

بهبود خواص لومینسانس چینی دندانپزشکی با استفاده از سیلیکون کارباید

میترا توکلی*، سید محمد صادق نوربخش**#، فتح الله مضطرزاده***، آزاده سپهوندی****

* کارشناس ارشد مهندسی پزشکی بیومواد، پردیس علوم و فن آوری‌های دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

** استادیار بیومواد، پردیس علوم و فن آوری‌های دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

*** استاد بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

**** دکترای بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۵/۴/۲۴ - تاریخ پذیرش: ۹۵/۹/۳

Modification of Luminescence Characteristics of Porcelain by Using Silicon Carbide

Mitra Tavakoli*, Seyed Mohammad Sadegh Nourbakhsh**#, Fathallah Moztarzadeh***, Azadeh Sepahvandi****

* Msc of Biomaterials, Faculty of New Science and Technology, Semnan University, Semnan, Iran.

** Assistant Professor, Biomedical Engineering- Biomaterials, Faculty of New Science and Technology, Semnan University, Semnan, Iran.

*** Professor, Biomedical Engineering- Biomaterials, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

**** PhD of Biomedical Engineering- Biomaterials, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Received: 16 July 2016; Accepted: 23 November 2016

Introduction: Ideal restorative esthetic dental materials should have similar properties of light reflection, scattering, and fluorescence as those of natural teeth. Natural teeth emit a strong blue fluorescence when exposed to ultraviolet (UV) light, which makes natural teeth seem whiter and brighter in daylight. The unique structure of natural teeth is the most important constraint for simulation of restorative materials. The purpose of this study was to simulate dentinal tubule and evaluate the effect of different percentages of porosity on the luminescence properties of dental porcelain.

Materials & Methods: In this *in vitro* study, we prepared a control sample (without silicon carbide) and three dental porcelain samples with different percentages of porosity by adding 0, 1, 2 and 3% silicon carbide (SiC). Their luminescence intensities were measured by spectrophotometer and compared with that of natural tooth.

Results: With the increase of porosity, the luminescence property improved. The maximum luminescence intensity was observed in the samples with 3% SiC, while the lowest intensity was found in the 1% sample.

Conclusion: Porosity within dental porcelains reduces refraction and reflection, and therefore, such samples under exposure to UV light show higher luminescence intensity.

Key words: Dental porcelain, dental tubules, optical properties, porosity, luminescence.

Corresponding Author: s_nourbakhsh@semnan.ac.ir

J Mash Dent Sch 2017; 40(4): 325-34.

چکیده

مقدمه: یک ماده ترمیمی ایده آل دندانی باید خواص بازتاب نور، انتشار و فلورسانس مشابه دندان طبیعی داشته باشد. دندان‌های طبیعی همواره تحت نور فرابنفش فلوروسانس آبی شدید منتشر می‌کنند که این خود باعث سفیدتر و براق تر دیده شدن دندان‌ها در نور روز می‌شود. یکی از محدودیت‌ها در تلاش برای مشابه سازی مواد ترمیمی، ساختار منحصر به فرد دندان طبیعی است. هدف از این مطالعه مشابه سازی توپول‌های دندانی و بررسی میزان تاثیر درصدهای مختلف تخلخل در خواص لومینسانس چینی دندانپزشکی است.

مواد و روش‌ها: در این بررسی آزمایشگاهی یک نمونه شاهد (بدون سیلیکون کارباید) و سه نمونه از چینی دندانپزشکی با درصدهای مختلف تخلخل با افزودن ۱، ۲ و ۳ درصد سیلیکون کارباید تهیه و شدت لومینسانس آنها با اسپکتروفوتومتر بررسی و با دندان طبیعی مقایسه شدند. یافته‌ها: با افزایش میزان تخلخل بهبود خواص لومینسانس مشاهده شد. بیشترین شدت نور در تخلخل‌های نمونه با ۳ درصد کارباید سیلیسیم و کمترین شدت در تخلخل نمونه ۱ درصد مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: ایجاد تخلخل در چینی‌های دندانپزشکی باعث کاهش شکست، برخورد و انعکاس نور شده و بنابراین نمونه‌هایی از این دست در صورت قرار گرفتن در نور فرابنفش شدت نور بیشتری داشته و شفاف‌تر خواهند بود.

کلمات کلیدی: چینی دندانپزشکی، توپول‌های دندان، خواص نوری، تخلخل، لومینسانس. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۵ دوره ۴+ / شماره ۴: ۳۴-۳۵.

