بررسی اثر رنگ‌آمیزی بر استحکام خمشی نوعی سرامیک زیرکونیایی

دکتر مرضیه علی‌خاصی[۱]، دکتر یزدان ثابت[۲]، دکتر عباس منزوی[۳]، دکتر مریم مهاجرفر*

چکیده

مقدمه: برای دستیابی به نمای طبیعی، فریم ورک‌های زیرکونیا قبل و یا بعد از Sintering با استفاده از برخی از اکسیدهای رنگی رنگ‌آمیزی می‌شوند. هدف از این پژوهش، بررسی اثر رنگ‌آمیزی سه رنگ A3 ,B3 و D3 بر روی استحکام خمشی دو محوری یک نوع سرامیک با بیس زیرکونیا (Cercon) بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی، تعداد ۴۰ دیسک سرامیکی Cercon در۴ گروه ۱۰تایی تهیه شدند. دیسک‌ها در کوره Sintering قرار گرفتند. سه گروه اول بر طبق دستور کارخانه با مواد رنگی مایع به رنگ‌های A3، B3، D3 رنگ‌آمیزی شدند. گروه آخر نیز به عنوان گروه شاهد بدون رنگ‌آمیزی باقی‌ماند. سپس نمونه‌ها به منظور اندازه‌گیری میزان استحکام خمشی دو محوری، بعد از پالیش در دستگاه Universal testing machine قرار داده شدند. از هر گروه، پنج نمونه برای ارزیابی ترکیب عنصری تحت Energy-dispersive X-ray analysis قرار گرفت. پس از ارزیابی توزیع نرمال داده‌ها، آنالیز واریانس یک طرفه انجام گردید و از آزمون‌های Post-hoc (Tukey's HSD) با در نظر گرفتن p value < ۰/۰۵ برای مقایسه گروه‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: رنگ‌آمیزی و نوع رنگ، اختلاف آماری معنی‌داری را بین استحکام خمشی گروه‌های مختلف ایجاد نمود (p value = ۰/۰۳). دیسک‌های گروه B3 به طور معنی‌داری بالاترین استحکام خمشی را بین گروه‌های رنگ شده داشتند؛ اما اختلاف معنی‌داری از لحاظ آماری با گروه رنگ نشده نداشتند (p value = ۰/۶۳). تنها دیسک‌های گروه A3 به طور معنی‌داری استحکام کمتری از گروه رنگ نشده داشتند (p value = ۰/۰۳).

نتیجه‌گیری: رنگ‌آمیزی می‌تواند به طور معنی‌دار در کاهش استحکام خمشی این نوع سرامیک مؤثر باشد که باید هنگام به کارگیری کور زیرکونیایی Cercon به صورت کلینیکی مد نظر قرار گیرد. تحقیقات بیشتر در این زمینه توصیه می‌گردد.

کلید واژه‌ها: سرامیک، اکسید زیرکونیوم، استحکام، رنگ.

* دستیار تخصصی، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. (مؤلف مسؤول)
m.mohajerfar@yahoo.com

۱: استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۲: دندانپزشک، تهران، ایران.

۳: دانشیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی و رئیس مرکز تحقیقات لیزر دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

این مقاله در تاریخ ۹۰/۷/۲۴ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۰/۹/۲۰ اصلاح شده و در تاریخ ۹۰/۱۰/۶ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان
۱۳۹۱؛ ۸(۱)؛ ۲۷ تا ۳۵

Archive of SID

www.SID.ir

مقدمه

امروزه جهت دستیابی به سرامیک‌های با استحکام بالا توجه به سیستم‌های حاوی زیرکونیا بیشتر شده است و کمپانی‌های مختلف سیستم‌های با بیس زیرکونیا را معرفی نموده‌اند. زیرکونیا اکسید کریستالیزه زیرکونیم (ZrO_2) است که در سال ۱۷۸۹ توسط شیمیدان آلمانی Martin Heinrich Klaproth در اثر حرارت دادن یک سری سنگ‌های قیمتی به دست آمد. زیرکونیا برای مدت طولانی به صورت آمیخته با اکسیدهای نادر زمینی به عنوان رنگدانه برای سرامیک‌ها استفاده می‌شد.

تحقیقات مختلف نشان داده است که زیرکونیا از سایر مواد سرامیکی دندانی مقاوم‌تر است[۷-۱]. همچنین وقتی احتمال شکست بریج‌های سرامیکی در دراز مدت با استفاده از تکنیک‌های کامپیوتری محاسبه شد بریج‌های زیرکونیا خصوصیات مکانیکی بسیار بالا و قابل اعتمادی را نشان دادند[۹، ۸].

