

بررسی آزمایشگاهی ثبات رنگ کامپوزیت‌های دندانی در محلولهای رنگ‌دار به روش اسپکتروفتومتری

دکتر معصومه حسینی طباطبایی^۱ - دکتر اسماعیل یاسینی^۲ - دکتر سیامک مرادیان^۳ - دکتر نفیسه علم آموز^۴

۱- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استاد گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استاد گروه آموزشی رنگ دانشکده مهندسی پلیمر و رنگ دانشگاه صنعتی امیرکبیر

۴- دستیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: موفقیت مواد ترمیمی رزین کامپوزیت تا حد زیادی به ثبات رنگ آنها بستگی دارد که به دلیل عدم ثبات مورد نظر تغییر رنگ هنوز یک مشکل در ترمیمهای رزین کامپوزیت محسوب می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی آزمایشگاهی ثبات رنگ کامپوزیت‌های دندانی در محلولهای رنگ‌دار به روش اسپکتروفتومتری می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه مداخله‌ای آزمایشگاهی ۱۲۸ نمونه دیسکی شکل (۱۵×۲) میلی‌متر، چهار کامپوزیت شامل (دو نانوکامپوزیت Tetric Evoceram, Filtek Supreme، دو میکروهیبرید Tetric ceram, Filtek Z250) (از هر کدام ۳۲ عدد) تهیه شد. سپس نمونه‌ها به چهار گروه هشت تایی تقسیم شدند و در چهار محلول رنگ‌پذیر (قهوه، چای، کوکا و بزاقت مصنوعی) غوطه‌ور شدند. رنگ نمونه‌ها با یک اسپکتروفتومتر با استفاده از فضای رنگ CIE lab زیر منبع نوری استاندارد D65 در ابتدای کار و بعد از رنگ‌پذیری اندازه‌گیری شد. مقدار $\Delta E = 3/3$ به عنوان مقدار قابل قبول در ارزیابیهای بصری در نظر گرفته شد. نتایج توسط آزمونهای ANOVA و Post HOC مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: تمام کامپوزیت‌های مورد مطالعه در محلول چای و قهوه تغییر رنگ غیرقابل قبول داشتند. ($\Delta E > 3/3$) بالاترین میزان تغییر رنگ مربوط به کامپوزیت Supreme در محلول قهوه بود. محلولهای کوکا و بزاقت مصنوعی تغییر رنگ محسوسی از نظر کلینیکی در کامپوزیت‌های مورد مطالعه ایجاد نکردند.

نتیجه‌گیری: ثبات رنگ ترمیمهای زیبایی می‌تواند تحت تأثیر عادات رژیم غذایی قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: اسپکتروفتومتر - رنگ‌پذیری - کامپوزیت - ثبات رنگ.

پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۱۲/۲۴

اصلاح نهایی: ۱۳۸۷/۱۱/۸

وصول مقاله: ۱۳۸۷/۴/۱۲

e.mail:yassini_e@yahoo.com

نویسنده مسئول: دکتر اسماعیل یاسینی، گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

مقدمه

کامپوزیت‌های دندانی طی سالهای اخیر انجام شده است، اما ثبات رنگ هنوز یک مشکل عمده آنها محسوب می‌شود. (۳-۵) گزارشهای متعددی مبنی بر تمایل کامپوزیت‌ها به تغییر رنگ در طول زمان در محیط دهان منتشر شده است. (۶)، تغییر رنگ مواد همرنگ دندان ممکن است به علت عوامل داخلی و خارجی باشد. عوامل داخلی شامل تغییر رنگ خود ماده مانند تغییر در ماتریکس رزینی و حد فاصل ماتریکس و فیلر است. همچنین رنگ ترمیمهای همرنگ ممکن است زمانی که

تقاضای رو به افزایش برای دندانپزشکی زیبایی، سرعت زیاد تکامل رزین‌های ترمیمی جدید را به همراه داشته است. (۱)، برای بیش از چهار سال کامپوزیت‌ها به عنوان ماده ترمیمی مستقیم توسط دندانپزشکان استفاده شده‌اند و به جایگزین قابل قبولی برای آمالگام و طلا تبدیل گشته‌اند. (۲)، موفقیت مواد ترمیمی رزین کامپوزیت تا حد زیادی به ثبات رنگ آنها و عدم تغییر در طول زمان بستگی دارد. در حال حاضر با وجود پیشرفتهای زیادی که در زمینه

به نظر می‌رسد که مقاومت کامپوزیت‌های جدید که براساس فناوری نانو ساخته شده‌اند، در برابر تغییر رنگ در اثر عوامل محیطی بیشتر از کامپوزیت‌های میکروهیبرید باشد. هدف از این مطالعه بررسی آزمایشگاهی دو گروه از کامپوزیت‌ها (میکروهیبرید و نانوکامپوزیت) در مواجهه با مواد رنگی رایج مصرفی از نظر میزان تغییر رنگ به وسیله اسپکتروفوتومتر می‌باشد.

