

## بررسی اپسیتی در کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر پلی اتیلن

دکتر معصومه حسنی طباطبایی<sup>۱</sup> - دکتر زهرا حسنی<sup>۲\*</sup> - دکتر سکینه آرامی<sup>۳</sup>

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

۲- دندانپزشک

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

### Evaluation of opacity in polyethylene fiber reinforced composites

Hasani Tabatabaie M<sup>1</sup>, Hassani Z<sup>2</sup>, Arami S<sup>3</sup>

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

2- Dentist

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

**Background and Aims:** The main objective of this study was to determine the effect of polyethylene fibers and veneering composites in fiber-reinforced resin systems on the opacity (contrast ratio).

**Materials and Methods:** The specimens were divided into four groups. Two groups were used as the control groups, with no reinforcement. The fibers of polyethylene (Fibre-Braid) with special basement composites were used as the reinforced framework materials. Filtek Z250 and GRADIA (shade A2) were used as veneering materials. The total thickness of samples was 3 mm with 13 mm diameter. Specimens were prepared in disk shaped metal mold. The composite materials were light-cured according to their manufacturers' instructions. The contrast ratio (CR) of each specimen was determined on black and white backgrounds using reflection spectrophotometer. Reflectance was measured at intervals of 10 nm between 400 nm and 750 nm. Data were analyzed by two-way ANOVA and Tukey HSD test.

**Results:** When contrast ratio were compared among the different types of materials statistically significant differences were observed in both veneering composites ( $P < 0.05$ ). The Z250 resin composite had the lowest CR. It was shown that CR tended to decrease as the wavelength of incident light increased from 400 nm to 750 nm. On the other hand, the most differences in CR between groups were found in longer wavelengths.

**Conclusion:** It was found that polyethylene fibers reduced the amount of the translucency in FRC samples. The results of this study indicate that light reflectance characteristics, including the wavelength dependence, play an important role for the CR of a fiber-reinforced composite.

**Key Words:** Opacity; Contrast; Fiber-reinforced Composite; Spectrophotometer

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2010;23(1):31-37

### چکیده

**زمینه و هدف:** هدف اصلی این مطالعه تعیین اثر فایبرهای پلی اتیلن و کامپوزیت‌های ونیردهنده روی اپسیتی (Contrast Ratio) در کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر (FRC) بود.

**روش بررسی:** نمونه‌ها به چهار گروه تقسیم شدند. دو گروه به عنوان گروه‌های کنترل بدون فایبر ساخته شدند. فایبرهای پلی اتیلن (Fibre-Braid) به همراه کامپوزیت Basement توصیه شده توسط کارخانه سازنده به عنوان مواد فریم ورک و کامپوزیت‌های Filtek Z250 و گرادیا (Shade A2)، به عنوان مواد ونیردهنده استفاده شدند. نمونه‌ها با ضخامت کلی ۳ میلی‌متر و قطر ۱۳ میلی‌متر بودند و در مولد فلزی دیسکی شکل آماده شدند. عمل کیور کامپوزیت‌ها طبق دستور کارخانه سازنده انجام شد. Contrast Ratio (CR) هر نمونه با قراردادن آن بر روی زمینه سفید و سیاه توسط اسپکتروفوتومتر انعکاسی تعیین شد. انعکاس با گام‌های ۱۰ نانومتر و از طول موج ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر اندازه‌گیری شد. آنالیز داده‌ها به وسیله آزمون تحلیل واریانس دو طرفه Two-way ANOVA و تست

\* مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - خیابان انقلاب - خیابان قدس - دانشگاه علوم پزشکی تهران - دانشکده دندانپزشکی - گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی  
تلفن: ۰۹۱۱۱۵۶۶۰۲۹ نشانی الکترونیک: [z\\_hassani@alumnus.tums.ac.ir](mailto:z_hassani@alumnus.tums.ac.ir)

Tukey HSD انجام گرفت.

**یافته‌ها:** اختلاف در CR بین گروه‌های مختلف از لحاظ آماری معنی‌دار بود ( $P < 0.05$ ). کامپوزیت Z250 دارای کمترین مقدار در CR بودند و همچنین CR با افزایش طول موج از ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر تمایل به کاهش نشان داد. به عبارت دیگر بیشترین تفاوت در مقدار CR بین گروه‌ها، در طول موج‌های بالاتر مشاهده شد.

**نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه نشان داد که فایبرهای پلی اتیلن میزان ترنسلسونسی را در نمونه‌های FRC کاهش می‌دهند. این نتیجه نیز به دست آمد که خواص انعکاس نوری، شامل وابستگی به طول موج، نقش مهمی در CR ترمیم‌های FRC دارند.

