

مقایسه کارآیی دستگاه‌های مولد نور (PAC,LED,QTH) در فتوپلیمریزاسیون کامپازیت هایبرید نوری

نویسندگان: دکتر مهشید محمدی بصیر^۱، دکتر شقایق تعلیم^۱ و دکتر مریم کاردان^۲

۱. استادیار گروه آموزش ترمیمی، دانشکده دندان پزشکی شاهد
۲. دندان پزشک

Email: mahshid-mohammadi-b@yahoo.com

* نویسنده مسئول:

چکیده

اهداف: این تحقیق به منظور بررسی میزان و عمق کیورینگ (curing) دستگاه‌های جدید فتوپلیمریزان (LED و PAC) در مقایسه با دستگاه متداول ساطع‌کننده نور مرئی (QTH) انجام شد. مواد و روش‌ها: ۴ مولد پلی فلئوئور اتیلن به ارتفاع ۱، ۲، ۳ و ۴ میلی‌متر جهت متراکم کردن کامپازیت مورد استفاده قرار گرفت. این تحقیق در سه گروه آزمایشی انجام شد: گروه ۱: ۲۰ نمونه کامپازیتی در ضخامت‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ میلی‌متر (۵ نمونه در هر زیر گروه) توسط دستگاه کوارتز- تنگستن- هالوژن (QTH)، (Demetron 401, Kerr, orange, CA, USA) به مدت ۲۰ ثانیه cure شد؛ گروه ۲: ۲۰ نمونه کامپازیتی در ضخامت‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ میلی‌متر (۵ نمونه در هر زیر گروه) توسط دستگاه ساطع‌کننده نور آبی (LED)، (Free Light 3 M st paul, MN, USA) به مدت ۲۰ ثانیه cure شد؛ گروه ۳: ۲۰ نمونه کامپازیتی در ضخامت‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ میلی‌متر (۵ نمونه در هر زیر گروه) توسط دستگاه پلاسما آرک (PAC)، (Reme Cure, Remedernt, USA) به مدت ۸ ثانیه cure شد. پس از ۷ روز، نمونه‌ها با ۱۰۰ گرم به مدت ۱۵ ثانیه تحت ریزسخت‌سنجی به روش ویکرز توسط دستگاه میکروهادنس (USA)، (Benhler- Ltd Mx۹۶۶۰۴) قرار گرفتند و عدد ریزسختی سطح تحتانی نمونه‌ها تا ۸۰ درصد نسبت به سطح فوقانی قابل قبول تلقی شد و برای مقایسه بین گروه‌ها، آزمون آماری آنوا (ANOVA) انجام شد و سطح آماری کمتر از ۰/۰۵ معنادار تلقی شد. یافته‌ها: میزان ریزسختی سطحی نمونه‌ها در ۳ گروه مورد بررسی، تفاوت معناداری نداشت (p=۰/۸۵). هر سه دستگاه مولد نور و پلیمریزان تا عمق ۲ میلی‌متر کیورینگ قابل قبولی را ایجاد کردند. نتیجه‌گیری: هر سه دستگاه مولد نور پلیمریزان (PAC,LED,QTH) مورد استفاده در این تحقیق در ضخامت‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ میلی‌متر پلیمریزاسیون مشابهی ایجاد کردند (p=۰/۰۵)؛ برای هر سه دستگاه مولد نور پلیمریزان (PAC,LED,QTH) میزان پلیمریزاسیون تا عمق ۲ میلی‌متر قابل قبول بود (بیش از ۸۰ درصد نسبت به سطح نمونه‌ها)؛ ۳ هیچ‌یک از دستگاه‌های مولد نور پلیمریزان (PAC,LED,QTH) نتوانست پلیمریزاسیون قابل قبولی را در عمق ۴ میلی‌متر ایجاد کند (کمتر از ۸۰ درصد نسبت به سطح نمونه).

واژه‌های کلیدی: فتوپلیمریزاسیون، ریزسختی، PAC,LED,QTH

دوماهنامه علمی - پژوهشی
دانشگاه شاهد
سال پانزدهم - شماره ۷۳
اسفند ۱۳۸۶

وصول: ۸۵/۲/۴
پذیرش: ۸۵/۹/۲۰

مقدمه

علاوه بر موارد فوق، مدت زمان اِپتیمم جهت کیورینگ با این دستگاه‌ها در خصوص ترمیم‌های وسیع و عمیق کامپازیت، منجر به صرف وقت طولانی از سوی دندان‌پزشک و بیمار می‌گردد. امروزه دانشمندان جهت رفع کردن مشکلات فوق، تکنولوژی دیویدهای ساطع‌کننده نور (LED) و پلاسما آرک (PAC) را به خدمت گرفته‌اند. دستگاه‌های LED دارای محدوده طول موج باریک‌تر نسبت به لامپ‌های هالوژن بوده، به دلیل عدم وجود امواج مادون قرمز، حرارت چندانی تولید نمی‌کنند و ادعا می‌شود که بدون افت برون‌ده، تا هزارها ساعت کار می‌کنند [۱].

