میزان نسبت کنتراست سرامیک‌های گلیز شده و پالیش شده پس از Accelerated aging

دکتر ایوب پهلوان[۱]- دکتر تبسم هوشمند[۲]- دکتر منصوره میرزایی[۳]- دکتر هدی صفایی[۴]+

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

۲- دانشیار گروه آموزشی بیومواد دندانی، دانشکده دندانپزشکی و مرکزتحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

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

۴- دستیار تخصصی گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

Contrast ratio of glazed and polished dental ceramics after accelerated aging

Aiob Pahlevan[1], Tabassom Hooshmand[2], Mansoreh Mirzaie[3], Hoda Safaie[†4]

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

2- Associate Professor, Department of Dental Biomaterials, School of Dentistry/Research Center for Science and Technology in Medicine, Tehran of University of Medical Sciences, Tehran, Iran

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

4†- Post-graduate, Operative student, School of Dentistry, Tehran of University of Medical Sciences, Tehran, Iran (hoda.safaie@gmail.com)

Background and Aims: The purpose of this in vitro study was to assess the effect of two different surface treatments on the contrast ratio of IPS e.max press ceramic submitted to accelerated aging.

Materials and Methods: Ten ceramic (IPS e.max Press) disks (10-mm diameter and 1.5-mm thick) were fabricated according to the manufacturer's recommendations. The samples were randomly divided into 2 groups (n=5): polishing and glazing. Contrast ratio ware obtained with a spectrophotometer before and after accelerated aging. The contrast ratio (CR=Yb/Yw), was defined as the ratio of illuminance (Y) of the test material when it is placed on the black background (Yb) to the illuminance of the same material when it is placed over a white background (Yw), was determined. The data were statistically analyzed by two-way analysis of variance ($P<0.05$).

Results: All specimens of IPS e.max press ceramic showed significant increase in CR after 300-hour accelerated aging time ($P=0.005$). Polished samples showed significantly higher opacity compared with that of the glazed ones ($P=0.018$).

Conclusion: Within the limitations of this study, it may be concluded that the glazed specimens showed higher stability in their translucency than the polished specimens.

Key Words: Dental ceramic; Aging; Glaze; Polish

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2013;26(1):19-26

+ مولف مسوول: نشانی: تهران- انتهای کارگر شمالی بعد از انرژی اتمی- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران- گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی
تلفن: ۸۸۰۱۵۹۵۰ نشانی الکترونیک: hoda.safaie@gmail.com

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]

چکیده

زمینه و هدف: هدف از این مطالعه لابراتواری مقایسه دو نوع مختلف آماده‌سازی سطحی بر روی نسبت کنتراست سرامیک IPS e.max Press قبل و بعد از قرارگیری در معرض Accelerated aging بود.

روش بررسی: ۱۰ نمونه دیسکی شکل (۱/۵×۱۰ میلی‌متر) از سرامیک‌های IPS e.max press براساس دستورالعمل کارخانه سازنده ساخته شد. نمونه‌ها به صورت تصادفی به دو گروه گلیز و پالیش تقسیم شدند (تعداد=۵). نسبت کنتراست نمونه‌ها قبل و بعد از Aging با دستگاه اسپکتروفوتومتر مورد بررسی قرار گرفت. نسبت کنتراست (CR=Yb/Yw) به صورت نسبت شدت روشنایی نمونه‌ها روی پس زمینه سیاه (Yb) و پس زمینه سفید (Yw) تعریف می‌شد. آنالیز داده‌های به دست آمده با استفاده از آزمون تحلیل واریانس دو طرفه انجام گرفت.

یافته‌ها: پس از ۳۰۰ ساعت Aging همه نمونه‌های IPS e.max Press افزایش معنی داری در نسبت کنتراست خود نشان دادند (P=۰/۰۰۵). سرامیک‌های پرداخت شده در مقایسه با سرامیک‌های گلیز شده افزایش معنی‌داری در اپاسیته خود داشتند (P=۰/۰۱۸).

نتیجه‌گیری: با توجه به محدودیت‌های مطالعه حاضر از یافته‌های به دست آمده می‌توان نتیجه گرفت که سرامیک‌های گلیز شده در مقایسه با سرامیک‌های پرداخت شده دارای ثبات ترانسلوسنسی بالاتری پس از Aging می‌باشند.

