Archive of SID

مجله دانشکده
دندانپزشکی اصفهان
۱۳۹۶: ۱۳(۳): ۳۰۸ تا ۳۲۲

مروری بر فرایند سخت کردن مواد رزینی نوری

آیلین احتشامی [۱]
مائده قاسمی [۲]
مریم خروشی [۳]

۱: دستیار تخصصی، گروه ارتودنسی، دانشکده‌ی دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
۲: **نویسنده مسؤول:** استادیار، مرکز تحقیقات مواد دندانی، گروه ترمیمی، دانشکده‌ی دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران. **Email:** m.ghasemi@dnt.mui.ac.ir
۳: استاد، مرکز تحقیقات مواد دندانی، گروه ترمیمی، دانشکده‌ی دندان‌پزشکی اصفهان، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

چکیده

مقدمه: در هنگام سخت کردن مواد نوری با دستگاه لایت‌کیور، تابش یکنواخت و با شدت کافی نور، زمان و تکنیک صحیح تابش نور، طیف تابش و بررسی منظم و دوره‌ای دستگاه لایت‌کیور، اهمیت زیادی در موفقیت این مواد دارند. همچنین روش‌های کنترل عفونت این دستگاه‌ها برای جلوگیری از انتقال آلودگی، امروزه بیشتر مورد توجه قرار گرفته‌اند.

شرح مقاله: جستجوی الکترونیک در پایگاه‌های PubMed و Science Direct با سطح دسترسی دانشگاهی و با کلید واژه‌های light curing unit, dental restoration failures, resin composite restorations, restoration repair dental در بین سال‌های ۱۹۸۵–۲۰۱۶ صورت گرفت.

یافته‌ها: در این مقاله سعی شده تا اهمیت نقش دستگاه لایت‌کیور LCU (light curing unit) و نکات مرتبط با آن مورد بحث قرار گیرند. همچنین نتایج تابش مقادیر کم یا زیاد انرژی نور، نگرانی در مورد آزادسازی مواد از رزین‌های کاملاً کیور نشده و خطرات بینایی بحث شده‌اند. توصیه‌های کاربردی جهت استفاده‌ی بهتر دندان‌پزشکان از دستگاه لایت‌کیور ارایه شده است تا بدین ترتیب بیماران نیز از ترمیم‌های رزینی ایمن و با دوام بیشتر بهره‌مند گردند.

نتیجه‌گیری: ترمیم کامپوزیت رزین، دستگاه لایت‌کیور، دندان‌پزشکی.

تاریخ ارسال: ۹۵/۹/۲۲ تاریخ اصلاح: ۹۵/۱۲/۲۶ تاریخ پذیرش: ۹۶/۱/۲۹

استناد به مقاله: احتشامی آیلین، قاسمی مائده، خروشی مریم. مروری بر فرایند سخت کردن مواد رزینی نوری. مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان. ۱۳۹۶؛ ۱۳(۳): ۳۰۸–۳۲۲.

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

شکست زودرس ترمیم‌های رزینی، تبعات سلامتی و مالی زیادی دارد. بر اساس یک مطالعه‌ی جدید در انجمن دندان‌پزشکی آمریکا ADA (American Dental Association)، حداقل ۱۴۶ میلیون ترمیم کامپوزیت با پایه‌ی رزینی RBC (resin base composite) و سیلانت‌ها در آمریکا به طور سالانه قرار داده می‌شوند (۱). در سراسر جهان سالانه بیش از ۵۰۰ میلیون ترمیم کامپوزیت رزین انجام می‌شود (۲). گزارش‌های متعدد نشان می‌دهند، میانگین عمر ترمیم‌های خلفی با پایه‌ی رزینی که در مطب قرار داده می‌شوند فقط ۶ سال است و به نظر می‌رسد در کشورهای جهان سوم به علت اطلاعات کمتر از روش‌های کنترل پوسیدگی، بهداشت دهان ضعیف‌تر و دسترسی کمتر به محصولات مؤثر جدید، از این مقدار کمتر باشد (۳). دلیل اصلی جایگزینی ترمیم‌های خلفی، پوسیدگی ثانویه و یا شکست توده‌ای می‌باشد (۲، ۳). در یک مطالعه در میان ۲۳۱۸ ترمیم کامپوزیت رزین کلاس II و ۱۶۹۱ ترمیم آمالگام کلاس II که در کلینیک آموزشی در دانشکده‌ی دندان‌پزشکی آمریکا انجام شده بود، ترمیم‌های کامپوزیت رزین، ۱۰ برابر بیشتر از ترمیم آمالگام احتمال شکست زودرس داشتند و نیازمند جایگزینی بودند (۴). احتمالاً موقعیت و جهت نامناسب تابش نور، شدت و زمان ناکافی تابش، دسترسی ناکافی نور به قسمت‌های ژنژیوال باکس‌های پروگزیمال ممکن است با این شکست‌ها در ارتباط باشد.

با وجود این‌که سخت کردن نوری مناسب ترمیم کامپوزیت رزین یک نیاز پایه‌ای است، اغلب نقش دستگاه لایت‌کیور LCU (light curing unit) در فرایند ترمیم، در بسیاری از مطب‌ها یک جزء کم اهمیت تلقی می‌شود (۵). دندان‌پزشک می‌بایست در نظر داشته باشد که برونده دستگاه لایت‌کیور با انرژی و طیف مورد نیاز برای کامپوزیت رزین‌ها هماهنگ باشد تا از پلیمریزاسیون مطلوب مطمئن شویم و افزایش دمای بیش از حد درون اتاقک پالپ را نیز محدود کنیم (۶). سخت نشدن نوری مناسب کل ترمیم کامپوزیت رزین دلیل واضحی برای عدم موفقیت ترمیم‌ها به علت پوسیدگی‌های ثانویه، سایش بیش از حد یا شکستگی ترمیم می‌باشد (۷-۱۱). علاوه بر این، زمانی که یک کامپوزیت رزین به طور مطلوب کیور نشود، یعنی به میزان کافی درجه تبدیل مونومر نرسد، احتمال تراوش اجزاء سمی بیشتر است (۱۲-۱۶). از طرفی افزایش اختیاری زمان تابش در تلاش برای جلوگیری از کیور کمتر از حد، باعث آسیب پالپ و نسوج اطراف می‌شود، چرا که انرژی لایت‌کیور موجب افزایش درجه حرارت در دندان و بافت‌های احاطه کننده‌ی دندانی می‌شود (۶، ۷، ۱۷). دستگاه‌های لایت‌کیور جدید امکان ساطع کردن طیف تابشی و سطوح تابشی وسیعی را دارا هستند (۵، ۶، ۱۸). این تفاوت‌ها بین دستگاه‌های لایت‌کیور، معمولاً با چشم و حتی بطور دقیق با رادیومتر قابل شناسایی نیست، اما می‌تواند روی پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین تأثیر بگذارد (۱۹).

با توجه به مقدمه‌ی ارایه شده، دندان‌پزشک باید قادر باشد امور مهم در زمینه‌ی انتخاب و استفاده‌ی درست از دستگاه لایت‌کیور (که در ادامه به آن پرداخته شده) را بداند و بدین ترتیب بیماران از ترمیم‌های رزینی با دوام‌تر و ایمن‌تر بهره گیرند (۲۰).

