بررسی مقایسه‌ای میزان سایش کامپوزیت دندانی پلیمریزه شده با دستگاه‌های لایت کیور LED و هالوژن

دکتر همایون علاقه‌مند[†]*- دکترهنگامه صفرچراتی*- فرامرز قاسم‌زاده آذر**

*استادیار گروه آموزشی ترمیمی و مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی بابل

**دندانپزشک

Title: Evaluation of wear rate of dental composites polymerized by halogen or LED light curing units

Authors: Alaghehmand H. Assistant Professor*, Safarcherati H. Assistant Professor*, Ghasemzadeh Azar F. Dentist

Address:*Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Babol University of Medical Sciences

Background and Aim: Sufficient polymerization is a critical factor to obtain optimum physical properties and clinical efficacy of resin restorations. The aim of this study was to evaluate wear rates of composite resins polymerized by two different systems Light Emitting Diodes (LED) to and Halogen lamps.

Materials and Methods: In this laboratory study, 20 specimens of A3 Tetric Ceram composite were placed in brass molds of 2×10×10 mm dimensions and cured for 40 seconds with 1 mm distance from surface. 10 specimens were cured with LED and the other 10 were cured with Halogen unit. A device with the ability to apply force was developed in order to test the wear of composites. After storage in distilled water for 10 days, the specimens were placed in the wear testing machine. A chrome cobalt stylus with 1.12 mm diameter was applied against the specimens surfaces with a load of 2 kg. The weight of each samples before and after 5000, 10000, 20000, 40000, 80000 and 120000 cycles was measured using an electronic balance with precision of 10^{-4} grams. Data were analyzed using t test and paired t test. $P<0.05$ was considered as the limit of significance.

Results: Mean weight in both groups had statistically significant difference before and after all cycles ($P<0.05$). In halogen group 5000 and 10000 cycles led to significant difference with 40000, 80000 & 120000 cycles ($P<0.05$). In LED group 20000 cycles had significant difference with both 5000 and 120000 cycles ($P>0.05$).

Conclusion: Based on the results of this study, LED and halogen light curing units resulted in a similar wear rate in composite resin restorations.

Key Words: Wear; Composite; Light curing unit; Degree of polymerization; LED; Halogen

چکیده

زمینه و هدف: یکی از فاکتورهای بسیار مهم و حیاتی در به دست آوردن خواص فیزیکی و کارآیی کلینیکی مواد ترمیمی هم‌رنگ دندان، پلیمریزاسیون کافی می‌باشد. مطالعه حاضر با هدف ارزیابی میزان سایش کامپوزیت‌های سخت شده توسط دستگاه لایت کیور LED (Light Emitting Diodes) و مقایسه آن با سیستمهای لایت کیور هالوژن انجام شد.

روش بررسی: در این مطالعه آزمایشگاهی، ۲۰ نمونه کامپوزیت لایت کیور Tetric Ceram رنگ A3 به ضخامت ۲ میلیمتر و طول و

[†] مؤلف مسؤول: نشانی: بابل- دانشگاه علوم پزشکی بابل- دانشکده دندانپزشکی- گروه آموزشی ترمیمی

تلفن: ۹- ۰۱۱۱۲۲۹۱۴۰۸ نشانی الکترونیک:halagheh@yahoo.com

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-16]

