Archive of SID

مقاله پژوهشی

مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز
دوره ۳۲ شماره ۵ آذر و دی ۱۳۸۹ صفحات ۷۴- ۷۱

مقایسه ریز سختی دو نوع سمان رزینی لایت کیور و دوال کیور بعد از تابش نور از ورای دیسک پرسلنی با استفاده از دونوع دستگاه نوری با دو زمان تابش

مهدی عابد کهنمویی: گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز
پرنیان علیزاده اسکویی: گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز
سودابه کیمیایی: گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز: نویسنده رابط
E-mail: kimyais@tbzmed.ac.ir
صونا اسکندرنژاد: دندانپزشک

دریافت: ۸۸/۱/ ۲۳ ، پذیرش: ۸۸/۴/۱۰

چکیده

زمینه و هدف: پلیمریزاسیون ناقص سمان رزینی باعث کاهش خواص فیزیکی آن، افزایش قابلیت جذب آب آن، حلالیت و تحریک پالپ می‌شود. سنجش سختی سطح یکی از روشهای بررسی میزان پلیمریزاسیون می باشد. هدف از این مطالعه، بررسی اثر دو دستگاه سخت کننده نوری با دو زمان تابش بر روی ریز سختی دو سمان رزینی بود.

مواد و روش ها: در این مطالعه آزمایشگاهی، تعداد ۸۰ عدد دیسک پرسلنی ساخته شد. پس از اچ کردن با اسید هیدروفلوئوریک و استفاده از سایلن و عامل باندینگ، نمونه‌ها به صورت تصادفی به ۸ گروه تقسیم شدند (n=۱۰). سمان‌های دوال کیور و لایت کیور به ترتیب در گروه های۱ تا ۴ و ۵ تا ۸ استفاده شدند. در نمونه‌های آماده شده از هر نوع سمان، ۲۰ نمونه تحت تابش Quartz Tungsten Halogen (QTH) قرار گرفت (که ۱۰ تای آنها به مدت ۳۰ ثانیه، (گروه های ۱ و ۵) و ۱۰ تای آنها به مدت ۶۰ ثانیه، (گروه های ۲ و ۶) کیور شدند. ۲۰ نمونه باقیمانده، مشابه QTH با light-emitting diode (LED) کیور گردیدند (به ترتیب گروه های ۳ و ۷ و گروه های ۴ و ۸). ریزسختی سمان‌ها اندازه‌گیری شد. برای مقایسه ریزسختی در گروههای مطالعه از تحلیل واریانس سه عامله استفاده گردید.

یافته ها: تفاوت آماری معنی داری بین مقادیر میانگین ریزسختی گروهها بر اساس زمان، نوع سمان و نوع دستگاه نوری وجود داشت ($P < ۰/۰۰۰۵$).

نتیجه گیری: با افزایش زمان کیور، ریزسختی سمانها با هر دو دستگاه سخت کننده نوری افزایش یافت. استفاده از LED منجر به ریزسختی بیشتر در هر دو نوع سمان شد. بدون در نظر گرفتن زمان و نوع دستگاه سخت کننده نوری، ریزسختی سمان دوال کیور بیشتر از سمان لایت کیور بود.

کلید واژه ها: سمان رزینی، دستگاه سخت کننده نوری، ریز سختی

مقدمه

سمانهای رزینی برای چسباندن ترمیم های غیرمستقیم از جمله رستوریشن‌های سرامیکی به‌کار می‌روند (۴-۱). برای موفقیت کلینیکی ترمیم‌های غیرمستقیم، پلیمریزاسیون کامل سمانهای رزینی حائز اهمیت است. پلیمریزاسیون ناقص این مواد باعث کاهش خواص فیزیکی، افزایش قابلیت جذب آب، افزایش انحلال و تحریک پالپ به علت وجود منومر باقیمانده می‌گردد (۲ و۳). دستگاههای لایت کیور مختلفی برای شروع پلیمریزاسیون این سمان‌ها وجود دارند که کوارتز- تنگستن- هالوژن‌ها (QTH) رایجترین آنها هستند (۵). اخیرا نوع جدیدی از دستگاههای لایت کیور به نام light-emitting diode (LED) به بازار معرفی شده است. درمقایسه با QTH ،حرارت ایجاد شده بوسیله LED کمتر بوده و زمان نوردهی پایین‌تر است (۲). با این حال کاهش زمان نوردهی می‌تواند منجر به تغییر در خواص فیزیکی و مکانیکی سمان های رزینی گردد (۲و۴). سمانهای رزینی به صورت دوال کیور و لایت کیور موجود می‌باشند. خواص سمانهای رزینی لایت کیور با کاهش زمان نوردهی بیشتر تحت تاثیر قرار می‌گیرد (۱). گر چه سمانهای

