

مقایسه افزایش دما در کامپوزیت‌های با بیس سیلوران و متاکریلات، کیور شده با دستگاه‌های تابشی LED و لیزر آرگون

دکتر معصومه حسنی طباطبایی^۱ - دکتر محمد عترتی خسروشاهی^۲ - دکتر ایوب پهلوان^۳ - دکتر سکینه آرامی^۴ - دکتر سارا ولی زاده^۵

- ۱- عضو مرکز تحقیقات لیزر دانشکده و دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۲- استاد گروه آموزشی بیومتریال دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر
- ۳- دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۴- استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۵- متخصص ترمیمی

چکیده

زمینه و هدف: حین نوردی کامپوزیت‌ها با دستگاه‌های مختلف تابشی، به دلیل واکنش گرم‌سازی پلی‌مریزاسیون و نیز در اثر خود دستگاه تابشی، افزایش دما به وجود می‌آید. به همین جهت، هدف این مطالعه مقایسه افزایش دما در کامپوزیت‌های نوری، با دستگاه‌های تابشی مختلف می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی، پنج نمونه از هر کدام از رزین کامپوزیت‌های Filtek Z250 و Filtek P90 درون مولدهای تفلون با قطر چهار و ضخامت دو میلی‌متر، قرار داده شدند. از سطح رویی نمونه‌ها کیورینگ با دستگاه‌های LED معمولی و پر توان و همین‌طور لیزر آرگون انجام و دما توسط ترموکوپل زیر نمونه‌ها ثبت گردید، بعد از رسیدن نمونه‌ها به دمای اولیه، مجدداً از میان نمونه کیور شده، تابش انجام و دما ثبت گردید. در ضمن زمان رسیدن به حداکثر دما نیز ثبت شد. داده‌ها با آزمونهای آماری Two way ANOVA و Tukey HSD آنالیز گردید.

یافته‌ها: نوع کامپوزیت اثر معنی‌داری در دمای ناشی از پلی‌مریزاسیون داشت و کامپوزیت با بیس سیلوران در هر سه دستگاه تابشی، افزایش دمای بالاتری را نشان داد. ($P=0/001$) نوع دستگاه تابشی، اثر معنی‌داری روی افزایش دمای ناشی از دستگاه داشت، به این صورت که لیزر آرگون دمای کمتری نسبت به دو دستگاه LED نشان داد. ($P=0/001$) در هیچ‌کدام از دستگاه‌های تابشی، نوع کامپوزیت در زمان رسیدن به دمای حد اکثر، تاثیر معنی‌داری نداشت ($P > 0/05$) و تمام نمونه‌ها با دستگاه‌های تابشی مختلف در چند ثانیه اول واکنش به حد اکثر دما رسیده بودند.

نتیجه‌گیری: کامپوزیت با بیس سیلوران افزایش دمای بیشتری از کامپوزیت با بیس متاکریلات نشان داد. لیزر آرگون افزایش دمای کمتری نسبت به دو دستگاه LED ایجاد کرد. بیشترین میزان افزایش دما، در همان چند ثانیه ابتدایی تابش دیده شد.

کلید واژه‌ها: پلی‌مریزاسیون - دما - لیزر گازی - فیلتک سیلوران - متاکریلات

پذیرش مقاله: ۱۳۹۰/۱۰/۱۰

اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۹/۵

وصول مقاله: ۱۳۹۰/۴/۵

نویسنده مسئول: دکتر سارا ولی زاده، متخصص ترمیمی

e.mail:valizadeh.sara@yahoo.com

مقدمه

پلی‌مریزه کردن مواد فعال شونده با نور مثل کامپوزیت‌های رزینی، گلاس آینومرهای فعال شونده با رزین و سیستم‌های باندینگ به کار می‌روند. (۱)، در این میان، کامپوزیت‌ها به

با تولید روزافزون مواد دندانپزشکی فعال شونده با نور، دستگاه‌های تابشی از تجهیزات متداول و رایجی هستند که در مطب‌های دندانپزشکی به کار گرفته می‌شوند. آنها برای

پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌ها و غلبه بر مشکلات دستگاه‌های تابشی ذکر شده، پیشنهاد شده است. لیزر آرگون انرژی نور را در طیف آبی و سبز ساطع می‌کند و نور آبی توانایی فتو پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌ها با فعال شونده کامفوروکینون را دارد که هیچ لیزر دیگری دارای این قابلیت نیست. نور سبز برای بافت نرم و انعقاد خون کاربرد دارد. (۹)، لیزر آرگون دارای خصوصیات چگون مونوکروماتیک بودن، نورکولیماته شده و جذب انتخابی است. (۱۰)، با توجه به مریی بودن طول موج آرگون و هماهنگی آن با طول موج جذبی کامفوروکینون و ضریب جذب کمتر این طول موج در کامپوزیت نسبت به سایر طول موجها، در نتیجه احتمال نفوذ فوتون‌های آرگون جهت کیورینگ، بیشتر خواهد بود. در نتیجه با بهینه‌سازی پارامترهای اپتیکی می‌توان مناسبترین درجه کیورینگ را به دست آورد. (۱۱)، به علاوه دستگاه‌های تابشی هالوژنه و دیودها با افزایش فاصله، شدت نور آنها کاهش می‌یابد، که این موضوع با توجه به خصوصیات نور لیزر در مقایسه با سایر منابع نوری قابل اغماض می‌باشد. (۱۲)، مطالعات نشان داده‌اند که دستگاه‌های تابشی می‌توانند سبب افزایش دما شوند که برای پالپ آسیب رسان هستند. با افزایش توان منابع تابشی تجاری در دسترس، احتمال ایجاد دماهای غیرقابل قبول در بافت پالپی افزایش می‌یابد. (۱۳)، پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌های رزینی منجر به افزایش دما، هم به سبب واکنش پلی‌مریزاسیون گرمای کامپوزیت و هم به علت انرژی جذب شده از دستگاه تابشی می‌شوند. (۱۴)، هدف از این مطالعه مقایسه افزایش دما در کامپوزیت‌های نوری، با دو دستگاه تابشی LED و لیزر آرگون، می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی از دو دستگاه تابشی دیود Ultralume-2 (Ultradent, USA) با دودیود منتشر کننده نور و دیگری Bluephase.16i (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) استفاده شد. دستگاه تابشی دیگر مورد استفاده در این مطالعه لیزر آرگون (Melles Griot, USA) بود که مشخصات

علت هزینه پایین، تکنیک محافظه کارانه و همین طور زیبایی قابل قبول، بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرند. (۲)، کامپوزیت‌ها حین فرآیند نوردهی، پلی‌مریزه می‌شوند و پلی‌مریزاسیون کافی این مواد به مواردی چون شدت تابش، طول موج و زمان تابش دستگاه‌های تابشی بستگی دارد. (۳)، کارایی صحیح این دستگاه‌های تابشی جهت پلی‌مریزاسیون کافی این مواد، بهینه سازی خواص فیزیکی و مکانیکی، کاهش حلالیت، سازگاری بیولوژیک و موفقیت نهایی ترمیم ضروری است. (۴)، مطالعات نشان داده‌اند که دستگاه‌های تابشی می‌توانند سبب افزایش دما شوند که برای پالپ آسیب رسان هستند. با افزایش توان منابع تابشی تجاری در دسترس، احتمال ایجاد دماهای غیر قابل قبول در بافت پالپی افزایش می‌یابد. (۵)

معمولترین منابع تابشی مورد استفاده در دندانپزشکی، دستگاه‌های تابشی هالوژنه هستند که علی‌رغم متداول بودن، فناوری لامپ هالوژنه دارای معایبی نیز می‌باشد. برون ده انرژی نوری بسیار پایتتر از انرژی الکتریکی مصرفی است. گرمای زیادی ایجاد می‌کند که با گذشت زمان اجزای لامپ را تخریب می‌نماید و برای پالپ نیز مضر است. (۵-۶) بنابراین لامپ‌های هالوژنه، طول عمر مؤثر محدودی دارند. کاهش برون ده انرژی نورانی در طول زمان، منجر به کاهش پلی‌مریزاسیون کامپوزیت نوری می‌شود. (۱)

