تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۰، شماره ۲، تابستان ۱۳۸۷، ۱۵۸-۱۶۳

مقایسه کارایی دو دستگاه سخت کننده نوری LED و QTH در پلیمریزه کردن سمان رزینی دوال کیور موجود در زیر انله سرامیکی

دکتر عطیه فیض[۱]- دکتر کاظم خسروی[۲]- دکتر مهدی خواجه[۳]

۱- استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.

۲- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.

۳- دندانپزشک.

چکیده

زمینه و هدف: *سمانهای رزینی دوال کیور جهت چسباندن ترمیمهای غیرمستقیم مانند اینله‌ها و انله‌های سرامیکی یا کامپوزیتی به کار می‌روند. هدف از این مطالعه مقایسه کارایی دودستگاه سخت کننده نوری LED و QTH در پلیمریزه کردن سمان رزینی دوال کیور موجود در زیر انله سرامیکی است.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی، ده نمونه با دستگاه QTH و ده نمونه با دستگاه LED سخت شدند، بدین صورت که یک حلقه فلزی به قطرپنج میلی‌متر و ضخامت ۰/۵ میلی‌متر روی سطح عاج برش خورده دندان مولری که داخل آکریل خود سخت شونده مانت شده بود قرار داده شد. زیر این حلقه نوار میلار قرار گرفت و داخل آن با سمان رزینی دوال کیور Maxcem پر شد، سپس روی این حلقه نیز نوار میلار دیگری قرار گرفت و بر روی این نوار انله سرامیکی از جنس پرسلن فلدسپاتیک قرار داده شد. آنگاه با دستگاه سخت کننده نوری که نوک آن به صورت چسبیده به انله قرار داشت به مدت شصت ثانیه نور تاباند شد. سپس نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷درجه سانتی‌گراد و محیط تاریک نگهداری شدند و پس از آن سختی آنها توسط دستگاه ریز سختی سنج ویکرز در چهار نقطه (یک نقطه در مرکز و سه نقطه در اطراف) با اعمال نیروی ۲۴۵/۲ میلی نیوتن به مدت پنج ثانیه اندازه‌گیری شد و داده‌ها توسط آزمون آماری t و نرم افزارSPSS مورد تجزیه وتحلیل قرار گرفت.*

یافته‌ها: *میانگین اعداد سختی ویکرز حاصل از نمونه‌های سخت شده توسط دستگاه QTH، ۳/۵۹ ±۲۴/۷۵ و توسط دستگاه LED ۲/۲۸ ±۳۳/۹۲ به دست آمد که از نظر آماری بین دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود داشت.(P<۰/۰۰۱)*

نتیجه‌گیری: *کارایی دستگاه LED در پلیمریزه کردن سمان رزینی موجود در زیر انله سرامیکی به مراتب بهتر از QTH می‌باشد.*

کلید واژه‌ها: *سمان رزینی – تست ریز سختی سنج – آثار تابش – نور.*

وصول مقاله: ۱۳۸۶/۱۰/۱ اصلاح نهایی: ۱۳۸۷/۱/۲۷ پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۳/۲۷

نویسنده مسئول: گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان e.mail:Feiz@dnt.mui.ac.ir

مقدمه

سمانهای رزینی بیش از سه دهه است که در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. این سمانها براساس روش پلیمریزه شدن به سه گروه عمده تقسیم می شوند:

۱- سمانهای خود سخت شونده (سخت شونده به روش شیمیایی) که بیشتر برای سمان کردن ترمیمهای فلزی و پستها به کار می‌روند.

۲- سمانهای سخت شونده با نور که برای سمان کردن ونیرهای پرسلنی به کار می‌روند.