www.SID.ir

Archive of SID

دوال کیور نیز برای شروع پلیمریزاسیون به نور مرئی نیاز دارند به دلیل این که ادامه پلیمریزاسیون به صورت شیمیائی است کمتر تحت تاثیر میزان نوری که از ورای پرسلن به آنها می‌رسد قرار می‌گیرند (۳). علی رغم مزایای سمانهای دوال کیور، کاتالیست آمینی آنها ممکن است پس از مدتی به رنگ زرد تغییر یابد و زیبائی رستوریشن را متاثر سازد (۱و۳). برخی مطالعات تاثیر عواملی نظیر نوع دستگاه سخت کننده نوری (۷–۵) و زمان تابش (۱ و۸) را به صورت مجزا بر سختی سطح و عمق پلیمریزاسیون سمانهای رزینی مورد بررسی قرار داده‌اند و نتایج متناقضی را گزارش کرده اند. در ضمن در مطالعه Dunn و همکاران با هدف مقایسه سختی سطح و عمق پلیمریزاسیون در دستگاههای سخت کننده نوری مختلف، شدت دستگاهها اختلاف زیادی با هم داشت که این عامل می‌تواند به عنوان فاکتور مخدوش کننده در نتایج تلقی گردد (۹). بنابراین در مطالعه حاضر از دو دستگاه سخت کننده نوری مختلف(QTH وLED) با شدت تقریبا یکسان استفاده شد. با توجه به مزایا و معایب هر کدام از دستگاه های سخت کننده نوری و سمان های رزینی و جامع نبودن مطالعات قبلی هدف از این مطالعه، بررسی اثر دو دستگاه فوق با دو زمان تابش بر روی ریز سختی دو نوع سمان رزینی لایت کیور و دوال کیور بود.

مواد و روشها

مطالعه حاضر از نوع آزمایشگاهی بوده و برای این کار، ۸۰ عدد دیسک پرسلن فلدسپاتیک به ضخامت ۱ میلی متر و به ابعاد ۴×۱۷ میلی متر طبق روش استاندارد توسط پودر پرسلن (Vita Zahnfabrik H, Rauter GmbH & Co. KG, Germany) به رنگ A1 ساخته شد. سطح تحتانی دیسکهای پرسلنی به وسیله اسید هیدروفلوئوریک ۹/۵ درصد (Ultradent, Dental Products, USA) به مدت ۴ دقیقه (مطابق دستور کارخانه) اچ شد. پس از شستشو، عامل باندینگ Single Bond (3M ESPE, Dental Products, USA) مطابق دستور کارخانه بر سطح اچ شده اعمال و کیور شد. سپس دیسکهای پرسلنی به صورت تصادفی (قرعه کشی) به ۸ گروه ۱۰ تایی تقسیم و مطابق زیر آماده شدند.

