

چقرمگی شکست و تغییر رنگ کامپوزیت‌های رزینی نانوهیبرید در محیط خشک و مرطوب به مدت ۶۰ روز

سیده فاطمه بصری^۱ - دکتر رفعت باقری^{۲†} - دکتر مریم السادات توانگر^۳

۱- دانشجوی دندانپزشکی، کمیته تحقیقات، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم و خدمات بهداشتی، درمانی استان فارس، شیراز، ایران

۲- دانشیار گروه آموزشی مواد دندان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی استان فارس، شیراز، ایران

۳- استادیار گروه آموزشی مواد دندان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی استان فارس، شیراز، ایران

Fracture toughness and color change of Nanohybrid resin composites in dry and wet conditions up to 60 days

Seyyede Fateme Basri¹, Rafat Bagheri^{2†}, Maryam Sadat Tavangar³

1- Dental Student, Student Research Committee, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

2[†]- Associate Professor, Department of Dental Materials, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Iran (bagherir@yahoo.com)

3- Assistant Professor, Department of Dental Materials, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Iran

Background and Aims: Fracture and color change are among the most common causes of clinical failure of resin composite restorations. Therefore, this study aimed to examine the fracture toughness and color changes of 3 Nano-hybrid resin composites in dry and wet conditions.

Materials and Methods: Three resin composites were studied. A total of 36 rectangular specimens were prepared for each material, randomly divided into 2 groups, and stored at 37°C dry or soaked in distilled water. In each group, the specimens were subdivided into three groups (n=6) and stored for 1, 7, and 60 days. After each time interval, the specimens were tested for the fracture toughness and loaded at a cross-head speed of 0.5mm/min using a universal testing machine. The baseline and final color measurement was recorded for each specimen using a spectrophotometer. The collected data was analyzed using ANOVA and Kruskal-Wallis tests.

Results: After 60 days, the mean value of fracture toughness was lower in the wet condition compared to that of dry condition. However, it was not significantly different except for aura Bulkfil (P=0.001). Color change was significantly different for Tetric Evoceram and aura with a greater value in the wet condition compared to that of dry (P=0.004). The greatest color stability was found for aura and the least for Tetric Evoceram.

Conclusion: In this study, most of the materials stored in a dry condition showed a greater fracture toughness and color change.

Key Words: Nano-hybrid resin composite, Fracture toughness, Color change, Dry and wet conditions

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2018;31(1):1-10

† مؤلف مسؤول: شیراز- دانشگاه علوم پزشکی فارس- دانشکده دندانپزشکی- گروه آموزشی مواد دندان
تلفن: ۳۶۲۸۰۱۱۹ نشانی الکترونیک: bagherir@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: یکی از شایع‌ترین علل عدم موفقیت ترمیم‌های کامپوزیتی شکستن و تغییر رنگ این ترمیم‌ها می‌باشد. لذا هدف از این مطالعه بررسی میزان نیروی چقرمگی شکست و تغییر رنگ ۳ کامپوزیت نانو هیبرید در محیط خشک و مرطوب به مدت ۶۰ روز بود.

روش بررسی: سه نوع کامپوزیت رزینی انتخاب شد. برای هر ماده ۳۶ نمونه مستطیلی آماده شد و به صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شده و در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در محیط خشک یا درون آب مقطر قرار داده شدند. در هر گروه نمونه‌ها بر اساس مدت زمان نگهداری (۱، ۷ و ۶۰ روز) به سه زیرگروه کوچک‌تر تقسیم شدند ($n=6$). پس از هر دوره زمانی به منظور انجام آزمایش نیروی چقرمگی شکست، نمونه‌ها در دستگاه تست فشار قرار داده شدند و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه تحت نیروی فشاری قرار گرفتند. رنگ اولیه و نهایی نمونه‌ها نیز توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر ثبت شد. داده‌های به دست آمده با آزمون‌های آماری ANOVA و Kruskal-Wallis ارزیابی شد.

یافته‌ها: میانگین نیروی چقرمگی شکست همه مواد در بازه زمانی ۶۰ روز در محیط مرطوب کمتر از محیط خشک بود. اما بجز در مورد aura Bulkfil ($P=0/001$) برای بقیه تفاوت معنی دار نبود. تغییر رنگ برای Tetric Evoceram Bulkfil و حتی به میزان بیشتری برای aura Bulkfil در محیط مرطوب و خشک به طور معنی‌داری متفاوت بود ($P=0/004$). بالاترین ثبات رنگ در aura و کمترین در Tetric Evoceram دیده شد.

نتیجه‌گیری: نگهداری نمونه‌ها در محیط مرطوب نسبت به محیط خشک، میزان استحکام به شکست کمتر و تغییر رنگ بیشتری را نشان دادند.

کلید واژه‌ها: کامپوزیت نانو هیبرید، چقرمگی شکست، تغییر رنگ، محیط خشک و مرطوب

وصول: ۹۶/۱۰/۱۲ اصلاح نهایی: ۹۷/۰۳/۱۰ تأیید چاپ: ۹۷/۰۳/۲۱

مقدمه

سختی ماده را در برابر نیروی خمشی نشان می‌دهد. میزان سختی از طریق سطح زیر منحنی استرس-استرین محاسبه می‌شود. هرچه قدر این مقدار بالاتر باشد نشان دهنده مقاومت بیشتر ماده در برابر پیشرفت مخرب ترک است (۱۰). اجزاء تشکیل دهنده ماده از عوامل مهمی است که نیروی چقرمگی شکست کامپوزیت‌های رزینی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱۱).