عرض ۱۰ میلیمتر در مولد برنجی، با زمان تابش نور به مدت ۴۰ ثانیه و با فاصله یک میلیمتر از سطح تهیه شد. ۱۰ نمونه توسط دستگاه LED (دیودهای تابنده نور) و ۱۰ نمونه توسط دستگاه هالوژن پلیمریزه شدند. جهت انجام عمل سایش دستگاه سایش با قابلیت اعمال بار ساخته شد. پس از قرارگیری به مدت ۱۰ روز در آب مقطر، نمونه‌ها در دستگاه سایش به ترتیب در دورهای سایشی ۵۰۰۰، ۱۰۰۰۰، ۲۰۰۰۰، ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ سیکل تحت نیروی ۲ کیلوگرم و با ساینده‌ای از جنس کروم کبالت با قطر۱/۱۲ میلیمتر سائیده شد و قبل و بعد از پایان هر دور سایشی توسط ترازوی الکترونیکی با دقت 10^{-4} وزن شدند. آزمونهای t و paired samples t برای بررسی نتایج مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: میانگین وزن نمونه‌ها در هر دو گروه پس از انواع دورهای سایشی با قبل از سایش تفاوت آماری معنی‌داری را نشان داد (P<۰/۰۵). در گروه هالوژن دورهای سایشی ۵۰۰۰ و ۱۰۰۰۰ با دورهای سایشی ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ اختلاف معنی‌داری داشتند. در گروه LED دور سایشی ۵۰۰۰ با ۲۰۰۰۰ و دور سایشی ۲۰۰۰۰ با ۱۲۰۰۰۰ اختلاف معنی‌داری را نشان داد. میزان سایش در کامپوزیت‌های سخت شده توسط نور هالوژن با LED اختلاف معنی‌داری نداشت (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که دستگاه‌های LED و هالوژن از نظر مقاومت به سایش ترمیم کامپوزیتی اختلاف معنی‌داری با یکدیگر نشان نمی‌دهند.

کلیدواژه‌ها: سایش؛ کامپوزیت؛ دستگاه لایت کیور؛ درجه پلیمریزاسیون؛ هالوژن؛ دیودهای تابنده نور

وصول: ۸۴/۰۷/۰۶ اصلاح نهایی: ۸۴/۱۱/۳۰ تأییدچاپ: ۸۵/۰۱/۲۶

مقدمه

تحقیقات نشان داده‌اند که در پلیمریزاسیون نوری کامپوزیت رزین‌ها درجه تبدیل مونومر به پلیمر و عمق کیور تا حد زیادی بستگی به شدت خروجی منابع نوری دارد. پلیمریزاسیون کامل مواد ترمیمی هم‌رنگ می‌تواند سبب بهبود خصوصیات فیزیکی– مکانیکی از جمله سختی، کاهش جذب آب و کاهش سایش گردد. سایش از لحاظ بالینی اهمیت فراوانی دارد و می‌تواند بر سیستم جونده و زیبایی تأثیر فراوانی داشته باشد. معمولاً ارتباط ضعیفی بین سختی و سایر خصوصیات مواد ترمیمی هم‌رنگ وجود دارد. افزایش سایش در نتیجه فرآیند کاملاً پیچیده‌ای حاصل می‌شود که شامل عوامل مکانیکی، حرارتی و شیمیایی می‌گردد (۲،۱).

به طور کلی مکانیسم‌های سایش از نظر بالینی به صورت سایش ابرزیو (دو جسمی و یا سه جسمی)، ادهزیو، خستگی و سایش کوروزیو تقسیم‌بندی شده‌اند. سایش ابرزیو شایع‌ترین نوع سایش است که بیش از انواع دیگر در محیط دهان اتفاق می‌افتد. سایش دو جسمی در اثر تماس سطوح دندانی و کامپوزیت با دندان مقابل یا مواد ترمیمی دیگر اتفاق می‌افتد. سایش سه جسمی زمانی اتفاق می‌افتد که دو سطح در مقابل هم حرکت کنند و لایه‌ای از ذرات ساینده بین آنها قرار گرفته باشد. سایش ادهزیو در سطوح عاری از تماس اتفاق نمی‌افتد، بلکه در اثر حرکت لغزشی بین دو سطح ایجاد می‌گردد. برخی از محققان فرآیند سایش را در ناحیه تماس اکلوزالی (OCA) و ناحیه بدون تماس (CFA) متفاوت ذکر کرده‌اند و با به کارگیری انواع کامپوزیت‌ها، رفتار سایشی آنها را در دورهای سایشی متفاوت تحت فشار و اعمال نیرو مورد بررسی قرار داده‌اند (۴،۳). St-Georges و همکاران، افزایش مقاومت کامپوزیت‌های پلیمریز شده با نور شدید را به سایش مورد تأیید قرار دادند (۵). Halvorson و همکاران نشان دادند با انرژی مساوی، لامپ LED کفایت بیشتری از لامپ هالوژن در پلیمریزاسیون کامپوزیت رزین‌ها دارد (۶)، درحالی‌که در مطالعه دیگری توسط Yoon و همکاران مشاهده شد، سیستمهای لایت کیور مختلف (پلاسما آرک، LED و هالوژن) از نظر درجه تبدیل باندهای دوگانه (C=C) تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشتند (۷). براساس نتایج مطالعه Uhi و همکاران عمق پلیمریزاسیون ایجاد شده توسط دستگاه