منابع نوری دیود، توانایی سخت کردن کامپوزیت‌ها را در دمای پایتتر دارد. مؤثر بودن دیودها توسط هماهنگی طیف انتشار نوری آنها با طیف جذب آغاز کننده نوری استاندارد، کامفوروکینون، در مقایسه با طیف وسیع دستگاه‌های تابشی هالوژنه توجیه می‌شود. بر خلاف دستگاه‌های تابشی هالوژنه، در دیودها نوری در طیف اشعه مادون قرمز منتشر نمی‌شود. طول عمر طولانیتر و برون ده انرژی نورانی با ثبات تر در مقایسه با لامپ هالوژنه، از مزایای این دستگاه‌هاست. (۷)، High Power LED نیز هم اکنون با شدت تابشی مشابه هالوژن‌ها در دسترس است و توان جایگزینی آنها را دارد. (۸)

لیزر آرگون نیز فناوری جدیدتری است که برای

پلی‌مریزه شده، با مدت زمان قبلی، تحت تابش قرار گرفتند و افزایش دما مجدداً اندازه‌گیری شد. افزایش دما در طی اولین تابش ناشی از گرمای تابش دستگاه و واکنش پلی‌مریزاسیون است. در طی تابش بعدی، حداکثر پلی‌مریزاسیون تقریباً انجام شده است و افزایش دمای حاصله، عمدتاً ناشی از گرمای تابش است. به این ترتیب امکان محاسبه افزایش دمای ناشی از پلی‌مریزاسیون ماده جدا از افزایش دمای ایجاد شده توسط دستگاه تابشی، فراهم می‌شود. ابزار جمع‌آوری اطلاعات شامل یک ترموکوپل و یک پردازشگر داده‌ها (Data logger) و یک کامپیوتر جهت ثبت داده‌هاست. نقش ترموکوپل خواندن دمای نمونه حین آزمایش و نقش پردازشگر، آماده‌سازی داده‌ها جهت ثبت در کامپیوتر است.

متغیرهای مورد مطالعه که از نوع کمی هستند به صورت میانگین (\pm انحراف معیار) گزارش شدند. جهت بررسی اثر دستگاه‌های تابشی و کامپوزیت‌های رزینی بر میزان افزایش دما از آنالیز واریانس دو طرفه استفاده شد ولی به جهت معنی‌دار شدن اثر متقابل (Interaction) متغیرهای مستقل در آنالیزهای انجام شده، استراتژی آنالیز آماری به انجام آنالیز واریانس یک سویه (برای مقایسه اثر سه دستگاه تابشی) و آزمون t مستقل (برای مقایسه اثر نوع کامپوزیت) تغییر یافت. با توجه به افزایش تعداد مقایسه‌ها با تغییر استراتژی آنالیز، حد معنی‌داری آماری به جای ۰/۰۵، به میزان ۰/۰۱ در نظر گرفته شد.

دستگاه‌های تابشی در جدول ۱ ارائه شده است.

کامپوزیت‌های (Filtek Z250 (3M ESPE, USA و 3M) (Filtek P90 ESPE, USA) با رنگ A2 مورد استفاده قرار گرفتند. ویژگی‌های کامپوزیت‌های مورد استفاده در جدول ۲ ارائه شده است.

پنج نمونه در دمای اتاق برای هر ترکیبی از کامپوزیت و دستگاه‌های تابشی در قالبی از تفلون به قطر چهار میلی‌متر و ضخامت دو میلی‌متر تهیه گردید. در هر بار آزمایش، سطح فوقانی کامپوزیت با یک نوار شفاف با ضخامت ۰/۰۳ میلی‌متر پوشیده شد. سپس، سرهدایت کننده نور در تماس با نوار به موازات سطح نمونه کامپوزیتی قرار گرفت. هر کدام از نمونه‌ها، در زمان پیشنهادی سازنده که برای Bluephase 16i و لیزر آرگون چهل ثانیه و برای Ultralume-2 ده ثانیه بود، تحت تابش قرار گرفتند. دما طی پلی‌مریزاسیون توسط یک ترموکوپل نوع k که در قاعده حفره ثابت و به ترمومتر (CNY 502A1) ساخت تایوان، متصل شده بود، اندازه‌گیری و در صفحه نمایشگر نشان داده شد. ترمومتر قابلیت اندازه‌گیری دما را با دقت ۰/۱ درجه سانتی‌گراد داشت. پس از انجام تابش اولیه در زمان پیشنهادی هر دستگاه تابشی و ثبت میزان افزایش دما، زمان داده شد تا نمونه‌ها دوباره به دمای ابتدایی آزمایش رسیدند که این بازگشت دما، به طور متوسط پنج دقیقه طول کشید. این فاصله زمانی فرصت برگشت دمای نمونه‌ها را به دمای اولیه فراهم کرد. سپس نمونه‌ها مجدداً از میان ماده