روش بررسی

این مطالعه از نوع مداخله‌ای آزمایشگاهی است. چهار کامپوزیت رزین (دو نانوکامپوزیت و دو میکروهیبرید) در این مطالعه استفاده شد که مشخصات آنها در جدول ۱ آمده است. A_2 Shade برای تمام کامپوزیت‌ها انتخاب شد. ۳۲ نمونه برای هر ماده با استفاده از مولدهای پلی تترا فلوئورو اتیلن با قطر ۱۵ میلی‌متر و ارتفاع دو میلی‌متر ساخته شد. مولد حاوی کامپوزیت بین دو اسلاید شیشه‌ای قرار گرفت، سپس به وسیله یک وزنه پنج کیلوگرمی برای سه دقیقه تحت فشار قرار داده شد تا از یکنواختی ضخامت نمونه اطمینان حاصل شود و حبابهای هوا حذف گردند. نمونه‌ها به مدت شصت ثانیه از هر سمت (در مجموع صد و بیست ثانیه) به صورت همپوشان به وسیله یک دستگاه ها لوژن Optilux 501 با شدت بین ۶۰۰-۶۵۰ میلی‌وات برسانتی‌متر مربع ساخت شرکت SDS err کشور آمریکا پخته شدند. (شدت دستگاه به کمک رادیومتر به طور دوره‌ای بررسی شد). دیسک‌های کامپوزیتی به وسیله نخ در محلولها غوطه‌ور شدند. سپس تمام نمونه‌ها برای ۲۴ ساعت در آب مقطر برای اطمینان از تکمیل پلیمریزاسیون قرار گرفتند.

تمام سطوح نمونه‌ها (سطوح فوقانی و تحتانی و سطوح جانبی) با استفاده از دیسک‌های فاین و سوپرفاین Soflex (3M) برای به دست آوردن سطوح یکسان و حذف هرگونه آلودگی احتمالی و لایه Oxygen inhibited با استفاده از هندپیس با سرعت کم پرداخت شدند. علت استفاده از این روش این بود که تغییر رنگ ناشی از خشونت سطحی نمونه‌ها به حداقل رسیده و تغییر رنگ محاسبه شده در انتهای کار وابسته به خواص ذاتی کامپوزیت‌ها باشد. جهت حصول اطمینان از یکنواختی سطح تمام مراحل اتمام و

ماده تحت شرایط مختلف مانند تغییرات حرارتی و رطوبت قرار می‌گیرد، تغییر کند. رنگ‌پذیری مواد با پایه رزینی توسط محلولهای رنگدار در قهوه و چای و سایر نوشیدنیها و ثبات رنگ پس از گذشت زمان در محلولهای مختلف گزارش شده است. (۷)

Stober و همکاران گزارش کردند که قهوه و شراب قرمز تغییر رنگ شدیدی در کامپوزیت‌های مورد مطالعه با مقادیر $\Delta E > 10$ ایجاد کرد. (۸)، UM و Ruyter نیز اظهار کردند که تغییر رنگ با قهوه به علت جذب مواد رنگی توسط مواد آزمایش شده است. (۹)، Iazzetti نیز ثبات رنگ مواد آزاد کننده فلوراید را با غوطه‌ورسازی نمونه‌ها در مخلوط محلولهای قهوه و چای و آب تمشک ترش ارزیابی کرد. (۱۰)، همچنین محققان گزارش کرده‌اند که مواد هیدروفوبیک ثبات رنگ و مقاومت به رنگ‌پذیری بیشتری در مقایسه با مواد هیدروفیلیک دارند. (۱۱-۱۲)

اخیراً کامپوزیت‌های نانو معرفی شده‌اند. نانوتکنولوژی منجر به ساخت و تولید کامپوزیت‌های جدید شده که حاوی ذرات نانو با اندازه تقریبی ۲۵ نانومتر و ریز دانه‌هایی با اندازه تقریبی ۷۵ نانومتر است که از ذرات سیلیس و زیرکونیوم یا نانوسیلیکا ساخته شده‌اند. ریز دانه‌ها با سایلن به صورتی آماده شده‌اند که به رزین بچسبند، توزیع فیلر (Aggregate و نانوپارتیکل‌ها) سبب افزایش میزان فیلر تا ۷۹/۵٪ حجمی شده است. چون اندازه ذرات کوچکتر شده رزین‌های ساخته شده با این نوع ذرات، انتظار می‌رود که قابلیت پرداخت بهتری در بافت سطحی خود داشته و احتمال تغییرات شیمیایی ماده طی زمان کاهش می‌یابد. این تکنولوژی همچنین خواص مکانیکی کافی برای قسمتهای قدامی و خلفی فراهم کرده است. اندازه کوچکتر ذرات منجر به انقباض کمتر، خمش کاسپی کمتر و کاهش وجود درزهای میکروسکوپی لبه‌های مینایی که مسئول نشئت لبه‌ای هستند، می‌شود. به علاوه تغییرات رنگی، نفوذ باکتری‌ها، و حساسیت بعد از کار کاهش می‌یابد.

از آنجا که ذرات به قدری کوچکند که نور را منعکس نمی‌کنند با ذرات بزرگتر با قطر متوسط در ردیف طول موج نور مرئی حدوداً یک میکرون یا کمتر برای بهبود عملکرد نوری ترکیب شده‌اند، علاوه بر این، این ذرات به عنوان ماده زمینه عمل می‌کنند. (۱۳)

جدول ۱: مشخصات کامپوزیت‌های مصرفی مطالعه

شرکت سازنده	شماره محصول	ترکیب
3M USA	7 EC	Filler. Combination of aggregated Zr/Si cluster with an average size of 0.6-1.4 with primary particle size of 5-20 nm and a non-agglomerated non aggregated 20nm Si filler (59.5 Vol%) Resin: BisGMA, UDMA, TEGDMA BisEMA
Ivoclar-Vivadent Liechtenstein	H29941	Filler: barium glass, YbF ₃ , mixed oxide (53-55 vol%) Resin: dimethacrylates
3M USA	7YB	Filler: Zr/Si (60 vol%) Resin: BisGMA, UDMA, BisEMA
Ivoclar-Vivadent Liechtenstein	J05450	Filler: barium glass, YbF ₃ , Ba-Al-fluorosilicate glass SiO ₂ , mixed oxide (60 vol%) Resin: BisGMA, UDMA, TEGDMA

تماس بودند.

