Journal of
Babol University of Medical Sciences
مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی بابل
e-ISSN: 2251-7170 p-ISSN: 1561-4107

Evaluating the Effects of Sandblasting on Micro-Shear Bond Strength and Flexural Strength of Zirconia

S. Majidinia (DDS, MS)[1], H. Bagheri (DDS, PhD)[1], M. Maghsoudlou Nejad (DDS, MS)[*2], K. Shekofteh (MSc)[3], T. Parhizkar (DDS)[1]

1.Dental Materials Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran.
2.Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran.
3.Department of Dental Biomaterials, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran.

Article Type

Research Paper

Received:
Apr 13rd 2021
Revised:
Sep 14th 2021
Accepted:
Oct 4th 2021

ABSTRACT

Background and Objective: Various techniques have been introduced to improve bond strength of zirconia which may negatively affect flexural strength. This study aims to evaluate the effects of different sandblasting parameters on micro-shear bond strength (MSBS, Mpa) and biaxial flexural strength (BFS, Mpa) of Zirconia.

Methods: In this in vitro study, zirconia blocks were cut into 180 discs for MSBS and BFS tests (90 specimens in each group). For each test, they were divided into one control group and 8 experimental groups according to the type of sandblasting regimen (pressures of 4 or 6 bar, duration of 14 or 21 seconds, and alumina powder sizes of 50 or 110 µm, n=10). A universal testing machine was used to determine MSBS and BFS. X-ray diffraction (XRD) analysis was then performed.

Findings: According to the results, groups with 110 µm particles (4 bar- 14 s, 6 bar- 14 s, 4 bar- 21 s and 6 bar- 21 s with MSBS values of 34.43±5.99, 35.21±6.39, 27.17±3.95 and 28.66±3.92 Mpa, respectively) had significantly higher MSBS values compared to the control group ($p<0.001$, $p<0.001$, $p=0.034$, $p=0.005$, respectively). Groups with 110 µm- 21 s sandblasting regimen (with pressure of 4 and 6 bar with BFS values of 1031.69±90.00, 1062.56±91.29, 962.30±93.24, respectively) and those with 50 µm- 6 bar- 21 s sandblasting regimen had statistically significant lower BFS values compared to the control group ($p<0.001$). According to XRD analysis, groups with 110 µm powder size and 21 s sandblasting resulted in more monoclinic phase.

Conclusion: This study demonstrated that sandblasting with larger powder size and shorter duration could increase MSBS without any negative effects on BFS.

Keywords: *Flexural Strength, X-Ray Diffraction, Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia, Air Abrasion.*

Cite this article: Majidinia S, Bagheri H, Maghsoudlou Nejad M, Shekofteh K, Parhizkar T. Evaluating the Effects of Sandblasting on Micro-Shear Bond Strength and Flexural Strength of Zirconia. *Journal of Babol University of Medical Sciences*. 2022; 24(1): 435-43.

© The Author(S).
Publisher: Babol University of Medical Sciences

***Corresponding Author: M. Maghsoudlou Nejad (DDS, MS)**
Address: Department of Restorative, School of Dentistry, Golestan University of Medical Sciences, Gorgan, I.R.Iran.
Tel: +98 (17) 32627822. **E-mail:** maghsoudlou.mahsa@gmail.com

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

Journal of
Babol University of Medical Sciences
مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی بابل
e-ISSN: 2251-7170 p-ISSN: 1561-4107

ارزیابی اثرات سندبلاست بر استحکام باند میکرو برشی و استحکام خمشی دو محوری زیرکونیا

سارا مجیدی نیا (DDS, MS)[۱]، حسین باقری (DDS, PhD)[۱]، مهسا مقصودلو نژاد (DDS, MS)[۲*]،
کیانا شکفته (MSc)[۳]، طاهره پرهیزکار (DDS)[۱]

۱. مرکز تحقیقات مواد دندانی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
۲. گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
۳. گروه مواد دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

نوع مقاله
مقاله پژوهشی

دریافت:
۱۴۰۰/۱/۲۴
اصلاح:
۱۴۰۰/۶/۲۳
پذیرش:
۱۴۰۰/۷/۱۲

چکیده

سابقه و هدف: تکنیک های معرفی شده برای بهبود استحکام باند زیرکونیا می تواند اثر نامطلوبی بر استحکام خمشی داشته باشد. این مطالعه با هدف ارزیابی اثر پارامترهای سندبلاست بر استحکام باند میکرو برشی (مگاپاسکال) و استحکام خمشی دو محوری (مگاپاسکال) زیرکونیا انجام شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی، ۱۸۰ دیسک زیرکونیایی به منظور ارزیابی استحکام باند و استحکام خمشی تهیه شدند (۹۰ نمونه در هر تست). برای هر تست نمونه ها به یک گروه کنترل و ۸ گروه مداخله از لحاظ روش سندبلاست (فشار ۴ یا ۶ بار، زمان ۱۴ یا ۲۱ ثانیه و سایز ذرات ۵۰ µm یا ۱۱۰ µm، n=۱۰) تقسیم شدند. از ماشین تست یونیورسال برای ارزیابی استحکام باند و استحکام خمشی دو محوری استفاده شد. سپس آنالیز انکسار اشعه ایکس (XRD) انجام شد.

