

Fabrication and Characterization of Dental Implants with Yttria- Stabilized Zirconia

Mohamad Khodaei¹ 
Alireza Valanezhad² 

1. Department of Materials Science and Engineering, Golpayegan University of Technology, Golpayegan, Iran.

2. **Corresponding Author:** Department of Dental and Biomedical Materials Science, Nagasaki University, Nagasaki, Japan. **Email:** vala@nagasaki-u.ac.jp

Abstract

Introduction: Zirconium oxide or zirconia have been used for the fabrication of dental implants due to their biocompatibility, hardness, toughness, compressive strength and chemical stability. The aim of this study is investigating the effect of sintering time on the properties of zirconia dental implant.

Materials & Methods: In this research, which was performed at Department of Dental and Biomedical Materials Science, Nagasaki University, Nagasaki, Japan, at 2019, zirconia-yttria mol.% 3 powder was pressed and sintered at 1450°C at different times (5 samples for each condition) and the effect of time on the phase, structural and mechanical properties of the sintered samples was investigated. One-way ANOVA statistical analysis was performed with the 0.05 level of significance using Graph Pad Prism 6 software.

Results: The results of XRD phase analysis show that sintering time change has a significant effect on the phase changes of the samples and the Vickers hardness of the samples shows a significant increase with increasing sintering time due to shrinkage and decrease in porosity of the samples. But the 12 hour times of sintering caused phase changes in the samples which is not desirable.

Conclusion: Therefore, for the fabrication of zirconia parts with minimum porosity and optimum hardness, a moderate sintering time (6 hours) is recommended.

Key words: Zirconium, Dental implant, Mechanics.

Received: 22.8.2020

Revised: 22.11.2020

Accepted: 22.12.2020

How to cite: Khodaei M, Valanezhad A. Fabrication and Characterization of Dental Implants with Yttria- Stabilized Zirconia. J Isfahan Dent Sch 2021; 17(1): 1-9.

بررسی اثر زمان زینترینگ بر خواص زیرکونیای تثبیت شده با ایتریا متراکم شده به روش متالورژی پودر برای ایمپلنت دندانی

محمد خدائی^۱ IDعلیرضا والانژاد^۲ ID

۱. استادیار، دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی گلباگان، گلباگان، ایران.

۲. نویسنده مسؤؤل: استادیار، دانشکده بیومواد و مواد دندانی، دانشگاه ناگاساکی، ناگاساکی، ژاپن.

Email: vala@nagasaki-u.ac.jp

چکیده

مقدمه: اکسید زیرکونیم و یا زیرکونیا به علت زیست سازگاری، سختی، چقرمگی، استحکام فشاری و ثبات شیمیایی مطلوب مورد استفاده برای ساخت ایمپلنت‌های دندانی قرار گرفته است. هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر زمان زینترینگ بر خواص ایمپلنت دندانی ساخته شده با زیرکونیا می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی، پودر زیرکونیا- ایتریا ۳ درصد مولی در دانشکده بیومواد و مواد دندانی دانشگاه ناگاساکی ژاپن در سال ۲۰۱۹ (از هر حالت ۵ نمونه)، پرس و در زمان‌های مختلف در دمای ۱۴۵۰ درجه سانتی‌گراد تفجوشی گردیدند و اثر زمان بر خواص فازی، ساختاری و مکانیکی قطعات زینتر شده بررسی شد. تحلیل آماری به وسیله آنالیز واریانس یک طرفه در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها: نتایج تحلیل فازی XRD نشان می‌دهد که تغییر زمان زینتر، تأثیر مهمی در تغییرات فازی نمونه‌ها داشته و سختی و یک‌رزی نمونه‌ها با افزایش زمان زینتر افزایش چشمگیر از خود نشان داده که به علت انقباض و کاهش میزان تخلخل نمونه‌ها می‌باشد. اما زمان ۱۲ ساعت، سبب تغییرات فازی در نمونه‌ها شده که مطلوب نمی‌باشد.

نتیجه‌گیری: برای ساخت قطعات زیرکونیایی با حداقل تخلخل و سختی بهینه، زمان زینتر میانه (۶ ساعت) پیشنهاد می‌گردد.

کلید واژه‌ها: زیرکونیم، ایمپلنت دندانی، مکانیک.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۱۰/۲

تاریخ اصلاح: ۱۳۹۹/۹/۲

تاریخ ارسال: ۱۳۹۹/۶/۱

استناد به مقاله: خدائی محمد، والانژاد علیرضا. بررسی اثر زمان زینترینگ بر خواص زیرکونیای تثبیت شده با ایتریا متراکم شده به روش متالورژی پودر برای ایمپلنت دندانی. مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان. ۱۴۰۰؛ ۱۷(۱): ۹-۱.

