

بررسی آزمایشگاهی استحکام شکست پروتزهای پارسیل ثابت متکی بر ایمپلنت با ابعاد کانکتورهای مختلف در سیستم zir/CAD/CAM

بیژن حیدری*، علیرضا ایزدی*، فرناز فیروز**، امیر صالح**، سارا خزاعی**#
 * استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان، ایران
 ** استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اراک، ایران
 تاریخ ارائه مقاله: ۹۵/۷/۱۸ - تاریخ پذیرش: ۹۵/۱۲/۱۵

Laboratory Investigation of Fracture Resistance of Implant-Supported Fixed Denture with Different Connector Sizes in Zir/CAD/CAM

Bijan Heidari*, Alireza Izadi*, Farnaz Firouz**, Amir Saleh**, Sara Khazaei**#

* Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry, Hamadan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran.

** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry, Arak University of Medical Sciences, Arak, Iran.

Received: 9 October 2016 ; Accepted: 5 March 2017

Introduction: The effect of different connector sizes on all-ceramic systems is controversial. The aim of this investigation was to evaluate the effects of different connector sizes on fracture resistance of zirconium oxide posterior bridges.

Materials & Methods: In this experimental-laboratory study, 24 posterior zirconia bridges and eight posterior metal-ceramic implant-supported bridges (control group) were manufactured by CAD/CAM software to replace a second premolar. The specimens were divided into four groups, each with a different connector size. After one day storing in artificial saliva and applying thermal cycling, the fracture load in specimens was measured. Tukey HSD and ANOVA were used for data analysis.

Results: The mean fracture resistance of the metal-ceramic group was significantly higher than the all-ceramic groups. In Zir/CAD/CAM groups, the mean fracture resistance of the group with 4×4 mm connector size was significantly higher compared to the groups with 3×3 mm and 2×3 mm connector sizes.

Conclusion: The mean fracture load values of zirconia specimens were significantly affected by connector size.

Key words: Connector, zirconia, fracture resistance, implant.

Corresponding Author: sarakhazaei_83@yahoo.com

J Mash Dent Sch 2017; 41(2): 121-8.

چکیده

مقدمه: تاثیر ابعاد کانکتورهای مختلف در سیستم های تمام سرامیکی مورد بحث است. هدف از انجام این بررسی، ارزیابی تاثیر سایز های مختلف کانکتور در مقاومت به شکست بریج های خلفی اکسیدزیرکونیوم بود.

مواد و روش ها: در این مطالعه تجربی - آزمایشگاهی، ۲۴ عدد بریج خلفی زیرکونیا و ۸ عدد بریج خلفی متال سرامیک با ساپورت ایمپلنت (گروه کنترل) با تکنولوژی CAD/CAM جهت جایگزینی پره مولر دوم ساخته شدند. نمونه ها به چهار گروه با اندازه کانکتور متفاوت تقسیم شدند. نیروی شکست نمونه ها، پس از ۱ روز نگهداری در بزاق مصنوعی و اعمال سیکل های حرارتی، اندازه گیری شد. تست های Tukey HSD و ANOVA جهت آنالیز داده ها استفاده شدند.

یافته ها: مقادیر میانگین مقاومت به شکست گروه متال سرامیک به طور معنی داری بیشتر از گروه های تمام سرامیک بود. در گروه های Zir/CAD/CAM مقادیر میانگین مقاومت به شکست گروه با اندازه کانکتور 4×4 mm به صورت معنی داری بیشتر از گروه های با اندازه کانکتور 3×3 mm و 2×3 mm بود.

نتیجه گیری: مقادیر میانگین نیروی شکست نمونه های زیرکونیایی بصورت معنی داری تحت تاثیر اندازه کانکتور ($P < 0.001$) قرار داشت.

کلمات کلیدی: کانکتور، زیرکونیا، مقاومت به شکست، ایمپلنت.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۶ / دوره ۴۱ / شماره ۲: ۸-۱۲۱.

