

بررسی تأثیر طرح‌های مختلف خط خاتمه تراش بر مقاومت به شکست کراونهای زیرکونیای مونولیتیک

دکتر عزت اله جلالیان^۱، دکتر احسان هاشمی^۲، دکتر رضا ناهیدی^۳، دکتر غلامرضا اصفهانی زاده^۲، دکتر علیرضا بنی فاطمه^۲، دکتر محمد شریعتی^۲

۱- دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

۲- دستیار تخصصی بخش پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

۳- استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

پذیرش مقاله: ۹۸/۱۱/۱۵

اصلاح نهایی: ۹۸/۱۱/۱۰

وصول مقاله: ۱۳۹۸/۹/۲۲

The Effect of Different Marginal Designs on the Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Crowns

Ezatollah Jalalian¹, Ehsan Hashemi^{2#}, Reza Nahidi³, Gholamreza Esfahanizadeh³, Alireza Banifateme², Mohammad Shariati²

¹Associate Prof, Prosthodontic Dept, Faculty of Dentistry, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran

²Post Graduate Student, Prosthodontic Dept, Faculty of Dentistry, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran

³Assistant Prof, Prosthodontic Dept, Faculty of Dentistry, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: Dec 2019

; Accepted: Feb 2020

Abstract

Background and Aim: One of the major problems of all ceramic restorations is their probable fracture against the occlusal force. The aim of the present in vitro study is to compare the effect of three marginal designs (shoulder, sloped shoulder, chamfer) on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns.

Materials and methods: In this in vitro study, three PEEK dies with chamfer finish line design (0.8 mm depth), shoulder finish line design (1 mm depth) and sloped shoulder finish line design (1 mm depth) was prepared using milling machine. Thirty epoxy resin dies (10 samples chamfer, 10 samples sloped shoulder, 10 samples shoulder) were made. Monolithic Zirconia crowns with 35µm cement space fabricated on the 30 epoxy resin dies in a dental laboratory. Then the zirconia crowns were cemented on the epoxy resin dies and underwent a fracture test with a universal testing machine STM-20 (SANTAM, Tehran, Iran) and samples were investigated from the point of view of the origin of the failure. All tests were performed in SPSS ver.22 software.

Results: The mean value of fracture resistance for the shoulder margins was 3965.80±417.52 N, for the chamfer margins was 4910.40±1002.83 N and for the sloped shoulder was 4490.90±898.48 N. The One-way ANOVA analysis revealed a statistically significant difference between groups (P=0.049) and Tukey post hoc analysis showed that fracture resistance of Chamfer group was significantly higher than Shoulder group (P<0.05).

Conclusion: The result of this study indicates that marginal design of the zirconia crowns effects on their fracture resistance. A chamfer margin could improve the biomechanical performance of single zirconia crown restorations.

Key words: Marginal Designs, Fracture Resistance, Monolithic Zirconia

*Corresponding Author: hashemi.prostho@gmail.com

J Res Dent Sci.2020;17(1): 25-33

خلاصه:

سابقه و هدف: یکی از مشکلات عمده روکشهای تمام سرامیک شکستگی احتمالی آنها در برابر نیروی اکلوژال است. هدف از مطالعه حاضر، مقایسه تأثیر سه طرح تراش (شولدر، اسلوپ شولدر، چمفر) در مقاومت به شکست روکش های زیرکونیا مونولیتیک است. **مواد و روش ها:** در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی سه دای از جنس PEEK با طرح تراش چمفر (عمق ۰,۸ میلی متر)، شولدر (عمق ۱ میلی متر) و اسلوپ شولدر (عمق ۱ میلی متر) با استفاده از دستگاه تراش تهیه شد. تعداد ۳۰ دای اپوکسی رزین (۱۰ نمونه چمفر، ۱۰ نمونه اسلوپ شولدر، ۱۰ نمونه شولدر) ساخته شد. روکش های زیرکونیا مونولیتیک با فضای سمان $35 \mu m$ بر روی ۳۰ دای اپوکسی رزین در لابراتوار دندانپزشکی ساخته شد. سپس روکش های زیرکونیا روی دای های اپوکسی رزین سمان شدند و تحت آزمایش شکستگی با دستگاه (STM-20 (SANTAM, Tehran, Iran قرار گرفتند و نمونه ها از نظر محل شکستگی مورد بررسی قرار گرفتند. تمامی آزمون های آماری در نرم افزار SPSS ver.22 انجام گرفت.