مقدمه

تراش دندان‌های پایه‌ی بریج‌های ثابت معمولاً به صورت روکش کامل تاجی می‌باشند. اما استفاده از نگه‌دارنده‌های اینلی و آنلی از جنس سرامیک، گزینه‌ی محافظه‌کارانه‌تری می‌باشد (۱، ۲). شیشه‌ی سرامیک لیتیوم دیسیلیکات (به طور مثال emax که سابقاً با نام IPS Empress 2 شناخته می‌شد) برای استفاده در بریج‌های ناحیه‌ی قدامی تا اولین پرمولر، با حداکثر یک پانتیک تجویز می‌شود. ارتقای خواص مکانیکی این بیوسرامیک‌ها موجب بهبود دوام کلینیکی آن‌ها خواهد شد. اکسید زیرکونیم و یا زیرکونیا به علت خواص ویژه در پوشش سپرهای حرارتی (۱)، ساخت پروتزهای دندانی (۳) و برخی قطعات ارتوپدی کاربرد دارد. اما یکی از محدودیت‌های مواد سرامیکی، چقرمگی شکست پایین برای کاربردهای دندان‌پزشکی می‌باشد (۴، ۵). اما به واسطه‌ی زیبایی بیشتر رستوریشن‌های تمام سرامیکی و همچنین زیست‌سازگاری بالاتر، استحکام فشاری بالا و ثبات شیمیایی نسبت به نوع فلز-سرامیک، مورد توجه و استفاده‌ی روزافزون قرار می‌گیرند (۶، ۷). کور از ترکیبات دیسیلیکاتی، لوسایت و زیرکونیا مورد استفاده‌ی کلینیکی قرار گرفته‌اند (۸). زیرکونیا دارای سه آلوتروپی مونوکلینیک (پایدار از دمای محیط تا ۱۱۷۰ درجه‌ی سانتی‌گراد)، تتراگونال (پایدار از دمای ۱۱۷۰ تا ۲۳۷۰ درجه‌ی سانتی‌گراد) و مکعبی (پایدار از دمای بالاتر از ۲۳۷۰ درجه‌ی سانتی‌گراد) می‌باشد (۴، ۶)، افزودن مقادیر جزئی اکسیدهای ایتریوم و یا سریم، منیزیم و کلسیم (۳، ۹) به زیرکونیا می‌تواند فاز تتراگونال را تا دمای محیط پایدار نگه دارد. فاز تتراگونال در دمای بالا، حین سرد شدن به فاز مونوکلینیک تبدیل می‌شود که این تبدیل با افزایش حجم همراه است، البته این افزایش حجم برای فاز تتراگونالی که تا دمای محیط نیز تثبیت شده، در اثر اعمال تنش مکانیکی رخ می‌دهد (۳). افزایش حجم حدود ۴ درصدی، سبب ایجاد تنش فشاری در ساختار و بسته شدن ترک و جلوگیری از اشاعه‌ی آن می‌شود (۱۰).

همچنین پیگمان‌های مختلفی مانند اکسید سریم و آهن نیز برای تغییر ویژگی‌های رنگ و نوری آن‌ها استفاده می‌شود (۸)، در حالی که رنگ‌آمیزی رستوریشن‌های زیرکونیایی می‌تواند بر استحکام خمشی آن‌ها تأثیرگذار باشد (۹). با وجود رنگ‌آمیزی زیرکونیا، اما آپک بودن آن از جذابیت آن کاسته و تمایل به ایجاد ونیر نیمه شفاف را افزایش داده است (۱۱).

در مطالعه‌ی حاضر به بررسی اثر زمان زینتر به خواص ایمپلنت زیرکونیایی پرداخته شده است. فرضیه‌ی صفر این بود که زمان زینتر، تأثیری در خواص ایمپلنت زیرکونیایی نخواهد داشت.

