مهشید خرازیها* و محمدحسین فتحی** گروه بیومواد، دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان

(دریافت مقاله: ۱۳۸۸/۷/۲۴ – دریافت نسخه نهایی: ۱۳۸۹/۱/۱۱)

چکيده –

/ **MPa.m**^{1/2}

واژگان کلیدی :

Synthesis, characterization and evaluation of forsterite nano bioceramic bioactivity

M .Kharaziha, M.H. Fathi

Biomaterials Group, Department of materials engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan,

Abstract: In this study, forsterite nanopowder was prepared by mechanical alloying and post-heat treatment method. Bioactive properties of forsterite nanopowder were studied by immersing the powder in the SBF. Nanostructure forsterite bulk dense form was prepared by the two step sintering method. It was found that pure forsterite nanopowder with 25-60nm particle size was produced. The results of soaking of forsterite nanopowder in the SBF showed that forsterite nanopowder is bioactive. Also, forsterite dense bulk with the optimal hardness of 940 Hv and fracture toughness of 3.61 MPa.m^{1/2} was produced. These findings suggest that forsterite nanostructure ceramics possess good biocompatibility, bioactivity and mechanical properties and could be suitable for orthopedic and dental implant materials.

Keywords: Forsterite nanopowder; Mechanical alloying; Bioactivity; Two step sintering.

** – استاد

* - دانشجوي دکتري

۱- مقدمه

در دهههای اخیر، مواد زیست سازگار مختلفی برای کاربرد در جایگزینی بافتهای سخت و ترمیم آنها توسعه یافتهاند[۱-۳]. فورستریت با فرمول شیمیایی Mg₂SiO₄ یکی از سرامیکهای مهم است که بـه گـروه الوینهـا تعلـق دارد[۴]. بررسیهای اخیر نشان می دهد که فورستریت می تواند به عنوان یک بیوسرامیک کاربرد داشته باشد. در ایـن زمینـه، سـیو ([۵] نشان داد که فورستریت درشت دانه در محیط بدن زیست سازگار است و بنابراین می تواند برای ترمیم بافتهای استخوان مناسب باشد. با این وجود، نتایج آزمون بررسی زیست فعالی نشان میدهد که فورستریت درشت دانه زیست فعال نیست و بنابراین قابلیت اتصال با بافت استخوانی را ندارد[۵]. همچنین با مقایسه خواص مکانیکی فورستریت با سرامیکهای کلسیم فسفاتی مانند هیدروکسی آپاتیت، مشاهده شد که فورستریت خواص مکانیکی بهتری نسبت به هیدروکسی آپاتیت دارد و بنابراین در صورتی که از نظر زیست سازگاری بتواند خواصی در حد هیدروکسی آپاتیت داشته باشد، می تواند در مواردی که در آن کاربرد هیدروکسی آپاتیت محدودیت دارد، بـهکار رود[۵]. در تحقیقات انجام شده توسط وبستر کو همکاران افزایش عملکرد سلولهای استخوانساز بر روی بیوسرامیکهای نانوساختار بررسی شد[۶–۸]. در مقایسه با بیوسرامیکهای سنتی، در مورد آلومینا، تیتانیا و هیدروکسی آپاتیت نانومتری، چسبندگی سلولهای استخوانساز، زیست سازگاری و زیست فعالى افزايش مي يابد[٩-١٢]. بنابراين با كاهش ابعاد ذرات در حدود نانومتري، امكان القاي خاصيت زيست فعالي وجود دار د.

ارزیابی خواص فیزیکی، مکانیکی و کاربرد مواد نانوکریستال، نیاز به استفاده از روشهای مفید برای تولید قطعه از پودر تولیدی دارد. برای تهیه قطعات چگال نانوکریستال در عین آنکه بایستی محصولی متراکم و عاری از تخلخل ایجاد شود، بایستی از رشد دانه در حین فرایند تف جوشی جلوگیری شود. نقطه ذوب فورستریت حدود ۱۸۹۰ درجه سانتی گراد است.

دمای بالای ذوب سبب افزایش دمای تف جوشی فورستریت تا حدود ۱۴۰۰-۱۶۰۰ درجه سانتی گراد می شود[۵]. این مسئله سبب کاهش خواص مطلوب فورستریت می شود.

