بررسی مقایسه‌ای استحکام باند برشی کامپوزیت به عاج با استفاده از سه روش متفاوت نوردهی LED و روش معمول نوردهی QTH

دکتر آزیتا کاویانی*، دکتر فاطمه دباغی تبریز**، دکتر کاوه خلج***، دکتر عمار نشاطی****

چکیده

سابقه و هدف: استحکام اتصال برشی از خصوصیات مکانیکی بسیار مهم و قابل توجه در دوام کلینیکی ترمیم‌های همرنگ دندان است. سال‌هاست که جهت پلیمریزاسیون کامپوزیت از دستگاه‌های هالوژن با روش کانونشنال استفاده می‌شود. در سال‌های اخیر دستگاه‌های Light Emitting Diode(LED) به بازار عرضه شده‌اند. با توجه به عمر طولانی‌تر آنها، عدم نیاز به فیلتر و عدم تولید حرارت، تمایل به استفاده از آنها در حال افزایش است. با توجه به مطالب فوق، مطالعه حاضر با هدف بررسی و مقایسه سه نوع متفاوت نوردهی LED با روش معمول Quartz Tungsten Halogen (QTH) و تأثیر آنها بر استحکام باند برشی صورت گرفت.

مواد و روشها: در این مطالعه آزمایشگاهی شصت دندان پره مولر سالم و بدون پوسیدگی، پس از ضدعفونی شدن توسط هیپوکلریت سدیم و پاکسازی با قلم جرمگیری، به چهار گروه پانزده تایی تقسیم شدند. پس از اکسپوز شدن توسط دیسک فلزی روی سطح عاجی هر کدام از نمونه‌ها، ترمیم کامپوزیت با کمک مولد پلاستیکی شفاف انجام گرفت. ترمیم‌ها در هرگروه با عامل باندینگ single bond باند شده، با دستگاه لایت کیور QTH و با سه روش متفاوت نوردهی LED سخت شدند. سپس استحکام باند نمونه‌ها توسط دستگاه اینسترون سنجیده شد و در نهایت نتایج توسط آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یکطرفه و Tukey مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها: تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق آزمون آماری واریانس یک طرفه نشان داد که بین گروه‌ها اختلاف آماری معنی‌داری وجود دارد (P<۰/۰۵). بیشترین مقدار استحکام باند مربوط به گروه LED- ramped با ۱۱۴/۶۸نیوتن (۲۲/۹۴مگاپاسکال) و کمترین مقدار مربوط به روش LED Pulse با میانگین ۷۰/۳۵ نیوتن (۱۴/۷۰مگاپاسکال) بود. در مقایسه‌های دو به دوی انجام شده بین ۴ گروه با استفاده از آزمون Tukey، تمامی گروه‌ها به جز QTH با میانگین ۹۹ نیوتن (۱۹/۸۰ مگاپاسکال) و conventional LED با میانگین ۸۶/۷۸ نیوتن(۱۷/۳۵مگاپاسکال) با هم تفاوت معنی داری داشتند(P<۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: با توجه به تحقیق صورت گرفته می‌توان نتیجه‌گیری کرد که استفاده از دستگاه LED با روش ramped نسبت به دستگاه QTH (گروه کنترل)، نتایج بهتری دارد (P=۰/۳۸). همچنین روش کانونشنال LED با QTH قابل مقایسه است (P=۰/۱۶۹).

کلید واژگان: استحکام باند برشی، دستگاه لایت کیور، LED، QTH، انقباض ناشی از پلیمریزاسیون، استرس.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۱۰/۱۰ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۲/۱/۱۰ تاریخ تأیید مقاله:۱۳۹۲/۴/۲۳

Please cite this article as follows:
Kaviani A, Dabaghi Tabriz F, Khalaj K, Neshati A. Comparative evaluation of shear bond strength of composite to dentin using three different methods of lighting LED and conventional QTH light. J Dent Sch 2013; 30(3): 136-141.