کامپوزیت‌های رزینی هیبرید و میکروفیل از قدیمی‌ترین کامپوزیت‌ها برای اهداف ترمیمی به شمار می‌روند. کامپوزیت رزین‌های هیبرید از نظر زیبایی دارای کیفیت متوسط هستند، اما در مقابل خصوصیات مکانیکی بالایی دارند. کامپوزیت رزین‌های میکروفیل برای غلبه بر مشکلات زیبایی معرفی شدند، اما خصوصیات مکانیکی آن‌ها برای استفاده در نواحی تحت نیروهای اکلوزالی زیاد، ضعیف‌تر بوده است. در سال‌های اخیر نانو کامپوزیت‌ها به عنوان دسته بندی جدیدی از کامپوزیت رزین‌ها به بازار آمدند. ادعا شده که این دسته از رزین کامپوزیت‌ها هم دارای خواص مکانیکی خوب کامپوزیت رزین‌های هیبرید بوده و هم قابلیت پالیش خوب کامپوزیت رزین‌های میکروفیل را دارند (۱۲، ۱۳).

از آنجایی که روش ترمیمی Incremental بسیار زمان بر می‌باشد، اخیراً دسته جدیدی از کامپوزیت‌های رزینی با نام Bulk Fill به بازار معرفی شده‌اند (۱۴). این دسته از کامپوزیت‌ها با قابلیت قرار داده شدن

در بین مواد ترمیمی هم رنگ دندان مانند کامپوزیت‌های رزینی، گلاس آینومرها و گلاس آینومرهای تقویت شده (RMGIC)، کامپوزیت‌های رزینی دارای بیشترین زیبایی و همچنین خواص مکانیکی بهتری هستند (۱). لذا در طی ۶۰ سال اخیر، به دلیل توجه روز افزون بیماران به مقوله زیبایی و همچنین نگرانی آن‌ها در رابطه با جیوه موجود در آمالگام استفاده از کامپوزیت‌های رزینی در ترمیم‌های مستقیم قدامی و خلفی به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش یافته است (۲). کامپوزیت‌های رزینی دندانی شامل سه جزء ماتریکس رزینی پلیمریزه شونده، فیلرهای تقویت کننده و ماده اتصال دهنده می‌باشند (۳). یکی از مهم‌ترین علل عدم موفقیت ترمیم‌های کامپوزیتی شکستن این ترمیم‌ها می‌باشد (۴). در محیط دهان، زوال بلند مدت ترمیم‌های کامپوزیتی می‌تواند ناشی از خستگی ماده باشد، که این پدیده تحت تأثیر تخلخل‌های ریز موجود در ماده است (۵). این تخلخل‌ها که می‌توانند باعث به وجود آمدن ترک‌های ریز درون ماده شوند، هم در زمان ساخت ماده و هم در زمان استفاده از آن در پروسه کلینیکی ایجاد می‌شوند که به نوبه خود سبب جذب آب بیشتر توسط ماتریکس رزینی می‌شود (۶-۹).

نیروی چقرمگی شکست Fracture Toughness (FT) عبارت است از توانایی یک ماده برای مقاومت در برابر پیشرفت ترک و در واقع

به صورت یک لایه ۴ میلی‌متری یا بیشتر در هر مرحله، به روند ترمیم دندان‌ها سرعت می‌بخشند.

محیط نگهداری کامپوزیت‌های رزینی یکی دیگر از مواردی است که بر خصوصیات مکانیکی و فیزیکی کامپوزیت‌های رزینی موثر است. کامپوزیت‌های دندان غالباً از طریق ماتریکس پلیمری و همچنین در سطح بین ماتریکس و فیلر آب جذب می‌کنند. نیروی کششی وارد شده بر رزین، سبب باز شدن ترک و همچنین انبساط ماده می‌شود در نتیجه ورود آب به این ناحیه آسیب دیده تسهیل می‌گردد. تکرار این روند باعث هیدرولیز بیشتر ماده می‌شود (۱۵).

قرار گرفتن کامپوزیت رزین در محیط مرطوب و جذب آب توسط ماده یکی از علل مهم کاهش نیروی چقرمگی شکست می‌باشد (۳). میزان جذب آب توسط ماده به عوامل متعددی مانند ماتریکس رزینی، خصوصیات فیلر و همچنین خصوصیات سطح بین فیلر و ماتریکس وابسته است (۵). مطالعات متعددی در زمینه رابطه بین محیط و استحکام شکست رزین کامپوزیت‌ها انجام شده است. یک مطالعه در رابطه با اثر جذب آب بر Flexural fatigue یک نوع کامپوزیت رزین میکروهیبرید، کاهش ۳۰ درصدی در نیروی شکست را در سه ماه اول نشان داد (۱۶).

