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 دندانی، 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(LEDنسل سوم) و سه نوع کامپوزیت Bulk fill شامل Filtek Bulk fill(3m) –Tetric Evocerambulk fill (Ivoclar) (3M) , X- trafill (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 ۳۷درجه 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-Whithneyمورد 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<۰/۲) اما میزان درجه پلی مریزاسیون سطح تحتانی (۴ میلی متری) هر سه نوع کامپوزیت که با (QTH) ,(LED lll) کیور شده بودند به طور معنی داری بیشتر از کامپوزیتهای کیور شده با (LED II) بودند. (P<۰/۰۰۱) ضمنا 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=٪۵۵) 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:

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 دندانی و معایب آن تحقیقات وسیعی انجام داد. [۳]

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.[۲] از این رو ضخامت کامپوزییت طی کیورینگ و نوع و شدت دستگاه لایت کیور از عوامل مهم مؤثر بر میزان پلی

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر رامین ماهری تلفن: ۰۹۱۲۲۵۷۴۸۴۲ پست الکترونیک : Dr_rama_75@yahoo.com

Archive of SID
www.SID.ir

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-trafil (voco) , Tetric Evo cream Bulk fill (Ivoclar) 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 ۴میلی 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 Initiator , Bulk fillمتفاوتی 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 (۴۷۰نانومتر) 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 Trans form Infrared spectroscopy(FTIR)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 LEDنسل ۲ و نسل ۳، در درجه پلی مریزاسیون سه نوع کامپوزیت Bulk fill در دانشکده دندانپزشکی آزاد تهران در سال ۹۵-۱۳۹۴ بررسی کردیم.

مواد و روش ها:

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

برای تهیه قالب‌ها از مولدهای Stainless steel به ارتفاع ۴ میلی متر و طول ۱۰ سانتی متر وعرض ۳ سانتی متر که در قسمت مرکزی آن استوانه‌هایی به قطر ۵ میلی‌متر که تا انتها جهت جاگذاری کامپوزیت‌ها خالی بود استفاده شد سپس کامپوزیت‌ها درون قالب‌ها پک شده و۴۵ عدد نمونه کامپوزیتی(سه گروه ۵ عددی از هر کامپوزیت که هرگروه توسط یک نوع دستگاه لایت کیور 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 کیورکردن نمونه‌ها ، سطح فوقانی و تحتانی نمونه ها توسط نوار سلولوئیدی شفاف پوشانده شدند و سپس نمونه‌ها طبق دستور کارخانه سازنده به مدت لازم کیور شدند.

Tetric Evceram ۲۰ ثانیه با شدت mw/cm^2 ۸۰۰-۶۰۰ یا ۱۰ ثانیه با شدت ۱۰۰۰ mw/cm2یا بالاتر

X- trafil ۲۰ ثانیه با شدت mw/cm^2 ۸۰۰-۵۰۰یا ۱۰ ثانیه با شدت بالاتر از mw/cm^2 ۲۸۰۰

Filtelk Bulk fill ۴۰ ثانیه با شدت ۵۵۰-mw/cm^2 ۱۰۰۰ 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 نمونه ها به مدت ۲۴ ساعت در آب۳۷ درجه سانتی گراد و در داخل انکوباتور (به دور از نور محیط)

Archive of SID

www.SID.ir

قرار گرفتند.[۴،۵]

پس از ۲۴ ساعت نمونه‌های کیور شده داخل دستگاه FTIR قرار گرفته و میزان درصد DC (Degree of Conversion) یا هم درناحیه سطحی نمونه و هم در ناحیه عمقی نمونه (۴ میلی متر) توسط دستگاه اسپکتروسکوپی FTIR (NicoLET- is10-Thermo scTific-U.S.A) و به روش کاهش جذب نهایی (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 دوگانه 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]

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

یافته ها:

این تحقیق روی سه نوع **دستگاه** - Astralis (QTH) Pencure و (LED نسل دوم) به عنوان LEDنسل سوم Blue Phase Nو سه نوع کامپوزیت - Filtek Bulkfill X- trafill – Tetric Evo Ceram bulkfillروی 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.

