

بررسی میزان پلیمریزاسیون یک رزین باندینگ آزمایشگاهی کیور شده با LED توسط دستگاه DSC

دکتر طاهره السادات جعفرزاده کاشی^{†*} - دکتر محمد عرفان^{**} - مرضیه میرزایی^{***} - دکتر سلمه کلباسی^{***}

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

**دکترای تخصصی داروسازی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

***دانشجوی دندانپزشکی

****دندانپزشک

Title: Evaluation of polymerization of an experimental bonding resin cured with light emitting diodes using Differential Scanning Calorimetry

Authors: Jafarzadekashi T. Assistant Professor*, Erfan M. Assistant Professor**, Mirzaie M., Kalbasi S. Dentist

Address: * Department of Dental Materials, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

** Department of Pharmaceutics, Faculty of Pharmacy, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

Background and Aim: Extent of polymerization (E_p) is the rate at which methacrylate C=C bonds are converted to aliphatic C-C bonds. The higher the E_p value, the better the polymerization of the polymer. If the polymer dose not polymerize sufficiently, it could have destructive effects e.g. releasing monomer, initiator, free radical or insufficient polymerization of hybrid layer. Therefore, measuring the E_p value is very important. Light-emitting diodes (LEDs) are becoming increasingly popular in dental practice as they have a long life expectancy. LEDs do not generate infrared wavelength, and have a constant light output. Therefore, comparison of LED and Quartz tungsten halogen (QTH) from the point of E_p is important. Differential Scanning Calorimetry (DSC) is a proper tool for determining the E_p value, monitoring the process of reaction and reaction kinetics. The aim of this study was to measure the E_p value of a dental bonding containing camphorquinone/amine photoinitiator which were cured by LED and QTH using DSC.

Materials and Methods: In this experimental study, 2.5 mg of bonding material were placed in DSC aluminum pans. Two different light cures, LED & QTH (Coltene Company Coltolux @75 LED Curing Light), were used in this study. The light guide was positioned at a distance of 9mm from the base of the sample chamber. Each sample was photopolymerized for 30 seconds, and the DSC curves were obtained after 100 seconds from initiation of photopolymerization of each sample, at both 23°C and 37°C. The heat of photopolymerization (ΔH) was calculated from the area under the peak of the differential temperature curve. Five samples were used for each condition. The data was analyzed by two-way ANOVA.

Results: There was highly significant difference between two temperatures in the experimental bonding (p value<0.001). Representative DSC curves showed the same kinetic behavior for LED and QTH.

Conclusion: The results revealed that the E_p generated by high power density QTH was the same as that of produced by second generation of LED.

Key Words: Bonding; Extent of polymerization; Light emitting diodes (LED); Differential Scanning Calorimetry (DSC)

چکیده

زمینه و هدف: میزان پلیمریزاسیون (E_p) به میزان تبدیل باندهای C=C متاکریلات به باندهای C-C آلیفاتیک گفته می‌شود. هرچه مقدار E_p بیشتر باشد پلیمریزاسیون پلیمر بهتر انجام می‌گیرد. اگر پلیمر به اندازه کافی پلیمریزه نشود می‌تواند اثرات مخربی از جمله آزادسازی مونومر، آغازگر و رادیکال‌های آزاد یا پلیمریزاسیون ناکافی لایه هیبرید داشته باشد. بنابراین اندازه‌گیری مقدار E_p اهمیت زیادی دارد. استفاده از دیودهای منتشر کننده نور (LED) در دندانپزشکی

† مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - خیابان انقلاب - خیابان قدس - دانشگاه علوم پزشکی تهران - دانشکده دندانپزشکی - گروه آموزشی مواد دندانپزشکی