یافته ها: میانگین مقاومت به شکست در طرح تراش شولدر $417/52 \pm 3965/80$ N و برای طرح تراش چمفر $410/40 \pm 1002/83$ N و برای اسلوپ شولدر $4490/90 \pm 898/48$ N بود. آنالیز واریانس یک طرفه تفاوت معنی داری بین گروه ها نشان داد. ($P=0/049$) و آنالیز Tukey post hoc نشان داد مقاومت به شکست گروه چمفر به صورت معنی داری از گروه شولدر بیشتر بود.

نتیجه گیری: به نظر می رسد که طرح تراش روکشهای زیرکونیا بر مقاومت به شکست آنها تأثیر دارد. طرح تراش چمفر می تواند عملکرد بیومکانیکی روکشهای تک واحدی زیرکونیا را بهبود بخشد.

کلید واژه ها: طرح تراش؛ مقاومت به شکست؛ زیرکونیا مونولیتیک**مقدمه:**

۹۸/۵٪ گزارش شد.^(۵) زیرکونیا در اوایل دهه ۱۹۹۰ در دندانپزشکی معرفی شد و به عنوان ماده کور برای ساپورت مواد سرامیکی مورد استفاده قرار گرفت.^(۶) اگرچه استحکام کورهای زیرکونیا بسیار بالا است، اما اغلب عارضه های گزارش شده، به دلیل شکستگی پرسنل ونیر شده است.^(۷) برای جلوگیری از شکستگی روکش، ۲ رویکرد متفاوت شرح داده شده است: استفاده از روش های بهبود یافته برای ونیر فریم ورکهای زیرکونیا و استفاده از کراونهای مونولیتیک.^(۸) کراون های مونولیتیک دارای مزایای قابل توجهی از جمله کاهش زمان تولید، بهبود بهره وری و حذف مرز بین کور و ونیر است. علاوه بر این، حذف ونیر می تواند باعث تراش محافظه کارانه تر شود.^(۹، ۱۰)

در یک تحقیق توسط روش FEA analysis استرس وارده در حین جویدن بر روی دندان ترمیم شده توسط metal-ceramic در cervical line و در محل اتصال عاج -

یکی از مشکلات بزرگ رستوریشن های تمام سرامیک امکان شکستن آنها در برابر نیروهای جویدن می باشد.^(۱) شکست بعضی از روکش ها در اثر نیروهای حین جویدن به علت مقاومت مکانیکی پایین روکش های سرامیکی رخ می دهد که یکی از خصوصیات ذاتی سرامیک است. از همین رو در رستوریشن های تمام سرامیکی توجه به یکسری از عوامل که بر خصوصیات مکانیکی رستوریشن های زیرکونیایی تأثیر می گذارند نظیر ضخامت رستوریشن، استرس باقی مانده در طی processing، جهت نیروی اعمالی، میزان نیروی اعمالی، مدت نیروی اعمالی، نحوه سمان کردن و اصول اولیه تراش حائز اهمیت است.^(۲-۴) در مطالعه Bomicke و همکاران که میزان موفقیت ۳ ساله کراونهای زیرکونیایی مونولیتیک و ونیر شده را مورد بررسی قرار دادند موفقیت کراونها از نظر شکستگی برای زیرکونیایی مونولیتیک ۱۰۰٪ و برای زیرکونیای ونیر شده

مواد و روش‌ها:

این تحقیق به صورت تجربی و آزمایشگاهی انجام گرفت. از ۳ دای استاندارد از جنس PEEK با ۷ میلی‌متر طول و ۵ میلی‌متر قطر (در سرویکال) که توسط دستگاه تراش Ceramill motion 2 (Amann Girrbach, Austria) تهیه شده بود، استفاده گردید.^(۱۹) دیواره‌ها در دای‌ها ۱۰° به سمت اکلوژال متقارب شده (برای هر دیواره ۵°). خط انتهای تراش در دای‌ها چمفر به عمق ۰/۸ mm Shoulder، به ضخامت یک میلی‌متر و اسلپ شولدر ۱۲۰ درجه به ضخامت ۱mm بود.^(۲۰) (شکل ۱)

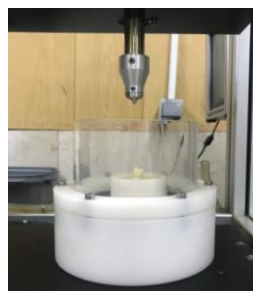


شکل ۱- دای‌های PEEK تهیه شده با CAD-CAM بر روی پایه فلزی (از راست به چپ: چمفر، اسلپ شولدر، شولدر)

