Archive of SID

تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۷، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۴، ۱۴۲-۱۳۷

مقایسه استحکام باند برشی کامپوزیت به عاج با استفاده از نورهای تابشی QTH و LED با زمانهای مختلف

دکتر منصوره میرزایی[۱]- دکتر اسماعیل یاسینی[۲]- دکتر محمدجواد خرازی فرد[۳]- دکتر مهرناز وزیری[۴]

۱- عضو مرکزتحقیقات دندانپزشکی و دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۲- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی و استاد گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۴- دندانپزشک

چکیده

زمینه و هدف: *در سالهای اخیر استفاده از دستگاههای Light Emitting Diode(LED) رو به افزایش می‌باشد. این تمایل به دلیل عدم نیاز به فیلتر و تولید حرارت کمتر در مقایسه با دستگاههای هالوژن جهت کیورینگ کامپوزیت است. به همین جهت هدف از این مطالعه مقایسه استحکام باند برشی کامپوزیت به عاج با استفاده از نورهای QTH و LED در زمانهای مختلف می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی شصت دندان خلفی سالم بدون پوسیدگی و ترمیم، انتخاب و به صورت تصادفی به شش گروه ده‌تایی تقسیم شدند. قسمت باکال دندانها طوری تراش داده شد که سطح عاج به میزان کافی اکسپوز شد. پس از اچ و کاربرد باندینگ مقداری کامپوزیت درون مولد پلاستیکی سیلندریک پک شد و روی سطح عاج دندانها قرار گرفت گروه اول، دوم و سوم به ترتیب به مدت بیست، سی و چهل ثانیه توسط دستگاه لایت کیور LED(Wood Pecker) کیور شدند. سه گروه بعدی یعنی گروه چهارم، پنجم و ششم به ترتیب به مدت بیست، سی و چهل ثانیه توسط دستگاه لایت کیور QTH (Optilux 501) با توان تابشی پانصد میلی وات بر سانتی‌مترمربع کیور گردیدند. پس از نگهداری نمونه‌ها به مدت دو هفته در آب مقطر در دمای اتاق، استحکام باند برشی آنها با دستگاه تست مکانیکی(Zwick Universal Testing) و با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه ثبت شد. داده‌ها توسط آزمونهای آماری Two way ANOVA و با توجه به معنی‌دار شدن اثر بر هم کنش از آزمون One way ANOVA و Tukey HSD تجزیه و تحلیل شدند.*

یافته‌ها: *تجزیه و تحلیل داده‌ها نشان داد که بین گروهها اختلاف آماری معنی‌داری وجود دارد. بیشترین میزان استحکام باند برشی در زمان چهل ثانیه، با تابش نور LED (با میانگین ۱۸/۶۳ مگاپاسکال) به دست آمد. در مقایسه دو به دوی انجام شده بین گروهها با استفاده از آزمون Tukey ، تنها مقایسه استحکام باند در گروههایی که با نور LED کیور شده بودند و در زمانهای بیست ثانیه با چهل ثانیه و سی ثانیه با چهل ثانیه با هم تفاوت معنی‌دار داشتند. (به ترتیب $p=۰/۰۵۹$ و $p=۰/۰۰۴$)*

نتیجه‌گیری: *بر اساس مطالعه حاضر ، استفاده از دستگاه لایت کیور LED در مقایسه با دستگاه QTH نتایج بهتری دارد. زمان چهل ثانیه جهت نوردهی دستگاه LED توصیه می‌شود.*