مقدمه

در سال‌های اخیر گرایش به رستوریشن‌های تمام سرامیکی به علت زیبایی بالا و خصوصیات زیست سازگاری فوق العاده آنها، افزایش یافته است و در بسیاری از موارد به انواع متال سرامیک ترجیح داده می‌شوند. با این وجود اکثر سرامیک‌های دندانانی شکننده هستند و استرس‌های کششی به وجود آمده توسط نیروهای خارجی منجر به گسترش ترک‌هایی می‌شوند که در ساختار اولیه وجود داشته‌اند.^(۱) کوره‌های سرامیکی با استحکام بالا جهت حمایت از سرامیک پوشاننده ضعیف‌تر، به ویژه جهت استفاده در رستوریشن‌های تمام سرامیکی در نواحی خلفی گسترش یافته‌اند.^(۲) سیستم‌های تمام سرامیکی اکسید زیرکونیوم به دلیل خصوصیات مکانیکی بهتر نسبت به پرسن‌های فلدسپاتیک و گلاس سرامیک‌های با پایه لیتیوم دی سیلیکات مورد توجه قرار گرفته‌اند.^(۳و۴) زیرکونیوم جهت فریم ورک رستوریشن‌های تمام سرامیکی نسبت به سایر سرامیک‌های دندانانی بالاترین استحکام خمشی (900 Mpa) و Fracture toughness (9MPa·m^{1/2}) را داراست،^(۵) با این وجود مشکلات مربوط به شکنندگی و زیبایی ماده کور همچنان باقی می‌باشد.^(۶و۷) مقاومت به شکست یک خصوصیت مکانیکی مهم است که می‌تواند در پیشگویی کارایی مواد شکننده کمک‌کننده باشد.^(۸)

الگوی شکست کراون‌ها و بریج‌های تمام سرامیک متفاوت است.^(۹) کراون‌ها در سطح سمان شونده مجاور سطح اکلوزال دچار شکست می‌شوند، در حالی که مطالعات کلینیکی نشان داده‌اند که علت اصلی شکست پروتزهای پارسیل ثابت تمام سرامیکی شکست در ناحیه کانکتور می‌باشد.^(۱۰و۱۱) همچنین مطالعات آنالیز اجزای محدود استرس Finite element در پروتزهای پارسیل ثابت خلفی سه واحدی نشان داده‌اند که حداکثر

استرس‌های کششی در نواحی ژنژیوالی کانکتورها ایجاد می‌شوند و میزان آنها به طور قابل توجهی به شرایط بارگذاری، شکل و اندازه کانکتورها بستگی دارد.^(۱۲و۱۳) بنابراین رستوریشن‌های تمام سرامیکی می‌بایست جهت به حداقل رساندن استرس‌های ایجاد شده، دارای فریم ورک‌هایی با ابعاد مناسب باشند.^(۱۲)

ابعاد کانکتور به طور اختصاصی برای سیستم‌های مختلف و به صورت کلی برای رستوریشن‌های تمام سرامیک بررسی شده است، با این وجود در مورد اندازه کانکتورهای زیرکونیوم اتفاق نظر وجود ندارد.^(۱۴-۱۶) لذا، هدف از انجام این بررسی، مقایسه مقاومت به شکست بریج‌های خلفی سه واحدی تمام سرامیک اکسیدزیرکونیوم با سه اندازه مختلف کانکتور بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی-آزمایشگاهی، از یک مدل دندانانی مندیبل برای شبیه سازی فک استفاده شد. پره مولر اول، پره مولر دوم و مولر اول سمت راست مدل دندانانی برداشته شدند و ساکت پره مولر دوم با موم پر شد. آنالوگ‌های فیکسچر (Simple line II Dentium, Korea) در مرکز ساکت پره مولر اول و مولر اول (مولر اول به قطر 6/5 mm و پره مولر اول به قطر 8/8 mm) قرار گرفته و با موم ثابت شدند. موقعیت و زاویه جایگذاری آنالوگ‌ها با توجه به قوس دندانانی، با سرویور تنظیم شد.

