

انقباض پلیمریزاسیون در کامپوزیت‌های حاوی سیلوران و متاکریلات با دستگاه‌های تابشی LED با شدت‌های مختلف

دکتر ایوب پهلوان^۱ - دکتر معصومه حسنی طباطبایی^۱ - دکتر سکینه آرامی^۲ - دکتر محمد عطایی^۳ - دکتر سارا ولی‌زاده^۴

۱- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

۲- استادیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

۳- پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی ایران

۴- متخصص دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

Comparison of Polymerization Shrinkage in Methacrylate and Silorane-Based Composites Cured by different LEDs

Ayob Pahlevan¹, Masumeh Hasani Tabatabaei², Sakineh Arami³, Mohammad Ataie³, Sara Valizadeh⁴

1- Associate Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2- Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3- Iran Polymer and Petrochemical Institute (IPPI)

4- Specialist in Operative Dentistry, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (valizadeh.sara@yahoo.com)

Background and Aims: Polymerization shrinkage in Methacrylate-based composite is one of the most important factors in composite restorations failure. Silorane-based composite is introduced to compensate this drawback and claimed to have low shrinkage. The aim of this study was to evaluate the polymerization shrinkage of these two composites.

Materials and Methods: In this experimental study, 5 disk shape samples for each resin composites were placed in the centre of metallic ring bonded to microscopic glass slab. Top surface of ring was covered by a glass cover slip. Glass slab and sample were placed on a special LVDT holder in order to light cure from bottom surface and to measure the polymerization shrinkage. In this study, Deflecting Disk method and LVDT (linear variable differential transducer) was used for dimensional change measurement of resin composites. In this study, two LED curing units were used for composite polymerization.

Results: The mean of polymerization shrinkage in Z250 cured with LED and High Power LED was $11.15 \pm 0.08 \mu\text{m}$ and $11.51 \pm 0.17 \mu\text{m}$, respectively ($P=0.094$), and in P90 cured with LED and High Power LED was $1.08 \pm 0.06 \mu\text{m}$ and $1.16 \pm 0.12 \mu\text{m}$, respectively ($P=0.019$).

Conclusion: Silorane-based composite (P90) showed significantly less polymerization shrinkage than that of methacrylate-based composite (Z250). For the two types of composite, there was no significant difference between the two curing units in polymerization shrinkage.

Key Words: Polymerization; Composite Resin; Silorane; Methacrylate; LED Dental Curing Lights

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2013;26(1):27-32

چکیده

زمینه و هدف: انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های با بیس متاکریلات یکی از مهم‌ترین عوامل در شکست ترمیم‌های کامپوزیت می‌باشد. برای برطرف کردن این نقیصه، کامپوزیت‌های با بیس سیلوران معرفی شده‌اند. ادعا شده است که این کامپوزیت‌ها دارای حداقل انقباض می‌باشند. هدف از این مطالعه بررسی میزان انقباض پلیمریزاسیون این دو نوع کامپوزیت بود.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی، ۵ نمونه دیسکی شکل از هر کامپوزیت رزین در مرکز یک رینگ فلزی باند شده به لام میکروسکوپ قرار گرفت. سطح رویی رینگ با لامل پوشانده شد. لام همراه نمونه کامپوزیتی روی پایه مخصوص دستگاه (linear variable differential transformer) LVDT طراحی شده برای این منظور قرار گرفت تا امکان تابش و کیورینگ نمونه‌ها از سطح تحتانی لام فراهم شود. در این آزمایش، برای بررسی تغییرات ابعادی نمونه حین پلیمریزاسیون، از روش Deflecting Disk و دستگاه LVDT استفاده شد. ضمناً در این مطالعه، از دو دستگاه تابشی LED با شدت‌های مختلف، برای پلیمریزاسیون کامپوزیت‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: میزان انقباض پلیمریزاسیون در مورد کامپوزیت Z250 کیور شده با LED و High Power LED به ترتیب $11/15 \pm 0/08 \mu\text{m}$ و $11/51 \pm 0/17 \mu\text{m}$ و در مورد کامپوزیت P90 کیور شده با LED و High Power LED به ترتیب $1/08 \pm 0/06 \mu\text{m}$ و $1/16 \pm 0/12 \mu\text{m}$ بود. تفاوت معنی‌داری بین دستگاه‌های تابشی LED و High Power LED در میزان انقباض پلیمریزاسیون هر دو نوع کامپوزیت دیده نشد (P-value در مورد Z250 و P90 به ترتیب $0/094$ و $0/019$ بود).