کلید واژه‌ها: *استحکام باند برشی ، رزین کامپوزیت ، دستگاه کیورینگ*

وصول مقاله: ۱۳۹۳/۱۲/۲۸ اصلاح نهایی: ۱۳۹۴/۸/۲۵ پذیرش مقاله: ۱۳۹۴/۱۱/۱

نویسنده مسئول: دکتر اسماعیل یاسینی، گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

e.mail:denthstry@tums.ac.ir

مقدمه

علم دندانپزشکی در طول قرن گذشته شاهد تغییرات چشمگیری بوده است و ابداع کامپوزیت رزین‌های جدید یکی از مهمترین پیشرفتهای فناوری در زمینه دندانپزشکی زیبایی می‌باشد و انقلاب عظیمی در فرآیند فعال‌سازی نوری ایجاد کرده است. (۱)، در سالهای اخیر، استفاده از مواد کامپوزیت رزینی به ویژه کامپوزیت‌های سخت شونده با نور در دندانهای قدامی و خلفی به دلیل تأمین نیازهای زیبایی مورد درخواست بیماران، افزایش یافته است. (۲)، استحکام باند

www.SID.ir

Archive of SID

برشی از خصوصیات مکانیکی بسیار مهم و قابل توجه در دوام کلینیکی ترمیمهای همرنگ دندان است. امروزه معتقدند که درجه تبدیل کامپوزیت‌ها به برخی از خصوصیات آنها از قبیل سختی اجزا و استحکام ذاتی کامپوزیت، رنگ کامپوزیت، زمان کیورینگ، نوع دستگاه کیورینگ، طیف و طول موج نور و کامپوزیت وابسته است. (۳)، سخت شدن کامپوزیت رزین‌ها برای حصول اطمینان از ویژگیهای فیزیکی و مکانیکی از اهمیت بسیاری برخوردار است. یکی از مشکلات اساسی استفاده از کامپوزیت‌ها میزان پلی‌مریزاسیون پس از سخت شدن می‌باشد. عدم پلی‌مریزاسیون 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. (۴، ۵)، استحکام باند بالاتر به طور صد در صد باعث کاهش ریزنشت نمی‌شود ولی این خصوصیت با چالش بزرگ ترمیمهای کامپوزیتی، که همان انقباض حین پلی‌مریزاسیون است، رابطه مستقیمی دارد. (۱)، راههای گوناگونی برای افزایش استحکام باند کامپوزیت‌ها پیشنهاد شده است، از جمله استفاده از کامپوزیت قابل جریان به عنوان لایه زیرین ترمیمهای کامپوزیتی یا کاربرد اتصال دهنده‌های عاجی با 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. (۱)، از طرفی شدت نور، عامل مهمی در روند پلی‌مریزاسیون است و بر خصوصیات مکانیکال کامپوزیت رزین‌ها مؤثر می‌باشد.

از رایجترین دستگاههای تابشی که برای پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند سیستم‌های Quartz Tungsten Halogen (QTH) هستند. مقادیر زیادی از نور مادون قرمز تولید می‌کنند که باعث گرم شدن دستگاه، کاهش شدت نور خروجی و کاهش طول عمر لامپ دستگاه می‌شود. (۶)، واکنش پلی‌مریزاسیون این دستگاهها بستگی به فعال شدن اجزای حساس به نور آنها دارد که در بیشتر موارد کامفورکینون است. این مولکول قابلیت جذب انرژی در طول موجهای بین ۴۰۰ – ۵۰۰ نانومتر را داراست. (۷–۸)، مطالعات نشان می‌دهد که دستگاههای LED در مقایسه با QTH میزان بیشتری از مونومرهای کامپوزیتی را به پلیمر تبدیل می‌کنند طول موج نور خروجی آنها با محدوده قابل جذب کامفورکینون کاملاً هماهنگ است.(۹)، اولین نسل دستگاههای LED قدرت خروجی نسبتاً پایینی داشتند و برخی تحقیقها نشان دادند که میزان تابش آنها مشابه با منابع نوری معمول و مرسوم است، ولی نسل دوم این دستگاهها از دیودهای ساطع کننده نور با قدرت بالا استفاده می‌کردند و در مقایسه با نسل اول با زمان کیورینگ کمتر کارایی بهتری دارند. اخیراً نسل سوم دستگاههای LED نیز به بازار عرضه شده است و ادعا می‌شود که دارای شدت نور بیشتری هستند که در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفته است. (۱۰)، عمق کیور تابعی از ترکیب فیلر ماده و ساختار شیمیایی آن، رنگ و ترانسلونسی، شدت منبع نوری و مدت زمان اکسپوژر به نور می‌باشد. (۱۱)