جدول ۱: ویژگی‌های مربوط به دستگاه‌های تابشی مورد استفاده در مطالعه

نام دستگاه تابشی	سازنده	نوع دستگاه	روش تابش
Ultralume2	Ultradent, USA	دیود	چهل ثانیه - چهارصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع
Bluephase 16i	Ivoclar- Vivadent, Liechtenstein	دیود با توان بالا	ده ثانیه - هزار و هشتصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع
Melles Griot	USA	لیزر آرگون	چهل ثانیه - پانصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع

جدول ۲: ویژگی‌های کامپوزیت‌های مورد مطالعه

نام تجاری	نوع	رزین	ترکیب فیلر	سایز فیلر (μm)	درصد حجمی فیلر	درصد وزنی فیلر
P90	Low shrinkage posterior restorative	Silorane Bis-GMA, UDMA,	Quartz, yttrium fluoride	۰/۱-۲	٪ ۵۵	٪ ۷۶
Z250	Hybrid	Bis-EMA, TEGDMA	Zirconia/ Silica	۰/۰۱-۳/۵	٪ ۶۰	٪ ۷۸

یافته‌ها

در این مطالعه افزایش درجه حرارت اولیه، متعلق به افزایش درجه حرارت کلی، ناشی از پلی‌مریزاسیون و دستگاه تابشی بود که T_1 نامیده شد. افزایش درجه حرارت ناشی از دستگاه که حین تابش مجدد از میان ماده پلی‌مریزه شده اندازه‌گیری شده بود، T_2 و تفاضل این دو دما، T_3 خوانده شد که نشان‌دهنده افزایش دمای ناشی از واکنش پلی‌مریزاسیون بود. T_{max} عبارت بود از زمانی که حداکثر دما در آن ثبت شده بود.

در هر سه نوع دستگاه تابشی، نوع کامپوزیت اثر معنی‌داری بر T_1 و T_3 داشت ($PV=0/001$) که در هر سه دستگاه تابشی، T_1 و T_3 در گروه P90 به طرز قابل ملاحظه‌ای بالاتر از گروه Z250 بود. در هیچ یک از دستگاه‌های تابشی، نوع کامپوزیت اثر معنی‌داری روی T_2 (افزایش دمای ناشی از دستگاه تابشی) نداشت. مقادیر PV به ترتیب در دستگاه‌های High Power LED, LED و لیزر آرگون ۰/۹۶، ۰/۸۰ و ۰/۱۳ بود. در هر دو نوع کامپوزیت، نوع دستگاه اثر معنی‌داری بر T_2 داشت ($PV<0/001$) که لیزر آرگون دمای کمتری نسبت به دو دستگاه LED، ایجاد کرد. در هیچ یک از دستگاه‌های تابشی، نوع کامپوزیت، تأثیر معنی‌داری روی T_{max} نداشت که مقادیر PV به ترتیب در دستگاه‌های High Power LED, LED و لیزر آرگون، ۰/۴۹، ۰/۶۶ و ۰/۰۱ بود.

میانگین و انحراف معیار حداکثر افزایش دمای کلی (T_1)، حداکثر دمای ناشی از دستگاه تابشی (T_2)، حداکثر دمای ناشی از واکنش پلی‌مریزاسیون (T_3) و زمان رسیدن به حداکثر دما (T_{max}) با روش‌های مختلف تابشی در کامپوزیت‌های مورد آزمایش در جدول ۳ ارائه شده است.

