

اثر تابش نور بر روند پلیمریزاسیون سیمانهای رزینی

*دکتر مریم قوام - **مهندس محمد عطایی - ***دکتر فریبا بیگ

*استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

**عضو هیأت علمی پژوهشگاه پلیمر ایران

***دستیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

Title: Effect of light emission on polymerization of luting resins

Authors: Ghavam M. Assistant Professor*, Ataei M. Faculty member**, Baik F. Senior Resident*

Address: *Dept. of Operative & Esthetic Dentistry. Tehran University of Medical Sciences

** Faculty of Polymer Science Research Center

Abstract: Indirect esthetic restorations have recently gained popularity, and choosing suitable cement is an important concern in this regard. A wide variety of resin cements with different curing models: (chemical, light, dual), have been introduced to the profession, and among them the dual systems are claimed to be able to continue polymerization after stopping the light. In order to study and compare the polymerization process of different curing systems, this research was performed.

The present study measured the degree of conversion (DC) of three types of resin cements: a self cured, a light cured and a dual cured cement. The samples were prepared as follows:

1-The self cured samples were made according to the manufacturer.

2-The light cured samples were exposed to the curing light for 60 seconds, through a 2 mm thick wafer of porcelain.

3- The dual cured samples were divided into 2 groups. The first was lighted similar to the light cured samples, and the second did not receive any light.

The degree of polymerization was measured by FTIR at time levels of 5, 10, 20, 30, 45, 60 minutes and 24 hours post mixing. The infrared spectrum of the samples were recorded and degree of conversion were determined. The results demonstrated an increase in mean DC of all groups at post mixing time, but this was significant only in the lighted dual cured cement ($P < 0.05$). The light cure resin showed high DC at the base line time (5min). At the end of 60 minutes, the self cure resin had the most DC. The unlighted dual cement had a very low DC and didn't improve in polymerization during the post mixing controls. The lighted dual cement had a significant improve in curing at post mixing times, and it was significantly different from unlighted dual cement. So the dual cure cement needs to receive sufficient light energy to initiate the curing process and the chemical component of this cement could not improve the DC completely.

After 24 hours migration of unpolymerized monomers, seams to decrease the DC at the surfaces and removing the most superficial layer, showed that the underlying parts, had improved DC. It seems that in order to be sure of what happens at the restoration - tooth interface, it is appropriate to use self cure cements with improved flow and film thickness.

Key words: Dual cure cement- Polymerization- FTIR- Degree of conversion- Self cure- Light cure.

Journal of dentistry Tehran University of Medical Sciences (Vol: 12, N.2, 1999)

چکیده

اخیراً با کاربرد ترمیم‌های هم‌رنگ غیرمستقیم، تحقیقات جهت یافتن ماده مناسب جهت چسباندن این ترمیم‌ها وسعت زیادی یافته است. سیمانهای رزینی به لحاظ استحکام، زیبایی، و ضخامت لایه‌ای مطلوب، کاربرد مناسبی در این زمینه دارند و انواع آنها با سیستم‌های مختلف پلیمریزاسیون (شیمیایی، نوری، Dual) بدین منظور توصیه شده‌اند؛ لیکن سیمانهای dual cure به دلیل ادعای کارخانه‌ها مبنی بر این که پس از قطع نور، پلیمریزاسیون ادامه می‌یابد و در مناطقی

که نور با شدت کافی نرسیده است، پلیمریزاسیون قادر به انجام است، توجه بیشتری را به خود جلب نموده است. استحکام و دوام ترمیم‌های زیبایی غیرمستقیم تا حد زیادی به پلیمریزاسیون کافی سیمان چسباننده‌اش بستگی دارد و در صورتی که سیمان نوری و یا dual cure مصرف شده، پلیمریزاسیون کافی نیابد، دوام ترمیم به خطر می‌افتد؛ لذا بررسی روند پلیمریزاسیون این سیمان در زمانهای پس از قطع نور و مقایسه آن با سیستم‌های Self cure حائز اهمیت است. در این مطالعه روند پلیمریزاسیون سیمان dual cure در دو حالت تحت تابش نور و بدون تابش نور مورد بررسی قرار گرفت و با رزینهای self cure و light cure مقایسه شد. نمونه‌هایی از سه ماده به ابعاد $10 \times 5 \times 1$ میلی‌متر ساخته شد. از هر گروه ۳ نمونه و در مجموع ۱۲ نمونه تهیه گردید. نمونه‌های dual cure با تابش نور و light cure به مدت ۶۰ ثانیه تحت تابش نور از ورای بلوک پرس‌لنی به ابعاد $12 \times 6 \times 2$ میلی‌متر قرار گرفتند. نمونه‌ها در زمانهای مشخص post mixing شامل ۰.۵، ۱.۰، ۲.۰، ۳.۰، ۴.۵ و ۶.۰ دقیقه و نیز ۲۴ ساعت با روش طیف‌سنجی مادون قرمز (FTIR) مورد بررسی قرار گرفتند؛ سپس میانگین Degree of Conversion (DC) هر گروه محاسبه شد. با استفاده از آزمون آنالیز واریانس و آزمون Tukey-HSD با $P < 0.05$ نتایج زیر به دست آمد:

پلیمریزاسیون رزین light cure پس از قطع نور بطور معنی‌دار ادامه پیدا نکرد. سیمان dual cure پس از قطع نور به واکنش پلیمریزاسیون ادامه داد و روند آن با رزین light cure و self cure متفاوت بود. سیمان dual cure بدون تابش نور به میزان محدودی پلیمریزه شد؛ ولی با نمونه dual cure با تابش نور تفاوت معنی‌دار داشت. روند پلیمریزاسیون سیمان dual cure با تابش نور با نمونه بدون تابش نور متفاوت بود؛ بنابراین رسیدن مقدار کافی نور برای پلیمریزه شدن سیمان dual cure لازم است.