دای استاندارد سپس بر روی یک پایه‌ی فلزی ثابت شد و قالب‌گیری از این دای توسط تری اختصاصی فلزی دارای یک عدد سوراخ در اکلوژال با استاپ سرویکالی و فضای یکنواخت ۱/۵ میلی‌متر در داخل آن انجام گرفت.^(۲۱) به منظور قالب‌گیری، از PVC با قوام regular (Panasil, kettenbach, Germany) با روش قالب‌گیری یک مرحله‌ای استفاده شد. میزان base و نیز accelerator برای هر قالب‌گیری یکسان (با سرنگ مدرج) و قالب‌گیری برای هر دای ۱۰ بار تکرار گردید. پس از Set شدن ماده، قالب را از روی دای برداشته و تمامی قالب‌ها در عرض ۳۰ دقیقه ریخته شدند.^(۲۱) برای ریختن قالب‌ها از اپوکسی رزین (Hunstman, CW2215, Germany) استفاده شد.^(۲۲، ۲۳) نسبت ۱ به ۲ بیس به کاتالیزر رعایت شد تا در نهایت استحکام کافی و خصوصیات

فلز و سرامیک - فلز ثبت شد^(۱۱) نتیجه استفاده از این روش در رستوریشن‌های تمام سرامیک نیز تمرکز استرس در ناحیه cervical را نشان می‌دهد.^(۱۲) در نتیجه خصوصیات مکانیکی با افزایش ضخامت ناحیه مارجین رستوریشن افزایش می‌یابد. که این بستگی به نوع تراش و فینیش لاین نیز دارد. در تحقیقاتی که در این زمینه شده است تناقضاتی وجود داشته که در یک مطالعه که با بررسی ۵ نوع تراش در کوپینگ‌های زیرکونیا به این نتیجه رسیدند که مقاومت به شکست shoulder بیشتر از Deep chamfer بود.^(۱۳) در مطالعه‌ای دیگر به این نتیجه رسیدند که برای ترمیم‌های تمام سرامیک چندلایه (Multilayer) در دندان‌های خلفی chamfer with collar preparation بهتر است.^(۱۴) در مطالعات مختلف هیچ اختلاف معنی‌داری برای مقاومت به شکست کراون‌های مولر سرامیک تقویت شده با لوسایت و آلومینای glass-infiltrated با طرح‌های تراش متفاوت یافت نشد.^(۱۵، ۱۶) در مقابل، در مطالعه‌ای بر روی فریم ورک زیرکونیا نشان دادند که تفاوت‌های قابل توجهی در استحکام شکست در بین طرح‌های مختلف تراش وجود دارد.^(۱۳) در یک مطالعه آزمایشگاهی مشخص شد که مقاومت به شکست FPD های سه واحدی اکسید آلومینیوم و زیرکونیا با تراش شولدر به میزان قابل توجهی بیشتر از چمفر عمیق بود.^(۱۷) نتیجه مطالعه دیگری نشان داد که مقاومت به شکست کراون‌های زیرکونیای مونولیتیک در طرح تراش shoulderless نسبت به انواع دیگر تراش (0.4 mm chamfer و 0.8 mm chamfer) به صورت معناداری بیشتر است.^(۱۸) که در تضاد با مطالعات دیگر است. با توجه به مطالب فوق و همین‌طور تحقیقات ناکافی در خصوص تأثیر طرح تراش‌های مختلف هدف از انجام این تحقیق بررسی مقاومت به شکست کراون‌های زیرکونیای مونولیتیک در طرح تراش‌های مختلف (رادیال شولدر، کلاسیک چمفر، اسلپ شولدر) بود.

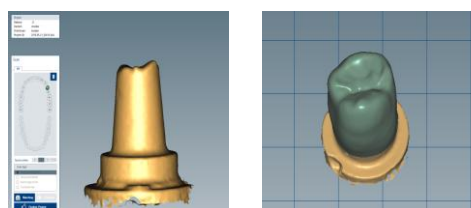
شد.^(۸) بارگذاری دوره ای (Cycling Loading) با نیرو N۱۰۰ برای 105×12 سیکل (معادل ۱ سال جویدن) توسط دستگاه Chewing simulator CS4 (SD Mechatronic, Feldkirchen, Westerham, Germany) انجام شد.^(۸) (شکل ۳)



شکل ۳- نمونه ها در حال Thermocycling (تصویر راست) و Cycling Loading (تصویر چپ)

