

بررسی آزمایشگاهی ثبات رنگ سه نوع کامپوزیت پس از Accelerated Artificial Aging

دکتر هاله حشمت^۱ - دکتر مریم حوریزاد گنجگار^۱ - دکتر منصوره امامی ارجمند^۲ - دکتر محمدجواد خرازی فرد^۳

۱- استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران، ایران

۲- متخصص دندانپزشکی ترمیمی

۳- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: از مشکلات ترمیمهای کامپوزیتی تغییر رنگ دندان با گذشت زمان می باشد. بدین ترتیب مهمترین مزیت کامپوزیتها که تا مین زیبایی می باشد از دست می رود و نیاز به تعویض ترمیم مطرح می شود. هدف از این مطالعه آزمایشگاهی بررسی اثر Accelerated Artificial Aging بر ثبات رنگ سه نوع کامپوزیت Filtek supreme، Filtek Z250XT و Filtek Z250 می باشد. روش بررسی: در این مطالعه آزمایشگاهی از هر سه نوع کامپوزیت میکروهیبرید (Z250(3MESPE,USA و نانوفیلد، Supreme(3MESPE,USA و نانوهیبرید Z250XT(3MESPE,USA هفت نمونه با ابعاد یکسان تهیه گردید. رنگ سنجی اولیه به وسیله رادیو اسپکترومتر مطابق با سیستم CIE $L^* a^* b^*$ انجام شد. نمونه ها به مدت ۳۸۴ ساعت تحت فرآیند ایجینگ قرار گرفتند پس از آن سنجش نهایی رنگ نمونه ها با رادیو اسپکترومتر انجام پذیرفت. خشونت سطحی یک نمونه از هر گروه قبل و بعد از ایجینگ توسط AFM تعیین شد. یافته ها با استفاده از آزمونهای One way ANOVA و Tukey ارزیابی شدند. یافته ها: تغییرات رنگ پس از ایجینگ در کامپوزیت Z250 به صورت معناداری کمتر از Supreme و Z250XT بود ($P \leq 0/05$) تفاوت آماری معناداری بین تغییرات رنگ Z250XT و Supreme وجود نداشت. ($P > 0/05$) نتیجه گیری: بر اساس نتایج این مطالعه تغییر رنگ کامپوزیت های مورد مطالعه در اثر ایجینگ بالاتر از حد قابل قبول کلینیکی بود. کامپوزیت میکروهیبرید Z250 از ثبات رنگ بیشتری در مقایسه با کامپوزیت های نانو برخوردار بود. ایجینگ باعث افزایش خشونت سطحی گردید گرچه از لحاظ کلینیکی قابل قبول می باشد.

کلید واژه ها: ثبات رنگ، کامپوزیت، Aging

پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۵/۱۵

اصلاح نهایی: ۱۳۹۲/۴/۲۲

وصول مقاله: ۱۳۹۲/۲/۷

نویسنده مسئول: دکتر منصوره امامی ارجمند، متخصص دندانپزشکی ترمیمی

e.mail:dds_emami@yahoo.com

مقدمه

کامپوزیتی که از مزایایی مانند آسیب کمتر به نسج دندان، بافت نرم و هزینه کمتر برخوردار است برقراری تطابق رنگ از اهمیت به سزایی برخوردار است. (۲) در سالهای اخیر پیشرفتهای زیادی در مورد رزین کامپوزیتها انجام شده است که ارائه کامپوزیت های نانو از آن جمله می باشد. ادعا شده است این کامپوزیتها از ویژگیهایی همچون خصوصیات مکانیکی و بصری بالاتر، استتیک مناسبتر، مقاومت به سایش بالا و انقباض پلیمریزاسیون پایینتر برخوردار هستند. (۵-۷) ساختار کامپوزیتها و ویژگیهای ذرات فیلر آنها می تواند از تأثیرات

در سالیان اخیر کاربرد ترمیمهای کامپوزیتی به علت افزایش تقاضای بیماران به درمانهای زیبایی، آسان شدن مراحل باندینگ و بهبود ویژگیهای کامپوزیتها و پیشرفت در ساخت آنها افزایش یافته است. (۱)، یکی از مهمترین مشکلات ترمیمهای کامپوزیتی از دست رفتن تطابق رنگ رزین کامپوزیت با رنگ دندان با گذشت زمان می باشد. (۲)، بیش از ۸۰٪ بیماران عدم مطابقت رنگ کامپوزیت و نسج دندان مجاور را مطرح می نمایند. (۳)، بدین ترتیب مهمترین مزیت کامپوزیتها که تا مین زیبایی می باشد از دست می رود و نیاز به تعویض ترمیم را مطرح می سازد. (۲ و ۴)، در مرمت ترمیمهای