نحوه آماده سازی محلولها:

قهوه: پنج گرم قهوه (Jacobs, Kraft Foods, Germany) به ازای هر دویست و پنجاه میلی لیتر آب مقطر جوش طبق غلظت پیشنهادی سازنده حل شد. بعد از یک دقیقه مخلوط کردن محلول از طریق کاغذ صافی فیلتر شد.

چای: دو بسته چای کیسه ای (۲×۲ گرم) (Yellow label tea; Lipton, London) به ازای هر ۲۵۰ میلی لیتر آب مقطر جوش برای سه دقیقه قرار داده شد. بزاقت مصنوعی (Bioextra, Bio-x-Healthcare, France) و نوشابه کوکاکولا (Cocca-cola Iran original) به طور آماده در دسترس قرار داشت.

نمونه ها برای سه ساعت در روز به مدت ۲۴ روز ۷۲ ساعت در محلولها غوطه ور شدند. (سازندگان قهوه مشخص کرده اند که متوسط زمان مصرف یک فنجان قهوه ۱۵ دقیقه می باشد و مصرف متوسط قهوه بین مصرف کنندگان قهوه ۳/۲ فنجان در روز است، بنابراین زمان نگهداری ۷۲ ساعت معادل تقریبی سه ماه مصرف این مواد است).

برای حداکثر مشابه سازی حالت کلینیکی محلولها در دمای مصرفی آنها استفاده شد به این صورت که محلول چای و قهوه در دمای تقریبی ۵۵ درجه سانتی گراد، محلول نوشابه چهار درجه سانتی گراد و محلول بزاقت مصنوعی ۳۷ درجه سانتی گراد. برای حفظ دمای محلولها از انکوباتور (GallenKAMP-Japan) استفاده شد. در ضمن PH محلولها

پرداخت توسط یک تکنیسین و با اعمال فشار یکنواخت و تعداد حرکات یکسان صورت گرفت. ضخامت نهایی دیسکها پس از اتمام پلیمریزاسیون و پرداخت دو میلی متر بود.

جهت سنجش یکنواختی این ضخامت در تمام دیسکها و در تمام نواحی نمونه از کولیس استفاده شد، پس از آن شاخصهای مربوط به رنگ نمونه ها به کمک یک اسپکتروفوتومتر انعکاسی (Color Eye 7000A USA) تحت منبع نوری D₆₅ در زمینه سفید مورد بررسی قرار گرفت. (نوع لامپ: زنون و محدوده اندازه گیری انعکاسی ۳۵۰ - ۷۵۰ نانومتر بود. هندسه اندازه گیری دستگاه Diffuse / OZ بود و اندازه شکاف دستگاه کوچک بود.

دستگاه قبل از هر سری اندازه گیری توسط Calibration Tiles تهیه شده از سوی کارخانه سازنده کالیبره گردید.

به وسیله این دستگاه رنگ نمونه های مورد مطالعه در سیستم CIE و در سه پارامتر L* (روشنایی)، a* (قرمزی-سبزی) و b* (آبی-زردی) به عنوان رکورد اولیه ثبت شد.

۳۲ عدد از هر نمونه به طور تصادفی به چهار گروه برای چهار محلول تقسیم شد. (n=۸) به این ترتیب که هر نمونه به وسیله قطعه ای نخ در یک موقعیت عمودی و به طور کامل در محلولها غوطه ور شد. این موقعیت عمودی سبب گردید تا رسوب مواد رنگی بر سطح نمونه ها به حداقل رسیده و در نتیجه نمونه ها به گونه ای در داخل بشر مدرج محتوای محلولها قرار داده شدند که با یکدیگر و با دیواره ظرف تماس نداشتند به این صورت نمونه ها تنها با محلولها در

قبل از غوطه‌وری نمونه‌ها اندازه‌گیری گردید.

محلولها هر روز به صورت تازه تهیه می‌شد. نمونه‌ها هر بار پس از خارج شدن از محلولها با آب مقطر به صورت سی ثانیه شسته شده و به وسیله یک مسواک نرم به آرامی تمیز شدند تا هرگونه دبری که به واسطه غوطه‌وری به نمونه‌ها چسبیده، پاک شود. در فواصل غوطه‌وری نمونه‌ها در محلول رنگی، نمونه‌ها در بزاق مصنوعی قرار داده شدند.