زیرکونیا یک ماده پلی مورف است. زیرکونیای خالص در دمای اتاق به صورت مونوکلینیک است. وقتی که زیرکونیا تحت دمای بالای ۱۱۷۰°C قرار می‌گیرد، از فاز مونوکلینیک به تتراگونال تغییر شکل می‌یابد. تغییر شکل فازی سبب تغییر حجم زیرکونیا و القای استرس می‌شود که منجر به پدید آمدن ترک می‌گردد[۱۳-۱۰]. جلوگیری از چنین تغییر شکلی می‌تواند با افزودن اکسیدهای پایدار کننده مثل اکسید منیزیوم (MgO) اکسید ایتریوم (Y_2O_3)، اکسید کلسیم (CaO)، که سبب وجود و تثبیت ذرات فاز تتراگونال در دمای اتاق می‌شوند، اتفاق بیفتد[۱۰]. ZirconiaYttrium-stabilized که به عنوان (TZP یا Tetragonal zirconia polycrystaline) نیز شناخته می‌شود، در حال حاضر بیشتر مورد مطالعه قرار گرفته است[۱۴]. هر سه فاز مذکور در ZrO_2 معمولی وجود دارند. هنگامی که استرس کافی به ساختار تتراگونال وارد شده و ترک در آن ناحیه شروع به پیشرفت می‌کند، ذرات تتراگونال به حالت مونوکلینیک تغییر شکل می‌یابند. افزایش حجم همراه با این تغییر منجر به ایجاد استرس فشاری در لبه ترک می‌شود که در این صورت برای پیشرفت ترک، انرژی بیشتری نیاز است[۱۷-۱۳].

زیرکونیا از لحاظ ظاهری کاملاً مشابه رنگ دندان نیست بلکه اپک است[۱۸]. این ویژگی از یک نظر می‌تواند مزیتی برای این ماده محسوب شود چرا که وقتی یک دندان تغییر رنگ یافته یا یک پست فلزی می‌بایست پوشانده شود کور زیرکونیا این نمای نامطلوب را می‌پوشاند. علاوه بر این زیرکونیا رادیواپسیته‌ای مشابه فلز دارد که بررسی رادیوگرافیک رستوریشن را از قبیل تطابق مارژینال، حذف کامل سمان اضافی و پوسیدگی‌های ثانویه بهبود می‌بخشد[۱۹].

برای دستیابی به نمای طبیعی جهت ونیرهای پرسلن و روکش‌ها می‌توان فریم ورک‌های زیرکونیایی را رنگ‌آمیزی کرد و در حال حاضر، بعضی از کارخانه‌ها با ارایه کورهای زیر کونیایی رنگ شده سعی در بهبود خواص زیبایی این سرامیک دارند. تعدادی از اکسیدهای رنگی از جمله آهن (Fe)، مس (Cu)، کبالت (Co)، منگنز (Mn) و اکسیدهای اپک کننده مثل قلع (Sn)، روی (Zn)، آلومینیوم (Al)، زیرکونیوم (Zr)، تیتانیوم (Ti) به مواد سرامیک دندانی اضافه می‌شوند[۲۰]. به طور مثال در سیستم LAVA، کور زیرکونیا بعد از تراشکاری (Milling) می‌تواند با یکی از هفت رنگ ویتا رنگ‌آمیزی شود[۲۰]. توانایی کنترل رنگ در کور، می‌تواند نیاز به ونیر بخش لینگوالی و جینجیوالی کانکتورها را در مواردی که فضای بین اکلوزالی محدود است حذف کند، به علاوه بخش پالاتالی کراون‌های قدامی می‌تواند منحصراً از کور ساخته شود که این امر در بیمارانی که اورلپ ورتیکالی افزایش یافته و کمبود فضا برای ونیرپرسلن در سمت لینگوال دارند، مناسب است[۲۱].

در حال حاضر مطالعات اندکی در مورد تأثیر این رنگ‌آمیزی بر روی زیرکونیا وجود دارد[۲۲، ۲۰]. نتایج یک مطالعه نشان داد که مدت زمان رنگ‌آمیزی اثری بر ریزسختی (Microhardness) زیرکونیا ندارد؛ اما بین رنگ‌های مختلف تفاوت وجود دارد و رنگ‌آمیزی به طور کلی باعث کاهش استحکام خمشی زیرکونیا می‌شود. همچنین اختلافات مختصری بین ترکیبات مایعات رنگی مختلف دیده شد[۲۲]. هدف این پژوهش، بررسی اثر سه رنگ A3، B3 و D3 بر روی استحکام خمشی دو محوری (Biaxial) زیرکونیای Cercon و مقایسه آن با حالت بدون رنگ آن بود.

