بررسی افزایش دما با دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابش در دو نوع کامپوزیت نوری

دکتر معصومه حسنی طباطبایی [†]*- دکتر منصوره میرزایی*- دکتر محمد عطایی- دکتر فریبا متوسلیان*****

*استادیار گروه آموزشی ترمیمی‌دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

** PhD مهندسی مواد پژوهشگاه پلیمر ایران

*** متخصص ترمیمی

Title: Evaluation of temperature rise with different curing methods and units in two composite resins

Authors: Tabatabaei M. Assistant Professor*, Mirzaei M. Assistant Professor*, Ataei M. PhD of Polymer Engineer**, Motevaselian F. Restorative Dentist

Address: *Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences
**Iran Polymer Petrochemical Institute

Background and Aim: The majority of commercial curing units in dentistry are of halogen lamp type. The new polymerizing units such as blue LED are introduced in recent years. One of the important side effects of light curing is the temperature rise in composite resin polymerization which can affect the vitality of tooth pulp. The purpose of this study was to evaluate the temperature rise in two different composite resins during polymerization with halogen lamps and blue LED.

Materials and Methods: This experimental study investigated the temperature rise in two different composites (Hybrid, Tetric Ceram/Nanofilled, Filteke Supreme) of A2 shade polymerized with two halogen lamps (Coltolux 50, 350 mW/cm^2 and Optilux 501 in standard, 820 mW/cm^2 and Ramp, 100-1030 mW/cm^2 operating modes) and one blue LED with the intensity of 620 mW/cm^2. Five samples for each group were prepared and temperature rise was monitored using a k-type thermocouple. Data were analyzed by one-way ANOVA, two-way ANOVA and Tukey HSD tests with $P<0.05$ as the limit of significance.

Results: Light curing units and composite resins had statistically significant influence on the temperature rise ($p<0.05$). Significantly, lower temperature rise occurred in case of illumination with Coltolux 50.There was no significant difference between Optilux 501 in standard curing mode and LED. Tetric Ceram showed higher temperature rise.

Conclusion: According to the results of this study the high power halogen lamp and LED could produce significant heat which may be harmful to the dental pulp.

Key Words: Composite resins; Temperature rise; Halogen lamp; Blue LED

Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 18; No. 4; 2006)

چکیده:

زمینه و هدف: لامپ‌های هالوژنه از کاربردیترین دستگاه‌های تابش در دندانپزشکی می‌باشند. دستگاه‌های تابش جدید ازجمله دیودهای منتشر کننده نور، اخیراً به بازار عرضه شده است. یکی از عوارض جانبی پلیمریزاسیون نوری، افزایش دما است که اگر از حد مشخصی بیشتر شود، تهدید و خطری برای سلامتی پالپ محسوب می‌شود. در این افزایش دما علاوه بر نوع دستگاه، نوع کامپوزیت مورد استفاده

[†] مؤلف مسؤول: نشانی: تهران- خیابان انقلاب اسلامی- خیابان قدس- دانشگاه علوم پزشکی تهران- دانشکده دندانپزشکی- گروه آموزشی ترمیمی
تلفن: ۶۶۴۰۲۶۴۰ دورنگار: ۶۶۴۰۱۱۳۲ پست الکترونیکی: m-tabatabai@yahoo.com