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-16]

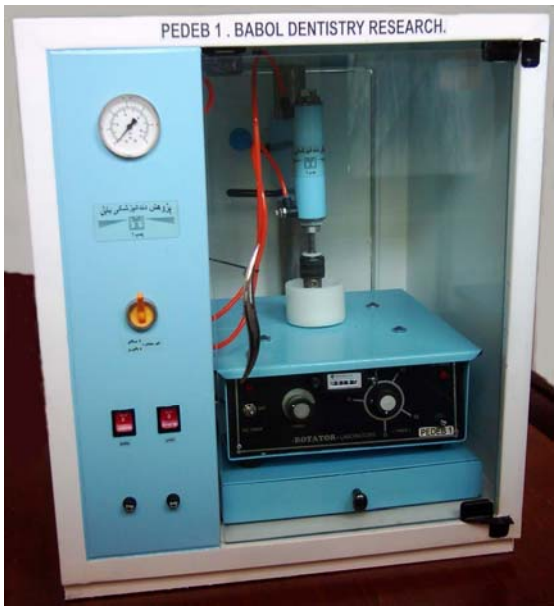
LED در مقایسه با هالوژن معمولی متفاوت بود، ولی در میزان سختی سطح تفاوت معنی‌داری دیده نشد (۸). سیستمهای لایت کیور LED که جدیداً وارد بازار شده‌اند، مانع از افزایش حرارت حین پلیمریزاسیون گردیده و طول عمر بالایی دارند، همچنین با انرژی پائین شدت خروجی بیشتر و در نتیجه کفایت پلیمریزاسیون بالاتری نسبت به سایر دستگاه‌های لایت کیور از جمله لامپ هالوژن دارند (۹).

از مهمترین دلایل افزایش سایش کامپوزیت‌ها، می‌توان مواردی مانند کاهش درجه پلیمریزاسیون، از بین رفتن سایلن و کاهش حجم فیلرها را نام برد. به نظر می‌رسد یکی از روشهای افزایش مقاومت سایش، استفاده از شدت نور بالا با طول موجهای مناسب باشد، البته در صورتی که خطر حرارتی پالپ دندانها را تهدید ننماید (۱۱،۱۰). برای این که کامپوزیت‌ها بتوانند به اندازه لازم در برابر تماسهای اکلوزالی سنگین، مقاومت سایشی داشته باشند، باید بین ذرات فیلر حداقل فاصله وجود داشته باشد. همچنین سایلن در این زمینه می‌تواند نقش مهمی داشته باشد. مرور بررسیهای انجام یافته نشان می‌دهد که انقباض شدید پلیمریزاسیون، احتباس حباب هوا در توده ماده و اندازه بزرگ ترمیم از دیگر مواردی هستند که باعث افزایش رفتار سایشی مواد و در نتیجه شکست می‌شوند (۱۳،۱۲). هدف از مطالعه حاضر، تعیین و مقایسه میزان سایش Three-body ایجاد شده در دورهای سایشی مختلف در کامپوزیت سخت شده توسط دو سیستم دستگاه لایت کیور LED و هالوژن بود.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی، تعداد ۲۰ نمونه از کامپوزیت لایت کیورTetric Ceram (Liechtenstein، Vivadent) به رنگ A3 به شکل مکعب مستطیل (۲ میلیمتر عمق × ۱۰ میلیمتر عرض × ۱۰ میلیمتر طول) در مولد برنجی ساخته شد. ۱۰ نمونه از آن توسط دستگاه LED Ultralume 2 (Ultradent-USA) با شدت نور خروجی ۴۰۰mW/cm^2 و ۱۰ نمونه دیگر توسط دستگاه هالوژن Astralis7 (Vivadent ،Liechtenstein) با شدت Low power (۴۰۰ mW/cm^2) مورد تابش نور قرار گرفتند.

