

بررسی تأثیر نوع طراحی زیرساخت زیرکونیایی در میزان نیروی منجر به شکست روکش‌های با کور

زیرکونیا برای دندان مولر در شرایط آزمایشگاهی □

دکتر کاوه سیدان*، دکتر امیر فیاض**، دکتر امین فراغت***، دکتر ساره حبیب‌زاده****، دکتر حسن سازگارا*****

چکیده

سابقه و هدف: از آنجا که در سیستم‌های تمام سرامیکی موجود، کور زیرکونیایی به صورت رایج و به شکل یک لایه با ضخامت یکنواخت ساخته می‌شود، پرسنل ونیر شده در نواحی مختلف ضخامت‌های متفاوتی داشته، در نتیجه تحت تأثیر نیروهای مضغی سریع‌تر دچار Chipping و در نهایت شکست می‌شود. هدف از این مطالعه مقایسه نیروی منجر به شکست روکش‌های تمام سرامیکی ساخته شده با دو طراحی مختلف کور زیرکونیایی در سیستم Cercon در شرایط آزمایشگاهی بود.

مواد و روشها: در مطالعه تجربی حاضر، ده عدد دای فلزی از روی دندان مولر اول ماندبیل به وسیله تکنیک Lost wax technique و با استفاده از آلیاژ Base Metal NNB تهیه شدند. در مرحله بعد به کمک دستگاه Cercon CAD/CAM System، ۱۰ عدد کور زیرکونیایی به صورت استاندارد و به ضخامت یکنواخت ۰/۵ میلی‌متر ساخته شدند. ۱۰ عدد دیگر نیز به فرم Customized به گونه‌ای ساخته شدند که دارای کولار لبیال به ارتفاع ۱ میلی‌متر و شولدر لینگوال به ارتفاع ۲ میلی‌متر باشند. پرسنل‌گذاری بر روی تمامی نمونه‌ها بوسیله یک تکسین مجرب و با استفاده از ایندکس صورت گرفت. روکش‌های حاصله تحت نیروی ثابت ۲۵ نیوتن و به کمک سمان رزینی Panavia F و بر روی دای مربوط به خود قرار گرفتند. سپس بوسیله دستگاه Universal Testing Machine، نیروی عمودی Compressive به کمک گوی فلزی از جنس Stainless Steel و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه بر نمونه‌ها وارد شد تا شکست رخ دهد. آنالیز داده‌ها به کمک آزمون student t انجام گرفت.

یافته‌ها: نتایج مطالعه بیانگر اعداد زیر برای میزان Fracture Load بود: $587/9 \pm 1852/11$ نیوتن برای روکش‌های با کور زیرکونیایی با طراحی کور استاندارد و $916/38 \pm 3332/63$ نیوتن برای روکش‌های با طراحی Customized. بررسی آماری داده‌ها نشان داد که میزان Fracture Load برای گروه با طراحی کور Customized به طور معنی‌داری از گروه با طراحی استاندارد بالاتر است ($p < 0/0001$).
نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به دست آمده اینطور نتیجه‌گیری می‌شود که روکش‌های با طراحی کور Customized در مقایسه با طراحی استاندارد مقاومت به شکست بالاتری را از خود نشان می‌دهند.

کلید واژگان: شکستگی، کور زیرکونیایی، روکش‌های تمام سرامیکی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۳/۱۰ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۱/۲/۱۷ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۹۱/۳/۷

Please cite this article as follows:

Seyyedan K, Fayyaz A, Faraghat A, Habibzadeh S, Sazgara H: Effect of Zirconia Substructure Design on the In-Vitro Fracture Load of Molar Zirconia Core Crowns. J Dent Sch 2012;30(2):86-94

مقدمه

ایده ال در دندانپزشکی محسوب می‌شود. با این حال با پیشرفت علم و تکنولوژی، افزایش نیاز به بهبود جنبه‌های زیبایی و سازگاری تردیدآمیز فلزات و آلیاژهای به کار رفته

در طول ۴۰ سال گذشته رستوریشن‌های متال سرامیکی به عنوان یک درمان قابل اعتماد مطرح بوده، تا امروز درمان دندان‌ها با روکش‌های متال-سرامیک یکی از درمان‌های

□ طرح تحقیقاتی مصوب مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی

*دانشیار گروه پروتزهای دندانی، مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی و دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

**استادیار گروه پروتزهای دندانی، مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی و دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