کلید واژه‌ها: پلیمریزاسیون-طیف‌سنجی مادون قرمز- سیمان-Dual Cure -Degree of Conversion -Light cure -Self cure

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۲، شماره ۲، سال ۱۳۷۸)

مقدمه

واکنش تأخیری شیمیایی پلیمریزه می‌گردید (۵،۴،۳). در رابطه با سیمانهای رزینی نوری و dual cure، ضخامت، رنگ و نوع پرس‌لن یا کامپوزیت ترمیم و نیز مدت زمان تابش نور بر روی Curing ماده اثر می‌گذارد (۶،۱). گفته شده که حدود نیمی از نور خارج شده از منبع به رزین نمی‌رسد (۷).

با افزایش ضخامت پرس‌لن یا کامپوزیت زمان بیشتر تابش لازم است و به نظر می‌رسد که با کاهش مقدار نور، سیمان light cure بیشتر از dual cure تحت تأثیر قرار می‌گیرد؛ بنابراین جهت سیمان کردن ترمیم‌های با ضخامت ۲ میلی‌متر یا بیشتر استفاده از رزینهای dual cure توصیه می‌شود (۸).

میزان پلیمریزاسیون یا Degree of Conversion سیمانهای رزینی بر روی خواص مکانیکی، انحلال، ثبات

سیمانهای رزینی در دندانپزشکی ترمیمی مورد استفاده زیادی در چسباندن ونیرها، اینله‌ها و آنله‌های پرس‌لنی یا رزینی دارند. در ابتدا رزینهای Chemically Cured برای این منظور استفاده می‌شدند؛ ولی عیب آنها زمان کار و سخت شدن بود که تحت کنترل دندانپزشک نبود. بعدها رزینهای light cure مورد استفاده قرار گرفتند ولی مشکلی که وجود دارد این است که شدت نور فعال‌کننده با عبور از هوا، دندان و ترمیم کاهش می‌یابد و در نتیجه Curing آنها نیز دچار کاهش می‌شود (۲،۱).

برای جبران این مسأله، سیستم‌هایی ارائه شد که هم بطور شیمیایی و هم نوری پلیمریزه می‌شدند؛ بدین معنی که با تابش نور، واکنش پلیمریزاسیون آغاز می‌شد و قسمتی از سیمان که نور کافی دریافت نکرده بعد از تابش نور با

ابعادی و سازگاری نسجی آنها اثر می‌گذارد (۹، ۱۰، ۱۱).

پلیمریزاسیون کامل رزین جهت جلوگیری از میکرولیکیج ضروری می‌باشد و در ایجاد یک باند خوب بین پرسن و دندان نقش دارد؛ همچنین از نظر کلینیکی باید بدانیم که بعد از سمان کردن ترمیم چه زمانی رزین بطور کافی set شده است تا بتواند در برابر فشارهای ناشی از تنظیم اکلوژن و مراحل پرداخت و نیروهای جویدن مقاومت کند؛ زیرا این مسأله بحرانی بوده و در کنترل اولیه ترمیم نقش دارد (۱۲، ۱۳).

عدم پلیمریزاسیون کافی سیمان باعث جابه‌جایی ترمیم در اثر نیروهای وارده می‌گردد (۱۴)؛ در ضمن پلیمریزاسیون ناقص سبب می‌شود که مونومر واکنش نکرده بیشتری باقی بماند که می‌تواند محرک پالپ باشد و باعث حساسیت بعد از عمل گردد (۱۵، ۱۶)؛ بنابراین با توجه به این مسائل و این که اخیراً سیمانهای dual cure بطور وسیعی مورد استفاده قرار می‌گیرند، مطالعه‌ای طراحی شد تا روشن شود که تابش نور چه اثری بر روند پلیمریزاسیون این سیمان دارد؛ بدین ترتیب که Degree of Conversion این ماده را در زمانهای مختلف Post Mixing در دو حالت همراه با تابش نور و بدون تابش نور بررسی می‌نماییم.

روشها و مواد

مواد و دستگاہهایی که در این مطالعه مورد استفاده

قرار گرفته‌اند عبارتند از:

- ۱- بلوک پرسنی
- ۲- سیمانهای رزینی self cure , light cure, dual cure
- ۳- قالب از جنس ماده قالب‌گیری سیلیکون (puty) جهت متراکم کردن سیمان
- ۴- دستگاه light cure
- ۵- زمان سنج
- ۶- دستگاه FTIR

یک بلوک پرسنی به ابعاد $12 \times 6 \times 2$ میلی‌متر از پرسن مخصوص ونیرلامینیت با رنگ A3 تهیه گردید. سیمانهای رزینی مورد استفاده همه ساخت کارخانه Coltene بودند. رنگ همه سیمانها D3، بود و همه رادیوپاک بودند. سایر مشخصات در جدول شماره ۱ آمده است.

