

ساخت کامپوزیت چگال ماشینکاری شونده به روش زینتر بر پایه

سیستم‌های شیشه - سرامیک CPNT و CPMSF

وحیده تیزجنگ^۱، سارا بنی جمالی^۲، بهمن میرهادی^۱^۱ دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره)، پژوهشکده سرامیک، پژوهشگاه مواد و انرژی

Vahidetizjang@yahoo.com

چکیده:

هدف از این پژوهش، بررسی رفتار زینتر پذیری، خواص مکانیکی و ریزساختار سیستم‌های شیشه-سرامیک $CaO-P_2O_5-Na_2O-TiO_2$ (CPNT) و $CaO-P_2O_5-MgO-SiO_2-F$ (CPMSF) و همچنین کامپوزیت تلفیق شده از دو سیستم مذکور می‌باشد. در این راستا، کامپوزیت CPMSF:CPNT با نسبت وزنی ۴۰:۶۰ به روش زینتر مخلوط پودر شیشه سیستم‌های پایه تهیه شد. رفتار زینترپذیری و تبلور سیستم‌های پایه و کامپوزیت با استفاده از آزمون پراش پرتو ایکس (XRD) و آنالیز حرارتی افتراقی (DTA) بررسی شد. ارزیابی خواص مکانیکی نمونه‌های کاملاً زینترشده، حاکی از افزایش مقادیر استحکام خمشی و میکروسختی نمونه‌های کامپوزیت در مقایسه با شیشه‌های پایه بود. مقادیر استحکام خمشی و میکروسختی کامپوزیت مذکور به ترتیب $154/1$ MPa و 683 VHN به دست آمد. همچنین، کامپوزیت‌های ذکر شده دارای قابلیت ماشینکاری شونده‌ی متوسط بدون وقوع شکست بوده که این خود حاکی از آن می‌باشد که کامپوزیت مذکور، توانایی لازم جهت کاربرد به عنوان کاشتنی در بدن را دارا می‌باشند. جهت بررسی ریزساختار از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) استفاده شد.

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۱۴ دی ۱۳۹۳

پذیرش: ۷ تیر ۱۳۹۴

کلید واژه:

شیشه-سرامیک، زینترپذیری، تبلور، خواص مکانیکی

۱- مقدمه

استفاده از سرامیک‌های مختلف به عنوان زیست ماده^۱ از سال ۱۹۷۰ میلادی به طور گسترده مورد توجه قرار گرفته است [۱-۲]. سرامیک‌های زیستی، موادی هستند که به وسیله

زینتر یا ذوب مواد خام غیر آلی به منظور جایگزینی و یا تعمیر برخی اعضا و قسمت‌های آسیب دیده ساخته می‌شوند [۲-۳]. سرامیک‌های زیستی، صرف نظر از ماهیت و جنس آنها بر اساس واکنشی است که محیط فیزیولوژیک بدن با آنها انجام می‌دهد، به سه دسته سرامیک‌های زیست خنثی^۲،

² Bioinert¹ Biomaterial



سرامیک‌های زیست تخریب پذیر^۳ و سرامیک‌های زیست فعال^۴ تقسیم می‌شوند [۴]. سرامیک‌های زیست فعال قابلیت برقراری پیوند با بافت‌های بدن را از طریق ایجاد لایه‌ای از کلسیم و فسفر (لایه هیدروکسی آپاتیت) را دارند [۵]. نمونه‌هایی از سرامیک‌های زیست فعال، هیدروکسی آپاتیت، بتا تری کلسیم فسفات، برخی از شیشه‌ها و شیشه-سرامیک‌ها می‌باشد [۶ و ۱]. از میان سرامیک‌های زیستی، شیشه-سرامیک‌های زیست فعال علاوه بر دارا بودن خواص زیست فعالی و زیست سازگاری، می‌توانند در کاربردهای تحمل بار که نیاز به استحکام خمشی و چقرمگی شکست بالایی به ترتیب در محدوده ۲۱۵-۹۰ MPa و $1/2-2 \text{MPa.m}^{1/2}$ دارند، استفاده شوند [۷-۸].

شیشه-سرامیک‌های سیستم $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-MgO-SiO}_2$ -F (CPMSF) برای اولین بار در سال ۱۹۸۰ میلادی توسط Kokubo معرفی شد که به شیشه-سرامیک‌های A-W (آپاتیت-ولاستونیت) شهرت دارند. دارا بودن استحکام خمشی و چقرمگی شکست بالا نسبت به سایر شیشه‌ها و شیشه-سرامیک‌ها به سبب رسوب فاز β -ولاستومیت از ویژگی‌های این سیستم شیشه-سرامیکی می‌باشد. هم چنین تبلور فاز بلورین فلوروآپاتیت، خواص زیست فعالی و زیست سازگاری مناسبی به این سیستم می‌بخشد [۹-۱۰].