جهت قالب گیری تری اختصاصی با آکریل خود سخت شونده (Marlic M.I.Co Iran) ساخته شد. ایمپرن کوپینگ‌ها روی آنالوگ‌ها بسته و با آکریل اتوپلیمریزه بهم اسپلینت شدند. بعد از ۲۴ ساعت، قالبگیری با سیلیکون افزایشی مونوفاز (Ellite HD zhermack, Italy) به صورت Pick-up انجام پذیرفت. کست با استفاده از گچ استون نوع ۴ (Ellite HD zhermack, Italy) ریخته و به



شکل ۱: FDP (Fix Dental Prothesis) راهنمای متصل

به میله آنالیزور توسط دورالی

جهت انتقال نمونه‌ها به دستگاه تست یونیورسال یک مولد آلومینیومی با ابعاد $3 \times 1.5 \times 2$ cm^۳ ساخته شد. سپس مدل اصلی از روی سرویور برداشته و مولد آلومینیومی جایگزین آن شد. سپس ابامنت‌های متصل به آنالوگ، توسط ماده سیلیکونی لایت بادی (Speedex, swiss) در داخل FDP راهنما اتصال یافتند. در مرحله بعد مولد با رزین آکریلی خود سخت شونده پر شد و در حالی که رزین در فاز خمیری بود، مجموعه FDP راهنما-ابامنت-آنالوگ در راستای میله سرویور داخل آن قرار گرفت، بطوری که فاصله سطح زیرین پونتیک با رزین آکریلی ۲ mm بود (شکل ۲). در این شرایط زاویه آنالوگ فیکسچر تمام FDPها یکسان بود و زاویه وارد شدن نیرو بر نمونه‌ها یکسان و به موازات میله آنالیزور بود.

سپس FDPها با اتانول تمیز و توسط سمان زینک فسفات (Honse Dental, Oldenburg, Germany) تحت نیروی انگشت به مدت ۵ دقیقه سمان شدند. پس از سمان کردن، نمونه‌ها در شرایط مرطوب (محلول سدیم کلراید) برای ۲۴ ساعت و در دمای 38°C قرار داده شدند.^(۱۸)

سپس نمونه‌ها به دستگاه تست یونیورسال (Walte+bai ag Testing Machine) منتقل شدند و تحت نیروی استاتیک ۲۰ کیلونیوتن که با سرعت نیم میلی متر در دقیقه $(\frac{mm}{min})$ اعمال می‌شد، قرار گرفتند. محل اعمال نیروی

عنوان کست اصلی در نظر گرفته شد. ابامنت‌ها با قطر $4/5\text{mm}$ و طول $5/5\text{mm}$ انتخاب و بر روی آنالوگ‌های کست بسته شدند. بعد از اسکن ابامنت‌ها، اطلاعات به برنامه CAD داده شد.

فریم ورک‌ها در دو نوع زیرکونیایی و فلزی ساخته شدند. طرح کانکتور به صورت بیضی در نظر گرفته شد که قطر بزرگ آن موازی محور طولی دندان بود. جهت ساخت فریم ورک‌های فلزی، بلوک‌های مومی CAD/WAX توسط دستگاه CAD/CAM (Inlab MC XL Sirona, Germany) تراش داده شدند و پس از سیلندرگذاری و حذف موم، نمونه‌ها کستینگ شدند. در هر گروه ندول روی نمونه‌ها با فرز روند کار باید برداشته شد و نشست فریم‌ها با میکروسکوپ نوری با بزرگنمایی $10 \times$ ارزیابی شد.