مواد و روش‌ها

ساخت ایمپلنت زیرکونیایی

طی یک مطالعه‌ی آزمایشگاهی، برای ساخت قطعات بالک زیرکونیایی در دانشکده‌ی بیومواد و مواد دندانی دانشگاه ناگاساکی ژاپن در سال ۲۰۱۹ (از هر حالت ۵ نمونه) پودر زیرکونیا (TOSOH: Zirconia TZ-3Y-E, Japan) با اندازه‌ی ذرات کوچک‌تر از ۱۶۰ میکرومتر و آنالیز شیمیایی نامی ارائه شده در جدول ۱ تهیه و با یک درصد وزنی اتیلن گلاکول و اسید استتاریک برای روان‌کاری ذرات و متراکم سازی بهتر مخلوط شد (۴). مخلوط حاصل در قالب استوانه‌ی فولادی به قطر ۱۳ و ارتفاع ۱۰ میلی‌متر تحت فشار ۴۰۰ مگاپاسکال فشرده شدند. پلت‌های حاصل به مدت زمان‌های ۳، ۶ و ۱۲ ساعت در دمای ۱۴۵۰ درجه‌ی سانتی‌گراد توسط کوره (ADVANTEC, Toyo LTD, Japan) تف‌جوشی گردیدند. نرخ گرمایش و سرمایش نمونه‌ها ۵C/min تنظیم شد.

تصویر قالب و پرس مورد استفاده و همچنین نمونه‌های زینتر شده در سه زمان مختلف در شکل ۱ آمده است. مشاهده می‌شود زمان زینتر، تأثیر مهمی بر ظاهر نمونه‌ها نداشته و اختلاف خاصی مشاهده نمی‌شود.

جدول ۱: آنالیز شیمیایی اسمی پودر زیرکونیای اولیه (آنالیز شرکت تولیدکننده).

درصد وزنی	ترکیب
$5/2 \pm 0/5$	اکسید ایتريوم (Y_2O_3) ذرات ۴۰ نانومتر
$< 5/0$	اکسید هافنیوم (HfO_2)
$0/1 - 0/4$	اکسید آلومینیوم (Al_2O_3)
$< 0/02$	اکسید سیلیسیوم (SiO_2)
$< 0/01$	اکسید آهن (Fe_2O_3)
$< 0/04$	اکسید سدیم (Na_2O_3)
16 ± 3	سطح ویژه پودر (m^2/g)



شکل ۱: تصویر قالب و پرس مورد استفاده برای پرس پودر زیرکونیا و نمونه‌های زینتر شده در سه زمان مختلف

ارزیابی خواص نمونه‌های زینتر شده

- مطالعه‌ی میکروسکوپی

نمونه‌های دیسکی شکل تا سناده‌ی شماره‌ی ۳۰۰۰ در مجاورت با آب پالیش شده‌اند، سپس توسط آب مقطر شستشو شده و توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM: Philips XL-30) و طیف‌سنجی پراش پرتوی ایکس EDS (Energy-dispersive X-ray spectroscopy) مورد مطالعه‌ی ریزساختاری و آنالیز شیمیایی قرار گرفتند (۱۲). همچنین ذرات پودر اولیه نیز مورد بررسی میکروسکوپی قرار گرفت.

- فازبندی توسط پراش پرتوی ایکس (XRD)

آنالیز فازی نمونه‌های زینتر شده، به روش پراش اشعه‌ی ایکس (XRD: PANalytical, Netherland) با منبع تابش پرتوی ایکس $CuK\alpha$ با طول موج $1/5418$ آنگستروم در ولتاژ 40 kV انجام شده (۱۲) و نتایج آنالیز پراش پرتوی ایکس به کمک نرم‌افزار X'pert مورد بررسی قرار گرفت.

- ارزیابی خواص مکانیکی

خواص مکانیکی نمونه‌های زینتر شده به مدت زمان‌های مختلف به روش سختی‌سنجی ویکرز (MVK-H1, Akashi Co. Ltd., Tokyo, Japan) در نیروی 1000 N و زمان 10

که نمونه‌ی زینتر شده به مدت ۱۲ ساعت نیز از دو فاز اصلی زیرکونیا (تتراگونال) و فاز جزئی زیرکونیا (مونوکلینیک) تشکیل شده است. در نمونه به مدت ۱۲ ساعت، با توجه به شانه‌ی سمت چپ پیک بلند (۳۰ درجه) فاز مونوکلینیک در حال شکل‌گیری بوده است. بنابراین به نظر می‌رسد که در نمونه‌ها، علاوه بر تفجوشی ذرات به همدیگر، استحاله‌ی فازی نیز با افزایش زمان زینترینگ رخ داده است.