شرح مقاله

جستجوی الکترونیک در پایگاه‌های PubMed و Science Direct با سطح دسترسی دانشگاهی و با کلید واژه‌های light curing unit, dental restoration failures, resin composite restorations, dental restoration repair در بین سال‌های ۱۹۸۵-۲۰۱۴ صورت گرفت و نتایج آن به شرح زیر است:

۱) دستگاه لایت‌کیور

الف) ارزش تابشی منفرد (A single irradiance value)

برونده نور دستگاه لایت‌کیور، معمولاً با اصطلاح ارزش تابشی منفرد گزارش می‌شود. به عنوان مثال واحد کوارتز-

www.SID.ir

Archive of SID

تنگستن- هالوژن QTH (Quartz-Tungsten-Halogen) باید حداقل تابش (mW/cm^2) ۴۰۰-۳۰۰ برای پلیمریزاسیون کافی ۱/۵ mm - ۲ از ضخامت لایه‌ی کامپوزیت رزین را فراهم سازد (۲۱، ۲۲). با این وجود، این برونده به طور یکنواخت در انتهای نوک دستگاه نور توزیع نشده (۵، ۲۳) و بنابراین ارایه‌ی فقط یک ارزش تکی گمراه کننده است (۲۳). روش معمول اندازه‌گیری برونده نوری از یک دستگاه لایت‌کیور، استفاده از یک پیل حرارتی جهت اندازه‌گیری کل قدرت نشتی و بعد تقسیم این قدرت بر سطح ناحیه‌ی انتهای دستگاه به منظور به دست آوردن میانگین ارزش تابشی می‌باشد، اما این روش یکنواختی دسته‌ی اشعه را تعیین نمی‌کند و در صورتی که نقاط حرارتی در انتهای دستگاه لایت‌کیور موجود باشد، آن‌ها را نشان نمی‌دهد. برای مثال تابش میانگین یک واحد دیود ساطع کننده‌ی نور LED (light emitting diode) در انتهایش حدود ۱۱۲۹ mW/cm^2 می‌باشد، اما پروفایل اشعه نشان می‌دهد که در انتهای دستگاه، نقاط حرارتی با تابش بالغ بر ۴۵۰۰ mW/cm^2 و نقاط سرد با تابش کمتر از ۱۰۰ mW/cm^2 وجود دارد (۲۳). بنابراین می‌توان نتیجه گرفت، اگر نور در مسیر ثابتی نگاه داشته شود، برخی نواحی ترمیم کامپوزیت رزین، میزان انرژی کافی هنگام تابش نور را دریافت نمی‌کند.

ب) طیف تابشی

طیف تابشی از دستگاه و طیف مورد نیاز برای کامپوزیت رزین باید باهم هماهنگ باشد تا از پلیمریزاسیون مطلوب و حداقل افزایش درجه حرارت اتاقک پالپ مطمئن باشیم (۶، ۱۷).

اگر دستگاه از نوع کوارتز- تنگستن- هالوژن (QTH) است، طیف تابش به اندازه‌ی کافی وسیع هست، تا هر نوع کامپوزیت رزین را به میزان کافی پلیمریزه کند.

در صورتی که بیشتر دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED)، طیف تابش بسیار باریکی (۵، ۶، ۱۷، ۲۴) در محدوده‌ی حداکثر جذب نوری کامفورکینون (حدود ۴۶۸ nm) دارند (۱۷). از طرفی در برخی از کامپوزیت رزین‌ها، فعال کننده‌های نوری جایگزینی استفاده می‌شوند که نیازمند طول موج کوتاه‌تر (۴۱۰ nm) است و بدین ترتیب امکان استفاده از دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED) که دقیقاً با کامپوزیت رزین مورد نظر هماهنگ نباشد، وجود دارد (۶).

به تازگی دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED) چند موجی (با ۲ یا بیشتر پیک طیفی) معرفی شده‌اند که از دو یا چند رنگ متفاوت LED استفاده می‌کنند، بدین معنی که محدوده‌ی برونده طیف آن‌ها از آبی (۴۶۰ nm) تا طول موج بنفش (۴۱۰ nm) می‌باشد. این نورها می‌توانند باعث پلیمریزه شدن کامپوزیت رزین‌های دارای هر دو نوع فعال کننده‌ی نوری عادی و جانشین شود. اگرچه در بعضی از این دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED) چند موجی، طیف تابشی توزیع یکنواختی در انتهای دستگاه ندارد و تحت تأثیر غیر یکنواختی اشعه قرار می‌گیرند (۲۵) که تعدادی از نواحی رزین، طول موج مورد نیاز را دریافت نمی‌کنند.

بنابراین می‌توان نتیجه گرفت تا زمانی که تولید کنندگان دستگاه لایت‌کیور، مشکلات غیر یکنواختی اشعه‌ی دستگاه خود را عنوان می‌کنند، سر دستگاه باید به اندازه‌ی چند میلی‌متر به اطراف حرکت داده شود (۵). این حرکت، غیر یکنواختی تابش و توزیع طیف از دستگاه را جبران می‌کند، با این وجود زمان تابش نور ممکن است افزایش یابد که باعث ریسک افزایش تابش در بعضی از نواحی دهان می‌شود، مگر این که با دقت کنترل شود (۵).

ج) تأثیر فاصله

در تعدادی از دستگاه‌های لایت‌کیور، شدت تابش با فاصله از انتهای دستگاه به سرعت کاهش می‌یابد (۲۶، ۲۷). بسیاری از ترمیم‌های کلاس II کامپوزیت رزین از بخش ژنژیوال حفره‌ی پروگزیمالی دچار شکست می‌شوند (۲۸). این ناحیه دورترین ناحیه از منبع نوری و مشکل‌ترین ناحیه از نظر رسیدن تابش دستگاه لایت‌کیور به آن است (۲۶). در نتیجه رزین در این ناحیه حداقل نور را دریافت می‌کند و ممکن است کمتر از حد، کیور شود (۷، ۲۶).

تولیدکنندگان می‌بایست اطلاعات برونده و عملکرد

www.SID.ir

Archive of SID

دستگاه لایت‌کیور را نه تنها در فاصله‌ی صفر میلی‌متری از سر دستگاه بلکه در فواصل مربوطه کلینیکی نیز گزارش دهند (۲۷). تعدادی از تولید کنندگان و محققان اخیراً شروع به فراهم کردن این اطلاعات کرده‌اند (۷، ۲۶، ۲۷).

با توجه به این‌که اغلب موقعیت‌های کلینیکی، فاصله‌ی ۸ میلی‌متری از سر دستگاه لایت‌کیور را مقدور می‌سازد، ایده‌آل آن است که شدت خروجی دستگاه در این فاصله افت نکند و اشعه‌ی خروجی تا این فاصله موازی باقی بماند. پس به طور ایده‌آل دستگاه لایت‌کیور باید یک دسته اشعه‌ی موازی با حداقل کاهش در تابش در فواصل کلینیکی مربوطه را (تا ۸ mm از سر دستگاه) فراهم آورد (۲۰). بنابراین می‌بایست شدت خروجی سر دستگاه را تا فاصله‌ی ۸ میلی‌متری هم چک کنید.

د) نظارت بر دستگاه لایت‌کیور

دستگاه‌های لایت‌کیور دندانی باید با برنامه‌ی منظمی نظارت شوند (۵، ۱۷، ۱۹). یک مطالعه، سطح مورد رضایت ۱۰۰ درصد را از نظر دندانپزشک در عملکرد دستگاه‌های لایت‌کیور گزارش کرد. اگرچه نزدیک نیمی از واحدها، برونده ناکافی هنگام آزمایش داشتند (۲۹). مطالعات در مورد دستگاه‌های لایت‌کیور مورد استفاده در مطب‌های دندانپزشکی گزارش کرده‌اند که بسیاری از دستگاه‌ها، تابش کمتر از mW/cm^2 ۴۰۰ داشته‌اند، که به احتمال زیاد به دلیل نگهداری نادرست، آسیب سرهای هدایت کننده‌ی نور یا پوشیده شدن با مواد رزینی می‌باشد (شکل ۱) (۱۹، ۲۹).