مقدمه

در سال‌های اخیر، استفاده از مواد کامپوزیت رزینی به ویژه کامپوزیت‌های سخت‌شونده با نور در دندان‌های قدامی و خلفی به دلیل تأمین نیازهای زیبایی مورد درخواست بیماران، افزایش یافته است(۱). سخت شدن کامپوزیت رزین‌ها برای حصول اطمینان از ویژگی‌های فیزیکی- مکانیکی از اهمیت بسیاری برخوردار است. یکی از مشکلات اساسی استفاده از کامپوزیت‌ها میزان پلی‌مریزاسیون پس از سخت شدن می‌باشد. عدم پلیمریزیشن ناشی از سخت شدن نامناسب منجر به جذب آب بیشتر، خصوصیات مکانیکی پایین‌تر، سختی کمتر، سایش بیشتر، ریزنشت، پوسیدگی ثانویه و در نهایت شکست ترمیم خواهد شد (۲و۳). استحکام باند برشی از خصوصیات مکانیکی بسیار

*استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز.

** نویسنده مسئول: دستیار تخصصی گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز.
E-mail: dabaghi.f@ajums.ac.ir

***استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی قزوین.

***دستیار تخصصی گروه پروتزهای دندانی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز.

Archive of SID
www.SID.ir

مهم و قابل توجه در دوام کلینیکی ترمیم‌های همرنگ دندان است. استحکام باند بالاتر بطور صد در صد باعث کاهش ریزنشت نمی‌شود ولی این خصوصیت با چالش بزرگ ترمیم‌های کامپوزیتی ،که همان انقباض حین پلیمریزاسیون است، رابطه مستقیمی دارد. راه‌های متعددی برای افزایش استحکام باند پیشنهاد شده‌اند، از جمله استفاده از کامپوزیت قابل جریان بعنوان لایه زیرین ترمیم‌های کامپوزیتی یا کاربرد اتصال دهنده‌های عاجی دارای استحکام باند بالاتر و نیز دستگاه‌های نوردهنده جدیدی که ادعای ایجاد خصوصیات مکانیکی بهتر به دلیل نفوذ نور تا اعماق بیشتر توده کامپوزیت را دارند(۲). از طرفی شدت نور، عامل مهمی در روند پلیمریزاسیون است و بر خصوصیات مکانیکال کامپوزیت رزین‌ها موثر می‌باشد. سال‌هاست که از دستگاه‌های هالوژن با روشconventional جهت پلی‌مریزاسیون کامپوزیت استفاده می‌شود(۴). در سال‌های اخیر که دستگاه‌هایLED به بازار عرضه شده‌اند و با توجه به عمرطولانی‌تر و عدم نیاز به فیلتر و تعویض مرتب لامپ و خنک کردن آن و عدم تولید حرارت زیاد، تمایل به استفاده از آنها درحال افزایش است(۵). در این دستگاه، پلی‌مریزاسیون با سه تکنیک جداگانه Conventional، stepped و ramped انجام می‌شود. نسل اول دستگاه‌های LED قدرت برون‌دهی پایینی داشتند؛ همچنین نسبت به دستگاه‌های کیورینگ QTH به زمان اکسپوژر طولانی‌تری نیاز داشتند تا پلی‌مریزاسیون کامل کامپوزیت رخ دهد(۶). برخی محققان معتقدند که میزان استحکام باند برشی کامپوزیت‌هایی که توسط LED سخت شده‌اند با میزان استحکام باند برشی کامپوزیت‌های سخت‌شده با دستگاه‌های هالوژن، مشابه می‌باشد(۷). اما تحقیقات دیگر نشان دادند که استحکام باند برشی کامپوزیت‌های سخت شده توسط LED پایین‌تر یا گاهی بالاتر از انواع سخت شده با هالوژن می‌باشد(۸و۹). با توجه به اینکه اخیراً استفاده از دستگاه‌های مختلف LED افزایش یافته است و اختلاف نظر در نتایج تحقیقات در این زمینه، زیاد می‌باشد؛ مطالعه حاضر با هدف بررسی تأثیر روش‌های مختلف نوردهی LED در میزان استحکام باند برشی کامپوزیت و مقایسه آن با روش معمول QTH صورت پذیرفت.

مواد و روشها:

در مطالعه تجربی حاضر ۶۰ دندان پرمولر انسانی فاقد پوسیدگی و ترک که به دلایل ارتودنسی کشیده شده بودند و حداکثر ۶ ماه از کشیدن آنها گذشته بود، مورد استفاده قرار گرفتند. شیوه نمونه گیری از نوع آسان بود. تمامی ۶۰ دندان پس از ضدعفونی با هیپوکلریت سدیم ۵٪ برای ۵ دقیقه و تمیز کردن با قلم جرمگیری و شستشو با آب مقطر،به مدت سه ماه تا زمان شروع تحقیق، در محلول نرمال سالین نگهداری شدند. پس از آن دندان‌ها در بلوک‌هایی از آکریل خودسفت شونده، مانت شدند، بطوریکه ناحیه تاج دندان‌ها کاملا خارج از آکریل بودند. سپس سطح اکلوزالی هر دندان بوسیله دیسک فلزی grit ۶۰۰ (D&Z, Berlin, Germany) به اندازه‌ای تراشیده شد که پس از صاف نمودن به سطح عاجی دندان رسید. صاف نمودن سطح عاجی دندان‌ها توسط دیسک‌های کاغذی پالیش soft-lex (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) انجام گرفت. نمونه‌ها به طور تصادفی با استفاده از جدول اعداد تصادفی با توجه به وجود ۴ نوع دستگاه، به طور مساوی در ۴ گروه قرار داده شدند. سطح عاجی نمونه‌ها با استفاده از اسید فسفریک ۳۵٪ ultra-etch (Ultradent, South Jordan, UT, USA) ultra- etch به مدت ۱۵ ثانیه اچ شدند و به مدت ۱۰ ثانیه شستشوی کامل انجام گرفت. پس از آن سطح اچ شده نمونه‌ها با جریان ملایم هوا برای ۵ ثانیه خشک گردید. در ادامه عامل باندینگ single bond (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) در دو لایه بکار رفت و به مدت ۲۰ ثانیه کیورینگ انجام گرفت. پس از کیور کردن عامل باندینگ، میزان ۲ میلی‌متر از کامپوزیت 3M Valux (3M ESPE, St Paul, MN, USA) رنگ A1 با اسپاتول پانسمان برداشته، درون مولد پلاستیکی آماده شده به قطر ۳ میلی‌متر و ارتفاع ۵ میلی‌متر طوری پک شدند که کاملاً با سطح عاجی درگیر شده، احتمال ایجاد حباب در حد فاصل به حداقل برسد. سپس قطعات کامپوزیت از سمت اکلوزال در هر مرحله کیور شدند.

سه گروه با دستگاه (Bonart Medical- LED ART- L3 Taiwan) با سه روش متفاوت نوردهی (Ramped- Conventional- Pulse) کیور شدند. در گروه چهارم یا کنترل با دستگاه هالوژن(Bonart Medical- ART -L2 Taiwan) کیورینگ انجام شد. روش‌های متفاوت کیورینگ به شرح زیر می‌باشند:

Conventional: تابش با شدت ($۴۰۰ mw/cm^2$) آغاز و تا پایان با همان شدت ادامه می‌یافت. در ضمن طول موج نور

www.SID.ir

خروجی nm ۴۵۰-۴۷۰ بود.

Ramped : تابش اولیه با شدت $100 mw/cm^2$ آغاز و به مرور زمان به بالاترین شدت خود رسیده، تا پایان زمان کیورینگ باقی ماند.

Pulse: تابش با شدت $400 mw/cm^2$ به مدت ۱ ثانیه و تأخیر ۰/۲ ثانیه‌ای آغاز و با همین روند متناوب تا پایان ادامه یافت.

شدت نور خروجی در دستگاه هالوژن $400 mw/cm^2$ با طول موج nm ۴۲۰-۴۶۰ بود.

پس از انجام مراحل نوردهی، اضافات ماده، همچنین مولد پلاستیکی به آرامی توسط تیغه بیستوری از توده کامپوزیت جدا شدند.

کل نمونه‌ها، چه گروه شاهد، چه گروه‌های مورد آزمایش، پس از کیورینگ در انکوباتور (بهداد-ایران) با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد و با رطوبت ۱۰۰ درصد، به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطرنگهداری شدند. مدت ۲۴ ساعت پس از کیورینگ، آزمون استحکام باند برشی با دستگاه تست اینسترون (DARTEC–England) با سرعت ۱ میلی‌متر بر دقیقه و نیروی بالای ۱۰۰ نیوتن توسط تیغه‌ای چاقویی شکل، در نزدیکترین فاصله ممکن به محل اتصال ترمیم و دندان بصورت عمود، انجام شد(۹).

نیروی شکست توسط مانیتور دستگاه ثبت می‌شد. در نهایت، به منظور بررسی داده‌ها از روش آماری آنالیز واریانس یکطرفه برای مقایسه تمامی گروه‌ها و از آزمون Tukey برای مقایسه دو به دوی گروه‌ها استفاده شد.