تست مکانیکی توسط دستگاه (SANTAM, Tehran, Iran) STM-20 انجام شد هر نمونه (۳۰ نمونه) توسط گوی stainless steel با قطر ۴ میلی متر تحت نیروهای دوره‌ای که از ۵N شروع شد قرار گرفت تا زمانی که شکست رخ دهد ادامه یافت. این نیرو به صورت عمودی و از central fossa و در راستای محور طولی با سرعت 0.5 mm/min وارد شد.^(۲۱) اطلاعات مربوط به نیرو شکستگی به صورت خودکار با استفاده از نرم افزار vista ثبت شد که همچنین نمودار force-extension را کامل کرده و بار شکست را ثبت کرد.^(۲۱) (شکل ۴) محل شکست و الگوی شکست روکشها توسط SEM (TESCAN S8000, China) با بزرگنمایی ۲۰ برابر بررسی گردید.^(۲۳)

اپتیمم دای‌های نمونه حفظ شود.^(۲۱) در نهایت ۳۰ عدد دای اپوکسی رزین ساخته شد. سپس مراحل ساخت کراون‌ها شروع شد به این ترتیب که ساخت کراون‌های زیر کونیا Ceramill Zolid Preshades (Amann Girrbach, Austria) با استفاده از اسکنر خارج دهانی Ceramill map (Amann Girrbach, Austria) و با در نظر گرفتن فضای ریلیف به میزان ۳۵ میکرون با فاصله یک میلیمتری از لبه تراش^(۱۳) که با استفاده از نرم افزار این مقدار اعمال شد و روش Ceramill motion 2 (Amann CAD/CAM, Austria) انجام شد. (شکل ۲)



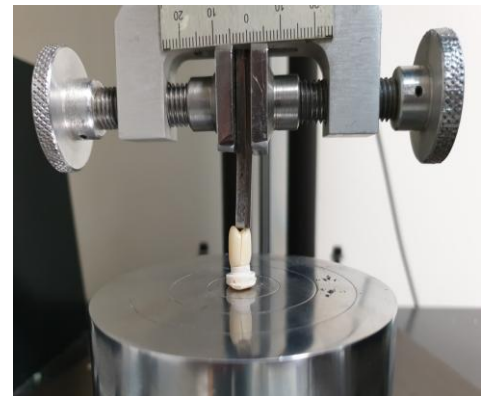
شکل ۲- اسکن و طراحی کراون‌ها با نرم افزار CAD-CAM

این ساختارهای mill شده از دستگاه خارج شد و در Ceramill therm 3 (Amann Girrbach, Austria) قرار گرفت تا با دمای 1450°C به مدت ۲ ساعت sinter گردد و پس از این مدت کراون حاصل شد.^(۳) کراونهای حاصله به منظور افزایش قدرت سمان توسط ذرات آلومینیوم اکسید (۵۰ میکرون) با فشار 0.4 MPa airborne-particle abrasion شدند.^(۱۸) سپس کراون‌ها توسط سمان دوال کیور (Panavia F2, Kuraray, Japan) توسط دستگاه پرس به مدت ۱۰ دقیقه تحت نیروی عمودی ۵ نیوتن^(۲۱) سمان شدند تا زمان setting سمان طی شدند و در طول این مدت کراون‌ها تحت فشار یکسان بودند. سپس اضافات سمان برداشته شد و نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در دمای اتاق در داخل نرمال سالین نگهداری شدند. ترموسایکلینگ برای ۵۰۰۰ چرخه (۱ دقیقه هر چرخه) در آب ۵ درجه سانتیگراد و ۵۵ درجه سانتیگراد توسط دستگاه (Dorsa apparatus, Tehran, Iran) انجام

یافته ها:

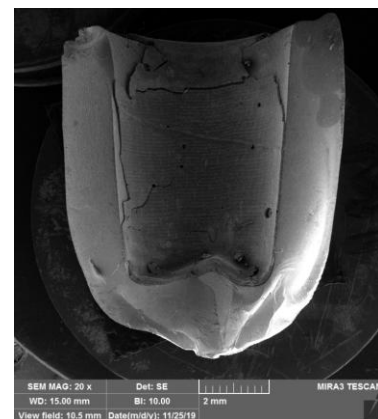
در این تحقیق که تاثیر ۳ طرح تراش شولدر ، چمفر و اسلوپ شولدر بر مقاومت به شکست رستوریشن های زیرکونیای مونولیتیک بررسی شد تعداد نمونه ها ۳۰ عدد بود که در ۳ گروه ۱۰ تایی قرار گرفتند. ۱۰ نمونه مربوط به طرح تراش چمفر، ۱۰ نمونه مربوط به طرح تراش شولدر و ۱۰ نمونه مربوط به طرح تراش اسلوپ شولدر بود. نمونه ها زیر دستگاه SANTAM تحت نیروی فشاری قرار گرفتند. میزان نیروی منجر به شکست در گروه $417/52 \pm 3965/80$ N = شولدر و در گروه

