

ارزیابی رابطه بین میزان سایش مینای دندان و خشونت سطحی سرامیک های دندانی

فرناز فیروز*، بیژن حدیری*، فربرز وفايي**، علیرضا سلطانیان***، حنیف الله بخشی****، حمیدرضا سلیمانی مهر*****

* استادیار پروتزیهای دندانی دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

** دانشیار پروتزیهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

*** دانشیار آمار زیستی، دانشکده دندانپزشکی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

**** استادیار پروتزیهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی کاشان، دستیار تخصصی گروه پروتزیهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

***** استادیار پروتزیهای دندانی، مرکز تحقیقات پیشگیری از پوسیدگی دندان دانشگاه علوم پزشکی قزوین، قزوین، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۵/۱/۱۵ - تاریخ پذیرش: ۹۵/۱۰/۱۲

Association between Enamel Abrasion and Surface Roughness of Dental Ceramics

Farnaz Firooz*, Bijan Heidari*, Fariborz Vafaei**, Alireza Soltanian***, Hanifollah Bakhshi****, Hamid-Reza Soleimani Mehr*****

* Assistant Professor of Prosthodontics, School of Dentistry, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan

** Associate Professor of Prosthodontics, School of Dentistry, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan

*** Associate Professor of Biostatistics, School of Health, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan

**** Assistant Professor of Prosthodontics, School of Dentistry, Kashan University of Medical Sciences, Kashan

***** Assistant Professor of Prosthodontics, Dental Caries Prevention Research Center, Qazvin University of Medical Sciences, Qazvin

Received: 3 April 2016 ; Accepted: 1 January 2017

Introduction: Feldspathic porcelains and zirconia crowns are the most applied dental ceramic materials. Teeth wear against these ceramics has turned into a major concern. Primary surface roughness of these ceramics can have a significant impact on enamel abrasion. This study aimed to detect an association between enamel abrasion and surface roughness of dental ceramics.

Materials & Methods: In this laboratorial study, polished zirconia samples, polished feldspathic porcelains, and polished and glazed feldspathic porcelains were prepared (N=11). In addition, human natural premolar teeth were provided as antagonist. Afterwards, mounted tooth samples were photographed by a stereo microscope in a fixed position and the distance from the cusp tip to the reference point was measured. Surface roughness of all samples was evaluated before the test using a profilometer device. Following that, ceramic samples were tested against dental samples. Moreover, 11 tooth samples (control group) were tested against another 11 tooth samples in chewing simulator device with 120000 masticatory cycles (equal to six months of chewing). Afterwards, tooth samples were photographed again and differences between the measurements were recorded. Data analysis was performed in SPSS version 20 using the kruskal-Wallis test and scatter diagram graphs, and P-value of less than 0.05 was considered statistically significant.

Results: In this study, mean and standard deviation of surface roughness rate in polished porcelain, polished and glazed porcelain, polished zirconia ceramics and control group were 1.48 ± 0.083 , 1.20 ± 0.126 , 0.535 ± 0.086 and 0.039 ± 0.006 micrometers, respectively. According to the results, a statistically significant difference was observed between the level of surface roughness in the study groups ($P < 0.001$). Among the ceramics, the highest levels of abrasion and surface roughness were observed in the polished porcelain group, whereas the lowest levels were allocated to the polished zirconia group.

Conclusion: According to the results of this study, higher level of surface roughness of ceramics increased tooth abrasion.

Key words: Tooth abrasion, surface roughness, dental ceramic.

Corresponding Author: h.soleimanimehr@qums.ac.ir, hrsmehr@gmail.com

J Mash Dent Sch 2017; 41(1): 51-60.