کلید واژه‌ها: سرامیک دندانی؛ Aging؛ گلیز؛ پالیش

وصول: ۹۱/۰۵/۳۱ اصلاح نهایی: ۹۲/۰۲/۰۵ تایید چاپ: ۹۲/۰۲/۱۰

مقدمه

بازسازی طبیعی رنگ دندان‌ها یکی از زمینه‌های چالشی در دندانپزشکی می‌باشد. ایجاد حالت زنده نمایی (Vitality) در سرامیک‌های دندانی نه تنها مشکل است، بلکه دارای حساسیت تکنیکی بسیار بالایی می‌باشد. در سیستم دندان‌های طبیعی نور تابشی توسط مینا و عاج بازتاب، پخش (Scatter) و جذب می‌شود. کریستال‌های مینا مسوول پخش نور هستند درحالیکه عاج به صورت اولیه مسولیت جذب نور را برعهده دارد (۱،۲). انتشار و بازتابش عینی (Specular reflectance) در سطح اتفاق می‌افتد و تحت تاثیر Texture سطحی دندان می‌باشد. به علاوه انتشار و انتقال عینی (Specular emission) نور روی ویژگی‌های ترانسلوسنسی دندان تاثیر می‌گذارد.

هدف سرامیک‌های دندانی تقلید کردن رنگ و زنده‌نمایی دندان از طریق ترکیب، جذب و پخش نور می‌باشد (۳). پس سرامیک‌های دندانی به صورت متناقضی هم باید ترانسلوسنسی مینا و هم اپاسیته عاج را داشته باشند تا بتوانند شبیه ساختمان دندان طبیعی باشند (۴). هیچ محصول سرامیکی وجود ندارد که بتواند همزمان ویژگی‌های اپاسیته و هم ترانسلوسنسی را در یک ماده نشان دهد. بنابراین کارخانه‌های سازنده سرامیک‌های زیرساخت، سرامیک‌های اپک و پوشاننده را به عنوان عاج و سرامیک‌های گلیز و لوسنت را برای تکنیک لایه‌گذاری (Layering) ارایه می‌دهند (۵).

سرامیک‌های فلدسپاتیک دندانی در مواجه با نور به صورت مطلوبی رفتار می‌کنند و توانایی بالایی جهت هماهنگ شدن با ساختار باقیمانده دندانی دارند. اگرچه این سرامیک‌ها ازنظر زیبایی مطلوب هستند ولی استحکام پایینی دارند. سیستم‌های سرامیکی جدید یک کور نسبتاً اپک جهت ایجاد استحکام دارند. بسیاری از این سیستم‌ها برای فراهم کردن زیبایی نیاز به سرامیک ونیر دارند، اما ماده کور در رنگ و ترانسلوسنسی ترمیم نهایی مشارکت دارد (۶،۷) و ترانسلوسنسی نهایی مجموعه کور–ونیر برای به دست آوردن زیبایی مطلوب ضروری است (۸).

ترانسلوسنسی سرامیک‌ها تحت تاثیر ویژگی‌های بسیاری ازجمله ضخامت، ساختار کریستال‌ها و تعداد دفعات پخت بوده و مواد ترمیمی تمام سرامیک بر اساس ترانسلوسنسی دندان‌های پایه و دندان‌های اطراف انتخاب می‌شوند (۱۰–۸) و با اینکه دندان‌های بدون تغییر رنگ اجازه استفاده از سرامیک ترانسلوسنت را می‌دهند، کلینیسین‌ها باید از کورهای سرامیکی با ترانسلوسنسی کمتر جهت پوشاندن رنگ دندان‌های تغییر رنگ یافته استفاده نمایند و سپس یک سرامیک ونیر، به منظور زیبایی باید روی کور سرامیکی را ونیر کند (۱۱).

یک سطح سرامیک گلیز شده معمولاً مزایای زیادی دارد برای مثال با پر کردن فضاهای باز در سطح سرامیک پخته شده هم مقاومت به شکست سرامیک را افزایش می‌دهد و هم پتانسیل ساینگی سطح سرامیک را پایین می آورد (۱۲).

تکنیک‌های اتمام و پرداخت سرامیک‌ها برای به دست آوردن

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]

صافی مطلوب درحد گلیز در مطالعات زیادی مورد بررسی قرار گرفتند. در چندین مطالعه سطح سرامیک گلیز شده و پرداخت شده با استفاده از پروفایلومتر، SEM و بصری بررسی شدند. این مطالعات از پرداخت به عنوان جایگزینی برای گلیز در رستوریشن‌های سرامیکی حمایت می‌کنند (۱۷-۱۳). اطلاعات کمی در مقالات درمورد بررسی و مقایسه اثر پرداخت و گلیز روی میزان ترانسلوسنسی انواع سیستم‌های سرامیکی وجود دارد. همچنین اثر Accelerated aging روی میزان ترانسلوسنسی سرامیک‌ها کمتر بررسی شده است.