**کلید واژه‌ها:** اِپِستی؛ کنتراست؛ کامپوزیت تقویت شده با فایبر؛ اسپکتروفوتومتر

وصول: ۸۸/۰۴/۱۵ اصلاح نهایی: ۸۸/۱۰/۳۰ تأیید چاپ: ۸۸/۱۲/۰۱

## مقدمه

پوشاندن فلز زیبایی ندارد و لازم است حداقل ضخامت را داشته باشیم تا نتیجه مطلوبی به دست آید (۹).

مواد کامپوزیتی نیز مشکلاتی نظیر سایش ماده ترمیمی، عدم ثبات رنگ در طول زمان و استحکام ناکافی دارند که با پیشرفت‌هایی که در زمینه ساخت مواد جدید (با تغییر در ساختمان پلیمر) و تکنیک‌های ساخت آنها صورت گرفته از مشکلات کامپوزیت‌ها تا حد زیادی کاسته شده است (۱۰). با این وجود کامپوزیت شکننده است و باید توسط ماده‌ای که خصوصیات خمشی مناسب دارد، ساپورت شود. FRC‌ها خصوصیات فیزیکی مطلوب، از جمله استحکام خمشی (Flexure strength) مناسب دارند که باعث شده به عنوان مواد زیر ساخت پروتزهای ثابت مناسب باشند. از طرف دیگر این مواد ترنسلسونست هستند و در نتیجه یک لایه نازک کامپوزیت برای پوشاندن آنها کافی است و زیبایی بسیار مطلوبی حاصل می‌شود (۱۰). علاوه بر مزایای فوق، خصوصیات باندینگ عالی، قابلیت ترمیم و امکان ساخت لابراتواری و Chair side این رستوریشن‌ها باعث شده این مواد جایگاه ویژه‌ای پیدا کنند (۱۱). قابل ذکر است که در کنار این مزایا، معایبی هم برای این ترمیم‌ها مطرح شده است. از جمله این معایب کوتاه بودن دوام کلینیکی، جدا شدن لایه ونیردهنده از اسکلت ترمیم، عدم کاربرد در بریج‌های بیشتر از سه واحد و حساسیت زیاد در تکنیک ساخت را می‌توان بر شمرده (۹، ۱۱). از آنجایی که یکی از مزایای مهم مواد فوق (ترمیم‌های FRC) تأمین رنگ و زیبایی مطلوب می‌باشد و تعداد گزارشات منتشر شده درباره خصوصیات نوری (رنگ) آنها بسیار محدود است، لذا در این مطالعه خواص رنگ و انتقال نور در حالت‌های مختلف کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر مورد بررسی قرار گرفت.

ملاحظات زیبایی در دندانپزشکی، در طول چند دهه اخیر توجه بیشتری را به خود معطوف ساخته است. از آنجاکه اعمال دندانپزشکی زیبایی، توانایی بالای کاری و هنری دندانپزشک و تکنسین را مطالبه می‌کند، دانستن اصول اساسی و زیربنایی علمی در مورد مواد دندانپزشکی ضروری به نظر می‌رسد. این مطلب خصوصاً در مورد ترمیم‌ها و پروتزهای هم‌رنگ دندان که کاربردشان روز به روز افزایش می‌یابد، صادق است (۱). از طرفی امروزه به دلیل توجه بیشتر بیماران به زیبایی استفاده از مواد هم‌رنگ دندان نظیر رستوریشن‌های تمام سرامیک و کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر (Fiber reinforced composite) (یا FRC در حال گسترش است) (۲). این مواد به دلیل داشتن خاصیت "Shine through" از نظر زیبایی طبیعی‌ترند (۳، ۴). ضمن اینکه با استفاده از این مواد، احتمال تغییر رنگ لثه به دلیل وجود فلز و یا دیده شدن کولار فلزی، از بین می‌رود (۵). یکی دیگر از مشکلات بریج‌های PFM، ناسازگاری بیولوژیک (Biological incompatibility) به دلیل استفاده از فلزات غیر قیمتی است (۴). در سال‌های اخیر FRC‌ها به عنوان مواد جدیدی در دندانپزشکی زیبایی و ترمیمی و رستوریشن‌های Metal-free معرفی شده‌اند (۶، ۷) و استفاده از آنها به دلیل مزایای منحصر به فردشان نظیر قیمت مناسب، پروسه‌های لابراتواری سریع و ساده، قابلیت بالای ترمیم شدن، امکان تطابق رنگ مطلوب با دندان‌های طبیعی و اثر ساینده‌گی بسیار کم روی دندان‌های مقابل، بسیار گسترش یافته است (۸). مواد سرامیکی مانند پرسنل از لحاظ زیبایی مطلوب بوده ولی سخت و شکننده می‌باشند و می‌توانند باعث سایش و یا شکستگی دندان‌های مقابل شوند و یا خود پرسنل از فلز شکننده و از فلز زیرین جدا شود، در ضمن اپک زیر پرسنل برای