روشهای زیادی برای کاهش دمای تف جوشی و بهبود خواص سرامیک فورستریت انجام شده است. مواد ریزدانه، پایداری دانهای خود را تا یک دمای ثابتی حفظ میکنند و به دنبال آن، رشد دانه قابل توجهی در آنها رخ میدهد. به منظور کاهش رشد دانه که در مراحل نهایی فرایند تف جوشی ایجاد میشود، روشهای مختلفی وجود دارد. فرایند تف جوشی دو مرحلهای یکی از روشهای موثر برای متوقف کردن فرایند رشد دانه است. در فرایندهای دو مرحلهای، نمونه ابتدا تا دمای اولیه بالا گرم شده و سپس در دماهای پایینتر در مدت زمانهای مختلف تحت تف جوشی قرار میگیرد تا به ساختاری با فشردگی کامل برسد. در حین مرحله دوم، چگالی بهبود می بابد بدون اینکه رشد دانه رخ دهد[۱۳].

در این تحقیق، اثر آلیاژ سازی مکانیکی و عملیات حرارتی متعاقب آن برای رسیدن به نانوپودر فورستریت بررسی شد و رفتار زیست فعالی نانوپودر تولیدی از طریق غوطه وری در محلول شبیهسازی شده بدن انجام شد. همچنین قطعه چگال فورستریت با استفاده از فرایند تف جوشی دو مرحلهای ساخته شد.

۲- مواد و روش تحقیق ۲-۱- ساخت نانوپودر فورستریت

در این تحقیق از پودرهای کربنات منیزیم واکسید سیلیسیم آمورف استفاده شد. نسبت مواد اولیه متناسب با نسبت مولی اکسید منیزیم به اکسید سیلیسیم در ساختار فورستریت انتخاب شد. پس از توزین، پودرها تحت آلیاژ سازی مکانیکی با آسیاب گلولهای سیارهای با انرژی بالا و با سرعت ۳۰۰ دور در دقیقه قرار گرفتند. گلولهها و محفظه آسیاب از زیرکونیا انتخاب شد. نسبت وزنی گلوله به پودر ۱:۲۵ و مدت زمان آسیاب ۱۰ ساعت، انتخاب شد. بعد از آلیاژسازی مکانیکی، برای رسیدن

به ساختار فورستریت، از عملیات حرارتی استفاده شد. به منظور تعیین دمای بهینه، پودر حاصله در دماهای مختلف بین ۸۰۰-۱۲۰۰ درجه سانتی گراد(با فواصل ۱۰۰ درجه) به مدت ۶۰ دقیقه عملیات حرارتی شد.

۲ –۲ – مشخصه یابی پودر فورستریت

ترکیب فازی به دست آمده به وسیله پراش پرتو ایکس ترکیب فازی به دست آمده به وسیله پراش پرتو ایکس Philips X'Pert MPD diffractometer)(XRD) یا ولتاژ ۴۰ کیلوولت و جریان ۱۰۰میلی آمپر و سرعت روبش ۶/۵ ۵/۰ ارزیابی شد. با استفاده از الگوی پراش پرتو ایکس، اندازه دانههای پودر فورستریت با استفاده از روش ویلیامسون-هال[†] [۱۴] تعیین شد. اندازه و مورفولوژی ذرات پودر ساخته شده به کمک میکروسکوپ الکترونی عبوری (TEM) (TEM)

۲ – ۳ – ارزیابی فعالیت زیستی نانو فورستریت

آزمونهای آزمایشگاهی ٔ در محلول شبیهسازی شده بدن ٔ بر اساس محلول شبیهسازی بدن که کوکوبو آن را ارائه کرد [۱۵] در محیط با PH=V/۴ وبا نسبت پودر به محلول ۵/۰ میلی گرم بـر میلی لیتر در حمام بخار آب با دمای ۳۷ درجه سانتی گـراد انجـام شد. نمونههای تولیدی در محلول شبیهسازی شده بدن در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد به مدت ۱ تا ۴ هفته قرار داده شد. به کمک طيف سنجي جذب اتمي[^] (AAS) (3030) تغيير غلظت يونهاي كلسيم و منيزيم و با استفاده از اسپكتروفتومتر ، غلظت يـون فسفر در محیط شبیهسازی شده بدن، به عنوان معیاری از زیست فعالى پودر توليدى، تعيين شد. از تكنيك طيف سـنجي مـادون قرمز تبديل فوريه ⁽⁾ (FTIR) (Bomem, MB 100) براي تعيين گروههای عاملی پودر غوطه ور شده در محلول شبیهسازی شده بدن استفاده شد. از میکروسکوپ الکترونے روبےشی (SEM) و تحلیل عنصری با تفکیک انرژی پرتو ایکس'' (EDX) (S360, Cambridge) به منظور مشاهده و تحليل رسوبات تشکیل شده در سطح پودر، استفاده شد.

