مکانیک هوافضا/ سال ۱۴۰۱/ دوره ۱۸/ شماره ۳/ صفحه ۱-۱۲

نشریه علمی مکانیک هوافضا

DOR: 20.1001.1.26455323.1401.18.3.1.3

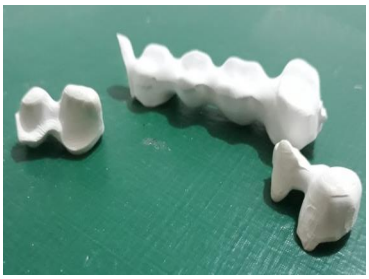
بررسی تجربی مقاومت به ضربه ترمیم‌های دندانی ساخته‌شده از نانو پودر زیرکونیای پایدارشده با اکسید ایتریم به کمک تکنولوژی CAD/CAM

فرزاد پشم فروش[1*]، سید حسن موسوی ثانی[2]

[1] دانشیار، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه مراغه، مراغه، ایران

[2] دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه مراغه، مراغه، ایران

چکیده گرافیکی



برجسته‌ها

- در این تحقیق مقاومت به ضربه تاج‌های دندانی موردمطالعه قرار گرفت.
- با افزایش درصد ییتریا، میزان تخلخل تاج‌های ترمیمی افزایش یافت.
- در محدوده دمایی ۱۳۰۰-۱۵۰۰ °C، بیشترین مقاومت به ضربه حاصل گردید.

چکیده

در این تحقیق به بررسی تجربی مقاومت به ضربه تاج‌های دندانی ساخته‌شده توسط تکنولوژی CAD/CAM پرداخته شد. به‌منظور ساخت تاج‌های ترمیمی، ابتدا با استفاده از اسکنرهای داخل دهانی، فرآیند قالب‌گیری دیجیتال صورت پذیرفت. در ادامه، بعد از تهیه نانو پودر زیرکونیای پایدار شده با اکسید ایتریم (ییتریا) توسط روش سل-ژل، فرآیند پرس گرم و سرد در داخل قالب‌های قرصی شکل اعمال گردید. درنهایت پس از عملیات فرزکاری ۵ محوره و پخت در کوره، تست ضربه بر روی نمونه‌ها انجام و انرژی شکست محاسبه گردید. در این راستا، تأثیر درصد مولی ییتریا، زمان پخت در کوره و سرعت دورانی دستگاه فرز موردمطالعه قرار گرفت (باهدف بالا بردن مقاومت به ضربه تاج‌های ترمیمی و انتخاب روش ساخت مناسب). بر اساس نتایج به‌دست‌آمده مشاهده گردید که با افزایش درصد ییتریا، میزان تخلخل (نسبت پوکی) تاج‌های ترمیمی افزایش یافت که این امر منجر به کاهش مقاومت به ضربه نمونه‌ها شد. در مورد تأثیر سرعت دورانی نیز مشاهده گردید که با افزایش این پارامتر، مقاومت به ضربه تاج‌های دندانی کاهش یافت. از منظر دمای پخت نیز، در محدوده دمایی ۱۳۰۰ °C تا ۱۵۰۰ °C، بیشترین مقاومت به ضربه و یکپارچگی ریزساختاری حاصل گردید. بررسی الگوی ترک‌های ایجادشده توسط تصاویر میکروسکوپ الکترونی عبوری نیز نشان داد که ترک‌های حاصله بسیار ریز و در محدوده ۰/۲-۰/۴ میکرون می‌باشد.

مشخصات مقاله

تاریخچه مقاله:

نوع مقاله: علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۱/۰۳/۲۲

بازنگری: ۱۴۰۱/۰۴/۱۵

پذیرش: ۱۴۰۱/۰۴/۳۱

ارائه برخط: ۱۴۰۱/۰۵/۲۴

*نویسنده مسئول:

f.pashmforoush@maragheh.ac.ir

کلیدواژه‌ها:

طراحی و ساخت به کمک کامپیوتر

مقاومت به ضربه

تاج ترمیمی

زیرکونیا

* حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه جامع امام حسین (ع) داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (License Commons Creative) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://maj.ihu.ac.ir دیدن فرمائید.

۱- مقدمه

استفاده از تاج دندانی، یک روش بسیار مناسب و کارآمد برای ترمیم و اصلاح دندان‌های آسیب‌دیده و خراب می‌باشد که اغلب به خاطر سایش، پوسیدگی و جراحت به وجود می‌آیند. مطالعات آماری بیانگر این است که حساسیت (آلرژی) در سرامیک‌های دندانی به‌ندرت اتفاق می‌افتد؛ این در حالی است که اغلب فلزات مورداستفاده در مواد ترمیمی فلز-سرامیک، باعث به وجود آمدن حساسیت در کنار لثه یا دندان مصنوعی می‌گردد [۱ و ۲]. سرامیک‌های خالص و بدون تثبیت‌کننده در برخی از دندان‌ها که نیرو و تنش وارد بر آن‌ها زیاد است، دچار خرد شدن شدید می‌شوند. اندازه ذرات خردشده به‌قدری ریز می‌باشند که کمتر توسط فرد قابل حس می‌باشد و با ورود به دستگاه گوارشی، مشکلاتی را ایجاد می‌کنند. لذا می‌بایست از ترکیبات مناسبی در سرامیک‌ها استفاده نمود تا از بروز چنین مشکلاتی جلوگیری به عمل آید. در این میان، ضرورت افزودن اکسیدکننده به تاج ترمیمی سرامیکی توسط بسیاری از محققین پیشنهاد گردیده است [۳]. روش‌های قدیمی برای ساخت ترمیم‌های دندانی عموماً متشکل از قالب‌گیری، ریخته‌گری و یا مدل‌سازی و ساخت نهایی است. پیشرفت‌های اخیر در زمینه تصویربرداری، امکان الگوبرداری از سطح دندان را توسط تکنولوژی طراحی و ساخت به کمک کامپیوتر (CAD/CAM) فراهم ساخته است. دلیل رغبت بالا نسبت به استفاده از تکنولوژی CAD/CAM عبارت است از: دقت بسیار بالا، حذف هدر رفت سرامیک، قابلیت اطمینان و کیفیت ساخت بالا. همچنین پیشرفت‌های اخیر در زمینه تصویربرداری، منجر به این شده تا امکان الگوبرداری سطح دندان با استفاده از تکنولوژی CAD/CAM فراهم شود [۴ و ۵]. بعضاً این ترمیم‌های دندانی در ورزشکاران و یا در تصادفات، دچار ضربه‌های ناخواسته می‌شوند. هدف اصلی در این تحقیق نیز بررسی تجربی مقاومت به ضربه ترمیم‌های دندانی ساخته‌شده به‌وسیله تکنولوژی CAD/CAM می‌باشد. با استفاده از تست ضربه می‌توان مقاومت مواد مختلف را در مقابل ضربات با شدت‌ها و زوایای مختلف سنجید و مناسب‌ترین ماده را برای ساخت با روش CAD/CAM معرفی کرد.

