،۵)

درجه پلی مریزاسیون سطحی و عمقی بر حسب نوع کامپوزیت و نوع دستگاه در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱- میزان درجه پلی مریزاسیون در سطح و عمق به تفکیک نوع کامپوزیت و نوع دستگاه لایت کیور

نوع دستگاه لایت کیور		DC%	
نوع کامپوزیت	سطح	عمق	
Tetric	Astralis7	۷۷ ± ۳	۷۴ ± ۳
	PEN Cure	۷۸/۷ ± ۱/۶	۶۰ ± ۲
BulkFill	BluephaseN	۸۰/۷ ± ۵	۷۷ ± ۵
		P < ۰/۲	P < ۰/۰۱
X-trafil	Astralis7	۷۲/۷ ± ۱/۵	۶۷/۷ ± ۲/۵
	PEN Cure	۷۵/۷ ± ۱/۸	۵۷ ± ۲/۵
Bulk fill	BluephaseN	۷۱/۳ ± ۱/۱۵	۶۸/۳ ± ۲/۱
		P < ۰/۱	P < ۰/۰۰۱
Filtek	Astralis7	۸۴ ± ۳	۷۸/۷ ± ۳/۲
	PEN Cure	۸۳ ± ۰/۵	۵۹ ± ۱
Bulk fill	BluephaseN	۸۰/۳ ± ۱/۱۵	۷۵ ± ۱
		P < ۰/۲	P < ۰/۰۰۱

بحث:

این تحقیق به صورت تجربی و با هدف بررسی اثر ۳ نوع دستگاه لایت کیور متفاوت بر درجه پلی مریزاسیون ۳ نوع کامپوزیت Bluk fill در سطح و عمق ۴ میلی متری انجام شد.

نتایج تحقیق نشان داد که درجه پلی مریزاسیون در سطح ۳ نوع کامپوزیت مورد مطالعه که توسط هر سه دستگاه لایت کیور QTH - LED نسل دوم و LED نسل سوم، کیور شده بودند، اختلاف معنی داری دیده نشد. اما در عمق ۴ میلی متری درجه پلی مریزاسیون کامپوزیتها که توسط دستگاه هالوژن (Astralis 7) و LED نسل سوم (Bluephase N) کیور شده بودند درصد بالاتری از درجه پلی مریزاسیون

پس از ۲۴ ساعت نمونه‌های کیور شده داخل دستگاه FTIR قرار گرفتند و میزان درصد (Degree of Conversion) یا هم در ناحیه سطحی نمونه و هم در ناحیه عمقی نمونه (۴ میلی متر) توسط دستگاه اسپکتروسکوپی (NicoLET- is10-Thermo) (ATR) در مرکز سطح هر نمونه اندازه‌گیری شدند. طیف جذبی هر نمونه توسط ۶۴ اسکنر در محدوده cm^{-1} (۶۵۰-۴۰۰۰) رسم شده و سپس میزان Peak در cm^{-1} ۱۶۳۷ (باندهای دو گانه کربن آلیفاتیک) و در cm^{-1} 1608 (باندهای دو گانه کربن آروماتیک) اندازه‌گیری شدند و سپس اعداد به دست آمده طبق فرمول زیر میزان درجه پلی مریزاسیون سطوح فوقانی و تحتانی نمونه‌ها را نشان دادند^(۶-۸)

$$\%DC = \left[\frac{\text{Peak height cured } \frac{1637cm^{-1}}{1608cm^{-1}}}{\text{Peak height uncured } \frac{1637cm^{-1}}{1608cm^{-1}}} \right] \times 100$$

یافته‌ها:

این تحقیق روی سه نوع دستگاه - Astralis (QTH) - Pencure و (LED نسل دوم) به عنوان LED نسل سوم Blue Phase N و سه نوع کامپوزیت - Filtek Bulkfill - Tetric Evo Ceram bulkfill - X- trafile روی درجه پلی مریزاسیون (%DC) کامپوزیتها شامل ۹ گروه و در هر گروه با ۵ بار تکرار (N=۵) در مجموع ۴۵ نمونه و در دو سطح بالایی و پایینی (۴ میلی متری) انجام گرفت.