۲– ۴– ساخت قطعه چگال فورستريت

با توجه به آنکه پودرهای ساخته شده تا حدودی کلوخه-ای اند، پیش از تهیه قطعه چگال به منظور شکستن کلوخههای ایجاد شده، نانوپودرهای فورستریت تهیه شده به مدت یک ساعت تحت آسیاکاری مکانیکی قرار گرفتند. به منظور تهیه قطعه چگال فورستریت از فرایند تف جوشی دو مرحلهای استفاده شد. به این منظور ابتدا نانوپودر فورستریت با شش درصد وزنی از محلول پلی وینیل الکل به طور مکانیکی مخلوط شد. و عملیات متراکم سازی تحت بار ۵۵۰ مگاپاسکال در قالبی با سطح مقطع دایره (با قطر ۱۲ میلی متر) انجام شد. عملیات حرارتی در کوره مقاومتی در طی سه مرحله انجام گرفت:

۱۰ گرم کردن با سرعت ۱۰ درجه سانتی گراد بر دقیقه تا دمای
۶۰۰ درجه سانتی گراد و حرارت دهی به مدت یک ساعت
در این دما (به منظور خروج چسب).

۲- گرم کردن با سرعت ۱۰ درجه سانتی گراد بر دقیقه از ۶۰۰ درجه
سانتی گراد تا دمای T₁ و نگهداری به مدت ۶ دقیقه در این دما.

۳- سرد کردن با سرعت ۵۰ درجه سانتی گراد بر دقیقه تا دمای T_۲ و نگهداری به مدت۲–۱۵ ساعت در این دما.

۴- سرد کردن با سرعت ۱۰ درجه سانتی گراد بر دقیقه تا دمای محیط.

دمای T_1 ، دمای بیشینه عملیات تف جوشی است. به منظور جلوگیری از رشد دانه، مدت زمان این مرحله کوتاه انتخاب شده است. دمای T_1 از دمای ۹۰۰ تا ۱۳۰۰ درجه سانتی گراد انتخاب شد. دمای T_7 دمایی است که تف جوشی در آن کامل می شود. این دما حدود ۷۵۰ و ۸۵۰ درجه سانتی گراد انتخاب شد.

۲–۵– مشخصه یابی قطعه چگال فورستریت

قابلیت تف جوشی قطعات ایجاد شده از طریق تعیین چگالی با استفاده از روش ارشمیدس ارزیابی شد. به منظور بررسی مورفولوژی قطعات تهیه شده، از میکروسکوپ الکترونی روبشی استفاده شد. میکروسختی قطعات با استفاده از روش سختی سنجی ویکرز با استفاده از بار ۹٫۸ نیوتن تعیین شد. به



شکل ۱- الگوی پراش پرتو ایکس پودر آلیاژ سازی مکانیکی شده به مدت ۱۰ ساعت و عملیات حرارتی شده به مدت یک ساعت.



شکل ۲- نمودار تغییرات اندازه دانه و کرنش شبکه فورستریت تهیه شده بعد از ۱۰ ساعت آلیاژ سازی مکانیکی و عملیات حرارتی.

منظور تعیین چقرمگی شکست، از روش اندازه گیری طول ترک ایجاد شده با فرورونده دستگاه سختی سنج تعیین شد. به این منظور از فرمول نیهارا^{۱۲} و همکارانش برای تعیین چقرمگی شکست استفاده شد[۱۶].

۳- یافته ها و بحث
۳- ۱- ترکیب فازی و اندازه دانه های پودر فورستریت
۱۰ الگوهای پراش پرتو ایکس پودر حاصل از ۱۰ ساعت

آلیاژسازی مکانیکی قبل و بعد از یک ساعت عملیات حرارتی در دماهای مختلف در شکل (۱) نشان داده شده است. با عملیات حرارتی در ۹۰۰ درجه سانتی گراد فاز فورستریت تشکیل می شود. علاوه بر فاز فورستریت، فاز اکسید منیزیم نیز در محصول مشاهده می شود. حضور اکسید منیزیم در ساختار با توجه به نسبت استوکیومتری فورستریت نشان دهنده این واقعیت است که علی رغم انجام فعال سازی مکانیکی به مدت ما ساعت، واکنشها به طور کامل پیش نرفته است. عدم حضور فاز انستاتیت در این دما، نشان می دهد که اکسید سیلیسیم آمورف در ساختار به صورت واکنش نکرده باقی مانده است. با افزایش دمای عملیات حرارتی شدت پیک اکسید منیزیم کاهش می یابد به گونهای که با ادامه عملیات حرارتی تا ۱۰۰ درجه سانتی گراد، واکنش کامل می شود.