جدول ۱- مشخصات مواد مورد استفاده در مطالعه

ماده مورد استفاده	کارخانه و کشور سازنده	ترکیب ماده
Ultra-etch	Ultradent, South Jordan, Ut, USA	35% phosphoric acid
Valux plus	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Zirconia –Silica filler, BIS-GMA ,TEGDMA
Single bond	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Ethyl alcohol, is – GMA, HEMA, GLYCEROL 1, 3-dimethacrylate, acrylic acid copolymer, itaconic acid, diurethane dimethacrylate, water

جدول ۲- مشخصات وسایل مورد استفاده در مطالعه

وسیله مورد استفاده	کارخانه و کشور سازنده
High speed hand piece	NSK, Japan
Diamond bur	D & Z, Germany
Disk	D & Z, Germany
ART–L3 Curing light	BONART MEDICAL TECH Inc, Taiwan
ART-L2-B Blue Halogen curing light	BONART MEDICAL TECH Inc, Taiwan

یافته‌ها:

پس از انجام آزمایش بر روی نمونه‌های آماده‌سازی شده، در چهار گروه و اندازه گیری استحکام باند برشی، نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که میانگین استحکام باند گروه (LED-ramped) که در آن نمونه‌ها با دستگاه LED با روش ramped کیور شده بودند ۱۱۴/۶۸ نیوتن(۲۲/۹۴مگا پاسکال) بود در حالیکه در گروه (QTH) این میزان ۹۹ نیوتن (۱۹/۸۰مگا پاسکال) بدست آمد. همچنین نمونه‌هایی که با روش conventional و pulse کیور شدند به ترتیب میانگین استحکام باند ۸۶/۷۸ و ۷۰/۳۵ نیوتن(۷۰/۳۵و ۱۴/۷۰ مگا پاسکال) داشتند. با آنالیز یافته‌ها

Archive of SID
www.SID.ir

توسط آزمون واریانس یکطرفه مشخص شد که بین گروه‌های مورد آزمایش اختلاف معنی‌داری وجود دارد. (جداول شماره۳و۴)

جدول ۳- میانگین و انحراف معیار روش‌های مختلف نوردهی

نوردهی	میانگین	انحراف معیار	کمترین	بیشترین
QTH	۹۹	۱۴/۶۶	۷۵	۱۲۰
LED ramped	۱۱۴/۸۶	۱۸/۸۲	۹۵	۱۶۰
LED conventional	۸۶/۷۸	۱۲/۹۵	۶۵	۱۰۵
LED pulse	۷۰/۳۵	۱۵/۶۲	۴۰	۹۵

جدول ۴- تحلیل گروه‌ها با استفاده از آزمون آنالیز واریانس

	Sum of square	DF	Mean square	F	P-value
بین گروه‌ها	۱۵۴۲۷/۳۱	۳	۵۱۴۲/۴۳		
درون گروه‌ها	۱۳۳۲۷/۳۰	۵۴	۲۶۴/۸	۲۰/۸۳	۰/۰۰۰
کل	۲۸۷۵۴/۶۲	۵۷			

برای مقایسه دو به دوی گروه‌ها از آزمون Tukey استفاده شد. جدول شماره ۵ نشان می‌دهد تمامی گروه‌ها به جز روش QTH Conventional و روش LEDconventional با هم تفاوت معنی‌داری دارند.

جدول ۵- تحلیل داده‌ها توسط آزمون Tukey

گروه‌ها	تفاوت میانگین	P-value
QTHو LED ramped	۱۵/۸۶	۰/۰۳۸
QTH & LED conventional	۱۲/۲۱	۰/۱۶۹
QTH& LED pulse	۲۸/۶۴	<۰/۰۰۱
LED ramped & LED conventional	۲۸/۰۸	<۰/۰۰۱
LED ramped & LED pulse	۴۴/۵	<۰/۰۰۱
LED conventional & LED pulse	۱۶/۴۲	۰/۰۳۸

بحث:

شدت نور کافی برای کامل شدن روند پلی‌مریزاسیون عاملی ضروری است که در دستگاه‌های جدید LED بهبود یافته است(۱۰و۱۱). دستگاه‌های جدید و تکنیک‌های پلی‌مریزاسیون به سمت کاهش تنش‌های تولیدی توسط شرینکیج پلی‌مریزاسیون، همچنین افزایش و بهبود خصوصیات مکانیکال، پیش رفته‌اند. روش پلی‌مریزاسیون soft–start به عنوان سیستمی جهت کاهش تبدیل اولیه (Initial conversion)، همچنین کنترل جریان کامپوزیت رزین معرفی شده است که این خود باعث کاهش تنش‌های ناشی از انقباض شده، بهبود تطابق لبه‌ای (مارجینال) و دیگر خصوصیات مکانیکی مانند استحکام باند کامپوزیت رزین به دندان را به دنبال خواهد داشت(۱۳-۱۱). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که روش نوردهی بر میزان استحکام باند برشی تأثیر دارد. تجزیه و تحلیل داده‌ها بیانگر افزایش معنی‌دار استحکام باند برشی در استفاده از دستگاه LED با روشramped نسبت به دستگاه QTH (گروه کنترل)، بود.