نتیجه گیری: مقدار انقباض پلیمریزاسیون در کامپوزیت‌های با بیس سیلوران با هر دو دستگاه تابشی، کمتر از کامپوزیت‌های با بیس متاکریلات بود.

کلید واژه‌ها: پلیمریزاسیون؛ کامپوزیت؛ سیلوران؛ متاکریلات؛ دستگاه کیورینگ LED

وصول: ۹۱/۰۷/۱۱ اصلاح نهایی: ۹۲/۰۲/۲۵ تأیید چاپ: ۹۲/۰۳/۰۱

مقدمه

دندان و کامپوزیت به وجود می‌آید که باعث نشت بزاق، نفوذ باکتری‌ها و پوسیدگی ثانویه خواهد شد و در نهایت ترمیم با شکست مواجه می‌شود. مقدار این انقباض تحت تأثیر فاکتورهای مختلفی مثل زمان کیورینگ، شدت بالای دستگاه تابشی، ترکیب ماتریکس، محتوای فیلر و غلظت فعال شونده نوری در کامپوزیت است (۴).

پیشنهادات مختلفی برای کاهش انقباض پلیمریزاسیون وجود دارد. به عنوان مثال تکنیک جایگذاری کامپوزیت به صورت لایه‌لایه و پلیمریزاسیون Soft Start. منابع نوری مختلف نیز ممکن است روی میزان این انقباض تأثیرگذار باشند. از جمله دستگاه‌های تابشی که برای پلیمریزاسیون کامپوزیت‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند LEDها هستند. طول عمر زیاد و برون ده انرژی نورانی با ثبات، از مزایای این دستگاه‌هاست. High Power LED نیز با شدت بالاتری نسبت به LEDهای معمول در دسترس است که بنابر پیشنهاد سازنده در مدت زمان کمتری، سبب ایجاد (Degree of Conversion) DC بالاتری در کامپوزیت می‌شود. البته DC بالاتر معمولاً در ارتباط با انقباض بیشتر کامپوزیت است. کامپوزیتی ایده‌آل است که کمترین انقباض حین پلیمریزاسیون با (Degree of Conversion) DC مطلوب را نشان دهد. نوع کامپوزیت هم می‌تواند عاملی موثر در انقباض پلیمریزاسیون مطرح گردد (۵). حذف فاصله بین کامپوزیت و نسج دندان از طریق

در سال‌های اخیر، کامپوزیت‌ها به علت هزینه پایین، تکنیک محافظه‌کارانه و همینطور زیبایی قابل قبول برای ترمیم دندان، بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرند. اگرچه در طول زمان بسیاری از خصوصیات فیزیکی و مکانیکی آن‌ها بهبود یافته است ولی همچنان انقباض پلیمریزاسیون به عنوان مهم‌ترین کاستی کامپوزیت‌ها مطرح است (۱). به منظور ترمیم دندان بدون ریزش، باید در حفاصل ترمیم و دندان، تطابق ابعادی وجود داشته باشد. تطابق دقیق باید حین سخت شدن ماده به دست آمده و در جریان سیکل‌های حرارتی و مکانیکی هم حفظ شود. متأسفانه موادی نظیر کامپوزیت رزین‌ها این نیاز را برآورده نمی‌کنند. ثبات ابعادی این مواد به وسیله واکنش پلیمریزاسیون فاز ماتریکس تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۲).