یافته‌ها: نتایج به دست آمده نشان داد گروه های با ذرات ۱۱۰ µm (۴ بار- ۱۴ ثانیه، ۶ بار- ۱۴ ثانیه، ۴ بار- ۲۱ ثانیه و ۶ بار- ۲۱ ثانیه، با استحکام باند به ترتیب ۵/۹۹±۳۴/۴۳، ۶/۳۹±۳۵/۲۱، ۳/۹۵±۲۷/۱۷ و ۳/۹۲±۲۸/۶۶ مگاپاسکال) به طور قابل ملاحظه‌ای استحکام باند بالاتری در مقایسه با گروه کنترل داشتند (به ترتیب p<۰/۰۰۱، p<۰/۰۰۱، p=۰/۰۳۴ و p=۰/۰۰۵) . همچنین گروه ها با ذرات ۱۱۰ µm و زمان ۲۱ ثانیه (با فشار ۴ و ۶ بار به ترتیب با استحکام خمشی ۹۱/۲۹±۱۰۶۲/۵۶ و ۹۳/۲۴±۹۶۲/۳۰ مگاپاسکال) و ذرات ۵۰ µm، فشار ۶ بار و زمان ۲۱ ثانیه (۹۰/۰۰±۱۰۳۱/۶۹ مگاپاسکال)، در مقایسه با گروه کنترل به صورت معنی داری استحکام خمشی پایینتری داشتند (p<۰/۰۰۱). با توجه به آنالیز XRD ذرات ۱۱۰ µm و زمان ۲۱ ثانیه فاز مونوکلینیک بیشتری داشتند.

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان داد سندبلاست با ذرات بزرگ تر و زمان کوتاه تر می تواند استحکام باند را بدون اثر منفی بر استحکام خمشی افزایش دهد.

واژه‌های کلیدی: استحکام خمشی، انکسار اشعه ایکس، زیرکونیای تتراگونال پایدار شده با ایتریا، هواسایی.

استناد: سارا مجیدی نیا، حسین باقری، مهسا مقصودلو نژاد، کیانا شکفته، طاهره پرهیزکار. ارزیابی اثرات سندبلاست بر استحکام باند میکرو برشی و استحکام خمشی دو محوری زیرکونیا. مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی بابل، ۱۴۰۱؛ ۲۴(۱): ۴۳-۴۳۵.

© The Author(S).
Publisher: Babol University of Medical Sciences

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

▣ این مقاله مستخرج از پایان نامه مهسا مقصودلو نژاد دانشجوی رشته دندانپزشکی و طرح تحقیقاتی به شماره ۹۵۰۴۰۵ دانشگاه علوم پزشکی مشهد می باشد.

* مسئول مقاله: دکتر مهسا مقصودلو نژاد
آدرس: گرگان، دانشگاه علوم پزشکی گلستان، دانشکده دندانپزشکی، گروه ترمیمی و زیبایی. تلفن: ۰۱۷-۳۲۶۲۷۸۲۲ رایانامه: maghsoudlou.mahsa@gmail.com

مقدمه

در دندانپزشکی مدرن تقاضای افزایش یافته ای برای رستوریشن های زیبا و زیست سازگار وجود دارد (۲و۱). این مواد بایستی زیبا باشند و در عین حال استرس های ایجاد شده در داخل رستوریشن، به دنبال فانکشن اکلوزالی را تحمل کنند. آلومینا و زیرکونیا سرامیک های نسل جدید، زیست سازگار، با بیس اکسید و پلی کریستالین هستند که در کنار دارا بودن چنین خصوصیات زیبایی، قابلیت تحمل استرس‌های جویدن را نیزدارند (۴و۳).

مواد زیرکونیا خصوصیات پلی مورفیک دارند و بسته به دما در سه شکل متفاوت ظاهر می شوند: فاز مونوکلینیک که در دمای زیر ۱۱۷۰ درجه سانتی گراد پایدار است، فاز تتراگونال که در دمای ۱۱۷۰ تا ۲۳۷۰ درجه سانتی گراد حضور دارد و فاز کیوبیک که در دمای بالاتر از ۲۳۷۰ درجه سانتی گراد پایدار می باشد (۳). این سرامیک چقرمگی شکست بالایی دارد و علت آن پدیده "استحکام بخشی به واسطه دگرگونی" است که مربوط به افزایش موضعی در حجم واحد سلولی (Unit Cell) در نوک ترک است که منجر به استرس های فشاری شده که از گسترش ترک جلوگیری می کند (۳). زیرکونیای نسبتاً پایدار شده تتراگونال ماده‌ای است که "دگرگونی القا شده با استرس" را نشان می‌دهد. از آن جایی که فاز تتراگونال تنها در دمای ۱۱۷۰ تا ۲۳۷۰ درجه سانتی گراد پایدار است بایستی در دمای اتاق با اکسید هایی مانند ایتریوم اکساید (Y_2O_3، غالبا ۳٪ ایتریوم) یا سریوم اکساید (CeO_2) پایدار شود. این عمل موجب تغییر فاز تتراگونال به مونوکلینیک در زیرکونیا تحت استرس فانکشنال می‌شود (۶و۵).