۳- سمانهای سخت شونده با روش دو گانه که برای سمان کردن اینله و انله‌های سرامیکی، ترمیمهای کامپوزیت رزین غیرمستقیم و روکشهای سرامیکی کاربرد دارند. که هر کدام از این دسته سمانها مزایا و معایب خاص خود را دارا می‌باشند. (۱)

مزیت سمانهای فعال شونده به روش شیمیایی این است که حتی در کف حفره‌های عمیقی که دسترسی نور سخت کننده محدود است، به طور یکسان سخت می‌شوند. از طرف دیگر

Archive of SID

www.SID.ir

عیب آنها مخلوط کردن این سمانهاست که خطر به دام افتادن هوا را دارد و ممکن است در سطوح چسبنده حباب ایجاد کند. به علاوه عیب دیگر این سمانها سرعت واکنش سخت شدن آنهاست که باید برای برآورده شدن کاربردهای متفاوت اصلاح شود و این سرعت باید در حدی کند باشد تا زمان کار کردن کافی را بدهد و تا حدی سریع باشد تا امکان اختتام ترمیم را در زمان مشخص و رایج بدهد.(۲)

مهمترین مزیت سمانهای سخت شونده با نور راحتی استفاده از آنهاست. زمان کارکردن با آنها نیز محدود نیست بنابراین ماده چسباننده اضافی به صورت دقیق قبل از سخت شدن برداشته می‌شود. بعد از سخت شدن نوری ماده چسباننده، ترمیم بدون تأخیر بیشتری می‌تواند به اتمام برسد.(۲)

از طرف دیگر اینله‌های سرامیکی یا کامپوزیتی که به این سمانها چسبانده می‌شوند به دلیل اینکه مقداری از نوری را که به کف حفره می‌رسد کاهش می‌دهند. فعال سازی نوری ماده چسباننده را زیر سؤال برده و آن را به مخاطره می‌اندازند. همچنین باید توجه داشت که سخت شدن سمان رزینی به میزان کافی لازمه مهم برای ثبات و سازگاری زیستی ترمیم است.(۱-۲)

به منظور ترکیب کردن مزایای سمانهای فعال شونده به روش شیمیایی و نوع فعال شونده به روش نوری، سمانهای سخت شونده با روش دوگانه به وجود آمدند. قسمتی از این سمانها که به روش شیمیایی سخت می‌شوند سبب پلیمریزاسیون کافی در کف حفره‌های عمیق می‌گردد در حالی که فعال سازی نوری امکان اختتام سریع ترمیم را پس از تماس با نور سخت کننده فراهم می‌کند.(۲)

تحقیقهای زیادی نشان داده‌اند که مکانیسم سخت شدن به روش شیمیایی به تنهایی اثر کمتری نسبت به سخت شدن به روش دوگانه دارد و حتی ممکن است برای بعضی مواد غیرمؤثر باشد. حتی تعدادی از مطالعات نشان داده‌اند که مکانیسم خود سخت شوندگی بعضی از سمانهای سخت شونده با روش دوگانه به تنهایی کارآمد و کافی نمی‌باشد. بررسیهای دیگر رابطه معکوسی بین ضخامت اینله‌های سرامیکی و سختی سمانهای رزینی سخت شونده با نور یا با روش دوگانه گزارش کرده‌اند.(۳)

سخت کردن کامپوزیت رزین‌های ترمیمی وسمانها توسط نور با دستگاههای کوارتز، تنگستن، هالوژن (QTH) پلاسما آرک (PAC) یا دستگاههای جدیدتر دیود ساطع کننده نور (LED) انجام می‌شود. اگرچه دستگاههای سخت کننده نوری با اساس لیزر نیز در سالهای آخر دهه ۱۹۸۰ ساخته شدند اما هرگز محبوبیتی به دست نیاوردند.(۳)