در پایان ۲۴ روز نمونه‌ها جهت اندازه‌گیری رنگ بعد از مرحله رنگ‌پذیری مجدداً به دستگاه اسپکتروفوتومتر منتقل شدند و پارامترهای مختلف مجدداً برای آنها اندازه‌گیری شد. میزان تغییر رنگ کلی نمونه‌ها (ΔE) مطابق فرمول زیر

محاسبه شد.
$$\Delta E = \left[(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$
 نتایج توسط آزمونهای ANOVA و Post HOC Tukey HSD مورد ارزیابی قرار گرفت. ($P < 0.05$)

یافته‌ها

آنالیز واریانس 2 Way ANOVA 2 نشان داد که اثر محلول و اینترکشن ماده در محلول درمورد شاخص ΔE معنی‌دار بوده است. ($P < 0.05$) (جدول ۲)

میانگین و انحراف معیار مقدار ΔE کامپوزیت‌های مختلف در محلولهای گوناگون در Baseline و بعد از رنگ‌پذیری در

نمودار ۱ آمده است. تمام نمونه‌های مورد مطالعه در محلولهای قهوه و چای تغییر رنگ غیر قابل قبول از نظر کلینیکی نشان دادند ($\Delta > 3/3$) و کامپوزیت Filtek Supreme در محلول قهوه بیشترین میزان تغییر رنگ را در بین تمام کامپوزیت‌ها و در تمام محلولها نشان داد. نمونه‌ها در محلول بزاق مصنوعی و کوکا تغییر رنگ محسوسی نشان ندادند. ($\Delta E \leq 3/3$)

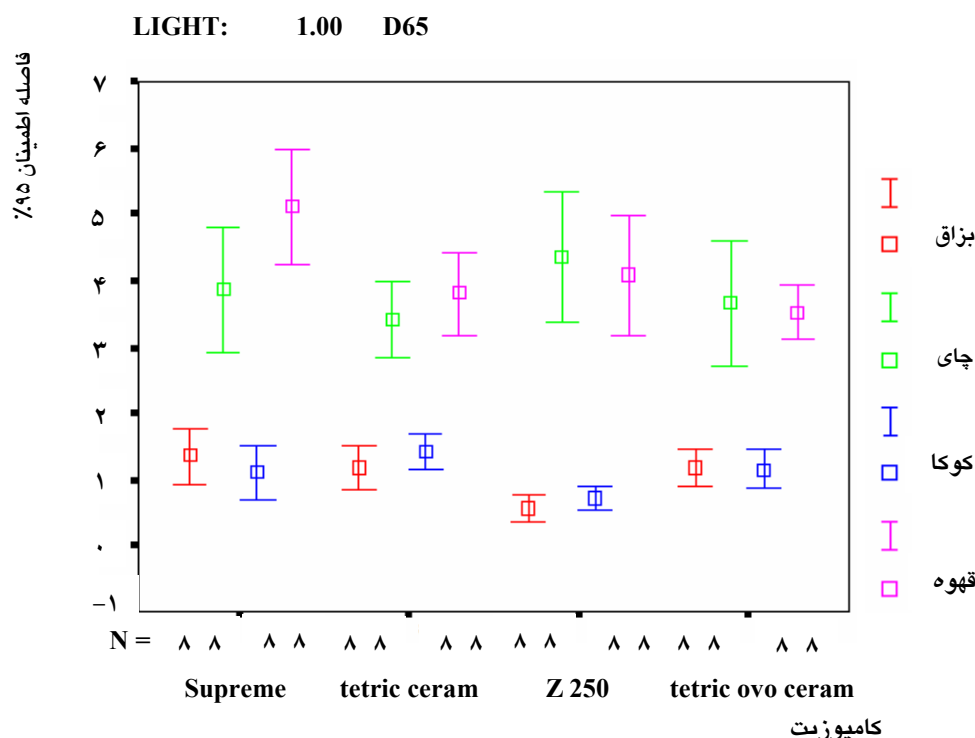
کامپوزیت‌های مورد مطالعه در چای از لحاظ میزان تغییر رنگ با هم اختلاف آماری معنی‌دار نداشتند ($P < 0.05$). اما در محلول قهوه کامپوزیت Filtek Supreme به طور معنی‌داری تغییر رنگ بیشتری نسبت به تتریک سرام و تتریک اووسرام داشت. ($P < 0.05$) و سایر اختلافات از نظر آماری معنی‌دار نبود. ($P > 0.05$)

شاخص ΔE در کامپوزیت Z250 در محلول بزاق مصنوعی به طور معنی‌داری کمتر از سایر کامپوزیت‌ها بود و در محلول کوکا، مقدار ΔE در کامپوزیت تتریک سرام به طور معنی‌داری بیشتر از Z250 بود. ($P < 0.05$) و سایر اختلافات از نظر آماری معنی‌دار نبود. ($P > 0.05$)

مقادیر PH، ۵/۲، ۵/۶، ۲/۶، ۷/۱ به ترتیب برای محلولهای قهوه، چای، کوکا و بزاق مصنوعی بود.

جدول ۲: میانگین و انحراف معیار میزان ΔE کامپوزیت‌های مختلف غوطه‌ور شده در بزاق مصنوعی چای، کوکا و قهوه

نوع محلول / نوع کامپوزیت	قهوه	چای	کوکا	بزاق مصنوعی
Supreme	۵/۱۲	۳/۸۶	۱/۱۱	۱/۳۴
	(۱/۰۴)	(۱/۱)	(۰/۴)	(۰/۴)
Tetric Evocevam	۳/۵۱	۳/۶۵	۱/۱۵	۱/۱۶
	(۰/۴)	(۱/۱)	(۰/۳)	(۰/۳)
2250	۴/۰۷	۴/۳۷	۰/۷۱	۰/۵۵
	(۱)	(۱/۱)	(۰/۲)	(۰/۲)
Tetric ceram	۳/۸	۳/۴۲	۱/۴۱	۱/۱۸
	(۰/۷)	(۰/۶)	(۰/۳)	(۰/۴)



نمودار ۱: Error bar میانگین و حدود اطمینان ۹۵٪ میزان ΔE کامپوزیت‌های مختلف غوطه‌ور در محلولهای بزازق مصنوعی چای، کوکا و قهوه