شیشه-سرامیک‌های سیستم $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-Na}_2\text{O}$ -TiO₂ (CPNT) برای اولین بار توسط پژوهشگران ژاپنی به رهبری Kassuga در دهه ۹۰ میلادی معرفی شدند [۱۱]. در شیشه-سرامیک‌های متعلق به این سیستم، فازهای بلورین بتا تری کلسیم فسفات (($\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) به اختصار

۲- فعالیت‌های تجربی

مواد اولیه جهت ساخت شیشه پایه سیستم CPNT (به اختصار CT) با ترکیب $40/6\text{CaO}$ ، $51/3\text{P}_2\text{O}_5$ ، $5/3\text{Na}_2\text{O}$ ، $2/99\text{TiO}_2$ (درصد وزنی)، کربنات کلسیم (Merck, 102069)، اکسید فسفر (Merck, 100540)، کربنات سدیم (Merck, 106398) و اکسید تیتانیوم (Merck, 100808) و برای ساخت شیشه پایه سیستم CPMSF (به اختصار CF) با ترکیب $44/7\text{CaO}$ ، $16/2\text{P}_2\text{O}_5$ ، $4/6\text{MgO}$ ، $33/4\text{SiO}_2$ ، $0/5\text{F}$ (درصد وزنی)، اکسید کلسیم (Merck, 102106)، اکسید فسفر (Merck, 100540)، اکسید منیزیم (Merck, 105866)، سیلیس ستران (کد SA10) و فلورید کلسیم (Merck, 102840) بودند. تمامی مواد اولیه مصرفی دارای خلوص

³ Biodegradable

⁴ Bioactive



ساخت شرکت آذرکوره با سرعت گرمایش $10^{\circ}\text{C}/\text{min}$ و ماندگاری یک ساعت استفاده شد. جهت اطمینان شناسایی فاز های بلورین تشکیل شده در قطعات شیشه-سرامیکی از دستگاه پراشگر پرتو ایکس (Philips) XRD استفاده شد. بعد از عملیات حرارتی نمونه‌ها در دما های مختلف، جهت تعیین دمای بهینه زینترپذیری، از روش ارشمیدس بر اساس استاندارد ASTM C373 [14] استفاده شد. خواص مکانیکی ارزیابی شده در این پژوهش، شامل استحکام خمشی، سختی، قابلیت ماشینکاری شوندگی می‌باشد. برای اندازه‌گیری استحکام خمشی از آزمون سه نقطه‌ای، بر اساس استاندارد ASTM C158 [15] و دستگاه Zwick/Roell (Z100) مجهز به دستگاه مانتورینگ و سرعت اعمال بار $0.5\text{ mm}/\text{min}$ استفاده شد. برای ساخت نمونه‌های استحکام از قالب‌های فولادی $1 \times 1 \times 6\text{ cm}^3$ استفاده شد. تعداد نمونه‌های مورد آزمایش برای هر ترکیب 5 نمونه بود. جهت محاسبه استحکام خمشی نمونه‌ها از رابطه 1 استفاده شد.

$$M = \frac{3PL}{2bd^2} \quad (1)$$

M = استحکام خمشی نمونه (MPa)

P = نیروی شکست (N)

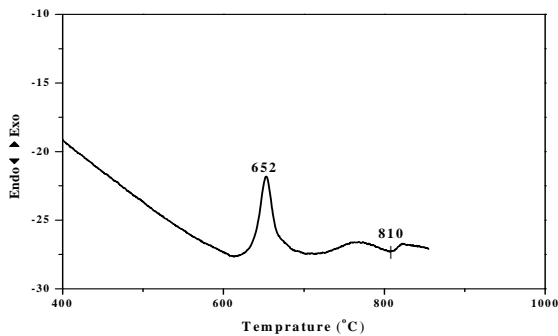
L = فاصله دو تکیه‌گاه (mm)

b = عرض نمونه (mm)

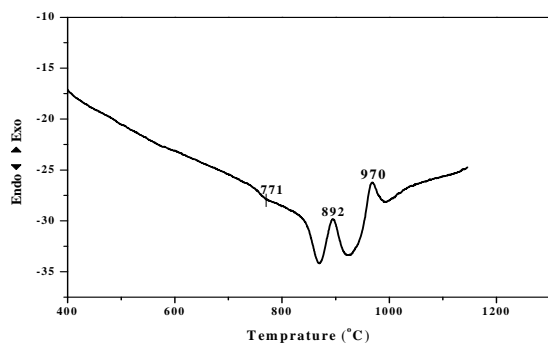
d = ضخامت نمونه (mm)

سختی نمونه‌ها توسط دستگاه ریزسختی سنج ویکرز (Akashi, MVK-H21) و بر اساس استاندارد ASTM C1327 [16] با بار 100 گرم و زمان 15 ثانیه اندازه‌گیری شد. به منظور ارزیابی قابلیت ماشینکاری، از مته فولادی