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

نیز ممکن است تأثیر داشته باشد. هدف از این مطالعه ارزیابی میزان افزایش دما در دو نوع کامپوزیت دندانی، پلیمریزه شده با دو نوع دستگاه تابشی با روشهای مختلف تابش بود.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی دو نوع کامپوزیت هیبرید (Tetric Ceram) ونانوفیلد (Filteke Supreme) با رنگ A2 و دو دستگاه تابشی هالوژنه، Coltolux 50 با توان تابشی ۳۵۰mW/cm^2 و Optilux 501 با توان تابشی ۱۰۳۰ mW/cm^2–۱۰۰ و یک دستگاه تابشی دیود Ultralume-2 با شدت تابشی ۶۲۰ mW/cm^2 استفاده شد.Optilux 501 با دو نوع روش تابشی استاندارد وRamp مورد استفاده قرار گرفت. ۵ نمونه از هر کامپوزیت در قالبی با ابعاد مشخص قرار داده شد و تحت تابش با دستگاه‌های تابشی مختلف قرار گرفتند. میزان تغییرات دمایی، توسط ترموکوپل نوع K اندازه‌گیری شد. داده‌های به دست آمده توسط تحلیل واریانس یک طرفه و دو طرفه وآزمون مقایسه چندگانه توکی مورد بررسی آماری قرار گرفتند. P<۰/۰۵ به عنوان سطح معنی داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نوع دستگاه و روش تابش نور در کامپوزیت تتریک سرام از نظر افزایش دمای کلی و ناشی از تابش تفاوتهای معنی داری داشت (بیشترین مقدار دردستگاه هالوژنه با توان بالا با روش تابشی استاندارد ودستگاه LED و کمترین مقدار در دستگاه هالوژنه با توان پایین)؛ ولی افزایش دمای ناشی از واکنش، اختلاف معنی داری نشان نداد. در کامپوزیت سوپریم نیز افزایش دمای کلی و ناشی از تابش مانند کامپوزیت تتریک سرام بود؛ ولی در افزایش دمای ناشی از واکنش، تنها بین دستگاه هالوژنه توان بالای Ramp و دستگاه هالوژنه توان پایین اختلاف معنی دار به دست آمد. نوع کامپوزیت در حداکثر افزایش دمای کلی، ناشی از تابش و ناشی از واکنش تأثیر معنی داری داشت و کامپوزیت تتریک سرام مقادیر بیشتری نسبت به سوپریم نشان داد. در مورد زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش بین دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابش در هر دو نوع کامپوزیت تتریک سرام و سوپریم تفاوتهای معنی داری به دست آمد (در دستگاه هالوژنه با توان بالا با روش استاندارد، کمترین زمان و در دستگاه هالوژنه توان بالا با روش Ramp، بیشترین زمان بود). نوع کامپوزیت نیز در زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش تأثیر معنی داری داشت و در کامپوزیت سوپریم بیشتر از تتریک سرام بود.

نتیجه‌گیری: بر طبق یافته‌های مطالعه حاضر، دستگاه تابشی هالوژنهٔ با توان بالا و دیود منتشر کننده نور آبی در طی پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های دندانی حرارت قابل ملاحظه‌ای ایجاد می‌کنند که احتمال دارد به پالپ دندان صدمه برسانند.

کلید واژه‌ها: کامپوزیت رزینی؛ افزایش دما؛ لامپ هالوژنه؛ دیود منتشرکننده نور آبی

وصول: ۸۳/۱۲/۰۳ اصلاح نهایی: ۸۴/۰۹/۰۵ تأیید چاپ: ۸۴/۱۰/۰۵

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۸، شماره ۴، سال ۱۳۸۴)

مقدمه

با تولید روزافزون مواد دندانی پخت شونده با نور، دستگاه‌های تابشی از تجهیزات متداول در کلینیک‌های دندانپزشکی شده‌اند. پلیمریزاسیون کافی این مواد به مواردی چون شدت تابش نور، طول موج و زمان تابش دستگاه‌های تابشی بستگی دارد (۱). کارآیی صحیح دستگاه‌های تابش نور جهت پلیمریزه شدن کافی کامپوزیت‌ها و بهینه‌سازی خواص فیزیکی و مکانیکی، کاهش حلالیت و سازگاری بیولوژیک و موفقیت نهایی ترمیم، ضروری است (۲،۳).

پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های رزینی با دستگاه‌های تابشی به سبب واکنش پلیمریزاسیون گرمازای کامپوزیت و نیز به علت انرژی جذب شده از دستگاه منجر به افزایش دما می‌شود (۴). حداکثر دمایی که در طی پلیمریزاسیون نوری کامپوزیت رزینی ایجاد می‌شود، به شدت تابش دستگاه، ترکیب شیمیایی کامپوزیت، میزان عبور نور و هدایت حرارتی آن و مدت زمان تابش بستگی دارد (۴،۵،۶،۷).

امروزه برای افزایش پخت و تسریع در کار، تمایل به ساخت و عرضه دستگاه‌های تابشی با توان بالا

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

(mW/cm^2 ۱۵۰۰-۸۰۰) بیشتر شده است (۹،۸). با افزایش توان تابشی دستگاه‌های تابش تجاری در دسترس، احتمال ایجاد دماهای غیرقابل قبول در بافت پالپ افزایش می‌یابد (۵). پالپ دندان، بافت پرعروقی است که حیات آن ممکن است در طی تراش حفره و اعمال ترمیمی مورد تهدید قرار گیرد. مطالعات نشان داده است که گرمای ایجاد شده در اثر روشهای ترمیمی می‌تواند به پالپ آسیب برساند (۱۱،۱۰). حداکثر حرارت ۱۰-۲۰ درجه سانتیگراد در حین پلیمریزه شدن کامپوزیت‌های رزینی با لامپ‌های هالوژنه معمولی گزارش شده است (۱۲). Zach و Cohen نشان دادند که افزایش دمای پالپ به اندازه ۵/۵ و ۱۱/۵ درجه سانتیگراد به ترتیب سبب ۱۵٪ و ۶۰٪ پالپیت غیر قابل برگشت می‌شود (۱۰).