لامپ‌های پلاسما آرک (PAC)، با دو مشخصه اصلی شامل، برون‌ده بالا و طیف طول موج نوری باریک حدود ۴۷۰nm شناخته می‌شوند و ادعا می‌شود که در زمانی حدود ۱۰-۳ ثانیه، کامپازیت را پلیمریزه می‌کنند. فنجی‌بایاشی (Fejibayashi) و همکاران او (۱۹۹۶) ضمن تحقیقی بر روی لامپ‌های LED، فعالیت دستگاه‌های LED را مورد بررسی قرار دادند، به این ترتیب که از لامپ LED با شدت تابش 100 mW/cm^2 و طول موج ۴۵۰nm و یک دستگاه QTH با شدت تابش 100 mW/cm^2 برای کیورینگ نمونه‌های کامپازیتی استفاده و سپس عمق کیورینگ را توسط آزمون سختی سنجی Knoop ارزیابی کردند و هیچ تفاوت معناداری در سختی و عمق کیورینگ نمونه‌های کامپازیتی نیافتند [۴].

دان (Dunn) و همکارانش (۲۰۰۳) میزان پلیمریزاسیون کامپازیت‌های cure شده توسط دو دستگاه LED (Luma cure, Luma al) و دو دستگاه QTH (Optilux 400, demetron 501) را با هم مقایسه کردند. آن‌ها همچنین میزان پلیمریزاسیون دو نوع کامپازیت هایبیرید (Filtek Z250) و کامپازیت میکروفیل (Renamel) را نیز مقایسه کردند و نشان دادند که بدون در نظر گرفتن نوع کامپازیت، سختی ایجادشده در سطح فوقانی و تحتانی نمونه‌هایی که توسط QTH، cure شدند به مراتب بیش‌تر از دستگاه‌های LED است [۴].

سو (Soh) و همکاران او (۲۰۰۱) با مقایسه میزان پلیمریزاسیون کامپازیت Z100 توسط دستگاه‌های LED (Elipar Freelight) و QTH (Demetron) توسط روش اسپکتروسکوپی (spectroscopy) نشان دادند که تفاوت

نیاز روز افزون دندان‌پزشکی زیبایی به مواد دندانی سخت‌شونده با نور (light cure) منجر به ساخت و ارائه انواع دستگاه‌های مولد نور پلیمریزان با کارایی بیش‌تر و قابل اطمینان‌تر گردیده است [۱].

دستگاه‌های مولد نور مرئی به صورت وسیع برای پلیمریزه کردن مواد ترمیمی حساس به نور، همچون رزین‌های کامپازیت، مسدودکننده‌های پیت‌ها و شیارهای اکلوژالی، سیمان‌های گلاس آپونومر، لاینرها و حتی مواد ترمیمی موقت مورد استفاده قرار می‌گیرند [۱].

پلیمریزاسیون مناسب این مواد، وابسته به شدت برون‌ده منبع نوری (دانسیته قدرت)، طول موج و مدت زمان تابش نور است و در صورتی که سه پارامتر ذکر شده، مناسب نباشند، ماده به صورت کامل پلیمریزه نشده، نهایتاً با افت خصوصیات فیزیکی و مکانیکی، شکست‌های زودرس رخ خواهد داد [۱].

امواج دارای طول موج بین ۴۵۰-۵۰۰nm بیش‌ترین تأثیر را در فتوپلیمریزاسیون دارا هستند. شدت نوری که به سطح کامپازیت برخورد می‌کند به برون‌ده دستگاه و فاصله لوله نوری از سطح کامپازیت وابسته است. اکثر کامپازیت‌های فعال شونده با نور به حداقل ۲۰ ثانیه تابش نور برای کیورینگ ضخامت ۲mm از کامپازیت نیازمندند [۲].

هر نوع دستگاه سخت‌کننده با نور مرئی را می‌توان با هر نوع کامپازیت مورد استفاده قرار داد. البته دستگاه‌های تجاری مختلف در دسترس، دارای قابلیت مشابهی برای سخت‌کردن رزین‌های کامپازیت نیستند. برخی از دستگاه‌ها نشان دادند که ضخامت‌های بیش‌تری از ماده را نسبت به دستگاه‌های دیگر سخت می‌کنند [۳].

متداول‌ترین دستگاه‌های مولد نور پلیمریزان، دستگاه‌های دارای لامپ کوآرتز- تنگستن- هالوژن (QTH) هستند. اگرچه این دستگاه‌ها حدود ۲۰ سال است که با موفقیت مورد استفاده قرار می‌گیرند، اما معایبی چون تولید حرارت زیاد، افت تدریجی برون‌ده لامپ ناشی از تخریب حباب و reflector و نیز تخریب فیلترهای داخلی دستگاه از مواردی است که همواره نگرانی‌هایی را به همراه داشته است.