جهت حصول سطح صاف و شیشه‌ای از لام شیشه‌ای استفاده شد. پس از آماده شدن، نمونه‌ها جهت حداکثر جذب آب به مدت۱۰ روز در آب مقطر در هوای اطاق نگهداری شدند. قبل از عمل سایش وزن هر نمونه توسط ترازوی الکترونیکی (Sartorius BA2105) با دقت ۰/۰۰۰۱ گرم اندازه‌گیری شد و در جدول مربوطه ثبت گردید. جهت حصول آبگیری یکسان در مورد تمام نمونه‌ها قبل از وزن سنجی نمونه‌ها به طور جداگانه بر روی کاغذ خشک کن در داخل پلیت مخصوص به مدت ۱۰ دقیقه در فور ۳۷ درجه قرار داده شدند. سپس هر نمونه به طور جداگانه در دستگاه ساینده با نام "پدب ۱" که در دانشکده دندانپزشکی بابل ساخته شده بود، داخل محفظه حاوی محلول ساینده (خمیر دندان پاوه رقیق شده به نسبت ۱ به ۲ با آب مقطر) قرار گرفت تا سایش سه جسمی را شبیه‌سازی کند (شکل ۱).



شکل ۱- دستگاه ساینده پدب ۱

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-16]

دستگاه ساینده "پدب ۱" از دو قسمت اصلی تشکیل شده است: روتاتور که نمونه‌ها بر روی آن قرار می‌گیرند و سیستم پنوماتیک که ساینده کروم کبالت به آن متصل است تا بتواند نیروی ۲ کیلوگرمی را به صورت مداوم به نوک ساینده و بر روی نمونه‌ها وارد آورد. این دو قسمت توسط پایه در داخل کابینت قرار دارند و تعداد چرخشها توسط شمارنده نصب شده روی روتاتور محاسبه می‌شود.

ساینده کروم کبالت با سطح مقطع ۱/۱۲ میلیمتر مربع روی سه نظام متصل به سیستم پنوماتیک نصب است. نمونه‌ها پس از قرارگیری در دستگاه سایش به ترتیب در دورهای سایشی ۵۰۰۰، ۱۰۰۰۰، ۲۰۰۰۰، ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ سیکل سائیده شدند. پس از پایان هر دور سایشی نمونه‌ها به دقت تمیز و آبگیری شده، وزن سنجی توسط ترازوی الکترونیکی به عمل آمد و در نهایت برای هر نمونه ۷ بار وزن سنجی انجام شد. از نرم افزار SPSS و آزمونهای آماری t و paired samples t برای بررسی آماری استفاده و p<۰/۰۵ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

از نظر آماری در گروه هالوژن نمونه‌ها قبل از سایش با تمامی‌انواع دورهای سایشی اختلاف معنی‌داری را نشان دادند. میزان سایش پس از دورهای سایشی ۵۰۰۰ و ۱۰۰۰۰ با دورهای سایشی ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ اختلاف معنی‌داری را نشان دادند، ولی دورهای سایشی ۲۰۰۰۰ و ۴۰۰۰۰ با دورهای بالاتر از خود اختلاف معنی‌داری نداشتند. در گروه LED همچون گروه هالوژن نمونه‌ها قبل از سایش با همه انواع دورهای سایشی اختلاف معنی‌دار داشتند (P<۰/۰۵)، ولی در بین گروه‌ها میزان سایش فقط بین گروه ۲۰۰۰۰ دور، ۱۲۰۰۰۰ دور و ۵۰۰۰ دور معنی‌دار شد (P<۰/۰۵).