$4490/90 \pm 898/48$ N = اسلوپ شولدر بوده است. (جدول ۱) تست One-way ANOVA نشان داد میزان نیروی منجر به شکست در ۳ گروه با یکدیگر اختلاف معنی داری داشت ($P=0/049$). Tukey post hoc بین گروه ها دو به دو انجام شد و اختلاف معنی داری بین مقاومت به شکست گروه های چمفر و اسلوپ شولدر ($P=0/33$) و گروه های شولدر و اسلوپ شولدر ($P=0/11$) مشاهده نگردید، در حالیکه مقاومت به شکست گروه چمفر به صورت معنی داری از گروه شولدر بیشتر بود. ($P=0/01$) میزان پراکندگی داده ها (نسبت انحراف معیار به میانگین = CV) در گروه چمفر بیشتر از گروه اسلوپ شولدر و در گروه اسلوپ شولدر بیشتر از گروه شولدر بود. همچنین نمودار کاپلان- مایر میزان درصد مقاومت به شکست نمونه ها در گروه ها را نشان می دهد (نمودار ۱) محل شکست کراونها در سه طرح تراش چمفر ، شولدر و اسلوپ شولدر در همه نمونه ها در اکلوزال بود. جدول ۲ الگوی شکست کراونها در سه طرح تراش چمفر ، شولدر و اسلوپ شولدر را نشان می دهد.



شکل ۴ - نمونه بعد از شکست زیر دستگاه Universal Testing Machine

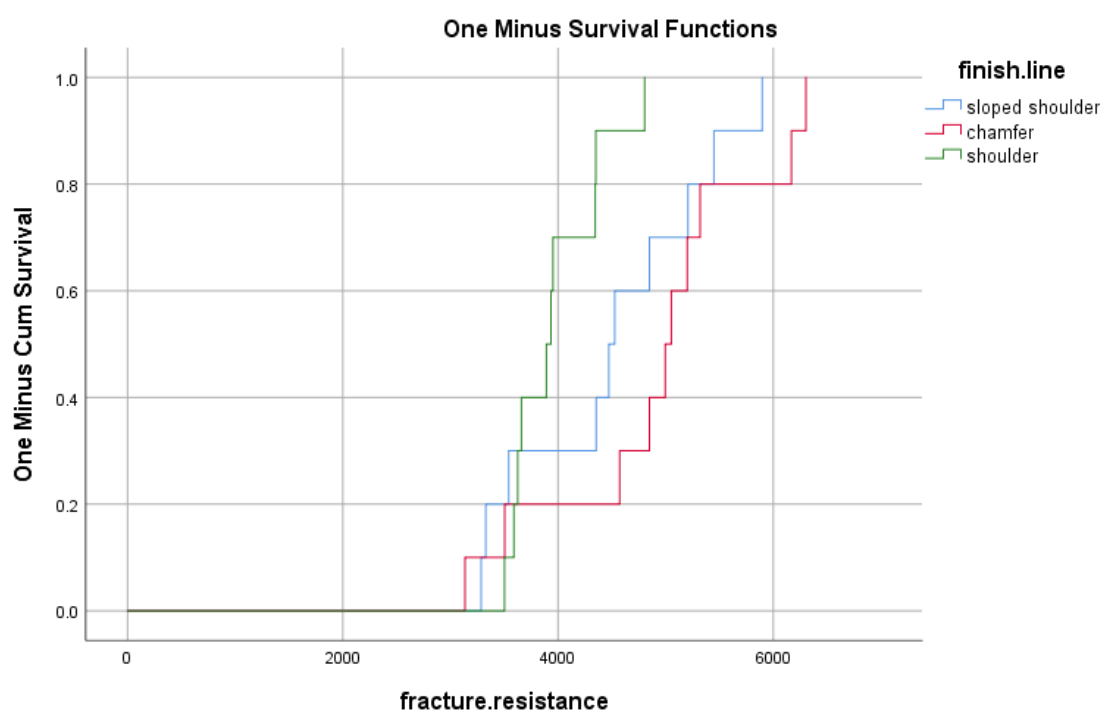
(شکل ۵) سپس تمامی آزمون های آماری در نرم افزار SPSS ver.22 انجام گرفت. پس از تعیین میانگین و انحراف معیار میزان نیروی منجر به شکست نمونه ها در ۳ گروه، از تست One-way ANOVA (با سطح معنی داری ۰/۰۵) به منظور مقایسه مقادیر نیرو در ۳ گروه استفاده شد و تست Tukey post hoc (با سطح معنی داری ۰/۰۵) بین گروه ها دو به دو انجام شد.