- خواص مکانیکی

سختی و یکرز نمونه‌های زینتر شده در زمان‌های مختلف طبق جدول ۲ اندازه‌گیری شد. در شکل ۴ مشاهده می‌شود که با افزایش زمان زینتر از ۳ به ۱۲ ساعت، اندازه‌ی محل اثر ایندنتور به ترتیب $۳۸/۳$ ، $۳۶/۳$ و $۳۳/۲$ میکرومتر می‌باشد. با محاسبه‌ی سختی از رابطه‌ی $(Hv = 1.85F/d^2)$ ، نتایج در جدول ۲ ارائه شده است. سختی نمونه‌های زیرکونیایی از (۱۲۶۱ ± ۳۳) به (۱۶۷۸ ± ۲۹) و یکرز افزایش یافته است (افزایش ۳۳ درصدی). تغییر سختی می‌تواند به علت تغییرات ریزساختاری و یا تخلخل نمونه باشد.

- تغییرات ابعادی و تخلخل

در جدول ۳ تغییرات ابعادی نمونه‌ها در اثر زینترینگ مشاهده می‌شود.

در نمودار ۵، اثر زمان زینتر بر تغییرات ابعادی و میزان تخلخل نمونه ارائه شده است. در این نمودار مشاهده می‌شود که با افزایش زمان زینترینگ قطر نمونه کاهش بیشتری (انقباض بیشتر) خواهد داشت که این کاهش ابعاد با کاهش میزان تخلخل نمونه همراه است به گونه‌ای که با افزایش زمان زینترینگ از ۳ به ۱۲ ساعت، میزان تخلخل نمونه از $۲/۷۶$ به $۱/۷۴$ درصد کاهش یافته است. کاهش تخلخل، می‌تواند عامل اصلی افزایش سختی نمونه با افزایش زمان زینترینگ باشد. تغییرات تخلخل و یا سختی معنی‌دار اعلام شدند ($p \text{ value} < ۰/۰۵$).

ثابته توسط ایندنتور هرم شکل با زاویه‌ی رأس ۱۳۶ درجه انجام شد. این آزمون برای هر نمونه ۳ بار تکرار و مقادیر میانگین گزارش شدند.

برای مقایسه‌ی دقیق داده‌های کمی، از تحلیل آماری آنالیز واریانس یک‌طرفه (one way ANOVA) با استفاده از نرم‌افزار Graph Pad prism 6 استفاده شد.

- بررسی تغییرات ابعادی و تخلخل

تغییرات ابعادی نمونه‌های زینتر شده در زمان‌های ۳، ۶ و ۱۲ ساعت توسط میکرومتر اندازه‌گیری شد و از آن‌ها برای محاسبه‌ی میزان مقدار میانگین و انحراف معیار انقباض و همچنین تخلخل در اثر زینتر استفاده گردید ($p \text{ value} < ۰/۰۵$).

یافته‌ها

- ویژگی‌های ساختاری

میکروگراف الکترونی پودر اولیه در شکل ۲ ارائه شده است. در این شکل مشاهده می‌شود که پودر زیرکونیا از ذرات کروی شکل با ابعاد مختلف (کوچک‌تر از ۱۶۰ میکرومتر) تشکیل شده است که با ذرات بسیار زیر پودری نیز همراه است. توزیع وسیع اندازه‌ی ذرات، سبب تراکم بهتر پودر و کاهش تخلخل احتمالی خواهد شد (۱۳).

- بررسی فازها توسط آزمون پراش پرتوی ایکس (XRD)

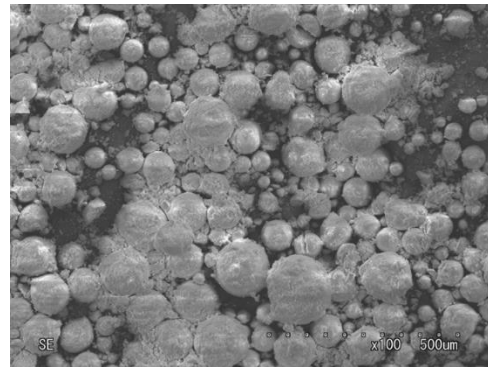
الگوهای پراش پرتوی ایکس پودر اولیه و نمونه‌های زینتر شده در زمان‌های مختلف در شکل ۳ ارائه شده است. در این شکل مشاهده می‌شود که پودر اولیه از دو فاز اصلی زیرکونیا (تتراگونال) و فاز جزئی زیرکونیا (مونوکلینیک) تشکیل شده است. با زینترینگ نمونه به مدت ۳ ساعت فاز مونوکلینیک کاهش یافته و نمونه عمدتاً از فاز تتراگونال تشکیل شده است. در حالی که با افزایش زمان زینترینگ به ۱۲ ساعت، فاز مونوکلینیک مجدداً شروع به تشکیل کرده است به گونه‌ای