معناداری در میزان سختی فوقانی و تحتانی نمونه‌های کامپازیتی که توسط دو منبع نوری مختلف LED و QTH، cure شده بودند وجود ندارد [5].

با توجه به مزایای دستگاه LED در صورتی که این دستگاه بتواند پلیمریزاسیون عمقی مشابه دستگاه QTH ایجاد کند، می‌توان استفاده از آن را توصیه کرد. همچنین در صورتی که لامپ PAC بتواند پلیمریزاسیون با عمق مشابه را در زمان کوتاه‌تر انجام دهد، استفاده از آن را می‌توان توصیه کرد.

این تحقیق از آن رو طراحی شد تا میزان و عمق پلیمریزاسیون ایجاد شده توسط انواع دستگاه‌های مولد نور پلیمریزان (PAC, LED, QTH) را مورد مقایسه قرار دهد.

این تحقیق از آن رو طراحی شد تا میزان و عمق پلیمریزاسیون ایجاد شده توسط انواع دستگاه‌های مولد نور پلیمریزان (PAC, LED, QTH) را مورد مقایسه قرار دهد.

مواد و روش تحقیق

در این تحقیق از ۴ مولد استوانه‌ای توخالی از جنس پلی‌تترا فلونور اتیلن به قطر داخلی ۸mm و ارتفاع ۱mm، ۲mm، ۳mm و ۴mm برای متراکم کردن کامپازیت (Filtek Z250, 3M, ESPE) استفاده شد.

ابتدا سطح داخلی مولد توسط یک لایه نازک ماده لغزنده (وازلین) آغشته شد و سپس کامپازیت توسط یک کاندنسر به داخل مولد فشرده، و روی سطح کامپازیت یک لایه شیشه‌ای به ضخامت ۱mm پوشانیده شد. در تمام نمونه‌ها، متراکم کردن توسط یک نفر انجام گردید. نمونه‌های کامپازیتی پس از متراکم شدن بلافاصله تحت فتوپلیمریزاسیون با دستگاه‌های QTH و LED و PAC قرار گرفتند. بدین ترتیب بررسی در سه گروه آزمایشی بر حسب نوع دستگاه و در ۴ زیرگروه آزمایشی بر حسب ضخامت نمونه‌ها (۱mm، ۲mm، ۳mm و ۴mm) انجام شد و سطح فوقانی ۲۰ نمونه به عنوان ضخامت صفر مورد بررسی قرار گرفت.

در گروه اول از دستگاه فتوپلیمریزان با لامپ QTH (Demetron401, Kerr, USA) برای پلیمریزاسیون ۲۰ نمونه در ۴ زیرگروه به ضخامت‌های ۱mm، ۲mm، ۳mm و ۴mm به مدت ۴۰ ثانیه استفاده شد (برون‌ده لامپ برابر 800 mW/cm^2 بود؛ جدول ۱).

در گروه دوم از دستگاه فتوپلیمریزان با لامپ LED (Elipar Free light, 3M ESPE, USA) برای پلیمریزاسیون ۲۰ نمونه در ۴ زیرگروه به ضخامت‌های

نتایج

برای بررسی نحوه توزیع داده‌های حاصل، از آزمون K-S (کلوگروفت-اسمیرنوف) استفاده شد. این آزمون ثابت کرد که داده‌ها دارای توزیع نرمال هستند.

برای بررسی اختلاف بین میانگین ریز سختی در ضخامت صفر (سطح فوقانی) در گروه‌های مورد بررسی از آزمون آماری آنوا (ANOVA) استفاده شد. این آزمون، اختلاف معناداری را بین گروه‌ها نشان نداد ($p=0/85$). به عبارت دیگر، هر سه دستگاه مولد نور پلیمریزان به یک میزان در کیورینگ نمونه‌ها در ضخامت صفر مؤثر بوده‌اند ($p=0/05$).

برای بررسی اختلاف میانگین ریز سختی زیرگروه‌های مورد بررسی در ضخامت‌های ۱mm، ۲mm، ۳mm و ۴mm از آزمون آنوا (ANOVA) استفاده شد. این آزمون بین کلیه زیرگروه‌های مورد بررسی نیز تفاوت معناداری را نشان نداد. به عبارت دیگر، هر سه دستگاه مولد نور در ضخامت‌های ۱mm، ۲mm، ۳mm و ۴mm به یک میزان در پلیمریزاسیون نمونه‌ها مؤثر بوده‌اند ($p>0/05$) (جدول ۲).