مقدمه

طی دوپست سال گذشته، آمالگام حاکم مطلق عرصه مواد ترمیمی دندان پزشکی بوده است، ولی امروزه ترمیم‌های هم رنگ که بیشتر به وسیله کامپوزیت‌ها، سرامیک‌ها و چینی دندانپزشکی انجام می‌شوند جایگزین آمالگام‌ها شده‌اند. مزیت اصلی ترمیم‌های هم‌رنگ، مساله زیبایی است. هرچند عدم استفاده از جیوه که در ترمیم‌های آمالگام وجود دارد نیز جزو برتری‌های ترمیم‌های هم رنگ می‌باشد؛ چراکه محققین معتقدند جیوه موجود در آمالگام ممکن است در درازمدت عوارض نامطلوبی را ایجاد کند.

یک ماده ترمیمی ایده‌آل باید خواص بازتاب نور، انتشار و فلوروسانس مشابه دندان طبیعی داشته باشد، در غیر این صورت کیفیت زیبایی آنها کاهش پیدا می‌کند.^(۱) با توجه به اهمیت زیبایی، خواص نوری شامل نیمه شفافیت (Translucency) مواد سرامیکی در مطالعات بسیاری مورد توجه قرار گرفته است. نیمه شفافیت مواد دندانی عموماً با استفاده از پارامتر نیمه شفافیت و نسبت کنتراست اندازه‌گیری می‌شود. نسبت کنتراست، نسبت بین بازتاب نمونه بر روی یک زمینه سیاه نسبت به یک زمینه سفید با بازتابش معین است.^(۲) مطالعات نشان داده است که ضخامت به طور غیرمستقیم بر روی عبور نور از پرسن‌های دندانی اثر می‌گذارد. هر چه ضخامت ماده بیشتر باشد نیمه شفافیت کمتر است.^(۳)

لومینسانس، نشر نور توسط ماده در اثر تابش پرتوهای فرابنفش و مرئی می‌باشد. به طور ایده‌آل یک ماده ترمیمی باید لومینسانس مشابه بافت دندان طبیعی را داشته باشد.

لومینسانس می‌تواند به عنوان ابزاری برای تشخیص ماده ترمیمی که آن را از بافت دندان طبیعی متمایز می‌کند استفاده شود. لومینسانس یک مفهوم کلی و توصیف کننده نشر کوتاه مدت از حالت‌های برانگیخته منفرد (فلورسانس) و نشر بلند مدت از حالت‌های برانگیخته سه‌تایی (فسفرسانس) است. یک نمونه می‌تواند فلورسانس، فسفرسانس یا هر دو را از خود نشان دهد.^(۴)

بررسی محققان در مورد تاثیر مقدار و اندازه فیلرها بر خواص نوری رزین کامپوزیت نشان داده است که خواص نوری نمونه‌ها با افزایش مقدار و اندازه ذرات فیلر کاهش می‌یابد.^(۵) مطالعه دیگری نشان داده است که در مقادیر یکسان فیلر، نمونه‌های ساخته شده با نانوفیلرها در مقایسه با نمونه‌های حاوی میکروفیلر خواص نوری بهتری را دارا می‌باشند.^(۶،۷) مسئله دیگر تکنیک پرکردن دندان است، برای پرکردن دندان‌ها از دو تکنیک مرسوم لایه گذاری و پرکردن یک مرحله ای استفاده می‌شود. تحقیقات صورت گرفته در این زمینه نشان دهنده ایجاد لایه ممانعتی اکسیژن در محل لایه فصل مشترک کامپوزیت - کامپوزیت و افزایش پخش نور در اثر برخورد با این لایه و کاهش شفافیت ترمیم در تکنیک لایه گذاری است.^(۸)

کاهش خواص نوری ترمیم‌های دندانی همچنین می‌تواند ناشی از ضخامت بالای نمونه‌ها باشد. ضخامت بالای ترمیم که در بسیاری از موارد اجتناب ناپذیر می‌باشد به دلیل کاهش عمق پلیمریزاسیون و افزایش برخورد‌های داخلی، انعکاس و پخش نور را افزایش و شدت نور عبوری را کاهش می‌دهد.^(۹-۱۳)

داد که در دندان طبیعی با افزایش ضخامت؛ مشابه ترمیم‌کننده‌ها؛ کاهش در میزان عبور نور و شفافیت دیده می‌شود ولی پخش نور در دندان برخلاف ترمیم‌کننده‌ها با افزایش ضخامت کاهش یافته است. که علت این تفاوت می‌تواند چگالی، قطر و جهت گیری توپول‌هایی که در ساختار دندان وجود دارند باشد.