یکی از مشکلاتی که در رابطه با کامپوزیت‌های رزینی وجود دارد تغییر رنگ این مواد پس از قرارگیری در محیط دهان است (۱۷). تغییر رنگ کامپوزیت‌های رزینی به عوامل مختلفی مانند ترکیب و ویژگی‌های سطحی آن‌ها و همچنین محیط وابسته است (۱۸، ۱۹). عوامل مرتبط با ترکیب کامپوزیت عبارتند از: ماتریکس رزینی، نوع و میزان فیلر، ماده اتصال دهنده، photoinitiator و accelerator (۲۰-۱۹). نرم شدن و زوال سطح ماده، جذب مواد رنگی غذاها، نوشیدنی‌ها، دهانشویه‌ها و تجمع پلاک از عواملی هستند که باعث تغییر رنگ کامپوزیت‌های رزینی می‌شوند (۲۱، ۱۹). جذب آب توسط ماده باعث تخریب ماتریکس رزینی و در نهایت منجر به نرم شدن و ایجاد تخلخل در سطح ماده و تغییر رنگ آن می‌شود (۲۲، ۲۳). علی‌رغم مطالعات گوناگونی که در زمینه مقاومت به شکست کامپوزیت‌ها انجام شده (۲۷-۲۴)، مطالعات زیادی در زمینه بررسی چقرمگی شکست نانوهیبریدهای جدید به روش four-point bending در محیط خشک و مرطوب و همچنین تغییر رنگ آن‌ها در

مدت زمان طولانی انجام نشده است. بنابر این از آن جایی که محیط خشک یا مرطوب می‌تواند خصوصیات مکانیکی- فیزیکی مواد ترمیمی را تحت تأثیر قرار دهد، در این مطالعه نیروی چقرمگی شکست (four-Point bending) و تغییر رنگ سه کامپوزیت رزینی نا نو هیبرید در محیط خشک و مرطوب تا مدت زمان ۶۰ روز بررسی گردید. فرض بر این بود که به علت قرار گرفتن مواد ترمیمی هم‌رنگ دندان در محیط مرطوب دهان، ترمیم دچار شکست سریع‌تر و تغییر رنگ بیشتری به علت جذب رطوبت می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی میزان نیروی چقرمگی شکست و تغییر رنگ ۳ کامپوزیت نانوهیبرید در محیط خشک و مرطوب به مدت ۶۰ روز بود.

روش بررسی

در این مطالعه که از نوع تجربی و به روش آزمایشگاهی بود سه نوع کامپوزیت رزینی رنگ A2 GC aura (Bulkfill) (aB)، TetricEvoceram® (Bulkfill) (TEB)، Kalore™ (GCK) بررسی شدند. مشخصات کامپوزیت‌های رزینی استفاده شده در این مطالعه در جدول ۱ نشان داده شده است. برای هر ماده ۳۶ نمونه مستطیلی با ابعاد ۲×۵×۳۰ میلی‌متر آماده شد. از یک قالب از جنس آلیاژ آلومینیوم و برنج با یک شکاف مرکزی برای ساخت نمونه‌ها استفاده شد. قالب از ماده پر شده و با یک نوار ماتریکس شفاف پوشانده شد. به منظور خارج نمودن مواد اضافی از یک اسلب شیشه‌ای استفاده شده و با فشار دست مواد اضافی خارج گردید. سپس اسلب شیشه‌ای برداشته شد و نمونه با استفاده از یک دستگاه لایت کیور (Radii plus LED; SDI, Bayswater, Vic, Australia) با طول موج ۴۸۰-۴۰۰ نانومتر و خروجی ۱۵۰۰mW/cm طبق دستور کارخانه، کیور شدند.

برای به دست آمدن یک سطح صاف لبه نمونه‌ها به آرامی با استفاده از کاغذهای سمباده (سیلیکون کارباید) ابتدا با خشونت ۱۰۰۰ گریت و سپس با خشونت ۱۵۰۰ گریت ساییده و سپس شسته شدند. یک تیغ نو برای ایجاد یک ترک تیز درون شکاف نمونه تحت فشار دست، استفاده شد. طول ترک (d) توسط استریو میکروسکوپ (Best Scope BS-3060C; Beijing, China) با بزرگنمایی ۸۰ اندازه‌گیری شد و عرض و ارتفاع هر نمونه نیز توسط یک کولیس دیجیتالی اندازه گرفته شد.

جدول ۱- کامپوزیت‌های رزینی استفاده مشخصات شده در این مطالعه

شماره ساخت	مشخصات فیلر (درصد وزنی و حجمی، نوع و اندازه)	ماتریکس رزینی	کارخانه	نوع	کامپوزیت رزین
۱۶۰۸۴۱	81% wt, 65% vol, Ba-Al-Sipre-polymerized filler; Amorphous silicon dioxide, 0.02-0.4 micron	UDMA, Bis-EMA, Bis-GMA	SDI, Melbourne, Australia	نانوهیبرید	aura (Bulkfill) (aB)
V23650	79% wt, 60-61% vol, Ba-Al-Si glass, pre-polymer filler (monomer, glass filler and ytterbium fluoride), spherical mixed oxide	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	IvoclarVivadent AG, Liechtenstein	نانوهیبرید	Tetric Evoceram® (Bulkfill) (TEB)
۱۶۰۱۲۰۱	82% wt, 69% vol, Fluoroaluminosilicate glass (700nm), Strontium(700nm), Silicon dioxide and Pre-polymerized filler (400 nm)	UDMA, DX-511 comonomers, Dimethacrylate	GC Corporation, Tokyo, Japan	نانوهیبرید	GC Kalore™ (GCK)