بحث

ثبات رنگ یک عامل اساسی برای زیبایی دراز مدت ترمیمهای همرنگ دندان محسوب می‌شود. (۱۰)، تغییر رنگ ترمیمهای کامپوزیتی اغلب اندیکاسیون اصلی استفاده آنها را که زیبایی است نقض می‌کند. از آنجا که رنگ مهمترین جنبه مطلوب ترمیمهای کامپوزیتی است، حفظ این خاصیت زیبایی طول عمر مفید آنها را تعیین می‌کند. (۱۴)

در این مطالعه دقت شد تا عوامل متفاوتی که می‌توانست رنگ پذیری نمونه‌ها را طی پلی‌مریزاسیون و پرداخت و در طول مدت نگهداری تسریع کند به حداقل رسیده شود. بدیهی است که زمانی که سطح کامپوزیت در مقابل نوار مایلار کیور شود و متعاقب آن پرداخت انجام نگیرد، یک سطح غنی از رزین شکل می‌گیرد (۱۵)، که به علت خواص فیزیکی پایین لایه سطحی دچار تغییر رنگ بیشتری نسبت به سطوح پرداخت شده می‌شود. (۹)، در واقع یک سطح پرداخت شده سبب ایجاد یک سطح غنی از فیلر می‌شود که احتمالاً مقادیر نوپ‌هاردنس بالاتری داشته و کمتر مستعد حلالیت شیمیایی

است. (۱۶) Shintoni نیز گزارش کرد که سطوح کامپوزیتی اتمام شده با یک ماتریکس سلولوئیدی بیشتر از سطوح پرداخت شده دچار تغییر رنگ می‌شوند. (۱۷)

بنابراین برای اجتناب از وارد شدن چنین متغیرهایی و اینکه ترمیمها معمولاً در شرایط کلینیکی تحت عملیات اتمام و پرداخت قرار می‌گیرند، نمونه‌ها در این مطالعه در برابر نوار مایلار پلی‌مریزه شده و سپس با روش پرداخت استاندارد شده‌ای به طور یکسان پرداخت شدند.

از آنجا که رنگ یک پدیده فیزیکی روانی است که هم بین افراد مختلف و هم در یک فرد در زمانهای مختلف تفاوت می‌کند و اینکه اندازه‌گیری با وسیله دقیق، خطاهای Subjective ارزیابی رنگ را رفع می‌کند، در این مطالعه اندازه‌گیری رنگ با استفاده از یک اسپکتروفتومتر انجام شد که دقت آن در مطالعات مختلف تأیید شده است. (۱۸ و ۱۹)

همچنین از سیستم رنگ CIE lab (Standard Commission Internationale de L'Eclairage) برای بیان رنگ و تغییرات

رنگ نسبی تمام نمونه‌ها استفاده شد.

در مطالعات زیادی مقادیر $\Delta E > 3/3$ از نظر کلینیکی غیر قابل قبول و محسوس در نظر گرفته می‌شود (۱۰، ۱۸-۲۰) در واقع $\Delta E > 3/3$ حد فوقانی قابل قبول در ارزیابیهای بصری رنگ در دندانپزشکی است.

در تمام مواد مورد مطالعه مقدار ΔL بعد از دوره رنگ‌پذیری کاهش یافته است. تغییرات شاخص L در میان سه محور رنگی در محلولهای قهوه و چای نسبت به تغییر دو شاخص دیگر (b,a) بیشتر می‌باشد بنابراین تغییرات رنگی (ΔE) بیشتر تحت تأثیر تغییر شاخص L است.

در مطالعه حاضر تمام کامپوزیت‌های مورد مطالعه در محلولهای قهوه و چای تغییر رنگ غیرقابل قبول ($\Delta E > 3/3$) داشتند، که این یافته با نتایج مطالعات قبلی هماهنگ است. (۷، ۹-۱۰، ۱۵، ۲۱-۲۷)

تغییرات رنگی به علت رنگ‌پذیری احتمالاً به علت جذب مواد رنگی خارجی است. (۲۸)، یافته‌های قبلی مشخص کرده‌اند که قهوه و چای مواد رنگ‌دار زرد دارند که قطبیت آنها با هم متفاوت است. اجزای با قطبیت بالاتر (چای) ابتدا آزاد شده و اجزای با قطبیت کمتر (قهوه) با تأخیر آزاد می‌شوند. بنابراین تغییر رنگ با چای به علت Adsorption مواد رنگی قطبی روی سطح مواد است، در حالی که تغییر رنگ مربوط به قهوه هم به علت Adsorption و هم Absorption مواد رنگی است که این Absorption و نفوذ مواد رنگی به مرحله آلی مواد احتمالاً به دلیل تطابق مرحله پلیمری با مواد رنگی زرد قهوه است (۱۷و۹).