Coltolux 2.5 (Colten, USA) QTH با شدت ششصد میلی وات بر سانتی‌متر مربع به روش همپوشانی هر بار به مدت چهل ثانیه کیور شد تا توزیع یکنواخت نور در نمونه وجود داشته باشد. در ادامه نمونه‌ها از قالب خارج شده و توسط دیسک‌های کاغذی (Sof Lex 3M) سیصد و شصت، ششصد و هزار و دویست گریت پالیش گردید.

رنگ اولیه توسط دستگاه رادیو اسپکترومتر کونیکا مینولتا (USA) CS-2000 مطابق با سیستم $L^*a^*b^*$ CIE تعیین شد. L^* نشان دهنده ارزش از سفید تا سیاه متغیر بوده، مؤلفه a^* از سبز تا قرمز و مؤلفه b^* از زرد تا آبی متغیر است. ($a^* b^*$) نشان‌دهنده کروما می‌باشد.

از هر گروه خشونت سطحی یک نمونه توسط دستگاه AFM (DME, Dual Scope-C-26, Denmark) تعیین گردید. سپس نمونه‌ها تحت شرایط Accelerated Artificial Aging در دستگاه QUV/Spray (USA) که تحت استاندارد ۱۵۴-۰۶ ASTMG می‌باشد قرار گرفتند در این دستگاه نمونه‌ها تحت سیکل‌های متناوب قرار می‌گرفتند بدین ترتیب که نمونه‌ها تحت تابش لامپ A فلورسنت UV (UVA) با طول موج سیصد و چهل نانومتر و شدت ۰/۸۹ وات بر میلی‌متر مربع به مدت هشت ساعت در دمای شصت درجه سانتی‌گراد و سپس به مدت چهار ساعت در رطوبت ۱۰۰٪، بدون نور در دمای پنجاه درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند. این فرآیند به صورت متناوب به مدت ۲۸۴ ساعت که با زمان یک سال کلینیکی مطابقت دارد انجام شد. پس از آن سنجش نهایی رنگ نمونه‌ها با دستگاه رادیو اسپکترومتر کونیکا مینولتا (USA) CS-2000 و ارزیابی خشونت سطحی با AFM (DME, Dual Scope-C-26, Denmark) انجام پذیرفت.

نتایج حاصله با استفاده از روشهای One way ANOVA و Tukey تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها

در این مطالعه ثبات رنگ سه نوع کامپوزیت (Filtek) (Supreme, Filtek Z₂₅₀, Filtek Z₂₅₀XT) پس از انجام فرآیند Aging مورد ارزیابی قرار گرفت. مقادیر مؤلفه‌های رنگ قبل از فرآیند در جدول ۲، پس از فرآیند در جدول ۳ و تغییرات مؤلفه‌ها پس از فرآیند در جدول ۴ ارائه شده است.

از روش One-way ANOVA و Tukey جهت بررسی داده‌ها استفاده گردید. آزمون آماری One way ANOVA نشان داد

مستقیم بر جذب خارجی رنگدانه‌ها برخوردار باشد همچنین رزین کامپوزیت‌ها از اجزای آلی مختلفی تشکیل یافته‌اند که می‌تواند با تغییر رنگ داخلی مرتبط باشند. (۴)

خشونت سطحی ترمیم‌های کامپوزیتی به عنوان یکی از پارامترهای مهم کلینیکی در نظر گرفته می‌شود که با ویژگی‌هایی نظیر تجمع پلاک، استعداد جذب رنگدانه و سایش در ارتباط می‌باشد. (۵)، حد قابل قبول خشونت سطحی مواد ترمیمی ۰/۲ میکرون در نظر گرفته می‌شود. (۱)، چنان چه میزان خشونت سطحی بالاتر از حد آستانه فوق باشد ریسک تجمع پلاک، التهاب، لثه و پوسیدگی Staining وجود دارد. (۳ و ۱)