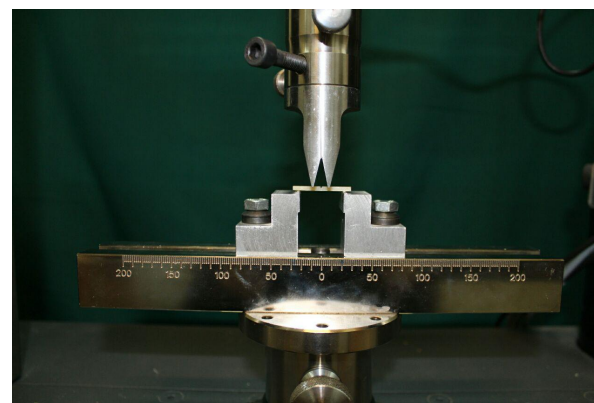
نمونه‌ها به صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شده و در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در محیط خشک یا درون آب مقطر قرار داده شدند. در هر گروه نمونه‌ها بر اساس مدت زمان نگهداری (۱، ۷ و ۶۰ روز) به سه زیرگروه کوچک‌تر تقسیم شده (n=۶) شدند. شکل ۱- الف، شکل نمونه و شکل ۱- ب، نحوه قرارگیری نمونه در دستگاه تست فشار را برای اندازه‌گیری نیروی چقرمگی شکست با روش four-point bending نشان می‌دهد. پس از هر دوره زمانی نمونه‌ها در دستگاه تست فشار یونیورسال (Zwick/Roll Z020; Zwick GmbH & Co, Germany) به منظور انجام آزمایش four-point bending قرار داده شدند و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه به آن‌ها نیرو وارد شد. نیروی ماکزیمم شکست اندازه‌گیری و با K_{IC} فرمول زیر محاسبه شد:

$$K_{IC} = \frac{L_{max}}{w\sqrt{h}} \times \frac{l_1 - l_2}{h} \times \frac{\sigma_{TM} \sqrt{d/h}}{\sqrt{(1 - d/h)^2}}$$

$$\sigma_{TM} = \frac{1/9.8887 - 1/3.34 \times \frac{d}{h} [3/4 \times \frac{d}{h} - 1/4 \times \frac{d}{h} + 1/3 \times (\frac{d}{h})^2]}{(1 + \frac{d}{h})^2} \times \frac{d}{h} (1 - \frac{d}{h})$$



شکل ۱- الف: شکل نمونه



شکل ۱- ب: نحوه قرارگیری نمونه در دستگاه تست فشار

L_{max} = ماکزیمم نیرو

l_1, l_0 = طول span داخلی و خارجی

w و h = عرض و ارتفاع نمونه

d = طول ترک

Mann-Whitney استفاده شد. $P < 0.05$ به عنوان سطح معنی داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

چقرمگی شکست (FT):

بر هم کنش (Interaction) عوامل مختلف مورد مطالعه شامل زمان، محیط و ماده بررسی شد که برای زمان-محیط ($P = 0.001$) و زمان-ماده ($P = 0.01$) معنی دار بود، در نتیجه آنالیز زیرگروه‌ها برای آن‌ها انجام شد. همان طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود در بازه زمانی ۷ - ۶۰ روزه در محیط خشک بین مواد مختلف اختلاف معنی داری مشاهده شد ($P = 0.003$) که در این بازه زمانی ماده aB به طور معنی داری FT بیشتری نسبت به TEB ($P = 0.01$) و GCK ($P = 0.006$) نشان داد. در سایر بازه‌های زمانی محیط خشک و همچنین تمام بازه‌های زمانی محیط مرطوب بین مواد مختلف تفاوت معنی دار مشاهده نشد. اما در محیط خشک FT ماده GCK پس از ۶۰ روز ($18/38 \pm 2/63$) نسبت به FT آن پس از ۷ روز ($14/1 \pm 26/77$) به طور معنی داری افزایش یافت ($P = 0.005$) و برای TEB نیز چنین افزایشی دیده می‌شود ($P = 0.02$) در حالی که استحکام aB با گذشت زمان افزایش معنی داری نشان نداد.

در محیط مرطوب ماده GCK و TEB نسبت به محیط خشک کاهش نشان دادند اما این کاهش معنی دار نبود. اما ماده aB پس از ۶۰ روز به طور معنی داری FT کمتری نسبت به ۲۴ ساعت ($P = 0.004$) و ۷ روز ($P < 0.001$) نشان داد. با مقایسه دو به دوی نتایج FT ۶۰ روزه بین محیط خشک و مرطوب فقط ماده aB در محیط مرطوب FT کمتری نسبت به محیط خشک نشان داد.

پس از ۲۴ ساعت قرارگیری در آب مقطر نمونه‌های ساخته شده برای تست چقرمگی، پالیش شده و رنگ پایه‌ای همه ی نمونه‌ها توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر (Spectroshade; MHT Optic Research AG, Zurich, Switzerland) اندازه‌گیری شد و مقادیر $CIE (a_0^*, b_0^*, L_0^*)$ ثبت شد. قبل از اندازه‌گیری نمونه‌ها به مدت ۱۰ ثانیه شسته شده و کاملاً خشک شدند. بعد از ۶۰ روز مجدداً اندازه‌گیری رنگ برای ثبت مقادیر نهایی $CIE (a_1^*, b_1^*, L_1^*)$ تکرار شد. سپس میزان تغییر رنگ با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد.