برای بررسی میزان عمق کیورینگ مؤثر برای هر دستگاه مولد نور پلیمریزان، عدد ریزسختی سطح تحتانی نمونه‌ها تا ۸۰ درصد نسبت به ریزسختی سطح فوقانی در

جدول ۱ مشخصات دستگاه‌های مورد استفاده در این تحقیق

دستگاه	کارخانه سازنده	نام دستگاه	قطر تیوپ نوری	برونده mW/cm^2	زمان تابش (ثانیه)	طول موج (nm)
QTH	Kerr	Demetron 401	۸mm	۸۰۰	۴۰	۴۲۰-۵۱۰
LED	3M ESPE	Elipar free light	۸mm	۱۰۰۰	۲۰	۴۳۰-۴۸۰
PAC	Remedent	Reme Cure	۸mm	۱۶۰۰	۸	۴۳۵-۴۹۰

جدول ۲ میانگین ریزسختی و انحراف معیار زیر گروه‌های مورد بررسی

PAC	LED	QTH	گروه (دستگاه)
			لیر گروه (ضخامت)
$91 \pm 7/45a$	$92/5 \pm 11/36a$	$90/5 \pm 12/13a$	۰
$83/62 \pm 11/53b$	$87/79 \pm 7/79b$	$82/44 \pm 7/82b$	۱
$80/42 \pm 6/8c$	$80/8 \pm 5/87c$	$80/28 \pm 5/6c$	۲
$79/44 \pm 6/21d$	$74/3 \pm 7/87d$	$74/46 \pm 2/63d$	۳
$67/66 \pm 7/1e$	$67/66 \pm 6/3e$	$67/08 \pm 5/4e$	۴

× میزان ریزسختی غیرقابل قبول است.

- گروه‌هایی که با یک حرف نشان داده شده‌اند تفاوت معناداری ندارند.

پیچیدگی و گرانی و وقتگیر بودن برای استفاده متداول در تحقیقات دندان پزشکی پیشنهاد نمی‌شود [۶]. مل (Mehl) و همکارانش (۱۹۹۷) اندازه‌گیری میکروهاردنس (Microhardness) در عمق‌های مختلف را به عنوان روشی غیرمستقیم برای ارزیابی میزان نسبی درجه تبدیل پیشنهاد کردند [۷]. در این تحقیق، آزمون زیرسختی با روش ویکرز عمق کیورینگ را در ضخامت‌های ۰ تا ۴ میلی‌متر اندازه‌گیری کرد. درجات بالاتر سختی، نشان‌دهنده پلیمریزاسیون در سطح وسیع‌تر است [۷]. آسموسن (Asmussen) (۱۹۸۲) نشان داد که سختی سطحی نشان‌دهنده واضحی از درجه تبدیل منومر به پلیمر است [۸]. دیوالد (Dewald) و فراکانس (Ferracane) (۱۹۸۷) ارتباط خوبی را بین نتایج حاصل از سختی نوپ (Knoop) و اسپکتروسکوپی مادون قرمز گزارش کردند [۹]. روگبرگ (Ruggeberg) و جوردن (Jordan) (۱۹۹۳) نشان دادند که در سطح فوقانی نمونه‌ها، جایی که کامپازیت رویی در معرض نور قرار می‌گیرد حتی یک منبع کیورینگ با شدت پایین نیز می‌تواند ماتریکس کامپازیت را به میزان مساوی با یک منبع با شدت بالا cure کند [۱۰]. به همین دلیل، کیفیت کیورینگ یک دستگاه را نمی‌توان به تنهایی به وسیله سختی سطحی کامپازیت

همان گروه مورد بررسی، مورد قبول تلقی شد. به این ترتیب در کلیه گروه‌های آزمایشی، میزان عمق کیورینگ تا ضخامت ۳mm از کامپازیت میکروهایبیرید (Z250) قابل قبول تلقی شد و در ضخامت ۴mm هیچ یک از دستگاه‌های مولد نور پلیمریزان نتوانستند ریزسختی قابل قبولی ایجاد کنند (کم‌تر از ۸۰ درصد سختی سطح فوقانی نمونه‌ها).

بحث

درجه پلیمریزاسیون در ماتریکس پلیمری ماریچی (Cross linked) کامپازیت‌ها، نقش بسیار مهمی را در تعیین خصوصیات فیزیکی و مکانیکی نهایی ماده ایفا می‌کند [۱]. پلیمریزاسیون ناکافی، منجر به افت خصوصیات مکانیکی و فیزیکی می‌گردد. کاهش مقاومت در مقابل سایش، ثبات رنگی ضعیف، پوسیدگی ثانویه، افزایش جذب آب و حلالیت و نهایتاً شکست زودرس ترمیم‌ها از جمله این موارد است [۲].