برای تهیه قالبهای مخصوص متراکم کردن سیمان از خمیر پوتی ماده قالب‌گیری سیلیکون استفاده گردید. طبق دستور کارخانه مربوطه ماده base و کاتالیست با هم مخلوط شدند و سپس خمیر را بین دو بلوک شیشه‌ای در حالی که دو استاپ فلزی با ضخامت یک میلی‌متر بین آنها قرار داشت، فشرديم؛ بدین ترتیب یک صفحه با ضخامت یک میلی‌متر تهیه شد. در داخل آن حفره‌هایی به شکل مستطیل با ابعاد 5×10 میلی‌متر تعبیه کردیم؛ بدین ترتیب نمونه با ضخامت یک میلی‌متر تهیه می‌شد.

جدول شماره ۱- مشخصات مواد مورد آزمایش

نوع ماده از لحاظ سخت شدن	نام تجاری	نوع ماده از لحاظ فیلر	رزین	اندازه فلز	درصد حجمی فیلر	درصد وزنی فیلر
dual cure	Duo Cement	Fine hybrid	Bis GMA BisEMA TEGDMA	۰/۵ میکرومتر (میکرومتر ۰/۰۴-۲/۸)	۵۴/۵	۷۱
light cure	Brilliant Dentin	Fine hybrid	Bis GMA BisEMA TEGDMA	۰/۵ میکرومتر (میکرومتر ۰/۰۴-۲/۸)	۵۹	۷۸
self cure	Brilliant M.H	Microhybrid	Bis GMA BisEMA TEGDMA	۱ میکرومتر (میکرومتر ۰/۰۴-۲/۲)	۵۷	۷۵/۵

را روی نمونه ثابت نگاه داشتیم، تا ماده فرم قالب را به خود بگیرد؛ سپس لام را برداشته و بلوک پرسنی را در حالی که در داخل قالب سسیلیکونی قرار داشت، روی آن گذاشتیم بطوری که نمونه سیمان را بطور کامل بپوشاند. با این کار، اثر نور محدود محیط را نیز حذف کردیم. بعد نمونه را ۶۰ ثانیه تحت تابش نور قرار دادیم؛ البته به دلیل بیشتر بودن طول نمونه از قطر سر لوله مولد نور و عدم امکان نوردهی تمام نمونه در یک مرحله، نمونه را قسمت کرده و به تناوب، هر قسمت را ۲۰ ثانیه نور دادیم تا در نهایت هر قسمت، ۶۰ ثانیه نور دریافت کرد. این روش باعث می‌شود که نمونه بطور یکنواخت نور دریافت کند. تصویر شماره ۱ به صورت شماتیک نحوه تهیه نمونه‌ها را نشان می‌دهد.

نحوه تهیه نمونه‌های Dual cure

نمونه‌ها را مشابه روش قبل تهیه کردیم؛ با این تفاوت که چون ماده دارای دو جزء است با استفاده از اسپاتول پلاستیکی مقادیر مساوی (از نظر وزنی) از base و کاتالیست را به مدت ۲۰ ثانیه با هم مخلوط کردیم و بعد در داخل قالب قرار دادیم و بقیه مراحل مثل قبل تکرار شد. در مورد نمونه‌های dual cure بدون تابش نور به دلیل قوام بسیار کم ماده، پس از مخلوط کردن دو جزء، سیمان را روی قرص KBr جهت قرار دادن در دستگاه FTIR گذاشتیم.

دستگاه light cureTM، 3M unitek ساخت آلمان بود که نور مرئی آبی رنگ با طول موجی در محدوده ۴۰۰-۴۸۰ نانومتر تولید می‌کند. قطر لوله خروج نور، ۷ میلی‌متر است. قبل از انجام آزمایش، دستگاه به لحاظ شدت نور کنترل شد. زمان تابش نور ۶۰ ثانیه بود.

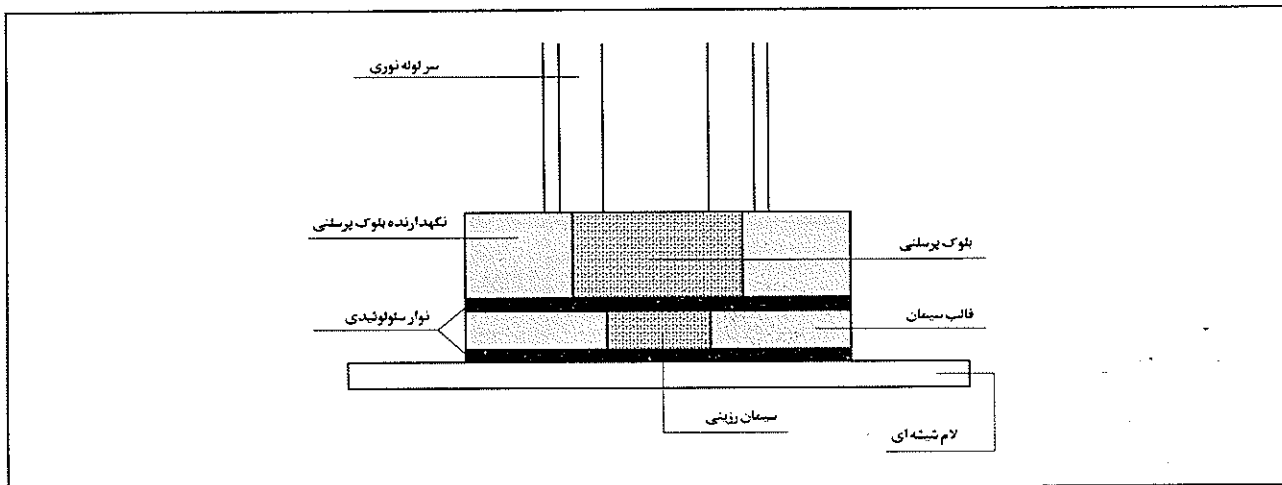
دستگاه طیف سنج FTIR مورد استفاده در این تحقیق از شرکت BRUKER آلمان و مدل IFS48 می‌باشد. گستره طیف‌گیری از $4000 - 4800 \text{ cm}^{-1}$ و حد تفکیک 2 cm^{-1} است.