بررسی ساختار دندان نشان می‌دهد دندان شامل کانال‌های میکروسکوپی است که توپول‌دندانی نامیده می‌شوند و از سمت اعصاب دندان (پالپ) به قسمت خارجی یا مینای دندان پخش شده و شامل مایعات فیزیولوژیک می‌باشند.^(۱۹) در دندان‌ها با توپول‌های عرضی انکسار نور از حالت مایل و طولی کمتر است. به علاوه مواد داخل توپول‌ها (آب، هوا، مایعات دندانی یا مواد معدنی) انتشار و انتقال نور و خواص جذب را تحت تاثیر قرار می‌دهند.^(۱۸)

هدف از این مطالعه مشابه سازی توپول‌های دندانی در نمونه‌های چینی دندانپزشکی و بررسی تاثیر آنها بر خواص لومینسانس نمونه‌های دندانی است.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه آزمایشگاهی، برای تهیه نمونه‌های چینی دندانپزشکی با درصدهای مختلف تخلخل، ۱۶ نمونه قرص با ضخامت ۲ میلی‌متر و قطر ۵ میلی‌متر تهیه شدند. برای تهیه نمونه‌ها از سیلیکون کاربید با درصدهای وزنی ۱، ۲ و ۳ درصد برای ایجاد تخلخل‌های مختلف در نمونه و بدون سیلیکون کاربید برای ساخت نمونه شاهد استفاده شد.

پودر پرسلن (Noritake Company, Japan) به عنوان فاز غالب در این نمونه‌ها به کار رفت. سیلیکون کاربید با اندازه ذره ۴۰ میکرون، (Sigma-Aldrich, Japan) به عنوان افزودنی با خلوص ۹۹/۸ درصد برای ایجاد تخلخل استفاده شد. طبق دستور العمل مورد اشاره در مرجع^(۲۰) و

خواص اپتیکی دندان و پرسلن شامل رنگ، نیمه‌شفافیت و نیز ته رنگ (Hue)، درجه روشنی (Value) و خلوص (Chroma) است. ترکیبات متنوع و میزان بلورینگی سیستم‌های سرامیکی متفاوت مانند لیتیوم دی سیلیکات، فلورو اپاتیت و یا لوسیت بر روی خواص اپتیکی این سیستم‌ها اثر می‌گذارد. افزایش بلورینگی (Crystallinity) به منظور افزایش استحکام مکانیکی منجر به افزایش نورماتی (Opacity) می‌شود.^(۱۴) برای دستیابی به ترمیم مشابه دندان باید دو مرحله یعنی انتخاب بهترین سایه ممکن با استفاده از راهنمای سایه و باز تولید این سایه با مواد دندانی مناسب انجام شود.^(۱۵)

Casolco و همکاران^(۱۶) سرامیک‌های زیرکونیای نیمه شفاف با اندازه ۵۵ nm را با استفاده از پودرهای نانو ساختار پایدار شده به دست آورده اند. آن‌ها پیشنهاد کرده اند هنگامی که اندازه دانه به طور قابل ملاحظه‌ای کوچک‌تر از طول موج نور مرئی باشد عبور بیشتر نور نسبت به پراکندگی ایجاد شده با برهم کنش ذرات رخ می‌دهد زیرا حضور ذرات ریز داخلی باعث حداکثر شدن کدوری در مواد نیمه شفاف می‌گردد. حضور ناخالصی‌ها و شرایط تف جوشی مانند دما و زمان نیز می‌تواند به طور قابل ملاحظه‌ای بر روی اندازه ذره و در نتیجه بر نیمه شفافیت اثر بگذارد.

Dozic و همکاران^(۱۷) نشان داده اند که ضخامت لایه پرسلن بر روی سایه قطعی ترمیم‌های سرامیکی تاثیر می‌گذارد و تغییرات اندک در ضخامت یا سایه لایه‌های پرسلن نیمه شفاف بر روی سایه ترمیم اثر قابل توجهی دارد.

در مقاله‌ای که Nakajima و همکاران^(۱۸) منتشر نمودند مقایسه‌ای بین دندان طبیعی گاو و سه نمونه رزین کامپوزیت مورد استفاده در بازار انجام گرفت. نتایج نشان

فقط محدود به مینا یا عاج دندان باشد، بلکه ترکیبی از مینا و عاج برش های نسوج دندانی را تشکیل می دهند. جهت انجام برش، دندان ها در رزین قالب گیری شد و سپس برش هایی در جهت عمودی با ضخامت ۲ میلی متر ایجاد شدند.

یافته ها

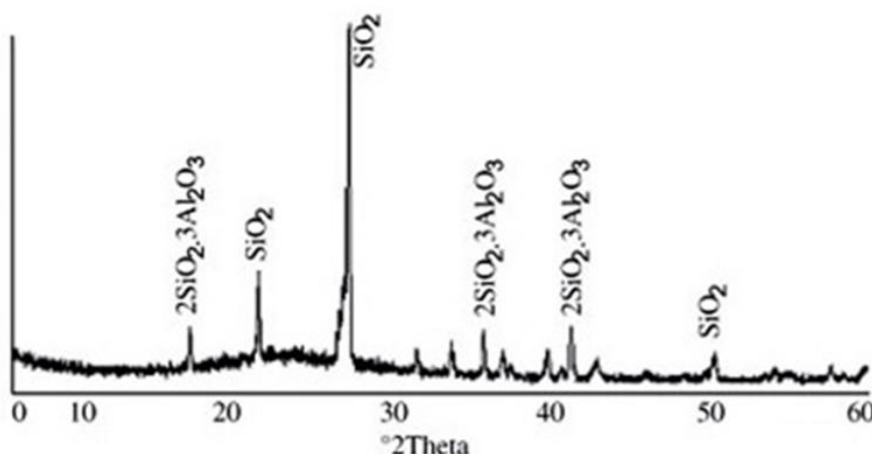
تصویر ۱، الگوی XRD نمونه ۲ درصد وزنی سیلیکون کاربید را بعد از سینترینگ در دمای ۱۱۵۰ درجه سانتیگراد نشان می دهد.