***متخصص پروتزهای دندانی.

****نویسنده مسئول: استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی پردیس بین‌الملل، دانشگاه علوم پزشکی تهران.

E-mail: sareh.habibzadeh@gmail.com

*****دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

مواد و روشها:

در مطالعه تجربی حاضر، تعداد نمونه‌های لازم، پس از بررسی مطالعات انجام شده (۵-۸) و مشورت با مشاوره آماری تحقیق و با بررسی به روش آزمون و خطا جمعاً ۲۰ روکش، به تفکیک شامل ۱۰ عدد کور زیرکونیایی با طراحی Standard و ۱۰ عدد کور زیرکونیایی با طراحی Customized در نظر گرفته شد. یک دندان سالم مولر اول مندیبل کشیده شده انسان به نحوی درون یک مولد حاوی (Resin Pattern (GC, Japan) قرار داده شد که آکريل ۳ میلی‌متر پایین تر از CEJ دندان قرار داشت. سپس توسط ماده سیلیکونی (Zhermack, Putty soft (Elite® HD⁺ Italy یک ایندکس از دندان گرفته شد تا در مرحله پرسن‌گذاری از آن استفاده شود. در مرحله بعد با استفاده از توربین به همراه اسپری آب و هوا تراش برای روکش تمام سرامیکی تا محدوده ۱ میلی‌متر بالاتر از CEJ و به صورت آناتومیکال برای روکش تمام سرامیکی و با مشخصات زیر صورت گرفت:

۲-۱/۸ میلی‌متر تراش اکوزال ، ۱/۵ میلی‌متر تراش دیواره اگزینال با زاویه تقارب تراش ۸ درجه، در ناحیه مارژین تراش به صورت Radial Shoulder با عرض ۱/۵ میلی‌متر بود. در نهایت تمامی زوایای تیز برداشته شدند. در مرحله بعد سطح دندان بوسیله ورقه‌های پلی‌اتیلنی (Easy-vac Gasket (3A MEDES, Korea) به ضخامت ۲ میلی‌متر به کمک دستگاه (SCHEU Vacuum former (minister, Germany) پوشانده شده، به کمک رزین لایت کیور (VLC (Megatray, Megadenta, Germany) .۱۰ تری اختصاصی از روی دندان تراش خورده تهیه گردید. قالبگیری از سطح دندان تراش خورده بوسیله ماده Imperegum (3M ESPE, USA) انجام گرفت و بدین ترتیب ۱۰ قالب از نمونه بدست آمد. قالبها توسط موم سخت ریخته شدند. در مرحله بعد مدل‌های مومی تهیه شده با تکنیک Lost Wax Technique و با آلیاژ NNB Base Metal (Sankin-Dentsply, Germany) ریخته شدند. بدین ترتیب ۱۰ عدد دای فلزی به عنوان Master Metallic Die تهیه شد (شکل ۱).

مجدداً برای قالبگیری جهت ساخت مدل‌های نمونه، با استفاده از رزین لایت کیور، ۲۰ عدد تری اختصاصی (بر روی هر مدل فلزی دو تری اختصاصی) ساخته شد.

در رستوریشن‌های متال - سرامیکی، منجر به محبوبیت رستوریشن‌های تمام سرامیکی در دندانپزشکی معاصر شده است (۱).

به علت طبیعت شکننده پرسن‌های دندانی، نیاز به یک زیرساخت (کور) مناسب برای ساپورت پرسن ونیرشونده در رستوریشن‌های تمام سرامیکی احساس می‌شود. از اوایل دهه ۹۰، Stabilized Partially Oxide Yttrium Polycrystal Zirconia Tetragonal (Y-TZP) به عنوان زیر ساخت برای رستوریشن‌های تمام سرامیکی معرفی شد. زیرکونیا به علت مکانیزم Transformation Toughening، خواص مکانیکی بهتری را نسبت به سایر مواد به کار رفته به عنوان کور در سیستم‌های تمام سرامیکی نشان داده است و به همین دلیل شاهد افزایش روز افزون به کار گیری این ماده می‌باشیم (۲).

در اکثر سیستم‌های تمام سرامیکی زیرکونیایی، این زیر ساخت طی یک پروسه CAM ویژه ساخته می‌شود. سپس کور به دست آمده توسط پرسن‌های رایج به روش Layering یا با استفاده از تکنیک Pressing ونیر می‌شود. بدین ترتیب کور زیرکونیایی ساپورت خوبی را برای پرسن ونیرشونده بوجود می‌آورد (۳). با این وجود عواملی چون میزان ضخامت پرسن ونیرشونده، محدودیت‌های موجود در باند پرسن ونیرشونده با زیرکونیایی و ماهیت ضعیف این باند می‌تواند موجب Delamination پرسن و اکسپوز شدن زیر ساخت زیرکونیایی یا Chipping پرسن ونیرشونده شده، باعث شکست درمانی پروتزهای ثابت زیرکونیایی شود (۴).