روش تهیه نمونه‌ها

نمونه‌ها همه در بخش طیف‌سنجی مرکز تحقیقات پلیمر ایران در دمای محیط و اتاق نسبتاً تاریک تهیه شدند. از هر مورد ۳ نمونه تهیه شد.

نحوه تهیه نمونه‌های Light cure

بر روی یک لام شیشه‌ای یک قطعه نوار ماتریکس سلولوئیدی قرار داده شد؛ سپس قالب مورد نظر روی آن گذاشته شد و به مقدار لازم کامپوزیت مربوطه را توسط اسپاتول پلاستیکی در داخل قالب قرار دادیم. بعد یک قطعه نوار سلولوئیدی روی کامپوزیت گذاشتیم و یک لام شیشه‌ای روی آن نهادیم و با نیروی معادل ۵ کیلوگرم لام



تصویر شماره ۱- نحوه تابش نور به نمونه

نحوه تهیه نمونه‌های Self cure

دو جزء ماده به میزان مساوی از نظر وزنی به مدت ۳۰ ثانیه با هم مخلوط شده و در داخل قالب قرار داده شد. بقیه مراحل مشابه قبل است. ولی در اینجا نیازی به تابش نور نبود.

نمونه‌ها پس از تهیه شدن از قالب خارج و از سمت مخالف نوردهی بر روی کریستال دستگاه FTIR ثابت شد، نمونه‌های dual cure بدون تابش نور بر روی قرص KBr قرار گرفت.

نمونه‌ها را در زمانهای ۵، ۱۰، ۲۰، ۳۰، ۴۵ و ۶۰ دقیقه و ۲۴ ساعت بعد از مخلوط کردن دو جزء ماده بررسی کردیم. در طی مدت یک ساعت اول نمونه‌ها در داخل دستگاه FTIR قرار داشت و بعد از آن نمونه‌ها را در داخل فویل آلومینیوم پیچیدیم و تا ۲۴ ساعت در داخل Oven با دمای ۳۷ درجه سانتی گراد نگهداری کردیم.

جهت محاسبه Degree of Conversion (DC) با استفاده از دستگاه FTIR میزان جذب باند دوگانه (C=C) آلیفاتیک یعنی 1625 cm^{-1} Peak و آروماتیک یعنی 1608 cm^{-1} Peak هر نمونه قبل و بعد از Curing تعیین شد. بر این اساس که C=C آلیفاتیک به C-C تبدیل می‌شود؛ ولی C=C آروماتیک نمی‌تواند تبدیل شود و در واقع جذب C=C آروماتیک واکنش نکرده به عنوان یک استاندارد داخلی عمل می‌کند. هر نمونه ۲۰ مرتبه اسکن می‌شد (۱۷،۲).

برای تعیین میزان جذب قبل از Curing در رابطه با سیمانهای self cure و dual cure که دو جزئی بودند میزان جذب هر جزء جداگانه محاسبه و سپس میانگین دو مقدار به عنوان عدد جذب قبل از Curing در نظر گرفته شد. در مورد رزین light cure هم که تک جزئی بود، همان جزء بررسی شد؛ البته همان‌طور که قبلاً گفته شد این مواد بر روی قرص KBr گذاشته شد و با دستگاه FTIR بررسی و سپس میزان DC را برای هر نمونه با استفاده از فرمول زیر محاسبه کردیم (۱۷).

$$DC(\%) = 100 - \frac{(aliphaticC = Cabs / aromaticC = Cabs)_{aftercure}}{(aliphaticC = C / aromaticC = Cabs)_{beforecure}} \times 100$$

با استفاده از این فرمول میانگین DC برای چهار گروه ماده در زمانهای مربوطه محاسبه شد. جهت بررسی وجود اختلاف معنی‌دار از نظر آماری بین DC در زمانهای مختلف در هر ماده و نیز بین گروههای مختلف در هر زمان مشخص، از آزمون آنالیز واریانس با $P < 0.05$ استفاده شد؛ در ضمن برای مقایسه هر جفت عدد، آزمون Tukey-HSD مورد استفاده قرار گرفت. آزمونها با سطح اطمینان ۹۵٪ انجام شدند.