همانطور که در این نمودار دیده می شود، در ساختار نمونه بعد از سینتر شدن سیلیکون کاربید دیده نمی شود، بلکه سیلیسیم به صورت SiO_2 در ساختار وجود دارد. نتایج نشان می دهد بعد از سینتر شدن SiC اکسید شده و به صورت SiO_2 ، CO_2 در آمده است. تشکیل لایه محافظ SiO_2 بر روی سطح به دلیل انجام فرایند در اتمسفر هوا رخ داده است.

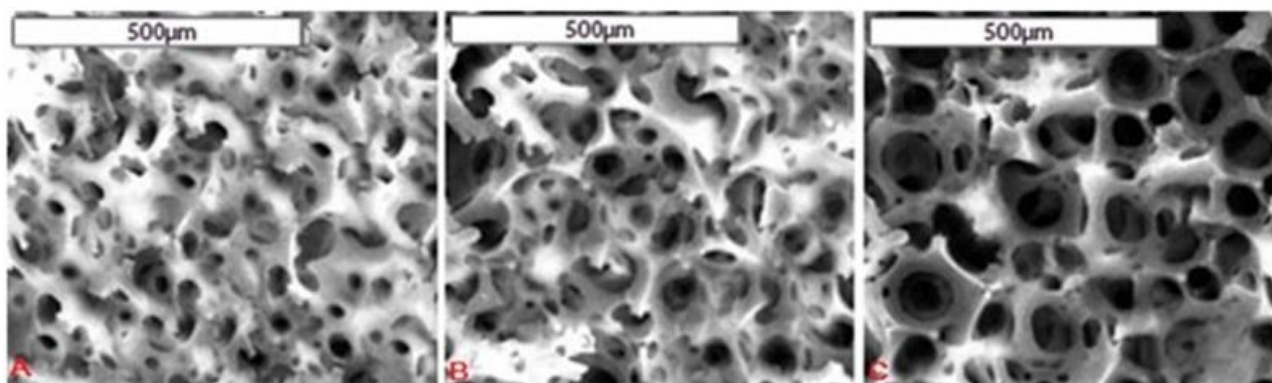
در تصاویر ۲ (A، B و C) نتایج آنالیز SEM از نمونه ها با درصد سیلیکون کاربید ۱ تا ۳ درصد نمایش داده شده است.

انجام بهینه سازی، ابتدا آب مقطر همراه ۵ درصد وزنی پلی اتیلن گلایکول (به عنوان بایندر) به مخلوط پودر پرسن و سیلیکون کاربید، با مقادیر ۳-۰ درصد وزنی اضافه شد و یک محلول رقیق حاصل شد. (نسبت آب به مخلوط ۸/۰ به ۱ درصد وزنی بوده است). محلول رقیق شده به مدت ۳۰ دقیقه توسط همزن مغناطیسی همزده شده و سپس در آون بین ۱ تا ۲ ساعت قرار داده شد. سپس توسط الک با مش ۰/۳ الک شده و پودری با اندازه ذره ۵۵۰ میکرون به دست آمد. پودر توسط پرس خشک با فشار ۱۰ مگاپاسکال فشرده شد و قرص هایی با اندازه ضخامت ۲ و قطر ۵ میلی متر ساخته شد. نمونه ها برای سینتر شدن در کوره با نرخ افزایش دمای ۵ درجه سانتیگراد بر دقیقه تا رسیدن به دمای ۱۱۵۰ درجه قرار گرفت و به مدت ۲۰ دقیقه در این دما و در فشار اتمسفر نگهداشته شدند. نمونه ها بعد از خروج از کوره تحت میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، پراش پرتو ایکس (XRD) و سپس اسپکتروفتومتری قرار گرفتند.