در LED های حالت جامد از نیمه هادیهای نیتریدگالیوم برای تولید نور آبی در محدوده طیف نوری استفاده می‌شود، بدون آنکه در آنها فیلتر به کار رود. دستگاههای LED مزایای خاصی نسبت به دستگاههای نوری معمولی دارند. تعداد زیادی از آنها بدون سیم هستند، عمر تخمینی حدود هزار ساعت دارند در حالی که لامپ‌های QTH طول عمر حدود۵۰-۱۰۰ ساعت دارند. البته تعدادی از دستگاههای LED که جدیداً معرفی شده‌اند خروجی نوری محدودی دارند و تأثیر آنها در سخت کردن کامپوزیت رزین‌ها و سمانهای رزینی کاملاً مطالعه نشده است.(۳)

همچنین نسلهای جدیدتر دستگاههای نوری QTH که نور با شدت بالاتر تولید می‌کنند (بیشتر از هشتصد میلی وات بر سانتی‌متر مربع) اخیراً در دسترس هستند. بعضی از این دستگاهها می‌توانند نوری با شدت بیشتر از هزار و سیصد میلی وات بر سانتی‌متر مربع ساطع کنند اگر راهنماهای نوری تورپو خاص در آنها به کار رود.(۳)

در تحقیقهای محدودی که بر روی کارایی دو منبع نوری QTH و LED در پلیمریزه کردن سمانهای رزینی دوگانه سخت شونده صورت گرفته نتایج متفاوتی به دست آمده است. در یک مطالعه سختی سمان سخت شده با هر دو دستگاه نوری QTH و LED یکسان ذکر شده است.(۳)، در مطالعه دیگر سختی حاصل از دستگاه QTH بیشتر از LED گزارش شده است.(۴)، همچنین بعضی تحقیقها سختی حاصل از دستگاه LED را بیشتر از QTH نشان داده‌اند.(۵-۶)

بنابراین به دلیل جدید بودن دستگاههای سخت کننده نوری LED و با توجه به محدود بودن مطالعات انجام شده در زمینه تأثیر آنها بر روی پلیمریزاسیون سمانهای رزینی در مقایسه با دستگاههای متداول QTH و متناقض بودن نتایج حاصل از آنها هدف از این مطالعه مقایسه عملکرد دو منبع QTH و LED در پلیمریزه کردن سمان رزینی سخت شونده