جدول ۲: سختی و یکرز نمونه‌های زینتر شده در زمان‌های مختلف

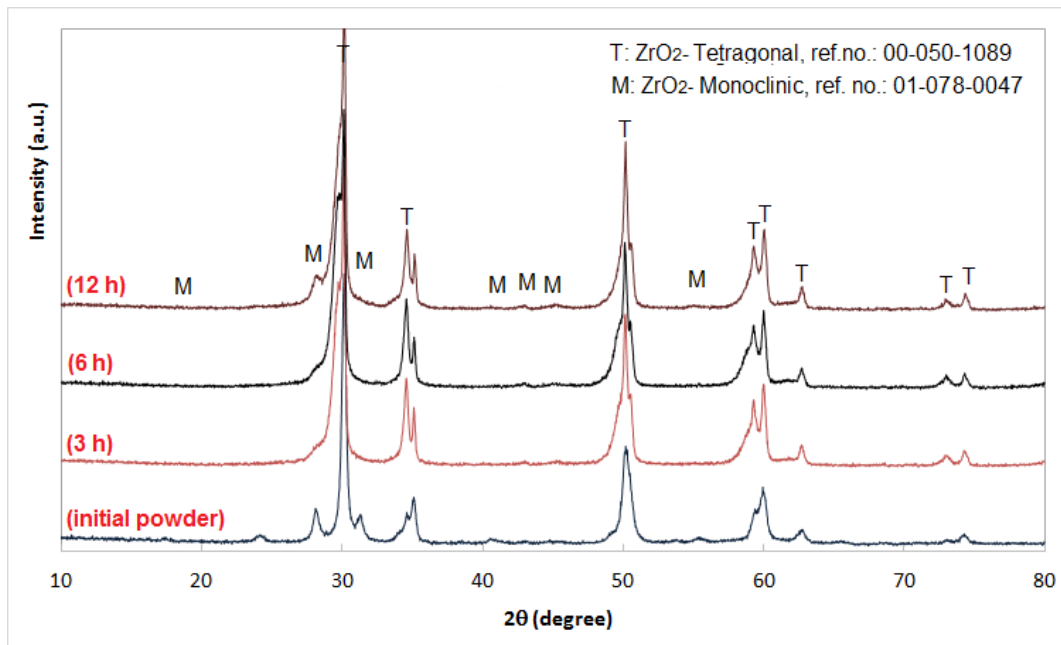
نمونه‌ی زینتر شده در زمان	اندازه‌گیری اول	اندازه‌گیری دوم	اندازه‌گیری سوم	میانگین سختی
۳ ساعت	۱۲۷۳	۱۲۸۰	۱۲۳۱	۱۲۶۱ ± ۲۶
۶ ساعت	۱۳۷۵	۱۴۳۰	۱۴۰۴	۱۴۰۳ ± ۲۷
۱۲ ساعت	۱۷۰۱	۱۶۷۵	۱۶۶۰	۱۶۷۸ ± ۲۰

جدول ۳: تغییر ابعادی نمونه‌های زیرکونیایی در اثر زینترینگ (ابعاد به میلی‌متر).

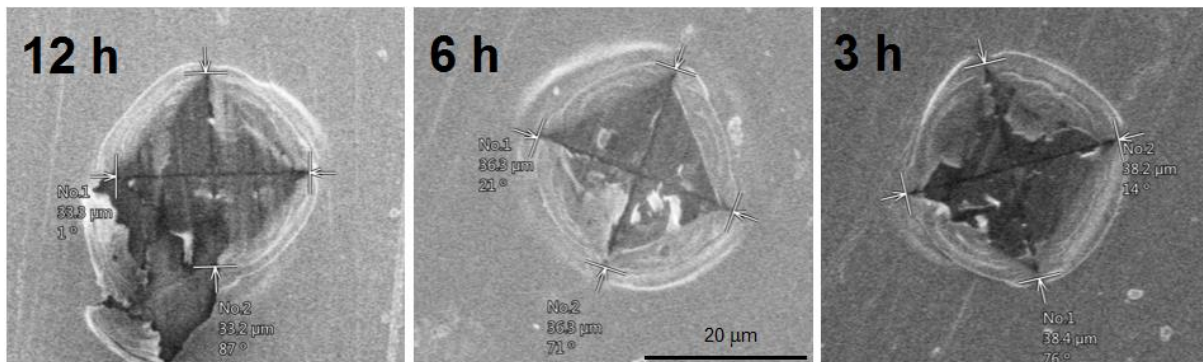
قبل از زینتر		بعد از زینتر	
قطر	ضخامت	قطر	ضخامت
۱۳/۱۰	۱/۷۴۵	۹/۸۰	۱/۳۷۹
۱۳/۱۰	۲/۹۲۰	۹/۷۹	۲/۲۶۶