مواد و روش‌ها

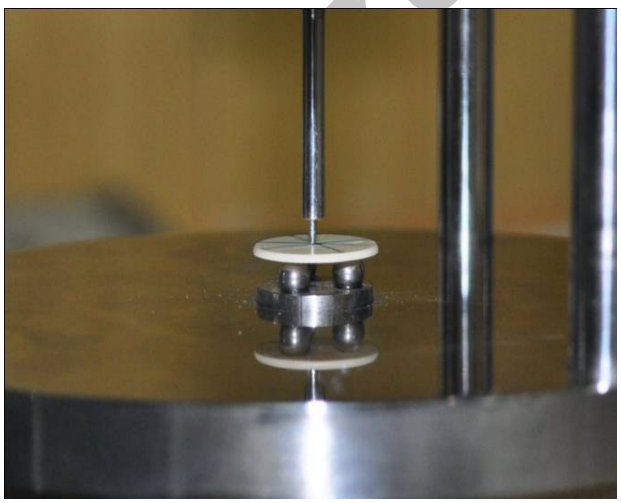
مطالعه به صورت تجربی آزمایشگاهی (In vitro experimental)

Archive of SID
www.SID.ir

روی دیسک‌های ساخته شده از یک نوع ماده کور زیرکونیایی در دو حالت رنگ‌آمیزی شده و بدون رنگ انجام شد. در این مطالعه، نمونه‌ها به شکل دیسک آماده شدند که برای این کار از بلوک‌های (Cercon, degudent, Hanau, Germany) Yttrium partially stabilized green-stage zirconium dioxide استفاده شد. برای آماده‌سازی نمونه‌ها، بلوک‌ها ابتدا در اپوکسی رزین مانت شدند و سپس توسط اره الماسه با سرعت کم (Mecatom presi, T201A, France) که لبه برنده این تیغه از جنس الماس و ضخامت آن ۰/۵ mm بود برش خوردند. به این ترتیب ۴۰ دیسک تهیه شد که در مرحله بعد تمام این ۴۰ دیسک به مدت ۷ ساعت در کوره (Cercon heat, degudent, Hanau, Germany) Sintering در دمای ۱۳۵۰°C قرار گرفتند، به طوری که پس از انقباض به قطر ۱۹/۵ mm و ضخامت ۱ mm رسیدند. نکته مهم این بود که تمام نمونه‌ها باید یکسان می‌شدند که برای این کار تمامی دیسک‌ها از لحاظ ضخامت (در سه نقطه محیطی و مرکز) و قطر توسط کولیس دیجیتال (Mitutoyo, CD-15B, England) اندازه‌گیری شدند و تنها نمونه‌هایی که فاقد هر گونه ترکی بودند وارد مطالعه شدند. سپس به منظور اطمینان از این‌که نمونه‌های چهار گروه اختلاف معنی‌داری از نظر ابعاد با یکدیگر ندارند، اندازه نمونه‌ها تحت آنالیز ANOVA قرار گرفت و دیده شد بین گروه‌ها اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (p value = ۰/۰۷). برای آماده‌سازی نمونه‌ها ابتدا دیسک‌ها به طور تصادفی در ۴ گروه ۱۰تایی قرار گرفتند. سه گروه اول بر طبق دستور کارخانه با مواد رنگی مایع (Cercon ceram kiss) توسط قلم شیشه‌ای به ترتیب به رنگ‌های A3، B3، D3 رنگ‌آمیزی شدند[۲۳]. گروه آخر نیز به عنوان گروه شاهد بدون رنگ‌آمیزی باقی‌ماند. در مرحله بعد سه گروه اول در کوره قرار گرفت به صورتی که دمای آن‌ها از ۴۶۰°C تا ۹۶۰°C بالا رفت و سپس یک دقیقه در ۹۶۰°C باقی‌ماند.

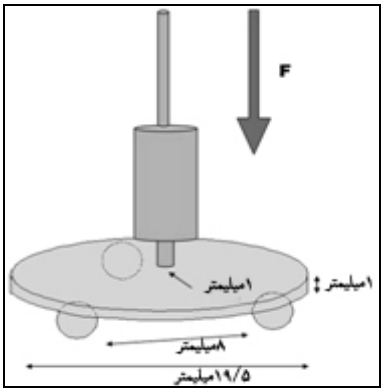
به منظور انجام تست استحکام خمشی دو محوری طبق استاندارد ISO 6872[۲۴] نمونه‌ها باید در سطح تحت فشار توسط ماشین پالیش شوند که این کار با کاغذهای سیلیکون کارباید به ترتیب با اندازه‌های ۳۲۰، ۴۰۰، ۶۰۰، ۸۰۰، ۱۰۰۰ و ۱۲۰۰ دانه تحت جریان آب انجام شد. در این روش از کاغذ ۳۲۰ دانه، به مدت ۱۰ دقیقه و بقیه کاغذها هر کدام ۳ دقیقه استفاده گردید[۲۴].