لامپ‌های هالوژنه از کاربردی‌ترین دستگاه‌های تابشی مورد استفاده هستند. این لامپ‌ها برون ده بیشتری در طول موج‌های بلندتر دارند؛ در حالی‌که طول موج لازم برای فعال کردن آغاز کننده نوری کامفوروکینون (CQ) ۴۷۰ nm است و این به معنی بالا رفتن دما بدون افزایش میزان پلیمریزاسیون می‌باشد (۱۳).

برای برطرف کردن این اشکال دستگاه‌های جدیدی از نوع(Light-Emitting-Diode LED) معرفی شدند. از مزیت‌های مهم دستگاه‌های LED آبی، تولید طول موج مؤثری است که با طیف جذبی کامفوروکینون هماهنگ می‌باشد و نوری در ناحیه زیر قرمز تولید نمی‌شود (۱۵،۱۴).

برخی سازندگان LED ادعا می‌کنند که این دستگاه‌ها، کامپوزیت‌های دندانی را بدون ایجاد گرما پخت می‌کنند (۱۴). اگرچه بعضی از مزیت‌های دستگاه‌های تابشی LED ثابت شده است؛ ولی مطالعات نشان می‌دهد که پلیمریزاسیون با دستگاه LED، همدما (Isotermal) نیست (۱۶). اطلاعات زیادی در مورد میزان افزایش درجه حرارت ناشی از پخت ترمیم‌های کامپوزیتی به وسیله دستگاه‌های LED در دسترس نیست؛ درحالی‌که با توجه به عمومی‌تر شدن دستگاه‌های تابشی جدید، دندانپزشکان باید از احتمال آسیب حرارتی به پالپ در حفره‌های عمیق در طی پخت کامپوزیت‌ها توسط دستگاه‌های تابشی آگاه باشند.

با توجه به مطالب فوق، مطالعهٔ حاضر جهت مقایسه افزایش دما طی پلیمریزاسیون (که مجموعه‌ای از افزایش دمای ناشی از تابش دستگاه تابشی و ناشی از واکنش پلیمرشدن می‌باشد) در دو نوع کامپوزیت مختلف با دو نوع دستگاه تابشی و روشهای مختلف تابش انجام شد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی دو نوع کامپوزیت مورد بررسی قرار گرفت:

۱- کامپوزیت هیبرید تتریک سرام(Vivadent/ Swiss)

۲- کامپوزیت نانوفیلد Filteke^{TM} Supreme (3M ESPE,USA) (جدول۱)

جدول۱- ویژگیهای کامپوزیت‌های مورد استفاده در مطالعه

نام کامپوزیت	نوع کامپوزیت	درصد وزنی فیلر	رزین	شماره	فیلر
Tetric Ceram	Fine-filled Hybrid	79%	Bis-GMA, UDMA TEGDMA	F61782	Barium glass, yetterbium trifluoride, Ba-Al-fluorosilicate glass, highly dispersed silicon oxide, spheroid mixed oxide
Filteke Supreme	Nanofilled	78.5%	Bis-GMA, UDMA TEGDMA, bis-EMA	3910A2D	Aggregated Zirconia/Silica Cluster, nonagglomerated/ aggregated Silica

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

رنگ کامپوزیت هیبرید dentin A2 انتخاب شد که علت آن، استفاده از این shade در اولین لایه در روش ترمیم لایه‌ای دندانها، قبل از استفاده از رنگهای body و enamel بود.

روش تابش نور و دستگاه‌های مورد بررسی به شرح زیر بود:

۱- دستگاه دیود UltraLume LED-2 (Ultradent.USA) با شدت تابشی ۶۲۰ mW/cm^2 به مدت ۴۰ ثانیه

۲- دستگاه هالوژنه معمولی Coltolux 50 (Coltene/Whaledent USA) با شدت ثابت mW/cm^2 ۳۵۰ به مدت ۴۰ ثانیه.

۳- دستگاه تابش هالوژنه با توان بالا Optilux 501 (Kerr USA) با شدت ثابت mW/cm^2 ۸۲۰ به مدت ۴۰ ثانیه.

۴- دستگاه تابش هالوژنه Optilux 501 با شدت mW/cm^2 ۱۰۰ در ۱۰ ثانیه اول بوده که در ۱۰ ثانیه بعدی شدت تابش به صورت نمایی از mW/cm^2 ۱۰۳۰-۱۰۰ افزایش یافت. شدت تابش هر کدام از دستگاه‌های تابشی با استفاده از رادیومتر دستگاه Optilux 501 اندازه‌گیری شد. حساسیت رادیومتر دستگاه Optilux 501 به پرتوهای با طول موج nm ۵۱۰-۴۱۰ و با شدت تابشی از mW/cm^2 ۱۹۹۹-۱۰۰بود.