شکل ۲: میکروگراف الکترونی پودر زیرکونیای اولیه



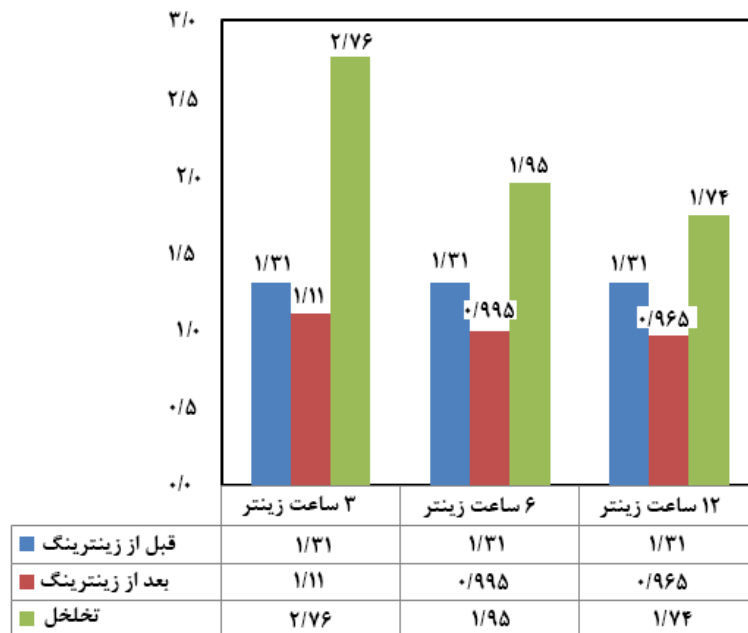
شکل ۳: الگوی پراش پودر اولیه و نمونه‌های زینتر شده در زمان‌های مختلف



شکل ۴: تصاویر میکروسکوپ الکترونی محل ایندنتور ویکرز از سطح نمونه‌های زینتر شده در زمان‌های ۳، ۶ و ۱۲ ساعت.

جدول ۴: فازهای موجود و متغیر شبکه‌ی بلوری نمونه‌های زینتر شده در زمان‌های مختلف

نمونه	نوع شبکه‌ی بلوری فازهای موجود	بعد شبکه a A	بعد شبکه b A	بعد شبکه c A	حجم شبکه 10^6 pm^3
پودر اولیه	تتراگونال	۳/۵۹۵۸	۳/۵۹۵۸	۵/۱۸۴۴	۶۷/۰۳
	مونوکلینیک	۵/۱۵۰۷	۵/۲۰۲۸	۵/۳۱۵۶	۱۴۰/۶۲
۳ ساعت	تتراگونال	۳/۵۹۵۸	۳/۵۹۵۸	۵/۱۸۴۴	۶۷/۰۳
	مونوکلینیک	۵/۱۵۰۷	۵/۲۰۲۸	۵/۳۱۵۶	۱۴۰/۶۲
۶ ساعت	تتراگونال	۳/۵۹۵۸	۳/۵۹۵۸	۵/۱۸۴۴	۶۷/۰۳
	مونوکلینیک	۵/۱۵۰۷	۵/۲۰۲۸	۵/۳۱۵۶	۱۴۰/۶۲
۱۲ ساعت	تتراگونال	۳/۵۹۵۸	۳/۵۹۵۸	۵/۱۸۴۴	۶۷/۰۳
	مونوکلینیک	۵/۱۵۰۷	۵/۲۰۲۸	۵/۳۱۵۶	۱۴۰/۶۲



شکل ۵: تغییرات قطر نمونه در اثر زینترینگ در زمان‌های مختلف (p value < ۰/۰۵).

بحث

پراش پرتوی ایکس توسط نرم‌افزار XPert و محاسبه‌ی متغیرهای شبکه‌ی بلوری در جدول ۴ ارائه شده است. مشاهده می‌شود که همه‌ی نمونه‌ها از دو فاز تتراگونال و مونوکلینیک تشکیل شده‌اند، اما با توجه به شدت پیک‌ها در شکل ۴، مشاهده شد که در پودر اولیه، فاز مونوکلینیک از مقدار بالایی برخوردار است. با زینترینگ نمونه به مدت ۳ و یا ۶ ساعت از مقدار فاز مونوکلینیک کاسته شده است و با

طبق نتایج به دست آمده، فرضیه‌ی صفر رد می‌شود، زیرا زمان زینتر، تأثیر به‌سزایی در خواص ایمپلنت زیرکونیایی خواهد داشت.