بالای 98٪ بودند. مخلوط کاملاً همگن مواد اولیه درون بوتله‌های آلومینایی، در کوره الکتریکی 1600°C ساخت شرکت Vecstar مدل VF ذوب شد. دمای کوره برای ذوب شیشه سیستم CT و CF به ترتیب 1380°C و 1480°C بود. مذاب به دست آمده به سرعت در آب سرد ریخته شده و به فریت تبدیل شد. فریت به دست آمده به مدت 30 دقیقه توسط آسیای ماهواره ای به صورت خشک آسیاب شده و از الک مش 200 (اندازه چشمه کوچکتر از 75 میکرون) عبور داده شد. به منظور بررسی رفتار تبلور هر یک از دو سیستم CT و CF، از شیشه‌هایی با اندازه ذرات کوچکتر از $75\text{ }\mu\text{m}$ و دستگاه آنالیز حرارتی افتراقی همزمان (STA, PL-) (1640) به همراه پودر مرجع $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ در اتمسفر هوا و سرعت گرمایش $10^{\circ}\text{C}/\text{min}$ استفاده شد. به منظور ساخت کامپوزیت TF (تلفیق شده از CT و CF)، نسبت 60:40 (CPMSF:CPNT) با استفاده از همزن مغناطیسی، به مدت 5 ساعت در محیط استون مخلوط شد. سپس مخلوط‌های حاصله در دمای 70°C به مدت 12 ساعت خشک شد. جهت شکل دهی پودر شیشه دو سیستم CT و CF و هم چنین کامپوزیت‌های TF، از قالب فولادی استوانه‌ای شکل و پرس هیدرولیک دستی تک محوره با فشار اولیه 30 MPa و فشار ثانویه 50 MPa استفاده شد. عملیات حرارتی جهت رسیدن به فازهای مورد نظر در محدوده دمایی $700\text{--}950^{\circ}\text{C}$ برای سیستم CT، محدوده دمایی $800\text{--}1050^{\circ}\text{C}$ برای سیستم CF و محدوده دمایی $850\text{--}1300^{\circ}\text{C}$ برای کامپوزیت FT و با فواصل دمایی 50° انجام شد. تعداد نمونه‌های مورد آزمایش برای هر دما، 5 نمونه بود. برای انجام این کار از کوره الکتریکی 1450°C

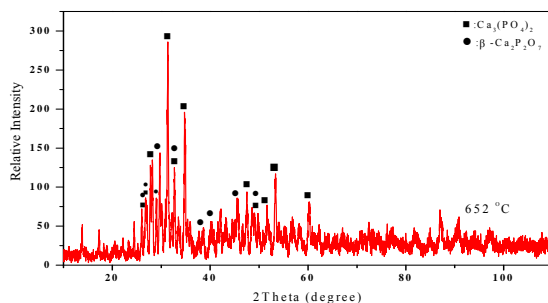


شکل ۱- الگوی DTA شیشه CT با اندازه ذرات کوچکتر از $75\mu\text{m}$ و سرعت گرمایش $10^\circ\text{C}/\text{min}$



شکل ۲- الگوی DTA شیشه CF با اندازه ذرات کوچکتر از $75\mu\text{m}$ و سرعت گرمایش $10^\circ\text{C}/\text{min}$

به منظور شناسایی فازهای بلورینی که در پیک‌های تبلور شیشه‌های مورد بررسی تشکیل می‌شوند، هریک از شیشه‌ها در دمای پیک یا پیک‌های تبلور مربوطه به طور جداگانه به مدت ۱۰ دقیقه و با سرعت $10^\circ\text{C}/\text{min}$ عملیات حرارتی و بلافاصله از کوره خارج شد.



شکل ۳- الگوی پراش پرتو ایکس از نمونه CT پس از ۱۰ دقیقه عملیات حرارتی در پیک تبلور

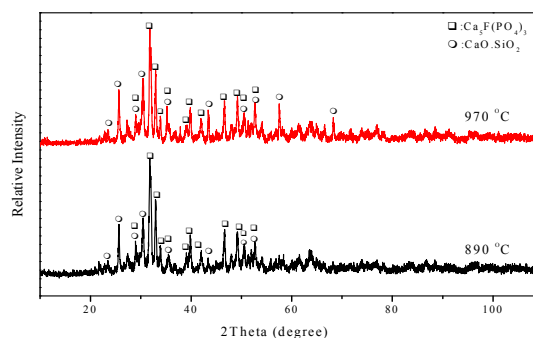
معمولی به قطر ۲mm با سرعت ۱۴۵۰ دور در دقیقه استفاده شد. برای تعیین قابلیت ماشینکاری از پارامترهایی چون میزان سایش ابزار، زبری و صافی سطح و سرعت سوراخ شدن استفاده شد. به منظور ارزیابی ریزساختار، ابتدا نمونه‌ها به وسیله کاغذ سمباده تا شماره ۱۵۰۰ ساییده و سپس با خمیر الماسه ۱ میکرون پرداخت شد. اچ شیمیایی نمونه‌های شیشه-سرامیک سیستم CT با محلول ۵٪ اسیدکلریدریک به مدت ۲۰ ثانیه، سیستم CF توسط محلول اسیدفلوئوریدریک به مدت ۹۰ ثانیه و نمونه کامپوزیت TF با محلول ۵٪ اسیدفلوئوریدریک به مدت ۱۵-۵ ثانیه صورت گرفت. پس از پوشش‌دهی نمونه‌ها با لایه نازک طلا، ریزساختار آنها با میکروسکوپ الکترونی روبشی (FESEM-ZEISS) بررسی شد.