اوکادا و همکاران [۱] به بررسی استحکام شکست تاج‌های ترمیمی ساخته‌شده از کامپوزیت‌های رزینی با استفاده از روش CAD/CAM پرداختند. بر اساس نتایج به‌دست‌آمده، مواد کامپوزیتی مورداستفاده، ۳ الی ۴ برابر نسبت به سایر مواد متداول، مقاوم‌تر می‌باشند. یاماگوچی و همکاران [۲] نیز به بررسی رفتار خستگی و رشد ترک تاج‌های ترمیمی ساخته‌شده توسط کامپوزیت‌های پایه رزینی پرداختند. نتایج ایشان نشان داد که مواد کامپوزیتی رزینی، طول عمر و مقاومت به رشد ترک بیشتری نسبت به کامپوزیت‌های پایه سرامیکی دارند.

فاسبندر و همکاران [۳] در طی دو سال کار تحقیقاتی خود بر روی تاج‌های ترمیمی که به روش CAD/CAM و با استفاده از ماده لیتیوم دیسیلیکیات ساخته‌شده بودند، به این نتیجه رسیدند که ماده مورداستفاده هم ازنقطه‌نظر مقاومت در برابر شکست و ازنقطه‌نظر لب پرشدگی تاج دندان، نسبت به سایر سرامیک‌های متداول مقاوم‌تر و مستحکم‌تر می‌باشد. لاوسون و همکاران [۴] با استفاده لیتیوم دیسیلیکیات و لیتیوم سیلیکات به بررسی خواص مکانیکی تاج‌های دندانی پرداختند. ازجمله خواص مکانیکی که توسط آن‌ها موردمطالعه قرار گرفت می‌توان به مقاومت و سختی سطح اشاره نمود.

خالدی و همکاران [۵] به بررسی سه روش متفاوت پر کردن دیواره ترمیم‌های دندانی ساخته‌شده با استفاده از فناوری CAD/CAM و روش‌های ساخت افزایشی پرداختند که این روش‌ها عبارت‌اند از: فرزکاری، استرولیتوگرافی و پلی جت. نتایج کار آن‌ها نشان داد که روش پلی جت نسبت به دو روش دیگر مناسب‌تر می‌باشد؛ به‌طوری‌که نمونه‌های ساخته‌شده توسط این روش در طول زمان کمتر دچار شکست می‌شوند. یوآنیدیس و همکاران [۶] به بررسی ظرفیت تحمل بارگذاری انواع مختلف فرآیندهای CAD/CAM پرداختند و نشان دادند که نیروهای بارگذاری برای ساخت تاج‌های ترمیمی وابستگی شدیدی به جنس ماده دارد؛ به‌طوری‌که درصد فلز اضافه‌شده به سرامیک بسیار تأثیرگذار می‌باشد.

بیندل و همکاران [۷] نیز به بررسی مقاومت و الگوی

شکست تاج‌های ترمیمی برای دندان‌های عقب که به‌وسیله تکنولوژی CAD/CAM ساخته‌شده بود، پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که ترک‌های شعاعی در نزدیکی سطح تماس دندان و تاج سرچشمه می‌گیرد؛ این در حالی است که ترک‌های مخروطی در ناحیه تماس بین دندان‌ها شکل می‌گیرد.

لوبائر و همکاران [۸] به تخمین عمر سرامیک‌های دندانی ساخته‌شده توسط تکنولوژی CAD/CAM پرداختند. آن‌ها با معرفی معیارهایی مانند رشد ترک به مقایسه و معرفی ماده‌هایی پرداختند که در محدوده وسیعی از نرخ‌های تنش، دارای مقاومت بالا و رشد ترک کمتری بود. شیشه آلمونیا ماده‌ای بود که بهترین عملکرد را در میان مواد مختلف از خود نشان می‌داد.

لوپز و همکاران [۹] نیز به بررسی تغییر شکل و کیفیت سطح در حین فرآیند گرمادهی و همچنین تنش‌های برشی تیغه‌فرز تکنولوژی CAD/CAM پرداختند. آن‌ها توانستند کیفیت سطح را به‌طور چشم‌گیری (همراه با کاهش تنش‌های پسماند) افزایش دهند.

سانچز و همکاران [۱۰] نیز به بررسی فرآیند گرمادهی به تاج ترمیمی ساخته‌شده از لیتیوم سیلیکات پرداختند. کار آن‌ها بررسی تکنولوژی CAD/CAM بر روی مرزهای تاج ترمیمی و تطابقت آن‌ها در کنار سایر دندان‌ها بود. آن‌ها پی بردند که تاج ترمیمی ساخته‌شده با تکنولوژی CAD/CAM و ماده لیتیوم سیلیکات مناسب‌تر از زیرکونیای خالص ازنظر کیفیت ساخت است.

از بررسی پیشینه پژوهش صورت گرفته در رابطه با تاج‌های ترمیمی ساخته‌شده با استفاده از CAD/CAM می‌توان دریافت که مطالعه‌ای در رابطه با «مقاومت به ضربه» صورت نگرفته است و این تحقیق می‌تواند یکی دیگر از خواص مکانیکی این تاج‌های دندانی را بهبود ببخشد. مقاومت به ضربه بالای ترمیم‌های دندانی امری اجتناب‌ناپذیر برای ورزشکاران بوکس و کاراته و همچنین برای افراد عادی در تصادفات می‌باشد، چراکه در بعضی از تصادفات، ضربات نسبتاً شدید به دندان و تاج‌های آن‌ها وارد می‌شود که باعث شکستگی و یا ترک در تاج‌های دندانی می‌شود. یکی از پارامترهای تأثیرگذار بر مقاومت به ضربه، جنس مواد مورداستفاده می‌باشد. در این تحقیق از نانو پودر زیرکونیای پایدارشده به‌وسیله اکسیدکننده ییتریا برای ساخت قرص استفاده شد. در این راستا، تأثیر درصد مولی اکسید ایتریم، دمای پخت کوره و سرعت دورانی فرزکاری، بر روی مقاومت به ضربه تاج‌های ترمیمی موردمطالعه قرار گرفت.