تلفن: ۸۸۹۹۱۶۴۹ نشانی الکترونیک: jafarzat@sina.tuma.ac.ir

بخاطر طول عمر زیادشان روز به روز در حال افزایش است. دستگاه LED امواج مادون قرمز تولید نمی‌کند و نور خروجی ثابت دارد. بنابراین، مقایسه LED و کوآرتز تنگستن هالوژن (QTH) از نظر Ep اهمیت دارد. دستگاه Differential Scanning Calorimetry (DSC) یک وسیله مناسب برای تعیین مقدار Ep است. این دستگاه روند واکنش و کینتیک واکنش را ثبت می‌کند. هدف از این مطالعه، اندازه‌گیری مقدار Ep یک باندینگ آزمایشگاهی حاوی آغازگر نوری کامفور کینون - آمین توسط DSC بود که از دستگاه‌های LED و QTH برای کیور آنها استفاده شد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی ۲/۵ میلی‌گرم از ماده باندینگ در ظرف‌های کوچک آلومینیومی DSC قرار گرفت و دو دستگاه لایت کیور متفاوت (Coltolux® LED Curing Light و Coltolux® 75 شرکت Coltene) بکار گرفته شد و نور از فاصله ۹ میلی‌متری به مدت ۳۰ ثانیه به نمونه‌ها تابیده شد و منحنی‌های DSC بعد از صد ثانیه از آغاز پلیمریزاسیون هر نمونه در دو دمای ۲۳ و ۳۷ درجه سانتی‌گراد بدست آمد. میزان حرارت حاصل از پلیمریزاسیون (ΔH) از ناحیه زیر پیک منحنی اختلاف حرارت محاسبه گردید. در هر یک از شرایط آزمایش پنج نمونه بکار رفت و از آنالیز واریانس دو طرفه برای آنالیز داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: آنالیز واریانس دو طرفه اختلاف معنی‌دار قابل توجهی را در بین دو درجه حرارت در باندینگ آزمایشگاهی نشان داد ($p \text{ value} < 0.001$). منحنی‌های مربوطه در DSC نیز رفتار کینتیک مشابهی را برای LED و QTH نشان دادند. اختلاف آماری معنی‌داری بین دو دستگاه LED و QTH دیده نشد. **نتیجه‌گیری:** نتایج نشان داد که مقدار Ep در QTH با توان بالا و نسل دوم LED یکسان است.

کلید واژه‌ها: باندینگ؛ میزان پلیمریزاسیون؛ دیویدهای منتشر کننده نور (LED) Differential Scanning Calorimetry (DSC)

تاریخ وصول: ۸۷/۱۰/۲۴ اصلاح نهایی: ۸۸/۰۳/۱۰ تأیید چاپ: ۸۸/۰۳/۱۸

مقدمه

بسیاری از مطالعات نشان داده‌اند که همه مونومرهای دی متاکریلات در محصول نهایی خود مقادیر قابل توجهی از مونومرهای غیر اشباع دارند. این مقادیر از ۲۵ تا ۴۵٪ متغیرند. درجه تبدیل (DC) نیز از ۵۵ تا ۷۵٪ فرق می‌کند. بطور کلی هرچه مقدار Extend of polymerization (Ep) بیشتر باشد، پلیمریزاسیون پلیمر بهتر انجام می‌گیرد. اگر پلیمر به اندازه کافی پلیمریزه نشود، می‌تواند اثرات مخربی از جمله آزادسازی مونومر، آغازگر و رادیکال‌های آزاد داشته باشد که برای بدن مضر و توکسیک است. پلیمریزاسیون ناکافی لایه هیبرید نیز می‌تواند بر استحکام پیوند و در نتیجه بر خصوصیات فیزیکی و مکانیکی باندینگ اثر منفی بگذارد. بنابراین اندازه‌گیری مقدار Ep اهمیت زیادی دارد. این مطالعه به منظور اندازه‌گیری میزان پلیمریزاسیون دو نوع دنتین باندینگ انجام گرفته است. همچنین هدف دیگر از این مطالعه تعیین مقدار Ep دنتین باندینگ‌های آزمایشگاهی است (۱-۶).

کاربرد Light emitting diodes (LED) بطور روزافزونی در دندانپزشکی در حال گسترش است، زیرا طول عمر زیادی دارد و نیازی به خنک کننده نیز ندارد، امواج مادون قرمز تولید نمی‌کند و نور خروجی آن ثابت است و با باتری کار می‌کند. بنابراین تعیین مقدار Ep دنتین باندینگ‌های حاوی آغازگر نوری کامفور کینون/آمین که با دستگاه LED کیور شده‌اند در مقایسه با کیورینگ توسط اهمیت زیادی دارد.

DSC یک وسیله مناسب برای تعیین مقدار Ep، مانیتور روند واکنش و کینتیک واکنش می‌باشد (۴-۸). در این مطالعه برای اندازه‌گیری مقدار Ep از دو نوع دنتین باندینگ در دو دمای متفاوت ۲۳ و ۳۷ درجه سانتی‌گراد استفاده شده است.

روش بررسی

باندینگ‌های بدون فیلر بصورت یک محلول تهیه گردید. دستور ساخت آنها بصورت زیر است: در مرحله اول، فاز جامد فرمول، CQ (پودر زردرنگ)، در حلال که مونومر رقیق شده است (HEMA) حل گردید. بعد از انحلال کامل، پودر Bis-GMA (مونومر با ویسکوزیتی بالا) به محلول اضافه شد و با هم زدن یک ترکیب هموزن بدست آمد. در نهایت DMPT که یک مایع روان است به ترکیب نهایی اضافه گردید. جدول ۱ مواد و وسایل بکار رفته در این مطالعه را نشان می‌دهند. در این آزمایش ۲/۵ میلی‌گرم از باندینگ آزمایشگاهی با یک ترازوی دیجیتالی (با دقت Shimadzu, LIBROR, AEU-210, 0.0001gr) وزن گردید و در ظرف کوچک آلومینیومی DSC به ابعاد (۴/۵×۲/۰mm) قرار داده شد. سپس در جایگاه قرارگیری نمونه‌ها قرار گرفت. دو دستگاه لایت کیور متفاوت در این مطالعه بکار رفت: Coltolux® LED و Coltolux® 75 ساخت کولتن سوویس. نور خروجی این دو دستگاه توسط رادیو متر تست گردید.