شکل ۱: آلودگی سر دستگاه میزان انرژی رسیده را کاهش می‌دهد (۲۴)

میرزایی و مرادی‌مجد (۳۰) شدت دستگاه‌های لایت‌کیور در مطب‌های خصوصی شهر تهران را در سال ۱۳۸۴مورد بررسی قرار دادند. طبق یافته‌های این مطالعه، شدت اشعه‌ی دستگاه‌های لایت‌کیور در ۴۶/۲ درصد مطب‌های دندانپزشکی، برای کیورینگ مناسب نبوده و از آنجایی که با افزایش سن دستگاه، افزایش دفعات تعویض لامپ، افزایش میزان دبری بر روی fan دستگاه و یا وجود خراش بر روی فیلتر از شدت اشعه کاسته می‌شود، بنابراین کنترل منظم کیفیت این دستگاه‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

سوادی اسکویی و همکاران (۳۱) کارایی دستگاه‌های لایت‌کیور را در مطب‌های خصوصی و مراکز درمانی شهر تبریز در سال ۱۳۸۰ مورد بررسی قرار دادند و این‌گونه نتیجه‌گیری کردند که به طور کلی شدت نور دستگاه‌های لایت‌کیور در نوردهی مناسب نبوده، لذا بالا بردن سطح آگاهی دندانپزشکان نسبت به لزوم کنترل منظم کیفیت دستگاه اهمیت ویژه‌ای دارد.

معرفی دستگاه‌های لایت‌کیور با قدرت بیشتر نیز مشکلات برونده ناکافی نور را حل نکرده‌اند (۳۲).

در حالی‌که برونده کوارتز- تنگستن- هالوژن (QTH) با افزایش عمر منبع نور و فیلتر کاهش می‌یابد، در مورد دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED) برونده با افزایش عمر یا در نتیجه استفاده‌ی اشتباه ممکن است کمتر تحت تأثیر قرار گیرد (۵، ۱۷).

اگرچه رادیومتر دندانی دستی با غیر یکنواختی اشعه تحت تأثیر قرار می‌گیرد و غیر دقیق است (۵)، می‌تواند هنگام ارزیابی عملکرد بر اساس زمان ترکیب مشابه از دستگاه لایت‌کیور/ هدایت کننده‌ی نور، در طول زمان مفید باشد (۵، ۳۲). همچنین تست خراش عمق کیور به وسیله‌ی دندانپزشک برای ارزیابی عملکرد نور دستگاه می‌تواند استفاده شود، این تست به صورت خراش ماده‌ی ترمیمی و اندازه‌گیری سختی ترمیم بعد از کیورینگ در سطح بالایی و پایینی آن (bottom and top hardness) به منظور اطمینان

www.SID.ir

Archive of SID

از کیور کافی در سطح پایینی ترمیم می‌باشد (۳۳). برای برطرف کردن نواقص رادیومترهای دندانپزشکی که در مطب استفاده می‌شوند، یک اسپکتروراديومتر با سطح آزمایشگاهی به نام Check MARC (blue light analytics) که دارای قابلیت اندازه‌گیری دقیق خروجی دستگاه لایت است، معرفی شده است (شکل ۲) (۲۴).

شکل ۲: دستگاه Check MARC برای بررسی تابش دستگاه لایت‌کیور

داده‌ها هر بار ذخیره شده و قابل مقایسه با ارزیابی‌های بعدی می‌باشد (۲۴).

بنابراین با این دو روش ارزیابی (رادیومتر دندانی دستی و تست خراش عمق کیور) می‌توان دستگاه لایت‌کیور را کنترل و مدت تابش را تنظیم کرد که باعث کمک به اطمینان از نتایج لایت‌کیور مطلوب و قابل پیش‌بینی می‌شود (۳۳).

ه) روش‌های کنترل عفونت

دستگاه‌های لایت‌کیور می‌توانند منبع انتقال عفونت متقاطع بین بیماران باشند (۳۴). بهترین کار از نقطه نظر کنترل عفونت در مورد دستگاه‌های لایت‌کیور این است که، بخش هادی نور قابل جدا شدن و اتوکلاو شدن و به آسانی قابل ضد عفونی شدن، باشند. اتوکلاو ممکن است در انتهای دستگاه یک ناحیه، بخار ایجاد کند که باعث کاهش برونده دستگاه می‌شود (۳۵). زمانی که از روش‌های استریلیزاسیون سرد برای تمیز کردن دستگاه لایت استفاده می‌شود، می‌بایست از محلول‌های تمیز کننده‌ی تصویب شده استفاده گردد. گاهی اوقات مایع استریلیزاسیون منجر به خوردگی O- ring، که جهت ثبات هدایت کننده‌ی نور استفاده می‌شود، می‌گردد (۲۴). همچنین برخی از محلول‌های ضد عفونی ممکن است توانایی انتقال نور هادی‌های نوری فایبرگلاس را کاهش دهند (۳۶). چرا که ضد عفونی کننده‌های سطحی باعث تجزیه بخش‌های پلاستیکی، لنزها، بازتابنده‌ها، هدایت کننده‌های نوری فایبراپتیک و الکترونیک می‌شود (۳۴، ۳۶).

بنابراین باید دقت لازم در زمینه‌ی استفاده از ضد عفونی مناسب توصیه شده توسط کارخانه مبذول شود.

تمیز کردن دستگاه لایت‌کیور با سطح بدون مانع دخول آب مشکل است و بدین سبب میکروب‌ها می‌توانند بین انتها و بدنه‌ی دستگاه لایت‌کیور باقی بمانند. یک محافظ برای کنترل عفونت باید برای پوشش دستگاه‌های لایت‌کیور با این نوع انتها استفاده شوند. این موانع پلاستیکی ممکن است تابش دستگاه لایت‌کیور را کاهش دهند و بنابراین زمان تابش باید بر طبق آن افزایش یابد (۳۷). تحقیقات نشان داده که برخی از محافظان می‌تواند میزان تابش دستگاه لایت را تا ۴۰ درصد کاهش دهد (۳۸).

پلاستیک مخصوص بسته‌بندی مواد غذایی را می‌توان به عنوان یک حفاظ کنترل عفونت ارزان و مؤثر به کاربرد به طوری که تأثیر حداقلی بر میزان نور رسیده دارد (۳۸).

۲) زمان تابش نور توصیه شده

توصیه‌های سازندگان دستگاه نور و کامپوزیت رزین برای زمان تابش نور معمولاً بر اساس بهترین شرایط، یعنی با یک دستگاه لایت‌کیور جدید و یک ضخامت مشخص ماده و شرایط آزمایشگاهی ایده‌آل برای دستگاه لایت‌کیور که مستقیماً روی کامپوزیت رزین قرار گیرد، می‌باشد (۷، ۲۱). حتی در این شرایط، تعدادی از زمان‌های تابش توسط برخی از محققین با روش‌های عینی آزمایش، بسیار کوتاه نشان داده شده‌اند (۶، ۲۱، ۳۳). توصیه‌ی تولید کنندگان، معمولاً تنوع شرایط کلینیکی، جایی که دندانپزشک ممکن است دستگاه لایت‌کیور را در موقعیتی به کاربرد که نگه‌داشتن ثابت در نزدیک سطح کامپوزیت رزین در طول کل زمان

www.SID.ir

Archive of SID

تابش دشوار باشد، را در نظر نمی‌گیرند (۷، ۳۹). همچنین عمق کیور درون کامپوزیت رزین به طور چشمگیری به ترکیب و رنگ ماده و خصوصیات برونده نوری دستگاه لایت‌کیور وابسته است. اگرچه تعدادی از تولید کنندگان بر این حقیقت واقف‌اند. برای مثال یک تولید کننده زمان تابش ۵ تا ۴۰ ثانیه را برای تابش نور مؤثر سایه‌های متفاوت و انواع کامپوزیت رزین‌های خود، توصیه می‌کند (۲۲)، دندان‌پزشک ممکن است یک زمان تابش را انتخاب کند و آن را برای تمام رنگ‌ها و موقعیت‌ها به کار برد. بر اساس یک موقعیت، این حالت ممکن است انرژی خیلی زیاد یا خیلی کم به کامپوزیت رزین برساند.