تغییرات اندازه دانه و میزان کرنش باقی مانده در پودر فورستریت آلیاژ سازی مکانیکی شده به مدت ۱۰ ساعت و عملیات حرارتی شده در دماهای مختلف به مدت یک ساعت در شکل (۲) نمایش داده شده است. عملیات حرارتی سبب کاهش کرنش داخلی ایجاد شده و افزایش اندازه دانهها می شود. با توجه به این که فورستریت در حین عملیات حرارتی ایجاد



شکل ۳- تصاویر حاصل از آزمون میکروسکوپی الکترونی عبوری فورستریت در دو بزرگنمایی مختلف.



شکل ۴– طیف حاصل از طیف سنجی مادون قرمز نانوپودر فورستریت بعد از زمانهای ۰–۲۸ روز غوطه وری در محلول شبیهسازی شده بدن.

شده است، فرصت کافی برای رشد دانـه نـدارد. بنـابراین، نـرخ رشد دانه با افزایش دمای عملیات حرارتی به آرامی رخ میدهد تا به حدود ۵۶ نانومتر بعد از عملیات حرارتی در ۱۲۰۰ درجـه سانتی گراد برسد.

تصاویر تهیه شده با میکروسکوپ الکترونی عبوری پودر فورستریت تهیه شده در شکل (۳) نشان داده شده است. ذرات فورستریت تولیدی دارای مورفولوژی گوشهدار با سطح مقطع مربعیاند. این نوع مورفولوژی نشان دهنده رشد نایکنواخت در جهات مختلف است. عموماً این ساختار در اغلب مواد بهدست

آمده به روش آلیاژ سازی مکانیکی مشاهده میشود. همچنین اندازه ذرات در این روش در محدوده وسیعی توزیع شدهاند. اندازه ذرات نانو پودر فورستریت تولیدی در حدود ۲۵ تا ۶۰ نانومتر است.

۳– ۲– ارزیابی زیست فعالی با آزمون آزمایشگاهی

شکل (۴)، طیف مادون قرمز با تبدیل فوریه نانوپودر فورستریت تهیه شده با روش آلیاژ سازی مکانیکی، بعد از زمانهای ۰ تا ۲۸ روز غوطه وری در محلول شبیهسازی شده



شکل ۵– نمودار تغییرات یونهای منیزیم، کلسیم و فسفر و pH محلول شبیهسازی شده بدن بعد از زمانهای مختلف غوطهوری نانوپودر فورستریت.

محلول شبیهسازی شده بدن ظاهر می شود. هیدروکسی آپاتیت بیولوژیک حاوی گروههای کربناتی است و با عنوان کربنات هیدروکسی آپاتیت بیولوژیک نیز خوانده می شود. همچنین پیکهای مربوط به گروه فسفات در ناحیه ¹-۵۷۴ cm^{-۱} ۵۷۴ cm و ¹-۵۳۰ دامهای قرار دارند. این سه پیک، پیکهای مشخصه هیدروکسی آپاتیتاند.

شکل (۵) نتایج آزمون طیف سنجی جذب اتمی (AAS)، برای تعیین غلظت یونهای منیزیم و کلسیم و آزمون اسپکتروفتومتری برای تعیین غلظت یون فسفر در محلول شبیه سازی شده بدن را در زمانهای مختلف غوطه وری نشان می دهد. همچنین تغییرات مقدار PH محلول در محدوده زمانی دکر شده مشاهده می شود. رهایش یونهای منیزیم از فورستریت و کاهش یونهای کلسیم و فسفر محلول شبیه سازی شده بدن، نتیجه کلی حاصل از غوطه وری نانوپودر فورستریت در محلول شبیه سازی شده بدن است. نتایج نشان داد که غلظت یونها و PH محلول در روز اول تعیین غلظتها، بیشترین تغییرات را داشته است. به گونه ای که غلظت یون منیزیم از ۲۶/۷PPM به حدود MPA مراح (مید. این تغییرات نشان دهنده آزاد شدن محمتر از انوپودر فورستریت و رسوب یونهای فسفر و بدن را نشان می دهد. پیش از غوطه وری، طیف به دست آمده برای نانوپودر فورستریت، پیکهای جذبی مخصوص فورستریت خالص استوکیومتری را نشان می دهد[۱۷]. پیکهای مشاهده شده در ^۱-۵۰۷ ستوکیومتری را نشان می دهد[۱۷]. پیکهای مشاهده شده در ^۱-۵۰۷ ستوکیومتری را نشان می دهد (۱۷]. پیکهای مشاهده شده مشاهده در ناحیه ۲۰۵ متعلق به گروههای ۵۹۷ اکتاهدارال مشاهده شده در ناحیه ^۱-۲۷۵ متعلق به مورستریت، در سایر تحقیقات نیز مشاهده شده است[۱۷].