شکل ۵- نمونه شکسته در زیر SEM با بزرگنمایی X20

جدول ۱- میانگین وانحراف معیار نیروی منجر به شکست در ۳ طرح تراش شولدر، چمفر و اسلوپ شولدر

95%Confidence Interval for Mean		انحراف معیار \pm میانگین	تعداد	طرح تراش
Upper Bound	Lower Bound			
۴۲۶۴/۴۸	۳۶۶۷/۱۲	۳۹۶۵/۸۰ \pm ۴۱۷/۵۲۲	۱۰	شولدر
۵۶۲۷/۷۸	۴۱۹۳/۰۲	۴۹۱۰/۴۰ \pm ۱۰۰۲/۸۲۲	۱۰	چمفر
۵۱۳۳/۶۴	۳۸۴۸/۱۶	۴۴۹۰/۹۰ \pm ۸۹۸/۴۸۷	۱۰	اسلوپ شولدر
۴۷۸۳/۶۲	۴۱۲۷/۷۸	۴۴۵۵/۷۰ \pm ۸۷۸/۱۹۲	۳۰	کل



نمودار ۱- Kaplan-meier میزان درصد مقاومت به شکست در ۳ طرح تراش شولدر، چمفر و اسلوپ شولدر

جدول ۲- الگوی شکست کراونهای زیرکونیای مونولیتیک در ۳ طرح تراش چمفر، شولدر و اسلوپ شولدر

الگوی شکست	Adhesive	Mixed	Cohesive
طرح تراش			
شولدر	۶	۳	۱
چمفر	۷	۳	۰
اسلوپ شولدر	۵	۴	۱
جمع	۱۸	۱۰	۲

بحث:

یکی از مشکلات بزرگ روکش های تمام سرامیکی امکان شکستن آنها در برابر نیروهای اکلوزالی و لترالی است. روکش های رایج حاوی فلز هستند که از مشکلات آنها عدم زیبایی و مشکلات بیولوژیک است.^(۱) این تحقیق که جهت مقایسه مقاومت به شکست روکش های زیر کونییای مونولیتیک در ۳ طرح تراش چمفر، شولدر و اسلپ شولدر انجام گرفت نشان داد که میانگین مقاومت به شکست در گروه $4910/40 \text{ N}$ چمفر، در گروه $3965,80$ شولدر و در گروه اسلپ شولدر $4990/90$ است.

با توجه به نتایج میزان مقاومت به شکست در گروه چمفر بیشتر از شولدر است و اختلاف معنی داری وجود دارد. MOE مواد ساپورت کننده کور نیروی منجر به شکست را تحت تاثیر قرار می دهد^(۲۴) به همین دلیل ما در این تحقیق از دای رزینی استفاده کردیم که نسبت به دای فلزی مناسب تر است.^(۲۵) در مطالعه ای که توسط Beuer و همکارانش^(۱۳) بر روی مقاومت به شکست کورهای زیرکونیایی انجام گرفت مشخص شد که مارجین شولدر می تواند خصوصیات بیومکانیکال بهتری نشان دهد ولی در تحقیق حاضر مارجین چمفر خصوصیات بیومکانیکال بهتری را نشان داد. این اختلاف شاید به دلیل استفاده از دای فلزی باشد که دارای MOE بالا تری نسبت به عاج و دای رزینی است.^(۲۴) یکی از تفاوت های موجود بین کار کلینیکی و کار آزمایشگاهی وجود لایه هیبرید بین عاج و سمان است که بر روی شرایط بیومکانیکال تاثیر می گذارد ولی از آنجا که در هر ۳ گروه شرایط یکسان بود نتایج به دست آمده قابل مقایسه بودند. با توجه به اینکه میزان مقاومت به شکست در هر ۳ گروه بسیار بالاتر از نیروی داخل دهان است^(۲۶) بنابر این هر ۳ طرح تراش می توانند به طور موفقیت آمیزی استفاده شوند و جایگزین مناسبی برای روکش های PFM هستند. ولی اختلاف آماری معنی داری از نظر مقاومت به شکست در این ۳ طرح تراش وجود داشت و طرح تراش چمفر دارای مقاومت به

شکست بالاتری نسبت به شولدر در رستوریشن های زیرکونیای مونولیتیک بود.