جدول ۱- مشخصات کامپوزیت‌های مصرف شده در مطالعه

Composition		Lot No	Manufacture
Fibre-Braid	Polyethylene fibers	1218	BTD Australia
Fibre-Braid plus	Bis-GMA resin base	1195	BTD Australia
Nulite F (medium)	Bis-GMA resin, inorganic filler particle: (0.04-16microns), 71% by volume or 83% by weight.	1382	BTD Australia
Filtek Z250 (shade A2)	Filler: Zr/Si (60 vol%) Resin: BisGMA, UDMA, BisEMA	20070412	3M USA
GRADIA (shade A2)	Monomer:UDMA,Filler(75wt%):silica powder, silicate glass prepolmerized Filler	0901072	GC Japan

## روش بررسی

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی تعداد نمونه‌ها ۵ عدد در هر گروه در نظر گرفته شد. مشخصات مواد مورد استفاده در جدول ۱ آمده است.

در مورد فایبرهای پلی اتیلن با استفاده از رزین توصیه شده توسط شرکت سازنده آن (Fibre-Braid plus)، عمل Hand-impregnation انجام شد. دو مولد فلزی دایره‌ای شکل به قطر ۱۳ میلی‌متر که مناسب با اندازه شکاف دستگاه اسپکتروفوتومتر بود، تهیه شد. مولد شماره ۱ با دیواره‌ای به ارتفاع ۱ میلی‌متر و مولد شماره ۲ با دیواره‌ای به ارتفاع ۳ میلی‌متر ساخته شد. ابتدا ۱۰ عدد نمونه دیسکی شکل با ضخامت ۱ میلی‌متر از کامپوزیت ونیردهنده Z250 و ۱۰ عدد نمونه دیسکی شکل با ضخامت ۱ میلی‌متر از کامپوزیت ونیردهنده گرادیا تهیه شد. نمونه‌های کامپوزیت ونیردهنده Z250 طبق توصیه شرکت سازنده به مدت ۲۰ ثانیه و با استفاده از دستگاه لایت کیور Blue Phase با شدت 1000 mW/cmz ساخت شرکت و Liechtenstein Ivoclar Vivadent کیور شدند. اورلپ کامل لایت گاید بر روی سطح نمونه‌ها ایجاد می‌شد. Output دستگاه مزبور به وسیله رادیومتری که روی خود دستگاه تعبیه شده است، اندازه‌گیری شد و قبل از شروع ساخت نمونه‌ها چک شد. نمونه‌های کامپوزیت ونیردهنده گرادیا نیز با همین روش ساخته شد و عمل کیورینگ اولیه آن طبق دستورالعمل شرکت سازنده گرادیا توسط دستگاه GC STEPLIGHT SL-I به مدت ۲۰ ثانیه انجام شد. سپس

نمونه‌ها از مولد خارج شدند. مرحله بعدی ساخت کامپوزیت‌های Basement و کاربرد فایبرها بود. کامپوزیت Basement مربوط به فایبرهای پلی اتیلن، Nulite F در داخل مولد شماره ۱ قرار گرفت و عمل کیورینگ به مدت ۲۰ ثانیه انجام شد. ۱۰ عدد از این نمونه‌ها ساخته شدند. سپس نمونه‌ها به مولد شماره ۲ منتقل گشتند. فایبرهای پلی اتیلن در اندازه‌های مناسب توسط قیچی مخصوص بریده شدند و به رزین توصیه شده توسط کارخانه سازنده، آغشته شده و سپس یک لایه از این فایبرها در درون مولد بر روی کامپوزیت Nulite F قرار داده شد و عمل کیورینگ به مدت ۲۰ ثانیه انجام گرفت. سپس یک لایه نازک از Nulite F بر روی مجموعه گذاشته شد و کامپوزیت ونیردهنده Z250 که قبلاً تهیه شده بود، بر روی آن قرار داده شد. لام شیشه‌ای بر روی مجموعه قرار گرفت و با فشار انگشت بر روی اسلاید شیشه‌ای قرار داده شده بر روی مولد، اضافات کامپوزیت خارج شد و قطر ۳ میلی‌متر در تمامی نمونه‌ها ایجاد گشت. عمل کیورینگ به مدت ۲۰ ثانیه انجام گردید. ۵ عدد از این گروه ساخته شدند. ساخت گروه بعدی به این صورت بود که ابتدا نمونه‌های کامپوزیت Basement فایبرهای پلی اتیلن (Nulite F) که قبلاً ساخته شده بود به مولد شماره ۲ منتقل و یک لایه فایبر پلی اتیلن آغشته به رزین بر روی آن قرار گرفت و عمل کیورینگ به مدت ۲۰ ثانیه انجام شد. سپس یک لایه نازک از Nulite F به مجموعه اضافه شد و کامپوزیت ونیردهنده گرادیا که قبلاً ساخته و کیورینگ اولیه آن انجام شده بود بر روی این مجموعه قرار گرفت. با فشار انگشت بر روی اسلاید شیشه‌ای قرار داده