هدف از این مطالعه بررسی ثبات میزان نسبت کنتراست (Contrast ratio) یک سیستم تمام سرامیکی Silica-based با فاز کریستالین لیتیوم دی‌سیلیکات در کور و ونیر فلوئوروآپاتیتی پس از Accelerated aging بود. درضمن اثر گلیز و پرداخت هم روی ترانسلوسنسی این سیستم مورد بررسی قرار گرفت.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی یک سیستم سرامیکی با بیس سیلیکا با فاز کریستالین لیتیوم دی‌سیلیکات تهیه و مورد بررسی قرار گرفت (جدول ۱).

این نمونه‌ها (تعداد=۱۰) دارای یک کور لیتیوم دی‌سیلیکات و لایه ونیر فلوئوروآپاتیت هستند. روش ساخت آنها به صورت Heat-pressed می‌باشد. برای ساخت کور ابتدا به کمک مولد اسپلیت الگوی مومی با ضخامت ۰/۸ میلی‌متر و قطر ۱ سانتی‌متر آماده شد. سپس با استفاده از گچ مخصوص IPS (Press vest)، سیلندرگذاری انجام شده و حذف موم در دمای ۸۵۰ درجه سانتی‌گراد در مدت ۲۰ دقیقه صورت گرفت. در مرحله بعد Ingotهای IPS e.max Press با ترانسلوسنسی بالا (HT) به شکل قرص درون مولد قرار داده شد و توسط Plunger به داخل آن فشرده گردید. نمونه‌ها در کوره مخصوص IPS (IPS, EP500 combi, Ivoclar pressing Vivadent AG, Lichtenstein) گذاشته شدند. دمای کوره از ۷۰۰ درجه سانتی‌گراد شروع و در مدت ۲۲ دقیقه به ۹۲۰ درجه سانتی‌گراد می‌رسید. تزریق به مدت ۵-۴ دقیقه طول کشید. پس از سرد شدن، کورها خارج شده و به مدت ۳۰-۲۰ دقیقه درون اسید (Invex) به منظور تمیز شدن قرار داده شدند. سپس روی آنها پودرگذاری با ضخامت ۰/۷ میلی‌متر از e.max ceram قرار داده شد و درون کوره قرار گرفتند. پخت لایه ونیر در دمای ۷۵۰ درجه سانتی‌گراد انجام گرفت. این فرایند در مجموع ۸ دقیقه طول کشید. کل زمان موردنظر با احتساب زمان سرد شدن ۱۵ دقیقه بود. نمونه‌ها سپس با فرزهای الماسی Noritake (Noritake Co., Japan) فینیش شدند تا به ضخامت یکسانی برسند. از کولیس دیجیتال با دقت ۰/۰۱ میلی‌متر جهت اندازه‌گیری ضخامت نمونه‌ها استفاده شد.

نمونه‌ها در هر گروه به صورت تصادفی به زیر گروه‌های زیر تقسیم شدند:

گروه پرداخت: برای پرداخت سرامیک‌ها از کیت پرداخت Noritake (Noritake Co., Japan) استفاده شد. دیسک‌های سرامیکی با کاغذهای ساینده مرطوب (Meister cones yellow-green و به دنبال آن خمیر پرداخت سرامیکی (Pearl surface, Noritake Co., Japan) پرداخت شدند. زمان پرداخت ۱۰ ثانیه در هر مرحله بود. کلیه وسایل چرخشی در یک هند پیس با سرعت پایین 1000rpm و خنک‌کننده آب با توجه به دستورالعمل کارخانه سازنده استفاده شد.

۱- سرامیک مورد استفاده جدول

نوع ماده	ضخامت	کارخانه سازنده	نوع کریستال	ترکیب
IPS e-max Press core	۰/۸ میلی‌متر	Ivoclor Vivadent Lichtenstein Lot# p22617	لیتیوم دی‌سیلیکات	٪ ۶۰-۷۰ ۴-۰/۵میکرون فاز دوم لیتیوم ارتوفسفات ۰/۳-۰/۱میکرون
IPS e-max Ceram veneer	۰/۷ میلی‌متر	Lot# p22617	فلئوروآپاتیت	٪۱۹-۲۳ ۲ میکرون- ۳۰۰ نانومتر

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]

گروه گلیز: با توجه به دستورالعمل کارخانه سازنده نمونه‌های e.max Press در دمای ۷۴۰ درجه سانتی‌گراد به مدت یک دقیقه در کوره مخصوص خود گلیز شدند. نمونه‌ها سپس با آب مقطر و در یک دستگاه اولتراسونیک (SW 1500, Citizen system, Japan) تمیز شده و تحت بررسی با دستگاه اسپکتروفوتومتری قرار گرفتند.