برای انجام عمل پرداخت، نمونه‌ها با استفاده از نوار چسب دو طرفه بر روی یک بلوک فلزی ثابت شده و سپس بر روی دستگاه پالیش قرار گرفتند. سپس قطر دیسک‌ها توسط کولیس دیجیتال (Mitutoyo, CD-15B, England) در سه ناحیه و ضخامت آن‌ها توسط (Mitutoyo ,Kawasaki, Japan) Micrometer در پنج نقطه اندازه‌گیری و میانگین آن‌ها در نظر گرفته شد که بر اساس این اندازه‌گیری‌ها میانگین ضخامت نمونه‌ها ۱ mm و قطر آن‌ها ۱۹/۴۷ mm بود. در نهایت برای انجام تست استحکام خمشی دو محوری بر طبق استاندارد ISO 6872 برای تعیین میزان نیروی مورد نیاز برای شکستن نمونه‌ها، دیسک‌ها در شرایط عاری از رطوبت و در دمای اتاق توسط ماشین تست یونیورسال (Zwick/Roell, Z050, Germany) مورد آزمایش قرار گرفتند. دیسک‌ها بر روی سه توپچه قرینه با قطر ۴/۹۷ mm قرار گرفتند که با زاویه ۱۲۰° بر روی یک Platform به قطر ۱۰ mm قرار داشت (شکل ۱) و نیرو توسط یک پیستون با قطر ۱ mm بر مرکز سطحی از نمونه که رنگ‌آمیزی و پالیش نشده بود با سرعت ۱ mm/min وارد شد تا شکست صورت گیرد. در واقع سطح پالیش شده تحت کشش قرار گرفت (شکل ۲).



شکل ۱. اندازه‌گیری استحکام خمشی در ماشین تست یونیورسال

www.SID.ir
Archive of SID



شکل ۲. تصویر شماتیک اعمال نیرو به دیسک در ماشین تست یونیورسال. دیسک‌ها بر روی سه توپچه قرینه با قطر mm ۴/۹۷ قرار گرفتند که با زاویه ۱۲۰° بر روی یک پلت فرم به قطر m ۱۰۰ قرار داشتند. نیرو توسط یک پیستون با قطر mm ۱ بر مرکز سطحی از نمونه که رنگ‌آمیزی و پالیش نشده بود وارد شد تا شکست صورت گیرد. در واقع سطح پالیش شده سطح تحت کشش (Tension side) قرار گرفت.

نتایج توسط برنامه کامپیوتری (Zwick/Roell) ثبت شد و سپس استحکام خمشی دو محوری از طریق رابطه $S= -0/2387\ P(X-Y)/d^2$ به دست آمد.

که در آن S ماکزیمم استحکام خمشی بر حسب مگاپاسکال (MPa) است، P نیروی اعمال شده در لحظه شکست بر حسب نیوتن (N) است. d ضخامت نمونه بر حسب mm در ناحیه شکست است. Y و X بر اساس فرمول زیر محاسبه می‌شود:

$$X = (1+\vartheta)\ln(B/C)^2 + \left(\frac{10-\vartheta}{2}\right)(B/C)^2$$
$$Y = (1+\vartheta)\left[1+\ln(A/C)^2\right] + (1-\vartheta)(A/C)^2$$

ضریب Poisson است. A شعاع دایره ساپورت کننده است، B شعاع نوک پیستون است و C شعاع نمونه است که همه این‌ها بر حسب میلی‌متر می‌باشند. میزان Poisson ratio بر اساس مقالات برای سرامیک‌های زیرکونیا ۰/۳۲ محاسبه شد.

برای تعیین ترکیب عناصر سرامیک‌های رنگ شده و سفید آزمون Energy-dispersive X-ray analysis (EDX; thermonoran, USA) توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM; Seron technology,Model AIS2100, South Korea) انجام شد، که برای انجام این آنالیز از هر گروه ۵ دیسک شکسته شده به صورت تصادفی انتخاب و در اتانول قرار داده شدند و توسط Digital ultrasonic cleaner تمیز شده و با پوار هوا خشک شدند. سپس با لایه‌ای از آلیاژ طلا و پالادیوم قبل از انجام آنالیز جهت رسانا کردن نمونه‌ها توسط دستگاه Sputter coater (Quorum, SC7620, East Sussex, UK) پوشانده شده و سپس آنالیز EDX تحت Acceleration voltage معادل ۲۰ kV و بزرگ‌نمایی ۵۰x صورت گرفت. برای تعیین ترکیب عناصر موجود Spectra collection time معادل ۱۸۰s در نظر گرفته شد. برای آنالیز درصد وزنی عناصر موجود از برنامه کامپیوتری EDX (Spectra plus) استفاده شد.