۳- نتایج و بحث

مطابق شکل ۱، در الگوی DTA شیشه CT، در دمای 810°C ، پیک گرماگیر کوچکی دیده می‌شود که ناشی از ذوب جزئی فازهای بلورین در اثر واکنش با فاز شیشه باقیمانده می‌باشد. این مذاب جزئی، می‌تواند در زینتر شدن ذرات پودر شیشه در عملیات حرارتی در این محدوده دمایی نقش داشته باشد. مطابق شکل ۲، دو پیک تبلور اصلی در الگوی DTA شیشه CF در دماهای 892°C و 970°C مشاهده می‌شود و دمای نرم شونده‌گی دیلاتومتری (T_s) این شیشه 771°C می‌باشد.



رسیدن به دمای 850°C کامل می‌شود. بهترین دما برای زینترپذیری در مورد سیستم شیشه-سرامیک CF، با توجه به نتایج به دست آمده، 1000°C در نظر گرفته شد. اگرچه در مورد این سیستم در محدوده دمایی قبل از این دما نیز، انقباض خطی و جذب آب مناسبی به دست آمده بود، ولی با توجه به نتایج DTA شیشه CF (شکل ۲) و وجود پیک تبلور در 970°C ، دمای بهینه زینتر 1000°C در نظر گرفته شد تا تبلور فاز ولاستونیت کامل شود. با توجه به نتایج به دست آمده از سنجش زینترپذیری می‌توان گفت که کامپوزیت TF در دمای 1200°C رفتار زینترپذیری مناسبی دارد. کامپوزیت‌های TF نسبت به شیشه-سرامیک‌های پایه از دمای زینتر بالاتری برخوردارند و به عبارتی دیگر، زینترپذیری آنها نسبت به شیشه-سرامیک‌های پایه با دشواری بیشتری روبرو می‌باشد. در توضیح این مورد، باید به این نکته توجه داشت که قرارگرفتن دو فریت مختلف با ترکیب شیمیایی مختلف در نمونه‌های کامپوزیتی به علت ایجاد گرادیان غلظتی از اجزای سازنده دوفریت، امکان انتقال جرم و بروز مؤثرتر پدیده تبلور را مطرح می‌سازد، دلیل این مدعا تشکیل فاز انستاتیت ($\text{MgO} \cdot \text{SiO}_2$) بر اساس الگوی XRD شکل ۸ می‌باشد. بدیهی است که در صورت وقوع بیشتر تبلور در نمونه‌های کامپوزیت نسبت به نمونه‌های شیشه-سرامیک، گرانیوی فاز شیشه به جامانده از تبلور به شدت افزایش خواهد یافت که پیامد آن افزایش گرانیوی فاز شیشه به جا مانده از تبلور و بالا رفتن دمای مناسب زینتر خواهد بود.

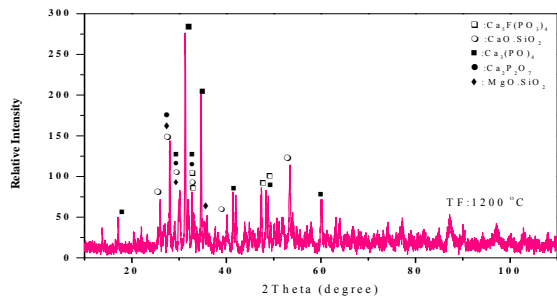


شکل ۴- الگوهای پراش پرتو ایکس از نمونه CF پس از ۱۰ دقیقه عملیات حرارتی در پیک‌های تبلور