گروه ۱ : سمان دوال کیور، کیورینگ توسط دستگاه QTH به مدت ۳۰ ثانیه

گروه ۲ : سمان دوال کیور، کیورینگ توسط دستگاه QTH به مدت ۶۰ ثانیه

گروه ۳ : سمان دوال کیور، کیورینگ توسط دستگاه LED به مدت ۳۰ ثانیه

گروه ۴ : سمان دوال کیور، کیورینگ توسط دستگاه LED به مدت ۶۰ ثانیه

گروه ۵ : سمان لایت کیور، کیورینگ توسط دستگاه QTH به مدت ۳۰ ثانیه

گروه ۶ : سمان لایت کیور، کیورینگ توسط دستگاه QTH به مدت ۶۰ ثانیه

گروه ۷ : سمان لایت کیور، کیورینگ توسط دستگاه LED به مدت ۳۰ ثانیه

گروه ۸ : سمان لایت کیور، کیورینگ توسط دستگاه LED به مدت ۶۰ ثانیه

در گروه‌های ۱ تا ۴ از سمان رزینی دوال کیور (Rely-XArc,3M ESPE) به رنگ A1 استفاده شد. پس از مخلوط کردن مطابق دستور کارخانه، سمان در مولد پلی اتیلنی پیش ساخته به ضخامت ۰/۵ میلی‌متر قرار داده شد. سپس نوار سلولوئیدی (به ابعاد ۴×۱۷ میلی متر) روی سمان قرار داده شد و دیسکهای پرسلنی آماده شده روی نوار سلولوئیدی قرار داده شدند. سمان رزینی در چهار گروه مطابق تقسیم بندی فوق کیور گردید. لازم به ذکر است که شدت دستگاه QTH (Astralis 7, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ۴۵۰ mW/cm^2 و شدت دستگاه LED (Elipar,3M ESPE) ۴۰۰ mW/cm^2 بود و نوک دستگاه ها عمود ومماس بر سطح بلوکهای پرسلنی بود. در گروه های ۵ تا۸ روش اجرا مشابه گروه های ۱ تا۴ بود با این تفاوت که از Tetric Flow (Ivoclar Vivadent) به رنگ A1 به عنوان سمان رزینی لایت کیور استفاده شد. کلیه بلوکهای حاوی سمانهای رزینی کیور شده برای جلوگیری از تابش نور اضافی در ظرف در بسته فلزی قرار داده شده و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد در انکوباتور نگهداری شدند (۱). سختی سطحی نمونه ها توسط Microhardness tester (Future-Tech Corp, Tokyo, Japan) از طریق تست Vickers تحت بار ۵۰ گرم و مدت زمان ۳۰ ثانیه در سه نقطه تعیین شد و اعداد ریزسختی در هر نمونه به صورت میانگین± انحراف معیار گزارش شدند (۱۰). برای مقایسه میانگین ریزسختی گروهها، از آزمون تحلیل واریانس سه عامله (با استفاده از نرم افزار SPSS .15) استفاده گردید. در این مطالعه $P < ۰/۰۵$ از لحاظ آماری معنی دار تلقی گردید. نرمال بودن توزیع داده‌ها بوسیله آزمون کلموگروف–اسمیرنوف مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته ها

میانگین مقادیر ریزسختی گروهها در جدول ۱ نشان داده شده است. تفاوت آماری معنی داری بین مقادیر میانگین ریزسختی گروهها بر اساس زمان وجود داشت ($P<۰/۰۰۰۵$) بطوریکه میانگین ریزسختی در زمان ۶۰ ثانیه بیشتر از ۳۰ ثانیه بود. همچنین تفاوت مقادیر میانگین ریزسختی گروهها بر اساس نوع سمان از لحاظ آماری معنی‌دار بود ($P<۰/۰۰۰۵$) بطوریکه میانگین ریزسختی در سمان دوال کیور بیشتر از سمان لایت کیور بود. تفاوت آماری معنی داری نیز بین مقادیر میانگین ریزسختی گروهها بر اساس نوع دستگاه نوری وجود داشت ($P< ۰/۰۰۰۵$) بطوریکه میانگین ریزسختی در دستگاه LED بیشتر از دستگاه QTH بود. بررسی نتایج تحلیل واریانس چند عامله نشان داد که اثر تعاملی بین گروهها از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P = ۰/۷۷$).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱ : (میانگین ± انحراف معیار) ریزسختی در گروه های مورد مطالعه

گروههای مورد مطالعه	ریزسختی (g/mm^2)
۱	۴۰/۶۶ ± ۲/۰۴
۲	۵۰/۷۸ ± ۳/۲۳
۳	۴۹/۷۷ ± ۱/۷۵
۴	۶۰/۶۴ ± ۱/۳۱
۵	۳۷/۷۵ ± ۲/۴۳
۶	۴۹/۲۹ ± ۳/۶۷
۷	۴۴/۸۶ ± ۲/۶۸
۸	۵۷/۷۹ ± ۱/۴۶