Stober نیز اظهار کرد که خواص فیزیکوشیمیایی مونومرها در ماتریس‌های رزینی، Adsorption مواد غذایی رنگی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. Initiatorها و مونومرهای واکنش نکرده احتمالاً گروههای هیدروفلیک برای برداشت مولکول‌های هیدروفل مواد رنگی دارد. (۲۳)، در این مطالعه نمونه‌ها طی مدت غوطه‌ورسازی در دمای مصرفشان برای مشابه‌سازی حالت کلینیکی نگهداری شدند. افزایش در حرارت تا ۵۵ درجه سانتی‌گراد در مورد محلول چای در قهوه احتمالاً میزان برداشت آب توسط نمونه‌ها را افزایش داده و این مسئله جذب ذرات رنگی در محلول چای و قهوه را تسهیل می‌کند. (۲۸)، درواقع رنگ‌پذیری با جذب بیشتر آب افزایش می‌یابد و آب به‌عنوان حامل عوامل رنگ‌پذیری به

درون ماده عمل می‌کند. (۲۹)

اینترفیس رزین/فیلر یکی از ضعیفترین نقاط ماده کامپوزیت است که حساسیت بالایی به جذب آب دارد. جذب آب در این ناحیه می‌تواند منجر به ترک‌های ریز و درزهای حد فاصل فیلر/ماتریکس شود که مسیرهایی برای نفوذ رنگها می‌باشند. (۱۵)، زرد شدن در کامپوزیت‌های لایت کیور با احتمال زیاد به علت یک واکنش است که طی آن بسیاری از گروههای واکنش نکرده متاکریلات موجود در رزین در آن تجزیه می‌شوند و گرما به عنوان یک کاتالیست برای این واکنش تجزیه عمل می‌کند. در واقع گرما سرعت و واکنش تجزیه گروههای واکنش نکرده را تسریع کرده و به این طریق رنگ‌پذیری را سرعت می‌بخشد. (۳۰)، انرژی حرارتی می‌تواند سبب تجزیه Bis-GMA - Bis شود که این مسئله نیز خود سبب تغییر رنگ می‌گردد.

پدیده دیگری که منجر به برداشت سطحی ذرات رنگی می‌شود تخلخل سطحی ناشی از حل شدن مختصر اجزای محلول مواد است. (۲۰)

کوکا با اینکه کمترین pH را داشت و احتمالاً می‌بایست تخریب سطحی بیشتری در مواد ایجاد کند، به اندازه قهوه و چای تغییر رنگ ایجاد نکرد که احتمالاً به علت فقدان ماده رنگی زرد در کوکاست که این یافته با نتایج مطالعات قبلی هماهنگ است. (۱۵و۱۷)

Asmussen نیز در مطالعه خود نشان داد که pH محیط نگهداری اثر مختصری بر تغییر رنگ کامپوزیت‌ها دارد. (۳۱) در مورد اثر بزاق مصنوعی محصول مورد استفاده در این مطالعه حاوی آنزیم‌های لاکتوفرین، لاکتوپراکسیداز، لیزوزیم و ایمونوگلوبولین‌های طبیعی موجود در بزاق می‌باشد اما با این حال تغییر رنگ محسوسی در نمونه‌ها ایجاد نکرد. برای تعیین اثر آنزیم‌های بزاقی از پورسین لیوراستراز (PLE) استفاده می‌شود که فعالیت مشابه استراز بزاق انسانی دارد مطالعاتی که اثر این آنزیم را بر تغییر رنگ کامپوزیت‌ها بررسی کرده‌اند نتایج ضد و نقیضی نشان داده‌اند. (۱۶، ۳۲-۳۳)، اما ظاهراً بزاق مصنوعی مورد استفاده در این مطالعه حاوی این آنزیم نبوده و بنابراین نتیجه اثر این محصول با نتایج مطالعات قبلی در مورد آنزیم‌های بزاقی قابل مقایسه نیست.

در این مطالعه محلولها به صورت خالص استفاده شدند زیرا

که این ذرات نسبت به فیلرهای میکرونی Zr/si موجود در Z250 و P60 مقاومت به رنگ پذیری کمتری دارد. (۲۳) Villatta نیز اثر دو محلول رنگ‌پذیری (قهوه و شراب قرمز) و سه سیستم Bleach را بر تغییرات رنگ یک نانوکامپوزیت (FS) و یک کامپوزیت میکروهیبرید (Esthet X) ارزیابی کرد و نتایج آنها به این صورت بود که نانوکامپوزیت تغییر رنگ بیشتری نسبت به کامپوزیت میکروهیبرید بعد از رنگ‌پذیری داشت. (۷)

در مطالعه Yazici نیز مشخص شد که کامپوزیت FS پس از غوطه‌ورسازی سی روزه در قهوه و چای به طور معنی‌داری تغییر رنگ بیشتری نسبت به کامپوزیت میکروهیبرید Clearfi Ap-x داشت. (۲۲) همین‌طور در مطالعه Lee و همکاران نیز کامپوزیت FS تجمع Stain بالاتری را نسبت به سایر کامپوزیت‌های مورد مطالعه نشان داد. (۱۲)

کامپوزیت Tetric Evoceram، یک کامپوزیت نانوهیبرید با حجم فیلر ۵۳٪ - ۵۵٪ حجمی ۷۵٪ - ۷۶٪ وزنی) و متوسط اندازه ذرات ۰/۵ میکرون است که نسبت به FS درصد فیلر کمتر و اندازه ذرات کوچکتری دارد.