چکیده

مقدمه: پرسلن‌های فلدسپاتیک و سیستم‌های زیر کونیایی پرمصرف‌ترین سرامیک‌های دندانی می‌باشند. سایش دندان‌ها در برابر این سرامیک‌های پرمصرف یک نگرانی عمده می‌باشد. خشونت سطحی اولیه سرامیک‌ها می‌تواند میزان سایش مینای دندان مقابل را تحت تاثیر قرار دهد. هدف از این مطالعه ارزیابی رابطه بین میزان سایش و خشونت سطحی سرامیک‌های دندانی می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی، نمونه‌های زیر کونیایی پالیش شده، پرسلن فلدسپاتیک پالیش شده و پرسلن فلدسپاتیک پالیش و گلایز شده آماده شد ($n=11$). پرمولر طبیعی انسان نیز به عنوان آنتاگونیست تهیه گردید. سپس از نمونه‌های دندانی مانده توسط استریومیکروسکوپ در موقعیت ثابت عکس گرفته شد و فاصله نوک کاسپ‌ها تا نقطه مرجع که توسط دیسک روی نمونه دندانی حک شده بود، اندازه گیری شد. خشونت سطحی کلیه نمونه‌ها قبل از انجام آزمایش توسط دستگاه پروفیلومتر اندازه گیری شد. سپس نمونه‌های سرامیکی در مقابل نمونه‌های دندانی مورد آزمایش قرار گرفتند. ۱۱ دندان هم به عنوان گروه شاهد در برابر ۱۱ دندان دیگر قرار گرفتند و ۱۲۰۰۰۰ سیکل جوئشی (معادل ۶ ماه جویدن) اعمال گردید. مجدداً از نمونه‌ها عکس گرفته شد. اختلاف این دو مقدار یادداشت گردید. با استفاده از نرم افزار SPSS با ویرایش ۲۰ و آزمون کروسکال والیس و نمودار پراکنش (Scatter) در سطح معنی‌داری ۵ درصد تجزیه و تحلیل آماری انجام شد.

یافته‌ها: میانگین و انحراف معیار خشونت سطحی گروه پرسلن فلدسپاتیک پالیش شده $1/48 \pm 0/83$ میکرومتر و گروه‌های پرسلن فلدسپاتیک پالیش و گلایز شده، زیر کونیایی پالیش شده و گروه کنترل (شاهد) به ترتیب $1/26 \pm 0/126$ ، $1/86 \pm 0/535$ و $0/39 \pm 0/06$ میکرومتر بود. بین خشونت سطحی گروه‌های مورد مطالعه تفاوت آماری معنی‌داری وجود داشت ($P < 0/001$). در بین سرامیک‌ها بیشترین میزان سایش و خشونت سطحی مربوط به گروه پرسلن فلدسپاتیک پالیش شده و کمترین میزان سایش و خشونت سطحی مربوط به گروه زیر کونیایی پالیش شده بود.

نتیجه گیری: با افزایش خشونت سطحی سرامیک‌ها میزان ساینده‌گی آنها نیز افزایش می‌یابد.

کلمات کلیدی: سایش مینای دندان، خشونت سطحی، سرامیک دندانی
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۶ دوره ۴۱ / شماره ۱ : ۶۰-۵۱.

مقدمه

امروزه میزان سایش دندان‌های طبیعی در برابر سرامیک‌ها به یک نگرانی تبدیل شده است.^(۷-۹) بسیاری از کانتورهای اناتومیک سرامیکی جهت افزایش زیبایی، رنگ آمیزی و گلایز سطحی می‌شوند. تاثیرات این تغییرات می‌تواند روی خشونت سطحی سرامیک‌ها و میزان سایش دندان‌های مقابل موثر باشد.^(۱۰-۱۱)

پرسلن نسبت به طلا، آمالگام، کامپوزیت و یا مینا سایش بیشتری ایجاد می‌کند.^(۱۲-۱۳) به طور معمول روکش‌های زیر کونیایی شامل یک کور زیر کونیایی در داخل و پرسلن فلدسپاتیک در روی آن می‌باشد. در میان مواد ترمیمی، طلای تپ ۳ یک ماده ایده‌آل از جهت کمترین میزان سایش در برابر مینای دندان مقابل است. سایش سرامیک‌ها علی‌رغم ظاهر زیبا و سازگاری نسبی

با افزایش روزافزون علاقه مردم جامعه به زیبایی، تعداد ترمیم‌های دندانی مرتبط به زیبایی نیز افزایش می‌یابد. با توجه به این علاقه عمومی، کاربردهای کلینیکی روکش‌های تمام سرامیکی که زیباتر و سازگارتر از نمونه‌های فلزی-سرامیکی می‌باشند رو به افزایش است.^(۱-۳)

مطالعات متعدد نشان می‌دهد که ساینده‌گی مواد سرامیکی در برابر دندان بیشتر از سایش مینا در برابر دندان است.^(۴) با وجود آنکه زیر کونیا استحکام سایشی بیشتری نسبت به بسیاری از سرامیک‌های دندانی دیگر دارد، خصوصیات سایشی بهتری نسبت به سایر سرامیک‌ها به خصوص پرسلن‌های دندانی در جهت کاهش میزان سایش مینای دندان‌های مقابل دارد.^(۵)