از آنجا که در سیستم‌های تمام سرامیکی موجود، کور زیرکونیایی به صورت رایج و به شکل یک لایه کور با ضخامت یکنواخت ساخته می‌شود، پرسن ونیرشده در نواحی مختلف ضخامت‌های متفاوتی داشته، در نتیجه تحت تاثیر نیروهای مضغی سریع‌تر دچار Chipping و در نهایت شکست می‌گردد (۵). در مورد اثر طراحی ماده کور بر مقاومت به شکست پرسن در مطالعات کمی صورت گرفته است که با انجام این پژوهش می‌توان اثر طراحی ماده کور بر مقاومت به شکست پرسن ونیرشونده را مورد ارزیابی قرار داد. هدف از مطالعه حاضر مقایسه نیروی منجر به شکست روکش‌های تمام سرامیکی ساخته شده با دو طراحی مختلف کور زیرکونیایی در سیستم Cercon در شرایط آزمایشگاهی بود.

گرفت. سایر تنظیمات مشابه با گروه Standard انجام و پس از اتمام کار، نمونه‌های حاصل در دستگاه Cercon Heat قرار داده شده، برای ۶ ساعت تحت پروسه Sintering قرار گرفتند تا به سایز ایده آل و سختی نهایی خود رسیدند.



شکل ۳- کور زیرکونیایی گروه Customized

پس از تهیه کوره‌های زیرکونیایی، هر نمونه بر روی دای گچی مربوط به خود قرار گرفته، نشست اولیه کلیه کوره‌ها ارزیابی شد. در مرحله بعد نیز نشست نهایی کوره‌ها بر روی Master Metallic Die انجام گردید. بنابراین در این مرحله به ازای هر دای فلزی دو عدد کور زیرکونیایی یکی با طراحی Standard و دیگری به صورت Customized وجود داشت. پس از تکمیل این مرحله، Surface Treatment بوسیله دستگاه Air (Easy-Blast, BEGO, Germany) Abrasion بر روی کوره‌های زیرکونیایی از فاصله ۱۰ میلی‌متر، با قطر ذرات ۵۰ میکرون و با فشار ۳ bar صورت گرفت. پرس‌گذاری بر روی تمام نمونه‌ها توسط یک تکنسین مجرب و با توجه به ایندکس سیلیکونی که قبل از تراش از دندان تهیه شده بود، بوسیله پرس‌کن Cercon® Ceram S (Degudent, GmbH, Germany) و با درجه پخت ۸۲۰ درجه در دو مرحله پخت اوپک (در دو لایه) و یک مرحله پخت دنتین انجام و سپس مرحله گلیز صورت گرفت.

در مرحله بعد سطح داخل هر کور بوسیله سمان Panavia F2.0 (Kurary Medical Inc, Osaka, Japan) پر شده، بر روی دای مربوط به خود قرار گرفت. سپس به کمک وسیله‌ای که برای این منظور طراحی شده بود، نیروی ۲۵ نیوتن برای مدت ۵ دقیقه بر روی مجموعه دای و روکش اعمال گردید. در ادامه اضافات سمان به کمک نوک سوند برداشته شده، به کمک دستگاه Light Cure (CE/ISO Light Cure (CE/ISO, Ivoclar Vivadent) LK-G13, به هر سطح به مدت ۴۰

همچنین به وسیله ماده Imperegum (3M ESPE, USA)، ۲۰ عدد قالب نهایی از روی مدل‌های فلزی بدست آمد (از هر دای فلزی دو قالب گرفته شد). قالب‌ها بوسیله گچ مخصوص اسکن (Type IV, Fuji Rock, GC Japan) سیستم Cercon، ریخته شدند. به این ترتیب ۲۰ عدد دای گچی برای ساخت کوره‌های زیرکونیایی تهیه شدند.



شکل ۱- دای فلزی با زاویه تقارب تراش ۸ درجه

نمونه‌ها به دو گروه ۱۰ تایی تقسیم شدند؛ درگروه اول و پس از اسکن از سطح دای‌های گچی، ۱۰ عدد کور زیرکونیایی به صورت Standard با ضخامت ۰/۵ میلی‌متر، ۲۵ میکرون فضای لازم جهت سمان و در نهایت ۸۵٪ پوشش دای بوسیله Die Spacer ساخته شدند (شکل ۲).