برخی مطالعات یک ارتباط بین قابلیت پرداخت و خواص کامپوزیت‌ها مانند میزان فیلر و اندازه ذرات گزارش کرده‌اند. آنها نشان داده‌اند که بالاترین خشونت سطحی برای ذرات بزرگتر و کمترین خشونت سطحی برای ذرات ریزتر به دست می‌آید. (۱۷، ۳۵)

برخی محققان نیز گزارش کرده‌اند که خشونت سطحی کامپوزیت حتی پس از اتمام به ذرات فیلر معدنی که به طور نامنظم قرار گرفته‌اند وابسته است. سطوح خشتر راحت‌تر توسط جذب مکانیکی رنگ می‌پذیرند. (۱۷)

بنابراین کامپوزیت TE به دلیل درصد فیلر کمتر و اندازه کوچکتر فیلر باید ظاهراً قابلیت پرداخت بهتری نسبت به FS داشته باشد اما بر خلاف این پیش‌بینی طی چند مطالعه که اخیراً انجام شده است این کامپوزیت از نظر قابلیت پرداخت بهتر از Supreme نبوده و حتی در مطالعه‌ای که در رابطه با خشونت سطحی و قابلیت پرداخت کامپوزیت‌های نانوفیل، کامپوزیت‌های نانوهیبرید و میکروهیبرید انجام شده بود، این‌طور نتیجه گرفته شد که کامپوزیت‌های نانوفیل حاوی نانوکلاستر سطح صافتری نسبت به کامپوزیت‌های

ثابت شده است که بزاق رنگ‌پذیری کامپوزیت‌ها را در محلولهای رنگی افزایش می‌دهد. (۱۶و۱)

کامپوزیت Filtek Supreme (FS) به طور معنی‌داری در محلول قهوه دچار تغییر رنگ بیشتری نسبت به سایر کامپوزیت‌ها شده است و بیشترین میزان ΔE را در بین تمام کامپوزیت‌ها و تمام محلولها داشت.

FS یک کامپوزیت نانوفیلد با حجم فیلر ۵۹/۵٪ حجمی (۷۸/۵٪ وزنی) و اندازه ذرات ۱/۴ - ۰/۶ میکرون است.

یک دلیل احتمالی در مورد رنگ‌پذیری بیشتر FS، فرم Aggregate فیلرهای موجود در آن است. در این ذرات تخلخل و پروزیتی‌های وجود دارد که سبب رنگ‌پذیری بیشتر و جذب Stain بالاتری می‌شود. این نتایج با مطالعه: Lee و Iazzetti هماهنگ است که تغییر رنگ زیاد را با پروزیتی ذرات کلاستر مرتبط دانسته‌اند. (۱۰ و ۳۰) ماتریکس رزینی FS حاوی Bis GMA، UDMA، TEGDMA، Bis GMA، Bis EMA یک نوع Ethoxylated است که بسیار هیدروفوبیک بوده و هیچ گروه هیدروکسیل واکنش نکرده‌ای در زنجیره پلیمری اصلی خود ندارد و بنابراین باید جذب آب کمی داشته باشد. (۱۲، ۲۲، ۳۴) Yap نیز نشان داد که کامپوزیت‌های با پایه Bis EMA در برابر اثرات مخرب مایعات غذایی بسیار مقاوم هستند. (۳۴)

از طرف دیگر کامپوزیت FS، UDMA را نیز در ماتریکس رزینی خود دارد که نشان داده شده است که کامپوزیت‌های با اساس UDMA یا Bis GMA مدیفای شده با UDMA نسبت به تغییر رنگ و جذب آب مقاوم‌تر از انواع بایس Bis GMA هستند.

با توجه به مطالب فوق انتظار می‌رفت که FS نسبت به Staining مقاوم‌تر باشد که مایه تعجب است که این‌طور نشد. این یافته با نتایج مطالعات دیگر هماهنگ است. (۷، ۱۲، ۲۲ - ۲۳)

در مطالعه Ertas تغییر رنگ انواع مختلف کامپوزیت‌ها در نوشیدنیهای مختلف ارزیابی شد و مشخص شد که دو نانوکامپوزیت FS و Grandio تغییر رنگ بیشتری نسبت به کامپوزیت‌های P60 و Z250 داشتند.

Ertas این یافته را با Agglomerated ذرات و نانوکلاسترهای موجود در FS مرتبط دانست و اظهار داشت

ارتباط دادن یافته‌های لابراتواری با رفتار کلینیکی هر ماده ترمیمی مشکل بوده و بنابراین برای یافتن ارتباط بین مطالعات کلینیکی و اندازه‌گیری‌های لابراتواری، ارزیابی‌های کلینیکی بیشتری پیشنهاد می‌شود. با توجه به نتایج مطالعه حاضر و سایر مطالعات انجام گرفته به نظر نمی‌رسد که نانوکامپوزیت‌های جدید مزیت چندانی در مقایسه با همتایان میکروهیبرید خود در زمینه مقاومت به رنگ‌پذیری داشته باشند.

از این مطالعه می‌توان نتیجه گرفت که کیفیت رنگ ترمیم‌های استتیک با رعایت محدودیتهایی در عادت غذایی طی زمان طولانیتری در محیط دهان حفظ می‌شود.

تقدیر و تشکر

از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران که پشتیبانی مالی این مطالعه را به عهده گرفتند کمال تشکر را داریم. همچنین از جناب آقای دکتر خرازی فرد که مشاوره آماری مطالعه را به عهده داشتند سپاسگزاری می‌کنیم.

نانوهیبرید بعد از پرداخت و Brushing دارند. (۳۶-۳۷) با این حال کامپوزیت TE نسبت به Supreme در محلول قهوه ثبات رنگ بهتری داشته و مقاومت به رنگ‌پذیری بیشتری نشان داده است که یک دلیل احتمالی این قضیه عدم وجود نانوکلاستر در ساختار آن است. همان‌طور که قبلاً گفته شد ذرات کلاستر و Agglomerated به دلیل پروزیتی‌های سطحی احتمالاً Stain بیشتری می‌پذیرند.