۵ نمونه در دمای اتاق برای هر ترکیبی از کامپوزیت و دستگاه تابشی یا روش تابشی در قالبی از تفلون به قطر ۴ و ضخامت ۲ میلیمتر تهیه شد. در هر بار آزمایش سطح فوقانی کامپوزیت با یک نوار پلاستیکی شفاف با ضخامت mm ۰/۰۳ پوشیده شد؛ سپس سر هدایت نور در تماس با نوار و به موازات سطح نمونه کامپوزیتی قرار گرفت. افزایش دما، طی پلیمریزه شدن کامپوزیت توسط یک ترموکوپل نوع K که در قاعده حفره ثابت و توسط نوار شفاف پوشیده شده بود و ترمومتر (Escort 20, Taiwan) قابلیت اندازه‌گیری دما با دقت ۰/۱ درجه سانتیگراد اندازه‌گیری شده و در صفحه نمایشگر نشان داده شد. ۵ دقیقه پس از هر تابش، نمونه‌ها مجدداً از میان ماده پلیمر شده، تحت تابش قرار گرفتند و افزایش دما دوباره اندازه‌گیری شد. فاصله زمانی ۵ دقیقه، فرصت برگشت دمای محیط آزمایش به دمای اولیه را فراهم کرد. افزایش دما در طی اولین تابش، ناشی از گرمای تابش و واکنش پلیمریزاسیون بود.

در طی تابش بعدی تقریباً حداکثر پلیمریزاسیون انجام شده بود و این بار افزایش دمای حاصله، عمدتاً ناشی از گرمای تابش بود. به این ترتیب امکان محاسبه افزایش دمای ناشی از پلیمریزاسیون ماده با کم کردن مقادیر فوق از یکدیگر فراهم شد. داده‌های حرارتی به دست آمده برای هر نمونه متشکل از نوع کامپوزیت و دستگاه تابشی با استفاده از تحلیل واریانس یک طرفه مورد بررسی آماری قرار گرفت. جهت بررسی اثر دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی در زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش پلیمریزاسیون نیز از تحلیل واریانس یک طرفه استفاده شد. تأثیر نوع کامپوزیت در افزایش دما و زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش با تحلیل واریانس دو طرفه بررسی گردید. $P<0/05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

اثر دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی در هنگام تماس مستقیم سر دستگاه تابشی با ترموکوپل:

بین دستگاه‌ها وروشهای مختلف تابشی و افزایش دمای ناشی از آنها، بدون استفاده از کامپوزیت، درتماس مستقیم سر دستگاه تابشی با ترموکوپل رابطه معنی‌داری وجود داشت ($P<0/05$). بیشترین مقدار در دستگاه هالوژنهٔ Optilux 501 با روش تابشی Ramp و کمترین آن در دستگاه هالوژنهٔ Coltolux 50 بود. افزایش دما توسط

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

دستگاه LED بین این دو بود (جدول۲).

جدول۲- میانگین وانحراف معیار حداکثر افزایش دما با دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی در هنگام تماس مستقیم سر دستگاه تابش با ترموکوپل (درجه سانتیگراد)

	دستگاه تابشی	میانگین و انحراف معیار
افزایش دما	Coltolux 50	۱۳ (۰/۹)
	Optilux Standard	۳۴/۲ (۱/۳)
	Optilux ramp	۳۶/۳ (۰/۴)
	LED	۲۶/۳ (۰/۳)

اثر نوع دستگاه و روش تابش نور در افزایش دما در طی پخت کامپوزیت تتریک سرام:

در کامپوزیت تتریک سرام بین دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی از نظر حداکثر افزایش دمای کلی و دمای ناشی از تابش اختلاف معنی‌داری وجود داشت (P<۰/۰۵)؛ ولی از نظر حداکثر افزایش دمای ناشی از واکنش بین گروه‌های مخلتف تابشی اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵). میانگین و انحراف معیار حداکثر افزایش دمای کلی، ناشی از تابش و ناشی از واکنش بادستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی در جدول۳ ارائه شده است.

اثر نوع دستگاه و روش تابش نور در افزایش دما در طی پخت کامپوزیت سوپریم:

در کامپوزیت سوپریم بین دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی از نظر حداکثر افزایش دمای کلی و ناشی از تابش اختلاف معنی‌داری مشاهده شد (P<۰/۰۵).