طبق نتایج حاصل از آزمون پراش پرتوی ایکس، مشاهده شد که با افزایش زمان زینترینگ، استحاله‌ی فازی در نمونه‌های زیرکونیایی رخ داده است. نتایج حاصل از تحلیل نتایج آزمون

شدن ترک‌ها و در نتیجه بهبود چقرمگی شکست زیر کونیا خواهد شد (۱۶).

مرور بر منابع نشان داد که با افزایش دمای زینترینگ زیر کونیا، شفافیت و اندازه‌ی دانه‌ها افزایش می‌باید و استحکام خمشی نمونه کاهش خواهد یافت، زیرا مرز دانه به عنوان عاملی برای تفرق پرتوی نور عمل کرده و سبب کاهش شفافیت خواهد شد (۱۲).

از آنجایی که رشد دانه یک پدیده‌ی نفوذی است، لذا افزایش زمان زینترینگ نیز می‌تواند سبب درشت‌تر شدن دانه‌ها شده که سبب کاهش خواص مکانیکی و بهبود شفافیت نمونه‌ها گردد. لذا پیشنهاد می‌گردد در مطالعات آتی، تأثیر زمان زینترینگ بر خواص نوری ایمپلنت دندان‌ی بررسی و مطالعه گردد. البته از محدودیت‌های این مطالعه، نیاز به کوره‌ی دما بالا می‌باشد. همچنین پیشنهاد می‌گردد، طی مطالعه‌ی بلندمدت، میزان افت خواص مکانیکی قطعات زینتر شده در دماهای مختلف نیز مطالعه و بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

در این مطالعه، پودر زیر کونیا-ایتريا ۳ mol درصد پرس و در زمان‌های مختلف زینترینگ گردید. از آنجایی که زینترینگ یک پدیده‌ی نفوذی بوده و در نتیجه زمان بر است، زمان، تأثیر مهمی بر خواص قطعات ساخته شده خواهد داشت. فازبندی نمونه‌ها به روش XRD نشان می‌دهد که تغییر زمان زینتر، تأثیر در تغییرات فازی نمونه‌ها داشته است و سختی نمونه‌ها با افزایش زمان زینتر افزایش ۳۳ درصدی از خود نشان داده که به علت انقباض و کاهش میزان تخلخل نمونه‌ها می‌باشد. در نتیجه برای ساخت قطعات زیر کونیاپی به روش متالورژی پودر با حداقل تخلخل و سختی بالا، زمان ۶ ساعت برای زینترینگ پودر زیر کونیا پیشنهاد می‌گردد.

افزایش زمان زینترینگ به ۱۲ ساعت مجدداً مقدار این فاز افزایش یافته است. با توجه به ستون آخر جدول ۴، مشاهده می‌شود که فاز مونوکلینیک حجم بسیار بیشتر از فاز تتراگونال (تقریباً دو برابر) دارد. لذا استحاله‌ی فاز تتراگونال به مونوکلینیک در اثر ۱۲ ساعت زینترینگ می‌تواند سبب افزایش حجم نمونه و یا ایجاد تنش‌های فشاری در نمونه گردد. البته افزایش زمان زینترینگ به ۱۲ ساعت با انقباض ناشی از کاهش حرقات انقباضی نیز همراه است (۱۳).

برآیند کاهش حجم ناشی از حذف میکروحرقات و افزایش حجم ناشی از استحاله‌ی فاز تتراگونال به مونوکلینیک در کل، سبب کاهش قطر نمونه شده است (شکل ۵). هر چند زیر کونیا استحکام خمشی (۹۰۰-۱۲۰۰ Mpa) و چقرمگی شکست (۹-۱۰ MPa) بسیار بالایی دارد، اما از اضمحلال خواص مکانیکی در دمای محیط رنج می‌برد که به علت تبدیل تدریجی فاز تتراگونال به مونوکلینیک است و این استحاله در رطوبت محیط، تنش و دمای بین ۲۰۰-۳۰۰ درجه‌ی سانتی‌گراد تسریع خواهد شد (۱۴).