در نهایت نتایج توسط برنامه (Statistical package for social science) $SPSS_{۱۶}$ آنالیز شد. از آن‌جا که هدف از پژوهش، بررسی اثر یک متغیر رنگ‌آمیزی یا عدم رنگ‌آمیزی بر استحکام خمشی کور زیرکونیایی بود، پس از ارزیابی توزیع نرمال داده‌ها، آنالیز واریانس یک طرفه (one-way analysis of variance: ANOVA) انجام گردید و از آزمون‌های (Tukey's Post-hoc (HSD با در نظر گرفتن ($p\ value < ۰/۰۵$) برای مقایسه گروه‌ها استفاده شد.

یافته‌ها

در این مطالعه، رنگ‌آمیزی و نوع رنگ اختلاف آماری معنی‌داری را بین استحکام خمشی گروه‌های مختلف مورد مطالعه ایجاد نمود ($p\ value < ۰/۰۵$) (جدول ۱). دیسک‌های گروه B3 به طور معنی‌داری بالاترین استحکام خمشی را بین گروه‌های رنگ شده داشتند (۷۵۶/۴۳ MPa)؛ اما اختلاف معنی‌داری از لحاظ آماری با گروه رنگ نشده نداشتند ($p\ value = ۰/۶۳$). تنها دیسک‌های گروه A3 به طور معنی‌داری استحکام کمتری از گروه رنگ نشده داشتند ($p\ value = ۰/۰۳$) و دیسک‌های گروه D3 نیز اگرچه که اختلاف معنی‌داری با گروه رنگ نشده نداشتند؛ اما p value آن‌ها بسیار نزدیک به سطح معناداری ($p\ value = ۰/۰۵$) بود.

آنالیز ترکیب عناصر سطحی نمونه‌های مورد آزمایش نشان داد که به طور عمده در بیشتر آن‌ها زیرکونیم (Zr) و ایتریم (Y) بیشترین ترکیب را تشکیل می‌دهند. البته عناصر دیگری نیز وجود داشت که در جدول ۲ آورده شده است. نکته قابل توجه

Archive of SID
www.SID.ir

آن‌که در بین گروه‌های رنگی تنها در دیسک‌های گروه B3 عنصر آلومینیم (Al) و کروم (Cr) به مقدار اندک مشاهده شد. عنصر کلسیم (Ca) در گروه A3 که به طور معنی‌داری نسبت به گروه بدون رنگ استحکام خمشی کمتری داشت (نمودار ۱)، دارای بیشترین مقدار بود. همچنین درصد وزنی کلسیم در گروه A3 با گروه بدون رنگ و با گروه‌های B3 و D3 اختلاف معنی‌دار داشت، در صورتی که در سایر گروه‌های رنگی این درصد اختلاف معنی‌دار با گروه بدون رنگ نداشت.

بحث

به منظور اندازه‌گیری استحکام خمشی تست‌های متفاوتی طراحی شده است که با توجه به دشواری عملی آماده‌سازی نمونه‌ها، بیشترین تست‌های رایج مورد استفاده تست‌های خمیدگی 3-point، 4-point[۲۳] و Piston on three balls هستند[۲۴]. توجه به این نکته حایز اهمیت است که میزان نیرویی که از روش‌های مختلف به دست می‌آید به طور بارزی با هم متفاوت می‌باشد و نیاز به تحلیل دقیق دارد. در تست Piston on three balls نواقص و شکست لبه بر شکست نمونه بی‌تأثیر است و طراحی نمونه نیز آسان‌تر است. همچنین اندازه نمونه در دو روش قبلی بزرگ است اما در این تست، اندازه نمونه‌های آماده شده، تشابه بیشتری با نمونه‌های کلینیکی دارد که ارزش پیش‌گویی آن را برای کاربرد بالینی افزایش می‌دهد. از این رو در این مطالعه از این روش برای ارزیابی استحکام نمونه‌ها استفاده شد[۲۵].

جدول ۱. آماره‌های حاصل از بررسی استحکام خمشی دو محوری در گروه‌های مورد مطالعه بر حسب مگاپاسکال