اندازه‌گیری رنگ نمونه‌ها توسط دستگاه اسپکتروفتومتر Eye one Pro Gretag Macbeth×-rite از نوع پرتابل SP-64، شکاف ۴ میلی‌متر، ژئومتری $d/8^0$ و مشاهده‌گر 10^0، در پژوهشکده رنگ انجام گرفت. نور تابیده شده Day light (D65) بود و اندازه‌گیری رنگ نمونه‌ها در دو زمینه سیاه و سفید اندازه‌گیری شدند. اپاسیته یا نسبت کنتراست (Contrast ratio) براساس مقایسه تابش نور در نمونه‌های مورد آزمایش در دو شرایط پشت‌پوشی با بازتابش بالا (Reflectance) به پشت پوشی با بازتابش پایین محاسبه گردید:

$$CR= yb/yw$$

Yb= روشنایی نمونه روی زمینه سیاه

Yw= روشنایی نمونه روی زمینه سفید

این نسبت تمایل دارد در مواد اپک به سمت ۱ و در مواد ترانسپارنت به سمت صفر میل کند (۱۸).

Aging نمونه‌ها: همه نمونه‌ها در یک ماشین اسپری آب و تابش نور ماوراء بنفش (Weather-o-meter Atlas Electric Device, Chicago) تحت ۳۰۰ ساعت Accelerated aging قرار گرفتند. سطح همه نمونه‌ها به صورت متناوب تحت نور قرار گرفتند. میزان تابش منبع نور لامپ زنون ۰/۵۵ W/m^2 بود. یک لامپ W۴۵۰۰ زنون جهت شبیه‌سازی نور روز D65 استفاده گردید. درجه حرارت پانل پشت، بین ۳۸ درجه سانتی‌گراد (تاریک) و ۷۰ درجه سانتی‌گراد (روشنایی) و در رطوبت نسبی ۹۵٪ (تاریک) و ۵۰٪ (روشنایی) قرار داشت. درجه حرارت Dry bulb هم ۳۸ درجه سانتی‌گراد در تاریکی و ۴۷ درجه سانتی‌گراد در حالت روشنایی تنظیم شد. چرخه تست شامل ۴۰ دقیقه نور به همراه اسپری آب، ۶۰ دقیقه فقط نور و ۶۰ دقیقه تاریکی به همراه اسپری آب بود. کل انرژی اکسپوز شده ۳۸۹/۲ kj/m^2 بود. این شرایط Accelerated aging در مطالعات قبلی شرح داده شده بود. براساس این مطالعات ۳۰۰ ساعت Aging تحت این شرایط معادل یک سال کار بالینی می‌باشد (۲۰-۱۸).

پس از Aging نمونه‌ها مجدداً تحت بررسی CR توسط اسپکتروفوتومتری قرار گرفتند. برای بررسی کردن اثر پالیش و گلیز روی سطح سرامیک در مقیاس میکروسکوپی، یک نمونه از هر گروه به صورت تصادفی انتخاب شدند. هر نمونه بر Stub فلزی مانت و Gold sputter شد و تحت Field Emission Scaning Electron Microscope (Hitachi S-4160, Japan) با بزرگنمایی ۵۰۰ مورد ارزیابی قرار گرفتند.

داده‌های به دست آمده تحت بسته نرم‌افزاری SPSS ویرایش ۱۱/۵ وارد کامپیوتر شده و جهت تعیین اثر دو متغیر آماده‌سازی سطحی بر میزان نسبت کنتراست قبل و بعد از Aging به صورت جداگانه از آزمون واریانس دو طرفه استفاده گردید. در این مطالعه مقدار P-value کمتر از ۰/۰۵ معنی‌دار درنظر گرفته شد.

یافته‌ها

جدول ۲ مقادیر میانگین و انحراف معیار نسبت کنتراست IPS e.max press قبل و بعد از aging و ΔCR را در دو حالت گلیز و پرداخت نشان می‌دهد. همه نمونه‌های سرامیکی پس از ۳۰۰ ساعت Aging مقادیر CR بالاتری را نسبت به قبل از Aging نشان دادند (P=۰/۰۰۵). ازنظر تاثیر گلیز و پرداخت، مشخص شد که اختلاف بین دو گروه ازنظر شاخص ΔCR معنی‌دار شد (P=۰/۰۱۸). به این‌گونه که