با وجود استحکام مطلوب، رستوریشن های زیرکونیا به اسید اچینگ مقاوم هستند در نتیجه باندینگ این مواد سخت‌تر از مواد با بیس سیلیکا است. پیدا کردن روش های شیمیایی یا مکانیکی برای بهبود استحکام باند زیرکونیا به دندان به یک دغدغه تبدیل شده است (۷). تا به الان روش‌های مختلف اصلاح سطح برای به دست آوردن استحکام باند بالاتر زیرکونیا به مواد رزینی معرفی شده است. از جمله این روش ها سایش یا خشن سازی سطح (۹و۸)، پوشش سیلیکیای تریبوکمیکال (۱۱و۱۰)، آماده سازی با سایلن (۱۲و۱۰)، تکنیک اچینگ اینفیلتره شده انتخابی (۱۴و۱۳) و کاربرد پرایمر ها با بیس فسفات استر و سمان های رزینی فسفاته است (۱۵و۱۳).

سند بلاست کردن با ذرات آلومینا یکی از شایع‌ترین تکنیک های مورد استفاده است و یک اجماع کلی وجود دارد که خشن کردن سطح زیرکونیا با پودر آلومینا ۵۰ و ۱۱۰ میکرون به علت افزایش گیر میکرومکانیکال، باعث بهبود استحکام باند می شود (۷). علیرغم سودمندی این روش برای باندینگ، این فرضیه وجود دارد که این روش می‌تواند نقایص ساختاری در زیرکونیا ایجاد کند و در نتیجه باعث کاهش استحکام زیرکونیا در طی فانکشن به علت دگرگونی فازی شود (۱۶). بنابراین استحکام پلی کریستال زیرکونیای تتراگونال پایدار شده با ایتریا و سندبلاست شده، به توانایی سرامیک برای دگرگونی فازی و شدت فرآیند هواسایی مانند سایز ذرات، فشار و مدت زمان سندبلاست بستگی دارد.

با توجه به اطلاعات متناقض به دست آمده از مطالعات پیشین، این مطالعه با هدف ارزیابی اثر پارامترهای مختلف سندبلاست بر استحکام باند میکرو برشی و استحکام خمشی دو محوری رستوریشن ها با بیس زیرکونیا انجام شد.

مواد و روش ها

این مطالعه آزمایشگاهی پس از تصویب در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی مشهد با کد اخلاق IR.MUMS.SD.REC.1394.168 انجام گردید. بلوک های استوانه ای زیرکونیا (VITA ZIRCONIA YZ, Bad Säckingen, Germany) توسط ماشین کنترل عددی کامپیوتری (NAJI60, Nemov Fanavaran Pars Mashhad, Iran) به دیسک ها (با ضخامت ۱ میلی متر و قطر ۱۳ میلی متر) برش خوردند. اندازه نمونه ها توسط کولیس ورنیه دیجیتال الکترونیکی اندازه گیری شد (Louisware, ROSIMO Co., China).

پس از پخت در کوره (F2L-1720, Azar Kureh, Tehran, Iran) در دمای ۱۴۰۰ درجه سانتی گراد به مدت ۱۲ ساعت، نمونه ها توسط اپوکسی رزین (KER 828, KUMHO P&B CHEMICALS, Korea) مانت شده و سپس توسط تمیزکننده اولتراسونیک (JP-4820 Skymen Cleaning Equipment Shenzhen Co, China) در آب مقطر برای مدت ۵ دقیقه جهت حذف هرگونه آلودگی تمیز شدند. برای ارزیابی استحکام خمشی و استحکام باند میکرو برشی، دیسک های زیرکونیا با توجه به پارامترهای ذکر شده در ۹ گروه تقسیم شدند و فرآیند سندبلاست انجام شد (جدول ۱).

در این مطالعه پارامترهای سندبلاست بر اساس مطالعات قبلی انتخاب شدند (۱۷و۱۶و۱۳). فرآیند سندبلاست (Denta Part Dental Dual Function Sandblast, Tehran, Iran) از فاصله تقریبی یک سانتی متر و عمود بر سطح دیسک انجام شد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

جدول ۱. پارامتر های متفاوت در فرآیند سندبلاست

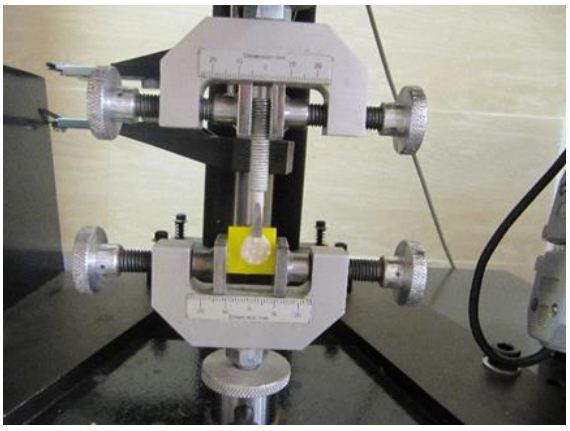
گروه	سایز ذرات سندبلاست (میکرون)	زمان سندبلاست (ثانیه)	فشار سندبلاست (بار)
۱	۵۰	۱۴	۴
۲	۵۰	۱۴	۶
۳	۵۰	۲۱	۴
۴	۵۰	۲۱	۶
۵	۱۱۰	۱۴	۴
۶	۱۱۰	۱۴	۶
۷	۱۱۰	۲۱	۴
۸	۱۱۰	۲۱	۶
۹	کنترل	–	–