میزان کیورینگ (curing) کامپازیت‌ها را می‌توان به دو صورت مستقیم و غیرمستقیم ارزیابی کرد. روش‌های مستقیم، چون اسپکتروسکوپی مادون قرمز و اسپکتروسکوپی توسط رامان لیزر (Laser Raman) به دلیل

است [۱۶] که زمان ۴۰ ثانیه انتخابی در این تحقیق، حد واسط زمان فوق بود. زمان مورد استفاده جهت کیورینگ توسط لامپ پلاسما آرک (Remecure) در این مطالعه ۸ ثانیه انتخاب شد. علمی رگم ادعاهای قبلی در زمینه کیورینگ کامپازیت ظرف ۳ ثانیه توسط لامپ‌های پلاسما آرک، تحقیقات متعددی وجود دارد که این زمان جهت کیورینگ کامپازیت کافی نیست [۱۷ و ۱۸]. تحقیقات سانجوکتا (Sanjukta) و همکاران او (۲۰۰۳) نشان داد که کیورینگ با دستگاه (Apollo 95 E) که دارای لامپ پلاسما آرک است، منجر به ایجاد خصوصیات کم‌تر از حد اپتیم در کامپازیت‌ها می‌گردد [۱۸]. تحقیقات پارک (Park) و همکارانش (۲۰۰۲) نشان داد که تابش نور پلاسما آرک (Apollo 95 E) به مدت ۳ ثانیه موجب افت ریزسختی در نمونه‌های دو نوع کامپازیت (Tetric Ceram-Z100) در عمق ۲ میلی‌متر نسبت به سطح می‌گردد و زمان تابش ۳ ثانیه برای کیورینگ اپتیم کامپازیت کافی نیست، در حالی که افزایش زمان تابش به ۶ تا ۱۲ ثانیه توانست موجب افزایش ریزسختی نمونه‌ها در سطح تحتانی گردد و در زمان ۱۸ ثانیه، ریزسختی سطح تحتانی نمونه‌ها به حد اپتیم رسید، یعنی تفاوتی بین ریزسختی نمونه‌ها در دو سطح فوقانی و تحتانی در کامپازیت Z100 مشاهده نشد، در حالی که این افزایش ریزسختی با افزایش زمان تابش در کامپازیت Tetric Ceram مشاهده نشد. به عبارت دیگر، نوع کامپازیت نیز در میزان افت ریزسختی مؤثر بود [۱۹]. کامپازیت انتخاب شده در تحقیق حاضر (Z250)، یک کامپازیت میکروهایبرید بود. رنگ A3 مورد استفاده در این تحقیق جهت به حداقل رسیدن تأثیر رنگدانه‌ها (Colorant) بر روی پلیمریزاسیون نوری بود [۱۰] و با توجه به ثابت بودن نوع کامپازیت متغیر تأثیر ماده ترمیمی بر روی کیورینگ نیز حذف شد.

در تحقیق حاضر، زمان تابش انتخاب شده برای دیوهای ساطع‌کننده نور موجود در دستگاه Elipar Free light برابر ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد که این مطابق دستورالعمل کارخانه سازنده بود. در هر سه گروه مورد بررسی، بالاترین عدد سختی در ضخامت صفر (سطح فوقانی نمونه‌ها) مشاهده شد و این مقدار بین سه گروه مورد بررسی، تفاوت معناداری نداشت ($p=0/85$).

ارزیابی کرد. رویتر (Ruyter) و اویسید (Oysaed) (۱۹۸۲) نشان دادند که هم‌چنان‌که نور از توده ماده (bulk) عبور می‌کند شدت آن به دلیل جذب و تفرق نور توسط کامپازیت و نهایتاً پتانسیل کیورینگ کامپازیت کاهش می‌یابد [۱۱]. به همین دلیل در این تحقیق سعی شد کارایی کیورینگ هر سه نوع دستگاه مولد نور در ۴ ضخامت مختلف مورد بررسی قرار گیرد. سپس میانگین عدد سختی سطح تحتانی نمونه‌ها در هر گروه آزمایشی به میانگین عدد سختی در سطح فوقانی تقسیم شده، در عدد ۱۰۰ ضرب شد و در صورتی که این مقدار بیش‌تر از ۸۰ درصد بود عمق پلیمریزاسیون، قابل قبول تلقی شد [۱۱].

در این تحقیق جهت ثابت نگهداشتن فاصله بین سطح نمونه‌ها از یک اسلاید شیشه‌ای به قطر ۱mm استفاده شد که متغیر مخدوش‌کننده فاصله نوک لوله نوری تا سطح کامپازیت را حذف کند. یک مطالعه pilot توسط لئونارد (Leonard) و همکارانش (۲۰۰۰) نشان داد که میزان افت نور از طریق اسلاید شیشه‌ای ۵ درصد کم‌تر از مقداری است که در مجاورت نوار سلولوئیدی (۱۰ درصد) رخ می‌دهد [۱۲].