جدول ۲- گروه‌های مورد آزمایش و گروه‌های کنترل (n=۵)

گروه‌های مورد آزمایش			
گروه ۱	کامپوزیت Nulite F	فایبر پلی اتیلن	کامپوزیت Z250
گروه ۲ (کنترل گروه ۱)	کامپوزیت Nulite F		کامپوزیت Z250
گروه ۳	کامپوزیت Nulite F	فایبر پلی اتیلن	گرادیا
گروه ۴ (کنترل گروه ۳)	کامپوزیت Nulite F		گرادیا

شده بر روی مولد، اضافات کامپوزیت خارج شد. سپس عمل کیورینگ نهایی مطابق دستورالعمل کارخانه سازنده گرادیا، برای این مجموعه انجام شد. چون گرادیا یک کامپوزیت لابراتواری می‌باشد برای پخت کامل آن باید از دستگاه کیورینگ مخصوص استفاده شود، لذا نمونه‌ها به مدت ۳ دقیقه در دستگاه کیور GC LABOLIGHT LV-III, II، به کیور شدند. ۵ عدد از این نمونه نیز ساخته شدند. در آخر گروه‌های کنترل مربوط به این سه گروه ساخته شدند. که تمامی گروه‌های کنترل با روش مشابه ساخته و زمان‌های کیورینگ طبق دستورالعمل انجام شد. به این ترتیب که ۵ عدد نمونه کامپوزیت (Nulite F) Basement به همراه کامپوزیت ونیردهنده Z250 و ۵ عدد نمونه کامپوزیت (Nulite F) Basement به همراه کامپوزیت ونیردهنده گرادیا بدون قرار دادن فایبر ساخته شدند. ۵ عدد کامپوزیت ونیردهنده Z250 که قبلاً تهیه شده بودند، به مولد شماره ۲ منتقل شدند و بقیه مولد توسط کامپوزیت Nulite F پر شد. اسلاید شیشه‌ای روی مولد قرار داده و با فشار ملایم انگشت اضافات کامپوزیت خارج گردید و قطر ۳ میلی‌متر در تمامی نمونه‌ها ایجاد شد. عمل کیورینگ به مدت ۴۰ ثانیه انجام گرفت. گروه بعدی به این ترتیب ساخته شد که ابتدا ۵ عدد کامپوزیت ونیردهنده گرادیا که قبلاً تهیه شده بودند، به مولد شماره ۲ منتقل شدند و بقیه مولد توسط کامپوزیت Nulite F پر شد. اسلاید شیشه‌ای را روی مولد قرار داده و با فشار ملایم انگشت اضافات کامپوزیت خارج گردید و قطر ۳ میلی‌متر در تمامی نمونه‌ها ایجاد شد. عمل کیورینگ به مدت ۳ دقیقه در دستگاه کیور GC LABOLIGHT LV-III, II انجام گرفت. گروه‌های مورد آزمایش و گروه‌های کنترل در جدول ۲ آمده است.

سپس شاخص‌های مربوط به رنگ نمونه‌ها به کمک اسپکتروفوتومتر انعکاسی (Color Eye 7000A) تحت منبع نوری

D<sub>65</sub> در زمینه سفید و سیاه مورد بررسی قرار گرفت. اسپکتروفوتومتر مورد استفاده ساخت کشور آمریکا، شرکت سازنده Gretag Macbeth و محدوده اندازه‌گیری انعکاسی ۴۰ تا ۷۵۰ نانومتر با گام‌های ۱۰ نانومتر بود. این زمینه سفید و سیاه، کاشی‌های استاندارد خود دستگاه بودند که برای کالیبراسیون دستگاه استفاده می‌شوند. اِپسیتی یا نسبت اختلاف (Contrast Ratio) مطابق فرمول مقابل در هر نمونه از طول موج ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر با گام‌های ۱۰ نانومتر، در هر طول موج به صورت جداگانه محاسبه شد.