درجه پلی مریزاسیون سطحی و عمقی برحسب 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 کامپوزیت	نوع دستگاه لایت کیور	DC٪ سطح	DC٪ عمق
Tetric Evoceram BulkFill	Astralis7	۷۷ ± ۳	۷۴ ± ۳
	PEN Cure	۷۸/۷±./۶	۶۰ ± ۲
	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
	BluephaseN	۷۱/۳± ۱/۱۵	۶۸/۳ ± ۲/۱
		P<۰/۱	P<۰/۰۰۱
Filtek Bulk fill	Astralis7	۸۴ ±۳	۷۸/۷ ± ۳/۲
	PEN Cure	۸۳ ± ۰/۵	۵۹ ±۱
	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 کیورQTH – 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

Archive of SID
www.SID.ir

نسبت به دستگاه LED نسل دوم PEN Cure داشتند و این اختلاف با P<۰/۰۰۱ معنی دار بود. حداقل درجه پلی مریزاسیون قابل قبول از لحاظ کلینیکی کامپوزیتها DC=٪۵۵ می‌باشد [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٪پایین‌تری از دو دستگاه دیگر در عمق کامپوزیتها داشت اما این میزانDC (٪۶۰ - ٪۵۷ - ٪۵۹) 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 کامپوزیتهایBulk fill نفی نمی‌کند اما این تحقیق نشان داد که کارآیی دو دستگاه هالوژن با شدت بالا و LED نسل سوم برای کیور کردن کامپوزیتهایBulk fill بیشتر از دستگاه LEDنسل 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 LEDنسل دوم(mono wave)بود.[۱۱]

همچنین این تحقیق درراستای نتایج تحقیقLohbauer و همکاران بود در این تحقیق تأثیر دستگاههای لایت کیوLED ، 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 معنی‌داری 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 وLED 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 (Radii- cal – Bluephase G2- QTH)تفاوت معنی‌داری در درجه پلی مریزاسیون و هاردنس سطحی کامپوزیت‌های سیلوران نشان نمی دهند.[۱۴]

این تفاوت در نتایج می‌تواند 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 وهمکاران 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 دستگاهLED 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 می‌تواند 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 معنی‌داری از نظر درجه پلی مریزاسیون کامپوزیت‌های FRC نشان ندادند.[۱۶]

Archive of SID

www.SID.ir

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 درکاربرد، دندانپزشکان میل به کاربرد این کامپوزیت ها برای بیماران را دارند.

هر ۳ نوع کامپوزیت در دسترس بوده و توسط دندانپزشکان مورد استفاده قرار می‌گیرد مزیت کامپوزیت‌های Bulk fiil 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 روشFTIR (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 ومحدودیت‌های 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 (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(370-460mn) 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 صورتPoly 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/cm^2) متفاوت است.

دستگاههای لایت کیورLED نسل دوم mono waveبوده دارای out put با شدت (1000 mw/cm^2) 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 دستگاها علاوه بر نور آبی رنگ یک LED نور بنفش رنگ هم اضافه شده که باعثPoly 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 تا۴ 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

Archive of SID

www.SID.ir

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 :

دستگاههایLED نسل سوم و هالوژن به علت Poly waveبودن و تطابق بهتر با آغازگرهای نوری کامپوزیتهایBulk fill میزان DC بیشتر و در نتیجه کارآیی بهتری را نسبت به دستگاه LED نسل دوم که mono wave بوده به خصوص در ناحیه عمقی نمونه‌ها نشان دادند.

هر ۳ نوع دستگاه استفاده شده میزانDC 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 وLEDهای نسل دوم و سوم در حد قابل قبولی هم در سطح و هم در عمق ۴ میلیمتری کیور می‌شوند.

Archive of SID

www.SID.ir

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, etal. 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, etal. 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, Sinhoreti 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, etal. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. Dent Mater 2011;27(2):157-64

Archive of SID

www.SID.ir