بعد از غوطهوری در محلول شبیهسازی شده بدن، علاوه بر پیکهای مشخصه فورستریت که با افزایش زمان غوطهوری ضعیفتر میشوند، تشکیل باندهای H-O، O-J و O-P مشاهده میشودکه با افزایش زمان غوطهوری، باندهای جذب آنها قویتر میشودکه با افزایش زمان غوطهوری، باندهای جذب آنها قویتر میشود پیکهای مشاهده شده در ¹⁻ ۱۹۲۱ و گستره میشود. پیکهای مشاهده شده در ¹⁻ ۲۵۰ ۲۵۰ و گستره ¹⁻ ۲۵۰ ۳۵۰ متعلق به گروههای هیدروکسیل (OH) هستند. علاوه بر باندهای ذکر شده، گروه هیدروکسیل دارای پیکهای علاوه بر باندهای ذکر شده، گروه هیدروکسیل دارای پیکهای گروههای ۵-۱۹۷ و ۲۰۰۳ نیز هست که به دلیل تداخل با پیکهای گروههای ۵-۱۹۷ و ۱۹۲۰ متعلق به گروههای کربناتی ساختار آپاتیت تشکیل شده، است. همچنین، پیک¹⁻ ۲۰۰۰ ۲۰۰۰ متعلق به گروه کربناتی است که در زمانهای بالاتر غوطهوری در

كلسيم بر سطح نانوپودر فورستريت است.

pH نتایج نشان می دهد که نحوه تغییر غلظت یونها و pH محلول شبیه سازی شده بدن، مشابهت زیادی با تغییرات آنها در آزمون بررسی زیست فعالی ترکیبات سیستم سه تایی -CaO مgo-SiO₂ دارد[۸۸–۲۰]. با غوطه وری نانو پودر فورستریت در محلول شبیه سازی شده بدن، جابه جایی یونی بین یونهای منیزیم پودر فورستریت و یونهای ⁺H موجود در محلول سبب افزایش میزان pH محلول می شود. همچنین به دلیل شکستن پیوندهای si-O-Si- در محیط آبی، گروههای سیلانول(-Si-OH) در سطح پودر تشکیل می شود، (رابطه ۱).

Si-O-Mg²⁺ +H⁺+OH⁻ \rightarrow Si-OH⁻ + Mg²⁺ OH⁻ (درمحلول) (1) (درمحلول) ⁻ Hg²⁺ + H⁺+OH⁻ \rightarrow Si-OH⁻ + Mg²⁺ OH⁻ , يونه اى با افزايش زمان غوطه ورى، به دليل بار منفى سطح، يونهاى كلسيم موجود در محلول به فصل مشترك پودر فورستريت با محلول حمله كرده و سبب كاهش PH محلول و ايجاد بار مثبت در سطح مى شود. در ادامه، يونهاى فسفات با بار منفى به دليل بار مثبت سطح، به آن وارد شده و لايه كلسيم فسفات آمورف در سطح تشكيل مى شود. ادامه زمان غوطهورى منجر به ايجاد شرايط پايدار ترموديناميكى شده و نتيجه آن تشكيل فاز پايداركربنات هيدروكسى آپاتيت در سطح است.