۲- مواد و روش‌ها

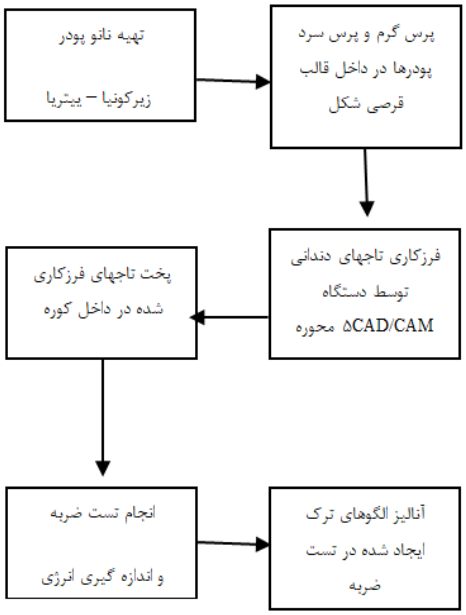
۲-۱- فرآیند ساخت تاج‌های ترمیمی

به‌منظور ساخت تاج‌های ترمیمی، ابتدا با استفاده از اسکنرهای داخل دهانی، فرآیند قالب‌گیری دیجیتال صورت پذیرفت. سپس، بعد از تهیه نانو پودر زیرکونیای پایدار شده با اکسید ایتریم (ییتریا)، فرآیند پرس گرم و سرد در داخل قالب‌های قرصی شکل اعمال گردید. در ادامه با استفاده از فناوری CAD/CAM، عملیات فرزکاری ۵ محوره بر روی تاج‌های ترمیمی صورت گرفت. نهایتاً پس از پخت تاج‌ها در کوره، تست‌های مقاومت به ضربه در شرایط استاندارد آزمایشگاهی انجام پذیرفت. در شکل **۱** مراحل انجام تحقیق نشان داده‌شده است.

به‌منظور آماده‌سازی نانو پودر زیرکونیای پایدارشده با اکسید ایتریم از روش سل-ژل استفاده شد. متوسط اندازه نانو ذرات زیرکونیا طبق مشخصات درج‌شده بر روی محصول بین ۳۰ تا ۵۰ نانومتر می‌باشد. برای تولید این پودر، مقدار ۹۴ تا ۹۷ درصد اکسی کلراید زیرکونیوم و نیترات ایتریم (به نسبت لازم جهت دست‌یابی به ۳، ۴ و ۶٪ مولی ییتریا)، در ترکیب نهایی در اتانول خالص حل و محلول اولیه تهیه شد. رابطه (۱)، معادله شیمیایی این فرآیند را تبیین می‌کند. در ادامه، محلول اولیه بر روی همزن در دمای ۵۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۳۰ دقیقه هم زده شد تا سل شفاف به دست آمد. باهم زدن سل حاصل، ژل تشکیل شد که این ژل پس از چندین بار شستشو با آب بدون یون، در دمای $^{\circ}C$ ۵۰ به مدت ۲۰ ساعت خشک گردید. سپس پودر حاصل ابتدا با نرخ ۰/۵ درجه بر دقیقه تا دمای $^{\circ}C$ ۴۰۰ و سپس با نرخ ۵ درجه بر دقیقه در دمای ۶۰۰ درجه سانتی‌گراد به مدت‌زمان ۱، ۲ و ۳ ساعت حرارت داده شد. حرارت دهی بدون اعمال فشار بر روی پودر حاصل، جهت دست‌یابی به چقرمگی (یکنواختی بالای ماده) و پیش‌سینتر شدن (پیش گرم) پودر

صورت می‌گیرد.

$$nZrO_2 + mY_2O_3 \rightarrow Zr_nY_{2m}O_{2n+3m} + v_{om}^{\cdot\cdot} \quad (۱)$$



شکل (۱): مراحل ساخت تاج‌های دندانی و انجام تست ضربه

بعد از ساخت قالب‌های مدنظر از سه نوع زیرکونیا با درصدهای مختلف اکسید ایتریم (طبق شکل **۲**)، نمونه‌ها توسط دستگاه پرس تحت‌فشار ۵۰۰ کیلو پاسکال فشرده شدند. دما و زمان کلسینه کردن بهینه برای تهیه محصول، به ترتیب ۶۰۰ درجه سانتی‌گراد و ۳ ساعت می‌باشد [۱۱]. نانو پودر زیرکونیای پایدار شده با درصدهای مختلف ییتریا با خواص ویژه‌ای که ناشی از ساختار در مقیاس نانو می‌باشد، می‌تواند منجر به بهبود خواص مورد انتظار گردد. پارامترهای ورودی موردمطالعه در این تحقیق و سطوح تغییراتشان در جدول **۱** خلاصه‌شده است. شایان‌ذکر است که دو پارامتر دمای پخت و سرعت زاویه‌ای ابزار به‌صورت گسسته در نظر گرفته‌شده و سپس درون‌یابی گردیده‌اند. برای طراحی و انجام آزمایش‌های لازم و برای تعیین شرایط بهینه فرآیند CAD/CAM، روش‌های مختلفی ازجمله روش طراحی عاملی وجود دارد. این روش یکی از متداول‌ترین روش‌های طراحی آزمایش‌ها می‌باشد که در آن در هر آزمایش ترکیب‌های مختلفی از سطوح هر عامل (پارامتر ورودی) بررسی می‌شود تا تأثیر متقابل پارامترهای ورودی بر روی پارامتر خروجی ارزیابی گردد. با توجه به تعداد سطوح انتخابی برای هر پارامتر ورودی، طراحی عاملی به دودسته «طرح عاملی کامل» و «طرح عاملی کسری» تقسیم‌بندی می‌شود.

در طرح عاملی کامل، تمام ترکیب‌ها و حالت‌های مختلف پارامترهای ورودی در طراحی آزمایش‌ها لحاظ می‌گردد؛ درحالی‌که در طرح عاملی کسری فقط برخی از ترکیب پارامترها در طراحی آزمایش‌ها مدنظر قرار می‌گیرد که اساس انتخاب این ترکیب‌ها، قانون اختلاط می‌باشد. تعداد آزمایش‌هایی که برای تعیین شرایط بهینه در یک طراحی عاملی کامل موردنیاز است برابر با $N=L^m$ می‌باشد، که در آن m تعداد عامل‌های موردبحث و L تعداد سطوح انتخاب‌شده برای هر عامل است، لذا در این تحقیق، تمام عوامل به‌طور کامل غربال‌گری شده و طراحی آزمایش‌ها بر اساس آن‌ها صورت پذیرفت. برای به دست آوردن دور دورانی مناسب دستگاه و کاهش تعداد آزمایش‌ها از روش اختلاط وزنی استفاده شد تا از تمام محدوده سرعت دورانی دستگاه استفاده گردد. در مورد سایر پارامترهای ورودی نیز، از مقادیر پیشنهادشده در سایر منابع و همچنین از توصیه‌های سازندگان ترمیم‌های دندانی در داخل کشور استفاده گردید. دستگاه فرز مورداستفاده در این تحقیق، Rainbow Mill پنج محوره می‌باشد که در شکل **۳** به تصویر کشیده شده است. سایر مشخصات این دستگاه نیز در جدول **۲** نوشته‌شده است. نمونه‌ای از تاج‌های دندانی ساخته‌شده در این تحقیق در شکل **۴** نشان داده‌شده است.