برای تهیه نمونه دندانی از دندان قدامی سالم مرد جوان ۲۷ ساله که در یک حادثه شکسته شده بود، استفاده شد. برش های دندانی در ضخامت های مختلف نمی تواند



تصویر ۱: الگوی XRD نمونه پرسن با مقدار سیلیکون کاربید ۲ درصد وزنی بعد از سینتر شدن در دمای ۱۱۵۰ درجه سانتیگراد



تصویر ۲: (A) نمونه ۱ درصد، (B) نمونه ۲ درصد، (C) نمونه ۳ درصد سیلیکون کاربید

تصویر ۳ تاثیر مقدار سیلیکون کاربید را در اندازه تخلخل‌ها برای نمونه‌های سینتر شده در دمای ۱۱۵۰ به مدت ۲۰ دقیقه نشان می‌دهد. در شرایط یکسان نمونه‌های با درصد سیلیکون کاربید ۳ درصد بیشترین تخلخل و نمونه‌های با درصد سیلیکون کاربید ۱ درصد کمترین تخلخل را دارا می‌باشند. با افزایش مقدار سیلیکون کاربید در ساختار اندازه تخلخل‌ها افزایش یافته است که در مقادیر ۲ تا ۳ درصد این افزایش قابل ملاحظه است.

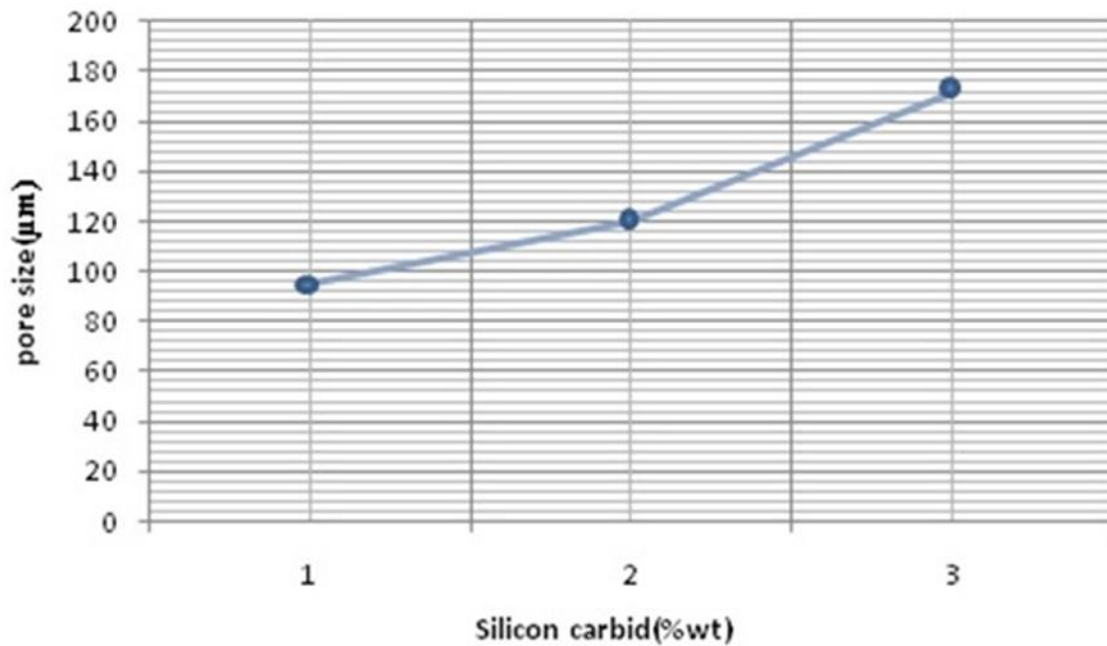
تصویر ۴، نتایج به دست آمده از اسپکتروسکوپی نوری را بر روی هر یک از چهار نمونه چینی دندانپزشکی و نیز نمونه دندان طبیعی را به صورت میانگین شدت نور خروجی در گروه‌های مختلف به تفکیک درصد تخلخل نمونه نشان می‌دهد. ساختار دندان طبیعی در محدوده مینا و عاج تقریباً مشابه و دارای ۳۰ درصد مواد معدنی (غیرآلی شامل پروتئین‌ها) و آب و ۷۰ درصد هیدروکسی آپاتیت $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ از نظر وزنی و به ترتیب ۵۵ درصد و ۴۵ درصد از نظر حجمی است.

همانطور که در شکل ۴ نشان داده شده است با افزایش تخلخل شدت انتشار فوتون‌ها در مقایسه با هم و با نمونه کنترل افزایش داشته و به دندان طبیعی نزدیک شده است. با افزایش سیلیکون کاربید در ساختار،