در سیستم Zir/CAD/CAM بلوک‌های سرامیکی زیرکونیایی (Partially sintered, Vita, Germany) به دستگاه CAD/CAM (Inlab MC XL Sirona, Germany) انتقال داده شدند و سایز کانکتورها در گروه‌های اول تا سوم به ترتیب، 3×2 ، 3×3 و 4×4 میلی متر بود. فریم ورک فلزی از آلیاژ کروم - کبالت با کانکتور $3 \times 2\text{mm}$ به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد (گروه چهارم).

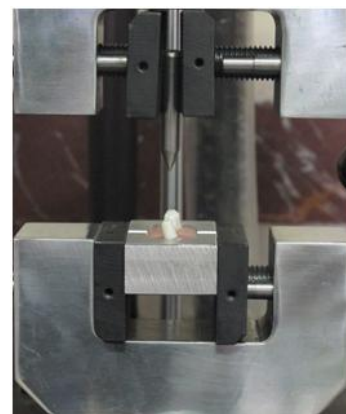
سپس نمونه‌ها جهت تکمیل Sintering به کوره پخت پرسن منتقل شدند. حجم نمونه در هر گروه ۸ عدد بود. تمام نمونه‌ها از روی اسکن مدل اصلی ساخته شدند و سپس یکی از نمونه‌ها به عنوان FDP راهنما بر روی مدل اصلی که بر روی میزک سرویور مستقر شده بود، قرار داده شد و میله آنالیزور سرویور عمود بر فوسای مرکزی پونتیک با آکریل دورالی ثابت شد (شکل ۱).

خلفی فلزی و تمام سرامیکی از جنس اکسیدزیرکونیوم با ابعاد مختلف کانکتور مورد بررسی قرار گرفت. در جدول ۱، مقادیر میانگین و انحراف معیار میزان مقاومت به شکست بریج‌های خلفی فلزی و تمام سرامیکی اکسیدزیرکونیوم با ابعاد مختلف کانکتور آورده شده است. آزمون Tukey HSD نشان داد که هر چهار گروه، دو به دو با یکدیگر تفاوت معنی‌داری داشتند ($P < 0/001$). میانگین مقاومت به شکست بریج‌های خلفی تمام سرامیکی اکسیدزیرکونیوم با ابعاد مختلف فریم ورک به طور معنی‌داری با یکدیگر و با بریج‌های خلفی فلزی متفاوت بود ($P < 0/001$). میانگین مقاومت به شکست فریم ورک‌های گروه کنترل (فریم ورک فلزی) به طور مشخصی نسبت به سایر گروه‌ها بیشتر است و تفاوت معنی‌داری با گروه اول ($P < 0/001$)، گروه دوم ($P < 0/001$) و گروه سوم ($P < 0/001$) داشت. گروه اول کمترین میزان میانگین مقاومت به شکست را نشان داد و تفاوت معنی‌داری با گروه دوم ($P < 0/001$)، گروه سوم ($P < 0/001$) و گروه چهارم ($P < 0/001$) داشت. گروه دوم تفاوت معنی‌داری با گروه سوم ($P < 0/001$) و گروه چهارم ($P < 0/001$) داشت و تفاوت معنی‌داری با گروه چهارم ($P < 0/001$) داشت.

وارده برای شکست فریم ورک‌ها در مرکز پونتیکی و جهت آن عمود بر سطح اکلوزال بود (شکل ۳). حداکثر نیرو جهت شکست فریم ورک‌ها بر حسب نیوتن ثبت گردید.