شکل (۲): قالب‌ها و قرص‌های ساخته‌شده از سه نوع زیرکونیا با درصدهای مختلف اکسید ایتریم

شکل (۳): دستگاه فرز ۵ محوره مورداستفاده

شکل (۴): نمونه‌ای از تاج‌های دندانی فرزکاری شده

جدول (۱): پارامترهای ورودی موردمطالعه و سطوح تغییراتشان

درصد مولی ییتریا ٪	دمای پخت (°C)	دور تیغه‌فرز (rev/min)
۳ - ۴/۵ -۶	۱۲۰۰-۱۶۰۰	۱۵۰۰-۲۰۰۰

جدول (۲): مشخصات دستگاه فرز مورداستفاده در این تحقیق

دور اسپیندل (rev/min)	سرعت پیشروی (mm/min)	قطر محافظ قرص (mm)
۱۵۰۰-۲۰۰۰	۱۵	۱۵۰

به‌منظور انجام تست ضربه از روش شارپی طبق استاندارد ISO 13802 (با انرژی ۴۰۰ ژول) استفاده شد. در ابتدا برای انجام آزمایش‌های مربوطه، تاج‌های ترمیمی در گیره‌های مناسبی که بر اساس اندازه نمونه‌ها ساخته‌شده بود، قرار داده شدند. سپس ضربه زننده از یک ارتفاع مشخص رها گردید و بعد از ضربه عمودی وارده، ارتفاع بعدی ضربه زننده با استفاده از خط‌کش مشخص گردید. سپس با استفاده از فرمول‌های مربوط به انرژی پتانسیل و جنبشی (طبق روابط ۴-۲)، انرژی شکست و مقاومت به ضربه انواع جنس‌های مختلف تاج ترمیمی محاسبه گردید [۱۲]:

$$E_0 = mgh_0 = mgl(1-\cos(\varphi_0)) \quad (۲)$$

$$E_1 = mgh_1 = mgl(1-\cos(\varphi_1)) \quad (۳)$$

$$\Delta E = mgl(\cos(\varphi_1)-\cos(\varphi_0)) \quad (۴)$$

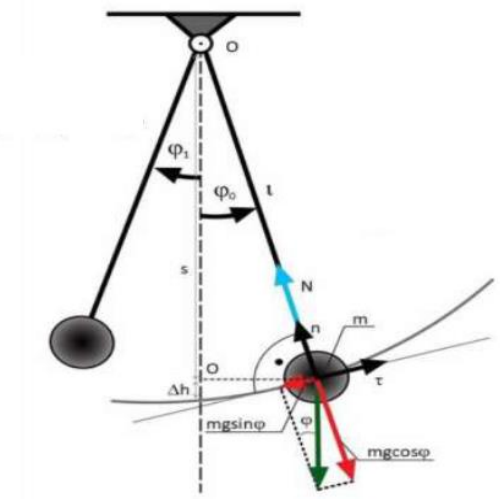
که در این روابط، E بیانگر انرژی پتانسیل، m جرم ضربه زننده، l طول آونگ، h ارتفاع چکش، ϕ_0 و ϕ_1 نیز زاویه چکش قبل و بعد از ضربه می‌باشد.

۳- نتایج

۳-۱- بررسی تأثیر درصد مولی Y_2O_3 روی مقاومت به ضربه تاج‌های ترمیمی

همان‌طور که پیش‌تر اشاره شد، جهت ساخت تاج‌های ترمیمی، از نانو پودر زیرکونیای پایدار شده با اکسید ایتریم (در درصدهای مولی ۳، ۴/۵ و ۶٪) استفاده گردید. در شکل ۶ تغییرات اندازه ریزساختار سه نوع مختلف زیرکونیا برحسب زمان ماندگاری در داخل کوره پخت نشان داده‌شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نانو پودر زیرکونیا با ۳٪ و ۶٪ مولی ییتریا به ترتیب کمترین و بیشترین اندازه ریزساختار را دارا می‌باشد. همچنین با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، با افزایش زمان پخت سرامیک زیرکونیا، متوسط اندازه ریزساختارها افزایش می‌یابد. دلیل رفتار متفاوت بین گراف‌های سبز و قرمز که به ترتیب متعلق به ۴/۵٪ و ۶٪ مولی ییتریا هستند، مربوط به خواص فیزیکی رشد ریزدانه‌ها و شیب‌های متفاوت آن‌ها می‌باشد. به‌عبارت‌دیگر در زمان بین ۲۰ الی ۳۲ دقیقه، رشد ریزدانه‌های ۶٪ مولی ییتریا بیشتر از حالت دیگر است. در

شکل **۷** نیز نتایج مرتبط با چگال شدگی انواع زیرکونیا (با درصدهای مختلف ییتریا) و زمان‌های مختلف ماندگاری در کوره نشان داده‌شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش زمان ماندگاری در داخل کوره، میزان چگال شدگی تاج‌های ترمیمی افزایش می‌یابد. همچنین به ازای زمان‌های مختلف نگه‌داری در کوره، نانو پودر زیرکونیا با ۳٪ و ۶٪ مولی ییتریا به ترتیب بیشترین و کمترین میزان چگال شدگی را دارا می‌باشد. علت این امر را می‌توان به وجود ناخالصی‌ها مربوط دانست که موجب رشد افراطی دانه‌ها و بروز اخلال در فرآیند زدایش تخلخل‌ها می‌شوند.

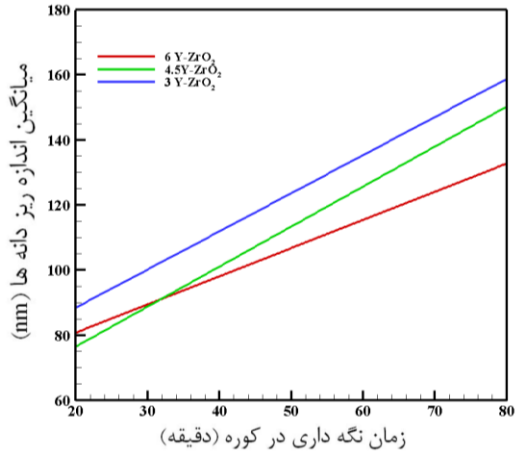


شکل (۵): سامانه آزمایشگاهی تست ضربه

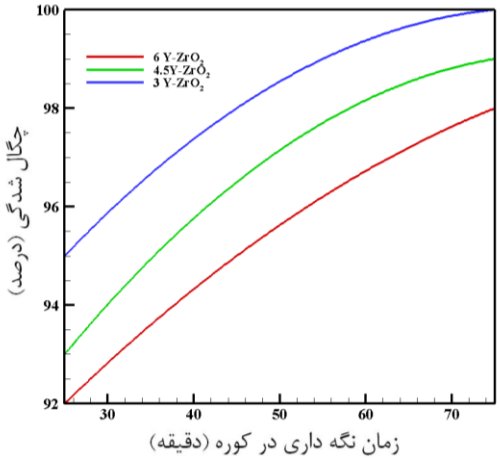
در جدول **۳** تعداد یون‌های سه نوع زیرکونیای مورداستفاده در این تحقیق نشان داده‌شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش درصد ییتریا، یون‌های اکسیژن کاهش می‌یابد که این کاهش باعث می‌شود تا ناخالصی‌های موجود در سرامیک زیرکونیا افزایش یابد. لذا کاهش ییتریا و اختلاط مناسب مواد اولیه، نقش بسزایی در جلوگیری از رشد افراطی دانه‌ها دارد [۱۳].