استفاده از روش Accelerated Artificial Aging (AAA) از جمله روشهای مناسب جهت ارزیابی ایجینگ بر روی ساختار فیزیکی، شیمیایی و اپتیکی مواد غیرفلزی مانند کامپوزیت‌های دندانی است. (۲)، این سیستم بازسازی کننده محیطی مخرب شبیه حفره دهان می‌باشد که می‌تواند جهت پیشگویی دوام مواد تحت محیطی با قابلیت بازسازی واکنشهای شیمیایی و فیزیکی مشابه باشند. براق با حضور رطوبت ۱۰۰٪ بازسازی شده و UV نیز جهت بازسازی نور به کار می‌رود. (۸-۹)، با توجه به موارد فوق هدف از این مطالعه بررسی اثر Accelerated Artificial Aging بر ثبات رنگ سه نوع رزین کامپوزیت میکروهیبرید و نانوفیلد و نانوهیبرید رایج به صورت آزمایشگاهی می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، هفت نمونه دیسک شکل در ابعادی به قطر ۸ میلی‌متر و ضخامت دو میلی‌متر برای هر گروه که شامل کامپوزیت میکروهیبرید (3M ESPE, USA) Z₂₅₀ و کامپوزیت نانوفیلد Supreme(3M ESPE, USA) کامپوزیت نانوهیبرید Z₂₅₀XT (3M ESPE, USA) تهیه شد.

در جدول ۱، لیستی از سه نوع کامپوزیت رزین و اجزای تشکیل دهنده آن که در سه گروه در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت ارائه شده است. قالب فلزی بر روی نوار میلار که توسط یک اسلب شیشه‌ای پوشیده شده قرار گرفت. سپس قالب توسط کامپوزیت پر شد و پس از آن نوار میلار بر روی آن قرار گرفت و توسط یک اسلب شیشه‌ای دیگر از بالا فشرده شد. پس از آن نمونه‌های کامپوزیتی با توجه به دستور کارخانه سازنده توسط دستگاه لایت - کیور

جدول ۱: ویژگیهای ساختاری کامپوزیت‌های مختلف

میزان فیلر (درصد وزنی)	اجزا تشکیل دهنده	رنگ	کارخانه سازنده	نوع	ماده
٪۷۸/۵	ماتریکس: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA فیلر: نانوفیلر سیلیکا (۵-۷۵ nm), نانوکلاستر زیرکونیا سیلیکا (۰/۶-۱/۴ μm)	A ₂ Body	3M ESPE	نانوفیلد	Filtek Supreme
٪۸۲	ماتریکس: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA فیلر: نانوفیلر سیلیکا (۲۰ nm), زیرکونیا سیلیکا (≤۳ μm)	A ₂	3M ESPE	نانوهیبرید	Filtek Z ₂₅₀ XT
٪۸۴/۵	ماتریکس: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA فیلر: زیرکونیا سیلیکا (۰/۱-۳/۵ μm)	A ₂	3M ESPE	میکروهیبرید	Filtek Z ₂₅₀

جدول ۲: مقادیر حداقل، حداکثر، میانگین و انحراف معیار مؤلفه‌های رنگ قبل از ایجینگ در کامپوزیت‌های مختلف

P.v	میانگین ± انحراف معیار						حداکثر			حداقل			قبل از AAA کامپوزیت
	l	a	b	l	a	b	l	a	b	l	a	b	
													Z250
≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	۷۷/۱۸±۲/۰۹	-۰/۷۹±۰/۲۶	۲۱/۰۲±۰/۴۹	۸۰/۲۵	-۰/۲۹	۲۲/۰۷	۷۴/۵۰	-۱/۱۶	۲۰/۳۶		
			۸۰/۵۲±۱/۲۷	۰/۲۸±۰/۱۹	۲۱/۷۲±۰/۳۲	۸۲/۲۶	-۰/۶۶	۲۲/۱۳	۷۸/۵۵	-۰/۰۱	۲۱/۲۴		Supreme
			۷۹/۵۱±۰/۹۰	-۰/۸۳±۰/۱۹	۲۰/۸۸±۱/۲۵	۸۰/۸۳	۱/۰۹	۲۲/۴۶	۷۷/۸۵	-۰/۵۰	۱۸/۳۲		Z250XT

جدول ۳: مقادیر حداقل، حداکثر، میانگین و انحراف معیار مؤلفه‌های رنگ بعد از ایجینگ در کامپوزیت‌های مختلف