جدول۳- میانگین و انحراف معیار حد اکثر افزایش دمای کلی، ناشی از تابش و واکنش با روشهای مختلف تابشی در کامپوزیت تتریک سرام و سوپریم (درجهٔ سانتی گراد)

افزایش دما	نوع دستگاه	نوع کامپوزیت			
		کامپوزیت تتریک سرام		کامپوزیت سوپریم	
		میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار
کلی	Coltolux50	۶/۷	۰/۴۴	۵/۸	۰/۶۷
	Opt.Stand	۱۴	۰/۷۲	۱۲/۵	۱/۰۵۶
	Opt.Ramp	۱۳	۰/۵۸	۱۱	۰/۶۸
	LED	۱۴/۵	۰/۴	۱۲/۶	۰/۲۹
	کل	۱۲	۲/۳	۱۰/۳	۲/۶۱
تابشی	Coltolux50	۵	۰/۴	۴/۳۶	۰/۶۱
	Opt.Stand	۱۲/۵	۰/۴۶	۱۱/۱۸	۰/۹۲
	Opt.Ramp	۹/۱	۰/۴۳	۷/۲۶	۰/۷۳
	LED	۱۲	۰/۴۲	۱۱	۰/۳۶
	کل	۹/۶	۲/۸۳	۸/۵	۲/۶۷
واکنشی	Coltolux50	۳/۷	۰/۴۸	۲/۵۸	۰/۴۱
	Opt.Stand	۵	۰/۹	۳	۰/۲۵
	Opt.Ramp	۴/۵	۰/۶	۳/۶۸	۰/۶۳
	LED	۵	۰/۴۹	۳	۰/۴۲
	کل	۴/۵	۰/۸۶	۳	۰/۵۳

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

در حداکثر دمای ناشی از واکنش نیز تنها بین دستگاه Coltolux 50 و Optilux Ramp اختلاف معنی دار بود. میانگین و انحراف معیار حداکثر افزایش دمای کلی، ناشی از تابش و ناشی از واکنش کامپوزیت سوپریم در جدول ۳ ارائه شده است.

اثر نوع کامپوزیت در افزایش دما

نوع کامپوزیت در حداکثر افزایش دمای کلی، دمای ناشی از تابش و دمای ناشی از واکنش تأثیر معنی‌داری داشت ($P<۰/۰۵$). کامپوزیت تتریک سرام حداکثر افزایش دمای کلی، ناشی از تابش و ناشی از واکنش بالاتری نسبت به کامپوزیت سوپریم به وجود آورد (جدول ۳).

اثردستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی در زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش

بین دستگاه‌ها و روشهای مختلف تابشی و زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش در هر دو نوع کامپوزیت تتریک سرام و سوپریم رابطه معنی‌داری مشاهده شد ($P<۰/۰۵$) (جدول۳).

اثر نوع کامپوزیت در زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش

نوع کامپوزیت در زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش تأثیر معنی‌داری داشت ($P<۰/۰۵$) و در کامپوزیت سوپریم بیشتر از تتریک سرام بود (جدول۴).

جدول٤- میانگین و انحراف معیار زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش با دستگاه‌ها و روش های مختلف تابشی در کامپوزیت تتریک سرام و سوپریم(ثانیه)

دستگاه تابشی	میانگین وانحراف معیار	
	تتریک سرام	سوپریم
Coltolux 50	۱۱/۴ (۰/۰۵)	۱۳/۰(۱/۶)
Optilux Standard	۱۰/۲ (۰/۸)	۱۰/۰(۱)
Optilux ramp	۱۴/۰(۰/۷)	۱۷/۶(۱/۷)
LED	۱۰/۶ (۰/۵)	۱۲/۰(۱)

بحث و نتیجه‌گیری

اثر نوع دستگاه و روش تابشی در افزایش دما هنگام تماس مستقیم سر دستگاه تابشی با ترموکوپل

در طی اولین مرحلهٔ آزمایش، افزایش دمای ناشی از دستگاه Optilux 501 با روش تابش Ramp بالاتر از گروه‌های دیگر بود. شدت تابشی بالای روش Ramp را می‌توان دلیل این امر دانست. افزایش دمای ناشی از دستگاه Optilux 501 با روش تابشی استاندارد و LED به ترتیب در رتبه‌های بعدی قرار داشتند. کمترین افزایش دما به علت شدت تابشی پایین، مربوط به دستگاه تابشی Coltolux 50 بود.

در مطالعه Yap و Soh در مورد افزایش دما با دستگاه‌های مختلف، دستگاه هالوژنه Astralis 10 با شدت تابشی بالا ($mW/cm^2$۱۲۰۰) بیشترین افزایش دما را داشت. دستگاه‌های تابشی دیود مورد استفاده، دمای پایین‌تری در مقایسه با دستگاه‌های تابشی هالوژنه ایجاد کردند. دستگاه تابشی دیود Elipar Freelight با شدت تابش مشابه با دستگاه هالوژنه ۴۰۰ mW/cm^2 و زمان تابش مشابه، (۲۰ ثانیه) دمای پایینتری به وجود آورد (۱۱ درجه سانتیگراد در مقابل ۱۷/۴ درجه سانتیگراد) (۱۷).