فرآیند پلیمریزاسیون کامپوزیت، با تبدیل مولکول‌های مونومر ماتریکس به زنجیره پلیمری و در نتیجه کاهش فضای بین این مولکول‌ها اتفاق می‌افتد، در نتیجه حجم کامپوزیت نسبت به مقدار اولیه کاهش می‌یابد. این پدیده تحت عنوان انقباض پلیمریزاسیون شناخته شده است. بیش از حد بودن این انقباض مهم‌ترین فاکتور در شکست ترمیم می‌باشد (۳). این انقباض موجب ایجاد استرس بین دندان و کامپوزیت می‌شود و در نتیجه این استرس، شکاف کوچکی در ناحیه بین

جدول ۱ ارایه شده است.

دستگاه‌های تابشی مورد استفاده در این مطالعه، دو دستگاه تابشی دیود، یکی Ultralume-2 با دودیود منتشرکننده نور و دیگری Bluephase.16i بود که یک High Power LED است. مشخصات دستگاه‌های تابشی مورد استفاده در جدول ۲ ارایه شده است.

از ماده خمیری هر کامپوزیت، پنج نمونه به شکل دیسک و به ابعاد ۸×۵/۵ میلی‌متر تهیه شد. این نمونه‌ها در مرکز یک رینگ فلزی به قطر ۱۶ میلی‌متر و ارتفاع ۱/۵ میلی‌متر و باند شده روی لام میکروسکوپ (۷۵×۲۵×۱) قرار گرفتند. سطح فوقانی رینگ توسط Cover-slip شیشه‌ای میکروسکوپ (ضخامت ۰/۱۳ میلی‌متر) پوشانده شد. لام همراه نمونه روی پایه مخصوص دستگاه LVDT طراحی شده، برای این منظور قرار گرفت تا امکان تابش و کیورینگ نمونه‌ها از سطح تحتانی لام فراهم شود. هر کدام از نمونه‌ها توسط دستگاه تابشی با مدت زمان و توان مشخص تحت تابش قرار گرفتند (جدول ۲).

در این آزمایش برای بررسی تغییرات ابعادی نمونه حین پلیمریزاسیون، از روش Deflecting Disk و دستگاه LVDT (Transducer) در قسمت مرکز cover slip و در تماس با آن قرار داده شد و سپس با دو پیچ در محل خود ثابت گردید.

کاهش میزان انقباض پلیمریزاسیون، جهت بهبود بخشیدن به خواص مهروموم‌کنندگی کامپوزیت‌ها همیشه مدنظر بوده است. از این رو، کامپوزیت‌های با پایه سیلوران در سال ۲۰۰۷ برای اولین بار به بازار عرضه شدند (۶). سیلوران به دلیل انقباض پلیمریزاسیون کم و همچنین خاصیت آب‌گریزی‌اش به عنوان جایگزینی برای متاکریلات در ساختار ماتریکس کامپوزیت، معرفی شده است.

نام سیلوران از ترکیب نام‌های Siloxane و Oxirane که ساختار تشکیل دهنده آن هستند، گرفته شده است. یک مولکول سیلوران حاوی یک هسته Siloxane می‌باشد که ۴ حلقه Oxirane به آن متصل هستند (۵). ادعا شده است که باز شدن حلقه‌های Cycloaliphatic oxirane در طی پلیمریزاسیون، سبب کاهش انقباض شبکه سیلوران می‌شود (۷).

هدف از انجام این مطالعه مقایسه میزان انقباض پلیمریزاسیون دو نوع مختلف کامپوزیت‌های نوری با بیس دی‌متاکریلات و سیلوران، با دو دستگاه تابشی LED با شدت‌های مختلف، بود.