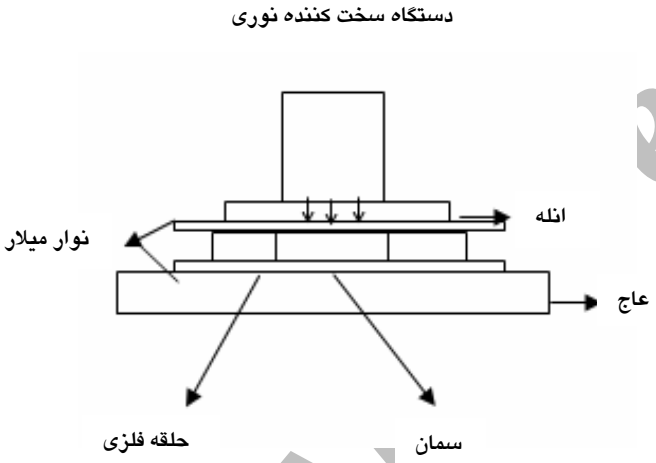
Archive of SID

www.SID.ir

با روش دوگانه که در زیر یک انله سرامیکی قرار داشت می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی– آزمایشگاهی، یک دندان مولر کاملاً سالم در جهت محور طولی آن داخل قالبی از پیش ساخته مومی قرار گرفت، اطراف آن آکریل سلف کیور ریخته شد و سپس داخل آکریل مانت گردید. پس از آن به طور افقی به نحوی برش داده شد که عاج آن کاملاً اکسپوز گردد، تا همانند شرایط کلینیکی بتوان از خاصیت بازتابش و انعکاس نور از عاج زیرین انله استفاده شود. برای درست کردن نمونه‌ها روی این عاج اکسپوز شده یک نوار میلار قرار گرفت. ابعاد این نوار میلار کمی بزرگتر از عاج اکسپوز زیرین بود. حلقه فلزی به قطر داخلی پنج میلی‌متر و قطر خارجی ده میلی‌متر و ضخامت ۰/۵ میلی‌متر روی این نوار میلار قرار گرفت. این حلقه فلزی به عنوان قالبی برای قرارگیری سمان رزینی عمل کرد. پس از پر کردن قسمت داخلی این حلقه با سمان رزینی دوال کیور(Kerr,USA) Maxcem نوار میلار دیگری روی حلقه قرار داده شد، .سپس انله سرامیکی از پیش ساخته‌ای از جنس پرسلن فلدسپاتیک به ابعاد قطر ده میلی‌متر و ضخامت دو میلی‌متر به نحوی روی نوار میلار دوم قرار گرفت که همه قسمتهای حلقه فلزی را بپوشاند. قرار دادن این انله سرامیکی و نوار میلار روی حلقه فلزی محتوی سمان باعث ایجاد نمونه‌ای از سمان رزینی به قطر پنج میلی‌متر و ضخامت ۰/۵ میلی‌متر گردید (شکل۱). پس از آن نوک دستگاه لایت کیور QTH (ColtuloxII - Colten Germany) با زاویه نود درجه روی انله قرار داده، نمونه سمان رزینی دوال کیور به مدت شصت ثانیه تحت نوری به شدت چهار صد و پنجاه میلی وات بر سانتی‌متر مربع قرار گرفت، پس از آن انله را برداشته و نوارهای میلار از حلقه فلزی و سمان رزینی سخت شده جدا گردید. قرار دادن نوارهای میلار در دو طرف حلقه فلزی باعث ایجاد سطحی صیقلی و یکنواخت از سمان شد. سطح رویی نمونه‌ها علامت گذاری گردید تا سطح رو و زیر حلقه و نمونه سمان سخت شده مشخص باشد. ده نمونه به روش گفته شده در بالا به وسیله دستگاه لایت کیور QTH نور داده و سخت شد. ده نمونه دیگر نیز با همان روش فقط به وسیله دستگاه لایت کیور LED(Blue phase,Ivoclar Vivadent Austria), به مدت شصت ثانیه و با شدتی برابر هشتصد و بیست میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع نور داده شد. شدت دستگاهها نیز قبلاً به وسیله دستگاه رادیومتر سنجیده شده بود، بدین طریق که نوک دستگاه در محل مورد نظر روی رادیو متر قرار داده شد و پس از روشن کردن دستگاه شدت نور تولید شده توسط آن از دستگاه رادیومتر خوانده شد. پس از آماده کردن نمونه‌ها (ده نمونه اشعه داده شده با دستگاه QTH و ده نمونه اشعه داده شده با دستگاه LED) به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد و محیط تاریک و خشک نگهداری شدند. پس از این زمان سختی سطح رویی نمونه‌ها به وسیله دستگاه سختی‌سنج ویکرز بامشخصات دستگاه Vickers (Duramin 20, Struers Denmark) با دقت ۰/۰۱ میکرون در چهار نقطه (یک نقطه در وسط و سه نقطه اطراف آن) با اعمال نیروی ۲۴۵/۲ میلی‌نیوتن به مدت پنج ثانیه اندازه‌گیری شد. در نهایت داده‌های کمی به دست آمده از دو گروه توسط آزمون آماری t مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.



شکل ۱ : تصویر شماتیک تابش نور به نمونه

یافته‌ها

میانگین سختی Vickers حاصل از نمونه‌های سخت شده توسط دستگاه QTH، ۳/۵۹ ± ۲۴/۷۵ و توسط دستگاه LED ۲/۲۸ ± ۳۳/۹۲ به دست آمد. داده‌های کمی حاصل از میانگین به دست آمده از دو گروه توسط آزمون آماری t مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و با توجه به اینکه (P.v <۰/۰۰۱) به دست آمد نشان داد که نمونه‌های دو

Archive of SID
www.SID.ir

گروه QTH و LED از نظر آماری با یکدیگر تفاوت معنی‌داری دارند.