نتایج

میانگین DC بر حسب زمان برای چهار گروه مورد آزمایش در جدول شماره ۲ آورده شده است

جدول شماره ۲- میانگین Degree of Conversion (DC) در ۴ نوع ماده بر حسب زمانهای پس از قطع تابش نور

نوع ماده	light cure	self cure	dual cure با تابش نور	dual cure بدون تابش نور
زمان	میانگین (%DC)	میانگین (%DC)	میانگین (%DC)	میانگین (%DC)
۵ دقیقه	۴۲/۴۴ ± ۰/۹۰	۳۷/۴۶ ± ۷/۱۰	۱۴/۵۸ ± ۲/۸۹	۸/۶۲ ± ۱/۳۴
۱۰ دقیقه	۴۳/۷۵ ± ۲/۱۸	۴۳/۱۸ ± ۵/۰۹	۲۲/۳۸ ± ۴/۶۱	۹/۱۷ ± ۱/۳۲
۲۰ دقیقه	۴۴/۹۴ ± ۲/۸۴	۴۷/۰۷ ± ۷/۹۰	۲۳/۹۴ ± ۴/۲۰	۹/۲۹ ± ۱/۳۶
۳۰ دقیقه	۴۴/۰۸ ± ۴/۵۱	۵۰/۷۵ ± ۵/۸۲	۲۸/۰۴ ± ۷/۷۵	۹/۰۹ ± ۱/۱۸
۴۵ دقیقه	۴۵/۸۷ ± ۱/۳۷	۵۳/۰۵ ± ۲/۱۶	۲۵/۸۲ ± ۱۳/۴۴	۱۰/۱۱ ± ۱/۲۷
۶۰ دقیقه	۴۶/۵۲ ± ۲/۲۳	۵۳/۷۴ ± ۳/۶۲	۳۸/۲۶ ± ۹/۸۰	۱۱/۹۹ ± ۱/۳۱
۲۴ ساعت	۳۳/۱۲ ± ۷/۲۱	۵۶/۰۴ ± ۱/۳۰	۲۱/۵۰ ± ۱۰/۸۰	۸/۹۰ ± ۰/۷۸

مقایسه‌ای بین میانگین DC در زمان ۶۰ دقیقه و ۲۴ ساعت در هر گروه صورت گرفت و مشاهده شد که در گروه l.c بطور معنی‌دار DC کم شده بود. در گروه s.c، DC همراه با تابش نور و DC بدون تابش نور تفاوت معنی‌داری دیده نشد، هر چند DC بعد از ۲۴ ساعت در گروههای DC با تابش نور و بدون تابش نور کاهش یافته بود. با استفاده از آزمونهای مذکور میانگین DC در گروههای مختلف در هر زمان جداگانه مقایسه شد. نتایج به دست آمده در جدول شماره ۳ خلاصه شده است.

با استفاده از آزمون آنالیز واریانس میانگین DC در زمانهای ۵، ۳۰ و ۶۰ دقیقه Post mixing در هر گروه با هم مقایسه شد و نتایج زیر به دست آمد:
در رزین light cure اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. این اختلاف در مورد رزینهای dual cure و self cure بدون تابش نور هم معنی‌دار نبود. فقط در مورد سیمان dual cure با تابش نور اختلاف معنی‌دار مشاهده شد که استفاده از آزمون Tukey-HSD نشان داد که این اختلاف بین میانگین DC در زمان ۵ و ۶۰ دقیقه بود؛ سپس

جدول شماره ۳- مقایسه میانگین DC در چهار گروه در زمانهای مختلف

الف) ۵ دقیقه ب) ۱۰ دقیقه ج) ۲۰ دقیقه د) ۳۰ دقیقه ه) ۴۵ دقیقه و) ۶۰ دقیقه

پ	l.c	s.c	d.c با نور	d.c بدون نور	الف	l.c	s.c	d.c با نور	d.c بدون نور
l.c		ns	s	s	l.c		ns	s	s
s.c	ns		s	s	s.c	ns		s	s
d.c با نور	s	s		s	d.c با نور	s	s		ns
d.c بدون نور	s	s	s		d.c بدون نور	s	s	ns	
د	l.c	s.c	d.c با نور	d.c بدون نور	ج	l.c	s.c	d.c با نور	d.c بدون نور
l.c		ns	ns	s	l.c		ns	s	s
s.c	ns		s	s	s.c	ns		s	s
d.c با نور	ns	s		s	d.c با نور	s	s		ns
d.c بدون نور	s	s	s		d.c بدون نور	s	s	ns	
و	l.c	s.c	d.c با نور	d.c بدون نور	ه	l.c	s.c	d.c با نور	d.c بدون نور
l.c		ns	ns	s	l.c		ns	ns	s
s.c	ns		ns	s	s.c	ns		ns	s
d.c با نور	ns	ns		s	d.c با نور	ns	ns		s
d.c بدون نور	s	s	s		d.c بدون نور	s	s	s	

تفاوت معنی‌دار = s تفاوت غیر معنی‌دار = Ns

ثبات رنگ و ثبات ابعادی آن اثر می‌گذارد (۹، ۱۰، ۱۱). پلیمریزاسیون ناکافی سیمانهای رزینی باعث تضعیف باند رزین به نسج دندان و رزین به پرسن می‌شود و دوام ترمیم را به خطر می‌اندازد (۱۸، ۱۹) و در نواحی عمقی سبب flexure یا خم شدن لایه های فوقانی و سطحی در اثر

بحث

در یک سیستم مونومری، کاهش میزان باندهای دوگانه باقیمانده بعد از پلیمریزاسیون باعث بهبود خواص مکانیکی رزین و افزایش مقاومت آن نسبت به تخریب می‌گردد (۱۸). میزان پلیمریزاسیون بر روی خواص فیزیکی، مکانیکی،

می‌باشد (۱). میانگین DC در زمانهای ۵ دقیقه (base line) و ۳۰ و ۶۰ دقیقه Post mixing در هر گروه جهت بررسی روند پلیمریزاسیون مقایسه شد. به نظر می‌رسد داشتن آگاهی از وضعیت پلیمریزاسیون در انتهای ۶۰ دقیقه می‌تواند تا حدی توصیه‌های کلینیکی به بیمار را توجیه نماید.