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$$

تحلیل آماری

داده‌های جمع‌آوری شده توسط نرم‌افزار آماری SPSS (version 22, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) آنالیز گردید. بررسی برهم کنش ماده، زمان و محیط در نتایج استحکام چقرمگی از آزمون Two-way ANOVA استفاده شد. برای مقایسه مواد در هر محیط از One-Way ANOVA و تست Tukey و برای مقایسه چقرمگی یک ماده در دو محیط خشک و مرطوب از student t-test استفاده شد. به منظور تحلیل نتایج آزمایش رنگ از تست‌های Kruskal-Wallis (به علت نرمال نبودن توزیع داده‌ها) و

جدول ۲- میانگین و انحراف معیار نیروی چقرمگی شکست برحسب مگاپاسکال (MPa) در هر سه ماده در محیط خشک و مرطوب در بازه‌های زمانی متفاوت

ماده	خشک			مرطوب		
	۲۴ ساعت	۷ روزه	۶۰ روزه	۲۴ ساعت	۷ روزه	۶۰ روزه
aura	۱۶/۸ (۱/۱)	۱۷/۷ (۱/۸) ^a	۱۶/۸ (۱/۸)	۱۷/۷ (۱/۴) ^a	۱۶/۸ (۱/۸) ^a	۱۵/۱ (۰/۷۷) ^B
Tetric EC	۱۵/۸ (۲/۱) ^A	۱۴/۴ (۱/۶) ^{bA}	۱۸/۳ (۲/۵) ^B	۱۴/۲ (۱/۸)	۱۴/۹ (۲/۴)	۱۵/۳ (۲/۹)
GCKalore	۱۶/۸ (۰/۸۵) ^A	۱۴/۲ (۱/۷) ^{bB}	۱۸/۴ (۲/۶) ^A	۱۶/۸ (۲)	۱۴/۹ (۳/۱)	۱۵/۸ (۳/۵)

حروف کوچک انگلیسی متفاوت نشان دهنده تفاوت معنی دار در هر ستون بین مواد مختلف و حروف بزرگ متفاوت نشان دهنده تفاوت معنی دار در هر ردیف برای هر ماده در دو محیط مختلف می‌باشد. نبودن حروف نشانه معنی دار نبودن است.

جدول ۳- میانگین و انحراف معیار تغییر رنگ مواد (ΔE) در طی ۶۰ روز در محیط خشک و مرطوب

مرطوب	خشک	ماده
۱/۹۱(±۰/۵۵) ^{aB}	۰/۹(±۰/۳۷) ^{aA}	aura
۴/۷(±۱/۴۷) ^{bB}	۱/۹۴(±۰/۷۲) ^{bA}	Tetric Evoceram [®]
۴/۵۶(±۳/۴۷) ^{bB}	۱/۸۴(±۰/۷۷) ^{bA}	GC Kalore [™]

حروف کوچک انگلیسی متفاوت نشان دهنده تفاوت معنی‌دار در هر ستون بین مواد مختلف و حروف بزرگ متفاوت نشان دهنده تفاوت معنی‌دار در هر ردیف برای هر ماده در دو محیط مختلف می‌باشد.

Ilie و همکاران (۲۸) کامپوزیت (Bulkfill) Tetric Evoceram[®],

مقادیر flexural strength مشابهی را در مقایسه با گروه‌های میکروهیبرید و نانو هیبرید نشان داد. همچنین در مطالعه دیگری (۲۹) تحت عنوان خصوصیات کامپوزیت‌های بالک فیل dual-cure، نیروی چقرمگی شکست کامپوزیت‌های Bulk-Fill (HyperFIL) (Filtek Z250) (Injectafil DC) با کامپوزیت میکروهیبرید (Flowable Bulk-Fill) مقایسه شد و تفاوت معنی‌دار مشاهده نشد. مطالعه دیگری (۳۰) سه کامپوزیت (x-tra base, Smart dentin replacement (SDR), Venus Bulk Conventional Flowable Fill) و پنج کامپوزیت (ENAMEL plus HFO Flow, ENAMEL plus Hri Flow, G-aenial Flo, Gaenial Universal Flo, TetricEvo Flow) را از جهت مقاومت به شکست چقرمگی بررسی کردند. نتایج این آزمایش نشان داد که تفاوت معنی‌دار بین گروه Bulk-Fill و Conventional وجود نداشت.

Curtis و همکاران (۳۱) طی مطالعه‌ای در خصوص تأثیر جذب آب در مقاومت کامپوزیت‌های نانوفیلد نتیجه گرفتند که جذب آب توسط نانو کامپوزیت‌ها در طولانی مدت باعث کاهش شدید مقاومت به شکست ماده می‌شود. همچنین در مطالعه Hahnel و همکاران (۳۲)، کاهش شدید در flexural strength در نانو کامپوزیت‌ها پس از نگهداری طولانی مدت در آب مقطر و بزاق مصنوعی مشاهده شد. نتایج مشابه دیگر در مطالعه Ferooz و همکاران (۳۳)، کاهش نیروی چقرمگی شکست را در کامپوزیت‌های نانو هیبرید (EsteliteSigma Quick, Luna, Paradigm) پس از نگهداری طولانی مدت در آب و لاکتیک اسید، نشان می‌دهد.

تغییر رنگ (ΔE):

با توجه به جدول ۳ پس از ۶۰ روز تغییر رنگ بین مواد مختلف اختلاف معنی‌داری در هر دو محیط خشک ($P=0/024$) و مرطوب ($P=0/013$) دیده می‌شود و این تفاوت در محیط مرطوب بیشتر از محیط خشک بود. تغییر رنگ ماده aura در هر دو محیط طور معنی‌داری از دو ماده دیگر کمتر و Tetric Evoceram[®] از همه بیشتر بود. به عبارتی بیشترین ثبات رنگ مربوط به ماده (Bulkfill) aura و کمترین ثبات رنگ مربوط به ماده Tetric Evoceram[®] (Bulkfill) بود.