شکل ۲: مجموعه FDP راهنما-اباٹمنت-آنالوگ در داخل رزین



شکل ۳: انجام تست شکست توسط دستگاه یونیورسال

یافته‌ها

در این تحقیق میزان مقاومت به شکست بریج‌های

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار میزان مقاومت به شکست بریج‌های خلفی تمام سرامیکی اکسید زیرکونیوم با فریم ورک‌های مختلف

نوع فریم ورک	تعداد	میانگین (N)	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
زیرکونیا ۲×۳	۸	۱۱۵۶/۸۷	۱۴۱/۵۳	۹۶۱	۱۳۴۲
زیرکونیا ۳×۳	۸	۲۳۰۰/۱۲	۲۲۹/۷۷	۱۹۲۹	۲۶۶۳
زیرکونیا ۴×۴	۸	۴۱۳۳/۷۵	۴۱۲/۵۹	۳۵۱۰	۴۷۲۲
فلز ۲×۳	۸	۴۷۲۱	۳۷۱/۷۹	۴۱۱۱	۵۲۳۷
کل	۳۲	۳۰۷۷/۹۳	۱۴۷۶/۱۳	۹۶۱	۵۲۳۷

بحث

فرضیه صفر مبنی بر عدم تفاوت ابعاد فریم ورک‌های مورد مطالعه در میزان مقاومت به شکست بریج‌های خلفی تمام سرامیک اکسیدزیرکونیا رد شد و مقاومت به شکست گروه‌های تمام سرامیکی به صورت معنی‌داری تحت تاثیر اندازه کانکتور ($P < 0/001$) قرارداشت. کانکتور باریک‌ترین بخش یک فریم ورک بوده و آسان‌تر از نواحی پونتیک و اباتمنت خم می‌شود. وقتی نیروهای اکلوزالی مستقیماً از طریق ناحیه پونتیک و در امتداد محور طولی یک FPD تمام سرامیکی وارد می‌شوند، استرس‌های فشاری در ناحیه اکلوزالی و استرس‌های خمشی در ناحیه ژنژیوالی کانکتور ایجاد می‌شوند.^(۱۹) افزایش سطح مقطع عرضی کانکتور به طور فزاینده‌ای جهت بهبود مقاومت به شکست FPDها پیشنهاد^(۱۹) و توسط چندین مطالعه آنالیز اجزای محدود تایید شده است.^(۲۰ و ۲۱)

افزایش اندک در ابعاد کانکتور می‌تواند اثر قابل توجهی بر روی استحکام داشته باشد، به نحوی که کاهش ۵۰ درصدی در استرس ناحیه کانکتور وقتی ارتفاع از ۳ به ۴ میلیمتر افزایش یابد، گزارش شده است.^(۱۹)

برای FPDهای تمام سرامیک ابعاد کانکتور ۳×۳mm و ۴×۴mm پیشنهاد شده است.^(۱۹ و ۲۲ و ۲۳) پیشنهاد دیگر ابعاد کانکتور ۴×۴ mm در ناحیه پره مولرها و ابعاد کانکتور ۵×۴ mm در ناحیه مولرها می‌باشد.^(۲۴ و ۲۵) با این وجود Augereau و همکاران^(۲۶) بیان کرده اند که افزایش ابعاد کانکتور لزوماً باعث افزایش مقاومت به شکست نمی‌شود. هم چنین مطالعات در خصوص تاثیر طرح‌های مختلف کانکتور بر مقاومت به شکست، نتایج متناقضی را نشان می‌دهند.^(۱۸ و ۲۷) تحقیق Murase^(۲۸) در خصوص تاثیر مورفولوژی کانکتورهای سرامیکی بر استحکام شکست بریج‌های قدیمی نشان داد که کانکتورهای مثلثی شکل که

بزرگترین بعد را در قاعده و عرض و ارتفاع برابر دارند، بیشترین مقاومت به شکست را نشان می‌دهند. مطالعه Laksim^(۲۹) نشان داد که افزایش سائز کانکتورها تا ابعاد ۴×۴mm در هر دو نوع فریم ورک لیتیم دی سیلیکات و زیرکونیایی، توانایی مقابله با نیروی بایت خلفی (۵۰۰ N) را دارد.