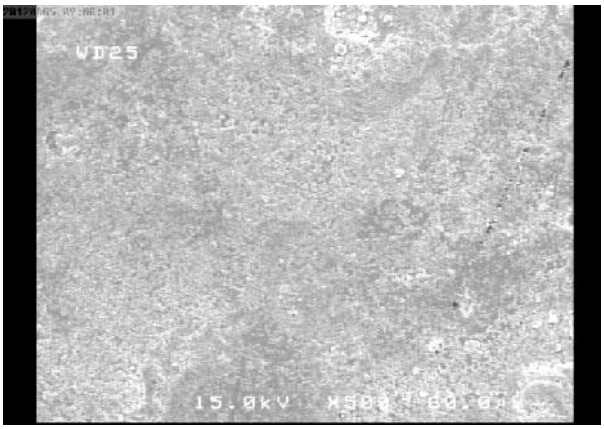
جدول ۲- میانگین و انحراف معیار CR به دست آمده در نمونه‌های سرامیکی قبل و بعد از aging

Material	نوع آماده‌سازی سطح	قبل از aging	بعد از aging	ΔCR
IPS e.max-press N=10	Polish (n=5)	۸۲/۹۰±۲/۶۴	۸۴/۵۹±۳/۰۶	۱/۶۹±۱/۶۲
	Glaze (n=5)	۸۰/۹۱±۰/۶۲	۸۲/۲۰±۰/۸۶	۱/۲۸±۰/۵۶

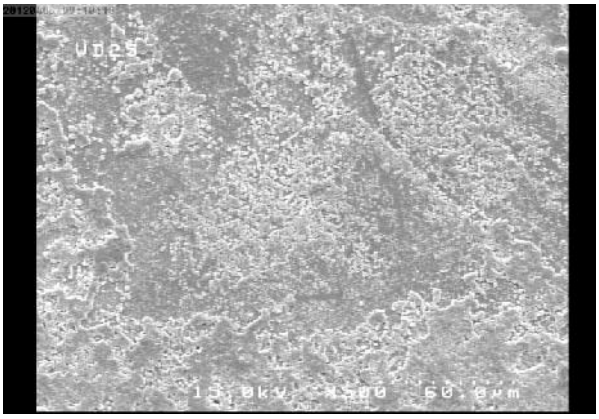
[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]

این شاخص در نمونه‌های سرامیکی پرداخت شده نسبت به گلیز شده افزایش بیشتری را نشان داد.

شکل ۱- الف و ب، نمونه‌های سرامیکی گلیز شده و پرداخت شده را تحت بررسی SEM نشان می‌دهد. همان‌گونه که از تصاویر معلوم می‌شود استفاده از سیستم پرداخت، سطح کمی خشن‌تری را نسبت به سطوح گلیز شده در سرامیک IPS e.max Press ایجاد می‌کند. سطوح گلیز شده صاف بودند با این حال نا منظمی در آن دیده می‌شد.



الف



ب

شکل ۱- الف) تصویر SEM از سطح سرامیکe.max گلیز شده پس از aging با بزرگنمایی ۵۰۰x، ب) تصویر SEM از سطح سرامیک e.max پرداخت شده پس از aging با بزرگنمایی ۵۰۰x

بحث و نتیجه‌گیری

شفافیت صفتی است که حالتی طبیعی و زنده به دندان می‌بخشد. مقدار شفافیت، به میزان پراکندگی نور در ماده بستگی دارد. اگر ضریب شکستگی (Refractive index) و میزان توانایی پراکندگی (Scattering) ماده‌ای بالا باشد، نور وارد شده بلافاصله پراکنده شده و بازتابش نور از لایه‌های مختلف، نوعی احساس اپک بودن در ماده را به بیننده القا می‌کند (۲۱،۲۲). میزان پشت پوشی و نیمه شفاف بودن مواد (ترانسلوسنسی)، معمولاً با اندازه‌گیری نسبت کنتراست (Contrast ratio) یک ماده روی پس‌زمینه سیاه و پس‌زمینه سفید تعیین می‌شود (۱۸).

ترانسلوسنسی سرامیک دندانی به طور کلی وابسته به پراکندگی نور می‌باشد. اگر قسمت عمدهٔ نوری که از میان سرامیک عبور می‌کند شدیداً پراکنده شده و به طور منتشر، منعکس (Reflect) شود، آن ماده اپک به نظر می‌رسد. اگر تنها قسمتی از نور پراکنده شود و قسمت عمده آن به طور منتشر از ماده عبور کند، آن ماده ترانسلوسنت به نظر می‌رسد. اگر همه نور عبور کند ماده ترانسپارنت می‌باشد. مقدار نوری که جذب شده، منعکس شده و یا عبور می‌کند وابسته به مقدار کریستال‌ها در داخل ماتریس کور، طبیعت شیمیایی آن‌ها و اندازه ذرات کریستال در مقایسه با طول موج نور تابیده شده، می‌باشد. ذراتی با اندازه کمی بزرگتر از طول موج (۸) نور، بیشترین اثر پراکندگی را دارند (۲۳).