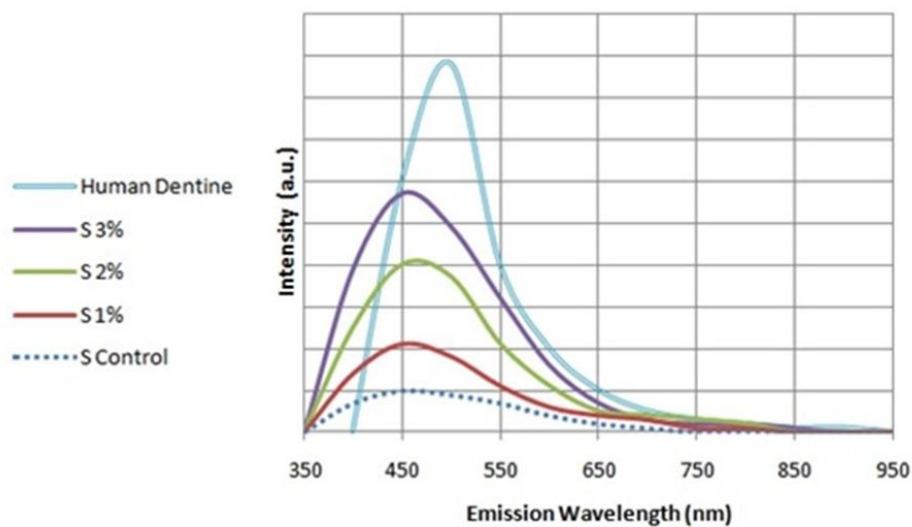
با توجه به تصاویر SEM می‌توان افزایش درصد تخلخل را در اثر افزایش سیلیکون کاربید در دمای ۱۱۵۰ درجه سینتر مشاهده کرد. در مقدار ۱ درصد سیلیکون کاربید به دلیل کم بودن کربن در ساختار، حجم گاز CO_2 ناشی از اکسیداسیون کم بوده در نتیجه تخلخل‌های کروی بسیار ریزی تشکیل شده است. در حالت کلی تخلخل‌هایی که به این روش ایجاد می‌شوند ایزوله و غیرپیوسته هستند و به دلیل ویسکوزیته بالای فاز مایع نمی‌توانند از ساختار خارج شوند (تصویر ۲-A) و میانگین اندازه تخلخل‌ها از ۱۰۰ میکرون تجاوز نمی‌کند. در مقدار ۲ درصد سیلیکون کاربید به دلیل افزایش حجم کربن نسبت به حالت اول مقدار گاز بیشتری ایجاد شده و تخلخل‌های پیوسته بیشتری به وجود می‌آیند که اندازه آن‌ها ۱۲۰ میکرومتر می‌باشد (تصویر ۲-B). در حالت سوم با سیلیکون کاربید ۳ درصد، بیشترین حجم گاز CO_2 در ساختار ایجاد شده است که باعث ایجاد تخلخل‌های به هم پیوسته و بزرگ می‌شود (تصویر ۲-C). در این حالت اندازه تخلخل‌ها تا ۱۷۰ میکرومتر افزایش یافته است. در حقیقت با افزایش درصد سیلیکون کاربید حجم گاز ایجاد شده افزایش می‌یابد و از بهم پیوستگی این گازها تخلخل‌هایی با اندازه بزرگ‌تر ایجاد می‌شود.

فوتونها افزایش یافته و به دندان طبیعی نزدیک تر شده است، که نشان دهنده تاثیر مناسب ایجاد تخلخلهای به هم مرتبط در چینی دندانپزشکی بر روی خواص لومینسانس آن می باشد.

تخلخلهایی ایجاد می شود که به سبب آن شدت رسیدن فوتونها به فتوسل افزایش می یابد. تفاوت میان نمونه شاهد و نمونه های همراه با سیلیکون کاربید موید این مطلب است. در درصد های بالاتر سیلیکون کاربید شدت



تصویر ۳: اثر مقدار سیلیکون کاربید در ساختار بر اندازه تخلخلها



تصویر ۴: اسپکتروفوتومتر مقایسه ای برای دندان طبیعی و نمونه های ساخته شده از پرسن

بحث

هدف از انجام این تحقیق بررسی اثر وجود تخلخل در چینی دندانی روی خواص نوری و لومینسانس آن بوده که نتایج آن انطباق خوبی با نتایج کار دیگر محققان دارد. مشخصات فیزیکی پرسلن که منجر به جذب نور می‌شود می‌تواند بر روی پارامترهای اپتیکی سرامیک مانند نیمه‌شفافیت اثر گذارد. ساختار فیزیکی ذرات که منجر به جذب نور شده و نیز اندیس شکست نسبی ذرات در زمینه بر روی میزان پراکندگی نور اثر می‌گذارد. ماده‌ای که متشکل از ذرات ریز است (به طور تقریبی با قطر $0.1 \mu\text{m}$) نورماتی کمتری دارد در حالی که ذرات درشت‌تر (با قطر $10 \mu\text{m}$) منجر به بازتاب سطحی پس از برخورد نور، شکست نور در هنگام عبور و جذب نور می‌شود.^(۲۱) سرامیک‌هایی که فاز بلورین کمتری دارند عموماً نیمه‌شفاف‌تر هستند. Zhang و همکاران^(۲۲) گزارش دادند که نیمه‌شفافیت سرامیک‌های حاوی فاز بلورین ۵۵ درصد کمتر از پرسلن‌های فاقد فاز بلوری است. در عین حال فازهای کریستالی نسبت به تخلخل اثر کمتری بر روی نیمه‌شفافیت پرسلن دارند که نشان دهنده اهمیت می‌زان تخلخل بر روی خواص اپتیکی پرسلن می‌باشد. که مطابقت بسیار خوبی با نتایج حاصل از این پژوهش دارد. Figueiredo و همکاران^(۲۳) با مطالعه بر روی سه نمونه رزین کامپوزیت تجاری نشان دادند که نمونه‌های رزین بسته به نوع نمونه و طول موج تابش، طول موج‌های متفاوت با شدت‌های متغیر را نشر می‌دهند، ولی تمامی آنها قله نشر بین ۳۸۰ تا ۴۸۰ نانومتر دارند. این مقادیر با نتایج حاصل از مطالعه Luts kaya^(۲۴) که بر روی چند بیمار