بحث

این مطالعه با هدف بررسی افزایش دما در دو کامپوزیت Filtek P90 و Filtek Z250 با دو دستگاه تابشی LED و لیزر آرگون انجام شد. در این مطالعه، میزان افزایش دمای کلی، ناشی از تابش دستگاه، واکنش پلی‌مریزاسیون و نیز زمان رسیدن به دمای حداکثر در نمونه‌های کامپوزیتی اندازه‌گیری گردید.

افزایش دما در طی پخت کامپوزیت‌های رزینی فعال شونده با نور مربوط به دو عامل است: واکنش گرمای پلی‌مریزه شدن کامپوزیت و گرمای خروجی دستگاه تابشی. (۱۴) عوامل دیگری مثل نوع کامپوزیت، ضخامت و رنگ آن، مدت زمان تابش و فاصله از منبع تابشی نیز، در افزایش دمای اندازه‌گیری شده، تأثیر می‌گذارند. (۱۵)

در این مطالعه، در همه دستگاه‌های تابشی، نوع کامپوزیت، تأثیر معنی‌داری در افزایش دمای کلی و ناشی از پلی‌مریزاسیون داشت ولی روی دمای ناشی از تابش دستگاه بی‌تأثیر بود.

جدول ۳: حداکثر افزایش دمای کلی (T_1)، حداکثر دمای ناشی از دستگاه تابشی (T_2)، حداکثر دمای ناشی از واکنش پلی‌مریزاسیون (T_3) و زمان رسیدن به حداکثر دما (T_{max}) با روشهای مختلف تابشی در کامپوزیت‌های مورد آزمایش

N	(ثانیه) T_{max}	(سانتی گراد) T_3	(سانتی گراد) T_2	(سانتی گراد) T_1	کامپوزیت	دستگاه تابشی
۵	۷/۷±۰/۸۲	۳/۵±۰/۷۷	۷/۸۸±۰/۷۸	۱۱/۴۳±۰/۸۳	Z250	LED
۵	۸±۱/۰۵	۱۳/۵۹±۱/۸۳	۷/۸۶±۰/۷۸	۲۱/۴۵±۲/۰۲	P90	
۵	۴/۴±۰/۵۲	۴/۰۹±۱/۵۱	۷/۷۲±۰/۷۲	۱۱/۸۱±۱/۴۹	Z250	High Power LED
۵	۴/۳±۰/۴۸	۱۸/۶۳±۲/۲۴	۷/۶۲±۱/۰۲	۲۶/۲۵±۱/۷۵	P90	
۵	۸/۴±۰/۹۶	۴/۴۵±۰/۹۳	۳/۴۱±۰/۳۶	۷/۸۶±۰/۹۵	Z250	Argon Laser
۵	۹/۷±۱/۱۵	۹/۹۵±۱/۸۷	۳/۱۷±۰/۳۵	۱۳/۱۲±۱/۷	P90	

در هیچ یک از دستگاههای تابشی، نوع کامپوزیت اثر معنی‌داری روی T_2 (افزایش دمای ناشی از دستگاه تابشی) نداشت. این یافته کاملاً منطقی می‌باشد. چون T_2 افزایش دمای اندازه‌گیری شده بعد از پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌هاست و در نتیجه فقط به دستگاه تابشی وابسته است. در این زمان حداکثر پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌ها انجام شده و گرمای حاصله از آن بعد از رسیدن نمونه‌ها به دمای محیط، از بین رفته است. T_2 دمایی است که در نتیجه تابش دستگاهها در نمونه ایجاد شده است و نوع کامپوزیت و در نتیجه گرمای ناشی از پلی‌مریزاسیون آن نیز در T_2 بی‌تاثیر می‌باشد.