در مطالعه Fahmy و همکاران (۲۰۰۹) که بر روی تأثیر انواع روش‌های نوردهی LED (fast, ramp, pulse) بر استحکام باند رزین-دنتین انجام گردید؛ نتایج حاصل نشان

Archive of SID
www.SID.ir

داد که نمونه‌های با نوردهی نوع ramp در هر دو گروه رزین‌های لایت کیور ودوال کیور به طور معنی‌داری استحکام باند برشی بیشتری نسبت به سایر گروه‌ها داشتند. این یافته با نتایج مطالعهٔ حاضر همخوانی دارد(۹).

در تحقیق Oberholzer و همکاران (۲۰۰۵) نتایج حاصل نشان‌دهنده موثر بودن دستگاهLED در افزایش استحکام باند نسبت به سایر گروه‌ها بود(۱۴). در این مطالعه علاوه بر استحکام باند، میکرولیکیج کمتری در گروه-soft LED start مشاهده شد. نتایج این مطالعه همسو با تحقیق حاضر بود.

همچنین Nomoto و همکاران (۲۰۰۴) گزارش کرد که دستگاهLED برای ایجاد خصوصیات مکانیکی، به زمان نوردهی کوتاه‌تری نیاز دارد و از این لحاظ در مقایسه با دستگاه QTH برتری دارد(۱۵).

همچنین korkmaz و همکاران (۲۰۰۷) استحکام باند کامپوزیت‌ها با ادهزیوهای سلف اچ را با استفاده از دستگاه LED بررسی کرده، نتیجه گرفتند که دستگاه LED برای کامپوزیت‌های میکروهیبرید و نانوفیل با دستگاه هالوژن قابل مقایسه بوده، مزیت استفاده از آن زمان کمتر کیورینگ برای ایجاد خصوصیات موردنظر می‌باشد(۱۶).

دلیل اول که توجیه‌کننده میانگین بیشتر این استحکام باند می‌باشد نزدیکی طول موج خروجی دستگاه LED مورد آزمایش ۴۵۰-۴۷۰nm با حداکثر پیک جذبی کامفورکینون ۴۷۰nm که اصلی‌ترین آغاز کننده نوری برای پلی‌مریزاسیون در کامپوزیت رزین‌هاست، می‌باشد(۱۰). در واقع نور خروجی از این دستگاه امکان پلی‌مریزاسیون کامل‌تر و موثرتری را ایجاد می‌نماید و دلیل اینکه روش ramped کارکرد بهتری دارد این است که افزایش تدریجی شدت نور منجر به انقباض ابتدایی کمتر، در نتیجه تنش و استرس کمتر در ماده و افزایش استحکام باند می‌شود. در حالیکه در روش conventional مانند دستگاه QTH میزان زیادی از انقباض، در ثانیه‌های ابتدایی رخ می‌دهد. در حقیقت بسیار مهم است که حین اکسپوژر، تنش کمتری در کامپوزیت رزین ایجاد شود تا استحکام باند بالاتری بدست آید(۱۰).

در مطالعه‌ای که بر روی مقایسهٔ تأثیر دستگاه‌های QTH و LED در استحکام باند برشی کامپوزیت‌های با بیس سیلوران و Bis-GMA با استفاده از سیستم چسبنده توتال اچ و سلف اچ انجام گرفت، نتایج نشان دادند که نوع دستگاه کیورینگ تأثیر معنی‌داری بر استحکام باند برشی برای کامپوزیت‌های با بیس رزینی و سیستم چسبنده توتال اچ نداشت؛ در حالی که در گروه کامپوزیت با بیس سیلوران QTH نتایج بهتری نشان داد. این یافته با نتایج مطالعهٔ حاضر تفاوت داشت(۱۷).