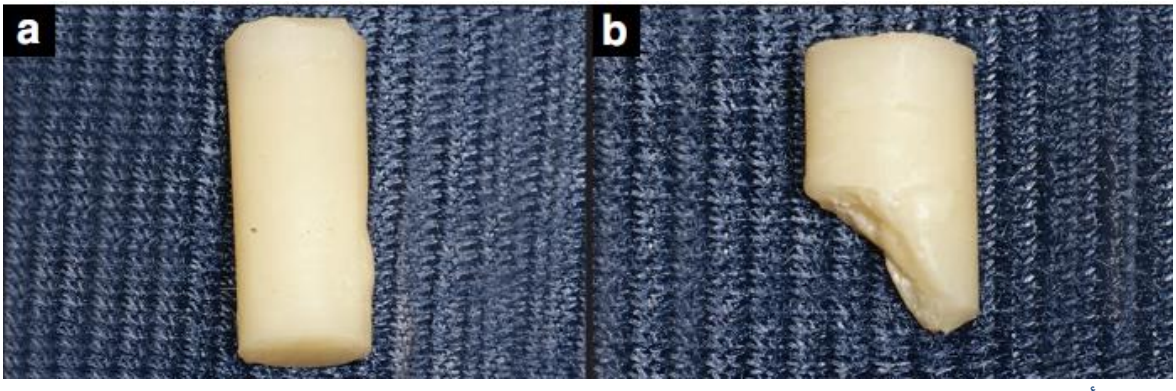
بسیاری از دستگاه‌های لایت‌کیور با این خصوصیت که فقط نیاز به یک زمان تابش کوتاه دارند، در بازار عرضه می‌گردند، تعدادی به کوتاهی یک ثانیه، به این دلیل که آن‌ها تابش بالایی دارند (۳۳). یک نگرانی در مورد لایت‌کیور کردن سریع رزین دندانی وجود دارد که ممکن است استرس انقباض پلیمریزاسیون را افزایش و استحکام باند رزین به دندان را کاهش دهد (۱۰).

اطلاعات موجود نشان می‌دهد تأثیر استفاده از انواع متفاوت سبک‌های تابش نور، بسیار به ماده‌ی خاص مورد استفاده‌ی دستگاه لایت‌کیور و شرایط کلینیکی وابسته است (۴۰).

۳) تکنیک عمل کننده

تکنیک عمل کننده روی تابش نور رسیده به کامپوزیت رزین تأثیر می‌گذارد (۷، ۴۱، ۴۲). برای به حداکثر رساندن میزان انرژی رسیده، عمل کننده باید محافظ چشم مناسب استفاده کند. بدین ترتیب می‌تواند از نزدیک و عمود بودن دستگاه لایت‌کیور بر ترمیم، اطمینان یابد (۳۹)، چرا که جهت‌گیری و موقعیت سر دستگاه در میزان انرژی رسیده به ترمیم مؤثر است (شکل ۳) (۴۳، ۴۴). موقعیت سر دستگاه به صورت ۴۵ درجه، میزان انرژی رسیده به ترمیم را ۵۶ درصد کاهش می‌دهد (شکل ۴) (۳۹).

شکل ۳: موقعیت‌دهی صحیح سر دستگاه لایت‌کیور برای پلیمریزاسیون ترمیم کلاس V (۲۴)



شکل ۴: تأثیر زاویه‌ی سر دستگاه لایت‌کیور بر عمق کیورینگ a. زاویه‌ی مناسب دستگاه لایت‌کیور (۹۰ درجه) b. زاویه نامناسب دستگاه لایت‌کیور (۴۵ درجه) و پلیمریزاسیون ناکافی (۲۴)

www.SID.ir

Archive of SID

حتی هنگام استفاده از مدل‌ها و مارک‌های مشابه دستگاه لایت و با سبک و زمان مشابه ولی با عمل کننده‌های متفاوت، نتایج متفاوتی بدست می‌آید. این مورد می‌تواند در مطالعاتی که از شبیه‌ساز بیمار MARC استفاده کرده‌اند، نشان داده شود. این شبیه‌ساز به عنوان یک وسیله‌ی آموزشی نوردهی در دانشگاه‌های اروپا و آمریکای شمالی استفاده می‌شود (۳۹، ۴۴).

MARC حاوی یک اسپکتروراديومتر آزمایشگاهی و ابزار اندازه‌گیری انرژی نوری است. سنسور اندازه‌گیری انرژی، در دندان قرار گرفته و نتایج فوری توسط کامپیوتر اعلام می‌گردد. این وسیله‌ی ابداعی میزان و نوع انرژی دریافت شده در ترمیم شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد. بازخورد فوری را فراهم می‌آورد و به این ترتیب شخص با این وسیله برای بهبود مهارت نوردهی آموزش داده می‌شود. در یک ارزیابی از ۳۵ دندانپزشک، با وجود این‌که می‌دانستند تحت ارزیابی به وسیله‌ی MARC قرار دارند، اختلاف ۱۰ برابری در میزان انرژی رسیده شده، بین عمل کنندگان مشاهده شد (۴۵).

در یک مطالعه، توانایی ۲۰ متخصص دندانپزشکی برای رساندن انرژی مناسب نوری به ترمیم‌ها در مدل دندانی مورد ارزیابی قرار گرفت، میزان J/cm^2 ۱۰ به عنوان حداقل تابش اشعه‌ی مورد نیاز برای ضخامت mm ۲ از نمونه‌های Filtek supreme A_2B (3M, ESPE) برای رسیدن به ۸۰ درصد ارزش سختی نهایی، استفاده گشت. تابش رسیده با ۲۰ عمل کننده اندازه‌گیری شد، با استفاده از دستگاه لایت‌کیور یکسان با زمان یکسان، تفاوت زیادی بین تابش رسیده به وسیله‌ی عمل کنندگان مختلف نشان داده شد، به طوری که ۲۷ درصد کلینیسین‌ها کمتر از J/cm^2 ۱۰ به حفرات کلاس I یکسان و ۸۲ درصد کمتر از J/cm^2 ۱۰ برای حفرات کلاس V یکسان خلفی تابانده بودند (۴۱). دندانپزشکان و دستیاران به خوبی در استفاده‌ی درست و علمی از دستگاه آموزش داده نمی‌شوند و در اکثر موارد تنها به زمان تابش توجه می‌شود (۴۳). مطالعات اخیر نشان داده‌اند که این تنوع می‌تواند کاهش یابد و اکسپوژر تابش می‌تواند با فراهم کردن فیدبک فوری روی میزان تابش و انرژی رسیده، با آموزش چگونگی اجتناب از اشتباهات با استفاده از شبیه‌ساز بیمار، بهبود یابد (۳۹).

بنابراین استفاده از تکنیک مناسب که شامل موقعیت مناسب بیمار برای دسترسی بهتر و اطمینان از موقعیت مناسب دستگاه لایت‌کیور در هنگام فرایند نوردهی است، از فاکتورهای حیاتی برای رسانیدن انرژی کافی به ترمیم است (۴۲).

٤) ویژگی‌های ترمیم

این ویژگی‌ها مرتبط با مکان، سایز، عمق حفره در ارتباط با موقعیت سر دستگاه لایت می‌باشد. همچنین این ویژگی‌ها شامل ملاحظات آناتومیک و محدودیت‌های حین کاربرد دستگاه لایت نیز هستند (۴۲):

میزان بازشدگی دهان بیمار، سایز سر دستگاه لایت‌کیور و زاویه‌ی آن می‌تواند موقعیت هدایت کننده‌ی دستگاه را محدود سازد. همچنین موقعیت دندان در آرک دندانی و سطح مورد ترمیم می‌تواند به عنوان فاکتور محدود کننده باشد و بدین ترتیب قرار دادن هدایت کننده‌ی نوری با زاویه‌ی عمود و نزدیک به ترمیم غیر ممکن می‌گردد و افزایش زمان نوردهی لازم می‌شود. محدودیت‌های دسترسی منجر به زاویه‌گیری سر وسیله، انعکاس و انکسار نور و سایه افکندن می‌گردد (۳۹-۴۵).