اثر نوع کامپوزیت در افزایش دما

همان طور که ملاحظه شد، افزایش دما در تتریک سرام بیشتر از سوپریم بود. بالاتر بودن افزایش دمای کلی و ناشی از تابش در کامپوزیت تتریک سرام در مقایسه با سوپریم احتمالاً به علت پراکندگی کمتر نور حین عبور از آن است.

کامپوزیت سوپریم حاوی ذرات اولیه پرکننده از جنس زیرکونیا و سیلیکا با اندازه ۵-۲۰ نانومتر است که به صورت خوشه‌هایی با اندازه۰/۶ µm-۱/۴ µm تجمع یافته‌اند. ما بین ذرات تجمع یافته، ذرات پرکننده سیلیکا با اندازه ۲۰ نانومتر پخش شده‌اند. در کامپوزیت تتریک سرام ذرات پرکننده عمدتاً از جنس شیشه و دی‌اکسیدسیلیکون بوده و در دامنهٔ

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

۳ μm–۰/۰۴ μm قرار دارند.

در کامپوزیت سوپریم به سبب اندازه کوچکتر ذرات پرکننده، احتمال پراکنش نور بیشتر است و قسمت بیشتری از نور تابیده شده قبل از رسیدن به نواحی تحتانی نمونه و ترموکوپل پراکنده می‌شود. کامپوزیت سوپریم مورد استفاده دارای اپاسیتی dentin بوده و احتمالاً همین امر نیز سبب کاهش شدت نور طی عبور از ماده گردید.

افزایش دمای ناشی از واکنش در کامپوزیت تتریک سرام بیشتر از سوپریم بود که نشان دهندهٔ بیشتر بودن میزان پلیمریزه شدن در کامپوزیت تتریک سرام است.

اثر دستگاه‌ها و روشهای تابشی مختلف در افزایش دما

نوع دستگاه تابشی متغیر در افزایش دمای کلی و ناشی از تابش تأثیرگذار بود و هر دو کامپوزیت، LED و Standard Optilux موجب افزایش دمای تابشی بالایی شدند و روش تابش Ramp در مرتبه بعدی قرار گرفت.

با توجه به بالاتر بودن دانسیتی کامپوزیت در مقایسه با هوا (که محیط تشکیل‌دهنده اطراف ترموکوپل در اندازه‌گیری افزایش دما در تماس مستقیم سر دستگاه تابشی با ترموکوپل بود)، مقدار جذب و ذخیره انرژی به صورت گرما در نمونه‌های کامپوزیتی، با دستگاه LED با شدت تابش ۶۲۰ mW/cm^2 و دستگاه Optilux با روش تابشی استاندارد و شدت تابش ۸۲۰ mW/cm^2 و مدت زمان تابش ۴۰ ثانیه، بیشتر از روش تابشی Ramp بود که نمونه‌ها تنها برای مدت کوتاهی تحت تابش نور با شدت بالا قرار گرفتند (۱۸). Alexander و همکاران نشان دادند که در نمونه‌های کامپوزیتی Solitare2 افزایش دمای ناشی از لامپ هالوژنه تری لایت با روش تابشی استاندارد بیشتر از روش تابش سافت استارت است (۱۴).

در مطالعه Knezevic و همکاران دستگاه Heliolux GTE با روش تابش استاندارد به علت شدت تابش پایین در طی ۱۰ ثانیه اول افزایش دمای بیشتری را در نمونه‌های کامپوزیتی در مقایسه با لامپ هالوژنه Elipar Highlight که با روش تابش سافت استارت استفاده شده بود، به وجود آورد (۱۹).

زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش

گرمای ناشی از واکنش می‌تواند نشان دهنده رفتار پلیمریزاسیون در کامپوزیت دندانی باشد. در پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های دندانی، ناحیه پیش ژل از جهت جبران تنش‌های ناشی از پلیمریزاسیون اهمیت زیادی دارد. با توجه به روند پلیمریزاسیون، حداکثر زمان رسیدن به دمای ناشی از واکنش می‌تواند متناسب با زمان رسیدن به مرحله شیشه‌ای شدن (vitrification) در پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های دندانی باشد (۲۰)؛ بنابراین بررسی زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش اطلاعات سودمندی را در مورد مرحله پیش ژل در اختیار قرار می‌دهد.