به طور کلی ثابت شده است که در نمونه‌های کامپازیتی تا ضخامت ۲ میلی‌متر، شدت منبع نور و زمان اکسپوزر، دو فاکتور مهمند که میزان کیورینگ را کاملاً تحت تأثیر قرار می‌دهند [۱۳ و ۱۴]. مدت زمان تابش نور، مهم‌ترین متغیر کلینیکی و تنها پارامتری است که مستقیماً تحت کنترل دندان‌پزشک است [۱۵]. در این تحقیق با ثابت نگهداشتن مدت زمان تابش نور نهایتاً سعی شد دانسیته انرژی ثابتی به نمونه‌های کامپازیتی با ضخامت‌های مختلف برسد تا در نهایت توانایی هر دستگاه در پلیمریزاسیون عمقی نمونه‌ها مورد بررسی قرار گیرد. زمان تابش مورد استفاده در این تحقیق برای دستگاه QTH برابر ۴۰ ثانیه در نظر گرفته شد. یک نقیصه ذاتی مواد فعال شونده با نور درجه این مواد است که متناسب با مقدار نوری است که در معرض آن قرار می‌گیرند [۱۰]. به عبارت دیگر، مدت زمان کافی تابش نور موجب می‌شود که انرژی کافی برای فعال کردن آغازکننده نوری دریافت شود. جهت دستیابی به تابش مناسب (Correct irradiance) از نور آبی هالوژن، زمانی حدود ۶۰-۲۰ ثانیه مورد نیاز

ریوگرگ (Rueggeberg) و همکاران او (۱۹۹۴) نشان دادند که درجه پلیمریزاسیون کامپازیت‌ها متناسب با مقدار نوری است که ماده در معرض آن قرار می‌گیرد [۱۳]. مقدار معینی از انرژی که از حاصلضرب قدرت (power) در مدت زمان تابش به دست می‌آید (energy density) مورد نیاز است تا درجه تبدیل اپتیمم حاصل شود. دانسیته انرژی برای دستگاه QTH مورد استفاده در این تحقیق در حدود 32 J/cm^2 و برای دستگاه LED حدود 20 J/cm^2 و برای دستگاه PAC حدود $21/28 \text{ J/cm}^2$ بود.

سختی سطح فوقانی کامپازیت (ضخامت صفر) نسبت به سطح تحتانی، کم‌تر وابسته به شدت نور است. این پدیده ناشی از این حقیقت است که انرژی نورانی کافی برای فعال کردن آغازکننده نوری به راحتی در سطح دریافت می‌شود و استفاده از شدت بالاتر نور، منجر به افزایش کل (Total) دانسیته انرژی می‌شود [۱۰]. آسموسن (Asmussen) (۱۹۹۳) دریافت که حتی یونیت‌های دارای توانایی کیورینگ پایین نیز دارای توانایی پلیمریزه کردن سطح کامپازیت مشابه با دستگاه‌های با کیفیت بالیند [۱۰]. در این مطالعه، علی‌رغم دانسیته انرژی پایین‌تر، دستگاه‌های PAC و LED نیز توانستند به میزان مشابه با دستگاه QTH، سختی سطحی نمونه‌ها را افزایش دهند.

علاوه بر شدت و زمان تابش، طول موج نور تأیید شده نیز حائز اهمیت است [۱۱]. نوموتو (Nomoto) (۱۹۹۷) نشان داد که طیف جذبی کامفرکینون به عنوان آغازکننده نوری در ناحیه بین ۴۰۰ تا ۵۰۰ نانومتر است که مؤثرترین نوار طول موج بین ۴۵۰ تا ۴۹۰ نانومتر و قله این نوار ۴۷۰ نانومتر است [۲۰]. طیف برون‌ده دیودهای ساطع‌کننده نور به سهولت در محدوده مؤثر فوق قرار می‌گیرد و به همین دلیل، لامپ‌های LED نیاز به فیلتر ندارند و می‌توانند در زمان کوتاه‌تری به صورت قابل مقایسه با لامپ‌های QTH کامپازیت را پلیمریزه کنند [۲۱]. مهم‌ترین تفاوت لامپ‌های PAC و QTH در آن است که اولی دارای شدت بیشتر و طیف باریک‌تر از طول موج‌ها است که به دلیل irradiance بالاتر می‌تواند دارای زمان کیورینگ کوتاه‌تر باشد [۲۲].

به نظر می‌رسد که شدت منبع نور، فاکتور مهم‌تری در تعیین کارایی پلیمریزاسیون در بخش تحتانی نمونه‌ها باشد [۱۰]. به طور کلی، کامپازیت‌ها، مواد متفرق‌کننده نور