به همین جهت هدف از انجام این مطالعه تعیین و مقایسه استحکام باند برشی کامپوزیت به عاج دندان با استفاده از نورهای QTH وLED نسل سوم در زمانهای تابشی مختلف می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی شصت دندان خلفی سالم انسانی، بدون شکستگی، نواقص ساختمانی، پوسیدگی و یا ترمیم قبلی انتخاب شدند و توسط کورت و پودر پامیس و رابرکپ با استفاده از یک هندپیس با دور پایین تمیز شدند و پس از شستشو در محلول هیدراته کلرامین T با غلظت ۰/۵٪ جهت ضدعفونی و به مدت یک هفته در دمای چهار درجه سانتی‌گراد، نگهداری شدند. حداکثر زمان نگهداری آنها قبل از شروع مطالعه سه ماه بود. قبل از آماده‌سازی، دندانها کاملاً با آب شسته و سپس دندانها در بلوک‌هایی از آکریل خود سفت شونده، مانت شدند، به طوری که ناحیه تاج دندانها کاملاً خارج از آکریل قرار گرفتند. مینای باکالی دندانها، موازی محور طولی هر کدام از آنها با استفاده از یک فرز استوانه‌ای الماسی Diamond bur, Diatech, Coltene/ Whaledent, Altsatten, Switzerland با سرعت بالا و خنک کننده آب و هوا برداشته شد. سطوح عاجی اکسپوز شده توسط کاغذ سمباده سیلیکون کارباید (3M ESPE, St Paul, Mn, USA) ششصد دانه (Grit) ساییده و پرداخت شد. (برای هر پنج دندان از یک فرز استفاده گردید). نمونه‌ها به طور تصادفی به شش گروه ده تایی تقسیم شدند. سطح عاجی نمونه‌ها با استفاده از اسید فسفریک ۳۵٪ (3M ESPE) به مدت ۱۵ ثانیه اچ شدند و به مدت ده ثانیه شستشوی کامل انجام گرفت. سپس سطح اچ شده نمونه‌ها با

www.SID.ir

Archive of SID

جریان ملایم هوا برای پنج ثانیه خشک گردید، در ادامه باندینگ Single bond (3M ESPE) در دو لایه به کار رفت و به مدت بیست ثانیه کیور شد.

گروه اول: پس از اچینگ و باندینگ، میزان دو میلی‌متر از کامپوزیت میکروفیلد Valux Plus (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) رنگ A2 با اسپاتول، درون مولد پلاستیکی سیلندریک آماده شد و به قطر سه میلی‌متر و ارتفاع دو میلی‌متر پک گردید و کاملاً با سطح عاجی در تماس بود تا احتمال ایجاد حباب در حدّ فاصل عاج و کامپوزیت به حداقل برسد، پس از آن کامپوزیت از سمت باکال به مدت بیست ثانیه توسط دستگاه LED (Wood Pecker) نسل سه با روش Ramped کیور شد.

گروه دوم: پس از اچینگ و باندینگ، دو میلی‌متر از کامپوزیت با اسپاتول برداشته، درون مولد پلاستیکی سیلندریک شفاف قرار گرفت و با سطح عاجی درگیر شد، در ادامه توسط دستگاه LED نسل سه با روش Ramped ، به مدت سی ثانیه کیور گردید.

گروه سوم: پس از اچینگ و باندینگ سطح عاج، میزان دو میلی‌متر از کامپوزیت درون مولد پلاستیکی قرار گرفت و توسط دستگاه LED با روش Ramped و به مدت چهل ثانیه کیور شد.

گروه چهارم: پس از اچینگ و باندینگ، میزان دو میلی‌متر از کامپوزیت درون مولد پلاستیکی قرار گرفت با سطح عاج درگیر شد، پس از آن توسط دستگاه QTH (Optilux 501)، با توان mw/cm^2 پانصد به مدت بیست ثانیه کیور شد.