شکل ۲- کور زیرکونیایی گروه standard

برای گروه دوم (Customized)، نرم افزار به صورت مجازی، هر نمونه را Full Contour Waxup کرده، به نحوی Cut Back گردید که در سطح لینگوال، Buttressing Shoulder به ارتفاع ۲ میلی‌متر و در سطح لیپال، Reinforcing Collar به ارتفاع ۱ میلی‌متر بوجود آید (شکل ۳). محل تلاقی Buttressing Shoulder و Reinforcing Collar در سطح پروگزیمال به گونه‌ای بود که ۱ میلی‌متر لینگوالی‌تر از نیمه سطح پروگزیمال قرار

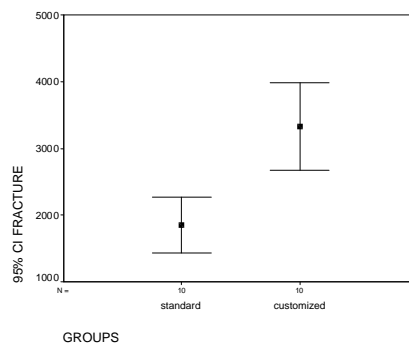
تبعیت از توزیع نرمال داده‌های مرتبط با گروه‌های استاندارد و Customized با آزمون Kolmogorov-smirnov ارزیابی و به تأیید رسید ($P=0/69$). داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS Version 16 مورد ارزیابی قرار گرفتند و براین اساس، استحکام شکست دو گروه با استفاده از آزمون student t ارزیابی شد. فرض برابری واریانس‌ها در دو گروه نیز با آزمون Levene's بررسی و به تأیید رسید ($P=0/12$). میزان خطای نوع اول، در این تحقیق برابر ۰/۰۵ تعیین شده، مقادیر P-value کمتر و مساوی این میزان، معنی‌دار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها:

براساس نتایج تحقیق، میانگین نیروی منجر به شکست در نمونه‌های گروه استاندارد برابر ۱۸۵۲/۱۱ نیوتن و انحراف معیار آن نیز برابر ۵۸۷/۹ نیوتن بوده است. همچنین، میانگین نیروی منجر به شکست نمونه‌های گروه customized برابر ۳۳۳۲/۶۳ نیوتن و انحراف معیار آن نیز ۹۱۶/۴ نیوتن برآورد گردید. آزمون student t نشان داد میزان نیروی منجر به شکست در نمونه‌های گروه Customized به صورت معنی‌داری بیشتر از گروه Standard بوده است ($P<0/0001$). این داده‌ها در جدول ۱ و نمودار ۱ نشان داده شده‌اند (جدول ۱، نمودار ۱).

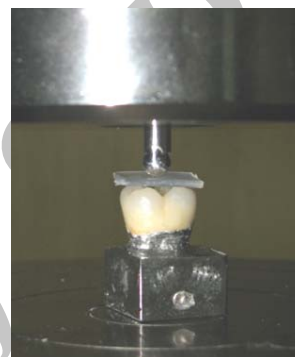
جدول ۱ - شاخص‌های پراکندگی مرکزی استحکام شکست در نمونه‌های دو گروه standard و customized براساس نیوتن

| گروه | تعداد | میانگین | انحراف معیار | خطای معیار |
|------------|-------|---------|--------------|------------|
| Standard | ۱۰ | ۱۸۵۲/۱۱ | ۵۸۷/۹ | ۱۸۵/۹ |
| Customized | ۱۰ | ۳۳۳۲/۶۳ | ۹۱۶/۴ | ۲۸۹/۹ |



نمودار ۱ - فاصله اطمینان ۹۵٪ میانگین استحکام شکست در نمونه‌های دو گروه براساس نیوتن

ثانیه نور تابانده شد تا Setting نهایی صورت پذیرفت. برای انجام Load Testing، یک ورقه پلی اتیلنی به ضخامت ۲ میلی‌متر بر روی هر روکش قرار گرفت تا نیرو به طور موثری بر سطح هر نمونه پخش شود. سپس با استفاده از دستگاه Universal Testing Machine (Zwick, UIM, Germany) نیروی عمودی Static به صورت Compressive به کمک گوی فلزی از جنس Stainless Steel و به قطر ۴ میلی‌متر و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه، بر سطح هر نمونه تا بروز شکست وارد و عدد مرتبط با هر نمونه توسط دستگاه ثبت گردید (شکل ۴).