پس از حذف آلودگی ها با تمیزکننده اولتراسونیک به منظور ارزیابی استحکام باند میکرو برشی (تعداد= ۱۰ در هر گروه)، تیوب های تایگون (با قطر ۱ میلی متر و ارتفاع ۲ میلی متر) روی دیسک زیرکونیا قرار گرفته و با سمان سلف ادهزیو (G-CEM LinkAce,Tokyo, Japan) پر شدند و سپس به مدت ۲۰ ثانیه توسط دستگاه لایت کیور (Bluephase Style, IvoclarVivadent, Liechtenstein) کیور شدند. نمونه ها به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر نگهداری شده و بعد از آن به منظور انجام آزمون استحکام باند توسط یک ماشین تست یونیورسال (STM-20, SANTAM, Iran) با سرعت ۱ میلی متر بر دقیقه تحت نیرو قرار گرفتند (شکل ۱، الف).

به منظور ارزیابی استحکام خمشی دو محوری از ماشین تست یونیورسال و یک دستگاه سفارشی ساخته شده از پیستون استیل ضد زنگ روی سه توپ (شکل ۱، ب) استفاده شد. این دستگاه، سه توپ استیلی (با قطر ۲/۵ تا ۶/۵ میلی متر) برای ساپورت نمونه های تست دارد. این توپ های استیل با زاویه ۱۲۰ درجه نسبت به یکدیگر بر روی یک دیسک (با قطر ۱۰ تا ۱۲ میلی متر) قرار می گیرند. برای انجام این تست نمونه ها روی این تکیه گاه ها قرار گرفته تا نیرو توسط یک پانچ مسطح (با قطر ۱/۴±۰/۲ میلی متر) در مرکز اعمال شود. سپس این دستگاه به همراه دیسک های زیرکونیایی قرار داده شده به ماشین تست یونیورسال منتقل شده و تحت نیرو با سرعت یک میلی متر بر دقیقه قرار گرفت تا زمانی که شکست اتفاق بیفتد.



الف



ب

شکل ۱. الف) دستگاه تست استحکام باند میکروبرشی، ب) دستگاه تست استحکام خمشی دو محوری

حداکثر استرس کششی (که مربوط به استحکام خمشی دو محوری است) با توجه به معادله تست استاندارد (ASTMF394-78) محاسبه شد.

$$S= -۰/۲۳۸۷P(X-Y)/d۲$$

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

S: حداکثر استرس کششی (مگاپاسکال)

P: نیرو در شکست (نیوتون)

D: ضخامت نمونه (میلی متر) درمنشا شکست

$X= (1+v)\ in\ (B/C)2 + [(1-v)/2](B/C)2$

$Y= (1+v)[1+in(A/C)2] + (1-v)(A/C)2$

V: ضریب پواسان که ۰/۲۵ فرض شد (اگر ضریب پواسان برای سرامیک نامشخص بود ۰/۲۵ در نظرگرفته شد)

A: شعاع دایره ساپورت (میلی متر) و B: شعاع نوک پیستون (میلی متر)

C: شعاع نمونه (میلی متر) (۱۸).

یک دیسک از هر گروه به صورت تصادفی انتخاب و برای آنالیز انکسار اشعه ایکس (EXPLORER, GNR Analytical Instruments Group, Italy) آماده سازی شد. الگوی انکسار اشعه ایکس نمونه های سرامیکی برای تشخیص هرگونه تغییر ساختار کریستالین ناشی از فرآیند سندبلاست، تهیه شد. اسکن کردن در محدوده زاویه ای ۸۰<۲<۲۰ و با سرعت اسکن ۰/۰۱ درجه بر ثانیه و زمان تجمعی ۲ ثانیه در هر نقطه، با استفاده از واریاسیون مس (CU) K–آلفا (K-α) انجام شد. شناسایی فاز و آنالیز فاز کمی از طریق روش Reitveld به وسیله نرم افزار X'Pert High Score ورژن ۳ انجام شد. داده ها توسط آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) تست تکمیلی Tukey و تست Dunnet آنالیز شدند و p<۰/۰۵ معنی دار در نظر گرفته شد.