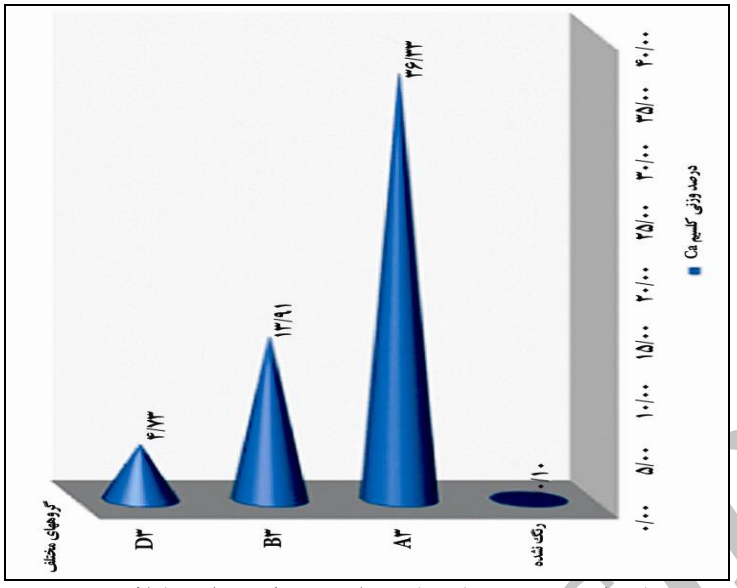
گروه‌ها	کمینه	بیشینه	میانگین ± انحراف معیار	فاصله اطمینان ۹۵ درصد	
				حد کمتر	حد بیشتر
A3	۱۸۴/۲۱	۸۴۳/۸۷	۲۵/۶۰۶ (۵۴/۱۹۶)*	۴۴۳/۴۷	۲۶۷/۹۸
B3	۵۲۵/۱۴	۱۰۲۳/۸۲	۴۳/۷۵۶ (۱۶۴/۹۴)	۴۸۸/۸۲	۳۳۹/۲۵
D3	۴۱۸/۹۵	۱۰۲۳/۸۵	۶۲۹/۵ (۲۱۰/۹۵)	۴۴۵/۱۹	۲۷۳/۰۳
رنگ نشده	۵۴۷/۲۸	۱۱۵۵/۷۰	۸۶۴/۵۲ (۲۰۰/۹۱)*	۵۷۵/۱۸	۴۱۱/۲۰

علامت * نشان دهنده اختلاف معنی‌دار است.

جدول ۲. در صد وزنی (W%) عناصر سطحی نمونه‌های A3، B3، D3 و بدون رنگ توسط Energy dispersive X-ray analysis (EDX)

	A3	B3	D3	رنگ نشده
اکسیژن (O)	۷/۴۸	۰/۰۱	۵/۵۶	۱۱/۵۴
آلومینیوم (Al)	۰/۰	۰/۳۱	۰/۰	۰/۱۰
سولفور (S)	۲/۶۴	۰/۲۰	۱/۳۶	۰/۹۷
کلر (Cl)	۸/۷۶	۵/۴	۳/۶۲	۱/۶۹
کلسیم (Ca)	۳۶/۳۳	۱۳/۹۱	۴/۷۳	۰/۱۰
کروم (Cr)	۰/۰	۰/۴۳	۰/۰	۰/۱۰
آهن (Fe)	۰/۷۶	۵/۱۶	۰/۹۱	۰/۵۱
ایتریم (Y)	۴/۵۷	۴/۶۶	۱۶/۸۸	۸/۸۵
زیرکونیم (Zr)	۲۸/۹۲	۳۴/۰۶	۵۳/۵۰	۶۹/۴۱
سریم (Ce)	۱/۲۲	۶/۲۰	۱/۵۸	۱/۱۲
پرازئودیمیم (Pr)	۱/۰۴	۶/۱۱	۵/۲۷	۰/۹۴
اربیم (Er)	۰/۰	۱۰/۴۴	۱/۱۲	۰/۹۷
هافنیم (Hf)	۰/۰	۱۰/۷۹	۱/۷۷	۱/۴۲
بیسموت (Bi)	۸/۲۶	۲/۲۸	۳/۶۸	۲/۲۹