این یافته با مطالعه Khezevic در سال ۲۰۰۵ هماهنگ است که پس از انجام پلی‌مریزاسیون و تابش مجدد به مدت بیست ثانیه از میان نمونه‌های کیور شده، روند افزایش دمای حاصله با تمام مدهای تابشی، همچنان مشابه قبل بود و هیچ تغییر قابل ملاحظه‌ای نکرد. (۲۰)

یافته مطالعه حاضر در تضاد با مطالعه طباطبایی در سال ۲۰۰۹ بود که گرمای ناشی از تابش دستگاه تحت تاثیر نوع کامپوزیت قرار گرفته بود. کامپوزیت‌های آن مطالعه، متفاوت با مطالعه حاضر و شامل Filtek Supreme نانوفیل و Tetric Ceram هیبرید بودند و دلیل اختلاف با مطالعه حاضر،

بالتر بودن افزایش دمای کلی و ناشی از پلی‌مریزاسیون در کامپوزیت حاوی سیلوران P90، می‌تواند به دلیل واکنش متفاوت پلی‌مریزاسیون این ماده باشد، که بر پایه سیلوکسان واکسی ران است و از طریق واکنش کاتیونی Ring-opening پلی‌مریزه می‌شود. این واکنش در جزء اکسی‌ران اتفاق می‌افتد (۱۶) و مطالعات Optical pyrometry نشان می‌دهد که واکنش پلی‌مریزاسیون کاتیونی Ring-opening در اکسی ران یک واکنش بسیار گرم‌زاست، که در عرض چند ثانیه، نسبت به دمای اتاق حدود صد درجه سانتی‌گراد افزایش دما پیدا می‌کند (۱۷) علاوه بر آن میزان گرمای ایجاد شده در پلی‌مریزاسیون کاتیونیک، مستقیماً با تعداد آغازگرهایی ایجاد شده توسط نور، ارتباط دارد. (۱۸)، این یافته هماهنگ با مطالعه Vesna Miletic در سال ۲۰۰۹ می‌باشد که افزایش دمای ناشی از پلی‌مریزاسیون Silorare، Ormocer و کامپوزیت‌های با پایه دی‌متاکریلات‌ها را اندازه‌گیری کرده بود و نتیجه گرفت P90 به نسبت Admiral (Ormocer) و Herculite XRV (کامپوزیت دندان‌ی با پایه متاکریلات) افزایش دمای بیشتری داشت. دو ماده دیگر تفاوتی از لحاظ افزایش دما حین پلی‌مریزاسیون با هم نداشتند. در این مطالعه فقط از یک دستگاه تابشی High power LED (Bluephase) استفاده شده و مدت کیورینگ بیست ثانیه بود. (۱۹)

جبران تنش‌های ناشی از پلی‌مریزاسیون اهمیت زیادی دارد. (۲۴)

در دستگاه‌های تابشی LED و لیزر آرگون در هر دو کامپوزیت Z250 و P90، حداکثر دما در چند ثانیه ابتدای تابش به ثبت رسیده است و سپس میزان دما کاهش یافته است. پس حداکثر واکنش پلی‌مریزاسیون در همان چند ثانیه ابتدایی تابش انجام می‌شود و این امر در هر دو نوع کامپوزیت مصرفی صادق است.

این یافته هماهنگ با مطالعه Knezevic در سال ۲۰۰۵ است که گزارش کرد حداکثر دما حین تابش در همان چند ثانیه ابتدایی تابش به وجود می‌آید و بعد از آن سیر نزولی پیدا می‌کند. (۲۰)، همچنین Pilo و Sakaguchi گزارش کردند افزایش سریع دما حین ۲۰ - ۳۰ ثانیه ابتدایی تابش (بسته به شدت تابش) است و در پنجاه ثانیه به حد ثابت می‌رسد. (۲۴-۲۵)، در مطالعه Tabatabaei، نوع کامپوزیت در رسیدن به حداکثر دمای ثبت شده حین کیورینگ تأثیر معنی‌دار داشت. یعنی در کامپوزیت نانوفیل (Filtek supreme) حداکثر دمای ناشی از واکنش در زمان دیرتری در مقایسه با کامپوزیت هیبرید (Tetric Ceram) حاصل شد. این امر را می‌توان به علت روند آرام‌تر پلی‌مریزاسیون به سبب کوچکتر بودن ابعاد فیلرهای نانو و سطح مؤثر بسیار زیاد آنها دانست. پس به علت اینکه روند پلی‌مریزاسیون آرام‌تر شده، در نتیجه حداکثر دمای ناشی از واکنش در زمان دیرتری اتفاق می‌افتد. (۲۱)