یافته ها

تست Dunnet نشان داد که گروه های ۵، ۶، ۷ و ۸ (سند بلاست شده با ذرات ۱۱۰ میکرون) به ترتیب با استحکام باند های ۵/۹۹±۳۴/۴۳، ۶/۳۹±۳۵/۲۱، ۳/۹۵±۲۷/۱۷ و ۳/۹۲±۲۸/۶۶ مگاپاسکال از لحاظ آماری تفاوت قابل ملاحظه ای با گروه کنترل داشتند (به ترتیب p<۰/۰۰۱، p<۰/۰۰۱، p=۰/۰۳۴ و p=۰/۰۰۵). در حالی که تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین سایرگروه ها مشاهده نشد (جدول ۲). نتایج آنالیز واریانس یک طرفه تفاوت معنی داری را در استحکام خمشی دو محوری با توجه به روش های مختلف اصلاح سطح نشان داد (p<۰/۰۰۱). گروه‌های ۴، ۷ و ۸ (با مقادیر استحکام خمشی به ترتیب ۹۰/۰۰±۱۰۳۱/۶۹، ۹۱/۲۹±۱۰۶۲/۵۶، ۹۳/۲۴±۹۶۲/۳۰) به صورت معنی داری استحکام خمشی دو محوری پایین تری را در مقایسه با گروه کنترل نشان دادند (p<۰/۰۰۱، جدول ۳). این در حالیست که گروه های ۷ و ۸ (سند بلاست شده برای مدت ۲۱ ثانیه) به صورت معنی داری استحکام باند بالاتری داشتند. درگروه های سندبلاست شده با ذرات ۵۰ میکرون تنها گروه ۴ (سندبلاست شده با فشار ۶ بار و مدت زمان ۲۱ ثانیه) در مقایسه با گروه کنترل به طور قابل ملاحظه ای استحکام خمشی پایین تری داشت. با توجه به نتایج به دست آمده از آنالیز انکسار اشعه ایکس (شکل ۲)، در تمام گروه ها در مقایسه با گروه کنترل فاز مونوکلینیک بیشتری وجود داشت. گروه های سندبلاست با ذرات ۱۱۰ میکرون هم فاز مونوکلینیک بیشتری داشتند (در مقایسه با آنهایی که با ذرات ۵۰ میکرون سندبلاست شدند و گروه کنترل).

جدول ۲. مقایسه مقادیر میانگین استحکام باند میکروبرشی به دست آمده در گروه های مورد مطالعه و گروه کنترل

	گروه	Mean(MPa)±SD	p-value
[a]۱**	۴ بار– ۱۴ ثانیه– ۵۰ میکرون	۲۰/۳۸±۳/۰۸	>۰/۹۹۹
[a]۲	۶ بار– ۱۴ثانیه– ۵۰ میکرون	۲۳/۹۶±۵/۲۵	۰/۵۶۸
[a]۳	۴ بار– ۲۱ ثانیه– ۵۰ میکرون	۲۴/۶۹±۷/۹۱	۰/۳۵۴
[a]۴	۶ بار– ۲۱ ثانیه– ۵۰ میکرون	۱۹/۰۴±۳/۹۴	۰/۹۸۶
۵	۴ بار– ۱۴ ثانیه– ۱۱۰ میکرون	۳۴/۴۳±۵/۹۹	<۰/۰۰۱
۶	۶ بار– ۱۴ ثانیه– ۱۱۰ میکرون	۳۵/۲۱±۶/۳۹	<۰/۰۰۱
۷	۴ بار– ۲۱ ثانیه– ۱۱۰ میکرون	۲۷/۱۷±۳/۹۵	۰/۰۳۴
۸	۶ بار– ۲۱ ثانیه– ۱۱۰ میکرون	۲۸/۶۶±۳/۹۲	۰/۰۰۵
[a]۹	کنترل	۲۰/۵۹±۳/۸۴	–