با گروه سنی متفاوت و چند ماده ترمیمی متداول صورت گرفته یکسان بوده است. با توجه به نتایج حاصل از اسپکتروفوتومتری افزایش میزان مواد معدنی در نمونه‌ها باعث شیفت نتایج به سمت طول موج‌های بیشتر شده‌اند. ترمیم‌کننده‌های دندانی که شامل رزین کامپوزیت‌ها و گلس آیونومرها بوده‌اند در طول موج ۴۵۰ نانومتر بیشترین فلوروسانس را ساطع کرده‌اند، حال آن که این مقدار برای نمونه‌های دندانی، شامل نمونه‌های عاج و مینا با مواد معدنی کم، عاج و مینا با مواد معدنی زیاد، دندان غنی شده، نمونه‌های گرفته شده از بیماران جوان، نمونه‌های گرفته شده از بیماران پیر، می‌نای با مواد معدنی کم و می‌نای غنی شده از ۴۵۰ به ۵۵۰ نانومتر شیفت یافته؛ اما شدت تابش به مقدار زیادی کاهش یافته است که نشان‌دهنده تاثیر زیاد ترکیبات معدنی دندان در طول موج ساطع شده و شدت تابش است. به بیان دیگر نمونه‌های دندانی معدنی شده در طول موج‌های بالاتری دارای پیک هستند.^(۲۴)

در پژوهش حاضر با افزودن SiC به نمونه‌های چینی دندانپزشکی، تخلخل‌های درون ساختاری ایجاد شده است. با افزایش تخلخل‌های پیوسته بیشتر و بزرگ‌تر در ساختار، فضای لازم برای حرکت فوتون‌ها و خارج شدن آنها از ساختار ایجاد می‌شود. همانطور که در تصویر ۴ نشان داده شده است، درصد‌های بالای تخلخل باعث افزایش شدت فوتون‌های خروجی می‌شود. در تمامی مطالعات صورت گرفته مواد دندانی که اسپکتروفوتومتری آنها در طول موج نور روز انجام شده است، این مواد در فاصله ی ۴۰۰ تا ۵۰۰ نانومتر دارای پیک هستند.^(۲۴) که

نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان داده است که با افزایش تخلخل در ساختار پرسلن شفافیت نمونه افزایش یافته و به دندان طبیعی نزدیک می‌شود. اگرچه به دلیل تفاوت در ترکیبات ساختاری شیفت حدوداً ۲۰ نانومتری در پیک شدت فلوروسنس دندان نسبت به پرسلن مشاهده می‌شود که گرچه قابل اغماض نیست ولی به دلیل قرار گرفتن دندان و پرسلن در یک محدوده طول موج قابل پذیرش است. وجود تخلخل در ساختار ماده پرکننده باعث آزادی حرکت فوتونها شده، از برخوردهای درون ساختاری فوتون می‌کاهد و شدت فوتون‌های خروجی در نتیجه شفافیت نمونه افزایش می‌یابد. در این تحقیق برای شبیه‌سازی این توپول‌های دندانی، تخلخل‌های کنترل شده در ساختار پرسلن ایجاد شده که باعث بهبود خواص نوری این ماده دندانی می‌شود که می‌تواند برای کاربردهای ترمیم زیبایی بسیار امیدوارکننده باشد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله بر خود لازم می‌دانند از پردیس علوم و فن‌آوری‌های نوین دانشگاه سمنان و آزمایشگاه بیوسرامیک دانشگاه صنعتی امیرکبیر به دلیل حمایت از پژوهش حاضر تقدیر و تشکر نمایند. همچنین این مقاله برگرفته از پایان نامه دانشجویی از دانشگاه سمنان می‌باشد.