Archive of SID
www.SID.ir



نمودار ۱. درصد وزنی عنصر کلسیم در گروه‌های مختلف

با وجود این‌که بر اساس نتایج این مطالعه روش رنگ‌آمیزی مورد استفاده (رنگ‌آمیزی سطحی) استحکام خمشی دو محوری دیسک‌های زیرکونیایی را تحت تأثیر قرار می‌دهد، با این حال مقادیر استحکام آن‌ها بسیار بالاتر از مقدار توصیه شده برای یک رستوریشن تمام سرامیک است این نتایج با نتایج حاصل از مطالعه Hjerppe و همکاران[۲۱] و Ardlin[۲۶] مطابقت دارد. در مطالعه Hjerppe و همکاران[۲۱] تنها رنگ D4 بود که بر خلاف سایر رنگ‌ها منجر به کاهش معنی‌دار استحکام خمشی نشد. همچنین وقتی دیسک‌ها بر خلاف دستور کارخانه که ۳ ثانیه بود به مدت یک دقیقه در محلول رنگی قرار گرفتند استحکام آن‌ها به طور معنی‌داری کاهش یافت. Hjerppe و همکاران[۲۱] علت تفاوت گروه D4 را با سایر گروه‌ها وجود کلسیم در این رنگ دانست که در هیچ یک از محلول‌های رنگی دیگر مشاهده نشد. با این وجود تعمیم این یافته‌ها به مطالعه حاضر امکان‌پذیر نیست چرا که بر خلاف مطالعه مذکور که از روش غوطه‌وری برای رنگ‌آمیزی استفاده شد (که می‌تواند بر نفوذ داخلی‌تر رنگ تأثیر داشته باشد)، در مطالعه حاضر از کاربرد سطحی رنگ استفاده شد. در مطالعه حاضر از بین گروه‌های رنگی، گروه B3 که مقادیر بیشتری سریم و آهن داشت، استحکام بیشتری را نشان داد. در مطالعه Ardlin[۲۶] نیز نمونه‌هایی که زرد رنگ بودند استحکام خمشی بیشتری نسبت به نمونه‌های سفید رنگ داشتند که به وجود عناصری از قبیل اکسید سریم (CeO_2)، اکسید آهن (Fe_2O_3) و اکسید بیسموت (Bi_2O) که به محلول رنگی اضافه شده است و فرایندهای مختلف ساخت که موجب ایجاد منافذ (Porosity) بیشتر و بزرگ‌تر در نمونه‌های سفید رنگ شده است نسبت داده شد. اگرچه در مورد محتوای بیسموت نتایج این مطالعه با مطالعه Ardlin[۲۶] هماهنگی نداشت.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که گروه‌های A3 به طور معنی‌داری استحکام خمشی کمتری را نسبت به گروه بدون رنگ داشتند اما گروه B3 و D3 اختلاف معنی‌داری نداشتند. در این مطالعه بررسی نمونه‌ها با استفاده از آنالیز EDX دلیل روشنی را فراهم نکرد؛ اما با توجه به این که تنها در دیسک‌های گروه B3 عناصر آلومینیوم و کروم مشاهده شد، می‌توان این‌گونه نتیجه‌گیری کرد که شاید به دلیل وجود اکسید این عناصر در محلول رنگی B3 کاهش معنی‌دار در استحکام دیسک‌ها ایجاد نشده است. از طرفی در این مطالعه عنصر کلسیم در گروه A3 که به طور معنی‌داری نسبت به گروه بدون رنگ استحکام خمشی کمتری داشت، دارای بیشترین مقدار بود که این نتیجه با مطالعه Hjerppe و همکاران[۲۱] مغایرت دارد؛ چرا که در آن مطالعه عنصر کلسیم تنها در گروهی مشاهده شد که از لحاظ استحکام خمشی اختلاف معنی‌داری با

Archive of SID
www.SID.ir

گروه بدون رنگ نداشت. از جمله محدودیت‌های این مطالعه عدم آنالیز عنصری رنگ‌های به کار رفته بود. علاوه بر این در صورت کاربرد کلیه رنگ‌هایی که در کلینیک کاربرد دارد تفسیر کامل‌تری از روند تأثیرگذاری غلظت رنگ‌ها بر استحکام خمشی دو محوری به دست می‌آید. از جمله موارد دیگر انجام آزمایش به صورت استاتیک در محیط خشک است؛ چرا که تحقیقات نشان داده‌اند که وجود محیط مرطوب و بارگذاری دوره‌ای می‌تواند بر استحکام شکست تأثیرگذار باشد[۲۷]. علاوه بر این پیشنهاد می‌گردد در مطالعات آینده در یک گروه نیز از زیرکونیای رنگی استفاده شده و با سایر گروه‌ها از لحاظ استحکام خمشی مقایسه گردد.

مطالعات متعددی نشان می‌دهد که زیرکونیا ماده‌ای بسیار مطمئن جهت ساخت فریم ورک‌های تمام سرامیک است و می‌تواند پارامترهای تخریب سطحی را کنترل کند، در صورتی که اگر این نقایص در سایر مواد سرامیکی ایجاد شود منجر به شکست فجیع حتی تحت نیروهای کمتر خواهد شد. با این وجود نباید در استحکام بالای زیرکونیا مبالغه کرد؛ چرا که گاهی شکست‌های فجیع در آن می‌تواند در نتیجه نیروهای بسیار اندک و غیر منتظره باشد. حداقل استحکام برای زیرکونیایی که با ذرات ۱۲۰ میکرومتری تحت سایش قرار گرفته باید ۳۷۹ مگاپاسکال در نظر گرفته شود. علاوه بر این زیرکونیاهای ساخته شده با سیستم کدکم در طی مرحله برش با ایجاد نقایص سطحی تضعیف می‌شود. بنابراین تمام مقادیر استحکامی که اندازه‌گیری می‌شود می‌بایست با در نظر گرفتن استحکام زیرکونیای ساخته شده با سیستم کدکم مورد تجدید نظر قرار گیرد[۶]. به هر حال تغییرات محتمل در ساختار کریستالی اکسید زیرکونیم به بررسی‌های بیشتری نیازمند است.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر در ارتباط با تأثیر رنگ‌آمیزی بر استحکام خمشی دو محوری سرامیک زیرکونیایی Cercon نشان داد که نوع رنگ‌آمیزی می‌تواند به طور معنی‌دار بر استحکام خمشی این نوع سرامیک مؤثر باشد. همچنین میزان استحکام خمشی دو محوری سرامیک زیرکونیایی Cercon در محدوده ۶۰۶/۲۵ تا ۸۶۴/۵۲ مگاپاسکال به دست آمد. در مجموع می‌بایست این کاهش استحکام هنگام به کارگیری کور زیرکونیایی Cercon در شرایط بالینی مد نظر قرار گیرد و تحقیقات در جهت رفع این نقیصه ادامه یابد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از طرح تحقیقاتی تحت عنوان بررسی اثر رنگ‌آمیزی بر استحکام شکست سرامیک زیرکونیایی مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران در سال ۱۳۸۸ به کد ۸۸-۰۴-۶۹-۸۸۴۰ می‌باشد که با حمایت بنیاد ملی نخبگان اجرا شده است.