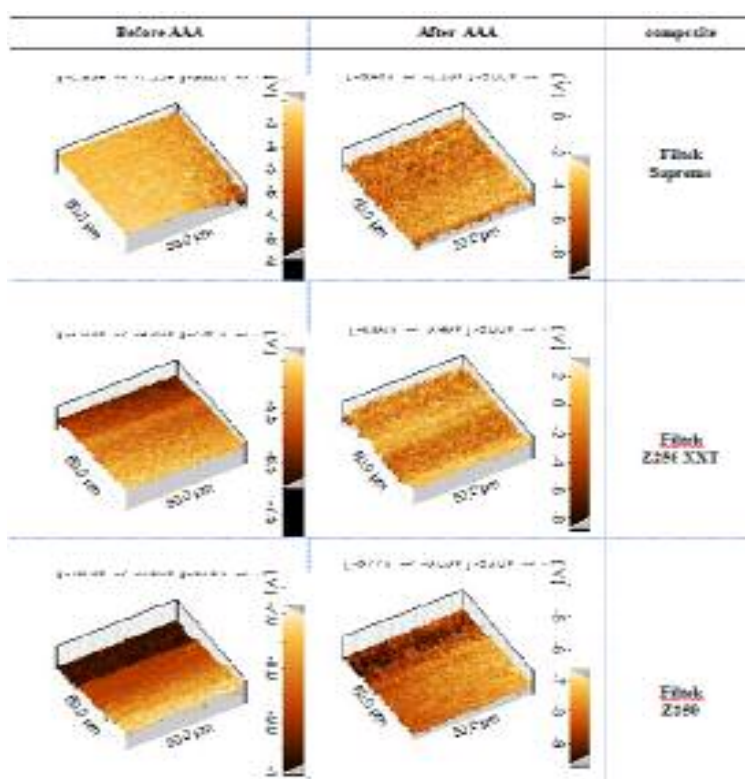
P.v	میانگین ± انحراف معیار						حداکثر			حداقل			بعد از AAA کامپوزیت
	l	a	b	l	a	b	l	a	b	l	a	b	
													Z250
≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	۶۸/۲۵±۱/۶۴	-۰/۲۹±۰/۲۲	۲۱/۲۷±۰/۲۹	۷۰/۵۳	-۰/۱۹	۲۱/۸۲	۶۵/۳۷	-۰/۵۹	۲۰/۹۲		
			۶۵/۸۱±۱/۰۳	۲/۷۰±۰/۲۹	۳۲/۳۳±۰/۳۲	۶۷/۲۴	۳/۰۹	۳۳/۷۶	۶۴/۰۴	۲/۲۹	۳۱/۲۶		Supreme
			۶۴/۶۱±۰/۷۷	۳/۰۹±۰/۱۹	۳۱/۰۴±۰/۷۱	۶۶/۰۵	۳/۴۷	۳۲/۲۶	۶۳/۲۲	۲/۷۹	۳۰/۱۲		Z250XT

جدول ۴: میزان میانگین و انحراف معیار تغییرات مؤلفه‌های رنگ در کامپوزیت‌های مختلف پس از AAA

P.v	میانگین ± انحراف معیار				بعد از AAA کامپوزیت				
	ΔL	Δa	Δb	ΔE	ΔL	Δa	Δb	ΔE	
									Z250
≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	≤۰/۰۰۱	-۸/۹۲±۲/۲۳	۰/۵۰±۰/۲۲	-۰/۲۴±۰/۳۶	۸/۹۵±۲/۲۳	
					-۱۴/۷۱±۲/۰۱	۲/۴۲±۰/۲۳	۱۰/۶۰±۰/۸۰	۱۸/۳۷±۱/۳۳	
					-۱۴/۸۹±۱/۱۶	۲/۲۵±۰/۳۱	۱۰/۱۵±۱/۶۶	۱۸/۲۵±۰/۹۶	

کامپوزیت Z250 به صورت معناداری پایینتر از Supreme و Z250XT بود. ($P=0/001$) ولی تفاوت آماری معناداری بین Supreme و Z250XT وجود نداشت. ($P=0/38$) مؤلفه ΔE در کامپوزیت Z250 به صورت معناداری پایینتر از Supreme و Z250XT بود ($P=0/001$) گرچه مؤلفه فوق در Supreme از Z250XT بالاتر بود ولی این تفاوت معنادار نبود. ($P=0/96$) خشونت سطحی نمونه‌ها قبل و پس از ایجینگ به وسیله AFM با بزرگنمایی پنجاه ثبت شده و در شکل ۱ ارائه شده است.