مطابق شکل ۳، در پیک تبلور شیشه CT، فازهای بلورین ویتلوکیت $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ و بتاپیروکلسیم فسفات (β - $\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$) با ساختار بلوری تتراگونال تشکیل می‌شود. در شکل ۴، دماهای 890°C و 970°C به ترتیب الگوهای XRD مربوط به اولین و دومین پیک تبلور شیشه CF می‌باشند. مطابق این شکل، در اولین پیک تبلور، فازهای بلورین فلوروآپاتیت $(\text{Ca}_5\text{F}(\text{PO}_4)_3)$ و ولاستونیت ($\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$) تشکیل می‌شوند و عملیات حرارتی دومین پیک تبلور منجر به افزایش شدت پیک‌های ولاستونیت و هم‌چنین ظهور پیک‌های جدید این فاز بلورین می‌گردد. بنابراین، به نظر می‌رسد که دمای 890°C مربوط به تبلور فاز فلوروآپاتیت و دمای 970°C مربوط به تبلور فاز ولاستونیت می‌باشد. ارزیابی زینترپذیری با اندازه‌گیری پارامترهای انقباض خطی، جذب آب و مقدار چگالی توده‌ای صورت گرفت. با توجه به شکل‌های (۵) الی (۷)، بهترین دمای زینترپذیری برای سیستم شیشه-سرامیک CT، 850°C می‌باشد. در این سیستم، در دماهای بالاتر از 800°C ، زینتر شدن از طریق جریان سیلان ناروان ناشی از کاهش گرانیوی فاز شیشه به جا مانده از تبلور آغاز شده و با



می باشد. انستاتیت فاز جدید متبلور شده در این کامپوزیت می باشد که دارای ساختار بلوری اورتورومبیک می باشد.



شکل ۸- الگوی پراش پرتو ایکس نمونه های کامپوزیت

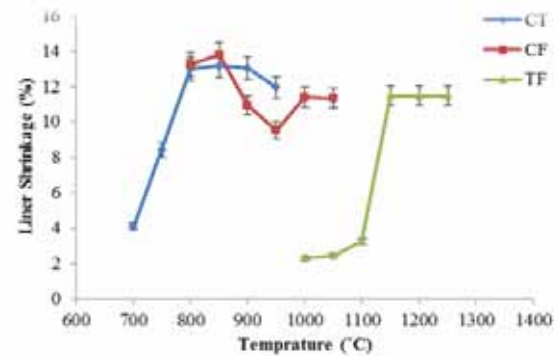
TF در دمای بهینه زینتر

نتایج خواص مکانیکی نمونه های شیشه-سرامیک CT، CF و کامپوزیت TF در جدول ۱ آورده شده است.

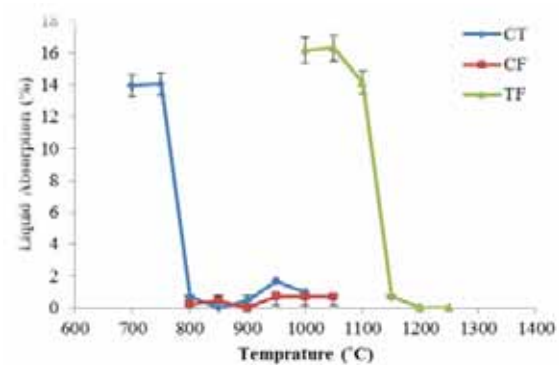
جدول ۱- نتایج ارزیابی خواص مکانیکی نمونه های شیشه-سرامیک و کامپوزیت

نمونه			خواص مکانیکی
TF	CF	CT	
۱۵۴/۱±۱۱/۶	۹۹/۴±۱۹/۸	۷۹/۱±۸/۳	استحکام خمشی (MPa)
۶/۸±۰/۳۱	۶/۸±۰/۰۷	۴/۹±۰/۴۵	میکروسختی (GPa)
خوب	خوب	بسیار خوب	ماشینکاری شوندگی

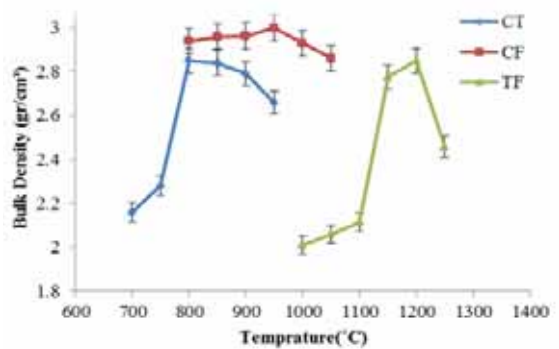
با توجه به جدول ۱، نمونه های TF دارای بیشترین مقدار سختی می باشد. علت این امر را می توان به تخلخل های موجود در نمونه ها ارتباط داد. چگالی نسبی نمونه های CT، CF و TF در دمای بهینه زینتر، به ترتیب ۹۸/۲، ۹۶/۶ و ۹۸/۶٪ تعیین شد. نمونه های CF و TF دارای چگالی نسبی بالا و در نتیجه کمترین تخلخل می باشند که منجر به افزایش سختی این نمونه ها می گردد. از طرف دیگر صرفاً با توجه به مقدار تخلخل نمی توان راجع به سختی نظر داد. زیرا، نمونه CT نیز علیرغم