مینای دندان مقابل شود. پرسنل‌های دندانی گل‌یز شده تقریباً ۴۰ برابر بیش از طلا، مینای دندان مقابل را می‌سایند.^(۲۰)

Heintze و همکاران^(۲۱) در کشور سوئیس در مقاله‌ای مروری به بررسی میزان سایش سرامیک و علل مؤثر در آن پرداختند. آنها پی بردند که شکل نمونه‌ها (نمونه‌های مسطح میزان سایش بیشتری نسبت به نمونه‌های شکل دندان دارد). عملیات سطحی (سائیدگی نمونه‌های گل‌یز شده بیشتر از پالیش شده بود)، خشونت سطحی سرامیک و ضخامت مینا (سایش کمتر در دندان‌های با مینای ضخیم‌تر در سایش پرسنل موثرند).

Delong و همکاران^(۲۲) در امریکا در مطالعه‌ای به بررسی میزان سایش مینا در مقابل ۵ گروه طلا، پرسنل سرامکو، دایکور، پرسنل سرامکو با رنگ آمیزی و دایکور همراه با رنگ آمیزی پرداختند. آنها دریافتند که میزان سایش مینا در مقابل پرسنل‌هایی که به صورت خارجی رنگ‌آمیزی شده‌اند، ۵-۲ برابر بیشتر از گروه‌های بدون رنگ‌آمیزی بود. که دلیل آن تاثیر رنگ آمیزی بر خشونت سطحی و بالتبع میزان سایش مینای مقابل می‌باشد. این میزان در مقایسه با طلا ۱۵-۱۰ برابر بود. میزان سایش مینا در مقابل طلا و دایکور بدون رنگ‌آمیزی خارجی تقریباً برابر بود.^(۲۲)

با توجه به اینکه مطالعات اندکی در این زمینه انجام شده است بر آن شدیم تا رابطه بین میزان سایش و خشونت سطحی سرامیک‌های دندانی را ارزیابی نماییم.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی-آزمایشگاهی، نمونه‌ها شامل سه گروه بود و در هر گروه ۱۱ نمونه بررسی شد. بنابراین گروه‌ها شامل:

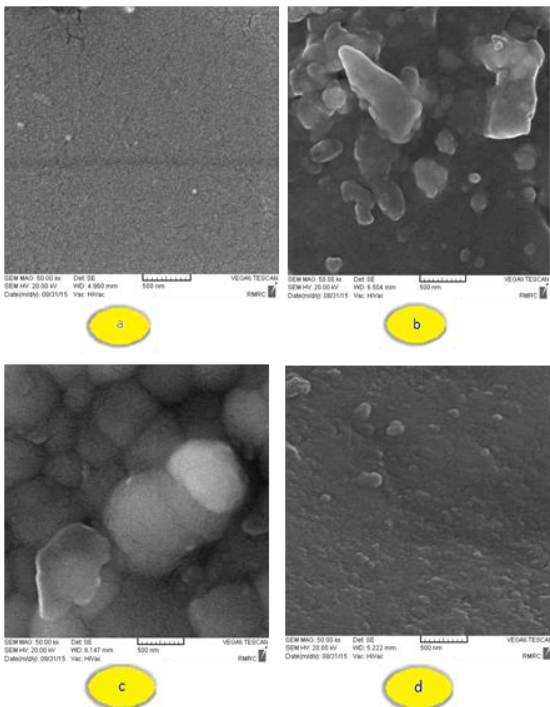
آنها یک عیب بزرگ می‌باشد که کاربرد کلینیکی آنها را محدود می‌کند.^(۱۴،۱۵) تنوع در ترکیب سرامیک‌ها و ریزساختار آنها می‌تواند روی خشونت سطحی و خصوصیات سایشی آنها مؤثر باشد.^(۱۶)

سرامیک‌های دندانی بر اساس ترکیب شیمیایی به سه دسته کلی تقسیم می‌شوند که شامل، Silica-based، Alumina-based و Zirconia-based می‌باشند. این گروه‌ها با پروسه ساخت متفاوت و متنوع در رستوریشن‌های داخل و خارج تاجی به کار برده می‌شوند.^(۱۷)

اولین پرسنلی که در ساخت رستوریشن‌های دندانی به کار رفت، پرسنل‌های با بیس سیلیکا بود. این نوع سرامیک از لحاظ تشابه و بازسازی رنگ طبیعی دندان، درجه بالایی از زیبایی و تطابق رنگ را ایجاد می‌کند. پرسنل‌های فلدسپاتیک با بیس سیلیکا می‌باشند.