$$Cr = \frac{Yb}{Yw}$$

Yb = روشنایی نمونه روی زمینه سیاه

Yw = روشنایی نمونه روی زمینه سفید

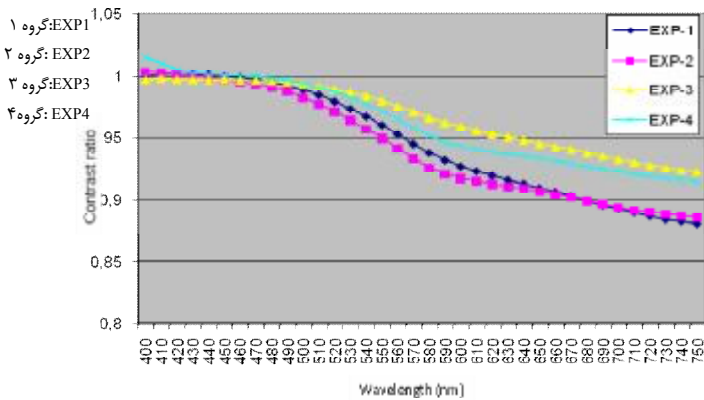
بار دیگر CR به صورت یک میانگین کلی در ناحیه بین طول موج ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر محاسبه شد. داده‌های به دست آمده تحت بسته نرم‌افزاری SPSS ویرایش ۱۶ وارد کامپیوتر شد. داده‌ها به وسیله آزمون تحلیل واریانس دو طرفه (Two-way ANOVA) و آزمون تعقیبی توکی (Tukey) مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. در این مطالعه مقدار P-value کمتر از ۰/۰۵ معنی‌دار تلقی شد.

### یافته‌ها

مقادیر CR به دست آمده از دستگاه به صورت یک میانگین کلی آنالیز شد (جدول ۳) و نتایج نشان داد که همه گروه‌های مورد آزمایش به طور معنی‌داری Contrast Ratio بیشتری از گروه کنترل خود داشتند. به عبارت دیگر کاربرد فایبر پلی اتیلن در همه گروه‌ها، اِپسیتی را بالا برد. در مورد تأثیر نوع کامپوزیت‌های ونیردهنده مشخص شد که

جدول ۳- میانگین CR نمونه‌های کامپوزیت تقویت شده با فایبر پلی اتیلن در ناحیه طول موج‌های ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر (n=۵)

حداکثر	حداقل	میانگین	انحراف معیار
۹۶/۳۹	۹۴/۷۱	۹۵/۵۷۶۰	۰/۵۹۸۱۹
۹۵/۶	۹۴/۱۶	۹۴/۷۰۲۰	۰/۶۳۷۵۵
۹۷/۹۶	۹۷/۲۷	۹۷/۵۷۶۰	۰/۲۶۹۵۰
۹۷/۳۲	۹۶/۰۶	۹۶/۷۱۲۰	۰/۵۴۸۱۵



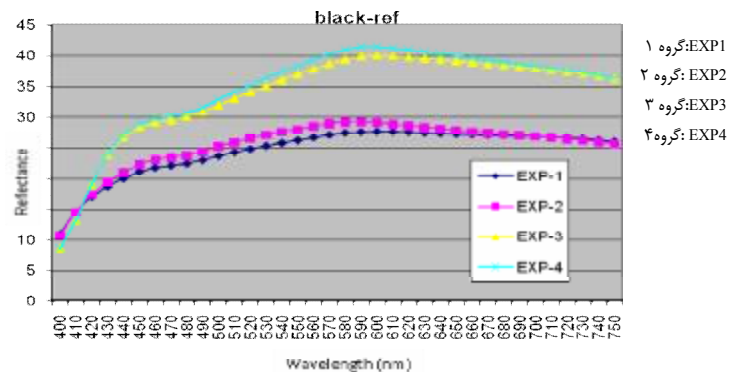
شکل ۳- Contrast Ratio گروه‌ها به عنوان تابعی از طول موج