شکل ۵- تغییرات انقباض خطی بر حسب دمای زینتر



شکل ۶- تغییرات جذب آب بر حسب دمای زینتر

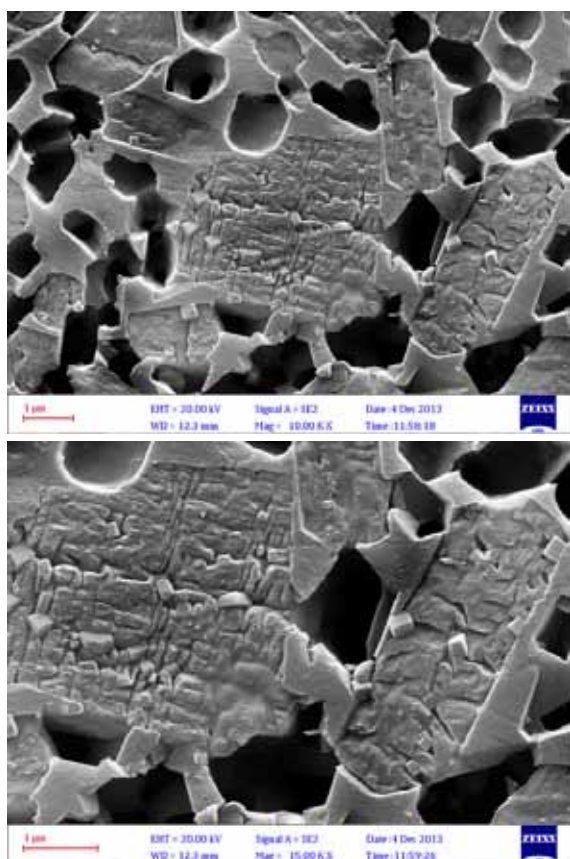


شکل ۷- تغییرات چگالی توده ای بر حسب دمای زینتر

الگوی پراش پرتو ایکس از نمونه کامپوزیت TF عملیات حرارتی شده در دمای بهینه زینتر ۱۲۰۰°C در شکل (۸) نشان شده است. مطابق شکل، فازهای بلورین متبلور شده در نمونه کامپوزیت TF، ویتلوکیت، آلفا پیروفسفات کلسیم، فلوروآپاتیت، ولاستونیت و انستاتیت (MgO.SiO₂)



ریز ساختار شیشه - سرامیک سیستم CT در شکل ۱۰ نشان داده شده است، در تصاویر SEM نمونه CT، بلورهای مکعبی و کروی با رنگ روشن قابل مشاهده هستند. با توجه به نتایج XRD (شکل ۳) و حضور غالب فاز ویتلوکیت، ذرات کروی به این فاز نسبت داده شدند. مطابق شکل، حضور حفراتی با اشکال هندسی نامنظم در نمونه CT، کاملاً محسوس است. با توجه به میزان جذب آب این نمونه در دمای بهینه زینتر (شکل ۶)، این حفرات تخلخل نبوده و ناشی از حذف $\beta\text{-Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$ با توجه به مقاومت شیمیایی کم این فاز طی مرحله اچ شیمیایی می باشد [۱۷].

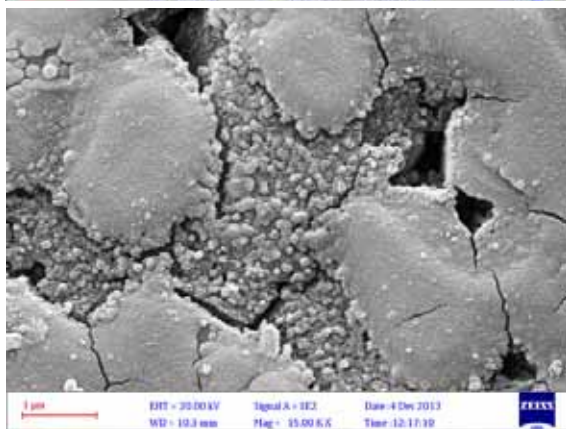
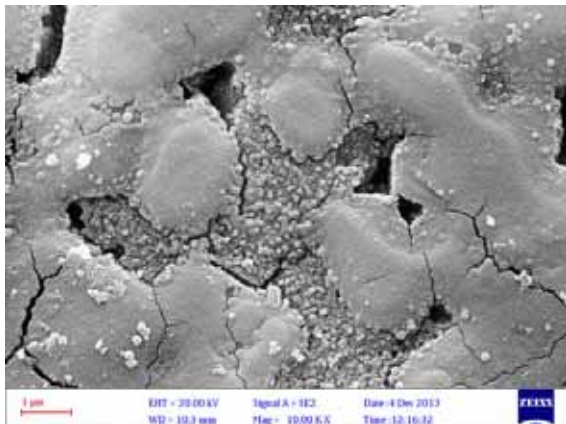


شکل ۱۰- تصاویر SEM از ریزساختار نمونه شیشه-سرامیک CT بزرگنمایی (a) $\times 10000$ (b) $\times 15000$