روش بررسی

دو کامپوزیت متفاوت Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul, USA) و Filtek P90 (3M ESPE, St Paul, USA) در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفتند. ویژگی‌های کامپوزیت‌های مورد استفاده در

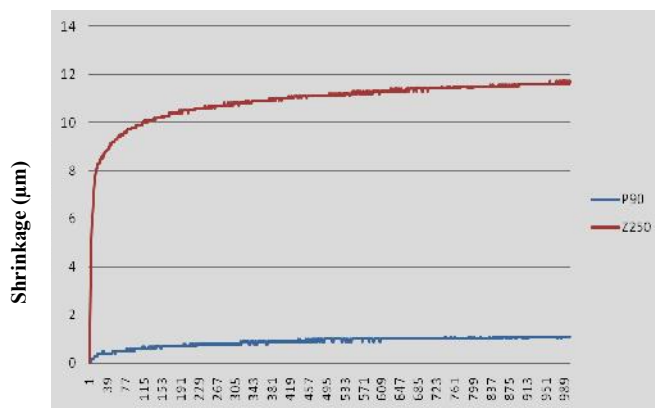
جدول ۱- ویژگی‌های کامپوزیت‌های مورد مطالعه

نام تجاری	نوع	رزین	ترکیب فیلر	سایز فیلر (μm)	درصد حجمی فیلر	درصد وزنی فیلر
Filtek P90	Low shrinkage posterior restorative	Silorane	Quartz, yttrium fluoride	۰/۱ - ۲	٪۵۵	٪۷۶
Filtek Z250	Hybrid	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	Zirconia/Silica	۰/۰۱ - ۳/۵	٪۶۰	٪۸۷

جدول ۲- ویژگی‌های دستگاه‌های تابشی مورد استفاده در مطالعه

نام دستگاه تابشی	سازنده	نوع دستگاه	روش تابش
Ultralume2	Ultradent/USA	دیود	۴۰ ثانیه - ۴۵۰ mW/cm ²
Bluephase 16i	Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein	دیود با توان بالا	۱۰ ثانیه - ۱۸۰۰ mW/cm ²

High Power LED در میزان انقباض پلیمریزاسیون دیده نشد (در گروه Z250، $P=0/094$ و در گروه P90، $P=0/019$).
در نمودار ۱ الگوی انقباضی دو نوع کامپوزیت با دو دستگاه تابشی نیز مشاهده می‌شود.



نمودار ۱- مقایسه تغییرات انقباض در دو نوع کامپوزیت Z25 و P90

سپس تابش از زیر نمونه‌ها انجام شد. همزمان با تابش نور در اثر انقباض نمونه کامپوزیتی، دیسک دچار خمش شده که این خمش توسط مبدل (Transducer) با دقت $0/01$ میکرون مانیتور شده و تغییرات توسط Recorder در کامپیوتر ثبت شد. باتوجه به اینکه طبق مطالعه Watts و Cash (۸) در این متد، انقباض عمدتاً در جهت ورتیکالی است، فقط تغییرات ضخامت نمونه البته تا ۱۵ دقیقه بعد از اتمام تابش نور اندازه‌گیری شد.

انحراف اندازه‌گیری شده
ارتفاع اولیه کامپوزیت

روش تجزیه و تحلیل آماری

آنالیز آماری Two-way ANOVA انجام شد. حد معنی‌داری آماری کوچک‌تر از $0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

برای بررسی انقباض پلیمریزاسیون از دستگاه LVDT استفاده شد. میانگین و انحراف معیار میزان انقباض خطی با دو دستگاه تابشی، در دو نوع کامپوزیت، در جدول ۳ آمده است. این مقادیر درمورد کامپوزیت Z250 کیور شده با LED و High Power LED به ترتیب $11/15 \pm 0/80 \mu m$ و $11/51 \pm 0/17 \mu m$ و درمورد کامپوزیت P90 کیور شده با LED و High Power LED به ترتیب $1/08 \pm 0/06 \mu m$ و $1/16 \pm 0/12 \mu m$ بود. همان‌گونه که مشاهده می‌شود با هر دو نوع دستگاه تابشی LED و High Power LED، متوسط درصد انقباض در کامپوزیت P90 نسبت به کامپوزیت Z250 به طرز معنی‌داری کمتر بود ($P < 0/001$). در هر دو گروه Z250 و P90 هیچ تفاوت معنی‌داری بین دستگاه‌های تابشی LED و