جدول ۱- مواد بکاررفته در آزمون

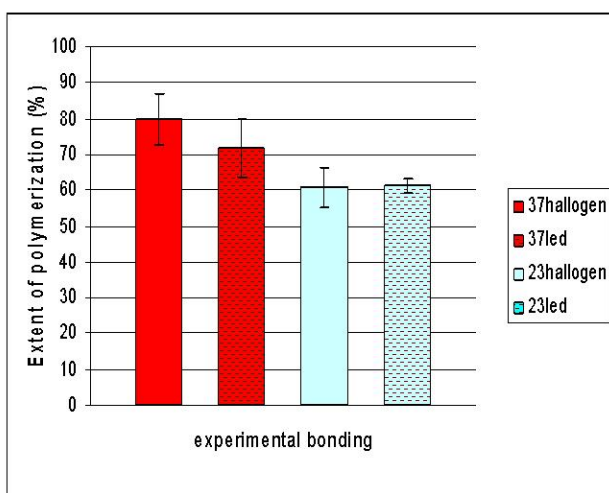
شرکت سازنده	Lot Number	مواد
ABCR (GER)	MP-9033	Bis-GMA
SIGMA	81723	HEMA
Acros Organics (USA)	A009755501	DL-CQ
Acros Organics (USA)	A009614101	DMPT

جدول ۲- میانگین و انحراف معیار و ضریب تغییرات (CV%)

باندینگ آزمایشگاهی				
LED(Coltene)		QTH (Coltene)		
۲۳°C	۳۷°C	۲۳°C	۳۷°C	
۶۱/۳۱	۷۱/۷۱	۶۰/۹۰	۷۹/۶۸	میانگین
۲/۱۴	۸/۰۰	۵/۶۸	۷/۱۶	انحراف معیار
۳/۴۹	۱۱/۱۵	۹/۳۲	۸/۹۹	ضریب تغییرات (CV%)

یافته‌ها

جدول ۲ مقدار Ep باندینگ‌های آزمایشگاهی را که توسط دو نوع لایت کیور LED و QTH و در دو دمای متفاوت پلیمریزه شده‌اند، نشان می‌دهد. در پلیمریزاسیون باندینگ‌های آزمایشگاهی، افزایش دما منجر به افزایش میزان پلیمریزاسیون گردید. متوسط مقدار Ep باندینگ‌های آزمایشگاهی که توسط لایت کیور QTH پلیمریزه شده بودند در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد بالاتر از LED است. نمودار ۱ هیستوگرام مقادیر پلیمریزاسیون باندینگ‌های آزمایشگاهی را نشان می‌دهد.



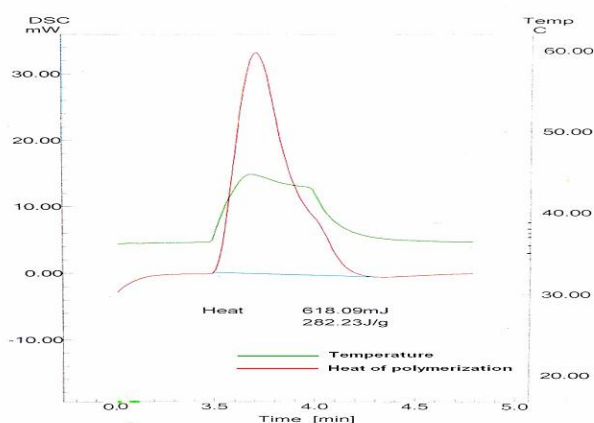
نمودار ۱- هیستوگرام نشان دهنده میزان پلیمریزاسیون باندینگ‌های آزمایشگاهی است

از رادیو متر LED Radiometer by Demetron 910724 برای LED Sdkerr Model 100 curing light و از Coltolux ® Curing light radiometer 10503 برای Coltolux ® 75 استفاده گردید.