در مطالعه حاضر، دستگاه تابشی و نوع کامپوزیت در زمان رسیدن به حداکثر دمای ناشی از واکنش تأثیر معنی‌داری داشت که با یافته‌های مطالعه Shortall و Harrington مطابقت دارد (۶).

در کامپوزیت سوپریم در مقایسه با کامپوزیت تتریک سرام، حداکثر دمای ناشی از واکنش در زمان دیرتری حاصل شد. این امر را می‌توان به علت روند آرامتر پلیمریزاسیون به سبب کوچکتر بودن ابعاد پرکننده‌های نانو و سطح مؤثر بسیار زیاد آنها دانست (۲۱).

در هر دو کامپوزیت، روش تابشی Ramp بیشترین تأخیر را در رسیدن به حداکثر دما و به عبارتی نقطه ژل نشان داد؛ در حالی‌که دستگاهOptilux با روش تابشی Standard در هر دو نوع کامپوزیت در زمان کوتاهتری حداکثر دمای ناشی از واکنش را به وجود آورد.

همان طور که قبلاً توضیح داده شد گرمای ناشی از تابش در دو کامپوزیت سوپریم و تتریک سرام در دستگاه Optilux با روش تابشی Standard بالاتر از Ramp بود؛ در حالی که

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

گرمای ناشی از واکنش بین این دو گروه متفاوت نبود. با توجه به مطالب فوق، استفاده از روش تابش Ramp در تأخیر ظهور مرحله ژل، و ایجاد تنش کمتر طی پلیمریزه شدن، ضمن ایجاد گرمای کمتر در طی تابش، بر روش تابش Standard ارجح است که این یافته با نتیجه مطالعه Knezevic و همکاران مطابقت دارد (۱۹). حداکثر دمای ناشی از واکنش در دستگاه Coltolux 50، پس از گروه Optilux Ramp، در زمان دیرتری روی داد که نشان دهنده روند آرامتر پلیمرشدن به سبب شدت تابشی پایین دستگاه است.

درکامپوزیت تتریک سرام و تابش با دستگاه Coltolux 50 برخلاف سایر گروه‌های تابش، حداکثر افزایش دمای کلی قبل از انتهای دوره تابش ۴۰ ثانیه ایجاد شد. وقتی که گرمای ناشی از تابش کم باشد (مانند Coltolux 50) گرمای حاصل از واکنش در طی پلیمریزه شدن بیشتر نشان داده می‌شود و پس از دوره واکنش پلیمریزاسیون، کاهش دما قبل از ختم دوره تابشی مشاهده می‌شود؛ در حالی که در سایر دستگاه‌های تابشی که شدت نور بالا است، این دوره واکنشی کمتر نشان داده می‌شود و دما توسط گرمای ناشی از تابش تا پایان دوره تابش، بالا باقی می‌ماند. در کامپوزیت سوپریم که میزان پلیمریزاسیون کمتر بود، دوره واکنشی که با افزایش ناگهانی در دما مشاهده می‌شود، روی نداد.

در مطالعه حاضر دستگاه تابشی دیود، افزایش دمای کلی و ناشی از تابش مشابه با دستگاه هالوژنه Optilux 501 ایجاد کرد (جدول ۴)؛ در حالی که گرمای ناشی از واکنش که معیاری غیرمستقیم از پلیمریزاسیون است، افزایش نیافت.

بر خلاف ادعای سازندگان LED که پخت بیشتر کامپوزیت‌های رزینی را همراه با ایجاد گرمای کمتر پیشنهاد می‌کنند، چنین نتیجه‌ای از مطالعه حاضر حاصل نشد.

در یافته‌های مطالعه حاضر بر خلاف مطالعات دیگر افزایش دما با دستگاه‌های تابش دیود پایینتر بود ؛ ولی در بیشتر مقایسات انجام شده، شدت نورLEDs کمتر از شدت تابشی دستگاه‌های هالوژنه بود (۲۲،۱۹،۱۶)؛ بنابراین نمی‌تواند معیاری برای مقایسه با کار حاضر باشد. نسل اول دستگاه‌های تابشی LED، اغلب شامل تعداد زیادی دیود نوری بوده و توان خروجی نسبتاً پایینی داشتند و کارآیی آنها به خوبی لامپ‌های هالوژنه نبود (۲۴،۲۳). به عنوان مثال Freelight (3M ESPE, USA) دیود نسل اول بود که در آن از ۱۹ دیود استفاده شده است (۲۵). در دستگاه دیود نسل دوم (LED-2) که امروزه در دسترس است فقط از دو دیود با قدرت بالا استفاده می‌شود که توزیع طیفی متفاوت، با توان خروجی بیشتر نسبت به نسل اول دارد.