از طرفی، طبیعت شیمیایی ذرات کریستالین در میزان جذب (Absorption) موثر است و ایندکس ضریب شکست ذرات کریستال به ماتریس، مقدار پراکندگی را تحت تاثیر قرار می‌دهند. موادی که از ذرات کوچک (با قطر تقریبی ۰/۱ میکرون) تشکیل شده‌اند، وقتی نور مرئی از میان آنها عبور می‌کند، جذب و شکست نور کمتر است و این به کمتر بودن اپاسیته کمک می‌کند اما پراکندگی بیشتر که ناشی از افزایش تعداد ذرات است به بیشتر شدن اپاسیته کمک می‌کند. ذرات بزرگتر (قطر تقریبی ۱۰ میکرون) به محض برخورد نور با سطح ماده باعث انعکاس بیشتر شده و با عبور نور از میان آنها باعث افزایش شکست نور و جذب می‌شوند که این به افزایش اپاسیته کمک می‌کند. با این وجود، مواد با ذرات بزرگتر دارای تعداد کمتر ذرات در واحد حجم هستند و این به کاهش پراکندگی و درنتیجه کاهش اپاسیته کمک می‌کند (۲۳). به عبارت دیگر، میزان کمتر کریستال‌ها و ضریب شکست نزدیک به ماتریکس سرامیک باعث کاهش پراکندگی نور می‌شود (۲۴).

Heffernan و همکاران (۵) در مطالعه خود که بررسی میزان

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]

ترانسلوسنسی ۶ سیستم سرامیک بود دریافتند که سرامیک‌های با کریستال لوسایت CR کمتری نسبت به کریستال‌های لیتیوم دی‌سیلیکات، آلومینا و زیرکونیا دارند.

ازطرفی سرامیک IPS e.max Press علاوه بر کور دارای ونیری از کریستال‌های فلئوروآپاتیت می‌باشد. Heffernan و همکاران (۹) دریافتند که میزان اپاسیته کورهای سرامیکی پس از ونیر شدن افزایش می‌یابد. علت احتمالی این مساله ساختمان سرامیک ونیرکننده است که حاوی مقادیر مختلفی از مواد کریستالین می‌باشد. ضمناً بازتاب نور از سطح تماس سرامیک ونیر کننده و کور، تخلخل بین دو لایه و هر تغییر در ترکیب ماده پس از پخت‌های اضافی می‌تواند علت احتمالی این افزایش اپاسیتی باشد.

Accelerated aging اثر اکسپوز طولانی مدت در شرایط محیطی را از طریق نور ماوراء بنفش و تغییر در درجه حرارت و رطوبت القاء می‌کند. سازندگان این دستگاه‌ها اعلام کرده‌اند که ۳۰۰ ساعت Aging معادل یک سال کار بالینی می‌باشد (۲۵).

ΔCR نشان داد که همه نمونه‌های سرامیکی پس از ۳۰۰ ساعت Aging، افزایش اپاسیته را نشان دادند.

تغییر در رنگ یا اپاسیته سرامیک به محتوای اکسیدهای فلزی سرامیک بستگی دارد. بیشتر سرامیک‌های دندانی موادی از اکسید قلع در ساختار خود دارند که به عنوان مرکز پراکندگی نور عمل کرده و یک ظاهر ترانسلوسنت به سرامیک می‌دهد به این صورت که باعث گسترش (Diffuse) انتقال و پراکندگی نور می‌شود. ثابت شده است که باند این اکسیدهای فلزی تحت تابش ماوراء بنفش می‌شکند و ترکیبات پراکسایدی شکل گرفته که می‌تواند رنگ سرامیک و درجه ترانسلوسنسی آن را تغییر دهد (۲۶).

همچنین ترکیب سرامیک‌ها ممکن است به واسطه پخت اضافه و اکسپوژر به نور ماوراء بنفش و چرخه‌های حرارتی حین Aging تغییر کند که این خود می‌تواند اپاسیته نمونه‌ها را افزایش دهد (۱۰).

تکنیک‌هایی برای پرداخت و اتمام سرامیک که بتواند صافی سطحی مشابه گلیز ایجاد کند موضوع مطالعات فراوانی بوده است. چندین مطالعه از استفاده پرداخت به عنوان جایگزین برای گلیز حمایت کرده‌اند. این مطالعات سطوح پرداخت شده و گلیز شده را با پروفایلومتر و SEM و همچنین بررسی چشمی مقایسه کردند. این مطالعات خشونت سطحی سرامیک گلیز شده و پرداخت شده را قابل مقایسه با هم دانسته‌اند (۱۷-۱۳).