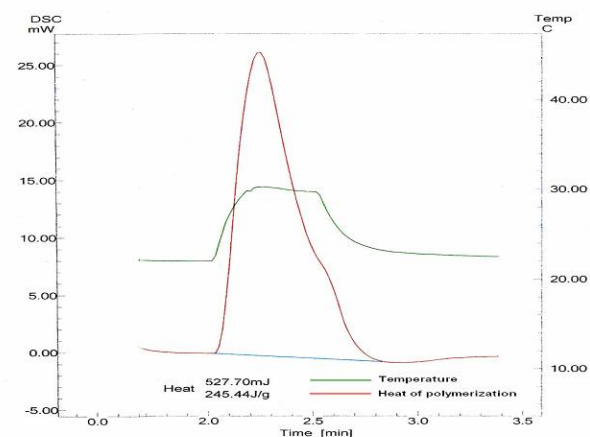
نور به وسط محفظه نمونه‌ها و مواد شاهد از فاصله ۹ میلی‌متر از بیس محفظه‌ها به مدت ۳۰ ثانیه تابانده شد و منحنی‌های DSC بعد از ۱۰۰ ثانیه از آغاز پلیمریزاسیون هر نمونه در دو دمای ۲۳ و ۳۷ درجه سانتی‌گراد انجام پذیرفت. میزان حرارت حاصل از فوتو پلیمریزاسیون (ΔH) از ناحیه زیر پیک منحنی اختلاف حرارت محاسبه گردید. میزان حرارت مولار حاصل از پلیمریزاسیون HEMA (که فقط یک باند دوگانه دارد) معادل ۵۰ kJ/mol است. این مقدار برای Bis-GMA (که دو باند دوگانه دارد) معادل ۱۰۰ kJ/mol است. با توجه به باندینگ آزمایشگاهی HEMA/Bis-GMA، حرارت پلیمریزاسیون مولار برای ۱۰۰٪ پلیمریزاسیون معادل ۱۱۹/۸۹ می‌باشد. لذا، میزان پلیمریزاسیون از رابطه زیر محاسبه می‌گردد:

$$E_p = 100 \times \Delta H / 89.119$$

همه آزمایش‌ها در آزمایشگاه با دو منبع نوری متفاوت LED و QTH و در دو دمای متفاوت ۲۳ و ۳۷ درجه سانتی‌گراد در شرایط یکسان انجام گرفتند. داده‌های Ep توزیع نرمالی داشتند و آنالیز two-way ANOVA بر روی داده‌ها انجام گرفت.

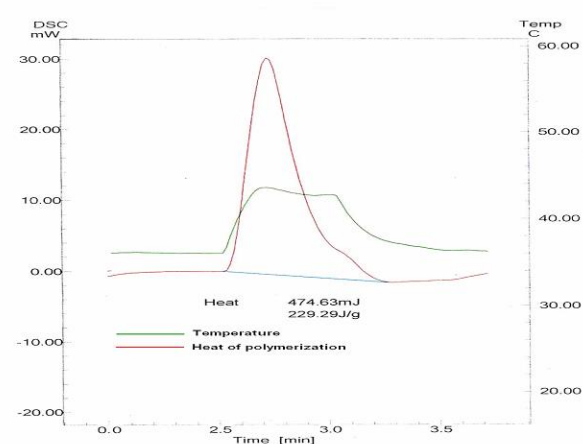


نمودار ۴- منحنی باتدینگ آزمایشگاهی کیور شده با QTH در ۳۷ درجه سانتی گراد

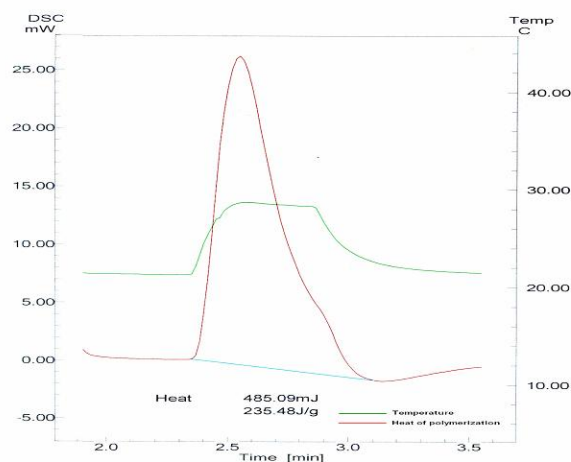


نمودار ۵- منحنی باتدینگ آزمایشگاهی کیور شده با QTH در 23 درجه سانتی گراد

آنالیز two-way ANOVA نشان داد که تداخل (interaction) بین نور و دما معنی دار نیست (pvalue=۰/۱۴۸) ولی دما اختلاف معنی داری را نشان داد (pvalue=۰/۰۰۱) و نور اختلاف معنی داری را نشان نداد (pvalue=۰/۱۸۹).
منحنی‌های DSC معادل این نتایج آنالیزی را نیز نشان می‌دهند که منبع نوری QTH با توان بالا باعث افزایش بیشتر در دمای پلیمریزاسیون به میزان تقریباً ۱-۲ °C نسبت به نسل دوم LED در تمام شرایط کیور می‌شود. در نمودارهای ۴-۵ این منحنی‌ها همچنین رفتار کینتیک یکسان برای LED و QTH را نشان می‌دهند.