چندین عامل ممکن است در افزایش مقاومت به شکست روکشهای زیرکونیا مونولیتیک گروه چمفر در مقایسه با گروه شولدر نقش داشته باشد. شیلینگبرگ^(۲۷) اظهار داشت که به دلیل زوایای تیز داخلی از بین رفته و متعاقباً کاهش تمرکز استرس در داخل دندان و روکش، رادیال شولدر برای ترمیم های تمام سرامیکی از شولدر ۹۰ درجه بهتر است.^(۲۸) در دو مطالعه دیگر نیز، جلالیان و همکاران^(۲۱، ۲۱) مشاهده کردند که چمفر نسبت به شولدر در روکش زیرکونیا و in-ceram مقاوم تر بود. آنها این تفاوت را به زاویه داخلی گرد و همچنین توزیع نیروی بهتر و مناسب بودن تطابق مارجینال چمفر نسبت به شولدر ۹۰ درجه نسبت دادند. همچنین در مطالعه finite element بر روی کراونهای زیرکونیای مونولیتیک گزارش شد طرح تراش چمفر یا rounded ممکن است عملکرد مکانیکی روکشهای زیرکونیا تک واحدی خلفی را بهبود بخشد.^(۲۹)

حضور شیب در مارجین چمفر و تطابق مارجینال بهتر را می توان دومین عامل تاثیرگذار در نظر گرفت. در مطالعه ای^(۲۷) برای بحث درمورد داشتن یا نداشتن بول، گزارش شد که مارجینهای بول دار مناسب تر هستند و فاصله عمودی بین روکش و مارجین تراش کمتر است.^(۲۷) تفسیر مشابه می تواند برای چمفر ارائه شود: یعنی این طرح تراش شامل شیب است، بنابراین فاصله عمودی بین روکش و مارجین تراش نسبت به شولدر ۹۰ درجه کمتر است. در نتیجه، تطابق مارجینال بهتری دارد و نیرو به طور مساوی توزیع می شود. از این رو مقاومت شکستگی روکشهای زیرکونیای مونولیتیک گروه چمفر بیشتر است. در مطالعه ای که توسط Gungor و همکارانش^(۳۰) بر روی مقاومت به شکست کورهای زیرکونیایی انجام گرفت مشخص شد که مارجین شولدر ۱۳۵ درجه نسبت به شولدر ۹۰ درجه می تواند خصوصیات بیومکانیکال بهتری نشان دهد. سایر مطالعات نشان می دهد که پرسنل برای مقاومت در برابر

نتیجه گیری:

با توجه به اینکه هر ۳ طرح تراش مقاومت بسیار بالایی در برابر شکست دارند و میزان نیروی منجر به شکست آنها بسیار بالاتر از میزان نیرویی است که در دهان بر آنها وارد می گردد بنابراین می توان نتیجه گرفت که هر ۳ طرح تراش در کلینیک قابل استفاده هستند. نظر به اینکه میزان مقاومت به شکست در گروه چمفر بالاتر از شولدر بود انتخاب طرح چمفر توصیه می شود.

References:

1. Jalalian E., Aletaha N.S. The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: an in vitro study. J Prosthodont Res (2011); 55(2); 121-5.
2. Subasi G., Ozturk N., Inan O., Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. Eur J Dent (2012); 6(2); 163-8.
3. Amaral M., Villefort R.F., Melo R.M., Pereira G.K.R., Zhang Y., Valandro L.F., et al. Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: Effect of grinding at the gingival zone of the connector. J Mech Behav Biomed Mater (2017); 72(1); 159-162.
4. Piconi C., Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials (1999); 20(1); 1-25.
5. Bomicke W., Rammelsberg P., Stober T., Schmitter M. Short-Term Prospective Clinical Evaluation of Monolithic and Partially Veneered Zirconia Single Crowns. J Esthet Restor Dent (2017); 29(1); 22-30.
6. Malkondu Ö., Tinastepe N., Akan E., Kazazoglu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. Biotechnol Equip (2016); 30(4); 644-652.
7. Bonfante E.A., Suzuki M., Lorenzoni F.C., Sena L.A., Hirata R., Bonfante G., et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. Dent Mater J (2011); 77(8); 168-175.
8. Güngör M.B., Nemli S.K. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. J Prosthet Dent (2018); 119(3); 473-480.
9. Lameira D.P., Buarque e Silva W.A., Andrade e Silva F., De Souza G.M. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. Biomed Res Int (2015); 2015(1); 1-7.