محدودیت‌های زیبایی و مورفولوژیکی جهت افزایش سطح مقطع عرضی کانکتور وجود دارد و کانکتور با سطح مقطع عرضی زیاد می‌تواند مشکل پرپودنتال ایجاد کند.^(۳۰) از طرف دیگر تکنسین‌های دندان‌های تمایل دارند که امبرازورهای تیز در ناحیه کانکتور شکل دهند تا زیبایی را افزایش دهند.^(۳۱) این فاکتورها منجر به تمرکز استرس‌های بزرگ‌تر می‌شوند که شکست FPDهای تمام سرامیکی در ناحیه کانکتور را به ویژه در قسمت‌هایی که ارتفاع کانکتور ناکافی باشد تسریع می‌کنند.^(۱۹ و ۳۲) به علاوه در شرایطی که نیروهای زیادی تولید می‌شود مثلاً در بریج‌های طویل یا اوربایت عمیق و براکسیسم، این طرح‌ها می‌توانند بکار روند.^(۱۸ و ۳۳) در چنین مواردی بهتر است موادی غیر از تمام سرامیک‌ها مورد توجه قرار بگیرند.^(۱۸)

مقایسه میزان ظرفیت تحمل نیرو (F) برای چهار گروه مطالعه حاضر نشان داد که گروه‌های تمام سرامیک با اندازه کانکتور ۴×۴mm تقریباً ۱/۵ تا ۲ برابر، ظرفیت تحمل نیروی بیشتری نسبت به گروه‌هایی با اندازه کانکتور ۳×۳mm داشتند. هرچند آشکار است که ظرفیت تحمل نیرو در FPDها به خصوصیات مواد سرامیکی وابسته است؛ با این وجود به میزان زیادی به اندازه، شکل و موقعیت کانکتورها و همچنین گستردگی پونتیک‌ها بستگی دارد. با افزایش مقطع عرضی در ناحیه کانکتور بین پونتیک‌ها حداکثر نیرو جهت شکست افزایش و بنابراین در یک مقدار بارگذاری معین، احتمال شکست کاهش

پرسن، با کاهش ابعاد فریم ورک میزان شکست افزایش یافت و ضریب الاستیسیته ونیر بر روی استحکام شکست فریم ورک موثر بود.^(۳۹)

بنابراین در مطالعه حاضر ماده کور بدون ونیر مورد آزمایش قرار گرفت، زیرا علاوه بر وجود اختلاف نظر، با توجه به این که مقایسه مقاومت به شکست فریم ورک‌های با طراحی مختلف مطرح بود، امکان داشت نتایج به دست آمده به جای مقاومت به شکست فریم ورک، مربوط به ماده ونیرینگ باشد.

Pospiech و همکاران^(۴۰) هیچگونه اثری در رابطه با سمان کردن نمونه‌ها بر متوسط نیروی تحمل کننده توسط FPDها به دست نیاوردند. هرچند سایر مطالعات نتایج متفاوتی را به دست آورده‌اند.^(۳۴ و ۴۱) در مطالعه حاضر نمونه‌ها بر روی اباتمنت‌ها سمان شدند.

متوسط نیروهای جویده گزارش شده بین ۱۱۰ تا ۱۵۰ نیوتون، حداکثر نیروهای گزارش شده در ناحیه قدامی ۲۰۰ نیوتون، در ناحیه خلفی ۳۵۰ نیوتون و در موارد پارافانکشنال ۱۰۰۰ نیوتون بوده‌اند.^(۴۲) با توجه به نتایج این مطالعه، میانگین استحکام شکست بریج‌های زیرکونیایی با ابعاد کانکتور ۲×۳mm، ۱۱۵۶ N بود که پیشنهاد می‌شود که در موارد پارافانکشنال استفاده نشود و در صورت محدود بودن فضای اینتراکلوزال از بریج‌های زیرکونیایی با ابعاد کانکتور ۳×۳mm و در صورتی که زیبایی مطرح نباشد از بریج‌های فلزی با ابعاد کانکتور ۲×۳mm استفاده شود.