زیرکونیا اولین بار در سال ۱۹۶۹ برای مصارف پزشکی و در ارتوپدی استفاده شد. این ماده برای جایگزینی سران به جای تیتانیوم و آلومینا به کار رفت. زیرکونیا از نظر طبقه بندی جزء اکسیدهای سرامیکی محسوب می‌شود که یک فاز کریستالی غالب دارد و فاقد فاز گلاس می‌باشد. این ماده یک دی اکسید کریستالی زیرکونیوم است که خواص مکانیکی آن شبیه فلزات و رنگ آن شبیه دندان است، به همین دلیل به آن سرامیک استیل می‌گویند.^(۱۸-۱۹)

سایش به عنوان صدمه به سطح دندان یا از دست رفتن حجمی از دندان توسط تماس مستقیم با دندان یا مواد دیگر شناخته می‌شود. سایش دندان یک پدیده فیزیولوژیک بوده و به طور طبیعی در طی زندگی رخ می‌دهد. این پدیده می‌تواند به صورت مکانیکی یا شیمیایی رخ دهد. استاندارد ماده ترمیمی، طلا می‌باشد. بهترین ماده آن است که نه ساییده شود و نه باعث سایش



تصویر ۱: عکس‌های میکروسکوپ الکترونی از نمونه‌های سرامیکی
 (a): پرسلن فلدسپاتیک ویتامارک II پالیش شده، (b): پرسلن
 فلدسپاتیک ویتامارک II پالیش و گلیز شده، (c) زیرکونیای پالیش
 شده و (d) مینای دندان با بزرگمایی ۲۰۰ هزار برابر

خشونت سطحی نمونه‌ها قبل از انجام آزمایش توسط پروفیلومتر سه بعدی (3D nano surface TR200 time Germany) اندازه‌گیری شد. خشونت سطحی هر نمونه در سه نقطه مختلف با $\text{cut-off} = 0.8$ میلی‌متر اندازه‌گیری شد و میانگین این سه عدد برای آن نمونه ثبت گردید. تمامی نمونه‌ها توسط سورویور در یک مولد فلزی به شکل استوانه با طراحی Key & Key way در رزین خودسخت شونده مانت گردید و دندان‌ها طوری مانت شدند که نوک کاسپ مورد آزمایش بیرون از رزین قرار گیرد. استوانه‌ها داخل مولدی مومی که به عنوان یک ترانسفرر جیگ عمل می‌کرد ثابت گردیدند. در ادامه از نمونه‌های دندانی توسط استریومیکروسکوپ

- ۱- پرسلن فلدسپاتیک (VITA MARK II, Germany) پالیش شده (PP)
- ۲- پرسلن فلدسپاتیک (VITA MARK II) پالیش و گلیز شده (PG)
- ۳- زیرکونیای (IVOCLAR, Germany) پالیش شده (ZP)
- ۴- گروه کنترل یا دندان طبیعی (C)
 برای گروه کنترل ۱۱ دندان پرمولر در برابر ۱۱ دندان دیگر در دستگاه شبیه ساز جویدن قرار داده شد. همچنین برای گروه کنترل، ۱۱ دندان پره مولر در برابر ۱۱ دندان دیگر بودند. ابعاد بلوک‌های مورد مطالعه $12 \times 12 \times 14$ میلیمتر بود که توسط دستگاه (CNC (Computer numerical control آماده گردید. همچنین از ۵۵ عدد دندان پره مولر که به تازگی کشیده شده بودند و بدون پوسیدگی و یا پرکردگی بودند، استفاده شد. جهت نگهداری دندان‌ها از محلول تیمول ۱ درصد استفاده گردید و دندان‌های دارای کاسپ‌های تیز و یا نقص از مطالعه خارج شدند. کلیه نمونه‌ها و دندان‌ها توسط دستگاه اولتراسونیک (Mini sono clean CA 1470, Kaigo Denki Coltd, Tokyo, Japan) به مدت ۱۵ دقیقه تمیز شدند و سرامیک‌ها طبق دستور کارخانه سازنده در کوره (Vita Vacumot 40T, Vita Zehn fabric, Germany) حرارت داده شدند. سپس جهت پالیش نمونه‌ها از کیت مخصوص پرداخت سرامیک (Drendel Zweiling, Switzerland) که شامل سه دیسک پرداخت بود، استفاده گردید و برای گلیز گروه سوم (ویتامارک II) مایع مخصوص گلیز طبق دستور کارخانه سازنده اعمال شد. در ابتدا توسط میکروسکوپ الکترونی (Field emission scanning electron microscope, VEGA II Tescan, Czech Republic) جهت بررسی دقیق سطوح نمونه‌ها تصاویری به دست آمد. (تصویر ۱).