شکل (۶) تغییرات مورفولوژی و تحلیل عنصری سطح نانوپودر فورستریت نانومتری را بعد از زمانهای مختلف غوطه وری نشان میدهد. همانگونه که مشاهده می شود، بعد از یک روز غوطهوری، اگرچه تحلیل عنصری به طور جزیی حضور عنصر کلسیم را نشان میدهد، ولی بر اساس این تصاویر، رسوبی مبتنی بر تشکیل هیدروکسی کربنات آپاتیت در سطح مشاهده نمی شود. با افزایش زمان غوطهوری، شدت پیکهای سیلیسیم و منیزیم در تحلیل عنصری کاهش و پیکهای کلسیم و فسفر افزایش می یابند، به طوری که بعد از ۲۸ روز غوطه وری در محلول شبیه سازی شده بدن، شدت پیک کلسیم بیشتر از سیلیسیم شده است.

تصاویر تهیه شده با میکروسکوپ الکترونی روبـشی، رشـد رسوبات کلسیم فسفاتی را در زمانهای ۱۴ تا ۲۸ روز غوطهوری

در محلول شبیه سازی شده بدن نشان می دهد. بعد از ۱۴ روز غوطه وری، رسوبهای کلسیم فسفات به صورت گندله های گل کلمی در سطح مشاهده می شود. تحلیل عنصری انجام شده، نشان دهنده حضور عناصر کلسیم و فسفر در این گندله هاست. با افزایش زمان غوط هوری، چگالی این گندله ها در سطح افزایش می یابد به گونه ای که بعد از ۲۸ روز، سطحی با فشردگی بالایی از آنها ایجاد می شود.

نتایج بهدست آمده با سایر آزمونهای انجام شده مانند آزمون تعیین غلظت یونهای محلول شبیهسازی شده بدن، آزمون طیف سنجی مادون قرمز و تغییرات pH محلول در زمانهای مختلف غوطه وری، انطباق دارد.

طی آزمونهای انجام شده بر روی سرامیک فورستریت با اندازه دانه های میکرونی، هیچ تغییری در غلظت یونها و PH فورستریت حتی بعد از ۴ هفته غوطهوری، مشاهده نشد[۵]. تفاوت در قابلیت تبادل یونی با محلول شبیه سازی شده بدن، بین فورستریت با اندازه دانه میکرونی و نانوپودر فورستریت، مربوط به طبیعت ساختار نانوست. نسبت سطح به حجم بالاتر نانوپودر فورستریت سبب کاهش پایداری سطحی و افزایش انرژی سطحی می شود که نتیجه آن افزایش تمایل به انحلال است و به دنبال آن کاهش غلظت کلسیم در محلول و افزایش شدید PH سیستم شد.

۳– ۳– مشخصه یابی قطعه نانو سرامیک فورستریت

تغییرات در چگالی قطعات فورستریت تهیه شده در شکل (۷) نشان داده شده است. با افزایش دمای تف جوشی مرحله اول، چگالی بعد از یک مرحله تقریباً بدون تغییر، افزایش می یابد تا به یک مقدار بیشینه برسد. در این حالت چگالی ثابت می ماند. در کلیه این نمودارها این رفتار قابل مشاهده است. چگالی نمونه ها بعد از قرارگیری در مرحله اول و بدون نگهداری در مرحله دوم (نمودار h) نشان می دهد که با افزایش دمای مرحله اول فرایند تف جوشی، چگالی افزایش می یابد. بیشینه مقدار چگالی به دست آمده در این حالت حدود ۸۵



شکل ۶– مورفولوژی و تحلیل عنصری با تفکیک انرژی پرتو ایکس نانوپودرفورستریت بعد از زمانهای؛ الف)یک روز، ب)دو هفته، ج)سه هفته و د)چهار هفته غوطه وری در محلول شبیهسازی شده بدن.

استقلال، سال ۲۹، شمارهٔ ۱، بهار ۱۳۸۹ (مواد پیشرفته در مهندسی)

[DOR: 20.1001.1.2251600.1389.29.1.5.3]

۵۲



شکل ۷- تغییرات چگالی بر حسب دمای مرحله اول فرایند تف جوشی قطعه فورستریت

درصد چگالی نظری است. در دمای کمتر از ۱۱۵۰ درجه سانتی گراد، با افزایش دما و زمان مرحله دوم فرایند تف جوشی، تغییر قابل توجهی در چگالی رخ نمی دهد. با افزایش دمای عملیات تف جوشی مرحله اول، علاوه بر افزایش چگالی نسبت به دماهای پایینتر، چگالی افزاش مییابد به گونهای که به بیشینه مقدار ۲۲(۰±۱۸۸ درصد چگالی نظری در ۱۳۰۰ درجه سانتی گراد می رسد.