این مقادیر به برند سازنده و رنگ انتخاب شده ماده ترمیمی وابسته است. نتایج اسپکتروفوتومتری برای نمونه‌های پرسلن در این مطالعه نشان داد که تمامی نمونه‌ها تقریباً در ۴۵۰ نانومتر بیشترین شدت را داشته و شفافیت آنها به تدریج در طول موج‌های بیشتر کاهش می‌یابد و در طول موج‌های بالای ۶۰۰ نانومتر بسیار کم می‌شود. برای دندان طبیعی پیک شدت انتشار در طول موج ۴۷۰ و برای نمونه‌ها در ۴۵۰ نانومتر دیده شده است. در طول موج ۴۵۰ تا ۶۵۰ فلوروسنس دندان طبیعی از تمام نمونه‌های پرسلن بیشتر و شدیدتر است و در طول موج‌های بالای ۶۵۰ نانومتر تقریباً مشابه است.

نتایج به دست آمده از اسپکتروفوتومتری با نتایج بررسی Lutszkaya^(۲۴) نیز مطابقت دارد زیرا به صورت مشابه وجود مواد معدنی بیشتر در ساختار باعث شیفت طول موج تابش در نمونه دندانی در مقایسه با نمونه‌های ترمیمی شده است. اما به صورت کلی افزایش تخلخل در ساختار ماده ترمیمی بر شدت انتشار افزوده و شفافیت پرسلن را به میزان شفافیت دندان طبیعی نزدیک کرده است. در واقع محدوده طول موج انتشار برای نمونه‌های ساخته شده و دندان طبیعی یکسان است ولی تفاوت‌های موجود در ساختار کریستالی، ترکیبات دندان طبیعی، جهت گیری توپول‌ها و وجود مایعات فیزیولوژیک در توپول‌های دندانی باعث ایجاد شیفت در طول موج انتشار شده است.

منابع

1. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: An *in vitro* study. J Prosthodont 2014; 23(1): 39-44.
2. Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton DG, et al. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. J Prosthodont 2010; 19: 187-93.
3. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. Acta Odontol Scand 2009; 67: 57-64.
4. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials *in vitro*. J Prosthodont 2012; 21(2): 112-22.
5. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MB, et al. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. Microsc Res Tech 2012; 75(6): 758-65.
6. Yu B, Lim HN, Lee YK. Influence of nano- and micro-filler proportions on the optical property stability of experimental dental resin composites. Mater De 2010; 31: 4719-24.
7. Salgado VE, Albuquerque PPAC, Cavalcante LM, Pfeifer CS, Moraesa RR, Schneider LFJ. Influence of photoinitiator system and nanofiller size on the optical properties and cure efficiency of model composites. Dent Mater 2014; 30(10): 264-71.
8. Horiea K, Nakajimaa M, Hosakaa K, Kainosea K, Tanakaa A, Foxtonb RM, et al. Influences of composite-composite join on light transmission characteristics of layered resin composites. Dent Mater 2012; 28: 204-11.
9. Turrioni AP, de Oliveira CF, Basso FG, Moriyama LT, Kurachi C, Hebling J, et al. Correlation between light transmission and permeability of human dentin. Laser Med Sci 2012; 27(1): 191-6.
10. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. J Prosthet Dent 2013; 110(1): 14-20.
11. Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Roeters J. The influence of varying layer thicknesses on the color predictability of two different composite layering concepts. Dent Mater 2014; 30(5): 493-98.
12. Yu B, Lee YK. Comparison of stabilities in translucency, fluorescence and opalescence of direct and indirect composite resins. Eur J Esthet Dent 2013; 8(2): 214-25.
13. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. Clin Oral Investig 2014; 18(8): 1991-2000.
14. Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. J Prosthodont 2010; 19: 465-70.
15. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. J Dent 2013; 41: 24-30.
16. Casolco SR, Xu J, Garay JE. Transparent/translucent polycrystalline nanostructured yttria stabilized zirconia with varying colors. Scr Mater 2008; 58: 516-9.
17. Dozic A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. J Prosthet Dent 2003; 90: 563-70.
18. Nakajima M, Arimoto A, Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O, Foxton RM, Tagami J. Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. J Dent 2012; 40: 77-82.
19. Zhong Y, Liu J, Li X, Yin W, He T, Hu D, et al. Effect of a novel bioactive glass-ceramic on dentinal tubule occlusion: An *in vitro* study. Aust Dent J 2015; 60(1): 96-103.
20. Shui A, Xi X, Wang Y, Cheng X. Effect of silicon carbide additive on microstructure and properties of porcelain ceramics. Ceram Int 2011; 37: 1557-62.
21. Kim JH, Lee YK, Powers JM. Influence of a series of organic and chemical substances on the translucency of resin composites. J Biomed Mater Res B 2006; 77: 21-7.
22. Zhang Y, Griggs A, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. J Prosthet Dent 2004; 91: 128-35.

23. Figueiredo C, Silva AM, Figueiredo A, Azenba ME. Fluorescence of dental composite resins. *Exp Pathol Health Sci* 2012; 6(1): 11-4.
24. Lutskaya IK, Novak NV, Kavetsky VP. Fluorescence of dental hard tissue and restorative material. *Int Dent* 2010; 2(5): 1-6.