نتایج نشان می‌دهد که در رزین I.C از زمان ۵ دقیقه بعد از نور دادن، پلیمریزاسیون به میزان کمی افزایش می‌یابد و این میزان افزایش مختصر، معنی‌دار نیست. در واقع بعد از قطع نور پیشرفت قابل توجهی در روند پلیمریزاسیون مشاهده نمی‌شود. در مدت ۵ دقیقه حدود ۹۱٪ conversion نهایی رخ داده است؛ در نتیجه پلیمریزاسیون به مقدار زیادی به میزان نور رسیده به رزین بستگی دارد. تردیدی نیست که در ناحیه‌هایی که نور به مقدار کافی نمی‌رسد، نباید از رزینهای I.C استفاده نمود. در رزین S.C حدود ۷۰٪ DC نهایی در ۵ دقیقه اول حاصل می‌شد؛ ولی در طی زمانهای بعدی شاهد افزایش بیشتری در DC بودیم به نحوی که در پایان یک ساعت به میزان ۵۳/۷۴٪ می‌رسید؛ ولی میزان افزایش معنی‌دار نبود. بعد از مخلوط کردن دو جزء ماده، DC با سرعت افزایش و بعد با سیر کندی پلیمریزاسیون ادامه می‌یابد. در مورد نمونه‌های d.c که اصلاً در معرض نور قرار نگرفتند، میزان پلیمریزاسیون در سطح پایینی بعد از مخلوط کردن دو جزء صورت می‌گیرد که بطور معنی‌دار کمتر از نمونه‌های d.c همراه با تابش نور است. در مدت ۵ دقیقه DC این نمونه‌ها ۸/۶٪ بود که حدود ۷۱٪ DC نهایی آنها است؛ به عبارت دیگر با گذشت زمان نیز در این سیمان پیشرفت قابل توجهی رخ نمی‌دهد. در سیمان DC که مدت ۶۰ ثانیه تحت تابش نور قرار گرفت، بین میانگین DC در زمان ۵ دقیقه و ۶۰ دقیقه تفاوت معنی‌دار وجود داشت؛ یعنی بعد از قطع نور، پلیمریزاسیون افزایش می‌یابد. در مدت ۵ دقیقه فقط حدود ۳۸٪ DC نهایی حاصل می‌شود و بعد از یک ساعت به حداکثر DC خود می‌رسد.

وارد شدن نیرو می‌گردد. این مسأله به نوبه خود باند بین دندان و مارژینهای ترمیم را تحت استرس قرار می‌دهد و در نهایت منجر به میکرولیکیج می‌شود (۳، ۲۰)؛ در ضمن میزان مونومر باقیمانده می‌تواند سبب تحریک پالپ گردد (۱۶، ۱۵).

از آنجا که ترمیمهای غیر مستقیم تهیه شده در لابراتوار با سیمانهای رزینی چسبانده می‌شوند، موفقیت کار بستگی به میزان پلیمریزاسیون سیمان رزینی دارد (۱).

سیمانهای dual cure برای چسباندن ترمیمهای غیر مستقیم نظیر لامینیتها، اینله‌ها و آنله‌های رزینی و پرسلنی به کار می‌روند. بخوبی روشن است که کامپوزیت‌های نوری به دلیل کاهش شدت نور، در اثر عبور از پرسلن، رزین یا نسج دندان محدودیت‌هایی در کاربرد به عنوان ماده luting دارند. سیمانهای dual حاوی اجزای پروکسید/آمین موجود در سیستم‌های شیمیایی هستند و به علاوه عوامل حساس به نور و کامفورکینون موجود در سیمانهای light cure را نیز دارا می‌باشند. سیستم آهسته پروکسید/آمین سبب سخت شدن ناحیه‌هایی که نور به آنها نمی‌رسد، می‌شود. جزء فعال شونده با نور، سختی اولیه را با سرعت به دست می‌آورد و این مسأله برای ثابت ماندن ترمیم مهم می‌باشد.

ادعای برخی کارخانه‌های سازنده که در مورد سیمانهای رزینی عنوان «توانایی دائمی برای Curing (Infinte Curing Potential)» را ذکر کرده‌اند، مورد تردید است؛ زیرا به نظر می‌رسد که شدت منبع نور و زمان تابش نور در پلیمریزاسیون این سیمانها نقش دارند و نمی‌توان تصور کرد که این سیمانها با گذشت زمان بتوانند بطور قابل ملاحظه‌ای به پلیمریزاسیون خود ادامه دهند.

در بین روشهای ارائه شده جهت بررسی میزان پلیمریزاسیون حساسترین و دقیقترین روش، تکنیک FTIR می‌باشد (۱۹، ۲۱، ۲۲، ۲۳).

در این مطالعه زمان تابش نور، ۶۰ ثانیه در نظر گرفته شد؛ زیرا این زمان جهت پلیمریزاسیون رزین با ضخامت ۱ میلی‌متر در زیر ترمیم با ضخامت ۲ میلی‌متر مناسب

لذا مقادیر کافی Inhibitor لازم است و از طرف دیگر این متوقف‌کننده‌ها با پلیمریزاسیون به وسیله نور هم تداخل ایجاد می‌کنند؛ به علاوه مقدار زیادی تولیدکننده رادیکال آزاد هم shelf life محصولات را از بین می‌برد. دندانپزشکان به پلیمریزاسیون شیمیایی DC اهمیت می‌دهند؛ زیرا انتظار دارند سیمان رزینی در ناحیه‌هایی که نور نمی‌رسد یا شدت نور رسیده، کافی نیست، پلیمریزه شود؛ درحالی که نتایج مطالعه نشان داد که میزان پلیمریزاسیون سیمان d.c در صورتی که نوری دریافت نکند، بسیار ناچیز است.