باید توجه کرد که در مطالعه حاضر، افزایش دمای کامپوزیت، بدون در نظر گرفتن بافت دندان اندازه‌گیری شد. در حالی که در شرایط کلینیکی وجود عاج با هدایت حرارتی پایین، تا حدی قادر به جلوگیری از افزایش دما در پالپ می‌باشد ولی توان آسیب پالپ در حفرات عمیق به علت ضخامت عاج باقیمانده کمتر و سطح توبولی بیشتر افزایش می‌یابد. (۲۶)

نتیجه‌گیری

۱- لیزر آرگون کمترین و دستگاه‌های تابشی LED بیشترین

تفاوت اندازه و نوع پارتیکل‌های کامپوزیت‌ها بود، که شاید سبب تفاوت در اپسیته و اختلاف در پراکندگی نور عبوری و در نتیجه تفاوت در گرمای ناشی از تابش دستگاه در آنها شد. (۲۱)

با توجه به یافته مطالعه حاضر به نظر می‌رسد دو نوع کامپوزیت Z250 و P90 از لحاظ پراکندگی و عبور نور یکسان باشند.

در هر دو نوع کامپوزیت، High power LED و LED بیشترین دمای ناشی از تابش دستگاه (T₂) و Argon laser کمترین دمای ناشی از تابش دستگاه را ایجاد کرده بودند. بین دودستگاه LED، تفاوت معنی‌داری در T₂ وجود نداشت ولی Argon laser به طرز معنی‌داری، افزایش دمای کمتری بین دستگاه‌های تابشی نشان داد.

این موضوع با مطالعه Rasteli در سال ۲۰۰۸ هماهنگ است. در آن مطالعه تابش توسط سه دستگاه آرگون، هالوژن و LED از میان نمونه‌های کیور شده Z250 در زمانهای پنج، ده، بیست، سی، چهل، پنجاه و شصت ثانیه انجام شد و سپس افزایش دما اندازه‌گیری گردید. بیشترین افزایش دما به ترتیب در دستگاه تابشی هالوژن، LED و لیزر آرگون به دست آمد. (۲۲)، این نتایج این طور توجیه می‌شود که لیزر آرگون طیفی در طول موج ۴۸۸ نانومتر ساطع می‌کند که با حداکثر طیف جذب CQ که در محدوده ۴۶۸ - ۴۹۲ نانومتر هماهنگ است. تمام نور تولید شده توسط لیزر آرگون، انرژی قابل استفاده است پس گرمای کمتری توسط پالپ جذب می‌شود. در تحقیق‌های استفاده از لیزر آرگون، نتایج کلینیکی بهتری در ارتباط با توزیع بهتر طیف این دستگاه، بدون گرم کردن پالپ نشان داده شده است. (۲۳)، در هیچ‌کدام از دستگاه‌های تابشی، نوع کامپوزیت، تأثیر معنی‌داری روی T_{max} نداشت.

T_{max} زمانی است که نمونه‌های کامپوزیتی حین کیورینگ با دستگاه‌های تابشی به حداکثر دمای خود رسیده‌اند. زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش اطلاعات سودمندی را در مورد مرحله pregel در اختیار قرار می‌دهد. در پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌های دندانی، ناحیه ژل از جهت

تشکر و قدردانی

این مقاله بخشی از پایان نامه تخصصی و طرح مصوب مرکز تحقیقات لیزر دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران می‌باشد. بدین وسیله از دکتر خسروشاهی در آزمایشگاه لیزر دانشکده مهندسی پزشکی امیرکبیر، خانم زمانی در پژوهشگاه پلیمر و دکتر شمشیری که مشاور آماری این پایان نامه بودند، تشکر می‌گردد.

میزان افزایش دما را در هر دو نوع کامپوزیت نشان داد.
۲- کامپوزیت P90 به طرز معنی‌داری، افزایش دمای بیشتری نسبت به Z250، با هر سه دستگاه تابشی داشت. پس نوع کامپوزیت در میزان افزایش دما تاثیر قابل ملاحظه داشت. در نتیجه باید در کاربرد کامپوزیت P90 در حفرات عمیق احتیاط کرد.
۳- در هر دو نوع کامپوزیت و تمام دستگاههای تابشی، حد اکثر افزایش دما در ابتدای تابش ایجاد شد.