نمودار ۲- منحنی باتدینگ آزمایشگاهی کیور شده با LED در ۳۷ درجه سانتی گراد



نمودار ۳- منحنی باتدینگ آزمایشگاهی کیور شده با LED در ۲۳ درجه سانتی گراد

بحث و نتیجه گیری

اجزای ارگانیک کامپوزیت‌های دندان‌پزشکی و نیز مواد باندینگ در ابتدا حاوی چند مونومر متاکریلات می‌باشند که بیش از یک عملکرد دارند. کوپلیمریزاسیون این مونومرهای وینیل چندکاره، در شرایط محدود منجر به تشکیل یک شبکه پلیمری سه بعدی و شبکه‌ای است که دارای مقداری از مونومرهای غیر اشباع به شکل گروه‌های وینیل معلق (pendant) و یا مونومر آزاد و یا انواع الیگومر است (۱۰،۹). بنابراین خصوصیات این شبکه پیچیده کوپلیمر نه تنها توسط ساختار و ترکیب مونومر تعیین می‌گردد بلکه درجه تبدیل (DC) یا میزان پلیمریزاسیون گروه‌های وینیل نیز تعیین کننده است. حضور مونومر واکنش نداده یا الیگومر می‌تواند اثر پلاستی سایزر (مثل کاهش دمای

اکتیواسیون فوتوشیمیایی را بررسی کند. در مطالعه حاضر از روش DSC برای ارزیابی میزان پلیمریزاسیون باندینگ‌های آزمایشگاهی استفاده شده است. تاکنون گزارشی از آنالیز پلیمریزاسیون باندینگ‌های دندان‌ها با استفاده از تکنیک DSC ارائه نشده است، اما آنالیز پلیمریزاسیون رزین‌های دندان‌ها فوتوپلیمریزه با استفاده از تکنیک DSC گزارش گردیده است. برخی گزارشات راجع به آنالیز رفتار پلیمریزاسیون مونومرهای رزینی دندان‌ها با استفاده از روش DSC تهیه گردیده‌اند (۱۷،۴-۲۴).

برخی گزارشات نتیجه گرفته‌اند که DSC یک تکنیک نسبتاً ساده برای کسب اطلاعات کینتیک کیور است و شناسایی یک واکنش را بیشتر امکان‌پذیر می‌کند (۸). مطالعه حاضر همچنین نشان داد که DSC نه تنها یک وسیله مناسب برای آگاهی از روند واکنش و ارزیابی حرارت واکنش است بلکه کینتیک واکنش را نیز نشان می‌دهد. همچنین با DSC تعیین مقدار Ep و دما در حین تابش نور و بعد از تابش امکان‌پذیر است.

کاربرد LED در دندانپزشکی در حال گسترش است (۷). لامپ QTH دارای یک فیلامنت تنگستن است که تا دمای ۲۰۰۰ تا ۳۰۰۰ درجه سانتی‌گراد گرم می‌شود و یک نور سفید تولید می‌کند. این نور سفید یک محدوده وسیع از طول موج‌ها را تشکیل می‌دهد که در بر گیرنده نور مادون قرمز نیز می‌باشد. بنابراین نور حاصل از QTH باید فیلتر شود تا طول موج‌های نامطلوب خارج از محدوده ۴۰۰ تا ۵۰۰ nm (نورآبی) حذف گردد. فقط بخش کوچکی از نور حاصل از این منبع برای پلیمریزاسیون بکار می‌رود و مقدار زیادی از آن به انرژی حرارتی تبدیل می‌شود (۲۵). تحقیقات نشان داده است که این حرارت در طول زمان باعث تخریب فیلترهای نوری و حباب‌ها (bulb) و در نتیجه کاهش کیفیت واحد کیور QTH می‌گردد (۲۶). خروجی حباب هالوژن قبل از سوختن آن در نتیجه سیاه شدن و مات شدن کیفیت خود را از دست می‌دهد. متوسط طول عمر حباب معمولی ۳۸/۶ ساعت است (۲۷،۲۸). این حباب‌ها بسیار شکننده‌اند و هزینه جایگزینی آنها نیز نسبتاً زیاد است. دستگاه QTH با لامپ هالوژن نیازمند دستگاه خنک کننده است که باعث افزایش نیروی مصرفی و پیچیدگی آن می‌گردد. Barghi و همکاران در تحقیقات خود نتیجه گرفتند که تقریباً ۴۵٪ از واحدهای حاوی لامپ هالوژن قبلی شدت خروجی کمتری از آنچه که

انتقال شیشه‌ای) بر روی پلیمر داشته باشد و باعث تغییر خصوصیات فیزیکی و مکانیکی مواد دندان‌ها محتوی مونومر گردد. بعلاوه حضور پیوند کربن-کربن غیراشباع باقیمانده و معلق می‌تواند ماتریکس پلیمری را بیشتر مستعد به واکنش‌های دژنراتیو کند (۱۲،۱۱).