بسیاری از هدایت کننده‌های نوری دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED)، سر کوچک mm ۹ یا کوچکتر دارند. سطوح باید به صورت overlap (روی هم افتاده) نوردهی شود تا از پلیمریزاسیون کامل اطمینان حاصل شود (۳۹-۴۵).

اگر نوردهی از میان ساختار دندانی یا ماده‌ی ترمیمی مانند پرسلن صورت می‌گیرد می‌بایست زمان نوردهی افزایش یابد، البته باید در نظر گرفت که این افزایش زمان نوردهی منجر به تولید حرارتی اضافی در دندان، پالپ، بافت‌های نرم اطراف می‌شود که می‌بایست در طی پلیمریزاسیون با جریان هوا خنک گردد (۳۹-۴۵).

www.SID.ir

Archive of SID

افزایش زمان نوردهی برای ترمیم‌های CL II در باکس پروگزیمال و نیز برای هر نوع ترمیم عمیق باید در نظر گرفته شود. نوار ماتریکس و رینگ مربوطه منجر به دورتر قرار گرفتن هدایت کننده‌ی نور بیش از ۲-۶ mm از مارژین‌های ترمیم می‌شود (شکل ۵). ارتفاع کاسپ منجر به قرارگیری سر وسیله ۱ mm دورتر از مارژین‌های ترمیم اکلوزالی در دندان‌های خلفی می‌گردد. دوباره تأکید می‌شود که با افزایش زمان نوردهی، خنک کنندگی دندان در نظر گرفته شود (۳۹-۴۵).

شکل ۵: موقعیت نامناسب سر دستگاه لایت‌کیور که در فاصله‌ی دور نسبت به حفره‌ی کلاس II واقع شده است (۲۴)

به علاوه افزایش زمان نوردهی برای شیدهای خیلی روشن کامپوزیت (bleaching shades) و شیدهای بسیار تیره (۴۲، ۴۳، ۴۵)،کامپوزیت فلو و کامپوزیت میکروفیل نیاز است (۴۶).

بنابراین می‌بایست حتماً دستورالعمل کارخانه در ارتباط با توصیه‌های نوردهی مطالعه شود.

۵) انرژی مورد نیاز کامپوزیت

الف) نتایج رسانیدن انرژی خیلی کم:

رسانیدن انرژی خیلی کم به کامپوزیت رزین ممکن است به عنوان عامل شیوع بالاتر شکست زودرس ترمیم‌های بزرگ خلفی با پایه‌ی رزین در مطب‌های دندانپزشکی به علت پوسیدگی ثانویه و شکستگی توده‌ای باشد (۳، ۴). عملکرد کلینیکی ضعیف ترمیم کامپوزیت رزین شامل پوسیدگی مارژینال عود کننده، شکستگی توده‌ای، تغییر رنگ توده‌ای و مارژینال، از دست رفتن فرم آناتومیکی و از دست رفتن گیر به طور روزانه توسط دندانپزشکان مشاهده می‌شود که ممکن است به دلیل عدم موفقیت در رسانیدن نور کافی برای کیور مناسب رزین باشد. تعداد زیادی مطالعات آزمایشگاهی منتشر شده که خصوصیات مکانیکی و فیزیکی آسیب دیده (۷، ۸)، باند ضعیف‌تر به دندان (۹، ۱۱)، افزایش کلونیزه شدن باکتری‌ها (۴۷)، کاهش ثبات رنگ (۴۸) در کامپوزیت رزین‌هایی که انرژی نوری کافی دریافت نکرده‌اند را نشان می‌دهد. یک مطالعه‌ی کلینیکی که، ترمیم‌های کامپوزیت رزین لایت‌کیور شده را در دندان‌های دست دندان قرار داد، تأیید کرد که ترمیم‌های رزین کمتر از حد کیور شده، افزایش سایش به میزان چشمگیر و غیرقابل قبول از لحاظ کلینیکی را بعد از ۲ سال نشان دادند (۴۹).

ب) سمیت بالقوه‌ی رزین با کیور کمتر از حد

کامپوزیت رزین با پلیمریزاسیون ناکافی دارای درجه‌ی تبدیل مونومر کمتر و در نتیجه پتانسیل بیشتر برای نشت اجزای سمی است (۱۲-۱۶). یک مطالعه پتانسیل سمیت سلولی کامپوزیت رزین روی محیط کشت دارای فیبرو بلاست‌های اولیه‌ی لثه‌ای انسان را ارزیابی کرد. برای هر رزین با افزایش درصد تبدیل مونومر، سمیت سلولی کاهش یافت (۵۰). یک مطالعه‌ی دیگر آزادسازی بیس فنول A (BPA) از ادهزیوهای ارتودنتیک که با فواصل گوناگون از سر دستگاه لایت‌کیور شده بودند را ارزیابی کرد و بیس فنول A آزاد شده و درجه‌ی تبدیل رزین را به هم ارتباط

www.SID.ir

Archive of SID

داد. آن‌ها دریافتند که رزینی که در فواصل ۵ تا ۱۰ mm از دستگاه لایت‌کیور قرار داشته کمتر از حد مطلوب کیور شده و بیس فنول A بیشتری در مقایسه با آن‌هایی که در فاصله‌ی ۵ mm از سر دستگاه بوده‌اند داشته است (۱۵). در یک مطالعه‌ی جدید، سه کامپوزیت رزین نانوهیبرید با زمان‌های متفاوت تحت تابش قرار گرفتند. یک رابطه‌ی معکوس قوی بین درجه‌ی تبدیل و اجزای شسته شده از کامپوزیت رزین به دست آمد. نویسندگان آن تأکید بر اکسپوژر تابش کافی (۴۰ s یا ۲۰s) دارند، زیرا زمان تابش کمتر (۱۰s یا ۵s) باعث کاهش درجه تبدیل و شسته شدن میزان بیشتری از مواد سمی در این کامپوزیت رزین‌ها می‌شود (۱۴). این مطالعات نشان می‌دهند که به دلایل سلامتی به تنهایی، کامپوزیت رزین باید به میزان کافی نوردهی شود.

ج) خطرات رسانیدن انرژی بسیار زیاد

کلینیسین‌ها باید برای جلوگیری از ترومای‌های غیر ضروری به پالپ، آموزش ببینند و نباید دندان زنده را بدون خنک کننده‌ی آب کافی برای کاهش افزایش دمای داخل پالپی، آماده کنند، نوردهی ترمیم‌ها می‌تواند منجر به انتقال انرژی به دندان و نسوج اطراف و در نتیجه افزایش دما در این نواحی شود، اما این افزایش دما اغلب نادیده گرفته می‌شود. افزایش دمای قابل تحمل برای پالپ انسان بین ۵/۵-۱۱ درجه‌ی سانتی‌گراد گزارش شده است (۵۱). اما اثر حرارت روی بافت‌های پالپ فقط در پالپ‌های دندانی جوان سالم و یا در حیوانات آزمایش شده است. دندان با ترمیم وسیع یا دندان آسیب دیده با پوسیدگی ممکن است متفاوت پاسخ دهد.