مطالعه حاضر یک مطالعه *In vitro* بود که با شرایط کلینیکی ایده آل متفاوت است. تمام نیروهای اعمال شده به فریم ورک‌ها در مرکز پونتیک و عمود بر آن وارد شدند. در حالی که در شرایط کلینیکی نواحی مختلف تماس دندان‌ها بر روی پونتیک و اباتمنت‌های مجاور آن

می‌یابد. مطالعاتی که تاکنون بر روی استحکام شکست کانکتورها انجام شده، بر روی اباتمنت‌های دندانی بوده که با یا بدون بازسازی PDL صورت گرفته است. در این مطالعه از پایه‌های ایمپلنتی استفاده شد که با توجه به عدم نیاز به بازسازی PDL بررسی استحکام شکست به شرایط کلینیکی نزدیک تر شد.

در این مطالعه، نمونه‌ها از لحاظ شکل به صورت آناتومیکی و با ابعادی مشابه FPDهای کلینیکی ساخته شدند.^(۳۴) میزان و موقعیت تمرکز استرس در کانکتورهایی که براساس مشخصات آناتومیکی دندان‌ها ساخته می‌شوند، نسبت به دیسک‌ها یا بارهای مورد استفاده در آزمایش‌های استحکام شکست متفاوت می‌باشد و احتمالاً به صورت دقیق‌تری استرس‌های ایجاد شده در اثر نیروهای وارده به FPDها را بازسازی می‌کنند.^(۳۵) در مورد این که آیا کورهای FPD مورد مطالعه باید با پرسن ونیر شوند، اتفاق نظر وجود ندارد. در مطالعه‌ای مشاهده شد که ونیر کردن همانند Heat treatment به صورت منفی مقاومت به شکست را تحت تاثیر قرار می‌دهد.^(۳۶) با این وجود در مطالعه دیگری با گروه‌های مشابه نشان داده شده است که در بعضی موارد ونیر کردن مقاومت به شکست را افزایش داده است، اما به نظر می‌رسد که این تاثیر به نوع ماده زیر کونیایی مورد استفاده بستگی داشته باشد.^(۳۷) Chai و Chong گزارش کرده اند که ونیر کردن، مقاومت به شکست را کاهش می‌دهد و علت آن را استرس‌های باقیمانده حاصل از پروسه Veneering در حد فاصل مواد می‌دانند. هم چنین بیان کردند که حین تست شکست، پرسن ونیرینگ در معرض نیروهای کششی قرار گرفته و احتمالاً ترک در نیروهای پایین‌تری داخل پرسن ونیرکننده ایجاد می‌شود.^(۳۸) Muller با استفاده از آنالیز اجزای محدود نشان داد که هنگام اعمال نیرو بر روی ونیر

بیشترین مقاومت به شکست مربوط به فریم ورک‌های با ابعاد کانکتور 4×4 mm و کمترین مقاومت به شکست مربوط به فریم ورک‌های با ابعاد کانکتور 2×3 mm بود.

تشکر و قدردانی

این مطالعه در دانشکده دندانپزشکی همدان انجام گرفته است. از جناب آقای دکتر سعید موسوی که در انجام آنالیزهای آماری ما را یاری نمودند، صمیمانه تقدیر و تشکر می‌کنیم.

ممکن است نیروهای متفاوتی را در جهات مختلف ایجاد کنند.

نتیجه‌گیری

افزایش ابعاد کانکتور به طور معنی‌داری مقاومت به شکست فریم ورک‌های تمام سرامیکی را افزایش داد، میانگین مقاومت به شکست فریم ورک‌های تمام سرامیکی نسبت به فریم ورک‌های فلزی با ابعاد کانکتور 2×3 mm به طور معنی‌داری کمتر بود. در بین فریم‌های سرامیکی،