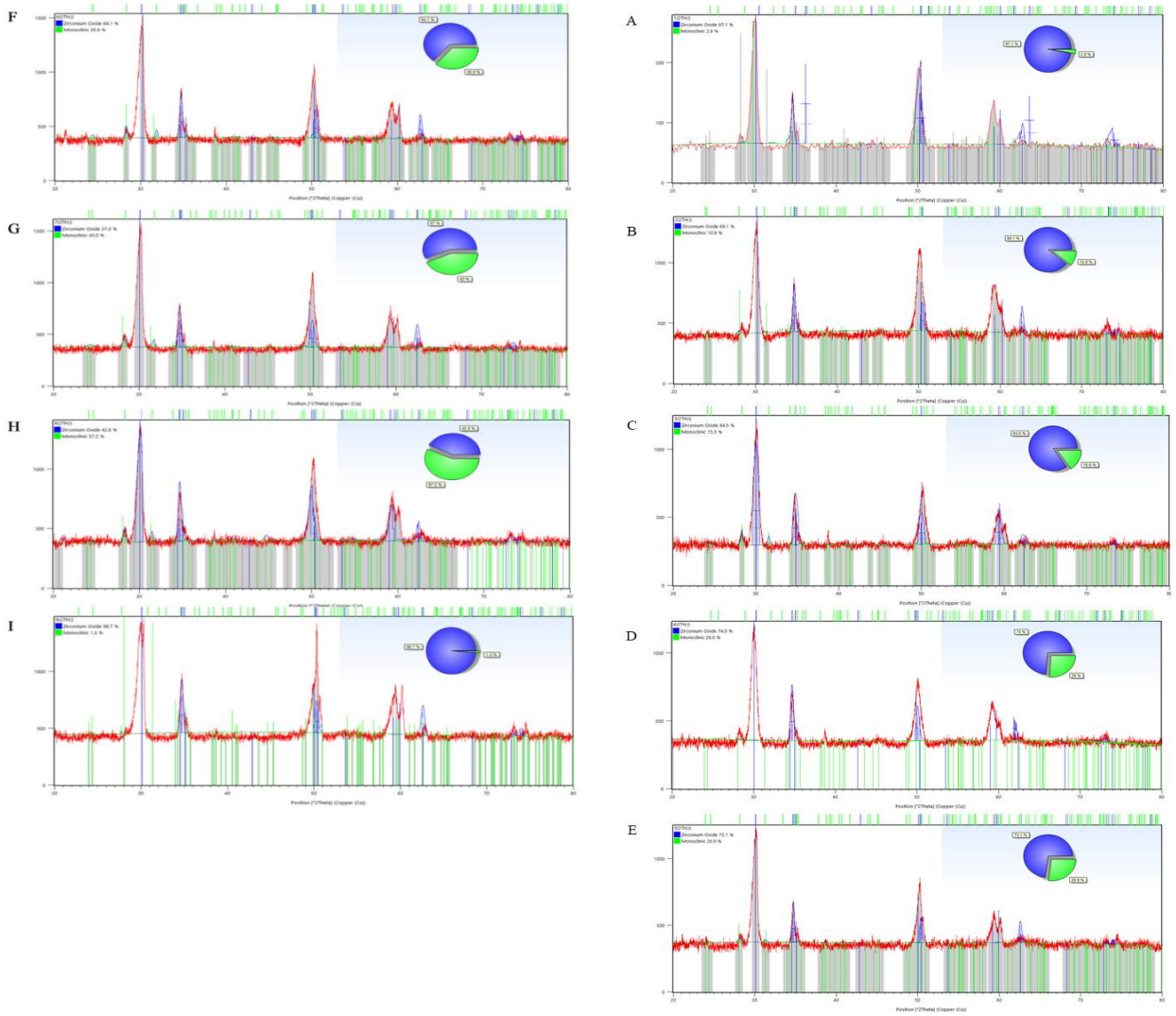
****حروف متفاوت در یک ستون نمایانگر تفاوت آماری معنی دار میان استحکام باند به دست آمده از هر گروه درمقایسه با گروه کنترل می باشد.**

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

جدول ۳. مقایسه مقادیر میانگین استحکام خمشی به دست آمده در گروه های مورد مطالعه و گروه کنترل

	گروه	Mean(MPa)±SD	p-value
[a]۱**	۴ بار- ۱۴ ثانیه- ۵۰ میکرون	۱۱۷۵/۹۶±۶۰/۳۷	۰/۴۶۰
[a]۲	۶ بار- ۱۴ثانیه- ۵۰ میکرون	۱۱۳۵/۸۱±۹۳/۲۹	۰/۰۵۷
۳	۴ بار- ۲۱ ثانیه- ۵۰ میکرون	۱۱۲۹/۵۵±۸۹/۴۷	۰/۰۳۷
۴	۶ بار- ۲۱ ثانیه- ۵۰ میکرون	۱۰۳۱/۶۹±۹۰/۰۰	<۰/۰۰۱
[a]۵	۴ بار- ۱۴ ثانیه- ۱۱۰ میکرون	۱۱۸۰/۸۹±۱۱/۶۹	۰/۵۴۳
[a]۶	۶ بار- ۱۴ ثانیه- ۱۱۰ میکرون	۱۱۶۷//۷۶±۷۱/۹۶	۰/۳۳۳
۷	۴ بار- ۲۱ ثانیه- ۱۱۰ میکرون	۱۰۶۲/۵۶±۹۱/۲۹	<۰/۰۰۱
۸	۶ بار- ۲۱ ثانیه- ۱۱۰ میکرون	۹۶۲/۳۰±۹۳/۲۴	<۰/۰۰۱
[a]۹	کنترل	۱۱۶۰/۸۱±۸۳/۶۲	-

**حروف متفاوت در یک ستون نمایانگر تفاوت آماری معنی دار میان استحکام خمشی به دست آمده از هر گروه درمقایسه با گروه کنترل می باشد.



شکل ۲. نتایج آنالیز انکسار اشعه ایکس برای گروه های ۹-۱(A: ٤ بار- ١٤ ثانیه- ٥٠ میکرون، B: ٦ بار- ١٤ثانیه- ٥٠ میکرون، C: ٤ بار- ٢١ ثانیه- ٥٠ میکرون، D: ٦ بار- ٢١ ثانیه- ٥٠ میکرون، E: ٤ بار- ١٤ ثانیه- ١١٠ میکرون، F: ٦ بار- ١٤ ثانیه- ١١٠ میکرون، G: ٤ بار- ٢١ ثانیه- ١١٠ میکرون، H: ٦ بار- ٢١ ثانیه- ١١٠ میکرون، I: گروه کنترل- بدون درمان)