از منظر نوع ریزساختار به‌دست‌آمده نیز باید اشاره نمود که هدف از افزودن ییتریا به زیرکونیا این است که بتوان ریزساختار مناسبی برای تاج‌های ترمیمی به وجود آورد. مناسب‌ترین ریزساختار، حالت مکعبی می‌باشد که این امر با استفاده از افزودن ییتریا میسر می‌گردد. طبق معادله شیمیایی تبیین‌شده در رابطه (۱)، می‌توان با ترکیب n واحد ZrO_2 و m واحد Y_2O_3 بر روی شبکه اصلی، n + m واحد بیشتر ZrO_2 تولید نمود که ریزساختار مناسب‌تری دارد (از ساختار مونوکلینیک به حالت مکعبی (fcc) تغییر ساختار می‌دهد [۱۵ و ۱۴]). حالت مکعبی از نظر استحکام بسیار مناسب‌تر از حالت مونوکلینیک می‌باشد [۱۶]. از طرفی افزودن درصد بیشتری از ییتریا باعث تغییر حالت از ساختار مکعبی به ساختار تتراگونال می‌شود که نسبت به دو ساختار دیگر تخلخل بیشتری دارد و در برابر ضربه و رطوبت ناشی از دهان مناسب نمی‌باشد [۱۶]. منظور از تخلخل عبارت است از نسبت حجم فضای خالی به حجم فضای کلی که هر چه قدر این مقدار بالا باشد، به همان اندازه نامناسب می‌باشد. منظور از محیط متخلخل ماده‌ای است متشکل از یک شبکه جامد که توسط فضاها یا منفذهای خالی بین آن‌ها به هم متصل شده‌اند. فضاهای خالی موجود بین شبکه جامد از این لحاظ حائز اهمیت است که امکان جاری شدن بزاق دهان در این شبکه را فراهم می‌آورد. شایان‌ذکر است که در یک محیط متخلخل طبیعی توزیع منفذها ازنظر شکل و اندازه به‌صورت بی‌قاعده و نامنظم می‌باشند. جهت محاسبه تخلخل (نسبت حجم فضای توخالی به حجم کل) می‌توان از رابطه (۵) استفاده نمود:

$$\varepsilon = \frac{V_{void}}{V_{total}} \qquad (۵)$$



شکل (۶): تغییرات اندازه ریزساختار تاجهای ترمیمی بازمان پخت



شکل (۷): چگال شدگی انواع پودرهای زیرکونیا برحسب مدت‌زمان پخت

جدول (۳): تعداد کل یون‌ها برای درصدهای مولی مختلف ییتریا.

کل آرایش‌ها	تهی‌ها	O	Y	Zr	$\%Y_2O_3$
۱	۰	۶۴	۰	۳۲	۰
۳۱۴۰۰	۱	۶۳	۲	۳۰	۳
۵۳۲۰۰	۲	۶۲	۳	۲۹	۵,۴
۷۴۳۰۰	۳	۶۱	۴	۲۸	۶

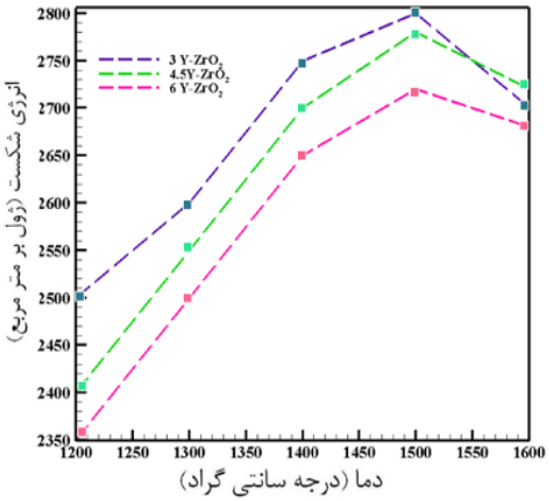
۳-۲- بررسی تأثیر دمای پخت بر روی مقاومت به ضربه تاجهای ترمیمی

تاجهای ترمیمی مورداستفاده در این تحقیق در مرحله خشک شدن، بیشتر رطوبت آزاد خود را از دست دادند. تاجهای ترمیمی خشک‌شده گرچه به‌ظاهر فاقد رطوبت هستند، ولی مقداری رطوبت در بین ذرات باقی‌مانده است که با افزایش دما در کوره از بدنه خارج می‌شود. در مرحله خشک شدن کامل در کوره، آب به‌صورت بخار از تاجهای ترمیمی خارج می‌شود، بنابراین اگر سرعت افزایش دمابالا باشد، بخار حاصل می‌تواند موجب ایجاد ترک و شکستن قطعه کار شود. با توجه به وجود مواد سازنده تاجهای ترمیمی در بدنه سرامیکی، لازم است این مواد هنگام پخت از بدنه خارج شوند. مواد آلی شامل ترکیبات حاوی کربن و هیدروژن هستند که با سوختن در حضور اکسیژن از بدنه تاجهای ترمیمی خارج می‌شوند. در هنگام پخت تاجهای ترمیمی سرامیکی هریک از ترکیبات در محدوده درجه حرارت مشخصی تقریباً از بدنه تاجها خارج می‌شود. بر اساس ترکیب ساختارها، دمای خروج اجزای مختلف از بدنه براثر حرارت متفاوت است. تاجهای ترمیمی طی فرآیند پخت دچار تغییرات زیادی در ساختار کریستالی خود می‌شوند که با عنوان تبدیلات ساختاری شناخته می‌شوند که معمولاً با تغییرات حجمی همراه است.

در فرآیند پخت تاجهای ترمیمی عمل ذوب به‌صورت سطحی است. با افزایش درجه حرارت در کوره، ذرات تشکیل‌دهنده بدنه سرامیکی تاجهای ترمیمی به همدیگر می‌چسبند تا استحکام تاجها بااتصال ذرات تشکیل‌دهنده آن افزایش یابد و قطعه متراکم و یکپارچه‌ای حاصل شود. اتصال و جوش خوردن ذرات سرامیکی (سینتر)، با کاهش تخلخل همراه است و باعث انقباض و افزایش استحکام قطعه می‌شود. با افزایش دما، مواد گدازآور موجود درآمیز به‌تدریج ذوب می‌شوند و فاز مایع ایجاد می‌کنند. فاز مایع به محل‌های خالی بین ذرات نفوذ می‌کند و باعث پر شدن تخلخل‌ها و اتصال بین ذرات می‌گردد. شکل **۸** تغییرات انرژی جذب‌شده برای تاج ترمیمی با ۳، ۴/۵ و ۶٪ درصد مولی ییتریا را برحسب دمای ماندگاری در داخل کوره نشان می‌دهد. از این شکل می‌توان دریافت که بیشترین انرژی جذب‌شده در دمای ۱۵۰۰ درجه سانتی‌گراد حاصل می‌شود (برای هر سه ماده موردمطالعه) که بیانگر این است که در این دما بیشترین مقاومت به ضربه توسط تاجهای ترمیمی به دست می‌آید. همچنین با افزایش دما به بیش از ۱۵۰۰

درجه سانتی‌گراد، انرژی جذب‌شده و مقاومت به ضربه نیز کاهش می‌یابد که دلیل آن خشک شدن بیش‌ازحد و به‌اصطلاح استخوانی شدن تاج ترمیمی می‌باشد.