در جدول ۱ متوسط میزان از دست رفتن وزن، انحراف معیار و P مربوط به دو گروه نمونه‌های کامپوزیتی سخت شده توسط دستگاه‌های هالوژن و LED در دورهای سایشی شبیه به هم مورد مقایسه قرار گرفته است که هیچ‌کدام از مقادیر P پایینتر از ۰/۰۵ نبود، بنابراین اختلاف معنی‌داری بین میزان سایش نمونه‌های سخت شده توسط دستگاه‌های مختلف با یکدیگر وجود نداشت.

جدول۱- مقایسه میانگین اختلاف وزن کامپوزیت در دورهای سایشی متفاوت در دو گروه هالوژن و LED بر حسب گرم

اختلاف قبل با دورهای سایشی متفاوت	گروه	تعداد نمونه‌ها	mean±Sd	P-Value
۵۰۰۰	هالوژن	۱۰	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۱۴	۰/۵۳۲
	LED	۱۰	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۲۱	
۱۰۰۰۰	هالوژن	۱۰	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۱۶	۰/۶۴۸
	LED	۱۰	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۲۲	
۲۰۰۰۰	هالوژن	۱۰	۰/۰۰۰۴±۰/۰۰۰۲۳	۰/۹۲۶
	LED	۱۰	۰/۰۰۰۴±۰/۰۰۰۲۵	
۴۰۰۰۰	هالوژن	۱۰	۰/۰۰۰۴±۰/۰۰۰۲۳	۰/۳۲۲
	LED	۱۰	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۲۱	
۸۰۰۰۰	هالوژن	۱۰	۰/۰۰۰۵±۰/۰۰۰۳۱	۰/۱۵۷
	LED	۱۰	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۲۳	
۱۲۰۰۰۰	هالوژن	۱۰	۰/۰۰۰۵±۰/۰۰۰۳۱	۰/۰۷۴
	LED	۱۰	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۲۲	

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-16]

بحث و نتیجه گیری

پلیمریزاسیون کامل اجزای مواد هم‌رنگ به خصوص انواع سخت شونده با نور، میزان مقاومت سایشی این مواد را در محیط دهان به طور معنی‌داری افزایش می‌دهد، ولی در حال حاضر با وجود راه حلهای موجود عملاً تبدیل همه نوع منومرهای فعال رزین‌های نوری به پلیمر ممکن نیست. سیستمهای نوری متعددی با مارک‌های مختلف خارجی و داخلی در درمانگاه‌های دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. اخیراً دیودهای منتشر کننده نور (LED) که به عنوان جایگزین معرفی شده‌اند، به علت مزایای فراوان نسبت به سایر دستگاه‌های لایت کیور، بیشتر مورد استفاده قرار گرفته‌اند. نحوه تأثیر انواع دستگاه‌های نوری بر پلیمریزاسیون کامپوزیت همواره یکی از پرسشهای محققان بوده است. مطالعه رفتار سایشی این مواد می‌تواند روشی مناسب برای بررسی کیفیت پلیمریزاسیون به وسیله این دستگاه‌ها و در نتیجه کارآیی منابع نوری مختلف باشد. در مطالعه حاضر، دستگاه‌های لایت کیور هالوژن مدل Astralis7 و LED مدل Ultralume2 به دلیل تشابه شدت نوری جهت سخت نمودن نمونه‌ها مورد استفاده قرار گرفتند (۹).

به طور معمول روشهای شبیه‌سازی سایش در لابراتوار به دلیل مشکلات موجود در رابطه با مطالعات بالینی، گسترش زیادی پیدا کرده است. هر چند ایجاد وضعیت مشابه با محیط دهان در یک مطالعه in vitro بسیار سخت است، ولی در موارد محدودی، شرایط و مکانیسم‌های سایش را می‌توان فراهم نمود (۱۵،۱۴).

در این مطالعه از ماشین سایش با قابلیت اعمال بار جهت ایجاد سایش three body بر سطح نمونه‌ها استفاده شد. لازم به ذکر است که این دستگاه توسط گروه تحقیق بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی بابل ساخته شده است.