بحث

دستگاههای LED با سخت کردن نوری مواد رزینی حاوی آغازگرهای نوری با طول موج جذبی ۴۵۰-۵۰۰ نانومتر جایگزین دستگاههای QTH شده اند. به جای یک فیلامان داغ که در لامپ‌های هالوژن استفاده می‌شود فناوری LED از ترکیبات نیمه هادیهای روغنی نیتریدگالیوم برای تولید نوراستفاده می‌کند. همچنین در دستگاههای LED، ۱۰۰٪ انرژی ساطع شده از آنها در محدوده طول موج کامفورکینون قرار می‌گیرد، در حالی‌که در مقایسه با آنها در دستگاههای QTH تقریباً ۸۰٪ از کل انرژی دستگاههای QTH در خارج از محدوده سخت کننده مفید قرار دارد.(۴) فناوری LED جهت سخت کردن نوری ترمیمهای مستقیم رزینی مورد بررسی قرار گرفته و در چنین شرایط کلینیکی موفقیت‌آمیز بوده است با این حال این مطالعه یک حالت مهم را مورد ارزیابی قرار داده که در آن سختی یک نوع سمان رزینی پس از سخت شدن نوری به وسیله دستگاههای QTH و LED از میان یک دیسک پرسلنی مورد بررسی قرار گرفته است. این حالت یک وضعیت کلینیکی متداول است که جهت ترمیمهای سرامیکی غیرمستقیم (اینله‌ها، انله‌ها و کراون‌ها) مورد استفاده قرار می‌گیرد. عوامل بسیاری انتقال نور را در ترمیمهای غیرمستقیم تحت تأثیر قرار می‌دهد مثل ضخامت سرامیک، زمان تابش و شدت منبع نوری. بنابراین برای یک دندانپزشک بسیارمهم است که بداند آیا دستگاه LED برای سخت کردن نوری ترمیمهای غیرمستقیم مانند ترمیمهای مستقیم موفقیت‌آمیز است یا خیر.

کارآمد بودن میزان سختی حاصل از دستگاه را می‌توان با روشهای مستقیم وغیرمستقیم ارزیابی کرد. روشهای مستقیمی که درجه تبدیل منومر به پلیمر را مورد بررسی قرار می‌دهند مانند اسپکتروسکوپی مادون قرمز (Spectroscopy Infrared) واسپکتروسکوپی با لیزر رامن (Laser Raman spectroscopy) بسیار پیچیده، گران قیمت و وقت‌گیر هستند. همچنین این روشها بیشتر ماهیت کیفی دارند تا کمی. روشهای غیرمستقیم شامل آزمونهای بصری (Visual)، خراشیدگی (Scrape) و سختی (Hardness) هستند که از میان همه این روشها سختی سنجی جهت کارآمد بودن سختی حاصل از دستگاه به طور گسترده‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد و در مقایسه با سایر روشها نسبتاً ساده و مؤثر می‌باشد.(۵)، به علاوه خواص فیزیکی کامپوزیت‌ها نیز از نظر کلینیکی دارای اهمیت می‌باشد. De Wald و Ferracane در مطالعه‌ای چهار روش متداول جهت ارزیابی میزان سخت شدگی کامپوزیت را مورد مقایسه قرار دادند. آنها دریافتند که روشهای بصری و خراشیدگی علی‌رغم آنکه ارتباط خوبی را نشان می‌دادند ولی در مقایسه با روشهای سختی سنجی یا درجه تبدیل عمق سخت شدن را بیش از حد تخمین می‌زدند پس نتیجه گرفتند که آزمونهای سختی و درجه تبدیل، مناسبتر هستند.(۷)، بنابراین در این مطالعه نیز بنا به دلایل ذکر شده روش سختی سنجی مورد استفاده قرار گرفت. زیرا سختی حاصل از مواد رزینی در مراحل مختلف واکنش پلیمریزاسیون می‌تواند نشان‌دهنده درجه تبدیل منومر به پلیمر باشد. چرا که به طور معمول هر چه ماده در طول پلیمریزاسیون سخت تر گردد، درجه تبدیل آن بالاتر است، البته جهت مقایسه مواد رزینی مختلف عدد سختی به تنهایی نمی‌تواند جهت پیشگویی درجه تبدیل منومر به کار رود. بنابراین یافته‌های این مطالعه تنها جهت پیشگویی درجه تبدیل منومر سمان رزینی مورد آزمایش قرار گرفته می‌تواند معیار قابل اطمینانی باشد.(۳)

