

افزایش زیست‌فعالی هیدروکسی آپاتیت از طریق جانشینی سیلیسیم

عالیه امینیان^۱، مهران صولتی هسجین^{۲*}، علی صمدی کوچک‌سرای^۳، فرهاد بخشی^۴، ارغوان فرزادی^۵

- ۱- کارشناسی ارشد، گروه بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران
- ۲- دانشیار، گروه بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران
- ۳- استادیار، گروه بیوتکنولوژی، مرکز تحقیقات سلولی مولکولی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
- ۴- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران
- ۵- کارشناسی ارشد، گروه بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، ایران

پذیرش مقاله: ۸۹/۰۵/۰۲

دریافت مقاله: ۸۹/۰۲/۲۴

چکیده

هدف: سیلیسیم یک عنصر مؤثر در فرآیند بلوری شدن استخوان است، بنابراین هیدروکسی آپاتیت با جانشینی سیلیسیم می‌تواند یک بیوسرامیک مناسب به‌عنوان ماده جایگزین استخوان باشد.

مواد و روش‌ها: هیدروکسی آپاتیت استوکیومتری (HA) و هیدروکسی آپاتیت با جانشینی سیلیسیم (Si-HA) محتوی مقادیر متفاوتی از سیلیسیم جانشین شده با موفقیت به روش هیدروترومال با استفاده از مواد اولیه $Ca(NO_3)_2$ ، $(NH_4)_3PO_4$ یا $(NH_4)_2HPO_4$ و تترا اتوکسی سیلان $[Si(OCH_2CH_3)_4]$ سنتز شد.

نتایج: بخش‌های بلوری، ترکیب شیمیایی، ریزساختار و ریخت‌شناسی نمونه‌های سنتز شده، با استفاده از روش‌های پراش پرتو ایکس (XRD)، انتقال فوریه فروسرخ (FTIR)، پلاسمای جفت شده القایی (ICP-AES) و میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) بررسی شد. نتایج، جانشینی سیلیسیم در ساختار آپاتیت را تأیید کرد و نشان داد که برای حفظ تعادل بار در اثر جانشینی گروه سیلیکات (SiO_4^{4-}) به‌جای گروه فسفات (PO_4^{3-})، بخشی از گروه هیدروکسیل (OH) موجود در ساختار حذف شده و ثوابت شبکه آن نیز در مقایسه با آپاتیت استوکیومتری تغییر می‌کند.

نتیجه‌گیری: جانشینی سیلیسیم در ساختار آپاتیت، رشد ذرات هیدروکسی آپاتیت با جانشینی سیلیسیم را محدود و باعث کاهش بلورینگی آن نیز می‌شود؛ بنابراین انحلال‌پذیری هیدروکسی آپاتیت با جانشینی سیلیسیم افزایش یافته و در نتیجه هیدروکسی آپاتیت با جانشینی سیلیسیم رفتار زیست‌فعالی بهتری نسبت به هیدروکسی آپاتیت استوکیومتری دارد. براساس بررسی‌های زیستی، انکوباسیون نمونه‌ها در مایع شبیه‌سازی شده بدن و آزمون MTT (آزمون دی‌متیل تیازول)، هیدروکسی آپاتیت با جانشینی سیلیسیم رفتار زیست‌فعالی بهتری در مقایسه با هیدروکسی آپاتیت خالص دارد.

کلید واژگان: هیدروترومال، هیدروکسی آپاتیت، جانشینی، سیلیسیم، زیست‌فعالی

۱- مقدمه

در بین بیومتریال‌های (Biomaterials) سرامیکی (بیوسرامیک‌ها: Bioceramics)، خانواده کلسیم-فسفات‌ها از

*نشانی مکاتبه: تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، خیابان حافظ، شماره ۴۲۴، کدپستی: ۱۵۹۱۶۳۴۳۱۱
Email: solati@aut.ac.ir

شیمیایی می‌شود، بلکه دوره درمان و ترمیم استخوان در برخی جانشرینی‌ها از جمله جانشرینی Si را به مقدار قابل توجهی کوتاه‌تر می‌کند [۲].