بحث و نتیجه‌گیری

کامپوزیت‌های دندان‌دانی در محیط دهان در معرض بزاق، مواد غذایی و نوشیدنی‌ها هستند. در این مطالعه اثر محیط خشک و مرطوب بر چقرمگی شکست و تغییر رنگ سه کامپوزیت رزینی نانو هیبرید مورد بررسی قرار گرفت که در بایم آیا محیط دهان به علت مرطوب بودن می‌تواند بر خواص فیزیکی- مکانیکی مواد ترمیمی هم رنگ دندان مؤثر باشد؟

مطالعه انجام شده که از نوع تجربی بود و در آن از دو نوع کامپوزیت نانو هیبرید Bulk-Fill و یک نوع کامپوزیت نانو هیبرید Conventional استفاده شد، نشان داد که در بازه زمانی ۶۰ روزه اگرچه همه مواد در محیط خشک مقاومت بالاتری را نشان دادند، اما این تفاوت فقط برای ماده aB معنی‌دار بود و برای دو ماده دیگر معنی‌دار نبود. همچنین نتایج نشان داد که بین مواد آزمایش شده هم در محیط خشک و هم در محیط مرطوب، پس از گذشت ۶۰ روز ماده GCK بیشترین FT و ماده aB کمترین FT را نشان داد. در مطالعه

از لحاظ تغییر رنگ، نتایج حاصله از آنالیز آماری Kruskal-Wallis نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین تمام کامپوزیت‌های استفاده شده در این آزمایش وجود داشت. کم‌ترین میزان تغییر رنگ (محیط خشک= 0.9 ± 0.37) و بیشترین تغییر رنگ را نشان داد (محیط مرطوب= 1.91 ± 0.55) و TE بیشترین تغییر رنگ را نشان داد (محیط خشک= 1.94 ± 0.72) و (محیط مرطوب= 1.47 ± 0.47). میزان تغییر رنگ ماده GCK عددی ما بین دو ماده دیگر به دست آمد. مطالعات قبلی (۳۵) طی بررسی ثابت رنگ انواع کامپوزیت‌ها نتیجه گرفتند که پس از ۷ و ۳۰ روز غوطه‌وری در آب، چای و نوشیدنی‌های کربن دار همه کامپوزیت‌ها دچار تغییر رنگ شده‌اند. آن‌ها دریافتند که کامپوزیت میکروهیبرید (Spectrum TPH) کمترین تغییر رنگ را نشان داد و ماده میکروفیلد (Heliomolar) با کمترین میزان فیلر، بیشترین تغییر رنگ را نمایش داد. این مطالعه علت کاهش ثابت رنگ یا افزایش تغییر رنگ را وجود فیلر Ytterbium trifluoride در ترکیبات ماده بیان کرده است. در مطالعه حاضر نیز ماده TEB که بیشترین تغییر رنگ را نسبت به سایر کامپوزیت‌ها نشان داده است دارای فیلر ytterbiumfluoride می‌باشد. بنابر این در راستای مطالعه قبل (۳۵) می‌توان افزایش تغییر رنگ در TEB را به وجود این نوع فیلر نسبت داد. نتایج آزمایش حاضر همچنین مشخص کرد که نمونه‌هایی که در محیط خشک نگهداری شده بودند، تغییر رنگ کمتری نسبت به نمونه‌های مرطوب داشتند. دلیل این تفاوت را می‌توان به علت جذب آب توسط نمونه‌های مرطوب یا عدم جذب آب در محیط خشک ذکر کرد.

به طور کلی عوامل داخلی و خارجی متعددی در ایجاد تغییر رنگ کامپوزیت‌های رزینی ذکر شده‌اند (۳۶). یکی از این عوامل خارجی جذب آب توسط ماده می‌باشد. جذب آب سبب انبساط و plasticizing اجزاء رزینی ماده و همچنین هیدرولیز عامل سیلان موجود در آن شده، در نتیجه در سطح بین فیلر و ماتریکس فواصل و تخلخل‌هایی ایجاد می‌گردد که باعث ورود ذرات رنگی به ماده و تغییر رنگ آن می‌شود (۳۴). بنابراین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که حفاظت مواد ترمیمی هم رنگ دندان از رطوبت محیط دهان توسط پوشش‌هایی مانند پوشش رزینی نانوفیلد برای مثال G-Coat plus ممکن است سبب کاهش جذب آب و در نتیجه کاهش تغییر رنگ ماده شود (۳۷). برای

یکی از عواملی که در مقاومت ماده به شکست دخالت دارد اجزاء تشکیل دهنده کامپوزیت شامل نوع، سایز و حجم فیلر و همچنین نوع و میزان ماتریکس رزینی است. طبق مطالعات انجام شده بالا بودن حجم فیلر سبب افزایش مقاومت به شکست کامپوزیت‌های رزینی می‌شود (۳۰). در مطالعه Leprince و همکاران (۱۴) گروهی از کامپوزیت‌های Bulk-Fill از جمله Tetric Evoceram® (Bulkfill) با یک کامپوزیت رزینی Conventional با ویسکوزیته بالا (Grandio) و یک کامپوزیت رزینی Conventional با ویسکوزیته پایین (GrandioFlow) مقایسه شدند و نتایج متفاوتی مشاهده شد. Flexural strength کامپوزیت‌های Bulk-Fill در مقایسه با کامپوزیت‌های Conventional با ویسکوزیته بالا، کمتر و تقریباً مشابه با کامپوزیت‌های Conventional با ویسکوزیته پایین بود. دلیل این مسأله تفاوت در میزان فیلر موجود در مواد مختلف ذکر شد.

در مطالعه حاضر علت بیشتر بودن مقاومت ماده GCK را می‌توان به تفاوت در حجم فیلر و همچنین نوع آن نسبت داد. چنانچه در جدول ۱ مشاهده می‌شود، ماده GCK شامل فیلرهای Fluoroaluminosilicate glass است که ۶۹ درصد حجم ماده را اشغال کرده‌اند. ماده aB که کمترین مقاومت به شکست را نشان داده شامل فیلرهای boroaluminosilicate با ۶۵ درصد حجمی است.