همچنین Price و همکاران در سال ۲۰۰۳ در مطالعه‌ای عملکرد دستگاه لایت کیور LED_2 را در مقایسه با دستگاه QTH جهت کیور کردن ده نمونه رزین کامپوزیت برای ۲۰ و۴۰ ثانیه بررسی کردند. پس از ۲۴ ساعت، بررسی نمونه‌ها نشان داد که کارایی دستگاه LED_2 برای ۵ نمونه کامپوزیت در ۲۰ ثانیه با کارایی دستگاه QTH در۴۰ ثانیه برابر بود. ایشان همچنین نتیجه گرفتند که دستگاه لایت کیور LED_2 نمی‌تواند مانند دستگاه لایت کیورQTH انواع کامپوزیت‌ها را پلیمریزه نماید(۱۸).

در مطالعه‌ای که جهت ارزیابی تأثیر منابع مختلف کیورینگ (QTH, LED1, LED2, LED3) بر استحکام باند ترمیم‌های کامپوزیت غیرمستقیم سمان شونده با سمان رزینی دوال کیور انجام گرفت؛ اختلاف معنی‌داری میان گروه‌ها مشاهده نشد(۱۹).

نتیجه‌گیری:

با توجه به تحقیق صورت گرفته می‌توان نتیجه گیری کرد که استفاده از دستگاه LED با روشrampedنسبت به دستگاه QTH (گروه کنترل)، نتایج بهتری دارد (P=۰/۳۸). همچنین روش Conventional LED با QTH قابل مقایسه است (P=۰/۱۶۹).

تقدیر و تشکر:

انجام این پژوهش با تأیید و حمایت مالی حوزه معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی اهواز میسر گردیده است که بدین وسیله از آن معاونت تشکر و قدردانی می گردد.

References

1. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro–tensile bond

www.SID.ir

strength of resin composite in class I cavities. J Dent Mater 2007; 23:533-538.

2. Craig G, Robert M. Dental material restorative. 11th Ed. USA: St.Louis: The C.V.Mosby Co. 2006; Chaps 6, 8: 131-148, 161-188.
3. Bala O, Uctasli MB, Tuz MA. Barcol hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode. J Oper Dent 2005; 30: 69-74.
4. Asmussen E, Peutzfeldt A. Light-emitting diode curing: influence on selected properties of Resin composite. J Quintessence Int 2003; 34: 1-5.
5. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light units. J Am Dent Assoc 2002; 133: 335-341.
6. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent 2002; 14:286-295.
7. Ramp LC, Broome JC, Ramp MH. Hardness and wear resistance of two resin composites cured with equivalent radiant exposure from a low irradiance LED and QTH light-curing units. Am J Dent 2006; 19: 6-9.
8. Yazici AR, Kugel G, Gul G. The Knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes. J Contemp Dent Pract 2007; 8: 52-59.
9. Fahmy N, Naguib H, Guindy JE. Effect of light-emitting diode (LED) curing modes on resin/dentin bond strength. J Prosthodont 2009; 18:670-675.
10. Tarle Z, Meniga A, Knezević A, Sutalo J, Ristić M, Pichler G. Composite conversion and temperatures rise using a conventional, Plasma arc and an experimental blue LED curing unit. J Oral Rehabil 2002; 29:662-667
11. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer – based restoratives. J Dent 1997; 25: 435- 440.
12. Feilzer AJ, Dooren LH, deGee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-carity interface. Eur J Oral Sci 1995; 103: 322-326.
13. Salita YT, Dunn WJ, Peters CB. Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diods. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 128:744-748.
14. Oberholzer TG. Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the micro leakage, shear bond strength and surface hardness of a resin – based composite restoration. Biomaterials 2005; 26: 3981-3986.
15. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. Oper Dent 2004; 29: 287-294
16. Korkmaz Y, Attar N. Dentin bond strength composites with self-etching adhesives using LED curing lights. J Contemp Dent Pract 2007; 8: 34-42.
17. Khosla M, Malhotra N, Mala K. An in vitro evaluation of shear bond strength of silorane and bis-GMA resin-based composite using different curing units. J Conserv Dent 2012; 15: 278–282.
18. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of second generation LED curing light. J Can Dent Assoc 2003; 69: 666.
19. Camilotti V, Grullón PG, Mendonça MJ, D'Alpino PH, Gomes JC. Influence of different light curing units on the bond strength of indirect resin composite restorations. Braz Oral Res2008; 22:164-169.

Archive of SID

www.SID.ir