گروه پنجم: پس از اچینگ و باندینگ، میزان دو میلی‌متر از کامپوزیت درون مولد پلاستیکی گذاشته شد و با سطح عاج در تماس بود سپس به مدت سی ثانیه، توسط دستگاه QTH کیور شد.

گروه ششم: پس از اچینگ و باندینگ، میزان دو میلی‌متر از کامپوزیت درون مولد پلاستیکی گذاشته شد و با سطح عاج درگیر شد و به مدت چهل ثانیه توسط دستگاه QTH، کیور گردید. پس از انجام مراحل نوردهی، اضافات ماده و مولد پلاستیکی به آرامی توسط تیغه بیستوری از توده کامپوزیت جدا شدند. در ادامه کل نمونه‌ها پس از کیورینگ در انکوباتور (ابزار پزشکی کاوش مگا) با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد و با رطوبت ۱۰۰٪، به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر نگهداری شدند.

پس از آن نمونه‌ها در هزار و پانصد دور چرخه دمایی (۵-۵۵) درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند.

در ادامه هر نمونه در دستگاه Universal testing machine (Zwick Universal Testing) تحت نیروی برشی با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه و نیروی بالای صد نیوتن توسط تیغه چاقویی شکل، در نزدیکترین فاصله ممکن به محل اتصال کامپوزیت و دندان به صورت عمود، انجام شد. مقادیر استحکام باند برشی بر حسب نیوتن ثبت گردید. داده‌ها توسط آزمونهای آماری Two way ANOVA و با توجه به معنی‌دار شدن اثر بر هم کنش از آزمون One way ANOVA و Tukey HSD با Bon تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها

پس از انجام آزمایشها بر روی نمونه‌های آماده‌سازی شده، تعداد شصت نمونه در شش گروه بر اساس تفاوت منبع نوری و زمان کیورینگ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

نتایج حاصل نشان داد که میانگین استحکام باند گروههایی که با دستگاه LED کیور شده بودند، در زمانهای بیست، سی و چهل به ترتیب ۱۴/۸۴، ۱۲/۹۹ و ۱۸/۶۳ مگاپاسکال بود.

همچنین نمونه‌هایی که با QTH کیور شده بودند در زمانهای بیست، سی و چهل به ترتیب ۱۴/۴۲، ۱۵/۶۵ و ۱۴/۸۷ بود. (جدول ۱)

آنالیز واریانس دوراهه نشان داد که بر هم کنش معنی‌داری بین اثر دو متغیر منبع نوردهی و زمان بر استحکام باند وجود دارد. ($p < ۰/۰۱$)

آنالیز یافته‌ها توسط آزمون واریانس یک سویه مشخص کرد که در بین گروههایی که تحت دستگاه LED کیور شده بودند اختلاف معنی‌دار مشاهده شد. (جدول ۱)

در نهایت برای آنالیز دو به دوی گروهها از آزمون TUKEY استفاده گردید که نتایج نشان داد تنها مقایسه استحکام باند در گروههای که با نور LED کیور شده بودند و در زمانهای بیست ثانیه با چهل ثانیه و سی ثانیه با چهل ثانیه با هم تفاوت معنی‌دار داشتند.

در جدول ۱ مقایسه دو به دوی هر یک از زمانهای نوردهی منابع نوری شامل LED و QTH مورد بررسی قرار گرفت. در مقایسه زمانهای نوردهی که با LED انجام گرفت، زمانهای بیست و سی ثانیه اختلاف معنی‌داری با هم نداشتند، ولی هر