زمانی عرضه‌ی اولین نسل دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED) به بازار، به عنوان «نور خنک» مورد تبلیغ قرار گرفت، به گونه‌ای که به میزان کمتری منجر به افزایش دمای پالپ در مقایسه با نور کوارتز- تنگستن- هالوژن (QTH) می‌شود (۵۲). این مورد فقط برای انواع اولیه‌ی این دستگاه‌های دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED) که برونده خیلی پایینی داشتند صادق است. با افزایش قدرت برونده دستگاه‌های دیود ساطع کننده‌ی نور (LED)، پتانسیل تولید مقادیر افزایش دمای آسیب دهنده در پالپ و نسوج دهان افزایش یافت (۷، ۱۷، ۱۸). لیپرینس و همکاران اثر خصوصیات منبع نور و زمان تابش برروی افزایش دمای اتاقک پالپ مولر کشیده شده را ارزیابی کردند (۶). آن‌ها گزارش کردند که افزایش دما با زمان تابش طولانی‌تر و برونده بیشتر دستگاه لایت‌کیور افزایش می‌یابد. در حفرات عمیق با عاج پوشاننده‌ی اندک که پالپ در معرض خطر بیشتر است، ملاحظات در مورد انتخاب دستگاه لایت‌کیور و برنامه‌ی تابش باید در نظر گرفته شود. بنابراین، افزایش دمای داخل پالپ می‌تواند با قرار دادن مستقیم جریان هوا در طول بخش کرونال دندان با سرنگ یا سر ساکشن با حجم بالا کاهش یابد (۵۳). افزایش دمای پالپ نه تنها به تابش دستگاه لایت‌کیور بلکه با واکنش پلیمریزاسیون اگزوترمیک رزین‌های فعال شونده با نور وابسته است (۷، ۵۴). کامپوزیت رزین‌های flowable می‌توانند پلیمریزاسیون اگزوترم بیشتر با افزایش بیشتر در دمای داخل پالپی در مقایسه با آنالوگ‌های ترمیمی‌شان، تولید کنند که به دلیل محتوای رزینی بالاتر آن‌هاست (۵۴). بنابراین پتانسیل افزایش دمای غیر قابل قبول در هنگام استفاده از رزین‌های flowable با قدرت برونده بالای دستگاه لایت‌کیور بسیار بالاتر است.

در سال ۲۰۱۲ سه مورد کلینیکی گزارش شد که نور دیود ساطع کننده‌ی نور (LED)، لب‌های بیماران را سوزانده بود (۵۵). چون بیماران بی‌حس بودند، سوختگی بافت نرم فقط بعد از پایان ترمیم شناسایی شد. همچنین گزارش شده که حضور رابردم، حفاظت مؤثری برای بافت نرم ایجاد نمی‌کند. توصیه می‌شود که دستگاه لایت‌کیور باید فقط روی مواد کامپوزیت رزین فعال شود، بعلاوه، آن‌ها قرار دادن گاز زیر رابردم برای کاهش حرارت بافت نرم را توصیه می‌کنند. این مورد وقتی مارژین ترمیم، نزدیک بافت‌های لثه‌ای است، از جمله حفرات کلاس V یا حفره اینترپروگزیمالی ترمیم کلاس II به سختی به دست می‌آید (۲۰).

www.SID.ir

Archive of SID

٦) خطرات چشمی: خطر نور آبی

دندان‌پزشک وظیفه‌ی محافظت هم از خود و هم از کارکنان در برابر خطر را دارد. پرسنلی که از دستگاه لایت‌کیور به طور روزانه استفاده می‌کنند، ممکن است در خطر افزایش آسیب چشمی باشند. در حالی که تابش فرابنفش کاملاً شناخته شده که آسیب قرنیه و کراتیت نوری، کاتاراکت و اپک شدن موقت یا دایم لنز ایجاد می‌کند (۵۶)، نور آبی دستگاه لایت‌کیور به طور اختصاصی منجر به آسیب به شبکیه می‌شود. این آسیب نور آبی در ۴۴۰ نانومتر بیشترین است (۵۷) که در همان محدوده‌ی برونده دستگاه لایت‌کیور است (۵، ۶، ۱۸، ۲۳). در حالی‌که پاسخ طبیعی برگرداندن چشم از نور درخشان، اکسپوژر تکی را به کمتر از ۰/۲۵ ثانیه می‌رساند، نور باریک آبی ساطع شده از واحدهای دیود ساطع کننده‌ی نور (LED) همیشه این پاسخ برگردان محافظتی را تحریک نمی‌کند (۵۸). نور آبی از لایه‌های چشم عبور کرده در شبکیه جذب می‌شود. در حالی‌که سطح بالای نور آبی سریع و غیر قابل برگشت باعث سوختگی شبکیه می‌شود، مواجه مزمن با سطح پایین نور آبی ممکن است باعث تسریع فرایند پیری شبکیه و دژنره شدن آن شود. این آسیب مزمن فتوشیمیایی به اپی‌تلیوم پیگمانته‌ی شبکیه و مشیمیه می‌تواند دژنراسیون وابسته به سن عضلانی (age-related muscular degeneration) ARMD را تسریع کند (۵۹).

بیشتر کشورها از راهنمای بین‌المللی برای تابش نوری پیروی می‌کنند. از جمله‌ی آن‌ها، کمیته‌ی بین‌المللی بر حفاظت در برابر اشعه‌ی غیر یونیزان (ICNIRP) و کنفرانس صنایع بهداشتی دولتی آمریکا (ACGIH) در ارتباط با حداکثر نور تجمعی مجاز در بازه‌ی ۸ ساعت را بیان کرده‌اند. آستانه‌ی ACGIH برای خطر نور آبی با راهنمای ICNIRP هماهنگ است و عملکرد خطر نور آبی دارای ارزش، نباید بالاتر از J/cm^2 ۱۰۰ در کل مدت نگاه کردن ۱۶۷ دقیقه‌ای در ۸ ساعت روز برسد (۵۷). مطالعات قبلی در دهه‌ی ۱۹۸۰ که خطر کوارتز- تنگستن- هالوژن (QTH) را اندازه گرفتند، دریافتند که این نور پتانسیل کمی برای آسیب چشمی دارد (۵۹، ۶۰). با این وجود بیشتر مطالعات در دهه‌ی ۱۹۸۰ تابش کمتر از mW/cm^2 ۴۰۰ در طیف nm ۴۰۰-۵۰۰ داشتند. کوارتز- تنگستن- هالوژن‌های (QTH) معاصر، پلاسما آرک با قدرت بالا (PAC) و دیودهای ساطع کننده‌ی نور (LED) ممکن است تابش بالاتری فراهم آوردند (تا حدود mW/cm^2 ۵۸۰۰ یا بیشتر) و در بعضی موارد پیک طیف نشری نزدیک ۴۴۰ نانومتر است (۲۳، ۲۵، ۵۹). مطالعات اخیر نشان می‌دهد که با این دستگاه‌های لایت‌کیور، محدوده‌ی ACGIH (۵۷) با ۸ ساعت کار روزانه به دست می‌آید. اگر یک عمل کننده، عینک محافظ نارنجی استفاده نکند و به نوک دستگاه برای هر ثانیه‌ی شروع سیکل قبل تغییر مسیر دید، نگاه کند این می‌تواند به اندازه‌ی ۷ سیکل تابش باشد تا از تابش روزانه حداکثر تحت نور PAC تست شده فراتر برود (۶۱). همچنین باید متذکر شویم که مواجه‌ی توصیه شده حداکثر در ACGIH، برای افراد با حساسیت نوری نرمال است و بیماران و یا پرسنل دندان‌پزشکی که عمل جراحی قرنیه کرده یا تحت درمان با حساس کننده‌های نوری‌اند، حساسیت به نور آبی بیشتر و آسیب شبکیه با زمان مواجه کوتاه‌تری دارند (۵۷، ۵۸).

تعدادی از عینک‌های فیلتر کننده‌ی نور آبی (نوع نارنجی بلوک کننده‌ی آبی) نشان داده شد که عبور نور از nm ۵۰۰ را به زیر ۱ درصد کاهش می‌دهد (۵۹)، هنگام استفاده از عینک‌های فیلتر کننده‌ی نور آبی، عمل کننده می‌تواند به جای نگاه نکردن به نور خارج شده از دستگاه لایت‌کیور، با امنیت به کاری که انجام می‌دهد نگاه کند. این مورد می‌تواند میزان نور رسیده به ترمیم را بهبود بخشد (۳۹، ۴۲). متأسفانه با وجود توصیه‌ی بسیاری از کارخانه‌های تولید لایت‌کیور به استفاده از این عینک‌های محافظتی، این موارد به طور همگانی استفاده نمی‌شود (۶۲).

www.SID.ir

Archive of SID

توصیه‌های مبتنی بر شواهد برای کلینیسین هنگام استفاده از دستگاه لایت‌کیور (۲۰)

توصیه‌های زیر به کلینیسین در جهت استفاده‌ی بهتر از دستگاه لایت‌کیور کمک می‌کنند و بدین ترتیب بیماران آن‌ها می‌توانند ترمیم‌های رزینی ایمن و بالقوه‌ی طولانی مدتی دریافت کنند.