نسبت به دستگاه LED نسل دوم PEN Cure داشتند و این اختلاف با $P < 0.001$ معنی دار بود. حداقل درجه پلی مریزاسیون قابل قبول از لحاظ کلینیکی کامپوزیتها $DC = 0.55$ می باشد (۱۰،۹) که هر سه دستگاه در عمق و سطح به آن میزان رسیده بودند. لازم به ذکر است که دستگاه LED نسل دوم PEN Cure با وجود این که DC پایین تری از دو دستگاه دیگر در عمق کامپوزیتها داشت اما این میزان DC ($0.60 - 0.57$) در هر سه نوع کامپوزیت بالاتر از درجه پلی مریزاسیون حداقل بود بدین معنی که این تحقیق استفاده از دستگاه LED نسل دوم را برای کیور کردن کامپوزیت‌های Bulk fill نفی نمی کند اما این تحقیق نشان داد که کارایی دو دستگاه هالوژن با شدت بالا و LED نسل سوم برای کیور کردن کامپوزیت‌های Bulk fill بیشتر از دستگاه LED نسل دوم بود. نتایج این تحقیق در راستای نتایج تحقیق Ario santini و همکاران در سال ۲۰۱۲ بود. در این تحقیق تأثیر دستگاه لایت کیور LED نسل دوم (mono wave) و LED نسل سوم (Poly wave) در درجه پلی مریزاسیون و میکروهاردنس سطحی سه نوع کامپوزیت بررسی شد درجه پلی مریزاسیون و میکروهاردنس سطحی تمام نمونه‌های کامپوزیتی مورد استفاده که توسط LED نسل سوم (Poly wave) کیور شده بودند به طور معنی داری بیشتر از دستگاه LED نسل دوم (mono wave) بود. (۱۱)

همچنین این تحقیق در راستای نتایج تحقیق Lohbauer و همکاران بود در این تحقیق تأثیر دستگاههای لایت کیور LED ، هالوژن و پلاسما آرک PAC بر روی درجه پلی مریزاسیون کامپوزیت Conventional بررسی شد. دستگاه هالوژن میزان DC بالاتری نسبت به LED نسل دوم (mono wave) در کامپوزیت‌های مورد مطالعه نشان داد و دستگاه پلاسما آرک و LED تفاوت معنی داری با هم نداشتند. (۱۲)

نتایج مشابهی بین تحقیق ما و تأثیر انواع دستگاههای لایت کیور LED نسل دوم و نسل سوم و هالوژن بر روی درجه پلی مریزاسیون کامپوزیت‌های conventional با ضخامت ۲ میلی متر انجام شد و اختلاف معنی داری بین میزان DC

کامپوزیت‌های کیور شده با سه دستگاه لایت کیور دیده نشد. (۱۳)

در مطالعه دیگری تأثیر سه نوع دستگاه لایت کیور هالوژن - LED نسل دوم و LED نسل سوم بر میزان پلی مریزاسیون و سختی کامپوزیت‌های سایلوران بررسی شد و نشان داده شد که هیچ کدام از انواع دستگاههای لایت کیور مورد استفاده (Radium- cal - Bluephase G2- QTH) تفاوت معنی داری در درجه پلی مریزاسیون و هاردنس سطحی کامپوزیت‌های سایلوران نشان نمی دهند. (۱۴)

این تفاوت در نتایج می تواند به علت شرایط آزمایش که کامپوزیت‌ها در ضخامت‌های ۲ میلی متری کیور شده بودند. و همچنین متفاوت بودن نوع کامپوزیت مورد مطالعه باشد. همچنین نتایج تحقیق حاضر مغایر با تحقیق Krishnasvamy و همکاران بود در تحقیق فوق دو نوع دستگاه هالوژن و LED از نظر تأثیر بر روی میزان باند براکت‌های ارتودنسی با کامپوزیت‌ها به دندان بررسی شدند. در این تحقیق میزان شکست باند براکت‌های کیور شده با دستگاه LED از لحاظ آماری مشابه دستگاه هالوژن بود و دو نوع دستگاه از نظر موفقیت و شکست باند براکت‌ها تفاوت معنی داری با هم نداشتند. (۱۵)

تفاوت در نتایج این تحقیقات و تحقیق فوق می تواند مربوط به تفاوت در روش تحقیقی که در آن ضخامت کامپوزیت‌ها کمتر از ۲ میلی متر بود و نوع کامپوزیت، نوع ماده باندینگ و وجود براکت‌های مورد استفاده باشد.

در سال ۲۰۰۵ uctasli تحقیقی در مورد تأثیر دستگاههای لایت کیور متفاوت روی DC کامپوزیت‌های FRC مطالعه ای انجام داد.