Haywood و همکاران (۲۷) از یکسری وسایل اتمام با گریت‌های الماسی و به دنبال آن فرز کارباید ۳۰ پره‌ای و خمیرهای پرداخت الماسی برای پرداخت سرامیک استفاده کردند. آنها گزارش نمودند که این روش سطحی را تولید می‌کند که به صافی سطح گلیز است.

اما Patterson و همکاران (۲۸) مشاهده نمودند که وسایل پرداخت سرامیک باعث باقی ماندن حفراتی (Void) در سطح سرامیک می‌شود درحالیکه در سطوح گلیز شده این‌گونه نیست.

در مطالعه ما ΔCR بین گلیز و پرداخت اختلاف معنی‌داری را نشان داد. میزان افزایش اپاسیته یا کاهش ترانسلوسنسی سرامیک IPS e.max در نمونه‌های پرداخت شده بیشتر از نمونه‌های گلیز شده بود.

Yamada Henry (۲۹) اظهار کرد که خصوصیات سطحی (Texture) دندان یا یک رستوریشن پرسلنی میزان پراکندگی یا انعکاس نوری که به سطح آن‌ها می‌رسد را کنترل می‌کند. اگر شی دارای سطحی صاف باشد، نور در یک مخروط باریک که در میان زاویه انعکاس (Angle of reflectance) متمرکز شده منعکس می‌شود. سطحی که زبری بیشتری داشته باشد قسمت‌های مختلف یک دسته اشعه طیفی را تحت زاویه‌های مختلف منعکس می‌کند.

Sarac و همکاران (۱۲) اثر سیستم‌های پرداخت را روی رنگ و بافت سطحی سرامیک‌های فلدسپاتیک بررسی کردند. آنها دریافتند که استفاده از کیت پرداخت به تنهایی، سطحی با صافی سطح نمونه‌های گلیز شده ایجاد می‌کند اما استفاده از خمیر پرداخت به تنهایی نمی‌تواند این صافی را ایجاد کند. تفاوت رنگ هم بین هم بین نمونه‌های پرداخت شده و گلیز شده دیده شد ولی $\Delta E<3/3$ قرار داشت و قابل قبول بود (۱۲).

Kim و همکاران (۳۰) در مطالعه‌ای خود که بررسی توپوگرافی سطحی روی رنگ سرامیک‌های دندانی بود دریافتند که اگرچه که میزان خشونت سطحی پس از پرداخت تفاوت مشخصی با گلیز نداشت؛ اما تفاوت رنگ نمونه‌های گلیز و پرداخت کاملاً مشخص بود. واضح است که رنگ سرامیک‌های دندانی تحت تاثیر ویژگی‌های دیگری غیر از میزان خشونت سطحی می‌باشد. ازجمله می‌توان باند بین فازهای

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]

کریستالین و گلاس ماتریکس، ضریب انبساط حرارتی آنها و وجود نقایص در مرز بین دانه‌ها (Grain boundary) را نام برد. Wang و همکاران (۳۱) نشان دادند که Waviness سطحی سرامیک بسیار بیشتر از خشونت سطحی، خصوصیات نوری ترمیم را تغییر می‌دهد که علت اولیه آن تغییر در ضخامت سرامیک عاج و مینا در ناحیه شیارهای نمونه‌ها می‌باشد. همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که با افزایش حالت موج‌دار در لایه سرامیک میزان بازتاب نور کاهش یافته و ترانسلوسنسی افزایش می‌یابد.

در همه سرامیک‌ها پالیش، نمی‌تواند صافی سطحی مشابه گلیز ایجاد می‌کند بلکه سایز کریستال‌ها و سایز Grainها نقش مهمی در توپوگرافی سطحی ایفا می‌کنند (۳۲). در این بررسی از کاغذهای با سایز ۴۰۰-Grit۱۲۰۰ استفاده شد که طی بررسی‌های قبلی صافی سطح مطلوبی را در سرامیک‌ها ایجاد می‌کند (۱۵،۱۶،۳۲).

در مطالعه حاضر و با توجه به تصاویر SEM به نظر می‌رسد به علت خشونت سطحی بیشتر، نمونه‌های پالیش شده سرامیک IPS e.max، قادر به حفظ ترانسلوسنسی خود نباشند و پس از Aging نسبت به نمونه‌های گلیز شده اپک‌تر شوند.