فک پایین دستگاه متصل شدند که فک پایین ثابت و فک بالا متحرک بود. در طی شبیه سازی جویدن فک بالای دستگاه با نیروی ۴۹ نیوتون معادل ۵ کیلوگرم به سمت پایین حرکت کرده و هنگام تماس دندان با سرامیک ۲ میلیمتر به صورت افقی حرکت می‌کرد. در ادامه، فک بالا به میزان سه میلیمتر از نمونه سرامیکی جدا شده و مجدداً این سیکل جوشی ۱۲۰ هزار بار با سرعت ۳۰ سیکل در دقیقه تکرار می‌شد (۱۲۰ هزار بار معادل ۶ ماه جویدن است).^(۱)

نمونه‌ها در تمام مدت سایش در آب مقطر غوطه ور بودند (Body wear 3). سپس از نمونه‌های دندانی توسط استریومیکروسکوپ به کمک ترانسفر جیگ در همان موقعیت قبلی عکس گرفته شده و طبق روش ذکر شده اندازه گیری برای هر کاسپ انجام شد. اختلاف این دو مقدار بر حسب میکرومتر ثبت گردید. با استفاده از نرم‌افزار SPSS با ویرایش ۲۰ و آزمون کروسکال والیس و نمودار پراکنش (Scatter) و به کارگیری ضریب همبستگی اسپیرمن در سطح معنی‌داری کمتر از ۵ درصد تجزیه و تحلیل آماری انجام شد.

فرضیه صفر آزمایش این بود که بین خشونت سطحی نمونه‌های سرامیکی و میزان سایش مینای دندان مقابل آنها رابطه ای وجود ندارد.



تصویر ۳: دستگاه شبیه ساز جویدن Chewing Simulator
CS-4.2 S/N:A 100220128SMO1

در (Motic digital microscop DM-143, Hong Kong) موقعیت تثبیت شده در جیگ عکس گرفته شده و فاصله نوک کاسپ‌ها تا نقطه مرجع که به وسیله دیسک روی نمونه دندانی حک شده بود توسط نرم افزار (Motic image plus 2.0 ml) اندازه گیری شد (تصویر ۲).^(۲۳)



تصویر ۲: اندازه گیری نوک کاسپ و تا نقطه مرجع در نرم افزار Motic image plus 2.0 ml

سپس ۱۱ دندان در برابر گروه اول یعنی بلوک‌های زیرکونیایی پالیش شده اووکلار و ۱۱ دندان در برابر گروه دوم یعنی بلوک‌های پرسلن فلدسپاتیک پالیش شده ویتامارک II و ۱۱ دندان در برابر گروه سوم یعنی بلوک‌های پرسلن فلدسپاتیک پالیش و گلایز شده ویتامارک II در دستگاه شبیه ساز جویدن (Chewing simulator CS-4.2 S/N:A 100220128SMO1, Feldkirchen-Westerham, Germany) قرار گرفت (تصویر ۳). دندان‌های مانده شده به فک بالای دستگاه و نمونه‌های سرامیکی به

یافته‌ها

داده‌های حاصل از چهار گروه مورد مطالعه بررسی شد. نرمال بودن داده‌ها در هر ۴ گروه با استفاده از آزمون کلموگروف اسمیرنوف مورد بررسی قرار گرفت. از آنجا که داده‌های متغیر خشونت سطحی در همه گروه‌ها نرمال نبود، به منظور تعیین معنی‌داری تفاوت بین گروه‌ها از آزمون کروسکال والیس و مقایسه دو به دو من-ویتنی با اصلاح بن-فرنی استفاده گردید. در بین سرامیک‌ها، بیشترین میزان خشونت سطحی متعلق به گروه پرسلن فلدسپاتیک ویتا مارک II پالیش شده (۱/۴۸±۰/۰۸۳ میکرومتر) بوده و کمترین میزان به گروه

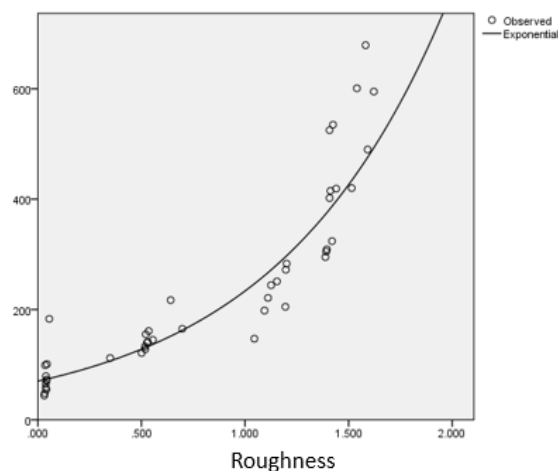
زیرکونیای پالیش شده (۰/۵۳۵±۰/۰۸۶ میکرومتر) تعلق داشت (جدول ۱).