در بخش دیگر مطالعه، میانگین DC در زمان ۶۰ دقیقه و ۲۴ ساعت Post mixing مقایسه و مشاهده شد که DC در رزین l.c بطور معنی‌داری کاهش یافته است. در سیمان d.c با تابش نور و بدون تابش نور با این که مقدار DC بعد از ۲۴ ساعت کم شده بود، ولی تفاوت معنی‌دار نبود. در رزین s.c میزان DC افزایش یافته بود ولی این تفاوت معنی‌دار نبود و حاکی از ادامه پلیمریزاسیون کندی در ظرف ۲۴ ساعت بود. چون روش FTIR میزان DC را در لایه مولکولی سطحی بررسی می‌کند، در مورد کاهش DC این فرضیه مطرح گردید که این کاهش در رزینهای DC و l.c ممکن است به علت مهاجرت مونومرهای واکنش نکرده به سطح باشد. برای اثبات این نظریه از سطح یکی از نمونه‌ها یک لایه به ضخامت ۵ میکرون برداشته شد و پس از بررسی مجدد با FTIR ملاحظه شد که DC افزایش یافته است. مهاجرت مونومرهای واکنش نکرده به سطح و یا حد فاصل بین سیمان و دندان، می‌تواند منجر به پیامدهای کلینیکی خاص گردد. حتی برخی از محققین علل تحریک‌کنندگی ترمیم‌های رزینی را مربوط به نفوذ این مونومرهای آزاد به درون توبولها می‌دانند. وجود لایه واکنش نکرده در حد فاصل بین دندان و سیمان می‌تواند استحکام اتصال ترمیم را با خطر مواجه کند. اگر روی عاج از ترکیبات dentin bonding استفاده کرده باشیم، در صورتی که این مونومرهای آزاد بتوانند با سیستمهای dentin bonding

این مشاهدات با نتایجی که Caughman و Rueggeberg گرفتند، مشابه بود (۵). آنها DC چهار نوع سیمان DC را در دو حالت با تابش نور و بدون نور با روش FTIR مقایسه و مشاهده کردند که حتی بعد از ۲۴ ساعت بین این دو حالت تفاوت معنی‌دار وجود داشته است (۵).

Darr و Jacobsen چند نوع سیمان DC را مورد بررسی قرار دادند. و سختی (hardness) ماده را در دو حالت با تابش نور و بدون نور مقایسه و مشاهده نمودند که میزان سختی در حالت بدون نور بطور معنی‌داری کمتر از نمونه همراه با تابش نور بود. (۳). نتایج این مطالعات با مطالعه حاضر هم سویی داشته است.

Meiers و Jonathan، Peters نیز نتایج مشابهی را با بررسی Shear bond strength سیمان به پرسنل به دست آوردند (۱۳).

Dixon، Breeding و Caughman نیز بیان کردند که Curing شیمیایی در سیمان DC قادر نیست عدم کفایت تابش نور را جبران کند (۱). Boyer، Hasegawa و Chan هم نتایج مشابه را با بررسی سختی چند نوع سیمان DC گزارش نمودند (۲۴).

در مورد سیمانهای DC به دست آوردن میزان کافی پلیمریزاسیون به دنبال تابش نور مشکل است. به نظر می‌رسد تابش اولیه نور سبب افزایش سریع پلیمریزاسیون می‌شود که در نتیجه یک ژل بسیار ویسکوز حاصل می‌گردد. این افزایش سریع در ویسکوزیته، حرکت رادیکالهای آزادی را که به طریقه شیمیایی فعال شده‌اند و برای القای پلیمریزاسیون شیمیایی ضروری هستند، محدود می‌کند؛ به عبارت دیگر، مدت زمان Inhibition و میزان Curing اولیه، که به علت نور ایجاد می‌شود، عوامل مؤثری در Curing نهایی رزینهای d.c می‌باشد؛ بنابراین کارخانه‌های سازنده باید اجزای این مواد را با دقت زیادی بسازند و معرفی کنند؛ از یک طرف مطلوب است که واکنش (شروع واکنش به وسیله رادیکالهای آزاد) آنقدر به تعویق افتد که زمان کار کافی برای کاربرد رزین در اختیار ما باشد؛

نتیجه

بطور خلاصه نتایج این تحقیق را می‌توانیم در موارد زیر خلاصه نماییم:

- ۱- رزین s.c بعد از ۵ دقیقه Post mixing با سیر کندی به پلیمریزاسیون ادامه می‌دهد.
- ۲- رزین l.c پس از ۶۰ ثانیه تابش نور و قطع نور به میزان کمی به پلیمریزاسیون ادامه می‌دهد و این تفاوت معنی‌دار نیست.
- ۳- سیمان d.c همراه با تابش نور پس از قطع نور، بطور معنی‌دار به واکنش پلیمریزاسیون ادامه می‌دهد ولی روند آن با رزینهای s.c و l.c متفاوت می‌باشد.
- ۴- سیمان d.c بدون تابش نور، به میزان مختصری پلیمریزه می‌شود که با نمونه d.c همراه با تابش نور تفاوت معنی‌دار دارد و با گذشت زمان پیشرفت قابل توجهی ندارد. در واقع روند پلیمریزاسیون سیمان DC بدون تابش نور با نمونه همراه با تابش نور متفاوت می‌باشد.
- ۵- جهت پلیمریزاسیون مناسب سیمان DC رسیدن مقدار کافی نور، ضروری است؛ زیرا تابش نور و Curing شیمیایی با هم اثر سینرژیک دارند.
- ۶- ۲۴ ساعت بعد از Curing در مورد رزینهای DC و l.c، مونومرهای واکنش نکرده به سطح و یا حد فاصل بین سیمان- ترمیم مهاجرت می‌کنند، در نتیجه DC کاهش می‌یابد.
- ۷- بهتر است برای سیمان کردن ترمیمها در ناحیه‌هایی که نور کافی دریافت نمی‌کنند، از رزینهای s.c استفاده نمود.

واکنش پلیمریزاسیون نشان دهند تا حدی این خطر از بین می‌رود ولی در غیر این صورت به نظر می‌رسد باید از سیمانی استفاده شود که درصد بالایی از DC را طی یک ساعت اول به دست آورد.

با بررسی نتایج حاصل از DC در نمونه‌های dual cure به نظر می‌رسد که در سیمان DC مورد مطالعه، اثر تابش نور و فعال‌کننده شیمیایی به صورت سینرژیک عمل کنند و به صورت توأم پلیمریزاسیون را افزایش دهند به همین دلیل هم نمونه‌ای که نور دریافت نکرده است، توان پیشرفت چندانی در Curing ندارد.

در DC نوع و مقدار رزین نقش مؤثری دارد؛ لذا نتایج حاصل را نمی‌توان فقط به سیستم Curing ماده نسبت داد؛ بلکه همان طور که ذکر شد نوع رزین اثر مهمی دارد.

برخی تحقیقات نشان داده‌اند که پتانسیل پلیمریزاسیون light Curing و Chemically Curing در سیمانهای تجاری مختلف DC متفاوت است؛ بنابراین به نظر می‌رسد که اطلاع دقیق از اجزای تشکیل‌دهنده سیمانهای dual برای قضاوت در مورد نحوه کار کلینیکی آن اهمیت دارد.

به هر حال به نظر می‌رسد که اگر رزینهای کامپوزیتی با روانی (Flow) مناسب و Film thickness مطلوب جهت سیمان کردن ترمیمها عرضه شوند که به طریقه self پلیمریزه گردند، به لحاظ موفقیت کلینیکی دارای اعتبار بیشتری باشند.

منابع:

- 1-Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The Curing Potential of Light-activated composite resin luting agents. J Prosthet Dent 1991; 65:512-8.
- 2- Guerra RM, Duran I, Ortiz P. FTIR monomer conversion analysis of UDMA- based dental resins. J Oral Rehabil 1996; 23: 632-7.
- 3- Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. J Oral Rehabil 1995;22:43-7.
- 4- Harashima I, Nomata T, Hirasawa T. Degree of conversion of dual cured composite luting agents. Dental Materials 1991; 10: 8.

- 5- Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual cure resin cements. *Operative Dent* 1993; 18: 48-55.
- 6- Sjogren G, Molin M, Dijken JV, Bergman M. Ceramic inlays (Cerec) cemented with either a dual cured or a chemically cured composite resin luting agent. A 2 - Year clinical study. *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 325-30.
- 7- Strang R, Mc Crosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible light cured resins beneath etched porcelain veneers. *British Dent J* 1987; 163: 149-51.
- 8- Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont* 1994; 3: 149-57.
- 9- Bichacho N. Direct composite resin restorations of the anterior single tooth: clinical implications and practical applications. *Compend Contin Educ Dent* 1996; 17: 796-802.
- 10- Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins methods comparison. *J Dent Res* 1984; 63:1093-5.
- 11- Inoue K, Hayashi I. Residual monomer (Bis - GMA) of composite resins. *J Oral Rehabil* 1982; 9: 493-7.
- 12- Chan KC, Boyer DB. Curing light activated cement through porcelain. *J Dent Res* 1989; 68: 476-80.
- 13- Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual cured resin cement on time dependent shear bond strength to porcelain. *Am J Dent* 1996; 9: 264-8.
- 14- Rees JS, Jacobsen PH. The current status of composite materials and adhesive systems. part 6: Techniques for indirect placement. *Restorative Dent* 1991; 7: 21.
- 15- Mc Comb D. Adhesive luting cements classes, criteria and usage. *Compendium* 1996; 17: 759-73.
- 16- Ruyier IE, Oysaed H. Conversion in different depth of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 1982; 40: 179.
- 17- Kim S, Jang J. The measurment of degree of conversion for Bis-GMA/Silica composites by FTIR spectroscopy. *Polymer Testing* 1996; 15: 559-71.
- 18- Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 565-75.
- 19- Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation activated composite restoratives influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 337-42.
- 20- De Lange C, Bausch JR, Davidson CL. The curing pattern of photo initiated dental composites. *J Oral Rehabil* 1980; 7: 369-77.
- 21- Bream M, Davidson CL, Vanherle G, Van Doren V, Lambrechts P. The Relationship between test methodology and elastic behavior of composites. *J Dent Res* 1987; 66:1036.
- 22- Dewald J.P, Ferracane J.L.A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987; 66: 727-30.
- 23- Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 1988; 67: 932-7.
- 24- Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. N. Hardening of dual – cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991; 66:187-92.