شکل ۴ - نحوه اعمال نیرو بر روی نمونه بوسیله دستگاه UTM

Archive of SID

از طرف دیگر پدیدگی لبه کور زیرکونیایی بجز یک مورد (دای شماره ۱)، در ۹ نمونه دیگر مشاهده شد (شکل ۷). در گروه با طراحی Standard، در تمامی نمونه‌ها پرسلن به صورت Bulk از سطح کور زیرکونیایی جدا شده بود. در هر دو گروه Customized و Standard، الگوی شکستگی پرسلن در سمت لینگوال و متمایل به مزیال دندان دیده شد.

بحث:

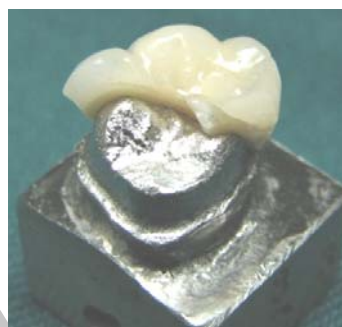
با توجه به نتایج به دست آمده، فرضیه مطرح شده مبنی بر افزایش میزان Fracture Load روکش‌های تمام سرامیکی با طراحی کور Customized در مقایسه با کوره‌های با طراحی استاندارد، تایید می‌شود. در مقایسه این تحقیق با سایر پژوهش‌ها به لحاظ نوع مدل، میزان نیروی اندازه‌گیری شده، نحوه اعمال نیرو، الگوی شکسته شدن پرسلن، روش و نوع ماده قالبگیری، ماهیت باند بین پرسلن و ماده زیرساخت و نوع سمان به کار رفته، نکات زیر قابل بررسی است:

میزان نیروی اندازه‌گیری شده:

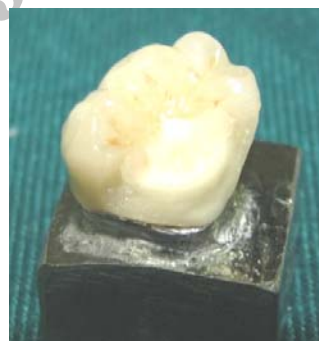
Coelho و همکاران در سال ۲۰۰۹، در مطالعه خود $221 \pm$ ۱۲۲۷ نیوتن را به عنوان متوسط Fracture Load برای روکش‌های تمام سرامیکی با کور زیرکونیایی که بر روی دای‌های رزینی توسط ماده Rely X سمان شده بودند گزارش کردند (۶). Sjögren و Sundh در سال ۲۰۰۴، از دای فلزی و سمان زینک فسفات استفاده کرد و 321 ± 4114 نیوتن را به عنوان متوسط نیروی منجر به شکست برای روکش‌های با کور زیرکونیایی مطرح کرد (۷). Tsalochoy و همکاران در سال ۲۰۰۸، $330/1 \pm 2135/6$ نیوتن را هنگام استفاده از دای فلزی و سمان زینک فسفات گزارش کردند (۸). Pallis و همکاران نیز در سال ۲۰۰۴، برای روکش‌های زیرکونیایی که با سمان Rely X بر روی دای‌های رزینی متصل شده بودند، نیرویی بین ۹۱۸-۱۱۸۳ نیوتن را گزارش کردند (۹). براساس نتایج تحقیق فعلی، میانگین نیروی منجر به شکست در نمونه‌های گروه استاندارد برابر $587/9 \pm$ ۱۸۵۲/۱۱ نیوتن و میانگین نیروی منجر به شکست نمونه‌های گروه Customized برابر $916/4 \pm 3322/63$ نیوتن برآورد گردید.

Burke در سال ۱۹۹۲، حداکثر نیروی مضغی در حدود ۸۰۰

از طرف دیگر، در بررسی چشمی الگوی شکستگی، در گروه Customized و در یکی از نمونه‌ها (دای شماره ۱)، شکستگی تنها به صورت ایجاد ترک در سطح اکوزال روکش دیده شد و هیچگونه جدا شدگی پرسلن از سطح کور مشاهده نگردید. در دو مورد شکستگی کور زیرکونیایی به همراه پرسلن و نیرشونده مشاهده شد (شکل ۵) و در هفت مورد دیگر پرسلن به صورت Bulk از سطح کور جدا شده بود (شکل ۶).