تفاوت آماری معناداری در بین گروه‌ها وجود دارد. ($P < 0/001$) در بررسی یافته‌های تغییرات مؤلفه‌های رنگ پس از فرآیند ایجینگ آزمون آماری Tukey نشان داد: ΔL در کامپوزیت Z250 به صورت معناداری بالاتر از Supreme و Z250XT بود. ($P=0/001$) در حالی که تفاوت آماری معناداری بین Supreme و Z250XT وجود نداشت. ($P=0/94$) مؤلفه Δa در کامپوزیت Z250 به صورت معناداری پایینتر از Supreme و Z250XT بود. ($P=0/001$) ولی تفاوت آماری معناداری بین Supreme و Z250XT وجود نداشت. ($P=0/11$) مؤلفه Δb در



شکل ۱: خشونت سطحی نمونه‌ها قبل و پس از AAA ثبت شده به وسیله AFM با بزرگنمایی پنجاه

و Filtek Z250 XT از لحاظ آماری معنادار نبود. همچنین خشونت سطحی پس از AAA در نمونه‌های مورد بررسی افزایش یافت.

تغییر رنگ ترمیم‌های کامپوزیتی تحت تاثیر عوامل مختلف از جمله عوامل داخلی مانند ساختار ماتریکس رزینی، نوع و درصد ذرات فیلر، نحوه اتصال ماتریکس رزینی و فیلر و نوع آغازکننده نوری و عوامل خارجی نظیر مواد غذایی و محرکات فیزیکی مانند نور محیط می‌باشد. (۱۰-۱۱)

بحث

مطالعه حاضر با هدف مقایسه ثبات رنگ کامپوزیت نانوفیلد Filtek Supreme و کامپوزیت نانو هیبرید Filtek Z250 XT و کامپوزیت هیبرید Filtek Z250 پس از Accelerated Artificial Aging (AAA) انجام پذیرفت. بر اساس نتایج به دست آمده بیشترین مقدار تغییر رنگ در کامپوزیت نانو فیلد Filtek Supreme و کمترین میزان تغییر رنگ در کامپوزیت Filtek Z250 مشاهده شد. تفاوت بین Filtek Supreme و

بوده ولی نسبت به BIS_GMA و UDMA از ویژگی آبدوستی بیشتری برخوردار است (۱۸) و بنابراین جذب آب بیشتری را به دنبال دارند. (۱۶)، مطالعات نشان داده‌اند که جذب آب و نفوذ مایعات و حلالها در ماتریکس یا اینترفیس بین ماتریکس و فیلر از یک سو منجر به تخریب هیدرولیتیک شده و به دنبال افزایش فضای خالی در پلیمر، نفوذ مولکول‌های آب و سایر حلالها افزایش یافته و تخریب بیشتر ماده را می‌تواند به دنبال داشته باشد و از طرف دیگر می‌تواند انتشار نور را تغییر دهد. (۱۰ و ۱۳-۱۴)، تفاوت بین کامپوزیت Z250 و کامپوزیت‌های نانو Supreme و XT Z250 در ثبات رنگ را می‌توان به حضور منومر TEGDMA و PEGDMA در کامپوزیت‌های نانو و فقدان آنها در Z250 نسبت داد. (۱۲)، حجم رزین موجود در کامپوزیت نیز از جمله عوامل مؤثر بر ثبات رنگ ترمیم‌های کامپوزیتی می‌باشد. (۱۸)، کامپوزیت Supreme که در مطالعه حاضر بیشترین میزان تغییر رنگ را نشان داد، هم از محتوای رزینی بالاتری برخوردار بوده و هم دارای منومرهای هیدروفیل بیشتر در ساختار خود است.

در بررسی حاضر، در کامپوزیت XT Z250 گرچه میزان فیلر (۶۸٪ حجمی) بیشتر از کامپوزیت Z250 (۶۰٪ حجمی) می‌باشد ولی تغییر رنگ بیشتری را نشان داد. در مطالعه Pires-de-Souza FD و همکاران نیز مشاهده شد (۱۰) کامپوزیت نانو هیبرید Tetric علی‌رغم داشتن فیلر بیشتر (۷۸٪ حجمی) از تغییر رنگ بیشتر در مقایسه با Z250 (۶۰٪ حجمی) برخوردار است. (۱۰)، حجم بیشتر پارٹیکل‌ها در کامپوزیت باعث کاهش درجه پلی‌مریزاسیون می‌شود (۱۴) بنابراین در کامپوزیت XT Z250 که حجم پارٹیکل‌ها (۶۸٪ حجمی) در مقایسه با Z250 (۶۰٪ حجمی) بیشتر است احتمال کاهش درجه پلی‌مریزاسیون وجود دارد که می‌تواند عامل احتمالی تغییر رنگ بیشتر آن باشد. لذا افزایش حجم پارٹیکل‌ها از یک سو با کاهش حجم رزین باعث بهبود ثبات رنگ می‌گردد و از سوی دیگر با کاهش درجه پلی‌مریزاسیون از اثرات منفی بر ثبات رنگ برخوردار است.