Yap و همکاران از یک ساینده استینلس استیل با انتهای تخت، سطح مقطع ۱ میلیمتر مربع و نیروی ۱/۶ کیلوگرم در مطالعه رفتار سایشی ترمیمهای کامپوزیتی استفاده نمودند. آنها اعتقاد داشتند که آنتاگونیست‌های مشابه مینا، سرانجام سبب پالیش سطح کامپوزیت می‌شوند و سایش کمی را ایجاد می‌نمایند، ولی ساینده استینلس استیل اغلب می‌تواند استرس تماسی استاندارد را روی نمونه‌های آزمایشی ایجاد نماید، بنابراین در مطالعه حاضر نیز از وسیله‌ای مشابه استفاده شد (۱۴،۴). نمونه‌ها قبل از ایجاد سایش به مدت ۱۰ روز در محیط مرطوب و هوای اطاق نگهداری شدند (۱۴،۱۲،۲).

بررسیها نشان داده‌اند که دستگاه‌های لایت کیور، درجه پلیمریزاسیون متفاوتی را در عمقهای مختلف نشان می‌دهند، به این علت اکثر محققان در بررسی سایش مواد از دورهای سایشی متفاوت استفاده می‌نمایند. در مطالعه حاضر از دورهای سایشی ۵۰۰۰، ۱۰۰۰۰، ۲۰۰۰۰، ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ استفاده شد (۱۶).

نتایج آزمونهای t و paired t نشان داد در هر دو گروه اختلاف وزن نمونه‌ها قبل از سایش با پس از تمامی دورهای سایشی معنی‌دار بود. در گروه هالوژن بعد از سایش، دور ۵۰۰۰ با سایر دورها میزان سایش اختلاف معنی‌داری را نشان داد، همچنین میزان سایش پس از دور سایشی ۵۰۰۰ و نیز ۱۰۰۰۰ با دورهای سایشی ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ اختلاف معنی‌داری داشتند، ولی در دورهای سایشی ۲۰۰۰۰ و ۴۰۰۰۰ با دورهای بالاتر تفاوت آماری مشاهده نشد. در گروه LED به غیر از دور سایشی ۲۰۰۰۰ با ۵۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ که تفاوت معنی‌دار در سایش داشتند، در سایر موارد اختلاف معنی‌داری مشاهده نگردید. دورهای سایشی ۵۰۰۰، ۱۰۰۰۰، ۴۰۰۰۰ در گروه هالوژن و دورهای سایشی ۲۰۰۰۰ و ۴۰۰۰۰ در گروه LED بالاترین میزان سایش را داشتند. در مجموع این یافته‌ها دلیل بر مقاومت سایشی پائینتر نمونه‌های کامپوزیتی سخت شده به وسیله نور هالوژن در دورهای

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-16]

سایشی فوق بوده و ناشی از حذف ماتریکس و فیلر به وسیله ساینده کروم کبالت طی سایش سه جسمی می‌باشد.

اختلاف بین دورهای سایشی متفاوت در گروه هالوژن تفاوت آماری بیشتری از گروه LED داشت. این یافته نیز نشان می‌دهد که ممکن است مقاومت سایشی کامپوزیت‌های سخت شده توسط دستگاه LED بیشتر از هالوژن باشد. میزان سایش در دورهای سایشی در ابتدا در هر گروه بالاتر بود، ولی گروه هالوژن اهمیت آماری بیشتری را نشان داد. با افزایش سیکل‌های سایش، در هر دو گروه کاهش وزن اختلاف معنی‌داری را نشان نداد.

تحقیقات نشان داده‌اند با افزایش تعداد دورهای چرخشی سایش در تمام کامپوزیت‌ها با شدت متفاوتی افزایش می‌یابد. به عنوان مثال در مطالعه Yap و همکاران کامپوزیت‌های Silux و Surefil به ترتیب بیشترین و کمترین تناسب سایش را با تعداد دورهای سایشی نشان دادند (۴).