شکل ۵- شکستگی کور زیرکونیایی به همراه پرسلن



شکل ۶- شکستگی پرسلن به صورت Bulk



شکل ۷- پدیدگی لبه کور زیرکونیایی

حاضر Fatigue Failure ناشی از Cyclic Loading یا Thermal Loading، به عنوان یک عامل احتمالی مرتبط با شکست رستوریشن‌های دندانپزشکی مطرح می‌باشد (۱۲). بنابراین نیاز به انجام تحقیقات آینده که به بررسی میزان Fracture Load روکش‌های irconia-Base با این طراحی در شرایط رطوبت و Cyclic Loading بپردازند، احساس می‌شود.

نوع سمان به کار رفته:

در این مطالعه از سمان Panavia F و فضای ۲۵ میکرون جهت سمان استفاده شد. در مورد ماده سمان، در مقالات مختلف از سمان‌های متفاوتی هم از نوع Conventional و هم Adhesive جهت اتصال روکش بر روی دای مربوطه استفاده شده است. Attia و همکاران در سال ۲۰۰۶، در مطالعه خود نشان داد که سمان‌های Adhesive به طور چشمگیری موجب افزایش Strength مجموعه روکش و در نهایت افزایش میزان Fracture Load در مقایسه با انواع Conventional می‌شوند (۱۳). همچنین در مورد فضای مورد نیاز جهت سمان کردن، Rosentritt و همکاران در سال ۲۰۰۹، بیان کردند که تفاوت در فضای سمان (از ۱۰ تا ۴۰ میکرون)، اثر چشمگیری بر میزان نیروی منجر به شکست روکش‌های تمام سرامیکی با کور زیرکونیایی نداشتند (۵).

ماهیت باند بین پرسلن و ماده زیرساخت و عوامل موثر بر آن:

بر اساس آمار موجود، علی‌رغم پیشرفت چشمگیر در Strength سرامیک‌های دندانپزشکی (به کارگیری کورهایی از جنس آلومینا و زیرکونیا)، میزان شکست درمان روکش‌های تمام سرامیکی در ناحیه خلفی به حدود ۳-۴٪ در سال می‌رسد. این مساله بیانگر این نکته است که یک سناریوی بسیار پیچیده بجز Catastrophic Fracture ناشی از Overload، نقش مهمی در شروع آسیب به سیستم سرامیکی ایفا می‌کند (۶). اختلاف آشکاری بین زیرکونیا و فلزات در باند با پرسلن وجود دارد. در فلزات از یک طرف به علت وجود باند شیمیایی با کیفیت مناسب (که ناشی از ضخامت مناسب لایه اکسید و تبادل مناسب یون‌ها در ناحیه اینترفیس می‌باشد) و Interlocking میکرومکانیکی از طرف دیگر، اتصال مناسبی بین فلز و پرسلن و نیرشونده بوجود می‌آید؛ درحالی که در مورد باند پرسلن به زیرکونیا هنوز

نیوتن را برای دندان‌های طبیعی گزارش کرد و از طرف دیگر نیروهای به دست آمده در این محدوده را سازگار با شرایط کلینیکی دانست (۱۰). طبق نظر Scherrer و de Rijk در سال ۱۹۹۳، دای‌هایی که Modulus of Elasticity بالایی دارند منجر به افزایش نیروی منجر به شکست پرسلن روکش متصل‌شونده بر روی آنها می‌شوند (۱۱) و مطالعه حاضر نیز از این قاعده مستثنی نیست. بنابراین نتایج به دست آمده از این مطالعه قابل مقایسه با مقادیر نیروهای مضغی یا بیشترین نیروی حین جویدن در شرایط کلینیکی نیست.

الگوی شکسته شدن پرسلن:

در مورد الگوی شکسته شدن و جداسازی پرسلن از سطح کور زیرکونیایی که در این مطالعه در سطح لینگوال و متمایل به مزایل اتفاق افتاد، مطابق با تحقیق Rosentritt و همکاران در سال ۲۰۰۹، شیب به سمت لینگوال مجموعه روکش می‌تواند در این مورد موثر بوده، به عنوان عاملی جهت هدایت بیشتر نیرو به سمت لینگوال عمل نماید (۵). در خصوص پدیدگی لبه کور زیرکونیایی در ناحیه Buttressing Shoulder، به نظر می‌رسد استرس‌های Shear بوجود آمده در لبه‌های تیز و عدم ساپورت مناسب زیرکونیا توسط خود ماده کور در آن ناحیه، می‌توانند دلایلی بر پدیدگی لبه زیرکونیا باشند.