DC رزین‌ها یک فاکتور اساسی است که ویژگی‌های فیزیکی آنها را تحت تاثیر قرار می‌دهد. بطور کلی هر چه DC بیشتر باشد، استحکام مکانیکی بیشتر می‌گردد. باند دوگانه واکنش نداده می‌تواند بصورت مونومر آزاد یا به صورت گروه‌های معلق در شبکه حضور داشته باشد. مونومر آزاد واکنش نداده می‌تواند از ماده پلیمریزه نشت کرده و بافت نرم را آزوده کند. تترا اتیلن گلیکول دی اتاکریلات (TEGDMA) یک مونومر رایج بکار رفته در رزین‌های ادهزیو است که در مورد آن گزارشی مبنی بر تاثیر بر رشد باکتری‌ها در اطراف رستوریشن وجود دارد (۱۳). علاوه بر آن مونومر آزاد باقیمانده در رستوریشن می‌تواند از طریق فرایند اکسیداسیون و دژنراسیون هیدرولیتیک باعث تغییر رنگ پرکردگی و افزایش سایش شده و در نهایت کارایی کلینیکی کامپوزیت را کاهش دهد (۱۵،۱۴). این تغییرات نامطلوب منجر به جدا شدن رستوریشن از سطح دندان و پوسیدگی اطراف ادهزیو می‌گردد. علاوه بر آن ادهزیو تغییر رنگ یافته در سطح لبیال در لبخند دیده می‌شود. این معایب در کاربرد کلینیکی ادهزیوهای دندانپزشکی اهمیت دارد.

بنابراین ارزیابی نسبی مقدار ماده باقیمانده بعد از پلیمریزاسیون سیستم‌های مونومر دندان‌ها از اهمیت بسیاری برخوردار است.

DSC یک روش سریع و آسان برای تعیین درجه تبدیل مونومرها به پلیمر است. توسط DSC مقدار Ep سیستم‌های مختلف مونومر دندان‌ها پلیمریزه تحت شرایط یکسان قابل مقایسه است. بنابراین برای هر مونومر اثر ساختار و ترکیب مونومری رقیق کننده قابل ارزیابی است.

کاربرد دیگر DSC ارزیابی اثر عوامل ممانعت کننده بر روی مونومرهای وینیلی است، چراکه تصور می‌رود این مواد نیمه عمر مواد دندان‌ها را افزایش می‌دهند. نشان داده شده است که DSC یک روش سریع و کمی برای ارزیابی اثرات ممانعت کننده‌های مختلف بر پلیمریزاسیون وینیل می‌باشد (۱۶).

یکی دیگر از کاربردهای DSC بررسی کارآمدی سیستم‌های باندینگ می‌باشد. همچنین DSC می‌تواند پلیمریزاسیون حاصل از

توسط سازنده مشخص شده بود، داشتند (۲۹).

برخلاف لامپ هالوژن با فیلامنت، LED از اتصالات نیمه هادی برای تولید نور استفاده می کند (۳۰). LED انرژی الکتریکی را بسیار کارآمدتر به انرژی نوری تبدیل می کند و حرارت کمتری را تولید می کند. بسیاری از آنها با باتری کار می کنند (۷). LED امواج مادون قرمز تولید نمی کند و یک خروجی نور ثابت دارد. واحدهای LED نسبت به منابع QTH طول عمر بیشتری دارند که می تواند به هزاران ساعت برسد و نیازی به دستگاه خنک کننده و فیلتر ندارد (۳۱،۷). LED هیچ بخش متحرکی ندارد، بنابراین انرژی مصرفی آن کمتر از QTH است و باعث افزایش عمر باتری آن می شود. تحقیقات دیگر نشان داده اند که قدرت جدیدترین LED ها با منابع QTH قابل مقایسه است (۳۲). با این وجود رزین های کیور شده با LED درجات بیشتری از پلیمریزاسیون و ساختار سه بعدی پایدارتری نسبت به انواع کیور شده با لامپ هالوژن نشان دادند.

مطالعات قبلی نشان داده اند که دستگاه های LED نسبت به واحدهای هالوژن در این موارد برترند: عمق کیور، سختی Knoop و درجه تبدیل رزین کامپوزیت های لایت کیور تجاری پلیمریزه.

با توجه به تحقیقات محققین واحدهای LED پتانسیل بیشتری در کاربرد کلینیکی در آینده نسبت به واحدهای هالوژن معمولی خواهند داشت (۳۳-۳۶).

با توجه به گزارشات قبلی و خصوصیات برتر لایت کیور LED و نقش قابل توجه آن در کاربرد کلینیکی در آینده، در این مطالعه دو دستگاه لایت کیور LED و QTH با توان بالا بر روی باندینگ آزمایشگاهی از نظر میزان پلیمریزاسیون بررسی شده اند.