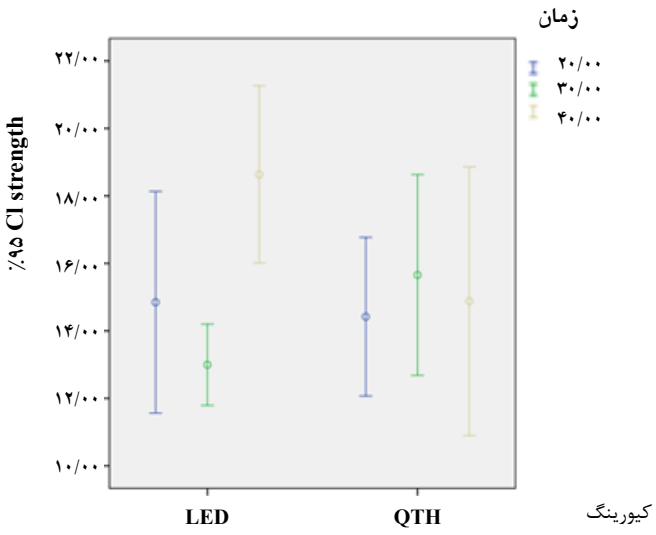
www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: مقایسه استحکام باند برشی (مگا پاسکال) کامپوزیت رزین به عاج توسط نورها و زمانهای مختلف مورد مطالعه

نوردهی	زمان	میانگین ± انحراف معیار	کمترین	بیشترین	گروهها	Sum of Squares	df	میانگین نیروی شکست	F	خطای استاندارد
LED	۲۰	۱۴/۸۴±۴/۵۹	۲۵۷۸۱	۲۱/۸۱	بین گروهی	۱۶۵/۴۲	۲	۸۲/۷۱	۲۳۱۶۳	۰/۰۰۵
	۳۰	۱۲/۹۹±۱/۶۸	۲۴۳۵۱	۱۵/۶۵	درون گروهی	۳۳۶/۶۲	۲۷	۴۶/۴۶		
	۴۰	۱۸/۶۳±۳/۶۷	۴۲۲۶۱	۲۳/۹۷	مجموع	۵۰۲/۰۴	۲۹			
QTH	۲۰	۱۴/۴۲±۳/۲۸	۴۲۲۲۷	۲۱/۴۰	بین گروهی	۳۰۱۳۳	۲	۳۲/۹۸	۰/۱۹۹	۰/۸۲۱
	۳۰	۱۵/۶۵±۴/۱۶	۴۲۲۳۹	۲۰/۶۹	درون گروهی	۵۳۲/۰۵	۲۷	۱۹/۷۰		
	۴۰	۱۴/۸۷±۵/۵۶	۳۱۵۹۴	۲۳/۱۶	مجموع	۵۳۹/۸۸	۲۹			

یک از این دو زمان با زمان چهل ثانیه اختلاف معناداری داشتند. در مقایسه زمانهای نوردهی که با QTH انجام گرفت، هیچ اختلاف معنی‌داری بین گروهها وجود نداشت.



نمودار ۱: میانگین استحکام باند برشی کامپوزیت به عاج بر پایه مگاپاسکال به تفکیک گروههای آزمایشی

بحث

گسترش فناوری جدید جهت فوتواکتیواسیون کامپوزیت‌های دندانی و ادعای برخی کارخانه‌های سازنده کامپوزیت مبنی بر توانایی کیورینگ توده‌ای کامپوزیت‌های تولید شده توجه بسیاری از محققان را به خود جلب کرده است. امروزه معتقدند که درجه تبدیل کامپوزیت‌ها به برخی از خصوصیات آنها از قبیل سختی اجزا و استحکام ذاتی کامپوزیت، زمان کیورینگ، نوع دستگاه کیورینگ، طیف و طول موج نور و ضخامت کامپوزیت وابسته است. (۳)، کارآمد بودن میزان سختی حاصل از دستگاه را می‌توان با روشهای مستقیم و غیرمستقیم ارزیابی کرد.