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

بحث و نتیجه گیری

این مطالعه آزمایشگاهی نشان داد که مقادیر استحکام برشی در بیشتر گروه های مورد آزمایش بعد از سندبلاست کردن، بالاتر بوده و سند بلاست کردن با ذرات ۱۱۰ میکرون (بدون در نظر گرفتن مدت زمان و فشار) منجر به مقادیر استحکام باند میکرو برشی بالاتری شد. داده های مطالعه حاضر نشان داد که سایز پودر سندبلاست مهمترین فاکتور تعیین کننده در استحکام باند میکرو برشی است. این مطالعه همچنین نشان داد که بین گروه های مورد آزمایش از لحاظ استحکام خمشی دو محوری تفاوت قابل ملاحظه ای وجود دارد. استحکام خمشی در گروه های ۴، ۷ و ۸ پایین تر بود. افزایش مدت زمان سندبلاست کردن ممکن است باعث ایجاد میکرو ترک ها و نقایصی در محل حداکثر استرس شود که روی زیرکونیا اثر گذاشته و باعث شکستگی آن می شود. با توجه به سایز ذرات، مطالعه حاضر نشان داد که استحکام خمشی دو محوری بعد از سندبلاست کردن با ذرات ۱۱۰ میکرون می تواند به طور قابل ملاحظه‌ای کاهش یابد.

همانطور که گفته شد سایش و خشن کردن سطح باعث بهبود استحکام باند از طریق ادهیژن میکرو مکانیکال می شود (۱۹). این روش همچنین باعث فراهم کردن سطح تماس وسیع تر برای باندینگ و افزایش انرژی آزاد سطح می شود (۲۰). در این زمینه Wolfart و همکاران ثابت کردند که سایش با پودر آلومینیوم اکساید با سایز ذرات ۱۱۰-۵۰ میکرون می‌تواند در خشن سازی و رفع آلودگی سطحی زیرکونیا موثر باشد (۲۱). هر چند در مطالعه حاضر تنها ذرات ۱۱۰ میکرون از لحاظ آماری اثر قابل ملاحظه‌ای بر روی استحکام باند میکرو برشی داشتند. Aboushelib و همکاران دریافتند که خشن سازی سطح فاکتور کلیدی در باندینگ زیرکونیا بود (۹). همچنین Kim و همکاران سندبلاست با پودر آلومینیم اکساید ۱۱۰ میکرون را برای 3Y-TZP پیشنهاد می کنند. آن ها به این نتیجه دست یافتند که این ترکیب باعث قفل شدگی در سمان رزینی می شود (۲۲). این نتیجه در راستای نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر می باشد.

در سمت مقابل Borges و همکاران ارتباط بین اصلاح سطح زیرکونیا و استحکام باند را رد کردند و گزارش کردند که هیچ تفاوتی در استحکام باند برشی زمانی که سطح اسید اچ یا سندبلاست شده بود در مقایسه با گروه کنترل اصلاح نشده، وجود نداشت. این مطالعه همچنین نشان داد که هواسایی می‌تواند اثرات کمی روی خشن کردن سطح داشته باشد و در ایجاد استحکام باند رزینی قابل اعتماد ممکن است شکست بخورد (۲۳). این تحقیق با مطالعه حاضر از جهت شرایط آماده سازی مختلف متناقض بود. همچنین Smith و همکاران و Blatz و همکاران از این ایده که ادهیژن مکانیکال برای باندینگ رزین به زیرکونیا کافی نیست حمایت کردند و به ضرورت ادهیژن شیمیایی تاکید کردند (۲۴و۱۳). در مطالعه ای که توسط Su و همکاران انجام شد فشار بیشتر از یک بار تاثیری روی استحکام باند زیرکونیا نداشت (۱۸). در مطالعه حاضر هم فشار ۴ و ۶ بار مورد ارزیابی قرار گرفت و نتیجه گرفته شد که سایز ذرات سندبلاست مهمتر از فشار است. مشابه مطالعه ما، Guess و همکاران گزارش کردند که ذرات بزرگتر از ۵۰ میکرون می تواند زیرکونیا را مستعد ترک های شعاعی در طی فانکشن به علت نقایص ساختاری ایجاد شده توسط سندبلاست کردن، کند (۲۵).

نتایج آنالیز انکسار شعله ایکس در این مطالعه نشان داد که تمام گروه های مورد آزمایش در مقایسه با گروه کنترل فاز مونوکلینیک بیشتری داشتند. سندبلاست کردن با ذرات ۱۱۰ میکرون نیز باعث ایجاد فاز مونوکلینیک بیشتری در مقایسه با گروه های سندبلاست شده با ذرات ۵۰ میکرون و گروه کنترل شد. آنالیز انکسار اشعه ایکس همچنین نشان داد که تفاوت ها در ذرات ۱۱۰ میکرون مشهود تر بود به خصوص برای وقتی که زمان سندبلاست کردن ۲۱ ثانیه بود (گروه ۸ (۶ بار- ۲۱ ثانیه- ۱۱۰ میکرون) و گروه ۷ (۴ بار- ۲۱ ثانیه - ۱۱۰ میکرون) به طور قابل ملاحظه‌ای استحکام خمشی کمتر و بیشترین فاز مونوکلینیک را داشتند). همانطور که قبلاً گفته شد این گروه ها احتمالاً به علت دگرگونی فاز بعد از فرآیند سندبلاست کردن استحکام خمشی کمتری داشتند.