### بحث و نتیجه‌گیری

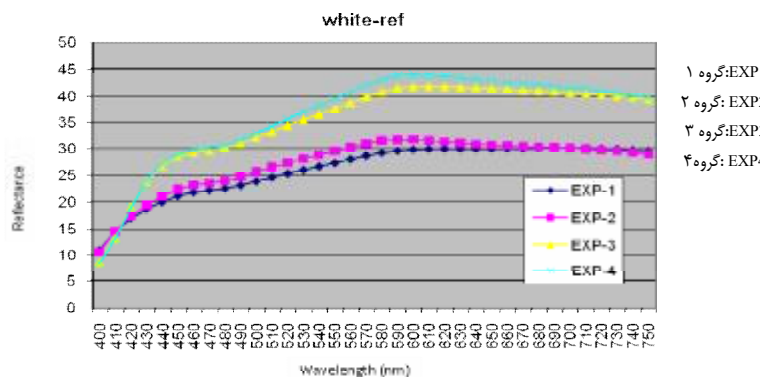
اپسیتی یکی از خصوصیات مهم در زیبایی ترمیم‌هاست. Contrast Ratio (CR) که اپسیتی را توصیف می‌کند بستگی به ضخامت مواد و انعکاس زمینه دارد (۱۲). در مطالعه ما، همه گروه‌های مورد آزمایش به طور معنی‌داری CR بیشتری از گروه کنترل خود داشتند، این بدین معناست که وجود پلی اتیلن موجب افزایش اپسیتی (کاهش ترنسولسنسی) می‌شود. پیگمان‌های موجود در کامپوزیت رزین‌ها، تفاوت بین Refraction Index در فایبرها و مواد فریم ورک و فیلرهای موجود در ماتریکس رزین و نهایتاً خود ماتریکس رزین نیز ممکن است فاکتورهای اثر گذار بر روی ترنسولسنسی باشند. شاخص Contrast Ratio بین گروه ۱ و ۳ اختلاف معنی‌داری نشان داد به نحوی که Contrast Ratio گروه ۱ کمتر از گروه ۳ بود و این نتیجه به دست آمد که کامپوزیت گرادیا نسبت به Z250 بیشتر منجر به افزایش اپسیتی می‌شود. افزایش اپسیتی ممکن است ناشی از این پدیده باشد که وقتی نور Visible از میان کامپوزیت عبور می‌کند، ذرات ریز فیلر پراکنندگی نوری ایجاد می‌کند و ترنسولسنسی مواد در نتیجه کاهش نور عبوری، کاهش پیدا می‌کند (۱۳).

اختلاف بین دو گروه ۱ و ۳ از نظر شاخص CR معنی‌دار بود. به گونه‌ای که این شاخص در گروه ۱ (کامپوزیت ونیردهنده Z250) کمتر از گروه ۳ (کامپوزیت ونیردهنده گرادیا) بود ( $P < 0.001$ ). به طور کلی با افزایش طول موج از ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر با گام‌های ۱۰ نانومتر انعکاس نور در هر دو زمینه سیاه و سفید افزایش پیدا کرد (اشکال ۱ و ۲).

با افزایش طول موج از ۴۰۰ تا ۷۵۰ نانومتر با گام‌های ۱۰ نانومتر، میزان اپسیتی در تمام گروه‌ها کاهش پیدا کرد (شکل ۳).



شکل ۱- نمودار انعکاس نور گروه‌ها به عنوان یک تابعی از طول موج در زمینه سیاه



شکل ۲- نمودار انعکاس نور گروه‌ها به عنوان یک تابعی از طول موج در زمینه سفید

لحاظ اِپسیتی مقایسه شدند، گروه ۴ اِپسیتی بالاتری نسبت به گروه ۲ نشان داد. در این جا دوباره می‌توان این نتیجه‌گیری را کرد که کامپوزیت گرادی دارای اِپسیتی بالاتری نسبت به کامپوزیت Z250 است. از آنجایی که ضریب همبستگی بین پارامتر ترنسولوسنسی و CR در مطالعات قبلی به اثبات رسیده است، می‌توان نتیجه گرفت که اثر طول موج در پارامتر ترنسولوسنسی را با مطالعه روی Contrast Ratio به اثبات رساند. همان طور که در قسمت یافته‌ها آمده است برطبق فرمول، وابستگی بین انعکاس و CR وجود دارد. در مطالعه ما، مشاهده شده است که با افزایش طول موج، میزان CR در تمامی نمونه‌ها کاهش یافت. در مطالعه Kim و همکاران در سال ۲۰۰۷ اِپسیتی با افزایش طول موج نور از ۴۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر تمایل به کاهش داشت و CR مقادیر بالایی را در طول موج ۴۰۰ نانومتر نشان داد و با افزایش طول موج تا ۷۰۰ نانومتر، کاهش بیش از ۴۰ درصد در CR مشاهده شد (۱۳). Mitra و همکاران در سال ۲۰۰۳ گزارش کردند که هنگامی که نور به طور مستقیم از میان مواد عبور می‌کند، ذرات نور را پراکنده می‌کند و تفاوت در ذرات و Reflective Indices آنها منجر به کاهش ترنسولوسنسی مواد می‌شود. ترنسولوسنسی مواد می‌تواند تحت تأثیر طول موج نور باشد. کاهش در انتقال نور در طول موج‌های کوتاه در توزیع طیفی به دلیل پراکندگی نوری بالای مواد ایجاد می‌شود (۱۹).