درخصوص شکسته شدن مجموعه کور و پرسلن و نیرشونده که در ۲ مورد از نمونه‌های این مطالعه اتفاق افتاد، Sundh و Sjögren در سال ۲۰۰۴، عنوان می‌کند که در صورت استفاده از دای فلزی یا سایر مواد با Modulus of Elasticity بالا به عنوان Master Die، امکان اتفاق افتادن این پدیده بیشتر می‌شود؛ این درحالی است که وی شکسته شدن دندان‌های طبیعی را هنگام کاربرد به عنوان Master Die گزارش کرده است (۷).

شرایط محیط آزمایش:

در سیستم‌های تمام سرامیکی، Fatigue به رشد ترک‌های موجود در ماده ونیر به صورت Subcritical و تحت تاثیر شرایط استرس و رطوبت، اطلاق می‌شود. علی‌رغم Strength بالایی که برای سرامیک‌های Zirconia-base گزارش شده است، این مواد نسبت به Fatigue Failure که در طولانی مدت می‌تواند به طور قابل ملاحظه‌ای منجر به کاهش استحکام آنها شود، بسیار حساس می‌باشند. در حال

Cercon در مقایسه با سیستم‌های که در آنها از Sandblasting استفاده نشده است، ندارد (۱۶).

در این مطالعه آماده‌سازی سطحی کورها از فاصله ۱۰ میلی‌متر، با قطر ذرات ۵۰ میکرون و با فشار ۳ bar صورت گرفت. البته به نظر می‌رسد که برای به دست آوردن نتیجه بهتر می‌توان به بررسی تاثیر قطر مختلف ذرات پروسه Sandblasting بر میزان استحکام باند بین کور زیرکونیایی و پرسلن ونیر شونده در یک سیستم خاص پرداخت.

ضریب انبساط حرارتی (Coefficient of Thermal Expansion-CTE)

مطلب دیگر که باید به آن توجه داشت تفاوت ضریب انبساط حرارتی (CTE) بین کور زیرکونیایی و پرسلن ونیرشونده است که در مقالات بسیاری به آن اشاره شده است و می‌تواند به نوبه خود بر میزان استحکام باند بین کور و پرسلن اثر بگذارد. در جدول شماره ۲ به طور اجمالی خصوصیات فیزیکی ماده کور و پرسلن ونیر شونده به کار رفته در این مطالعه اشاره شده است (جدول ۲).

یافته‌های مشخص وجود نداشته، میزان Wetability کور زیرکونیایی توسط پرسلن و باند میکرومکانیکال بین آنها به عنوان تنها مکانیزم شناخته شده مطرح است که در برابر باند فلز-سرامیک، ضعیف‌تر می‌باشد (۱۴). بنابراین قبل از اضافه کردن پرسلن، سطح کور را باید با توجه به دستورات سازنده Sandblast کرد.

آماده سازی سطحی:

در زمینه تاثیر (Surface Treatment) آماده سازی سطحی بر خواص فیزیکی Y-TZP، Kormac و همکاران در سال ۱۹۹۹، پروسه Sandblasting را در مقایسه با Grinding به عنوان یک تکنیک موثر در بهبود افزایش استحکام Y-TZP در کلینیک دانستند (۱۵). در حالی که Grinding ممکن است منجر به کاهش قابل توجه Strength و Reliability اجزا زیرکونیایی شود. از طرف دیگر Guess نشان داد که پروسه Sandblasting با قطر ذرات ۱۰۰ μm تاثیر چشمگیری بر میزان Shear Bond Strength بین زیرکونیا و پرسلن ونیرشونده در سیستم

جدول ۲ - خصوصیات فیزیکی ماده کور و پرسلن ونیرشونده

| نام ماده | کارخانه سازنده | Young's modulus (GPa) | CTE 20-500 °C(ppm/°C) |
|----------------|---|-----------------------|-----------------------|
| Cercon Core | Degudent, GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany | ۲۰۵ | ۱۰/۵ |
| Cercon Ceram S | Degudent, GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany | ۶۹ | ۹/۷ |

Substructure به سطح خارجی پرسلن گسترش می‌یابند. پدیده اخیر به Flaking پرسلن منجر می‌شود. در حالت ایده ال و با انتخاب Substructure و پرسلن متناسب، می‌توان از بوجود آمدن ترک پیشگیری کرد (۱۶).