تفاوت آماری معنی‌داری بین خشونت سطحی دندان‌ها بین گروه‌های زیر کونیای پالیش شده، پرسلن فلدسپاتیک پالیش شده و پرسلن فلدسپاتیک پالیش و گلایز شده وجود داشت.

همانطور که در نمودار ۱ مشاهده می‌کنید بین سایش مینای دندان و خشونت سطحی نمونه‌ها، یک رابطه نمایی و به صورت غیرخطی افزایشی وجود داشت، یعنی با افزایش مقدار خشونت سطحی، میزان سایش نیز افزایش می‌یافت.

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار و مقایسه خشونت سطحی گروه‌های مورد بررسی

گروه‌ها	میانگین ± انحراف معیار میکرومتر	حداکثر	حداقل	آزمون کروسکال واریس
گروه PP	۱/۴۸±۰/۰۸۳	۱/۶۲۲	۱/۴۰۸	
گروه PG	۱/۲۰±۰/۱۲۶	۱/۳۹۵	۱/۰۴۵	$\chi^2=15/79$
گروه ZP	۰/۵۳۵±۰/۰۸۶	۰/۶۹۷	۰/۳۴۹	$P\text{-value} < 0/001$
گروه C	۰/۰۳۹±۰/۰۰۶	۰/۰۵۵	۰/۰۳۱	



نمودار ۱: ارتباط سایش و خشونت سطحی نمونه‌ها (میکرومتر)

دندان طبیعی به طور معنی داری کمتر از پرسنل فلدسپاتیک گزارش شد. مطالعات قبلی نیز نتیجه گرفتند که میزان سختی (Hardness) سرامیک مرتبط با میزان ساینده‌گی آن نمی‌باشد. بلکه میزان سایش هر ماده تحت تاثیر خصوصیات سطحی و همچنین میزان خشونت سطحی رستوریشن و دیگر فاکتورهای محیطی می‌باشد.^(۱۹ و ۲۸)

از جمله مزایای این پژوهش استفاده از ۱۲۰۰۰۰ سیکل جوشی با نیروی ۴۹ نیوتون (معادل شش ماه جویدن) و به صورت 3 Body wear (به کمک آب مقطر) بود که شرایطی شبیه به محیط دهان و نیروهای جونده را ایجاد می‌نماید. همچنین دو میلی متر حرکت افقی دستگاه حین سایش شبیه حرکات فکی می‌باشد.^(۱۹ و ۲۸)

یکی از عواملی که می‌تواند توجیه کننده نتایج به دست آمده باشد Fracture toughness بالای زیرکونیا می‌باشد (۹-۱۰ MPa) در پرسنل‌های فلدسپاتیک این میزان بسیار پایین تر است (۰/۷۳ MPa). لذا حین فانکشن و وارد شدن نیروهای اکلوزالی سطح آنها دچار میکروفرکچر می‌شود و منجر به برجستگی‌ها و خشونت‌هایی مانند Crystalline inclusion می‌شود که از سطح ماده بیرون زده اند. در نتیجه موجب تجمع استرس بسیار زیادی در مینا و فرورفتگی (Gauging) می‌شود. همچنین خود ذرات کنده شده می‌توانند مانند یک ساینده عمل کنند و سایش 3-body ایجاد کنند. بنابراین انتظار داریم که در زیرکونیا به دلیل Fracture toughness بالای آن، این اتفاق رخ ندهد و سایش کمتری در آنتاگونیست آن ایجاد شود.^(۱۹)

عامل دیگری که در خصوصیات سایشی زیرکونیا تاثیر دارد سایز ذرات تشکیل دهنده زیرکونیا (Grain size) است. زیرکونیا به دلیل سایز کوچک تر ذرات (Fine grain)، سطح صاف تر و یکنواخت تری ایجاد

جهت بررسی رابطه آماری بین دو متغیر سایش و خشونت سطحی از رگرسیون غیرخطی استفاده گردید. نتایج آماری طی آزمون رگرسیون غیرخطی نشان می‌داد که بین خشونت سطحی نمونه‌ها و ساینده‌گی آنها در سطح ۰/۰۵ رابطه معنی داری وجود داشت (جدول ۲).