مطالعه پیش رو در کنار مزایای متعددی نظیر استفاده از روش دقیق اسپکتروفوتومتری، تهیه دیسک‌ها براساس دستورالعمل کارخانه سازنده و کالیبراسیون دستگاه اسپکتروفوتومتر، محدودیت‌هایی نیز داشت؛ به طوری که دیسک‌های پروتزی مورد استفاده در تحقیق همگی مسطح بودند، درحالیکه ترمیم‌های دندانی در شرایط بالینی، شکل نامنظمی داشته و سطوح آنها ممکن است به شکل محدب یا مقعر باشند. اگرچه بیشتر سرامیک‌های دندانی در لابراتوارها به شکل نامنظم ساخته می‌شوند ولی کالوریمترها و اسپکتروفوتومترها در سطوح صاف بسیار دقیق‌تر از سطوح انحنادار می‌باشند.

با توجه به محدودیت‌های مطالعه نتایج حاضر به دست آمد:

۱- همه نمونه‌ها پس از ۳۰۰ ساعت Aging افزایش نسبت کنتراست را نشان دادند.

۲- بیشترین ΔCR در نمونه‌های پرداخت شده در مقایسه با نمونه‌های گلیز شده به دست آمد.

تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی تهران با کد طرح ۹۰-۰۳-۶۹-۱۴۵۸۱ مورخ ۱۳۹۰/۰۸/۱۰ می‌باشد. بدین‌وسیله از حمایت دانشگاه علوم پزشکی تهران تشکر و قدردانی می‌گردد. ضمناً از جناب آقای دکتر خرازی‌فرد، مشاور آمار تحقیق، تشکر فراوان می‌نماییم.

منابع:

1- Zijp JR, Ten Bosch JJ, Groenhuis RAJ. HeNe-laser light scattering by human dental enamel. J Dent Res. 1995;74(12):1891-8.

2- Ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. J Dent Res. 1995;74(1):374-80.

3- Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. Introduction to Ceramics. 2nd ed. Wiley; 1976.

4- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent. 2004;32(1):3-12.

5- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. J Prosthet Dent. 2002;88(1):10-5.

6- Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H. Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. J Prosthet Dent. 1991;66(2):209-12.

7- McLean JW. The science and art of dental ceramics: aesthetics of dental porcelains. Monograph III. New Orleans: Louisiana State University School of Dentistry; 1976:1-41.

8- Kelly JR, Nishimura I, Campbell S. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18-32.

9- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent. 2002;88(1):4-9.

10- McLean JW. New dental ceramics and esthetics. J Esthet Dent. 1995;7(4):141-9.

11- Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast Ratio of Veneering and Core Ceramics as a Function of Thickness. Int J Prosthodont. 2001;14(4):316-20.

12- Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. J Prosthet Dent. 2006;96(2):122-8.

13- Sulik WD, Plekavich EJ. Surface finishing of dental porcelain. J Prosthet Dent. 1981;46(2):217-21.

14- Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. J Prosthet Dent. 1994;71(3):174-7.

15- Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglazed porcelain surfaces. J Prosthet Dent. 1982;47(2):157-62.

16- Raimondo RL Jr, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. J Prosthet Dent.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]

1990;64(4):553-7.
17- Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. J Prosthet Dent. 1991;65(3):383-8.
18- Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. J Prosthet Dent. 2001;85(6):551-7.
19- Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent. 2000;83(2):166-70.
20- Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. J Dent Res. 1980;59(5):2071-4.
21- Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress2 and the IPS Empress glass ceramics. J Biomed Mater Res. 2002;53(2):297-303.
22- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18-32.
23- Clarke FJ. Measurment of color of human teeth. In: Mclean JW. Proceeding of the first International symposium on ceramics. Chicago: Quintessence; 1983:441-90.
24- Binns D. The chemical and physical properties of dental porcelain. In: McLean JW, editor. Proceedings of the first international symposium on ceramics. Chicago: Quintessence; 1983:45.
25- Pires-de-Souza Fde C, Casemiro LA, Garcia Lda F, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. J Prosthet Dent. 2009;101(1):13-8.
26- Brodbelt RHW, O'brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. J Dent Res.1980;59(1):70-5.
27- Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, Whitley JQ, Andreaus SB. Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. Dent Mater. 1988;4(3):116-21.
28- Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Polishing of porcelain by using a refinishing kit. J Prosthet Dent. 1991;65:383-8.
29- Yamada Henry N. Dental porcelain: the state of the art, 1977: a compendium of the colloquium held at the University of Southern California School of Dentistry on February 24-26, 1977. 32-34.
30- Kim IJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of surface topography on the color of dental porcelain. J Mater Sci Mater Med. 2003;14(5):405-9.
31- Wang H, Xiong F, Zhenhua L. Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. J Prosthet Dent. 2011;105(4):242-8.
32- Yilmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Ozkan Y. Color Stability of glazed and polished dental porcelains. J Prosthodont. 2008;17(1):20-4.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-05-19]