با توجه به اطلاعات شرکت سازنده، اختلاف بین CTE کور زیرکونیایی و پرسلن ونیرشونده در این مطالعه $K^{-1} \times 10^{-6} / ۰.۸$ می‌باشد، اگر چه این اختلاف CTE و استرس‌های بوجود آمده توسط آن در رستوریشن‌های متال - سرامیک، خللی در باند بین این دو جزء ایجاد نمی‌کند

بین CTE ماده Substructure و پرسلن ونیرشونده باید تناسب وجود داشته باشد؛ به این صورت که چنانچه CTE ماده Substructure از پرسلن بیشتر باشد، Tangential Compressive Stress بوجود می‌آید که منجر به ایجاد و افزایش ترک‌هایی می‌شود که به صورت موازی نسبت به Substructure گسترده می‌شوند. چنانچه عکس این قضیه اتفاق بیفتد و CTE پرسلن بیشتر از Substructure باشد، شاهد شکل گیری Tangential Tensile Stress خواهیم بود که به شکل‌گیری ترک‌هایی کمک می‌کند که از سطح ماده

آمدن استرس‌های حرارتی در این ناحیه را موجب می‌شود که به نوبه خود می‌تواند موجب دلامیناسیون پرسلن در طول زمان شود. از طرف دیگر تغییر در نسبت ضخامت کور به پرسلن ونیرشونده در نواحی مختلف روکش، می‌تواند موجب بوجود آمدن استرس اضافی در سیکل‌های حرارتی مراحل پخت پرسلن شود (۱۸).

نتیجه‌گیری:

هدف از این تحقیق، تعیین تاثیر نوع طراحی کور زیرکونیایی بر میزان نیروی منجر به شکست روکش‌های تمام سرامیکی ساخته شده برای دندان مولار در شرایط آزمایشگاهی بود. با در نظر گرفتن محدودیت‌های موجود در مطالعه حاضر، این طور استنتاج می‌شود که طراحی کور به صورت Customized در مقایسه با انواع رایج (Standard) آن، مقاومت به شکست روکش‌های تمام سرامیکی را به طور معنی‌داری بالا برده، روکش‌های به دست آمده، در مقادیر بالاتری از نیرو دچار شکست می‌شوند.

References

1. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29:482-488.
2. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
3. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008; 24:1556-1567. Epub 2008 May 7
4. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-991
5. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978-983. Epub 2009 Aug 18
6. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater* 2009;25:1122-1127.
7. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31:682-688.
8. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, Mc Donald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24:308-318. Epub 2007 Aug 6
9. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561-569.
10. Burke FJT. Tooth fracture in vivo and in vitro. *J Dent* 1992; 20:131-139

(به علت وجود باند قوی شیمیایی- میکرومکانیکی بین فریم ورک و پرسلن)، ولی در مورد روکش‌های تمام سرامیکی (جایی که ماهیت باند بین کور زیرکونیایی و پرسلن ونیر شونده زیر سؤال است)، می‌تواند استحکام باند را به مخاطره بیندازد (۱۷).

هدایت گرمایی (Thermal Conductivity- TC):

نکته آخر که باید به آن توجه داشت در مورد هدایت گرمایی (Thermal Conductivity, TC) است. در حالی که آلیاژ فلزات از TC بالایی برخوردار هستند ($Wm^{-1}K^{-1}$)، کورهای زیرکونیایی به عنوان عایق عمل می‌کنند. بر اساس اطلاعات به دست آمده از سازنده‌های مختلف، میزان TC کورهای زیرکونیایی $2-2/2 Wm^{-1}K^{-1}$ می‌باشد. سرامیک‌های ونیرشونده نیز دارای TC در همین محدوده هستند ($2/39 Wm^{-1}K^{-1}$). ترکیب پایین مجموعه TC کور و پرسلن ونیرشونده موجب تاخیر در از دست دادن حرارت در ناحیه اینترفیس در مقایسه با فلزات شده، بروز تغییر در میزان انقباض خطی پرسلن و کور زیرکونیایی و بوجود

11. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6:462-467.
12. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Clima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3:430-440.
13. Attia A, Abdelaziz KM, Kern M, Freitag S. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95:117-123.
14. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008;24:1556-1567.
15. 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;15:426-433.
16. Isgrò G, Wang H, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The effects of thermal mismatch and fabrication procedures on the deflection of layered all-ceramic discs. *Dent Mater* 2005;21:649-655.
17. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63:21-25.
18. Mora GP, O'Brien WJ. Thermal shock resistance of core reinforced all-ceramic crown systems. *J Biomed Mater Res* 1994;28:189-194.

Archive of SID