شیوه و روش آزمایش تقریباً مشابه شیوه Tanimoto و همکارانش بود (۳۷). وی و همکاران رفتار ترکیب رزین UDMA/TEGDMA و کامپوزیت آن را توسط DSC نشان دادند.

تفاوت اصلی مطالعه ما با سایر مطالعات قبلی این است که آزمایشات ما بر روی باندینگ های دندان انجام گرفتند و در بسیاری از نتایجی که از پلیمریزاسیون با LED بدست آمد، متوسط مقدار Ep بالاتر از نمونه های کیور شده با QTH بودند. با این وجود میزان پلیمریزاسیون در QTH با توان بالا و LED اختلاف معنی داری را نشان نداد. این نتایج نشان می دهد که لایت کیور LED با توان بالا

می تواند باندینگ دندان به خوبی برخی از QTH ها و یا حتی بهتر از آنها پلیمریزه کند. در مطالعه حاضر منحنی های DSC حاکی از این نتایج می باشند. منحنی های DSC نشان دادند که منابع QTH با توان بالا باعث افزایش بیشتری در دماهای پلیمریزاسیون به میزان تقریباً ۱-۲°C نسبت به LED می گردند. این مشاهده موافق مطالعه Bouillaguet و همکاران است. آنها مشاهده کردند که منابع QTH با توان بالا باعث افزایش بیشتری در دمای دندان نسبت به LED گردید.

این مطالعه همچنین اثر دمای کیور بر میزان پلیمریزاسیون باندینگ های دندان را نشان داد. بدین منظور دو دمای متفاوت ۲۳ و ۳۷ درجه سانتی گراد در این مطالعه بکار رفت. چنین تصور می شود که دما در سراسر رزین ها افزایش می یابد و ویسکوزیته مونومر آزاد کیور نشده کاهش یافته و به رادیکال های پیش برنده واکنش اجازه تحرک بیشتری می دهد، در نتیجه منجر به افزایش سرعت پلیمریزاسیون می گردد (۳۰).

این نتایج نشان می دهند که افزایش دما در باندینگ های آزمایشگاهی باعث افزایش میزان پلیمریزاسیون می گردد که همان فرضیه ماست و موافق گزارشی از Pogue و همکارانش می باشد (۳۸). وی و همکاران اثر برخی از شرایط کیور از جمله دما بر روی پلیمریزاسیون نوری مونومر های کریستالین مایع با استفاده از فوتوکالریمتری افتراقی بررسی کردند. آنها دمای واکنش را از ۷۰ تا ۱۵۰ درجه سانتی گراد تغییر دادند. داده های آنها نشان داد که افزایش در دمای واکنش منجر به افزایش سرعت پلیمریزاسیون و DC می گردد. DSC یک وسیله مناسب برای آنالیز رفتاری پلیمریزاسیون سیستم های باندینگ دندان است. تکنیک DSC برای بررسی روند واکنش مفید است و نه تنها در ارزیابی حرارت واکنش بکار می رود بلکه در ارزیابی کینتیک واکنش نیز کارآمد است. مقدار Ep در QTH با توان بالا با LED (نسل دوم) یکسان بود. با این وجود QTH باعث افزایش بیشتری در دمای پلیمریزاسیون گردید. همچنین افزایش دما مقدار Ep را افزایش داد.

تشکر و قدردانی

در پایان لازم است از مسئولین محترم مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی وابسته به دانشگاه علوم پزشکی و خدمات

معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران تأمین گردید.

بهداشتی درمانی تهران که کلیه امکانات لازم جهت انجام این تحقیق را فراهم کردند تشکر و قدردانی گردد. منابع مالی این مطالعه توسط

منابع:

- 1- Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL. *Craige's restorative dental material*. 12th ed. S.t Louis: Mosby, 2006; pp. 149-160.
- 2- Kenneth J. Anusavice. *Phillip's Science of Dental Materials*. 11th ed. New York: Saunders (An imprint of Elsevier), 2003; pp. 21-39, 143-170.
- 3- William J, O'Brien. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, 2002; pp.74-89.
- 4- Antonucci JM, Toth EE. Extent of polymerization of dental resins by differential scanning calorimetry. *J Dent Res* 1983; 62(2): 121-125.
- 5- Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K, Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *J Biomed Mater Res B (Appl Biomater)* 2005; 72(2):310-315.
- 6- Eliades G, Watts DC, Eliades T. *Dental Hard Tissues and Bonding*. 1st ed. Berlin: Springer, 2005; pp. 136-141.
- 7- Felix CA, Price RBT., Andreov. P. Effect of Reduced exposure times on the microhardness of 10 resin composites cured by high-power LED and QTH curing lights. *J Can Dent Assoc* 2006; 72 (3):147.
- 8- Martin J.L. Kinetic analysis of an asymmetrical DSC peak in the curing of an unsaturated polyester resin catalysed with MEKP and cobalt octoate. *Polymer* 1999; 40:3451-3462.
- 9- Ruyter IE, Gyorosi PP. An infrared Spectroscopic study of sealants. *Scand J Dent Res* 1976; 84:396-400.
- 10- Ruyter IE, Svendsen SA. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta odontol scand* 1978; 36:75-82.
- 11- Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of Oral Rehabilitation* 1991; 18: 353-362.
- 12- Hansel C, Leyhausen G, Mai U, Geurtsen W. Effect of various resin composite (co) monomers and extracts on two carries-associated micro-organisms invitro. *Journal of Dental Research* 1998; 77: 60-67.
- 13- Stahl F, Ashworth S H, Jandt K D, Mills R W. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: Flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials* 2000; 21:1379-1385
- 14- Lanbana SS, Aronoff EJ. Epoxy adducts for radiation-curable coatings. *J Paint Tech* 1971;43:77-80.
- 15- Grassie N. *Chemistry of high polymer degradation processes*. New York, NY: Interscience Publishers, Inc. 1956; pp. 12-14, 160-226, 255-262.
- 16- Lee JK, Choi J-Y, Lim B-Sm Lee Y-K, Sakaguchi RL. Change of Properties during storage of a UDMA/TEGDMA dental resin. *J Biomed Mater Res B (Appl Biomater)* 2004; 68:216-221
- 17- McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. Part I. Cements, cavity lining materials and anterior restorative materials. *J Oral Rehabil* 1980; 7: 103-110.
- 18- McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. Part II. Denture base materials. *J Oral Rehabil* 1980; 7: 235-243.
- 19- Ban S, Hasegawa J. Heat of polymerization of dimethacrylate monomers investigated by isothermal DSC measurement. *Dent Mater J* 1984; 3: 85-92.
- 20- Miyazaki K, Horibe T. Polymerization of multifunctional methacrylates and acrylates. *J Biomed Mater Res* 1988; 22:1011-1022.
- 21- Pogue RT, Ullett JS, chartoff RP. Determination of the effects of cure conditions an the photopolymerization of liquid crystalline monomers using differential photo-calorimetry. *Thermoclaimica Acta* 1999; 339:21-27.
- 22- Hayakawa T, Takahashi K, Kikutake K, Yokota I, Nemoto K. Analysis of polymerization behavior of dental dimethacrylate monomers by differential scanning calorimetry. *J Oral Sci* 1999; 41:9-13.
- 23- Morgan DR, Kalachandra S, Shobha HK, Gunduz N, Stejskal EO. Analysis of a dimethacrylate copolymer (Bis-GMA and TEGDMA) networks by DSC and C solution and solid-state NMR spectroscopy. *Biomaterials* 2000; 21:1897-1903.
- 24- Jan CM, Nomura Y, Urabe H, Okazaki M, Shintani H. The relationship between leachability of polymerization initiator and degree of conversion of visible light-cured resin. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2001; 58:42-46.
- 25- Yap AU, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Oper Dent* 2003; 28:260-266.
- 26- Miyazaki M, Hattori T, Lchiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing lights used in private dental offices. *Oper Dent* 1998; 23:50-54.
- 27- Leonard DL, Charlton DG, Hilton TJ. Effect of curing-tip diameter on the accuracy of dental radiometers. *Oper Dent*. 1999;24:31-37.
- 28- Rueggeberg FA, Twiggs SW, Caughman WF, Khajotia S. Life-time intensity profiles of eleven light-curing units. *J Dent Res* 1996; 75: 380.
- 29- Barghi N, Thomas MA, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental office. *JADA* 1994; 125:992-996.
- 30- Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, cattani-Lorente M, Watana JC, Krejci I. Thermal risks from LED-and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B (Appl Biomater)* 2005; 72(2): 260-267.
- 31- Albers HF. *Resin Polymerization*. Adept Report. 1999;6:1-16.
- 32- Uhl A, Siguschb BW, Jandt KD. Second generation

LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dent Mater 2004; 20:80-87.

33- Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). J Biomed Mater Res 2002; 63(2): 209-213.

34- Fujibayashi K, Ishimaru K, Kohno A. Newly developed light-activation units using blue light-emitting diodes. Jpn J Conserv Dent 1996; 39: 180-188.

35- 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: 41-47.

36- Takahashi K, Fujibayashi K, Ishimaru K, Kohno A. Newly developed light-activation units using blue light-emitting diodes. Part two: Effects of spectral distribution of SQW-LED on the polymerization of resin composite. Jpn J conserve Dent 1998; 41: 509-516.

37- Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. J Biomed Mater Res B (Appl Biomater) 2005; 72(2):310-315.

38- Pogue RT, Ullett JS, chartoff RP. Determination of the effects of cure conditions on the photopolymerization of liquid crystalline monomers using differential photo-calorimetry. Thermoclaimica Acta 1999; 339:21-27.