روشهای مستقیمی که درجه تبدیل منومر به پلیمر را مورد بررسی قرار می‌دهند مانند اسپکتروسکوپی مادون قرمز و واسپکتروسکوپی با لیزر رامن بسیار پیچیده، گران قیمت و وقت گیر هستند. همچنین این روشها بیشتر ماهیت کیفی دارند تا کمی. روشهای غیر مستقیم شامل آزمونهای بصری سختی و خراشیدگی که از میان همه این روشها سختی سنجی جهت کارآمد بودن سختی حاصل از دستگاه به طور گسترده ای مورد استفاده قرار می‌گیرد و در مقایسه با سایر روشها نسبتاً ساده و مؤثر می‌باشد. به علاوه خواص فیزیکی کامپوزیت‌ها نیز از نظر کلینیکی دارای اهمیت می‌باشند.

سختی حاصل از مواد رزینی در مراحل مختلف واکنش پلی‌مریزاسیون می‌تواند نشان دهنده درجه تبدیل منومر به پلیمر باشد. (۱۵)، چرا که به طور معمول هر چه ماده در طول پلی‌مریزاسیون سخت‌تر گردد، درجه تبدیل آن بالاتر است، البته جهت مقایسه مواد رزینی مختلف عدد سختی به تنهایی

www.SID.ir

Archive of SID

نمی‌تواند جهت پیشگویی درجه تبدیل منومر به کار رود. از سویی دیگر عدم سختی مناسب کامپوزیت می‌تواند با بروز تغییراتی در لبه‌های ترمیم و تخریب نواحی لبه‌ای گردد. یکی از عوامل مؤثر در حفظ تداوم لبه‌ای، خصوصیات لایه ادهزیو می‌باشد. این لایه در ترمیمهای کامپوزیتی دارای کمترین سختی بوده و به عنوان ضعیفترین ناحیه در نظر گرفته می‌شود. (۱۶-۱۷)

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که روش نوردهی بر میزان استحکام باند برشی تاثیر دارد. تجزیه و تحلیل داده‌ها بیانگر افزایش معنی‌دار استحکام باند برشی در استفاده از نسل سوم دستگاه LED نسبت به دستگاه QTH بود.

Oberholzer و همکاران در سال ۲۰۰۵ در مطالعه‌ای نشان دادند که دستگاه LED در افزایش استحکام باند نسبت به سایر گروهها مؤثرتر است که همسو با مطالعه حاضر می‌باشد. (۱۶)

Nomoto و همکاران در ۲۰۰۳ گزارش کردند که دستگاه LED برای رسیدن به خصوصیات مکانیکی مؤثر، به زمان نوردهی کوتاهتری نیاز دارد و از این لحاظ در مقایسه با دستگاه QTH برتری دارد. (۱۳)، در مطالعه Korkmaz و همکاران در ۲۰۰۷ استحکام باند کامپوزیت‌های میکروهیبرید و نانوفیل با دستگاه هالوژن قابل مقایسه بوده، مزیت استفاده از آن زمان کمتر کیورینگ برای رسیدن به خصوصیات مکانیکی مؤثر می‌باشد. (۱۴)

دلیل اول که توجیه کننده میانگین بیشتر استحکام باند با کیورینگ LED می‌باشد نزدیکی طول موج خروجی دستگاه LED با طول موج ۴۵۰-۴۷۰ نانومتر با حداکثر پیک جذبی کامفورکینون با طول موج چهارصد و هفتاد نانومتر است که اصلیترین آغاز کننده نوری برای پلی‌مریزاسیون در کامپوزیت رزین هاست، که به جای یک فیلامان داغ که در لامپ‌های هالوژن استفاده می‌شود، از ترکیبات نیمه هادی روغنی نیترید گالیوم برای تولید نور استفاده می‌کند. (۱۸)، در واقع نور خروجی از این دستگاه امکان پلی مریزاسیون کاملتر و مؤثرتری را فراهم می‌نماید. در حالی که در مقایسه با دستگاههای QTH در خارج از محدوده سخت کننده مفید قرار دارد. نسل دوم این دستگاهها از دیودهای ساطع کننده نور با قدرت بالا استفاده می‌کردند و در مقایسه با نسل اول کارایی بهتری در مدت زمان کیورینگ کمتر نشان دادند. اخیراً نسل سوم دستگاههای LED نیز به بازار عرضه شده و ادعا می‌شود که دارای شدت نور بیشتری هستند که نیاز به انجام تحقیقهای بیشتر را ضروری می‌کند. Price و همکاران در سال ۲۰۰۳ در مطالعه‌ای عملکرد دستگاه لایت LED نسل دوم را در مقایسه با دستگاه QTH جهت کیور کردن ده نمونه رزین کامپوزیت برای بیست و چهل ثانیه بررسی کردند. پس از ۲۴ ساعت، بررسی نمونه‌ها نشان داد که کارایی دستگاه LED نسل دوم برای پنج نمونه کامپوزیت در بیست ثانیه با کارایی دستگاه QTH در چهل ثانیه برابر بود. نتیجه گرفتند که دستگاه لایت کیور LED نسل دوم نمی‌تواند مانند دستگاه لایت کیور QTH انواع کامپوزیت‌ها را پلی‌مریزه نماید. (۱۲)