(light scatter) یا Turbid هستند. در یک ماده توربید (Turbid) شدت نور ورودی در هنگام عبور از نمونه‌ها به نحو قابل توجه کاهش می‌یابد [۲]. واتس (Watts) و همکاران او (۱۹۹۴) نیز نشان دادند که نور مرئی پلیمریزان با طول موج‌های ۴۰۰-۵۰۰nm پس از عبور از درون انواع بایومتریال زیبایی (aesthetic biomaterials) شامل سرامیک‌ها و کامپازیت‌ها با ضخامت‌های ۵mm تا ۰/۲ به میزان ۹۰ درصد تا ۳۰ درصد انعکاس (reflection) می‌یابد [۲۳]. در این تحقیق نیز افت تدریجی hardness با افزایش ضخامت نمونه‌ها مشاهده شد؛ اما هر سه دستگاه فتوپلیمریزان دارای قابلیت کیورینگ قابل قبول نمونه‌ها تا عمق ۳mm بودند (عدد سختی بالاتر از ۸۰ درصد نسبت به سطح). ظاهراً علی‌رغم کاهش زمان تابش به ۲۰ ثانیه در دستگاه LED و ۸ ثانیه در دستگاه PAC به مدت زمان اکسپوزر و نهایتاً دانسیته انرژی جهت کیورینگ کامپازیت تا عمق ۳mm و مشابه با دستگاه QTH ۴۰ ثانیه کافی بوده است. به نظر می‌رسد علی‌رغم کاهش زمان اکسپوزر، این زمان برای انتشار مولکول برانگیخته کامفرکینون کافی بوده و نهایتاً با اختلاط با آمین، پلیمریزاسیون آغاز شده است. به علاوه زمان فوق برای گسترش پلیمریزاسیون به نقاط عمقی‌تر نیز کفایت کرده است [۱۹]. تحقیقات نوموتو (Nomoto) و همکارانش (۲۰۰۴) نشان داد که جهت حصول به عمق کیورینگ مناسب، دستگاه PAC با برون‌ده 1457 mW/cm^2 باید دارای زمان تابش حداقل ۹ تا ۶ ثانیه باشد. آن‌ها نشان دادند که طول موج (irradiance) ساطع شده در محدوده ۴۰۰nm تا ۵۱۵ از دستگاه‌های PAC در مقایسه با سایر دستگاه‌ها (LED و QTH) بیش‌تر است، یعنی در محدوده طول موج‌های ۴۰۰nm تا ۵۱۵ تا دستگاه‌های PAC دارای طول موج حدود ۴ برابر بیش‌تر از هالوژن و ۱۰ برابر بیش‌تر از LED بوده‌اند [۱۷] که این موضوع می‌تواند توجیهی برای کیورینگ تا عمق ۳ میلی‌متر برای دستگاه پلاسما آرک با زمان تابش کوتاه‌تر در مقایسه با QTH در این مطالعه باشد.

در لامپ‌های پلاسما آرک، یک میدان الکتریکی دارای شدت بالا برای تولید انرژی وجود دارد و نهایتاً ماده به مخلوطی از الکترون‌ها و یون‌ها و مولکول‌ها تبدیل می‌شود. این پدیده موجب آزاد شدن مقدار زیادی انرژی

مولد نور مورد استفاده در این تحقیق نتوانستند دانسیته انرژی و نفوذ مناسب را برای کیورینگ در عمق ۴ میلی‌متر ایجاد کند و به دلیل باقیماندن منومرهای Cure نشده، افت سختی بیش از ۸۰ درصد بود.

نتیجه‌گیری

۱. هر سه دستگاه مولد نور پلیمریزان (PAC, LED, QTH) مورد استفاده در این تحقیق در ضخامت صفر، ۱، ۲ و ۳ پلیمریزاسیون مشابهی انجام دادند ($p=0/05$).
۲. برای هر سه دستگاه مولد نور پلیمریزان (PAC, LED, QTH) میزان پلیمریزاسیون تا عمق ۳ میلی‌متر قابل قبول بود (بیش از ۸۰ درصد نسبت به سطح نمونه‌ها).
۳. هیچ‌یک از دستگاه‌های مولد نور پلیمریزان (PAC, LED, QTH) نتوانست پلیمریزاسیون قابل قبولی را در عمق ۴ میلی‌متر ایجاد کند (کم‌تر از ۸۰ درصد نسبت به سطح نمونه).

منابع

1. Asmussen E, Peutzfeldt A. Two - step curing: influence on conversion and softening of a dental. *Polymer. Dent Mater.* 2003 Mpv' 19(7): 620-4.
2. Craig R, powers M. *Restroactive Dental material*, 11th Ed. 2002; St Louis Mosby Co. Chapter 9.
3. Hammesfahr P, Wang T. Light - curing technology: Past, present and future. *Compendium* 2002; 23 (9): 18-24.
4. Dunn C, William J Ameke C. A comparison of polymerization by light - exiting diode and halogen - based light - curing units. *JADA* 2003; 133: 335 - 341.
5. Soh M, Yap A, siow K. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent* 2004; 29 (1): 9-15.
6. Rueggeberg F, Erikson R. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19: 26-3.
7. Mehl A, Hickel R. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without: "soft start-polymerization" *JOD* 1997; 25 (3): 321-330.
8. Kurachi C, Ecardo C, Bagnato V, Human teeth exposed to argon laser irradiation: determination of power - time temperature working conditions. *J Clin Laser* 1999; 17: 255-259.
9. Dewald J, Ferracne J. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light - activated composites. *J Dent Res* 1987; 66 (3): 727-730.
10. Soh M, Yap A, Siow K. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper dent* 2003; 28 (4): 371-377.