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه، انقباض پلیمریزاسیون به عنوان یک فاکتور مهم در ارزیابی عملکرد کلینیکی کامپوزیت‌ها مورد بررسی قرار گرفت. همانطور که می‌دانیم انقباض پلیمریزاسیون یکی از ویژگی‌های ذاتی کامپوزیت‌هاست و مشکلاتی از قبیل حساسیت بعد از درمان، عود پوسیدگی و تغییر رنگ مارجینال را سبب می‌شود که همگی به نحوی با طول عمر ترمیم ارتباط دارند (۴).
از جدول ۳ می‌توان نتیجه گرفت که بین دو نوع کامپوزیت مورد مطالعه از لحاظ میزان انقباض تفاوت معنی‌داری وجود دارد و میزان انقباض کامپوزیت P90 نسبت به Z250 به طرز معنی‌داری در زمان آزمایش شده، کمتر است که این موضوع درمورد هر دو دستگاه تابشی صادق است.

جدول ۳- میزان انقباض با دو دستگاه تابشی، در دو نوع کامپوزیت

تعداد نمونه	انقباض خطی (میکرون) \pm انحراف معیار	نوع کامپوزیت	دستگاه تابشی
۱۰	$11/15 \pm 0/80$	Z250	LED
۱۰	$1/08 \pm 0/06$	P90	
۱۰	$11/51 \pm 0/17$	Z250	High Power LED
۱۰	$1/16 \pm 0/12$	P90	

میزان انقباض اندازه‌گیری شد. در این مطالعه میزان خمش کاسپی و در نتیجه میزان انقباض در کامپوزیت‌های با انقباض کم به طرز معنی‌داری از کامپوزیت با بیس متاکریلات کمتر بود.

در مورد دستگاه‌های تابشی هیچ‌کدام با دیگری تفاوت معنی‌داری نداشتند؛ که این موضوع احتمالاً در ارتباط با کل انرژی دانسته ایجاد شده در هر کدام از این دستگاه‌هاست که با هم برابر و 18 J/cm^2 می‌باشد. در مطالعه Tarle و همکاران میزان انقباض کامپوزیت‌های Tetric ceram و Z250 کیور شده با LED و QTH متفاوت و در LED کمتر از QTH بود که این موضوع با پایین‌تر بودن انرژی دانسته LED توجیه گردید (۱۲). در مطالعه‌ای که Calheiros و همکاران به بررسی اثر شدت انرژی دستگاه تابشی بر میزان انقباض پرداخته‌اند، ارتباطی بین انرژی دانسته و انقباض مشخص شد. در دستگاه‌های تابشی با شدت‌های انرژی بالاتر میزان انقباض نیز بالاتر بوده است (۱۳). اگرچه سیلوران به علت پلیمریزاسیون Cationic Ring Opening، یک کامپوزیت Low Shrinkage است، ولی باید توجه کرد که انقباض پایین لزوماً سبب کاهش Marginal gap نمی‌شود (۱۴).

استرس ایجاد شده در اینترفیس دندان و ترمیم، نتیجه پروسه پیچیده انقباض، سرعت کیورینگ و الاستیک مدولوس ماده است (۱۵). به علاوه وابسته به شکل تهیه حفره نیز می‌باشد (۱۶). سیلوران ضریب الاستیسیته کمتری نسبت به رزین‌های متاکریلات دارد، که ممکن است در کلینیک جهت کاربرد در نواحی با استرس بالا و نیروهای اکلوزال سنگین مناسب نباشد. پس بهتر است که این ماده در شرایطی که C.Factor بزرگتر است، بیشتر مورد استفاده قرار گیرد (۱۷).