۱- خصوصیات دستگاه لایت‌کیور خود را بدانید، آیا دستگاه لایت‌کیور برونده نوری یکنواختی دارد یا نیاز است که شما سر دستگاه را هنگام نوردهی حرکت دهید؟ با افزایش فاصله از سر دستگاه، چه میزان از انرژی تابشی کاسته می‌شود آیا نیاز است که زمان تابش را در ترمیم‌های عمیق بیشتر کنید؟ آیا طیف خروجی دستگاه لایت‌کیور با حساسیت کامپوزیت رزین هماهنگ است؟ آیا سبک تابش برای کامپوزیت رزین مورد استفاده مناسب است؟ آیا می‌تواند استرس انقباض پلیمریزاسیون بیشتری تولید شود؟ آیا برونده دستگاه لایت‌کیور می‌تواند آسیب حرارتی برای پالپ یا نسج نرم اگر بدون دقت استفاده شود ایجاد کند؟ (۶۳، ۶۴)

۲- تکنیک مناسب کنترل عفونت برای دستگاه لایت‌کیور را استفاده کنید و زمان تابش را بر اساس آن تنظیم کنید.

۳- عملکرد دستگاه لایت‌کیور خود را کنترل کنید (۶۵) و یک کتابچه از برونده از زمان خرید دستگاه لایت‌کیور فراهم کنید. برای راهنمای هر نوع تنظیم زمان تابش، دندانپزشک می‌تواند تست‌های عمق کیور متفاوت برای رنگ‌های متفاوت کامپوزیت رزین نوری را در فواصل کلینیکی موجود انجام دهد.

۴- برونده دستگاه لایت‌کیور را با آزمایش سر آن برای آسیب و پاک کردن کامپوزیت رزین‌های کیور شده‌ی قبلی بالا ببرید. تمیز کردن یا تعویض سر دستگاه ممکن است نیاز باشد (۶۵).

۵- چشم‌های تمامی کسانی که ممکن است به نور، اکسپوز شوند را حفاظت کنید. از عینک‌های مناسب نارنجی (بلوک کننده‌ی نور آبی) استفاده کنید.

۶- یاد بگیرید که چگونه از دستگاه لایت‌کیور برای رسانیدن حداکثر انرژی به کامپوزیت رزین استفاده کنید. محور مرکزی دستگاه لایت‌کیور را مستقیماً روی و در موقعیت درست نسبت به کامپوزیت رزین قرار دهید، وقتی از دستگاه لایت‌کیور با نور غیر یکنواخت استفاده می‌کنید، سر دستگاه را حرکت دهید و زمان تابش را زیاد کنید.

این مورد وقتی آندرکات موجود است هم باید انجام شود، چون مانع دسترسی مستقیم به کامپوزیت رزین می‌شوند. بعلاوه، در این شرایط از کیور اضافه باکولینگوالی استفاده کنید (اما از افزایش حرارت آگاه باشید). بیمار را در موقعیتی قرار دهید که بهترین دسترسی برای دستگاه لایت‌کیور فراهم گردد.

۷- یک تکنیک برای جلوگیری از چسبیدن رزین کیور نشده به سر دستگاه لایت کیور استفاده کنید، چون می‌تواند باعث کاهش برونده شود برای مثال تابش را با فاصله‌ی ۱ mm سر دستگاه از ترمیم آغاز کنید، وقتی سطح ترمیم سفت شد (بعد از ۱ ثانیه) سر دستگاه لایت‌کیور را به سطح ترمیم تا حد ممکن نزدیک کنید.

۸- لب و مخاط دهان را از نور با گاز و خنک کننده‌ی هوا و یا تأمل چند ثانیه‌ای بین هر سیکل لایت‌کیور هنگام استفاده از نور پرقدرت که پتانسیل آسیب ناشی از افزایش حرارت را دارد، محافظت کنید.

نتیجه‌گیری

دستگاه لایت‌کیور، یک ابزار زنده‌ای است که معمولاً به اشتباه به آن توجه کمی شده است. انتخاب دستگاه لایت‌کیور و نحوه‌ی استفاده، فاکتورهای مهمی برای ترمیم‌های رزینی ایمن و بالقوه با عمر طولانی‌اند.

به طور خلاصه ۴ فاکتور زیر در فرایند نوردهی باید مورد توجه قرار گیرد:

۱- خصوصیات دستگاه نوردهی ۲- تکنیک عمل کننده ۳- ویژگی‌های ترمیم ۴-انرژی مورد نیاز کامپوزیت.

www.SID.ir

Archive of SID

References

1. American Dental Association. 2005-06. Survey of dental services rendered. Chicago, IL: American Dental Association; 2007.
2. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. Journal of Adhesive Dentistry 2012; 14(5): 407-31.
3. Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. European Journal of Oral Sciences 2012; 120(6): 539-48.
4. Overton JD, Sullivan DJ. Early failure of Class II resin composite versus Class II amalgam restorations placed by dental students. Journal of Dental Education 2012; 76(3): 338-40.
5. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring-a review. Dental Materials 2011; 27(1): 39-52.
6. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. Oper Dent 2010; 35(2): 220-30.
7. Shortall A, El-Mahy W, Stewardson D, Addison O, Palin W. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. Journal of Dentistry 2013; 41(5): 455-63.
8. Hammouda IM. Effect of light-curing method on wear and hardness of composite resin. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2010; 3(2): 216-22.
9. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 2006; 18(1): 19-27.
10. Feitosa VP, Fugolin AP, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Consani S, Watson TF, et al. Effects of different photo-polymerization protocols on resin-dentine μTBS, mechanical properties and cross-link density of a nano-filled resin composite. J Dent 2012; 40(10): 802-9.
11. Price RB, Ferracane JL, Felix C, Bhatt S. Effect of Energy Delivered on the Shear Bond Strength to Dentin. Canadian Journal of Restorative Dentistry and Prosthodontics 2012; 5(4): 48-55.
12. Polydorou O, Konig A, Hellwig E, Kummerer K. Long-term release of monomers from modern dental composite materials. European Journal of Oral Sciences 2009; 117(1): 68-75.
13. Ergun G, Egilmez F, Cekic-Nagas I. The effect of light curing units and modes on cytotoxicity of resin-core systems. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2010; 15(6): e962-8.
14. Durner J, Obermaier J, Draenert M, Ilie N. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. Dent Mater 2012; 28(11): 1146-53.
15. Sunitha C, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Bisphenol A release from an orthodontic adhesive and its correlation with the degree of conversion on varying light-curing tip distances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011; 140(2): 239-44.
16. Ausiello P, Cassese A, Miele C, Beguinot F, Garcia-Godoy F, Di Jeso B, et al. Cytotoxicity of dental resin composites: an in vitro evaluation. J Appl Toxicol 2013; 33(6): 451-7.
17. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. Dental Materials 2013; 29(6): 605-17.
18. Gomes M, Devito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, et al. Temperature increase at the light guide tip of 15 contemporary LED units and thermal variation at the pulpal floor of cavities: An infrared thermographic analysis. Oper Dent 2013; 38(3): 324-33.
19. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Kermalli J, Soliman O, et al. Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units used in private practice in Toronto. J Am Dent Assoc 2005; 136(6): 766-73.
20. Price RB, Shortal AC, Plain WM. Contemporary issue in light curing. Oper Dent 2014; 38(5): 4-14.
21. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. J Am Dent Assoc 2002; 133(4): 429-34.
22. Dentsply SmartLite maX Curing Card Dentsply International Inc. Milford, DE. [Online]. [cited 2010]. Available from: URL: https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/web/en_US/Govt_School/SterilizationProcedures/DENTSPLY-Caulk-SmartLite-Max-x1rglgk-en-1308.pdf
23. Price RB, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. J Esthet Restor Dent 2010; 22(2): 86-101.