بحث

سنجش سختی سطح یکی از روشهای معمول بررسی میزان پلیمریزاسیون می‌باشد (۴) و در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تفاوت آماری معنی داری بین ریزسختی گروهها بر اساس زمان، نوع سمان و نوع دستگاه وجود دارد ولی اثر تعاملی بین گروهها معنی دار نمی‌باشد. با افزایش زمان بدون در نظرگرفتن نوع سمان و نوع دستگاه، ریزسختی سمان افزایش می‌یابد که با نتایج مطالعات قبلی همخوانی دارد (۱۳-۱۱). افزایش زمان، باعث به دام افتادن رادیکالهای آزاد باقیمانده در شبکه هتروژن می‌شود. این رادیکالها با گروههای انتهایی پلیمر وارد واکنش شده و باعث پیشرفت پلیمریزاسیون و افزایش سختی سطحی می‌گردند (۱۱). از طرفی Cardash و همکاران به این نتیجه رسیدند که افزایش زمان باعث افزایش سختی سمان رزینی دوال کیور نمی شود (۱) که با نتیجه مطالعه حاضرمطابقت ندارد. استفاده از رنگ تیره ترپرسلن که اکثر طول موج موثر را جذب می‌کند و استفاده از دستگاه LED با شدت بالاتر در تحقیق قبل می‌تواند دلیلی براین تناقص باشد. نتایج این مطالعه نشان دادکه استفاده از دستگاه LED نسبت به QTH بدون در نظر گرفتن نوع سمان و زمان، باعث سختی بیشتری شده است که با نتایج تحقیق Soh و همکاران مطابقت دارد (۶). به نظر می رسد این امر ناشی از طیف موج باریکتر LED نسبت به QTH باشد که به طورموثری توسط کامفوروکینون سمانهای رزینی جذب می شود و منجر به پلیمریزاسیون کامل تر و سختی بیشتر می گردد (۲). بر خلاف نتایج این تحقیق، Dunn و همکاران به این نتیجه رسیدند که دستگاههایQTH سبب سختی بیشتری نسبت به LED می شوند (۹). در تحقیق آنها دستگاههای QTH شدت بیشتری نسبت به LED داشتند، در حالیکه در تحقیق حاضر از دستگاههای نوری با شدت تقریباً یکسان استفاده شده بود که می تواند دلیلی برای تناقص در نتایج باشد. در مطالعه حاضر، بدون در نظر گرفتن زمان و نوع دستگاه سختی سمان دوال کیور بیشتر از سمان لایت کیور بود که با نتایج مطالعه Papazoglou و همکاران همخوانی دارد (۳). این امر می‌تواند به دلیل وجود جزء سلف کیور در سمان دوال کیور باشد که حتی با وجود زمان تابش کمتر نور به پلیمرزیراسیون ادامه داده و منجر به سختی بیشتری می گردد (۳).

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی اثر ضخامت های بیشتر و رنگ‌های تیره‌تر پرسلن و همچنین دستگاه های نوری با شدت‌های بالاتر بر سختی سمان های دوال کیور و لایت کیور بررسی گردد. همچنین حجم نمونه بالا در مطالعات بعدی برای بررسی اثر تعاملی پیشنهاد می گردد.

نتیجه گیری

با افزایش زمان تابش بدون در نظر گرفتن نوع سمان و نوع دستگاه، افزایش معنی داری در سختی سمانها حاصل شد و میزان سختی سمان های رزینی در شرایط استفاده از دستگاه LED بیشتر از دستگاه QTH بود. بدون در نظر گرفتن زمان و نوع دستگاه، سختی سمان دوال کیور بیشتراز سمان لایت کیور بود.

تقدیر و تشکر

از معاونت محترم پژوهشی دانشکده دندانپزشکی و دانشگاه علوم پزشکی تبریز، جهت حمایت مالی تحقیق حاضر کمال سپاسگزاری را داریم.

References:

1. Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 1993; **69**(6): 620-623.
2. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 2006; **31**(1): 68-77.
3. Papazoglou E, Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M. Curing efficiency of a photo- and dual-cured resin cement polymerized through 2 ceramics and a resin composite. *Int J Prosthodont* 2006; **19**(1): 34-36.
4. Cunha LG, Sinhoreti MA, Consani S, Sobrinho LC. Effect of different photoactivation methods on the polymerization depth of a light-activated composite. *Oper Dent* 2003; **28**(2): 155-159.
5. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent* 2004; **29**(3): 287-294.

www.SID.ir

Archive of SID

6. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent* 2004; **29**(1): 9-15.
7. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002; **23**(14): 2955-2963.
8. Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. *Br Dent J* 1987; **163**(5): 149-151.
9. 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): 335-341.
10. Soares CJ, Da Silva NR, Fonseca RB. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent* 2006; **31**(3): 384-389.
11. Schneider LF, Consani S, Ogliari F, Correr AB, Sobrinho LC, Sinhoreti MA. Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin composite. *Oper Dent* 2006; **31**(4): 489-495.
12. Warren K. An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. *J Oral Rehabil* 1990; **17**(4): 327-334.
13. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res* 1989; **68**(3): 476-480.

www.SID.ir