درجه پلی‌مریزاسیون به عوامل مانند نوع و شدت نور دستگاه پلی‌مریزاسیون، زمان پلی‌مریزاسیون، رنگ،

فرآیند Accelerated Artificial Aging تعیین شده توسط استاندارد مجموعه‌ای از این عوامل است که در این مطالعه به منظور مقایسه ثبات رنگ سه نوع کامپوزیت از آن استفاده شد. (۱۰)، بنابر مطالعات روش AAA برای ارزیابی تغییرات در ساختار فیزیکی و شیمیایی و نوری مواد غیر فلزی مانند کامپوزیت‌ها مناسب است. (۲، ۱۰ و ۱۲-۱۳)، نمونه‌ها به مدت ۲۸۴ ساعت در دستگاه QUV/Spray مطابق با استاندارد ASTM G154-06 تحت آزمایش ایجینگ قرار گرفتند. ۳۸۴ ساعت ایجینگ طبق این استاندارد برابر یک سال کلینیکی می‌باشد. (۱۲ و ۱۴)، گرچه در بعضی مطالعات مشاهده شده است که پس از سیصد ساعت، AAA تغییرات پارامترهای رنگ معادل با تغییرات کلینیکی مشاهده شده در دهان در طول دو سال می‌باشد. (۱۳)

در مطالعه Silami و همکاران مشاهده شد که در تمامی گروه‌ها مؤلفه b افزایش یافته است که نشان‌دهنده آن است که رنگ کامپوزیت‌ها به گذشت زمان به زردی می‌گراید. (۱۵)، همچنین در مطالعه Pires-de-souza و همکاران مشاهده شد فرآیند ایجینگ منجر به کاهش ΔL یا Brightness و افزایش کروما می‌شود. (۱۶)، نتایج این دو مطالعه با بررسی حاضر همسو است.

عوامل داخلی نظیر اندازه، درصد و نوع ذرات فیلر، نوع سیستم آغازکننده و ترکیبات شیمیایی آن بر ثبات رنگ کامپوزیت‌ها تاثیر گذارد.

سیستم کامفورکینون/آمین و یا CQ/Amine رایجترین سیستم آغازکننده نوری می‌باشد که میزان آن در کامپوزیت‌های مختلف ۱/۰٪-۱٪ است. رنگ زرد کامفورکینون باعث زرد رنگ شدن کامپوزیت شده و روی ویژگی ظاهری و زیبایی کامپوزیت اثر نامطلوب می‌گذارد. (۹ و ۱۵-۱۷)، از سویی دیگر کاهش مقدار آن درجه پلی‌مریزاسیون را می‌کاهد که منجر به کاهش ویژگیهای مطلوب مکانیکی، جذب آب بیشتر و ثبات رنگ کمتر می‌گردد. به منظور کنترل اثرات نامطلوب کامفورکینون، عامل تسریع کننده آمین در ترکیب کامپوزیت افزوده می‌شود که این ترکیب نیز با گذشت زمان می‌تواند باعث تیره تر شدن کامپوزیت شود. (۱۵)

عامل دیگر در ترکیب کامپوزیت که در ثبات رنگ مؤثر می‌باشد، منومر رزینی TEGDMA است. (۱۲)، منومر TEGDMA از درجه پلی‌مریزاسیون بالاتر برخوردار

ایجینگ باعث افزایش خشونت سطحی نمونه‌ها از طریق اکسپوز فیلرها همراه با گسترش پهنا و طول میکروکرک گردید. این پدیده می‌تواند در تضعیف ساختار کامپوزیت‌ها و مستعدتر شدن آن جهت بروز تغییر رنگ‌های آتی شود. نتایج این مطالعه با مطالعات بسیاری از محققان که به بررسی ویژگی‌های سطحی کامپوزیت‌ها پس از فرآیند ایجینگ پرداخته‌اند و تاثیر آن را بر تغییرات ویژگی‌های نوری کامپوزیت‌ها بررسی کرده‌اند همخوانی دارد. (۱۴ و ۱۷-۱۹)