بر اساس نتایج به نظر می رسد که به منظور رسیدن به حد بالایی از چگالی، بایستی دمای مرحله اول فرایند تف جوشی بالاتر از یک دمای بحرانی باشد. به گونهای که در دمای کمتر از آن دمای بحرانی، با افزایش دما و زمان مرحله دوم تف جوشی، چگالی حاصله تغییر چندانی نمی کند. بر اساس نتایج، چگالی بحرانی که سبب می شود در پایان مرحله اول، حفرات ناپایدار شود حدود ۲٫۲±۸۳٫۲ درصد چگالی نظری است.

عامل جلوگیری از مهاجرت مرزدانه ها، نقاط و خطوط تقاطع سه گانه است. این عوامل، نقش کلیدی در جابه جایی مرزدانه ها دارند به گونه ای که با ممانعت از مهاجرت مرزدانه ها، از رشد دانه جلوگیری میکنند. رشد دانه نتیجه رقابت بین مهاجرت مرزدانه ها و حرکت تقاطعهاست. از آنجایی که عامل

دوم کمتر در دماهای پایین رخ میدهد بنابراین حرکت مرزدانه ها کمتر رخ داده و تقریباً غیرقابل حرکت کردن است. بنابراین از رشد دانه جلوگیری می شود [۲۱].

بر اساس نظریه ارائه شده در بالا، دمای مرحله اول ۱۳۰۰ درجه سانتی گراد و دمای مرحله دوم ۷۵۰ درجه سانتی گراد و مدت زمان نگهداری ۱۵ ساعت در این دما، بهترین شرایط برای ایجاد قطعه چگال فورستریت ریزدانه است. تحت این شرایط، اندازه دانههای فورستریت با استفاده از روش شرر محاسبه شد و حدود ۶۵ تا ۷۰ نانومتر تخمین زده شد.

شکل (۸) تغییرات چقرمگی شکست و سختی قطعه چگال فورستریت را بر حسب چگالی محاسبه شده در شرایط مختلف آزمون نشان می دهد. تغییرات این دو عامل به موازات تغییرات چگالی حرکت می کند. انحراف از معیار این دو کمیت نیز در تبیین کاملتر روند موثر است. تحت رژیم گرمایی (۱۵ ساعت در ۷۵۰ درجه سانتی گراد)، چقرمگی شکست و سختی به ۹۴۰ در چگالیهای می رسد. کاهش میزان چقرمگی شکست و سختی در چگالیهای بالا به دلیل رشد دانهای است که در حین فرایند تف جوشی به دلیل دمای بالا رخ می دهد.



بدن، تشکیل آپاتیت بیولوژیک در سطح آن مشاهده شد که نـشان دهنده زیست فعالی فورستریت نانومتری است. همچنین قطعـه چگال فورستریت با اندازه دانه ۶۵ تـا ۷۰ نـانومتر و بـا سـختی و چقرمگی شکست به ترتیب به حـدود ۹۴۰ ویکـرز و ۱/۲ ۳/۶۱ تحت فرایند تف جوشی دو مرحلهای ایجاد شد.

۴- نتیجهگیری

واژه نامه

مراجع

نانوپودر فورستریت با اندازه ذرات ۲۵ تا ۶۰ نانومتر و انـدازه دانـه حـدود ۵۶ نـانومتر بـا اسـتفاده از ۱۰ سـاعت آلیـاژ سـازی مکانیکی و عملیات حرارتی در ۱۲۰۰ درجه سـانتیگـراد سـاخته شد. با غوطه وری پودر فورستریت در محلول شـبیهسـازی شـده

- 1. Siyu
- 2. Webstere
- 3. X-ray diffraction
- 4. Williamson-Hall
- 5. scanning electron microscopy
- 6. in vitro
- 7. simulated body fluid
- 8. atomic absorption spectroscopy
- 9. spectrophotometer
- fourier transform infra red spectroscopy
- 11. energy dispersive X-ray
- 12. Niihara

- Kent, J.N., Quinn, J.H., and Zide, M.F., "Correction of Alveolar Ridge Deficiencies with Non-Resorbable Hydroxyapatite," *J. Am. Dent. Assoc.*, Vol. 105, p. 993, 1982.
- Scheer, P., and Boyne, P.J., "Maintenance of Alveolar Bone Through Implantation of Bone Graft Substitutes in Tooth Extraction Sockets," J. Am. Dent. Assoc., Vol. 114, p. 594, 1987.
- Piatteli, A., Podda, G., and Scarano, A., "Clinical and Histological Results in Alveolar Ridge Enlargement Using Coralline Calcium Carbonate," *Biomaterials*, Vol. 18, p. 623, 1997.
- 4. Kosanovi, C., Stubicar, N., "Synthesis of a Forsterite Powder by Combined Ball Milling and Thermal

Treatment," Journal of Alloys and Compounds, Vol. 389, p. 305, 2005.