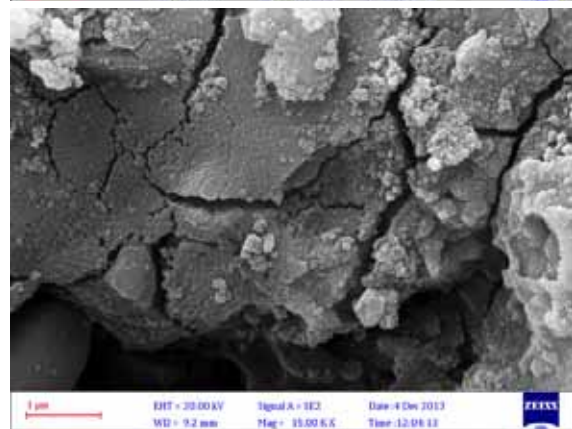
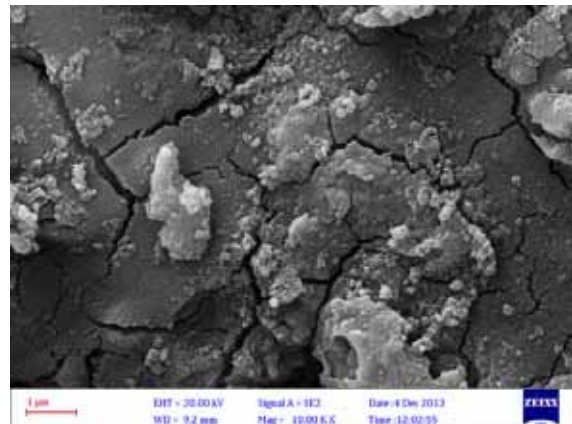
داشتن چگالی نسبی بالا، کمترین میزان سختی را دارد. بنابراین نوع فازهای بلورین نیز بر مقدار سختی تأثیر گذار است. ولاستونیت و انستاتیت در مقایسه با فازهای کلسیم فسفاتی دارای سختی بالاتری بوده، در نتیجه تبلور این فازها در نمونه‌های کامپوزیت TF، سبب افزایش سختی این نمونه‌ها نسبت به نمونه CT می‌شود. نمونه‌های کامپوزیت TF دارای بیشترین استحکام خمشی می‌باشند. علت این امر می‌تواند ناشی از حضور همزمان سه فاز با خواص مکانیکی خوب مانند ولاستونیت، انستاتیت و $\alpha\text{-CPP}$ باشد. قابل ذکر است میزان تخلخل کمتر نمونه‌های TF نسبت به سایرین نیز عامل دیگری در جهت افزایش استحکام آنها محسوب شود. نمونه CT دارای قابلیت ماشینکاری شونددگی بسیار خوب و نمونه‌های CF و TF دارای قابلیت ماشینکاری شونددگی خوب می‌باشند. معیار ارزیابی این خصوصیت، سختی نمونه و تخلخل موجود در آن می‌باشد. هرچه سختی نمونه ای زیاد باشد، قابلیت ماشینکاری شونددگی آن کاهش می‌یابد. هم چنین تفاوت در کیفیت ماشینکاری شونددگی نمونه TF با CT را می‌توان تبلور فاز $\alpha\text{-CPP}$ دانست که در مغایرت با تبلور فاز $\beta\text{-CPP}$ در نمونه CT می‌باشد. تصویری از نمونه‌های ماشینکاری شده در شکل ۹ نشان داده شده است.



شکل ۹- تصویر نمونه‌های ماشینکاری شده



شکل ۱۲- تصاویر SEM از ریزساختار نمونه کامپوزیت TF بزرگنمایی (a) $\times 10000$ (b) $\times 15000$



شکل ۱۱- تصاویر SEM از ریزساختار نمونه شیشه-سرامیک CF بزرگنمایی (a) $\times 10000$ (b) $\times 15000$

۴- نتیجه گیری

نمونه‌های شیشه-سرامیک فسفاتی CT و سیلیکاتی CF به ترتیب در دماهای ۸۵۰ و ۱۰۰۰°C زینترپذیری مناسبی داشتند، در حالی که نمونه‌های کامپوزیت TF در دمای ۱۲۰۰°C، از زینترپذیری خوبی برخوردار بود. فازهای بلورین متبلور شده در نمونه CT، ویتلوکیت و بتا پیرو فسفات کلسیم و در نمونه CF، فلورواپاتیت و ولاستونیت بود. فازهای بلورین متبلور شده در نمونه‌های کامپوزیت TF، ترکیبی از حضور فازهای ذکر شده در سیستم‌های پایه به همراه ظهور فاز جدید انستاتیت بود. با ارزیابی خواص

در تصاویر SEM نمونه CF که در شکل ۱۱ آورده شده است، بلورهای کروی با ابعاد کمتر از ۲۰۰nm به وضوح قابل مشاهده هستند. با توجه به نتایج XRD (شکل ۴) و حضور غالب فاز فلورواپاتیت در این گراف، بلورهای کروی به این فاز نسبت داده می‌شوند. در شکل ۱۲ تصاویر SEM مربوط به نمونه TF آورده شده است، مشابه تصاویر SEM مربوط به نمونه‌های CT و CF، بلورهای کروی با ابعاد کمتر از ۲۰۰nm قابل مشاهده می‌باشند. با توجه به نتایج مربوط به نمونه‌های CT و CF، بلورهای کروی در نمونه TF، به فازهای کلسیم فسفاتی نظیر ویتلوکیت و فلورواپاتیت نسبت داده شدند.