خصوصیات Light Transmittance شامل وابستگی به طول موج، نقش مهمی را در رنگ کامپوزیت‌های دندان‌سازی می‌کند (۲۰، ۲۱). باتوجه به این یافته در این مقاله که با افزایش طول موج میزان اِپسیتی کاهش پیدا می‌کند، می‌توان این نتیجه‌گیری را کرد که منابع نوری با طول موج‌های کوتاه‌تر، میزان اِپسیتی را نسبت به منابع نوری با طول موج بلندتر (مثل لامپ‌هایی که به سمت قرمزی میل می‌کنند) بیشتر نشان می‌دهد. همچنین کلینیسین باید از ترنسولوسنسی متفاوت در Shade‌های یکسان در برندهای متفاوت کامپوزیت رزین‌ها آگاهی داشته باشد (۲۲).

Lee و همکاران در سال ۲۰۰۴، گزارش کرد که ترنسولوسنسی مینا به عنوان تابعی از طول موج است و با افزایش طول موج، افزایش پیدا می‌کند. بنابراین مینا تحت نور غنی‌تر از زرد و قرمز مثل Tungsten بیشتر ترنسولوسنت خواهد بود (۲۳). در مطالعه Lee و Yu در سال ۲۰۰۸ (۲۲) در Shade‌های رزین کامپوزیت‌ها، مقدار CR در هر طول

عوامل متعددی وجود دارد که می‌تواند روی ترنسولوسنسی کامپوزیت‌ها اثر بگذارد. اول، ترنسولوسنسی خود اجزاء کامپوزیت‌ها مهم است. به عنوان مثال به دلیل اِپسیتی پودر زینک اکساید، سمان زینک فسفات نزدیک به ۱۰۰٪ اپک است. بنابراین ترنسولوسنسی اجزاء سازنده نقش مهمی را در ترنسولوسنسی مواد کامپوزیتی بازی می‌کند. دوم، هرچند که فیلر و ماتریکس کامپوزیت، ترنسولوسنسی خوبی دارند ولی فیلر میزان پراکندگی نور را در سطح رزین-فیلر افزایش خواهد داد و در صورتی که فیلر و ماتریکس دارای شاخص انکسار نامناسب باشند منجر به تولید مواد اپک می‌شود. اِپسیتی کامپوزیت وقتی افزایش می‌یابد که تفاوت شاخص انکسار مابین فیلر و ماتریکس افزایش دارد. سوم، ترنسولوسنسی کامپوزیت به اندازه ذرات فیلر وابسته است. اگر اندازه ذرات بسیار کوچک باشد نور را جذب و یا متفرق نخواهد کرد و نتیجه آن عدم توانایی چشم انسان برای تشخیص ذرات می‌باشد. بنابراین، کامپوزیت‌های دندان‌سازی با نانو ذرات فوق العاده کوچک ترنسولوسنسی فوقانی (Superior Translucency) تولید می‌کند و زیبایی مطلوبی را ارائه می‌دهند (۱۴، ۱۵). در مطالعه ما اِپسیتی کامپوزیت گرادی بیشتر از کامپوزیت Z250 به دست آمد. درصد فیلر کامپوزیت Z250، ۸۲ درصد وزنی و درصد فیلر کامپوزیت گرادی معادل ۷۵ درصد وزنی می‌باشد. پس به نظر می‌رسد که میزان بیشتر فیلر باید قدرت پوشانندگی بیشتری به ماده داده باشد، در حالی که یافته‌های ما عکس این قضیه را نشان می‌دهد. در این جا می‌توان به عوامل دیگری از قبیل جنس فیلرهای موجود در دو کامپوزیت و اندازه ذرات اشاره کرد. جنس فیلرهای کامپوزیت Z250، زیرکونیا و سیلیکا است درحالی که جنس فیلرهای کامپوزیت گرادی، سیلیکا، سیلیکات گلاس و فیلرهای از قبل پلیمریزه شده می‌باشد. در رابطه با اندازه فیلرهای موجود در دو کامپوزیت گزارش شده است که سایز فیلرهای Z250 در طیف  $0.1-3/5 \mu\text{m}$  می‌باشد ولی درباره سایز ذرات فیلر گرادی منبع قابل استنادی پیدا نکردیم. علاوه بر عوامل فوق‌الذکر، فاکتورهای دیگری نیز در خصوصیات نوری کامپوزیت‌ها مؤثر است. چندین گزارش وجود دارد (۱۶-۱۸) که فاکتورهای کمک کننده را ترکیب ماتریکس و فیلر آنها، تفاوت Refractive Indices بین پارٹیکل‌های غیر ارگانیک و فاز ماتریکس، اندازه فیلرها، محدوده اندازه پارٹیکل‌ها و حتی پیگمان اضافه شده معرفی می‌کنند. وقتی دو گروه ۲ و ۴ را از