در علم دندانپزشکی تعیین رنگ به دو روش انجام می‌گیرد، بصری (visual) و یا با استفاده از دستگاه (colorimetry Instrumental). تعیین رنگ توسط دستگاه، خطاهای ذهنی حذف می‌شوند. تعیین رنگ با استفاده از دستگاه بسیار دقیق‌تر از چشم غیر مسلح بوده و در تشخیص تفاوت‌های جزئی در اجسام رنگی در سطوح صاف بهتر عمل می‌کند. تفاوت در رنگ زمانی قابل مشاهده است که ΔE بر اساس سنجش رنگ با استفاده از دستگاه، بیشتر از $3/3$ باشد (۳۴). در مطالعه حاضر نمونه‌ها توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر (Spectroshade; MHT Optic Research AG, Zurich, Switzerland) اندازه‌گیری شد و مقادیر (a^*, b^*, L^*) CIE ثبت شد. در سیستم Standard commission international de L'Eclairage (CIE) پارامترهای $a^* b^* L^*$ اشاره به والیو (L) در محور سیاه (صفر) و سفید (۱۰۰) می‌باشد و a و b به ترتیب پارامترهای کروما در محور قرمز- سبز و زرد- آبی می‌باشند.

نشان داد احتمالاً دارای درصد بیشتری از UDMA در مقایسه با مونومرهای دیگری مانند Bis-GMA بوده است اما درصد دقیق آن در دسترس نمی‌باشد.

به عنوان یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان استفاده نکردن از بزاق مصنوعی به عنوان محیط اغشته نمودن مواد نام برد که شاید به نوبه خود می‌توانست تغییری در نتایج حاصله ایجاد نماید.

با توجه به شرایط و محدودیت‌های مطالعه حاضر، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که کامپوزیت‌هایی با انواع خاص فیلر و درصد حجمی بیشتر، دارای مقاومت به شکست بالاتر و تغییر رنگ کمتری هستند. همچنین از آنجایی که مواد ترمیمی در محیط خشک مقاومت به شکست بالاتر و تغییر رنگ کمتری نشان دادند پیشنهاد می‌گردد که سطح مواد ترمیمی هم رنگ دندان توسط پوشش‌های محافظ نانوفیلد موجود در بازار دندانپزشکی پوشانده شود تا سطح مواد ترمیمی برای مدت زمانی از تماس با رطوبت و در نتیجه جذب آب محفوظ بماند که این خود شاید کمک شایانی به افزایش مقاومت و کاهش تغییر رنگ مواد ترمیمی هم رنگ دندان باشد. برای اثبات این فرضیه به آزمایش‌های آتی نیاز می‌باشد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر مستخرج از پایان نامه دانشجویی سرکار خانم دکتر سیده فاطمه بصری با شماره طرح ۱۲۲۴۷ در دانشگاه علوم پزشکی شیراز می‌باشد. مراحل آماری آن توسط دکتر مهرداد وثوقی در مرکز توسعه پژوهش دانشکده دندانپزشکی انجام گرفته که بدین وسیله قدردانی می‌گردد. همچنین از سرکار خانم مرجان باقری، کارشناس مرکز تحقیقات بیومتریال دانشکده دندانپزشکی شیراز و از لابراتوار بخش مواد دندان‌های همکاری‌های بی‌دریغ و در اختیار قرار دادن وسایل کمال تشکر را دارد.

رسیدن به پاسخی معقول، نیاز به آزمایش در این زمینه می‌باشد. اجزاء تشکیل دهنده ماده یکی از عوامل مهم تعیین کننده در میزان جذب آب توسط ماده هستند (۳۸). جذب آب به صورت کلی از طریق ماتریکس رزینی و سطح بین فیلر و ماتریکس صورت می‌گیرد (۱۵). در این مطالعه ماده TEB با میزان ماتریکس رزینی بیشتر (۲۱٪) در مقایسه با ماده aB با میزان ماتریکس رزینی کمتر (۱۹٪)، جذب آب و تغییر رنگ بیشتری را نشان داد.

Bagheri و همکاران (۳۹) در مطالعه‌ای در زمینه ی تأثیر aging بر نیروی چقرمگی شکست مواد ترمیمی هم‌رنگ دندان دریافتند که کامپوزیت‌های رزینی مقاومت به شکست بالایی را از خود نشان می‌دهند اما این مقاومت در محیط مرطوب کاهش می‌یابد. دلیل این مسأله به میزان ماتریکس رزینی موجود در مواد نسبت داده شد و بیان شد که هرچه ماتریکس رزینی کامپوزیت بیشتر باشد، ماده آب بیشتری جذب می‌کند.