نتیجه‌گیری

با توجه به مطالعه صورت گرفته می‌توان نتیجه‌گیری کرد که استفاده از دستگاه LED با روش Ramped در زمان چهل ثانیه نسبت به دستگاه QTH، نتایج بهتری دارد. ولی در زمانهای بیست و سی ثانیه در دو دستگاه هالوژنه و LED اختلاف معنی‌دار مشاهده نشد.

REFERENCES

1. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Oral Med Oral Pathol Cir Bucal, 2006 Mar;11(2):215-20.

2. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. Dent Mater. 2007 May;23(5):533-8.

3. Rodrigues T, Rastelli A, Andrade M, Saad J. Effect of different dental composite resins on the polymerization process. Laser physics. 2009 Dec; 19(12):2224-9.

4. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry,5th ed. Elsevier Health Sciences; Mosby, 2006.

www.SID.ir

Archive of SID

5. Bala O, Olmez A, Kalayci S.Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites .J Oral Rehabil. 2005 Feb; 32(2):134-40.
6. Calixto L, Lima D, Queiroz R, Rastelli A, Bagnato V, Andrade M. Curing depth of composite resin light cured by LED and halogen light-curing units. Laser physics 2008 Nov;18(11):1365-9.
7. Voltarelli FR ,Santos-Daroz CBd, Alves MC, Peris AR, March GM. Effect of different light-curing devices and aging procedures on composite knoop microhardness. Braz Oral Res. 2009 Oct-Dec;23(4):473-9.
8. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing Units-An In Vitro Study. The Angle Orthod. 2006 Mar;76(2):330-4.
9. Yazici A, Müftü A, Kugel G, Perry R. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. Oper Dent. 2006 Mar-Apr; 31(2):261-5.
10. Schneider LFJ, de Moraes RR, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Consani S. Temperature rise and Knoop hardness promoted by different light-curing units. Braz Dent Sci. 2008 Jan-Mar;11(1):6-12.
11. Knobloch L, Kerby R, Clelland N, Lee J. Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. Oper Dent. 2004 Nov-Dec;29(6):642-9.
12. Price RB ,Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. J Canadian Dent Asso. 2003 Nov;69(10):666.
13. Nomoto R, Mc Cabe J, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. Oper Dent. 2004 May-Jun; 29(3):287-94.
14. Korkmaz Y, Attar N. Dentin bond strength of composites with self-etching adhesives using LED curing lights. J Contemp Dent Pract. 2007 July;8(5):42-34.
15. Yap AUG, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high – power LED lamp. Oper Dent. 2005 Nov-Dec; 30(6):758-763.
16. Oberholzer, T.G., I.C. Du Preez, and M. Kidd, Effect of LED curing on the microleakage ,shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. Biomater. 2005 June; 26(18):3981-3986.
17. Lin C, Douglas WH. Failure mechanisms at the human dentin-resin interface: A fracture mechanics approach. J Biomech. 1994 Aug; 27(8):1037-47.
18. Leonard DL, et al. Polymerization efficiency of LED curing lights. J of Esthet and Restor Dent. 2002 Sept; 14 (5):286-295.

www.SID.ir