REFERENCES

1. Olaf A, Martin H. Advance in light curing. Am J Dent. 2000 Feb;13(S Pec no.):77D- 81D.
2. LF Schneider, S Consani, Halogen and LED light curing of composite: Temperature increase and Knoop hardness. Clin Oral Invest. 2006 Jan;10(1):66-71.
3. Z Tarle, A Knezevic, N Demoli. A Comparison of composite curing parameters: Effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. Oper Dent. 2006 Feb;31(2):219-226.
4. A Al-Qudah, CA. Mitchell. Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. J Dent. 2007 March;35(3) :187-274.
5. Hussey DL, Biagioni PA & Lamey PJ, Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization invivo. J Dent. 1995 Oct ;23(5):267-271.
6. Goodie HE, White JM, Gamm B, Watanabe LG. Pulp Chamber temperature changes with visible- light- cured composite in vitro. Dent Mater. 1990 Apr; 6(2): 99-102.
7. Mill RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J. 1999 Apr;186(8):388-91.
8. Sung Jeong, Young-Ran KIM. Effects of LEDs on microhardness and temperature rise of dental composite rsins. Dent Mater J. 2007 Jun;26(6):838-844.
9. Dotsalva T, Jelinkova H. Shear bond strength after ER: YAG laser radiation conditioning of enamel and dentin. Proc. Spie Dig Lib,1997 Sep;3192(3):34-39.
10. Vargas M, Cobb D, Schmit J. Polymerization of composite resin: Argon laser vs conventional light. Oper Dent. 1998 Mar-Apr;23(2):87-93.
11. Cobb D, Vargas M, Rundle T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. Am. J Dent. 1996 Oct,9(5):199-202.
12. CS Delfino, CSC Pfeifer, RR Braga. Shrinkage stress and mechanical properties of photoactivated composite resin using the argon ion laser. Laser and Optic, Applied Phys B. 2009 Jan;96(1):3366-6.
13. M Hanning, B Bott. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light curing source. Dent Mater,1999 Jul;15(4),275-281.

14. Smail SRL, Patterson CJW, McLundie AC, Strang R. In vitro temperature rise during visible- light curing of a lining material and posterior composite. *J Oral Rehabil.* 1988 Jul; 15(4): 361- 366.
15. Masutani S, Setcos JC Schnell RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins, *Dent Mater.* 1988 Aug;4(4):174-178.
16. Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater.* 2010 Dec;26(12):1144-50.
17. Crivello J, Falk B, Zonca MR Jr. Photoinduced cationic ring-opening frontal polymerizations of oxetanes and oxiranes. *J Polym Sci [A].* 2004 Apr;42(7):1630-46.
18. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005 Jan; 21(1):68-74.
19. Vesna Miletic, Vladimir Ivanovic. Temperature changes in silorane-, ormocer-, and dimethacrylate-based composites and Pulp chamber roof during light-curing. *J Esthet Dent.* 2009 Apr;21(2):122-131.
20. Knezevic, A. Tarle, Z. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil.* 2005 May;32(5):362-7.
21. Tabatabaei M, Motevasselian F. Evaluation of temperature rise and DC in two composites using various curing units. [Thesis]. Tehran: Dent Faculty, Tehran University of Medical Science; 2007.
22. A N S Rastelli, D P Jacomassi. Changes in the temperature of a dental light-cured composite resin by different light-curing units. *Laser Physics.* 2008 Jun 18(8):1003–1007.
23. Jacomassi D, Rastelli D. Degree of conversion and temperature increase of a composite resin light cured with an argon laser and blue LED. *Laser Physics.* 2008 Jun;18(12): 1570-1575.
24. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash, H S. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent.* 1999 Mar;27(3):235-41.
25. Sakaguchi RL, Douglas W H, Peters M C. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent.* 1992 Jun;20(3):183-8.
26. A Santini, C Watterson. Temperature rise within the Pulp chamber during composite resin polymerization using three different light sources. *Open Dent J.* 2008 Dec; 2(5):137-141.