مطالعات پیشین نشان داده‌اند که نوع مونومرهای تشکیل دهنده ماتریکس رزینی ماده نیز نقش مهمی در تغییر رنگ آن ایفا می‌کند (۴۰، ۴۱). برای مثال مطالعه Khokhar و همکاران (۴۲) در زمینه ثبات رنگ رزین‌های ترمیمی نشان داد که موادی که شامل رزین‌های urethane dimethacrylate (UDMA) هستند در مقایسه با Bis-GMA A diglycidyl methacrylatebisphenol (Bis-GMA) و triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA) مقاومت بیشتری به تغییر رنگ نشان دادند. Pearson و Longman (۳۸) همچنین بیان کرد که در شرایط curing یکسان ماده‌ای که دارای UDMA باشد جذب آب کمتری نسبت به ماده دارای Bis-GMA دارد بنابر این متعاقباً تغییر رنگ کمتری خواهد داشت. در مطالعه حاضر همه مواد آزمایش شده در ترکیب خود دارای UDMA بودند که این مسأله می‌تواند دلیل این باشد که این مواد تغییر رنگ زیادی را نشان ندادند. با این حال، aB که تغییر رنگ کمتری را نسبت به سایر مواد

منابع:

- 1- Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. Dent Mater. 2005;21(1):9-20.
- 2- Mínguez N, Ellacuría J, Soler JI, Triana R, Ibaseta G. Advances in the history of composite resins. J Hist Dent. 2003;51(3):103-5.
- 3- Drummond JL. Degradation, Fatigue, and Failure of Resin Dental Composite Materials. J Dent Res. 2008;87(8):710-9.
- 4- Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors involved in Mechanical Fatigue Degradation of Dental resin composites. J Dent Res. 2013;92(7):584-91.
- 5- Baran GR, Boberick KG, McCool JI. Fatigue of restorative materials. Crit Rev Oral Biol Med. 2001;12:350-60.
- 6- Takeshige F, Kawakami Y, Hayashi M, Ebisu S. Fatigue

- behavior of resin composites in aqueous environments. *Dental Materials*. 2007;23(7):893-9.
- 7- Braem MJA, Lambrechts P, Gladys S, Vanherle G. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dent Mater*. 1995;11:137-41.
- 8- Vallittu P, Ruyter E, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont*. 1998;11:340-50.
- 9- Braem MJA, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent*. 1994;22:97-102.
- 10- Fani M, Farmani S, Bagheri R. Fracture Toughness of Resin Composites under Different Modes and Media: Review of Articles. *J Dent Biomater*. 2015;2(3):73-82.
- 11- Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*. 2002;87(6):642-9.
- 12- Mitra SB, WU D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003; 134:1382-90.
- 13- Turssi CP, Saad JR, Duarte SL, Rodrigues AL. Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent*. 2000;13:136-8.
- 14- Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*. 2014;42:993-1000.
- 15- Truong VT, Cock J, Padmanathan N. Fatigue crack propagation in posterior dental composites and prediction of clinical wear. *J Applied Biomater*. 1990;1(1):21-30.
- 16- Lohbauer U, Von der Horst T, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. 2003;19(5):435-40.
- 17- Wilson NH, Burke FJ, Mjor IA. Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners in the United Kingdom. *Quintessence international*. 1997;28(4):245-8.
- 18- Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. 1994;10(6):353-62.
- 19- Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent mater J*. 2006;25(2):371-6.
- 20- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. 2003;19(7):612-9.
- 21- Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *The J prosthodont*. 2006;95(2):137-42.
- 22- Ren YF, Feng L, Serban D, Malmstrom HS. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *J Dent*. 2012;40 Suppl1:e48-56.
- 23- Bagheri R, Tyas MJ, Burrow MF. Comparison of the effect of storage media on hardness and shear punch strength of tooth-colored restorative materials. *American J Dent*. 2007;20(5):329-34.
- 24- Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater*. 2009;25(2):188-97.
- 25- Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials*. 2004;25(26):5789-96.
- 26- Kawakami Y, Takeshige F, Hayashi M, Ebisu S. Fatigue of tooth-colored restoratives in aqueous environment. *Dent Mater J*. 2007;26(1):1-6.
- 27- AyseN, Palamara JEA, Bagheri R, Fani M, Burrow MF. Fracture toughness of seven resin composites evaluated by three methods of mode I fracture toughness (K_{Ic}). *Dental Materials J*. Epub 2016.
- 28- Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill Resin-based Composites: An in Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Oper Dent*. 2013;38(6):618-25.
- 29- Vandewalker JP, Casey JA, Lincoln TA, Vandewalle KS. Properties of dual-cure, bulk-fill composite resin restorative materials. *Gen Dent*. 2016;64(2):68-73.
- 30- Engelhardt F, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clin Oral Invest*. 2016;20:2123-30.
- 31- Curtis AR, Shortall AC, Marquis PM, Palin WM. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent*. 2008;36(3):186-93.
- 32- Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Oper Dent*. 2010;35-4:412-9.
- 33- Ferooz M, Basri F, Negahdari K, Bagheri R. Fracture toughness evaluation of hybrid and nanohybrid after ageing under acidic environment. *J Dent Biomater*. 2015;2(1):18-23.
- 34- Bagheri R, Burrow MF, Tyas MJ. Influence of foodsimulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*. 2005;33: 389-98.
- 35- Nasim I, Neelakantan P, Sujeer R, Subbarao CV. Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins: an in vitro study. *J Dent*. 2010;38 Suppl2:e137-42.
- 36- Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *Eur J Dent*. 2009;3(1):50-6.
- 37- Bagheri R, Taha NA, Azar MR, Burrow MF. Effect of G-Coat Plus on the mechanical properties of glass-ionomer cements. *Australian Dent J*. 2013;58:448-53.
- 38- Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *Journal of Oral Rehabilitation* 1989; 16:57-61.
- 39- Bagheri R, Azar MR, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of aging on the fracture toughness of esthetic restorative materials. *Am J Dent*. 2010;23:142-6.

- 40- Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):137-42.
- 41- Fontes ST, Fernández MR, de Moura CM, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(5):388-91.
- 42- Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence International.* 1991;22:733-7.