می‌گردد که از انرژی آزاد شده در لامپ‌های QTH بیش‌تر است [۱۷].

کفایت پلیمریزاسیون، حتی در عمق ۳mm با استفاده از دستگاه LED با زمان تابش ۲۰ ثانیه، را می‌توان ناشی از تطابق کامل طول موج ساطع شده با محدوده جذبی آغازکننده نوری از کامپازیت Z250 دانست. تحقیقات لئونارد (Leonard) و همکاران او (۲۰۰۲) نشان داد که طیف ساطع شده (emission spectrum) از لامپ‌های LED دارای تطابق نزدیکی با طیف جذبی کامفرکینون است. در تحقیق آنان ۹۵-۸۴ درصد از طیف حاصل از LED بین ۵۰۰-۴۵۰ نانومتر بود، در حالی که در دستگاه هالوژن (optilux 401) فقط ۵۶ درصد از طیف حاصل در این محدوده قرار داشت [۱۱].

تحقیقات نشان می‌دهد که تابش (irradiance) حاصل از لامپ QTH حدوداً ۳ برابر وسیع‌تر از LED است. به عبارت دیگر، انرژی لامپ QTH در محدوده وسیع‌تری از طول موج‌های مورد نیاز برای کیورینگ رزین پخش می‌شود. لامپ‌های هالوژن ممکن است تابش حدود ۶ برابر داشته باشند، ولی حدوداً ۳ برابر کم‌تر مؤثرند [۲۴].

نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Soh و همکاران او (۲۰۰۳) نیز هماهنگی دارد. در مطالعه آنان، نتایج حاصل از دستگاه Elipar Free light در ضخامت ۲mm از کامپازیت، مشابه با نتایج به‌دست آمده از دستگاه فتوپلیمریزان نوع کانوشنال، (Max, Dentsply, Caulk, USA) با برون‌ده 400 mW/cm^2 و زمان تابش ۴۰ ثانیه بود [۱۰].

در این تحقیق، عمق کیورینگ برای تمام نمونه‌ها بیش از استاندارد 2000 Iso 4049 بود. این استاندارد، حداقل عمق cure را برای مواد با بیش‌ترین رزینی ۱/۵mm قرار داده است [۲۵].

اگر چه مطلوب است که رزین‌های کامپازیت به درجه تبدیل بالایی برسند، اما همواره مقدار قابل توجهی از پیوندهای دوگانه کربنی در رزین سخت شده باقی می‌ماند که ناشی از محدودیت ایجادشده در حرکت قطعات فعال به دلیل تشکیل سریع شبکه ماریچی پلیمری است [۲۶].

با افزایش عمق کامپازیت و برخورد فوتون‌های نوری به ماتریکس رزینی و فیلرها و رنگدانه‌های موجود در کامپازیت و شکست نور، نهایتاً هیچ‌یک از دستگاه‌های

19. Park S, Krejci I, Lutz F. Micro hardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent* 2002; 27: 30 – 37.
20. Pablo F, Vivan N, Ricardo L. Effect of photopolymerization Variables on composite hardness. *J prosthet Dent* 2001; 86 (6): 632 – 634.
21. Nomoto R, Swartzm. Effect of light Wavelength on polymerization of light – cured resins. *Dent Mater* 1997; 16(1): 60-73.
22. Rueggeberg F, Caughman W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994; 19 (1): 26-32.
23. Soh M, Yap A, Yu T, Shen Z, Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro – raman Spectroscopy. *Oper Dent* 2004; 29 (5): 571 – 577.
24. Blankenau R, Erikson R, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent* 2002; 27: 636-638.
25. Blankenau R, Erikson R, Rueggeberg F. New light curing options for composite resin restorations. *Compendium* 1999; 20 (2): 122-130.
26. Nomoto R, Mc Cabe J, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing unit. *Oper Dent* 2004; 29 (3): 287-29.
11. Daniel L, Leonard D, Robeits E. Polymerization efficiency of LED curing light. *J Estet Restor* 2002; 14 286-295.
12. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resing composite polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330 – 336.
13. Cavacante L, Peris A, Amaral C, Ambrosanio G, Influence of polymerization technique on microleakage and microhardness of resin composite restorations. *Oper Dent* 2003; 28 (2): 200 – 206.
14. Vargas M, Cobb D. Polymerization of composite resins: argon laser VS conventional light. *Oper Dent* 1998; 23(2): 87 – 93.
15. Musanje L, Dravell W. Polymerization of resin composite restorative materials. *Dent Mater* 2003; 19: 531-541.
16. Kurachi C, Aparecida M, Tuboy B, Daniel V. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED – based devices. *Dental Mater* 2001; 17: 309 – 315.
17. Nomoto R, Mc Cabe J, Hirano B. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater* 1994; 13: 198 – 205.
18. Sanjukta P, Harminder S. A comparative study of properties of dental resin composite polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater* 2003; 19: 517 – 522.