فرآیند AAA باعث ایجاد شرایط تشدید یافته دما و رطوبت و UV شده که این شرایط باعث تغییرات اندوژن غیرقابل بازگشت در ماده می‌شود همان گونه که Santos PH و همکاران گزارش کرده‌اند (۱۳)، این شرایط تشدید یافته بوده و دقیقاً شرایط داخل دهان را انتقال نمی‌دهد. با توجه به این نکته که شرایط ایجینگ در این مطالعه بسیار تشدید یافته‌تر از محیط دهان است، به منظور تطابق بیشتر با شرایط محیط دهان، به نظر می‌رسد پروتکل AAA به صورت متعادلتر بررسی گردد. همچنین از آنجا که عوامل متعدد دیگری از جمله نوع دستگاه لایت کیور بر ثبات رنگ کامپوزیت‌ها به طور مستقیم و غیر مستقیم نقش دارند و تغییر رنگ کامپوزیت‌ها حاصل برآیند مجموعه‌ای از این عوامل هستند، بررسی نوع دستگاه لایت کیور بر ثبات رنگ کامپوزیت‌ها در مطالعات آتی پیشنهاد می‌شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیتهای این مطالعه و به استناد نتایج به دست آمده می‌توان این گونه نتیجه‌گیری کرد:

- ۱- ۳۸۴ ساعت AAA باعث تغییر رنگ کامپوزیت‌ها بالاتر از حد قابل قبول کلینیکی می‌شود. ($\Delta E \geq 3.3$)
- ۲- کامپوزیت میکروهیبرید Z250 از ثبات رنگ بیشتری در مقایسه با کامپوزیت‌های نانو برخوردار است.
- ۳- ۳۸۴ ساعت AAA باعث افزایش خشونت سطحی کامپوزیت‌های مورد مطالعه می‌گردد. گرچه از لحاظ کلینیکی قابل قبول می‌باشد.

ترانسلوسنسیتی، اپاسیته کامپوزیت و ضخامت کامپوزیت بستگی دارد. (۱۳ و ۱۶)، در کامپوزیت‌های با بیس BIS_GMA درجه پلی‌مریزاسیون بین ۴۵٪-۸۵٪ متغیر است و گزارش شده است در کامپوزیت‌های با بیس BIS_GMA و UDMA درجه پلی‌مریزاسیون ۲۰٪ پایینتر از سایر منومرها می‌باشد. (۱۵)، درجه پلی‌مریزاسیون پایین باعث می‌شود تا مواد بیشتر مستعد تخریب باشند در نتیجه میزان ثبات رنگ کاهش یافته و رهاسازی محصولاتی مانند اسید متاکریلیک و فرمالدهید می‌تواند تغییر رنگ را تشدید نماید. (۱۵ و ۲)

در مطالعه Pires-de-Souza FD و همکاران مشاهده شد که کامپوزیت نانوهیبرید Tetric پس از اولین سیکل هشت ساعته AAA مقادیر تغییر رنگ بیشتر از حد قابل قبول کلینیکی می‌باشد و در Z250 پس از چهار سیکل هشت ساعته AAA بالاتر از حد قابل قبول کلینیکی قرار گرفت. (۱۰)، بنابراین بالا بودن مقادیر ΔE به دست آمده در این مطالعه را می‌توان به ۳۸۴ ساعت زمان ایجینگ که شامل ۴۸ سیکل هشت ساعته می‌باشد نسبت داد در مطالعه Schulze KA و همکاران مقادیر ΔE به دست آمده پایینتر از نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر است ولی مدت ایجینگ در این مطالعه ۱۲۲ ساعت بوده در حالی که در این مطالعه ۳۸۴ ساعت فرآیند ایجینگ انجام پذیرفت. (۱۷)، در تحقیق دیگری Pires-de-Souza FD و همکاران ثبات رنگ کامپوزیت‌های سایلوران بیس و کامپوزیت‌های متاکریلات بیس (Z250, Z350) پس از AAA مورد بررسی قرار دادند هر سه کامپوزیت مقادیر ΔE بالاتر از حد قابل قبول کلینیکی قرار گرفت. (۱۲)