در این تحقیق دستگاه لایت کیور پلاسما آرک (PAC) میزان درصد پلی مریزاسیون کمتری نسبت به QTH و LED نسل دوم نشان داد و دستگاه QTH و LED نسل دوم تفاوت معنی داری از نظر درجه پلی مریزاسیون کامپوزیت‌های FRC نشان ندادند. (۱۶)

(TPO) Trimethyl Benzoyl diphenyl phosphine (oxide^(۱۹-۲۰) و

Dibenzoyl germanium derivative (Ivocerin) Phenyl propanedion (PPD)^(۱۹،۲۰،۲۱) به کار برده شده‌اند.^(۲۱)

که دامنه جذب نوری (TPO)(350- 425nm) و دامنه جذب نوری (Ivocerin(370-460nm) و PPD (350- 490nm) که متفاوت از دامنه جذب نوری CQ(470 nm) می‌باشند.^(۲۱-۲۵)

همچنین در این تحقیق از ۳ نوع دستگاه لایت کیور هالوژن LED نسل دوم و LED نسل سوم استفاده شد. این دستگاهها در دسترس بوده و به طور معمول توسط دندانپزشکان استفاده می‌شوند، دستگاههای لایت کیور هالوژن (QTH) قدیمی‌تر و به صورت Poly wave و طول موج ساطع شده از آنها در محدوده (380-520nm) می‌باشد و میزان Output آنها از Low- Medium power 300-600 تا High Power >600 mw/cm²) متفاوت است.

دستگاههای لایت کیور LED نسل دوم mono wave بوده دارای out put با شدت (1000 mw/cm²) و طول موج ساطع شده از آنها در محدوده (420-515nm) می‌باشد.^(۲۴) و دستگاههای LED نسل سوم Poly wave دارای out put (1000mw/cm²) و طول موج ساطع شده از آنها در محدوده (380-515nm) می‌باشد در این دستگاهها علاوه بر نور آبی رنگ یک LED نور بنفش رنگ هم اضافه شده که باعث Poly wave شدن این دستگاهها و افزایش محدوده طول موج آنها شده است (380-515nm)^(۲۶، ۲۷)

آغازگرهای نوری (TPO) (Ivocerin) (PPD) که علاوه بر کامفورکینون به کامپوزیت‌های Bulkfill اضافه می‌شوند مسئول کیور کردن این کامپوزیتها در عمق‌های بیشتر از ۲ میلی متری می‌باشند و می‌توانند تا ۴ میلی متر مؤثر باشند^(۲۱) و با توجه به اینکه اوج فعالیت این آغازگرهای نوری در محدوده طول موج پایین‌تری می‌باشد، TPO (350-425) (PPD) (350-490) (Ivocerin) (370-460) چنین به نظر

یکی از محاسن تحقیق حاضر بررسی درجه پلی مریزاسیون هم زمان ۳ نوع کامپوزیت Bulk Fill متفاوت و از کارخانه‌های مختلف می‌باشد. کامپوزیت‌های انتخاب شده از جمله کامپوزیت‌هایی هستند که اخیراً وارد بازار شده‌اند و به جهت سهولت در کاربرد، دندانپزشکان میل به کاربرد این کامپوزیت‌ها برای بیماران را دارند.

هر ۳ نوع کامپوزیت در دسترس بوده و توسط دندانپزشکان مورد استفاده قرار می‌گیرد مزیت کامپوزیت‌های Bulk fill کاربرد این کامپوزیت‌ها به صورت توده‌هایی با ضخامت ۴ میلی متر در مقایسه با کاربرد کامپوزیت‌های معمولی با ضخامت ۲ میلی متر می‌باشد لذا زمان لازم برای ترمیم و کاربرد و به طور کلی Chair Time کاهش می‌یابد.^(۱۷)

همچنین از دیگر محاسن این تحقیق بررسی DC به روش FTIR (که روش دقیقی برای اندازه‌گیری درجه پلی مریزاسیون می‌باشد) در سطح و عمق به صورت جداگانه بود و میزان پلی مریزاسیون عمق ۴ میلیمتری کامپوزیت‌ها که نقش کلیدی و اساسی در ویژگی‌های مکانیکی و موفقیت طولانی مدت ترمیم‌های کامپوزیتی دارد مورد بررسی قرار گرفت. آغازگرهای نوری (Photo initiators) در کامپوزیت‌های conventional بطور معمول کامفور کینون (CQ) می‌باشد که بیشترین فعالیت و جذب نور را در ناحیه طول موج (460-480 nm) دارند^(۱۸) کارخانه‌های سازنده این کامپوزیت‌ها توصیه به استفاده از آنها در لایه‌های حداکثر ۲ میلی متری می‌کنند که این کاربرد لایه به لایه باعث افزایش زمان (chair Time) - احتمال آلودگی و حباب بین لایه‌های کامپوزیت و کیور شدن ناکافی می‌شود.