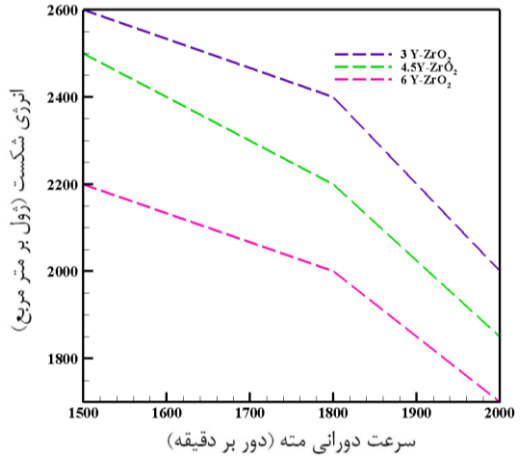
به هنگام قرارگیری تاج‌های ترمیمی در داخل کوره، رطوبت موجود بر روی سطوح ریزساختارها شروع به تبخیر شدن می‌نماید. با خروج این رطوبت از روی سطوح ریزساختارها و همچنین تفجوشی مناسب نانو زیرکونیا، بعد از یک دمای مشخص به بعد هیچ‌گونه رطوبت و یا ناخالصی اکسیدی ظاهر نمی‌گردد. بعد از دمای مذکور مقدار پوکی تاج افزایش می‌یابد و یا به‌عبارت‌دیگر شکننده‌تر می‌شود. همچنین در دمای پخت ۱۳۰۰ الی ۱۵۰۰ درجه سانتی‌گراد، فواصل بین ریزساختار تاج ترمیمی یکپارچه‌تر از سایر دماهای پخت است. لذا جهت دست‌یابی به مقاومت به ضربه بالا، محدوده دمایی بین ۱۳۰۰ الی ۱۵۰۰ درجه سانتی‌گراد به سازندگان ترمیم‌های دندانی پیشنهاد می‌گردد، هرچند که بیشترین مقاومت به ضربه در دمای ۱۵۰۰ درجه سانتی‌گراد حاصل‌شده است.



شکل (۸): تغییرات انرژی جذب‌شده برحسب دمای پخت کوره

۳-۳- بررسی پارامترهای فرزکاری در مقاومت به ضربه تاج‌های ترمیمی

در این قسمت از تحقیق به بررسی تأثیر سرعت دورانی تیغه‌فرز پرداخته‌شده است. با توجه به آزمایش‌های صورت گرفته مشاهده گردید که با افزایش سرعت برشی، فاصله شیارهای موجود بر روی تاج‌های ترمیمی بیشتر می‌شود. با افزایش سرعت دورانی تیغه‌فرز و همچنین ثابت بودن سرعت پیشروی آن، هرچه قدر این سرعت دورانی بالا باشد، عرض بیشتری را در کورس طی می‌نماید. لذا فاصله بین شیارها افزایش می‌یابد. البته شایان‌ذکر است که معمولاً در فرآیندهای ماشین‌کاری، با افزایش سرعت دورانی اسپیندل، زبری سطح کاهش می‌یابد، هرچند که در بعضی از مقالات و تحقیقات پیشین صورت گرفته مشاهده‌شده است که با افزایش سرعت دورانی، زبری سطح نیز افزایش‌یافته است، یا اینکه با افزایش سرعت دورانی، ابتدا زبری سطح کاهش و سپس افزایش‌یافته است [۱۷-۱۹] که می‌تواند به دلیل محدوده انتخابی سرعت دورانی اسپیندل باشد. در شکل **۹** تغییرات انرژی جذب‌شده (طی فرآیند ضربه به تاج ترمیمی) برحسب انواع دورهای تیغه‌فرز نشان داده‌شده است.



شکل (۹): تغییرات انرژی جذب‌شده برحسب سرعت دورانی تیغه‌فرز

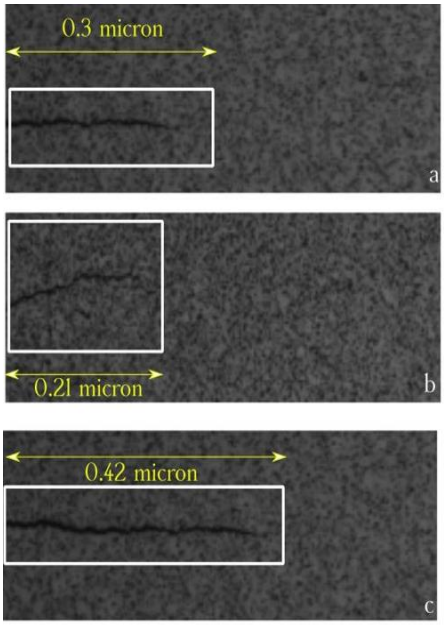
با افزایش سرعت دورانی تیغه‌فرز، مقاومت به ضربه نیز کاهش می‌یابد. علت این امر این است که با افزایش سرعت دورانی تیغه‌فرز، سطح زیرکونیا با تعداد دفعات سایش بیشتری روبرو می‌شود (در مدت مشابه) که هر چه این تعداد دفعات بیشتر باشند به همان اندازه بر روی سطح، برآمدگی‌ها بافاصله نسبتاً بیشتری از هم ظاهر می‌شوند. با افزایش فاصله بین شیارها کیفیت سطح تاج ترمیمی نیز پایین می‌آید. این شیارها بعد از قرارگیری تاج ترمیمی در کوره و پخت، باعث به وجود آمدن رگه‌هایی بر روی تاج

ترمیمی می‌شود که مقاومت به ضربه را به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای کاهش می‌دهد. با جمع‌بندی نتایج فوق می‌توان نتیجه‌گیری نمود که سرعت دورانی بهینه تیغه‌فرز برابر ۱۵۰۰ دور بر دقیقه و دمای بهینه پخت بین ۱۳۰۰ الی ۱۵۰۰ درجه سانتی‌گراد می‌باشد. از منظر جنس تاج‌های ترمیمی نیز، نمونه‌های ساخته‌شده با ۳٪ مولی ییتریا ازنقطه‌نظر مقاومت به ضربه، عملکرد بهتری دارد. شایان‌ذکر است که نوع دیگری از تاج‌های ترمیمی وجود دارند که بر اساس پایه فلزی ساخته می‌شوند؛ این نوع از تاج‌های ترمیمی (که عمدتاً از جنس طلا هستند) گران‌قیمت‌تر از تاج‌های ترمیمی سرامیکی هستند و در ایران به‌ندرت مورداستفاده قرار می‌گیرند.