در مقایسه با سمانهای غیر پلیمری کیت سمانهای رزینی گرانتر بوده ولی در مطب دندانپزشکی داشتن یک کیت از سمان رزینی که بتواند به صورت خود سخت شونده، دو گانه سخت شونده یا سخت شونده با نور به کار رود اقتصادیتر بوده و به ویژه اگر سلف اچ، سلف ادهزیو و اتومیکس باشد مراحل کاری را نیز آسانتر می‌کند. به همین دلیل در این مطالعه از سمان رزینی Maxcem که یک سمان رزینی سلف اچ، سلف ادهزیو، دوال کیور و دارای سیستم اتومیکس می‌باشد، استفاده شد.

در این مطالعه جهت نزدیک بودن با شرایط کلینیکی ضخامت نمونه‌های رزینی ۵۰۰ میکرون در نظر گرفته شد. از آنجایی که ضخامت مواد رزینی چسباننده برای ترمیمهای سرامیکی و کامپوزیتی غیرمستقیم تقریباً ۴۰-۲۴۰ میکرون است.(۸)، نمونه‌ها در مقایسه با شرایط کلینیکی بسیار ضخیم بود اما به دلیل مشکل بودن اندازه‌گیری سختی سطح نمونه‌هایی با ضخامت دویست میکرون توسط دستگاه سختی سنج (۸)، از

Archive of SID
www.SID.ir

نمونه‌های پانصد میکرون استفاده شد. چنین ضخامتی از سمان رزینی در مطالعات Blackman و همکاران و Park و همکاران به کار رفته بود.(۸-۹)

به منظور سازگاری با ضخامت ترمیمهای غیرمستقیم پرسلنی مانند اینله‌ها، انله‌ها یا روکشها ضخامت دو میلی‌متر جهت دیسک پرسلنی انتخاب شد زیرا نشان داده شده است که ضخامت بیش از دو میلی متر دیسک پرسلنی در تعدادی از سمانها مانع از ایجاد حداکثر سختی در آنها می شود.(۱) این ضخامت از دیسک پرسلنی در مطالعات Lopes و همکاران،El-Mowafy و همکاران به کاررفته است.(۱-۴، ۱۰)

زمان تابش شصت ثانیه جهت هر دو منبع نوری LED و QTH برگزیده شد. زیرا زمان تابش شصت ثانیه با حداقل شدت نوری چهارصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع توصیه شده است.(۳)، همچنین به عنوان یک روش استاندارد حداقل شصت ثانیه زمان لازم است تا کامفورکینون تحریک شده و رادیکال‌های آزاد تشکیل شوند و واکنش پلیمریزاسیون آغاز گردد.(۱۱)

هنگام تهیه نمونه‌ها از یک برش عاجی در زیر آنها استفاده شد تا همانند شرایط کلینیکی بتوان از خاصیت باز تابش و انعکاس نور از عاج زیرین انله استفاده کرد.(۱۲)