در این مطالعه از LVDT جهت اندازه‌گیری تغییرات ارتفاع نمونه کامپوزیتی بعد از پلیمریزاسیون، استفاده شد. روش‌های دیگری نیز برای بررسی انقباض پلیمریزاسیون وجود دارد که می‌توان به Laser triangulation method و AcuVol (Bisco, Inc, Schaumburg, IL) اشاره کرد. در Laser triangulation method در جهت اگزیرال با استفاده از دو سنسور مثلثی حساس به لیزر و اندازه‌گیری میزان جابجایی آن‌ها به یک Navigator محاسبه می‌گردد (۱۸). AcuVol دستگاهی است برای اندازه‌گیری انقباض حجمی که با تکنیک تصویربرداری ویدیویی

این موضوع مربوط به مکانیسم پلیمریزاسیون سیلوران و تفاوت آن با متاکریلات‌هاست. این ماده که از واکنش بین اکسی‌ران و سیلوکسان به دست می‌آید، قادر به جبران انقباض به وسیله باز شدن حلقه اکسی‌ران و افزایش هیدروفوبیسیته به علت وجود سیلوکسان است. واکنش پلیمریزاسیون Ring opening برخلاف واکنش پلیمریزاسیون رادیکال آزاد موجود در متاکریلات‌ها، سبب ایجاد ساختارهای موازی می‌شود. باز شدن حلقه‌های اکسی‌ران حین پلیمریزاسیون، کاهش حجم ناشی از پک شدن مونومرها را جبران کرده و سبب انقباض کم این ماده می‌شود (۵،۷). با مشاهده نمودار ۱ مشخص می‌شود که الگوی انقباض این دو کامپوزیت هم کاملاً از یکدیگر متفاوت است. در مورد کامپوزیت Z250 با بیس متاکریلات، منحنی انقباض کمی بعد از شروع Photo activation افزایش می‌یابد و بیشترین میزان انقباض در ابتدای نوردهی ایجاد شده و بعد از این مرحله، انقباض بیشتر به صورت تدریجی ایجاد می‌گیرد.

منحنی انقباض P90 کاملاً متفاوت از Z250 می‌باشد. با مشاهده نمودار ۱ مشخص می‌شود که الگوی انقباضی سیلوران به این صورت است که افزایش ناگهانی حین نوردهی را ندارد و به تدریج با مقادیر کمتری نسبت به کامپوزیت با بیس متاکریلات ادامه می‌یابد. مطالعات نشان داده‌اند حلقه‌های سیلوران در طول زمان به آرامی به باز شدن ادامه می‌دهند و می‌توانند انقباض ایجاد شده به وسیله تشکیل شبکه سه بعدی پلیمر را جبران کنند که به این قابلیت سیلوران living polymerization می‌گویند (۹).

انقباض و الگوی آن، در مورد کامپوزیت Z250، مشابه مطالعه Ilie و همکاران (۱۰) در سال ۲۰۰۶ بود که در آن مطالعه، میزان استرس انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های هیبرید، میکروفیل و نانوفیل (Z100، Filtek Supreme، Charisma، Durafill و Tetric Ceram) با بیس متاکریلات را بعد از ۳۰۰ ثانیه (۵ دقیقه) بررسی کرده و الگوی انقباضی آن‌ها شبیه Z250 در مطالعه حاضر بود (۱۰). در مطالعه‌ای دیگر که توسط Tantbirojn و همکاران (۱۱) در سال ۲۰۱۱ انجام گرفت و میزان انقباض از روی خمش کاسپی اندازه‌گیری شد، نتایج مشابهی به دست آمد. در این مطالعه از کامپوزیت‌های با بیس متاکریلات (Supreme Plus) و کامپوزیت‌های با انقباض کم و (Kalore و P90) استفاده شد و تا ۱۰ دقیقه بعد از پلیمریزاسیون،

معنی‌داری بین دستگاه‌های تابشی LED و High Power LED در میزان انقباض پلیمریزاسیون هر دو نوع کامپوزیت دیده نشد. همین‌طور الگوی انقباضی این دو نوع کامپوزیت هم متفاوت از یکدیگر بود.