References

1. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent 2007; 98(2): 120-8.
2. Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. Gen Dent 2000; 48(1): 38-5.
3. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004; 92(6): 557-62.
4. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995; 8(3): 239-46.
5. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. J Mater Sci Mater Med 2007; 18(6): 1219-24.
6. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. Journal of Dentistry 2000; 28(7): 529-35.
7. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont 2001; 14(3): 231-8.
8. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials 2004; 25(20): 5045-52.

Archive of SID
www.SID.ir

9. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res 2003; 82(3): 238-42.
10. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999; 20(1): 1-25.
11. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 1975; 258: 703-4.
12. Garvie RC, Nicholson PS. Phase Analysis in Zirconia Systems. Journal of the American Ceramic Society 1972; 55(6): 303-5.
13. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 1999; 15(6): 426-33.
14. Gupta K, Bechtold JH, Kuznicki RC, Cadoff LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. Journal of Materials Science 1977; 12(12): 2421-6.
15. Garvie RC, Nicholson PS. Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO_2 System. Journal of the American Ceramic Society 1972; 55(3): 152-7.
16. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 1999; 7(4): 113-9.
17. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. Int J Periodontics Restorative Dent 2004; 24(2): 147-53.
18. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. Quintessence of Dental Technology 2005; 28: 99-112.
19. Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. Pract Proced Aesthet Dent 2003; 15(6): 469-76.
20. Milleding P, Karlsson S, Nyborg L. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. J Mater Sci Mater Med 2003; 14(6): 557-66.
21. Hjerppe J, Narhi T, Froberg K, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. Acta Odontol Scand 2008; 66(5): 262-7.
22. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. J Prosthodont 2008; 17(5): 401-8.
23. Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. Dent Mater J 2004; 23(4): 490-6.
24. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clin Oral Implants Res 2007; 18 Suppl 3: 218-31.
25. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. J Dent 2008; 36(5): 316-21.
26. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater 2002; 18(8): 590-5.
27. Sobrinho LC, Glover RH, Knowles JC, Cattell MJ. Comparison of the wet and dry fatigue properties of all ceramic crowns. J Mater Sci Mater Med 1998; 9(9): 517-21.

Archive of SID

www.SID.ir

Effect of shading on flexural strength of Cercon zirconia-based ceramics

Marzieh Alikhasi, Yazdan Sabet, Abas Monzavi, Maryam Mohajerfar*

Abstract

Introduction: *Zirconia frameworks are generally shaded with colorant oxides before or after sintering in order to have more natural looking restorations. The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of A3, B3 and D3 shading on biaxial flexural strength of Cercon zirconia ceramic system.*

Materials and Methods: *A total of 40 Ceron ceramic discs were prepared in four groups of 10. The discs were placed in a sintering oven. The first three groups were shaded into A3, B3 and D3 using liquid coloring agents based on manufacturer's instructions. The fourth group (the control group) was not shaded. The discs underwent biaxial flexural strength test in a universal testing machine after sintering. Five specimens from each group underwent EDDX (energy-dispersive x-ray analysis) for the evaluation of constituent elements. After evaluation of normal distribution of data, one-way ANOVA was applied; a post hoc Tukey test was used for two-by-two comparison of the groups ($\alpha = 0.05$).*

Results: *Shading and its type resulted in significant differences in flexural strengths of the groups (p value < 0.03). Disks of B3 shade revealed the highest strength among the shaded disks, with no statistically significant differences from the control group (p value = 0.63). Only the discs with A3 shade exhibited significantly less flexural strengths in comparison to the unshaded discs (p value < 0.03).*

Conclusion: *Shading can significantly decrease flexural strength of Ceron ceramics, which should be clinically considered when Ceron zirconia cores are used; however, further studies are necessary.*

Key words: *Ceramics, Shade, Strength, Zirconium oxide.*

Received: 16 Oct, 2011 **Accepted:** 27 Dec, 2011

Address: Postgraduate Student, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
Email: m.mohajerfar@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2012; 8 (1): 27-35.

Archive of SID

www.SID.ir