اندازه و توزیع ذرات فیلر نیز با تغییر رنگ رابطه دارد. کامپوزیت‌های با ذرات فیلر بزرگتر بیشتر مستعد تغییر رنگ ناشی از Water aging نسبت به کامپوزیت‌های دارای فیلر کوچکتر هستند که این مسئله با تجزیه و تحلیل هیدرولیتیک حد فاصل فیلر/ ماتریکس مرتبط است (۴) که شاید دلیل احتمالی دیگر ثبات رنگ ضعیفتر FS نسبت به TE اندازه ذرات بزرگتر FS باشد.

نتیجه‌گیری

از آنجا که تعدادی از عوامل در محیط دهان نقش دارند

REFERENCES

1. Khokhar ZA, Razzoag ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. Quintessence Int. 1991 Sept; 22(9): 733-737.
2. Paravina R, Powers J. Esthetic color training in dentistry. 1st ed. St. Louis: Mosby; 2004; chapter 1-6.
3. Yap A, Wee K. Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. Oper Dent. 2002Mar-Apr; 27(2): 147-153.
4. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. Dent Mat. 2004 Jul; 20(6): 530-534.
5. Wilson NH.F, Burke FJT, Mjor IA. Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners in the United Kingdom. Quintessence Int. 1997Apr (4); 28: 245-248.
6. Hosoya Y. Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. Dent Mat. 1999 Jul; 15(4): 268-274.
7. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers J.M. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. J Prosthet Dent. 2006 Feb; 95(2): 137-42.
8. Stober T, Gilde H, lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. Dental Mat. 2001 Jan; 17(1): 87-94.

9. Um Cm, Ruyter .IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int.* 1991 May; 22(5): 377-386.
10. Iazzetti, Burgess JO, Gardiner D, Ripps A. Color stability of fluoride-containing restorative materials. *Oper Dent.* 2000 Nov-Dec; 25(6): 520-525.
11. Janda R, Roulet J-F, Latta M, Steffin G, Ruttermann S. Color stability of resin-based filling materials after aging when cured with plasma or halogen light. *Eur J Oral Sci.* 2005Jun; 112(3):251-257.
12. Lee Y.K, Lu H, Oguri M, Powers J.M. Changes in color and staining of dental composite resins after wear simulation. *J Biomed Mater Res part B: Appl Biomater.* 2007 Aug; 82(2): 313-319.
13. Hervas-Garcia A, Martinez- Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjav-Escribano A, Fos-Galve P. composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Oral Med Oral Pathol Cir Bucal.* 2006 Mar; 11(2): E 215-20.
14. Hachiya Y, Hosoda H, Fusayama T. Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prothet Dent.* 1984 Dec; 52(6): 811-814.
15. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc.* 2004 May; 135(5): 587-594.
16. Lee YK, Powers JM. Discoloration of dental resin composites after immersion in a series of organic and chemical solutions. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2005 May; 73(2): 361-367.
17. Bagheri R, Burrow M.F, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005 May; 33(5):389-398.
18. Anusavice KJ, Phillips R. Phillip's science of dental materials. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 2003, Chapter 3, 15.
19. Fay RM, Walker CS, Powers J.M. Discoloration of a compomer by stains. *J GT Houst Dent Soc.* 1998 Mar; 69 (8):12-3.
20. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006 Jul; 96(1): 33-40.
21. LU H, Roeder LB, Lei L, Powers J. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2005 Feb; 17(2): 102-108.
22. Yazici AR, Celik C, Dayangac B, Ozgunaltay G. The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Oper Dent.* 2007 Nov-Dec; 32(6): 616-622.
23. Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J.* 2006 Jun; 25(2): 371-6.
24. Omata Y, Uno S, Nakaoki Y, Tanaka T, Sano H, Yoshida S, Sidhu SK. Staining of hybrid composites with coffee, oolong tea, or red wine. *Dent Mater J.* 2006 May; 25(1): 125-31.
25. Turker SB, Kocak A, Aktepe E. Effect of five staining solutions on the color stability of two acrylics and three composite resins based provisional restorations. *Eur J Prosthodont Res Dent.* 2006 Sep; 14(3): 121-125.
26. Guler A.U, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005 Aug; 94(2): 118-24.
27. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent.* 2005 Mar-Apr; 30(2): 213-219.

28. Gross MD, Moser JB. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil.* 1977 Oct; 4(4): 311-322.
29. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mat.* 2003 Nov; 19(7): 612-619.
30. Sarrett DC, Coletti DP, Peluso AR. The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dent Mat.* 2000 Jan; 16(1): 62-67.
31. Asmussen Erik. Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Odontol Scand.* 1983 Jan; 41(1):11-18.
32. Lee YK, Lim BS, Powers JM. Color changes of dental resin composites by a salivary enzyme. *J Biomed Mater Res. Part B: Appl Biomater.* 2004 Oct 15; 71(1): 16-21.
33. Lee YK, Kim SH, Powers JM. Changes in translucency of resin composites after storage in salivary esterase. *J Esthet Restor Dent.* 2005 May; 17(5): 293-302.
34. Yap AU, Low JS, Ong LF. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent.* 2000 May-Jun; 25: (3):170-176.
35. Tjan A.H, Chan C.A. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1989 Feb; 61(2):138-46.
36. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Oper Dent.* 2008 Jan-Feb; 33(1): 44-50.
37. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofil and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent.* 2007 May; 19(5): 265-75.