یافته‌های حاصل از این مطالعه نشان داد که سختی به دست آمده از رزین‌های سخت شده با دستگاه LED به طور معنی داری بالاتر از QTH بود که به دلیل یکسان بودن زمان تابش نور می‌تواند به دلیل شدت بیشتر نور حاصل از دستگاه LED هشتصد و بیست میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع نسبت به QTH چهارصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع باشد این یافته‌ها با نتایج حاصل از تحقیقهای Correr Sabrinho و همکاران.(۶)، Yap و همکاران (۵)، Price و همکاران(۱۳)، و Felix و همکاران(۱۴)، همخوانی داشت اما با یافته‌های Price و همکارانش(۱۵)، و Lopes و همکارانش(۴)، یکسان نبود که می‌تواند به دلیل شدت کمتر نور حاصل از دستگاههای LED در مقایسه با QTH در این تحقیقها باشد. همچنین در مطالعه Oelho Santos و همکاران علی‌رغم شدت نور کمتر LED در مقایسه با QTH کارایی LED مشابه با QTH گزارش شده بود که می‌تواند به دلیل ترکیب شیمیایی سمانهای به کار رفته باشد(۳)

علاوه بر آن انحراف معیار نسبتاً کوچک به دست آمده از دو گروه که فراتر از ۱۵٪ میانگین به دست آمده از آنها نمی‌باشد نشان دهنده قابل اطمینان بودن و صحت آزمون سختی انجام شده بوده و تأییدکننده دقت اعداد سختی حاصل از آزمون می‌باشد.(۳)

نتیجه‌گیری

مقایسه کارآیی دو دستگاه سخت کننده نوری QTH و LED در پلیمریزه کردن سمان رزینی موجود در زیر انله سرامیکی نشان داد که در یک زمان معین به دلیل بیشتر بودن شدت نور ساطع شده از دستگاه LED ، این دستگاه به مراتب سختی بیشتری را در مقایسه با دستگاه QTH ایجاد کرده بود. بنابراین جهت استفاده در ترمیمهای باندشونده بیشتر توصیه می‌گردد.

REFERENCES

1. EL-Mowafy OM, Rubo MH, EL-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent. 1999 Jan-Feb; 24(1):38-44.
2. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo – activation versus chemical or dual – curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and hardness. J Oral Rehabil. 2001 Nov; 28(11):1022-1028.
3. Coelho Santos G, EL-Mowafy O, Rubo JH, Moreas Coelho Santos MJ. Hardening of dual- cured resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. J Can Den Assoc. 2004 May;70(5): 323-328.
4. Lopes LG, Franco EB, Neto AN, Herrera FS, Kurachi C, Castaneda Espinosa JC, Lauris JRP. Polymerization of dual–cured cement through ceramic:LED curing light vs halogen lamp. J Appl Oral Sci. 2004Sep;12(4):312-316.

Archive of SID
www.SID.ir

5. Yap AUG, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high – power LED lamp. Oper Dent. 2005Nov-Dec;30 (6):758-763.
6. Correr Sobrinho C, Tango RN, Correr AB, Consani S, Sinhoreti MAC.Effect of ceramic and curing units on resin cement hardness [Abstract 336]. J Dent Res. 2006 Mar; 85(Spec Iss A):58.
7. De Wald JP, Ferracane JL.A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. J Dent Res. 1987 Mar; 66(3): 727-730.
8. Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee CK. Curing units ability to cure restorative composites and dual cured composite cements under composite overlay. Oper Dent. 2004 Nov-Dec; 29(6): 627-635.
9. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. J prosthet Dent. 1990 Mar;63(3):295-300.
10. Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. J Prosthet Dent. 2004 Feb; 91(2):151-157.
11. Rasetto FH, Driscoll CF,Von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J Prosthet Dent. 2001 Sep; 10(3): 133-139.
12. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. J Dent Res.1989 Mar;68(3): 476-480.
13. Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. Biomater. 2005 May; 26(15): 2631-2641.
14. Felix C, Price R, Andreou P. Curing Depths of QTH and third-generation LED curing lights[Abstract 635]. J Dent Res. 2004 Mar; 83(Spec Iss A):82.
15. Price RB, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light emitting diode and plasma arc curing lights. J Adhes Dent. 2003Fall; 5(3):193-207.

Archive of SID

www.SID.ir