در مطالعه حاضر خشونت سطحی نمونه‌ها با استفاده از AFM بررسی گردید. هرچند فرآیند ایجینگ باعث افزایش خشونت سطحی در تمام گروه‌ها شد اما این میزان پایینتر از حد قابل قبول کلینیکی ۰/۲ میکرون بود. به عبارت دیگر با وجود افزایش خشونت سطحی این میزان از نظر کلینیکی قابل قبول بود. (۱)، ضمناً مشاهده شد که دیسک‌های کامپوزیت بدون داشتن نمای کلینیکی می‌توانند دارای میکروکرک‌هایی باشند. فرآیند

REFERENCE

1. Catelan A, Briso AI, Sundfeld RH, Dos Santos PH. Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed Composites. *J Esthet Rest Dent*. 2010 Oct;22(5):324-30.
2. Aguilar FG, Roberti Garcia Lda F, Cruvinel DR, Sousa AB, de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza F. Color and opacity of Composites protected with Surface sealants and submitted to artificial accelerated aging. *Eur J Dent*. 2012 Jan;6(1):24-33.
3. Ghinea R, Ugarte-Alvan L, Yebra A, Pecho OE, Paravina RD, Perez Mdel M. Influence of surface Roughness on the color of dental resin Composites. *J Zhejiang Univ Sci B*. 2011 Jul;12(7):552-62.
4. Pieres-de-souza Fde C, Garcia Lda F, Hamida HM, Casemiro LA. Color Stability of Composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or light emitting diode source. *Braz Dent J*. 2007; 18 (2): 119-23.
5. Marghalani Hy. Effect of filler particles on surface Roughness of experimental Composite series. *J Appl Oral Sci*. 2010 Jan;18(1):59-67.
6. Endo T, Finger WJ, Kanehira M, Utterodt A, Komatsu M. Surface Texture and Roughness of polished nanofill and nanohybrid resin Composites. *Dent Mater J*. 2010 Mar; 29 (2):213-23.
7. 3M ESPE. Filtek Z250XT. Available: <http://www.3m.com/Feb5>. 2012.
8. Melo MA, Moyses MR, Santos SG, Alcantara CE, Ribeiro JC. Effects of different surface treatments and accelerated artificial aging on the bond strength of Composite resin. *Braz Oral Res*. 2011 Nov-Dec;25(6):485-91.
9. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. USA: Mosby; 2012, Chap.
10. Drubi-Filho B, Garcia Lda F, Cruvinel DR, Sousa AB, Pires-de-Souza Fde C. Color stability of modern composites subjected to different periods of Accelerated Artificial Aging. *Braz Dent J*. 2012 Sept-Oct;23(5):575-580.
11. Tuncdemir AR, Aykent F. Effect of fibers on the color change and stability of resin composites after accelerated aging. *Dent Mat J*. 2012;31(5):872-878.
12. Pires-de-Souza Fde C, Garcia Lda F, Roselino Lde M, Naves LZ. Color stability of silorane -based composites submitted to accelerated artificial aging - an in situ study. *J Dent*. 2011 Jul;39 Suppl 1:e18-24.
13. Santos PH, Souza FI, Guedes AP, Pavan S. Effect of postpolymerization Method on the color stability of composite resins submitted to ultraviolet aging. *Int J Period Rest Dent*. 2012 Jun;32(3):e950-e100.
14. Rattacaso RM, da Fonseca Roberti Garcia L, Aguilar FG, Consani S, de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza F. Bleaching agent action on color stability, surface Roughness and microhardness of Composites submitted to accelerated artificial aging. *Eur J Dent*. 2011 Apr;5(2):143-9.
15. Silami FD, Mundim FM, Garcia LD, Sinhorette MA, Pires-de-Souza FD. Color stability of experimental composites containing different photoinitiators. *J Dent*. 2013 Aug;41 Suppl 3:e62-6.
16. Sabatini C, Campillo M, Aref J. Color stability of Ten Resin based restorative materials. *J Esthet Rest Dent*. 2012 Jun; 24(3):185-99.
17. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after Accelerated aging. *Dent Mater*. 2003 Nov;19(7):612-9.
18. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi ECH. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mat*. 2011 Jun;27(6):598-607.
19. Zanin FR, Garcia Lda F, Casemiro LA, Pires-de-Souza Fde C. Effect of artificial accelerated aging on color stability and surface roughness of indirect composites. *Eur J Prosthodont Rest Dent*. 2008 Mar;16(1):10-14.