۳-۴- بررسی الگوهای ترک

ازجمله شکستن‌های رایج در تاج‌های ترمیمی (به هنگام وقوع تصادف و یا ضربات ناگهانی و یا حتی قرار گرفتن جسم سخت در میان دندان‌ها) ایجاد ترک و یا لب پرشدگی در تاج‌های ترمیمی است. با توجه به اطلاعات میدانی، لب پرشدگی به‌ندرت در تاج‌های ترمیمی رخ می‌دهد و عمدتاً ترک‌های بسیار ریزی بر روی سطوح بیرونی تاج‌های ترمیمی رخ می‌دهد. در این قسمت از تحقیق به بررسی الگوی این ترک‌های ریز پرداخته‌شده و نتایج به‌دست‌آمده مورد مقایسه قرارگرفته است. برای انجام این آزمایش‌ها، سه تاج ترمیمی ساخته‌شده از نانو پودر زیرکونیای پایدارشده با ۳٪ مولی ییتریا که تحت دماهای پخت مختلف به‌دست‌آمده‌اند، تحت تست ضربه قرار گرفتند. نمونه‌های مورد آزمایش توسط میکروسکوپ الکترونیکی عبوری (SEM) مورد آنالیز قرارگرفته و نهایتاً الگوی ترک‌های ایجادشده مورد مقایسه قرار گرفت، مطابق شکل **۱۰**. از بررسی الگوهای ترک ایجادشده در شکل **۱۰** می‌توان دریافت که اندازه ترک‌ها بسیار ریز و در محدوده ۰/۴ -۰/۲ میکرون می‌باشد.

بیشترین طول ترک ایجادشده مربوط به دمای پخت $^{\circ}C$ ۱۶۰۰ و کمترین طول رشد ترک مربوط به دمای پخت $^{\circ}C$ ۱۵۰۰ می‌باشد. در دو حالت دمای پخت $^{\circ}C$ ۱۴۰۰ و $^{\circ}C$ ۱۶۰۰، رشد ترک‌های ایجادشده به‌صورت طولی می‌باشد، ولی در حالت $^{\circ}C$ ۱۵۰۰، رشد ترک به‌صورت طولی/عرضی می‌باشد که ازنظر مورفولوژی سطح نامناسب است. ذکر این نکته حائز اهمیت است که ضربات به‌طور عمودی بر تاج‌های ترمیمی وارد گردیده‌اند؛ در حالت زاویه‌دار ترکی بر روی سطوح تاجی ترمیمی ایجاد نمی‌گردید و نمونه‌ها صرفاً دچار لب‌پریدگی جزئی می‌شدند. ایجاد ترک‌های عرضی برای حالت $^{\circ}C$ ۱۵۰۰ بیانگر این مطلب هست که انرژی ضربه زننده (که در راستای طولی وارد می‌گردد) دمپ می‌شود و این انرژی به‌ناچار در راستای عمود بر طول (عرض) خود را نمایان می‌سازد. عمدتاً ازنقطه‌نظر مورفولوژیکی، ترک‌های طولی می‌توانند تا نزدیک به ریشه دندان گسترش یابند که این گسترش در طول زمان باعث ایجاد عفونت‌های شدید دندانی شده و هزینه‌های مصرف‌کننده را نیز افزایش می‌دهد. هرچند ترک‌های عرضی نیز اغلب منجر به جدا شدن از بدنه اصلی تاج ترمیمی می‌گردد، ولی عفونت‌هایی را به همراه ندارد. عرض کانال ترک ایجادشده نیز مسلماً در کیفیت مورفولوژی آن اثرگذار است. حالت $^{\circ}C$ ۱۵۰۰ دارای کمترین عرض کانال ترک هست، مسلماً هرچه این عرض کانال کمتر باشد، امکان نفوذ ترشحات دهانی به داخل تاج ترمیمی سخت‌تر و طول عمر آن نیز بیشتر می‌گردد.



شکل (۱۰): ترک ایجادشده در تاج ترمیمی زیرکونیا با ۳٪ مولی ییتریا در دمای پخت: الف) ۱۴۰۰ درجه، ب) ۱۵۰۰ درجه و ج) ۱۶۰۰ درجه سانتی‌گراد

۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق به مطالعه تجربی مقاومت به ضربه تاج‌های دندانی ساخته‌شده توسط فناوری CAD/CAM پرداخته شد. بدین منظور ابتدا، نانو پودر زیرکونیای پایدار شده با اکسید ایتریم در درصدهای مولی ۳، ۴/۵ و ۶٪ توسط روش سل-ژل تهیه و سپس تحت پرس گرم و سرد قرار گرفت (در قالب‌های قرصی شکل). پس از عملیات فرزکاری ۵ محوره و پخت در کوره، تست ضربه بر روی نمونه‌ها صورت پذیرفت. خلاصه‌ای از مهم‌ترین نتایج به‌دست‌آمده به شرح زیر است:

- با افزایش درصد ییتریا، تخلخل تاج ترمیمی بالا می‌رود که این امر باعث کاهش مقاومت در برابر ضربه تاج ترمیمی می‌گردد.
- نانو پودر زیرکونیا با ۳٪ و ۶٪ مولی ییتریا به ترتیب کمترین و بیشترین اندازه ریزساختار را دارا می‌باشد. همچنین، به ازای زمان‌های مختلف نگه‌داری در کوره، نانو پودر زیرکونیا با ۳٪ و ۶٪ مولی ییتریا به ترتیب بیشترین و کمترین میزان چگال شدگی را دارا می‌باشد.
- جهت دست‌یابی به مقاومت به ضربه بالا، محدوده دمایی بین $^{\circ}C$ ۱۳۰۰ الی $^{\circ}C$ ۱۵۰۰ به سازندگان ترمیم‌های دندانی پیشنهاد می‌گردد.
- با افزایش سرعت دورانی تیغه‌فرز به دلیل ظهور رگه‌های ریز در بدنه، مقاومت به ضربه کاهش می‌یابد.
- بررسی الگوی ترک‌های ایجادشده (توسط تصاویر میکروسکوپ الکترونی عبوری) نشان داد که اندازه ترک‌ها بسیار ریز و در محدوده ۰/۲-۰/۴ میکرون می‌باشد. بیشترین طول ترک ایجادشده مربوط به دمای پخت $^{\circ}C$ ۱۶۰۰ و کمترین طول ترک مربوط به دمای پخت $^{\circ}C$ ۱۵۰۰ می‌باشد.