دهان بهتر است از کامپوزیت های Shade دنتین (اپک تر) به جای انامل استفاده شود تا قدرت پوشانندگی کافی را داشته باشد (۲۲).

### تشکر و قدردانی

این مطالعه از پشتیبانی مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران تحت طرح شماره ۷۳۴۷-۸۷۰۴۶۹ برخوردار بوده است که بدین وسیله تشکر می‌شود. در ضمن از جناب آقای دکتر خرازی فرد، مشاور آمار تحقیق تشکر می‌نماییم.

موج یک تمایل مشابهی را با مینا نشان داد و CR با افزایش طول موج کاهش پیدا نمود، به طوری که میانگین ترنسلسنسسی با افزایش طول موج، افزایش پیدا کرد. تغییرات وابسته به طول موج اندازه‌گیری شده CR، در مینا و رزین کامپوزیت شبیه به هم بودند و تأیید کننده آن مطالعه Lee و همکاران (۲۳) در سال ۲۰۰۴ بود. بنابراین پارامتر ترنسلسنسسی (Translucency Parameter) و CR، هر دو می‌توانند برای تعیین ترنسلسنسسی مواد ترمیمی به جای هم استفاده شوند. در مطالعه Lee و Yu (۲۰۰۸) نیز بر تأثیر کامپوزیت پوشاننده تأکید شده است. آنها اشاره کرده‌اند که برای پوشاندن زمینه سیاه ناشی از حفره

### منابع:

- 1- Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 11<sup>th</sup> ed. St Louis: Elsevier; 2003. Chap 3,15.
- 2- Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. Quintessence Int. 2001;32(4):269-81.
- 3- Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater. 2005;21(10):930-7.
- 4- Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater. 2007;23(1):115-23.
- 5- Resentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fiber-reinforced composites and experimental systems. J Oral Rehabil. 2003;30(9):873-7.
- 6- Ahlstrand WM, Finger WJ. Direct and indirect fiber-reinforced fixed partial dentures: case reports. Quintessence Int. 2002;33(5):359-65.
- 7- Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. J Prosthet Dent. 2000;84(4):413-8.
- 8- Vojvodic D, Jerolimov V, Zabarovic D, Loncar A. Bond strengths of two dental bonding systems. Mil Med. 2000;165(7):560-5.
- 9- Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Quintessence. 2000. Chap 1,2,3.
- 10- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4<sup>th</sup> ed. USA: Mosby; 2006. Chap 25,27.
- 11- Freilich MA, Karmar AC, Burstone CJ, Golberg AJ. Development and clinical applications of light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent. 1998;80(3):311-8.
- 12- Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. J Dent Res. 1981;60(5):890-4.
- 13- Kim JJ, Moon HJ, Lim BS, Lee YK, Rhee SH, Yang HC. The effect of nanofiller on the opacity of experimental composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2007;80(2):332-8.
- 14- Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. J Dent Res. 1994;73(2):516-21.
- 15- Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. Dent Update. 2003;30(1):10-5.
- 16- Sidhu SK, Ikeda T, Omata Y, Fujita M, Sano H. Change of color and translucency by light curing in resin composites. Oper Dent. 2006;31(5):598-603.
- 17- Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Color and translucency of opaque-shades and body shades of resin composites. Eur J Oral Sci. 2005;113(2):170-3.
- 18- Kim JH, Lee YK, Powers JM. Influence of a series of organic and chemical substances on the translucency of resin composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006; 77(1):21-7.
- 19- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc. 2003;134(10):1382-90.
- 20- Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. Dent Mater. 1998;14(6):405-11.
- 21- Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. J Dent. 1994;22(2):112-7.
- 22- Yu B, Lee YK. Translucency of varied brand and shade of resin composites. Am J Dent. 2008;21(4):229-32.
- 23- Lee SH, Lee YK, Lim BS. Influence of thermocycling on the optical properties of laboratory resin composites and all-ceramic material. J Mater Sci Mater Med. 2004;15(11):1221-6.