تشکر و قدردانی

ضمن تشکر از زحمات آقای دکتر احمدرضا شمشیری برای مشاوره آماری، این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی (کد ۱۰۵۱۰-۹۷-۰۱-۸۹) مصوب مرکز تحقیقات لیزر دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران می‌باشد، که بدین‌وسیله از معاونت پژوهشی قدردانی می‌شود.

کار می‌کند. این دستگاه بر پایه اندازه‌گیری نوری بنا شده است و تصاویری از نمونه را قبل و بعد از پلیمریزاسیون جمع‌آوری و مقایسه کرده و تغییرات حجم نمونه را گزارش می‌دهد (۱۹).

در این مطالعه، میزان انقباض پلیمریزاسیون در دو کامپوزیت P90 و Z250 توسط دستگاه‌های تابشی High power LED (Bluephase 16i) و LED (Ultralume) بررسی شد. نتایج نشان داد که در مقایسه میزان انقباض پلیمریزاسیون بین دو کامپوزیت، P90 به طرز معنی‌داری انقباض کمتری نسبت به Z250 با هر دو نوع دستگاه تابشی ذکر شده داشت. هیچ تفاوت

منابع:

- 1- Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. Am J Dent. 2000;13(Spec No):77D-81D.
- 2- Yap AU, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. Oper Dent. 2000;25(2):98-103.
- 3- Li Y, Sun X, Chen J, Xiong J, Hu X. Polymerization shrinkage/stress and dentin bond strength of silorane and dimethacrylate-based dental composites. J Appl Polym Sci. 2012;124(5):436-43.
- 4- Xiong J, Sun X, Li Y, Chen J. Polymerization shrinkage, stress, and degree of conversion in silorane- and dimethacrylate-based dental composites. J Appl Polym Sci. 2011;122(3):1882-8.
- 5- 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;26(12):1144-50.
- 6- Lowe RA. The search for a low-shrinkage direct composite. Inside Dent. 2010;1:78-84.
- 7- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater. 2005;21(1):68-74.
- 8- Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible- light- cured materials: methods development. Dent Mater. 1991;7(4):281-7.
- 9- Miletic V, Ivanovic V, Dzeletovic B, Lezaja M. Temperature changes in silorane-, ormocer-, and dimethacrylate-based composites and pulp chamber roof during light-curing. J Esthet Restor Dent. 2009;21(2):122-31.
- 10- Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. Dent Mater. 2006;22(7):593-601.
- 11- Tantbirojn D, Pfeifer CS, Braga RR, Versluis A. Do Low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects? J Dent Res. 2011;90(5):596-601.
- 12- Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutaloa J, Unterbrink G, et al. Comparison of composite curing parameters: Effect of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. Oper Dent. 2006;31(2):219-26.
- 13- Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiation energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. Dent Mater. 2008; 24(9):1164-8.
- 14- Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. Dent Mater. 2009; 25(6):810-9.
- 15- Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? Dent Mater. 2010;26(3):215-22.
- 16- Bagis YH, Baltacioglu IH, Kahyaogullari S. Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. Oper Dent. 2009; 34(5):578-85.
- 17- van Dijken JW. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. J Dent. 2010;38(6):469-74.
- 18- Gao BT, Zheng G, Lin H. A new dynamic approach to monitoring dental composite curing kinetics. Beijing Da Xue Xue Bao. 2011;43(6):895-9.
- 19- Sharp LJ, Choi IB, Lee TE, Sy A, Suh BI. Volumetric shrinkage of composite using video-imaging. J Dent. 2003;31(2):97-103.