۵- سپاسگزاری

نویسندگان از شرکت کاشی تبریز برای فراهم نمودن شرایط موردنیاز این کار تحقیقاتی، نهایت تقدیر و تشکر را به عمل می‌آورند.

۶- فهرست علائم

E	انرژی پتانسیل
h	ارتفاع چکش
L	طول آونگ
m	جرم ضربه زننده
P	فشار
T	دما

۷- مراجع

[1] Okada KT MA, Akihiro A, Hirokazu K, Seiji B, Tatsushi K, Jun T. Fracture strength testing of crowns made of CAD/CAM composite resins. Journal of Prosthodontic Research. 2018;62(3):287-92.

[2] Yamaguchi Kani R KK, Tsuji M, Inoue S, Lee Cand Imazato S. Fatigue behavior and crack initiation of CAD/CAM resin composite molar crowns. Dental Materials. 2018;34(10):1578-84.

[3] Fasbinder DJ DJ, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. The Journal of the American Dental Association. 2010; 141: 10-4.

[4] Lawson NC BR, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dental Materials. 2016;32(11):275-83.

[5] Khaledi AA FM, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. The Journal of prosthetic dentistry. 2019;124(1):81-6.

[6] Ioannidis A BD, Hämmerle CHF, Hüsler J, Birrer O, Mühlemann S. Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-thin occlusal veneers on molars. Dental Materials. 2020;36(4):109-16.

[7] Bindl A LH, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. Dental Materials. 2006;22(1):29-36.

[8] Lohbauer U PA, Greil P. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. Journal of Biomedical Materials Research. 2002;63(6):780-5.

[9] Lopes FC P-DR, Campi LB, Roselino RF, Gomes ÉA, Canevese, VA, de Sousa-Neto MD. Surface topography and bond strength of CAD–CAM milled

zirconia ceramic luted onto human dentin: effect of surface treatments before and after sintering. Applied Adhesion Science. 2018;6(1):1-11.

[10] Sanches IB MT, Kappler R, Oliveira MV, Carvalho AO, Lima EMCX. Marginal adaptation of CAD-CAM and heat-pressed lithium disilicate crowns: A systematic review and meta-analysis. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2021.

[11] Horti NC KM, Nataraji SK, Wari MN, Inamdar SR. Structural and optical properties of zirconium oxide (ZrO2) nanoparticles: effect of calcination temperature. Nano Express. 2020;1(1).

[12] Meriam JL KL. Engineering Mechanics Dynamics. New Jersey: Wiley & Sons; 2013.

[13] Jakovac M KT, Radatović B, Bafti A, Skoko Ž, Pavić L, Žic M. Impact of Sandblasting on Morphology, Structure and Conductivity of Zirconia Dental Ceramics Material. Materials. 2021;14(11).

[14] Cadi-Essadek A RA, de Leeuw NH. Density functional theory study of the interaction of H2O, CO2 and CO with the ZrO2 (111), Ni/ZrO2 (111), YSZ (111) and Ni/YSZ (111) surfaces. Surface Science. 2016; 653: 153-62.

[15] Hutama AS ML, Chou CP, Irle S, Hofer TS. Development of Density-Functional Tight-Binding Parameters for the Molecular Dynamics Simulation of Zirconia, Yttria, and Yttria-Stabilized Zirconia. ACS omega. 2021;6(31):20530-48.

[16] Bahamirian M H, SMM, Farvizi M, Rahimipour MR, Keyvani A. Phase stability of ZrO2 9.5 Y2O3 5.6 Yb2O3 5.2 Gd2O3 compound at 1100° C and 1300° C for advanced TBC applications. Ceramics International. 2019;45(6):7344-50.

[17] Gao P LZ, Wang X, Zhou T, Xie J, Li S, Shen W. Fabrication of a Micro-Lens Array Mold by Micro Ball End-Milling and Its Hot Embossing. Micromechanis. 2018;9(96):1-12.

[18] Azmi AI LJ, Bhattacharyya D. Machinability study of glass fibre-reinforced polymer composites during end milling. International Journal of Advance Manufacturing Technology. 2013; 64: 247–61.

[19] Liu J YX. Effect of Milling Parameters on Surface Roughness for High-speed Milling of Pre-sintering Zirconia. Advanced Materials Research. 2014; 988: 253-6.

Journal of Aerospace Mechanics/ 2022/ Vol.18/ No.3/ 1-12

Journal of Aerospace Mechanics

DOR: 20.1001.1.26455323.1401.18.3.1.3

Experimental Investigation on the Impact Resistance of Fabricated Dental Restorations Made of Zirconia Nano Powder Stabilized by Yttrium Oxide using CAD/CAM Technology

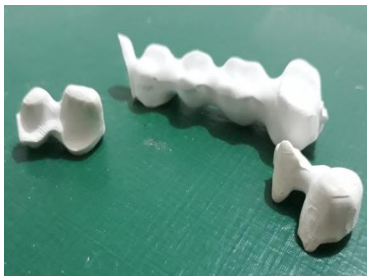
Farzad Pashmforoush[1]*, Seyed Hasan Mousavi Sani[2]

[1] Associate Professor, Faculty of Engineering, University of Maragheh, Maragheh, Iran
[2] M.Sc. Student, Faculty of Engineering, University of Maragheh, Maragheh, Iran

HIGHLIGHTS

- Impact resistance of CAD/CAM fabricated dental restorations was investigated experimentally.
- By increase of the yttria content, the porosity of dental crowns increased
- in the range of 1300-1500 °C, the maximum impact strength was achieved.

GRAPHICAL ABSTRACT



ARTICLE INFO

Article history:
Article Type: Research paper
Received: 12 June 2022
Received in revised form: 6 July 2022
Accepted: 22 July 2022
Available online: 15 August 2022
*Correspondence:
f.pashmforoush@maragheh.ac.ir
How to cite this article:
F. Pashmforoush, S.H.M. Sani. Experimental investigation on the impact resistance of fabricated dental restorations made of zirconia nano powder stabilized by yttrium oxide using CAD/CAM technology. Journal of Aerospace Mechanics. 2022; 18(3):1-12.

Keywords:
CAD/CAM
Impact Strength
Dental Restorations
Zirconia

ABSTRACT

In this study, the impact resistance of CAD/CAM fabricated dental restorations was investigated experimentally. For this purpose, after preparation of zirconia-yttrium oxide nano powder by sol-gel method, hot and cold pressing was performed, followed by 5-axis milling operation. Finally, the impact tests were carried out and the fracture energy was calculated. In this regard, the influence of yttria content, rotational speed of milling machine and curing temperature was evaluated. The obtained results indicated that by increase of the yttria content, the porosity of dental crowns increased, leading to the reduction of the impact strength. Also, it was observed that by increase of the rotational speed, the impact strength decreased. From the viewpoint of the curing temperature; it was found that in the range of 1300-1500 °C, the maximum impact strength was achieved. Finally, SEM images revealed the presence of very short cracks, being in the range of 0.2 - 0.4 μm.

* Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Imam Hossein University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.