جدول ۲: رابطه بین خشونت سطحی اولیه نمونه‌ها و ساینده‌گی آنها

متغیر	R^2	آماره F	سطح معنی داری
خشونت سطحی اولیه *	۰/۸۷۵	۲۹۵/۲	<۰/۰۰۱
ساینده‌گی آنها			
معادله برازش شده		$Y=98/44 \pm 238/67$	
			(X^2)

بحث

با توجه به نتایج آزمون‌های آماری و اینکه با افزایش خشونت سطحی نمونه‌های سرامیکی، میزان سایش مینای دندان مقابل آنها افزایش می‌یافت، فرضیه صفر آزمون رد شد. سایش شدید دندانی می‌تواند باعث از دست رفتن تماس‌های سنتریک، تغییر ارتفاع عمودی صورت، تغییر در مسیرهای فانکشنال در طی جویدن و یا خستگی عضلات جوشی شود^(۲۴-۲۷) بنابراین سایش میان دندان و رستوریشن مقابل آن به عنوان فاکتور مهمی برای انتخاب نوع ماده ترمیمی باید در نظر گرفته شود. میزان سایش ماده مورد استفاده تا حد امکان باید شبیه مینای دندان طبیعی باشد.^(۲۳)

در مطالعات متفاوتی از میزان خشونت سطحی ماده برای تخمین میزان سایش استفاده شده است.^(۱۹ و ۲۸) در پژوهش حاضر، میزان ساینده‌گی زیرکونیا در مقابل مینای

در مطالعه Kern و همکاران^(۳۰)، که در مورد تاثیر خشونت سطحی سرامیک‌ها بر سایش مینای دندان مقابل و دندان‌های مصنوعی کامپوزیتی انجام شد نتایج حاکی از آن بود که با افزایش خشونت سطحی سرامیک‌ها میزان سایش دندان‌های مقابل نیز افزایش می‌یابد که با نتایج مطالعه حاضر همخوانی دارد.^(۳۰)

در مطالعه Mitov و همکاران^(۳۱) نتایج نشان دهنده این بود که سرامیک‌های پالیش شده با خشونت سطحی کمتر، سایش کمتری نیز در مینای دندان مقابل ایجاد می‌کند که نتایج مطالعه حاضر را تایید می‌نماید.

از آنجا که در تمام این موارد میزان خشونت سطحی (Roughness) پرسلن فلدسپاتیک نسبت به زیرکونیا بیشتر بوده است، به طور کلی می‌توان نتایج مطالعات قبلی را اینگونه تایید کرد که هر چه خشونت سطحی مواد ترمیمی بیشتر باشد، میزان ساینده‌گی آنها در مقابل آنتاگونیست نیز بیشتر است.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده اثر ساینده‌گی دندان‌های تمام فلزی (به صورت Non precious و Precious) و زیرکونیای گلپز شده بر روی مینا بررسی شود. همچنین پیشنهاد می‌شود اثر ساینده‌گی و خشونت سطحی دندان‌های تمام فلزی با میزان ساینده‌گی و خشونت سطحی زیرکونیا و پرسلن فلدسپاتیک مقایسه شود.

نتیجه گیری

بین خشونت سطحی سرامیک‌های دندانی و میزان ساینده‌گی آنها رابطه معنی‌داری وجود دارد، به طوری که با افزایش خشونت سطحی آنها میزان سایش مینای دندان مقابل نیز افزایش می‌یابد. خشونت سطحی و میزان ساینده‌گی زیرکونیای پالیش شده به طور معنی‌داری کمتر از پرسلن فلدسپاتیک با سطوح پالیش شده و پالیش و گلپز شده می‌باشد.