با توجه به این که در نمونه‌ی زینتر شده به مدت ۱۲ ساعت بخش بیشتری از ماده به فاز مونوکلینیک تغییر فاز داده، لذا نمونه‌ی زینتر شده به مدت ۱۲ ساعت، افت خواص مکانیکی کمتری را با گذر زمان تجربه خواهد کرد. هدف از افزودن ۳ درصد مولی ایتريا (Y_2O_3) به زیر کونیا، تثبیت فاز شبه پایدار تتراگونال در دمای محیط است. با این حال طبق نتایج پراش پرتوی ایکس مشاهده می‌شود که افزایش زمان زینترینگ به ۱۲ ساعت سبب تبدیل بخش بیشتری از ساختار به فاز مونوکلینیک شده، که نامطلوب می‌باشد (۱۵). فاز تتراگونال پایدار شده تا دمای محیط، با اعمال تنش خارجی به فاز مونوکلینیک تبدیل شده و این تبدیل با افزایش حجم همراه است، لذا تنش فشاری ایجاد شده در ساختار سبب بسته

References

1. Sadeghi Fadaki SA, Valefi Z, Zangane Madar K. Microstructural characterization of plasma sprayed YSZ coating, Journal of Advanced Processes in Materials Engineering 2015; 9(1): 89-99. [In Persian].

2. Monzavi A, Shabanpoor R, Alikhasi M, Omati Shabestari G. Comparison of fracture resistance and failure mode of different zirconia abutments with titanium abutment. *J Dent Med* 2013; 25(4): 232-9. [In Persian].
3. Nikzad S, Azari A, Niakan S, Bahrani Z. Current status of zirconia in dentistry an overview. *J Dent Med* 2014; 27(3): 223-32. [In Persian].
4. Kharazmipoor H, Ranjbar K. The effect of niobium oxide (Nb₂O₅) on the sintering behavior of composite Al₂O₃-ZrO₂. *Advanced Processes in Materials* 2018; 12(1): 11-24. [In Persian].
5. Kermanshah H, Farzin Ebrahimi S. The effect of zirconia on flexural strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Dent Med* 2007; 20(2): 100-7. [In Persian].
6. Omati Shabestari G, Haj Mir Agha H, Shahabi S, Bagherpor R. Fracture resistance of fiber-reinforced composite and zirconia all-ceramic systems for posterior partial dentures. *J Dent Med* 2009; 22(4): 179-84. [In Persian].
7. Nikzad S, Azari A, Khalil M E, Aslani P, Shahabi S. Effect of LASER irradiation on the shear bond strength of zirconia ceramic surface to dentin. *J Dent Med* 2011; 24(4): 208-15. [In Persian].
8. Alikhasi M, Siadat H, Monzavi A, Naseri MA, Sheikhzadeh S, Taghavi F. The effect of porcelain veneer and coloring pigments on microtensile bond strength of a zirconia ceramic. *J Dent Med*; 24(3): 165-71. [In Persian].
9. Alikhasi M, Khanmohammadi R, Niakan S. The effect of shading on the flexural strength of zirconia-based ceramic Rainbow. *J Dent Med* 2013; 26(3): 171-7. [In Persian].
10. Ahmadzade A, Jafari E, Saki A. A comparison of the shear bond strength between two zirconia cores on two porcelains proposed by the manufacturing company in two systems of VITA and IVOCLAR. *J Mashhad Dent Sch* 2013; 37(3): 220-9. [In Persian].
11. Kamran MHL, Hatami M, Tafti AF, Malekzadeh M. The effect of Sandblasting and Laser surface treatment on shear bond strength between zirconia and porcelain veneer. *J Dent Med* 2017; 30(3): 156-63. [In Persian].
12. Amini K, Khodaei M, Mahdavian P. Microstructural and mechanical properties comparative study on four different dental amalgam. *J Isfahan Dent Sch*; 15(2): 182-9. [In Persian].
13. Lenel FV. Powder metallurgy: principles and applications. Princeton, NJ: Metal Powder Industries Federation; 1980.
14. Kontonasaki E, Giasimakopoulos P, Rigos AE. Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Jpn Dent Sci Rev* 2020; 56(1): 1-23.
15. Claudia Heuer, Enrico Storti, Thomas Graule, Christos G. Aneziris, Electrospinning of Y₂O₃- and MgO-stabilized zirconia nanofibers and characterization of the evolving phase composition and morphology during thermal treatment. *Ceramics International* 2020; 46(8): 12001-8.
16. Zhang F, van Meerbeeka B, Vleugels J. Importance of tetragonal phase in high-translucentpartially stabilized zirconia for dental restorations. *Dental Materials* 2020; 36(4): 491-500.