Cohen و Zach همچنین Photo و Scheinin نشان دادند که ۵–۵/۵ درجه سانتیگراد افزایش دما، سبب آسیب غیر قابل برگشت به پالپ می‌شود (۲۶،۱۰).

Hanning و Bott در اندازه‌گیری افزایش دمای اتاقک پالپ در محیط آزمایشگاهی با ۱ میلیمتر عاج باقیمانده دریافتند که شدت خروجی بیشتر از ۶۷۰ mW/cm^2 در طی ۴۰ ثانیه تابش، افزایش دمای بیشتر از حد بحرانی ۵/۵ درجه سانتیگراد ایجاد می‌کند (۵).

در مطالعه حاضر، حتی کمترین افزایش دمای به دست آمده که با کامپوزیت سوپریم و با Coltolux 50 به دست آمد بیشتر از ۵/۵ درجه سانتیگراد بود. البته باید در نظر داشت که مقادیر دمایی اندازه‌گیری شده در این مطالعه را نمی‌توان مستقیماً با تغییرات دمایی در شرایط کلینیکی ارتباط داد. دلیل این امر هدایت حرارتی پایین قالب آزمایشی مورد استفاده این مطالعه است.

در دندان، بیشتر سطح ترمیم در تماس با دیواره‌های عاجی اطراف و مایع توبولار درون آنها است و جریان خونی پالپ نیز وجود دارد که گرما را پخش و منتشر می‌کنند (۲۷،۵)؛ در ضمن بافت‌های لیگامان پریودنتال اطراف نیز، می‌توانند در انتشار گرما کمک کرده و افزایش دمای داخل

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

پالپی را محدود کنند (۵).

با این حال دندانپزشکان باید از احتمال آسیب به پالپ که در اثر دستگاه‌های تابشی در حفرات عمیق روی می‌دهد، آگاهی داشته باشند.

تشکر و قدردانی

از جناب آقای دکتر خرازی بابت زحماتی که برای تجزیه وتحلیل آماری متقبل شدند ونیز معاونت پژوهشی دانشگاه به خاطر پشتیبانی مالی تحقیقات تشکر وقدردانی می‌گردد.

منابع:

1- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent 1994; 19 26-32.

2- Cheung GS. Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. J Prosthet Dent 1990; 63: 26-8.

3- Botha CT, de Wett FA. Polymerization shrinkage around composite resin restoration- an invitro study. J Dent Asso S Afr 1994; 49 201-7.

4- Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Philips RW. Temperature rise during polymerization of visible light – activated composite resins. Dent Mater 1988; 4: 174-8.

5- Hanning M, Bott B. In- vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light- curing sources. Dent Mater 1999; 15: 275-81.

6- Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. Oral Rehabil 1998; 25: 908-13.

7- Goodies HE, White JM, Andrews J, Watanabe LG. Measurement of temperature generated by visible light-cure lamps in an in vitro model. Dent Mater 1989; 5: 230-37.

8- Kleverlaan CJ. Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. Eur J Oral Sci 2004; 112: 84-8.

9- Peutzfeildt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 2000; 16: 330.

10- Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965; 19 515-30.

11- Stanley HR. Human Pulpal Response to Operative Procedures. 2nd ed. Gaineville: Storter printing company; 1981.p. 15

12- Strang R, Patterson CJ, Mclundie AC, Cumming A, Smail SR. In vitro temperature rises produced by five polymerizing light sources. Rostorative Dent 1988; 4: 33-5.

13- Harrington L, Wilson HJ. Determination of radiation energy emitted by light activation units. J Oral Rehabil 1995; 22: 377-85.

14- Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. Biomater, 2002; 24(10): 1809-20.

15- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater 2000; 16: 41-7.

16- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. Eur J Oral Sci 2002; 110: 471-9.

17- Yap AU, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. Oper Dent 2003; 28: 260-6.

18- Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11ed USA: Mosby; 2002: 50- 52.

19- Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. J Oral Rehabil 2001; 28: 586-91.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]

20- Loyell Lali G, Stansbury Jeffrey W, Syrpes Demetrios C, Bowman Christopher N. Effect of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimetharcylate\dimethacrylate copolymerizations. Macromolecules 1999; 32: 3913-21.

21- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. Dent Mater 2003; 19: 327-33.

22- Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. J of oral Rehab 2002; 29: 662-7.

23- Dunn WJ. Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-base light-curing units. J Am Dent Assoc 2002; 133: 335-41.

24- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent 2002; 14: 286-95.

25- Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. J Can Dent Asso 2003; 69: 666.

26- Photo M, Scheinin A. Microscopic observation on living dental pulp. Acta Odontal Scand, 1958; 16: 303-327.

27- Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil 1997; 24 791-801.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-04]