نیروهای اکلوزال نیاز به مارجین شولدر ۹۰ درجه دارد. با این حال ، به نظر می رسد این فرضیه مبتنی بر مطالعات انجام شده بر روی سرامیک هایی با استحکام پایین تر مانند فلدسپاتیک ها است. افزایش استحکام سرامیک ، به ویژه در زیرکونیا ، ممکن است تاثیرعامل طرح تراش را در کاربرد سرامیک از بین ببرد. (۲۷،۳۱)

حذف آسانتر سمان اضافی در مارجین چمفر می تواند به عنوان سومین عامل مهم در نظر گرفته شود. هنگام سمان کردن روکش ها ، فشار هیدرولیک قابل توجهی بین روکش و دای ها با شولدر ۹۰ درجه ایجاد می شود، که شاید به دلیل شکل مارجین و عدم امکان فرار سمان اضافی باشد. فشار هیدرولیک در بعضی از نمونه ها به حدی است که از نشست کامل روکش جلوگیری می کند. در همین حال ، فشار هیدرولیک در روکشهای گروه چمفر به مراتب کمتر است ، بنابراین به راحتی در جای خود سمان می شوند و سمان اضافی برداشته می شود. این سهولت در برداشتن سمان می تواند باعث ایجاد نشست مناسب تر ، تطابق بهتر در قسمت مارجین، و ساپورت بهتر روکش توسط دای می شود ، که به طور کلی مقاومت روکش در برابر نیروها را افزایش می دهد. (۳۰)

از محدودیتهای این مطالعه استفاده از دای اپوکسی رزین به جای دندان تراش خورده است، که توصیه می شود در آینده این مطالعه روی دندان طبیعی نیز انجام گیرد. این مطالعه استفاده از طرح تراش چمفر برای روکش زیرکونیا مونولیتیک را توصیه می کند. با این حال ، وجود تفاوت بین استحکام سرامیک های مختلف امکان تعمیم نتایج حاصل به دیگر سرامیک ها را نمی دهد. از این رو باید تحقیقات بیشتری در مورد انواع دیگر سرامیک انجام شود.

10. Nordahl N., Vult von Steyern P., Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci* (2015): 57(3); 255-61.
11. Aykul H., Toparli M., Dalkiz M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* (2002): 29(4); 381-6.
12. Imanishi A., Nakamura T., Ohyama T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* (2003): 30(8); 818-22.
13. Beuer F., Aggstaller H., Edelhoff D., Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J* (200 ;3)27 : (8 7.-362
14. De Jager N., Pallav P., Feilzer A.J. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* (2005): 21(3); 242-51.
15. Fenske C. Fracture strength of full ceramic crowns in dependence of the preparation width. *Dtsch Zahnarztl Z* (1999): 54(2); 732-734.
16. Meier M., Fischer H., Richter E., Maier H. Influence of different preparation forms on the fracture resistance of full-ceramic molar crowns. *Dtsch Zahnarztl Z* (1995): 50(3); 295-299.
17. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl* (2005): 173(2); 1-69.
18. Mitov G., Anastassova-Yoshida Y., Nothdurft F.P., von See C., Pospiech P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont* (2016): 8(1); 30-6.
19. Jalalian E., Rostami R., Atashkar B. Comparison of chamfer and deep chamfer preparation designs on the fracture resistance of zirconia core restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* (2011): 5(2); 41-5.
20. Gavelis J., Morency J., Riley E., Sozio R. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* (2004): 92(1); 1-7.
21. Jalalian E., Atashkar B., Rostami R. The effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings (computer associated design/computer associated machine, CAD/CAM system). *J Dent (Tehran)*. 2011; 8(3); 123-9.
22. Di Iorio D., Murmura G., Orsini G., Scarano A., Caputi S. Effect of margin design on the fracture resistance of Procera all ceramic cores: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2008; 9(2); 1-8.
23. Jalalian E., Aletaha NS. The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: an in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2011; 55(2); 121-5.
24. Subasi G., Ozturk N., Inan O., Bozogullari N. . Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent*. 2012; 6(2); 163-8.
25. Amaral M., Villefort RF, Melo RM, Pereira GKR, Zhang Y, Valandro LF, et al. Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: Effect of grinding at the gingival zone of the connector. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 72(1); 159-62.
26. Piconi C., Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1); 1-25.
27. Bomicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-Term Prospective Clinical Evaluation of Monolithic and Partially Veneered Zirconia Single Crowns. *J Esthet Restor Dent*. 2017; 29(1); 22-30.
28. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoglu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnol Biotechnol Equip*. 2016; 30(4); 644-52.
29. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater J*. 2015;(8)1;177-168.
30. Güngör MB, Nemli SK. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(3); 473-80.
31. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int* 2015; 2015(1); 1-7.