علیرغم نتایج این مطالعه، Dunn و Bush در مطالعه‌ای خاطر نشان کردند، دستگاه‌های LED تجاری که جدیداً وارد بازار شده‌اند، ممکن است پلیمریزاسیون ناکافی ایجاد کرده و منجر به شکست ترمیمها شوند (۱۷)، همچنین Rahiotis و همکاران با بررسی برخی شاخصها گزارش کرده‌اند که دستگاه هالوژن کارآیی بالاتری را در مقایسه با سایر دستگاه‌های لایت کیور دارد (۱۸). مطالعات انجام شده در مورد تأثیر دستگاه‌های LED و هالوژن بر روی رفتار سایشی کامپوزیت معدود می‌باشد. در گزارش Latorre و همکاران، خصوصیات مکانیکی و سختی نهایی کامپوزیت‌های سخت شده با دستگاه LED مشابه لامپ‌های هالوژن بود که این یافته مطابق نتایج مطالعه حاضر می‌باشد (۱۹).

تاکنون هیچ تحقیقی تأثیر دستگاه‌های LED و هالوژن بر روی سایش رزین‌های کامپوزیتی را مورد بررسی قرار نداده است، بنابراین لازم است در این زمینه تحقیقات بیشتری صورت گیرد تا نتایج آنها با همدیگر مقایسه گردیده و تأثیر سیستم‌های لایت کیور مختلف بر درجه پلیمریزاسیون و فاکتور سایش بیشتر آشکار گردد، در ضمن لازم است راه حلی برای افزایش دقت آزمایشهای بررسی سایش ارائه گردد. برای این کار باید سطح مقطع ساینده را افزایش داد و از ترازوهای با دقت بالاتر جهت وزن سنجی و نیز ترازویی برای استاندارد نمودن فشار دستگاه سایش استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی بابل جهت حمایت مالی از این طرح تقدیر و تشکر می‌گردد.

منابع:

1- Graig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11th ed. St Louis. Mosby. 2002; Chapter 1, 4, 9. p. 2-12, 68, 69, 109, 110, 191, 192, 243-51.

2- Hu X, Shortall AC, Marquis PM. Wear of three dental composites under different testing conditions. J Oral Rehabil 2002; 29: 756-64.

3- Soderholm KJ, Richards ND. Wear resistance of composites: A solved problem? Dent Mater 1998; 59: 256-63.

4- Yap AUJ, Teoh SH, Chew CL. Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restoratives. Dent Mater 2002; 18: 149-58.

5- St-Georges AJ, Swift EJ Jr, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. Oper Dent 2002; 27: 410-17.

6- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: A universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. Oper Dent 2004; 29(1): 105-11.

7- Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim Cw. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-16]

Rehabil 2002; 29(12): 1165-73.

8- Uhi A, Sigush BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dent Mater 2004; 20(1): 80-7.

9- Nomoto R, Mc Cabe JF, Hiranos. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. Oper Dent 2004; 29(3): 287-94.

10- Khezevic 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: 588-91.

11- Zach L, Cohen G. Thermogenesis in operative techniques: comparison of four methods. J Prosthet Dent 1962; 12: 977-98.

12- Lim BS, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. Dent Mater 2002; 18: 1-11.

13- Kiremitci A, Bolay S, Gurgan S. Two year performance of glass-ceramic insert-resin composite restorations: Clinical and scanning electron microscopic evaluation. Quintessence Int 1998; 29: 417-21.

14- Yap AUJ, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. Oper Dent 2004; 29(3): 269-74.

15- Ferracane JL, Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. Dent Mater 1999; 15: 262-67.

16- Lindberg A, Peutzfeldt A, Van Dijken J. Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and ligth-emitting diode units. Acta Odont Scand 2004; 62(2): 97-101.

17- Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. J Am Dent Assoc 2002; 133(3): 335-41.

18- Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. Eur J Oral Sci 2004; 112(1): 89-94.

19- La Torre G, Marigo L, Pascarella GA, Rumi G. Light-emitting diodes (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites. Minerva Stomatol 2003; 52(5): 193-200.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-16]