www.SID.ir

Archive of SID

24. Strassler HE, Price RB. Understanding light curing, part 2 delivering predictable, successful restorations. Available from: URL: https://www.dentalcetoday.com/courses/165%2FPDF%2FDT_June_14_174_fnl.pdf
25. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. J Esthet Restor Dent 2010; 22(6): 363-77.
26. Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. J Esthet Dent 2000; 12(6): 320-7.
27. Felix CA, Price RB. The effect of distance from light source on light intensity from curing lights. J Adhes Dent 2003; 5(4): 283-91.
28. Mjör IA. Clinical diagnosis of recurrent caries. J Am Dent Assoc 2005; 136(10): 1426-33.
29. Solomon CS, Osman YI. Evaluating the efficacy of curing lights. SADJ 1999; 54(8): 357-62.
30. Mirzaei M, Moradimajd N. Evaluation of curing units efficiency used in private dental offices in Tehran in 2005. Journal of Dental Medicine 2007; 20(2): 138-43. [In Persian].
31. Savadi Oskee S, Poorabbas R, Hafezehquran A. Evaluation of light curing unites effectiveness used in clinics and private dental offices of Tabriz, 2001. J Dent Sch Shahid Beheshti Univ Med Sci 2004; 22(1): 82-95. [In Persian].
32. Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers J Dent 1995; 23(4): 227-32.
33. Rueggeberg FA, Cole MA, Looney SW, Vickers A, Swift EJ. Comparison of manufacturer-recommended exposure durations with those determined using biaxial flexure strength and scraped composite thickness among a variety of light-curing units. J Esthet Restor Dent 2009; 21(1): 43-61.
34. Strydom C. Dental curing lights--maintenance of visible light curing units. SADJ 2002; 57(6): 227-33.
35. Kofford KR, Wakefield CW, Nunn ME. The effect of autoclaving and polishing techniques on energy transmission of light-curing tips. Quintessence Int 1998; 29(8): 491-6.
36. Kakaboura A, Tzoutzas J, Pitsinigos D, Vougiouklakis G. The effect of sterilization methods on the light transmission characteristics and structure of light-curing tips. J Oral Rehabil 2004; 31(9): 918-23.
37. Hwang IN, Hong SO, Lee BN, Hwang YC, Oh WM, Chang HS. Effect of a multi-layer infection control barrier on the micro-hardness of a composite resin. J Appl Oral Sci 2012; 20(5): 576-80.
38. Scott BA, Felix CA, Price RB. Effect of disposable infection control barriers on light output from dental curing lights. J Can Dent Assoc 2004; 70(2): 105-10.
39. Price RB, McLeod ME, Felix CM. Quantifying light energy delivered to a class I restoration. J Can Dent Assoc 2010; 76: a23.
40. Busemann I, Lipke C, Schattenberg A, Willershausen B, Ernst CP. Shortest exposure time possible with LED curing lights. Am J Dent 2011; 24(1): 37-44.
41. Price RB, Felix CM, Whalen JM. Factors affecting the energy delivered to simulated Class I and class v preparations. J Can Dent Assoc 2010; 76: a94.
42. Federlin M, Price R. Improving light-curing instruction in dental school. J Dent Educ 2013; 77(6): 764-72.
43. Price RB, Barghi N, Ernst CP, Ferracane JL, Rueggeberg FA, Shortall A, et al. Eective use of dental curing lights: a guide for the dental practitioner. ADA Professional Prod Rev 2013; 8: 2-12.
44. Price RB, Strassler HE, Price HL, Seth S, Lee CJ. The effectiveness of using a patient simulator to teach light-curing skills. J Am Dent Assoc 2014; 145(1): 32-43.
45. Strassler HE. Successful light curing—not as easy as it looks. Oral Health 2013; 103: 18-27.
46. Strassler HE. Cure depths compared with LED and other curing lights. J Dent Res 2003; 82(Special Issue).
47. Brambilla E, Gagliani M, Ionescu A, Fadini L, Garcia- Godoy F. The influence of light-curing time on the bacterial colonization of resin composite surfaces. Dent Mater 2009; 25(9): 1067-72.
48. Janda R, Roulet JF, Latta M, Kaminsky M, Ruttermann S. Effect of exponential polymerization on color stability of resin-based filling materials. Dental Materials 2007; 23(6): 696-704.
49. 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.
50. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. Biomaterials 1991; 12(8): 737-40.
51. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil 1997; 24(11): 791-801.

www.SID.ir

Archive of SID

52. Yap AU, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. Oper Dent 2003; 28(3): 260-6.
53. Onisor I, Asmussen E, Krejci I. Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. Am J Dent 2011; 24(4): 250-6.
54. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites International. Journal of Paediatric Dentistry 2009; 19(1): 48-54.
55. Spranley TJ, Winkler M, Dagate J, Oncale D, Strother E. Curing light burns. Gen Dent 2012; 60(4): e210-4.
56. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on Limits of Exposure to Ultraviolet Radiation of Wavelengths Between180 nm and 400 nm (Incoherent Optical Radiation). Health Phys 2004; 87(2): 171-86.
57. American Conference of Governmental Industrial Hygienists. TLVs and BEIs Based on the Documentation for Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents and Biological Exposure Indices Cincinnati, Ohio; 2012.
58. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits of exposure to broad-band incoherent optical radiation (0.38 to 3 microM). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Health Phys 1997; 73(3): 539-54.
59. The effects of blue light on the retina and the use of protective filtering glasses. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. J Am Dent Assoc 1986; 112(4): 533-5.
60. Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kiliaridis S, Krejci I. Light-curing time reduction with a new high-power halogen lamp. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 128(6): 749-54.
61. Labrie D, Moe J, Price RB, Young ME, Felix CM. Evaluation of ocular hazards from 4 types of curing lights. J Can Dent Assoc 2011; 77: b116.
62. Hill EE. Eye safety practices in U.S. dental school restorative clinics. Journal of Dental Education 2006; 70(12): 1294-7.
63. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units: a review of what we need to know. J Dent Res 2015; 94(9): 1179-86.
64. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I, Fahey J. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. Dent Mater 2014; 30(12): 1345-57.
65. Hao X, Luo M, Wu J, Zhu S. A survey of power density of light-curing units used in private dental offices in Changchun City, China. Lasers Med Sci 2015; 30(2): 493-7.

www.SID.ir

Archive of SID

A Review on the Resin Materials Light Curing Process

Ailin Ehteshami[1]
Maedeh Ghasemi[2]
Maryam Khoroushi[3]

1. Postgraduate Student, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
2. **Corresponding Author:** Assistant Professor, Dental Materials Research Center, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Email: m.ghasemi@dnt.mui.ac.ir
3. Professor, Dental Materials Research Center, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Abstract

Introduction: Characteristics of light-curing units (LCU), including irradiation uniformity and adequate light intensity, emission spectrum, exposure duration, correct light-curing technique, and regular monitoring of the LCU, are important factors in the success of composite resin restorations. In addition, infection control methods for LCUs have drawn great attention in recent years to control infection.

Search Strategy: An electronic search was carried out in PubMed and Science Direct databases from 1985 to 2016 using these key words: Light-curing unit, dental restoration failures, composite resin restorations, and dental restoration repair.

Conclusion: This article tries to draw attention to the importance of LCUs and discusses the relevant issues. Additionally, the consequences of delivering too little or too much light energy, the concerns over leakage from undercured resins, and the ocular hazards are discussed. Practical recommendations are provided to help clinicians improve their use of the LCU so that their patients can receive safe and potentially longer lasting resin restorations.

Keyword: Composite resin restorations, Dentistry, Light-curing unit.

Received: 12.12.2016 **Revised**: 16.3.2017 **Accepted:** 18.4.2017

How to cite: Ehteshami A, Ghasemi M, KHoroushi M. A Review on the Resin Materials Light Curing Process. J Isfahan Dent Sch 2017; 13(3): 300-322.

www.SID.ir