لذا جهت کاهش این مشکلات و محدودیت‌های احتمالی کامپوزیت‌های Bulk fill مدتی است وارد بازار شده‌اند کارخانه‌های سازنده این کامپوزیت‌ها ادعا می‌کنند که این کامپوزیت‌ها را می‌توان در ضخامت‌های ۴ میلی متری استفاده کرد.

در این کامپوزیت‌ها علاوه بر کامفورکینون، آغازگرهای نوری دیگری مثل

هر ۳ نوع دستگاه استفاده شده میزان DC قابل قبولی را هم سطح و هم در عمق نشان دادند اما LED نسل ۳ و هالوژن DC بالاتری داشتند.

کامپوزیت‌های Bulk fill همانطور که شرکت‌های سازنده ادعا می‌کنند با استفاده از دستگاه‌های هالوژن Highpower و LEDهای نسل دوم و سوم در حد قابل قبولی هم در سطح و هم در عمق ۴ میلیمتری کیور می‌شوند.

می‌رسد که اگر از دستگاه‌های لایت کیور Poly wave (380-520nm) برای کیور کردن این کامپوزیتها استفاده شود میزان DC بیشتری نسبت به دستگاه‌های Mono wave خواهند داشت. (۲۸، ۲۹)

نتیجه‌گیری :

دستگاه‌های LED نسل سوم و هالوژن به علت Poly wave بودن و تطابق بهتر با آغازگرهای نوری کامپوزیت‌های Bulk fill میزان DC بیشتر و در نتیجه کارایی بهتری را نسبت به دستگاه LED نسل دوم که mono wave بوده به خصوص در ناحیه عمقی نمونه‌ها نشان دادند.

References:

- 1-Ozturk B, Cobanoglu N, Cetin AR, Gunduz B. Conversion degrees of resin composites using different light sources. *Eur J Dent* 2013;7(1):102-9.
- 2-Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater* 2013;29(9):213-7
- 3-Gonzalez-Bonet A, Kaufman G, Yang Y, Wong C, Jackson A, Huyang G, et al. Preparation of dental resins resistant to enzymatic and hydrolytic degradation in oral environments. *Biomacromolecules* 2015;16(10):3381-8.
- 4-Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42(8):993-1000
- 5-Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42(8):977-85
- 6-Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater* 2015;31(3):293-301
- 7-Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater* 2015;31(3):293-301
- 8-Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal* 2015;12(2):71-80.
- 9- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997;76(8):1508-16.
- 10-Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000;16(4):292-6
- 11-Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent* 2012;40(7):577-84
- 12-Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 2005;21(7):608-15
- 13-Brandt WC, Schneider LF, Frollini E, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA. Effect of different photo-initiators and light curing units on degree of conversion of composites. *Braz Oral Res* 2010 Jul;24(3):263-70.
- 14-Torres SA, Silva GC, Maria DA, Campos WR, Magalhães CS, Moreira AN. Degree of conversion and hardness of a silorane-based composite resin: effect of light-curing unit and depth. *Oper Dent* 2014;39(3): 137-46
- 15- Krishnaswamy NR, Sunitha C. Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: a 15-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(4):518-23.
- 16- Uctasli S, Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources. *Dent Mater* 2005;21(5):469-75.
- 17- Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent* 2015;43(6):664-72
- 18- Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* 2003;19(6):531-41.
- 19- Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Monomer-to-polymer conversion and micro-tensile bond strength to dentine of experimental and commercial adhesives containing diphenyl (2, 4, 6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide or a camphorquinone/amine photo-initiator system. *J Dent* 2013;41(10):918-26
- 20- Palin WM, Senyilmaz DP, Marquis PM, Shortall AC. Cure width potential for MOD resin composite molar restorations. *Dent Mater* 2008;24(8):1083-94
- 21-Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater* 2008;24(7):901-7
- 22-Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update* 2010;37(4):214-6
- 23-Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dent Mater J* 2009;28(4):454-60
- 24-Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update* 2010;37(4):214-6.
- 25-Schneider LF, Pfeifer CS, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater* 2008;24(9):1169-77
- 26-Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005;84(7):659-62.
- 27-Palin WM, Senyilmaz DP, Marquis PM, Shortall AC. Cure width potential for MOD resin composite molar restorations. *Dent Mater* 2008;24(8):1083-94.
- 28-Emami N, Söderholm KJ. Influence of light-curing procedures and photo-initiator/co-initiator composition on the degree of conversion of light-curing resins. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16(1):47-52.
- 29- Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent Mater* 2011;27(2):157-64