منابع

1. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 1995; 74(2): 145-50.
2. 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.
3. Giordano R, 2nd. A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. Gen Dent 2000; 48(1): 38-40, 43-35.
4. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures *in vitro* and *in vivo*: analysis and modeling. J Dent Res 1995; 74(6): 1253-8.
5. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res 2002; 81(9): 623-7.
6. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent 1993; 21(2): 117-21.
7. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An *in vitro* study in a dual-axis chewing simulator. J Prosthet Dent 2000; 83(5): 540-47.
8. Casucci A, Osorio E, Osorio R. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. J Dent 2009; 37(11): 891-7.
9. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005; 21(5): 476-82.
10. Kokich VO Jr., Kiyak HA, Shapiro PA. Comparing the perception of dentists and lay people to altered dental esthetics. J Esthet Dent 1999; 11(6): 311-24.
11. Chong K, Palamara J, Wong R, Judge RB. Fracture force of cantilevered zirconia frameworks: An *in vitro* study. J Prosthet Dent 2014; 1: 8.
12. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85(1): 61-6.
13. Okabayashi SH, Nomoto S, Sato T, Miho O. Influence of proximal supportive design of zirconia framework on fracture load of veneering porcelain. Dental Mater J 2013; 32(4): 572-7.
14. 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.
15. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. IEEE Trans Biomed Eng 1991; 38(4): 339-45.
16. Plengsombut K, Berewer J. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. J Prosthet Dent 2009; 101: 166-73.

17. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci* 2004; 12: 26-36.
18. Salimi H, Mosharraf R, Savabi O. Effect of framework design on fracture resistance of zirconium oxide posterior fixed partial dentures. *Dent Res J (Isfahan)* 2012; 9(6): 764-9.
19. Carrier DD, Kelly JR. In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *J Prosthodont* 1995; 4(4): 237-42.
20. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986; 65(7): 993-7.
21. Kermanshah H, Bitaraf T, and Geramy A. Finite element analysis of ips empress ii ceramic bridge reinforced by zirconia bar. *J Dent (Tehran)* 2012; 9(4): 196-203.
22. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1): 23-32.
23. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4): 450-6.
24. Mori K. Influence of the design of zirconia framework on the fracture strength of veneering porcelain. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2010; 77(1): 67-70.
25. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94(2): 125-31.
26. Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part I. Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. *Clin Oral Investig* 1998; 2(1): 36-9.
27. Takuma Y, Nomoto S, Sato T, Sugihara N. Effect of framework design on fracture resistance in zirconia 4-unit all ceramic fixed partial dentures. *Bull Tokyo Dent Coll* 2013; 54(3): 149.
28. Murase T, Nomoto S, Sato T, Shinya A, Koshihara T, Yasud H. Effect of connector design on fracture resistance in all-ceramic fixed partial dentures for mandibular incisor region. *Bull Tokyo Dent Coll* 2014; 55(3): 149-55.
29. Lakshmi RD, Abraham A, Sekar V, Hariharan A. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses A: 3D finite element analysis. *Tanta Dent J* 2015; 12: 56-64.
30. Koriath TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech* 1997; 30(6): 631-3.
31. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
32. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 4(3): 195-206.
33. 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.
34. Nothdurft F, Merker S. Fracture behavior of implant-implant- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed dental prostheses utilizing zirconium dioxide implant abutments. *Clin Oral Investig* 2011; 15(1): 89-97.
35. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; 85(1): 61-6.
36. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: Comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002; 18(1): 12-9.
37. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; 22(8): 778-84.
38. Chong KH, Chai J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated alumina with or without zirconia reinforcement. *Int J Prosthodont* 2003; 16(5): 487-92.
39. Mullers K, Patzold W. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study. *Dent Mater* 2011; 27: 171-5.
40. Pospiech P, Rountree P, Rammelsberg P, Gernet W. The influence of tooth-mobility and cement on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded bridges. *J Dent Res* 1997; 76(Special Issue): 381.
41. Rekow D, Zhang Y, Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28(7): 362-8.
42. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 98(2): 120-8.