با توجه به اطلاعات به دست آمده، سایر ذرات سندبلاست قابل توجه ترین پارامتر تاثیرگذار روی استحکام باند میکرو برشی بود و مدت زمان سندبلاست کردن بیشترین اثر نامطلوب را روی استحکام خمشی دو محوری و دگرگونی فازی داشت.

با در نظر گرفتن محدودیت های این مطالعه، نتایج به دست آمده نشان داد سندبلاست کردن رستوریشن های زیرکونیا با ذرات ۱۱۰ میکرون استحکام باند را بهبود بخشیده اما مدت زمان فرآیند سند بلاست بدون توجه به مقدار فشار، مجاز به بیش از ۱۴ ثانیه نمی باشد. بنابراین سندبلاست کردن با ذراتی با اندازه بزرگ تر و زمان کوتاه تر می تواند استحکام باند میکرو برشی را بدون اثر منفی بر استحکام خمشی دو محوری افزایش دهد.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی مشهد به جهت حمایت مالی از این تحقیق، قدردانی می گردد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

References

1.Harada K, Shinya A, Yokoyama D, Shinya A. Effect of loading conditions on the fracture toughness of zirconia. J Prosthodont Res. 2013;57(2):82-7.
2.Giti R, Haghdoost S, Ansarifard E. Effect of different coloring techniques and surface treatment methods on the surface roughness of monolithic zirconia. Dent Res J (Isfahan). 2020;17(2):152-61.
3.Piconi C, Condo SG and Kosmač T. Alumina- and Zirconia-based Ceramics for Load-bearing Applications. In: Shen JZ, Kosmacˇ T, editors. Advanced Ceramics for Dentistry, 1st ed. Elsevier; 2013. p.220-8.
4.Comba A, Baldi A, Tempesta RM, Carossa M, Perrone L, Saratti CM, et al. Do Chemical-Based Bonding Techniques Affect the Bond Strength Stability to Cubic Zirconia?. Materials (Basel). 2021;14(14):3920.
5.Daou EE, Al-Gotmeh M. Zirconia Ceramic: A Versatile Restorative Material. Dentistry. 2014;4(4):1000219.
6.Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials, 14th ed. Elsevier;2018. p.211.
7.McLaren EA, Maharishi A, White SN. Influence of yttria content and surface treatment on the strength of translucent zirconia materials. J Prosthet Dent. 2021. [Online ahead of print]
8.Joukhadar C, Osman E, Rayyan M, Shrebaty M. Comparison between different surface treatment methods on shear bond strength of zirconia (*in vitro* study). J Clin Exp Dent. 2020;12(3):e264-70.
9.Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. J Adhes Dent. 2011;13(3):255-60.
10.Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. J Prosthet Dent. 2007;98(5):379-88.
11.Piascik JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. Dent Mater. 2009;25(9):1116-21.
12.Su Z, Li M, Zhang L, Wang C, Zhang L, Xu J, et al. A novel porous silica-zirconia coating for improving bond performance of dental zirconia. J Zhejiang Univ Sci B. 2021;22(3):214-222.
13.Smith RL, Villanueva C, Rothrock JK, Garcia-Godoy CE, Stoner BR, Piascik JR, et al. Long-term microtensile bond strength of surface modified zirconia. Dent Mater. 2011;27(8):779-85.
14.Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. J Prosthodont. 2010;19(5):340-6.
15.Karthigeyan S, Ravindran AJ, Bhat RT, Nageshwarao MN, Murugesan SV, Angamuthu V. Surface Modification Techniques for Zirconia-Based Bioceramics: A Review. J Pharm Bioallied Sci. 2019;11(Suppl 2):S131-4.
16.Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. Dent Mater. 2010;26(8):786-92.
17.Dbradović-Djuricić K, Medić V, Dodić S, Gavrilov D, Antonijević D, Zrilić M. Dilemmas in zirconia bonding: A review. Srp Arh Celok Lek. 2013;141(5-6):395-401.
18.Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, et al. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. J Adv Prosthodont. 2015;7(3):214-23.
19.Bagheri H, Hooshmand T, Aghajani F. Effect of Ceramic Surface Treatments After Machine Grinding on the Biaxial Flexural Strength of Different CAD/CAM Dental Ceramics. J Dent (Tehran). 2015;12(9):621-9.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]

20.Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?. Dent Mater. 2011;27(1):71-82.
21.Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dent Mater. 2007;23(1):45-50.
22.Kim HK, Ahn B. Effect of Al_2O_3 Sandblasting Particle Size on the Surface Topography and Residual Compressive Stresses of Three Different Dental Zirconia Grades. Materials (Basel). 2021;14(3):610.
23.Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003;89(5):479-88.
24.Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. Quintessence Int. 2007;38(9):745-53.
25.Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. J Dent Res. 2010;89(6):592-6.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1401.24.1.52.8]
[DOI: 10.22088/jbums.24.1.435]