- Siyu, N., and Chou, L., "Preparation and Characterization of Forsterite (Mg₂SiO₄) Bioceramics," *Ceramics International*, Vol. 33, p. 83, 2007.
- Webster, T.J., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Enhanced Surface and Mechanical Properties of Nano Phase Ceramics to Achieve Orthopaedic/Dental Implant Efficacy," *Key Engineering Materials*, Vol. 192-5, p. 321, 2001.
- Hijón, N., Cabañas, M. V., Barba, I. I., García, M. A., and Regí, M. V., "Nanocrystalline Bioactive Apatite Coatings," *Solid State Sciences*, Vol. 8, p. 685, 2006.

- Webster, T.J., "Specific Proteins Mediate Enhanced Osteoblast Adhesion on Nanophase Ceramics," J. Biomed Mater Res, Vol. 51, p. 475, 2000.
- Webster, T.J., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Osteoblast Adhesion on Nanophase Ceramics," Biomaterials, Vol. 20, pp. 1222-1227, 1999.
- Webster, T.J., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Design and Evaluation of Nanophase Alumina for Orthopaedic/Dental Applications," *Nanostructure Mater*, Vol. 12, p. 983, 1999.
- Webster, T.J., Ergun, C., Doremus, R.H., Siegel, R.W., and Bizios, R., "Enhanced Functions of Osteoclast-Like Cells on Nanophase Ceramics," *Biomaterials*, vol. 22(11), pp. 1327–1333, 2001.
- Ramila, A., and Vallet-Reg, M., "Static and Dynamic in Vitro Study of a Sol–Gel Glass Bioactivity," *Biomaterials*, Vol. 22, p. 23, 2001.
- Mazaheri, M., Razavi, Z., and Sadrnezhaad, S.K., "Two-Step Sintering of Titania Nanoceramics Assisted by Anatase-to-Rutile Phase Transformation," *Scripta Mater.*, Vol. 59, pp. 139– 142, 2008.
- Williamson. G.K., Hall, W.H., "X-ray Line Broadening From Field Aluminium and Wolfram," *Actamateriall*, Vol. 1, p. 22, 1953.
- 15. Kokubo, T., Takadama, H., "How Useful is SBF in Predicting in Vivo Bone Bioactivity?," *Biomaterials*, Vol. 27, p. 2907, 2006.

- Niihara, K., "Indentation Microfracture of *Ceramics* its Application and Problems." *Ceram. Jap.*, Vol. 20, p. 1218, 1985.
- Tsai, M.T., "Hydrolysis and Condensation of Forsterite Precursor Alkoxides: Modification of the Molecular Gel Structure by Acetic Acid," J. Non-Crystal Solids, vol. 298, pp. 116-130, 2002.
- Chengtie, W.U., Chang, J., Zhai, W., and Ni, S., "A Novel Bioactive Porous Bredigite (Ca₇MgSi₄O₁₆) Scaffold with Biomimetic Apatite Layer for Bone Tissue Engineering," *J. Mater. Sci: Mater. Med.*, Vol. 18, pp. 857–864, 2007.
- Silver, I.A., Deas, J., and Erecinska, M., "Interactions of Bioactive Glasses with Osteoblasts in Vitro: Effects of 45S5 Bioglass, and 58S and 77S Bioactive Glasses on Metabolism, Intracellular Ion Concentrations and Cell Viability," *Biomaterials*, Vol. 22, pp. 175–185, 2001.
- 20. Silver, I.A., El-Ghannam, A., Ducheyne, P., and Shapiro, I.M., "Formation of Surface Reaction Products on Bioactive Glass and Their Effects on the Expression of the Osteoblastic Phenotype and the Deposition of Mineralized Extracellular Matrix," *Biomaterials*, Vol. 18, pp. 295-303, 1997.
- 21. Mazaheri, M., Haghighatzadeh, M., Zahedi, A.M., and Sadrnezhaad, S.K., "Effect of a Novel Sintering Process on Mechanical Properties of Hydroxyapatite Ceramics," *J. Alloys Compd.*, Vol. 471, pp. 180-184, 2009.