می‌کند. با توجه به این موارد و خشونت سطحی پائین‌تر آن نسبت به پرسلن فلدسپاتیک، سایش کمتری در سطح مقابل ایجاد می‌کند.^(۲۹)

در مطالعه‌ای که Janyavula^(۶) انجام دادند، میزان سایش مینای دندان در مقابل زیرکونیای پالیش شده به میزان معنی‌داری کمتر از پرسلن پالیش شده گزارش شد که نتایج آن هم سو با مطالعه حاضر می‌باشد. در مطالعه Janyavula نیروی وارده هنگام سایش ۱۰ نیوتن بود؛ در حالی که میزان نیروی وارده هنگام جویدن بین ۱۲۰-۲۰ نیوتن می‌باشد.^(۱) از طرفی ماده حد واسط سایش در مطالعه Janyavula^(۶) ۳۳ درصد گلیسیرین و ۶۶ درصد آب مقطر بود. در حالی که در مطالعه حاضر فقط از آب مقطر استفاده شد. با وجود اختلاف در روش اجرای تحقیق و همچنین نوع مواد مورد استفاده، نتایج حاصل از پژوهش Janyavula نتایج این مطالعه را مورد تایید قرار می‌دهد. لذا می‌توان گفت که میزان ساینده‌گی زیرکونیا چه در نیروهای سبک و چه در نیروهای بیشتر به میزان معنی‌داری از پرسلن فلدسپاتیک پالیش شده کمتر می‌باشد.

همچنین در پژوهش Janyavula^(۶) از زیرکونیای پالیش و گلپز شده نیز استفاده شد. که میزان ساینده‌گی آن بیشتر از زیرکونیای پالیش شده و کمتر از پرسلن فلدسپاتیک پالیش شده بود. چنین نتیجه‌ای در مطالعات متفاوت دیگر نیز تایید شده است.^(۲۳ و ۲۴ و ۱۱) علت اصلی این موضوع، خشونت سطحی (Roughness) بیشتر سطح زیرکونیای گلپز شده می‌باشد. از طرفی در هنگام سایش لایه گلپز ایجاد شده از بین رفته و سرامیک زیرین اسپوز می‌شود و تحت سایش با دندان قرار می‌گیرد، که یکی از عوامل احتمالی برای سایش بیشتر زیرکونیای گلپز شده می‌باشد.^(۶)

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه به شماره ۱۶۳ می باشد
 که در کتابخانه دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی
 همدان به ثبت رسیده است.

منابع

1. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the *in vitro* wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. J Adv Prosthodont 2010; 2(3): 111-5.
2. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater 2002; 18(8): 590-5.
3. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont 1998; 11(3): 255-62.
4. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. J Prosthet Dent 1988; 59(3): 301-6.
5. Nakamura T, Ohyama T, Manishi A, Nakamura T, Ishigaki A. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. J Oral Rehabil 2002; 29(10): 951-5.
6. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. J Prosthet Dent 2013; 109(1): 22-9.
7. Wiley MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. J Prosthet Dent 1989; 61(2): 133-7.
8. Hudson JD, Goldstein GR, Georgescu M. Enamel wear caused by three different restorative materials. J Prosthet Dent 1995; 74(6): 647-54.
9. Krämer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. J Dent Res 2006; 85(12): 1097-100.
10. Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. Dent Mater 2009; 25(6): 781-90.
11. Elmaria A, Goldstein G, Vijayaraghavan T, Legeros RZ, Hittelman EL. An evaluation of wear when enamel is opposed by various ceramic materials and gold. J Prosthet Dent 2006; 96(5): 345-53.
12. Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wears of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. J Prosthet Dent 2014; 111(1): 20-9.
13. Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. J Prosthet Dent 1971; 25(3): 299-306.
14. Wiley MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. J Prosthet Dent 1989; 61(2): 133-7.
15. Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ. Occusal wear in prosthodontics. J Am Dent Assoc 1971; 82(1): 154-9.
16. Imai Y, Suzuki S, Fukushima S. Enamel wear of modified porcelains. Am J Dent 2000; 13(6): 315-23.
17. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. Missouri: Mosby Co; 2006. P. 777.
18. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent 2007; 35(11): 819-26.
19. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. Missouri: Elsevier; 2003. P. 451.
20. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed. Missouri: Elsevier; 2006. p. 605.
21. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--A systematic evaluation of influencing factors in vitro. Dent Mater 2008; 24(4): 433-49.
22. DeLong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. Dent Mater 1989; 5(4): 266-71.
23. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. J Dent Res 1991; 70(3): 221-5.
24. De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. J Dent Res 1986; 65(5): 654-8.

25. Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990; 63(3): 342-9.
26. DeLong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent Mater* 1989; 5(4): 266-71.
27. Gallegos LI, Nicholls JI. In vitro two-body wear of three veneering resins. *J Prosthet Dent* 1988; 60(2): 172-8.
28. Oh W, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *J Prosthet Dent* 2002; 87(4): 451-9.
29. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater* 2012; 28(8): 909-18.
30. Ghazal M, Kern M. The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent* 2009; 101(5): 342-9.
31. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater* 2012; 28(8): 909-18.