- SiO₂-P₂O₅, J. European Ceramic Society, 24, (2004), 3529-3533.
- [9] V. Cannillo, F. Pierli, S. Sampath and Cristina Siligardi, Thermal and physical characterisation of apatite/wollastonite bioactive glass-ceramics, J. European Ceramic Society, 29, (2009), 611-619.
- [10] J. Park, A. Ozturk, Tribological properties of MgO-CaO-SiO₂-P₂O₅-F-based glass-ceramic for dental applications, Materials Letters, 61, (2007), 1916-1921.
- [11] T. Kasuga, M. Sawada, M. Nogami and Y. Abe, Bioactive ceramics prepared by sintering and crystallization of calcium phosphate invert glasses, J. Biomaterials., 20, (1999), 1415-1420.
- [12] T. Kasuga, Bioactive calcium pyrophosphate glasses and glass-ceramics, J. ActaBiomaterialia., 1, (2005), 55-64.
- [13] A. Obata, M. Sasaki and T. Kasuga, Control of β -Tricalcium Phosphate Formation in Macroporous Phosphate Glass-Ceramic Composites., J. Materials Transactions, 48, No. 3 (2007), 313-316.
- [14] ASTM C 373- 88, "Standard Test Method for Water Absorption, Bulk Density, Apparent Porosity, and Apparent Specific Gravity of Fired Whiteware Products", (2006).
- [15] ASTM C 158 -02, "Standard Test Methods for Strength of Glass by Flexure (Determination of Modulus of Rupture)", (2000).
- [16] ASTM C 1327, "Standard Test Method for Vickers Indentation Hardness of Advanced Ceramics", (2003).
- [17] س. بنی جمالی، "بررسی اثر ترکیب و عوامل جوانه‌زا بر قابلیت تبلور و آرایش خودخواسته تخلخل‌ها در شیشه-سرامیک‌های سیستم (R₂O/RO)-TiO₂-P₂O₅"، پایان‌نامه دکتری، پژوهشگاه مواد و انرژی، ۱۳۹۰.
- مکانیکی نمونه‌های بهینه زینتر شده CF، CT و کامپوزیت TF، مشاهده شد که نمونه کامپوزیت TF در مجموع دارای خواص مکانیکی بهتری می‌باشد به طوری که، این نمونه‌ها نسبت به سیستم‌های پایه از مقادیر استحکام خمشی بالاتری برخوردار بودند که کاربرد این کامپوزیت‌ها را به عنوان کاشتنی میسر می‌سازد.

مراجع

- [1] Kokubo, H. M. Kim, M. Kawashita, Novel bioactive materials with different mechanical properties, Biomaterials, 24, (2003), 2161-2175.
- [2] J. Chevalier and L. Gremillard, Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years, J. European Ceramic Society, 29, (2009), 1245-1255.
- [3] Qi-Zhi Chen, Yuan Li, Li-Yu Jin, Julian M.W. Quinn, Paul A. Komesaroff, A new sol-gel process for producing Na₂O-containing bioactive glass ceramics, ActaBiomaterialia, 6, (2010), 4143-4153.
- [4] R. B. Heimann, "Materials Science of Crystalline Bioceramics: A Review of Basic Properties and Applications", J. CMU, (2002), Vol. 1(1).
- [5] J. Gil-Albarovaa, R. Garrido-Lahiguerab, A. J. Salinasc, J. Roman, A. L. Bueno-Lozanod, R.Gil-Albarovae and M. Vallet-Regi, The in vivo performance of a sol-gel glass and a glass-ceramic in the treatment of limited bone defects, Biomaterials, 25, (2004), 4639-4645.
- [6] R. Kumar Singh, A. Srinivasan, Bioactivity of ferromagnetic MgO-CaO-SiO₂-P₂O₅-Fe₂O₃ glass-ceramics, Ceramics International, 36, (2010), 283-290.
- [7] W. Holand and G. Beall, Glass Ceramic Technology. The American Ceramic Society, 2002.
- [8] P. Alizadeh, B. EftekharyYekta, A. Gervei, Effect of Fe₂O₃ addition on the sinterability and machinability of glass-ceramics in the system MgO-CaO-