یکی از عناصری که بررسی‌های فراوانی در مورد اثر جانشرینی آن در ساختار آپاتیت انجام می‌شود، Si است. تحقیقات نشان می‌دهد عنصر Si اولین جزء دخیل در فرآیند تبلور زیستی (Biom mineralization) استخوان است و در مکان‌های فعال در حال آهکی شدن (Calcification)، تجمع می‌یابد و حضور Si محلول نشان داده شده است که به‌طور مستقیم در فرآیند کانی‌شدن (Mineralization) استخوان نقش دارد [۲، ۵-۱۳]. نقش بیولوژیک Si اولین بار توسط کارلیسل (Carlisle) کشف شد [۱۴]. در واقع Si باعث افزایش سرعت استخوان‌سازی می‌شود. در اثر کمبود Si، استخوان‌ها تغییر شکل می‌دهند و میزان کلاژن موجود در استخوان و غضروف کاهش می‌یابد [۱۴-۱۸]. در حقیقت حضور Si در ساختار HA سبب افزایش زیست‌فعالی آن می‌شود [۲-۹]. این بدان معناست که توانایی کاشت (Implant) برای برقراری اتصال شیمیایی با استخوان افزایش می‌یابد. این جانشرینی استخوان‌سازی و اجرای درست نقش کاشت را تضمین می‌کند. دانشمندان زیادی روی این موضوع کار کرده‌اند و اصرار دارند که در این جایگزینی Si یا SiO_4^{4-} جایگزین فسفات یا PO_4^{3-} می‌شود [۲-۸، ۱۱-۲۵].

روش‌های زیادی برای سنتز هیدروکسی‌آپاتیت با جانشرینی سیلیسیم (Si-substituted Hydroxyapatite: Si-HA) بیان شده است که از میان آن‌ها می‌توان به سل-ژل [۱]، واکنش حالت جامد [۷]، شیمی تر (wet chemistry) [۱۲] و هیدروترمال (Hydrothermal) [۱۸] اشاره کرد که هر کدام از آن‌ها، مزایا و محدودیت‌های خاص خود را دارند. اما روش هیدروترمال معمولاً سبب تولید موادی با بلورینگی بالاتر و نسبت کلسیم (Ca) به فسفر (Ca/P) نزدیک به میزان استوکیومتری (Stoichiometric) (۱/۶۷) می‌شود [۱۸، ۲۶].

در این تحقیق سعی شده HA استوکیومتری و HA غیراستوکیومتری با جانشرینی Si با استفاده از روش هیدروترمال

اهمیت بیشتری در بین مواد جایگزین استخوان برخوردارند، زیرا کلسیم-فسفات‌ها از نظر ساختاری و شیمیایی به بافت سخت بدن (استخوان‌ها و دندان‌ها) بسیار شبیه هستند. یکی از معروف‌ترین اعضای این مجموعه، هیدروکسی‌آپاتیت (Hydroxyapatite: HA) با فرمول شیمیایی $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ است. این دسته از بیوسرامیک‌ها از زیست‌سازگاری (Biocompatibility) فوق‌العاده بالایی برخوردارند، به همین دلیل از این مواد-به‌خصوص HA- به‌طور گسترده‌ای در مهندسی پزشکی و جانشرینی بافت سخت استفاده می‌شود [۱-۴]. با وجود خواص مطلوب HA، از جمله زیست‌سازگاری و عدم سمیت، میزان زیست‌فعالی (Bioactivity) و استخوان‌زایی (Osteogenesis) آن در مقایسه با برخی شیشه‌های زیست‌فعال و شیشه-سرامیک‌ها کم است که این نکته استفاده از این ماده را در برخی کاربردها محدود می‌کند [۵].

از طرف دیگر دانشمندان دریافتند که حضور یون‌های دیگر در ترکیب و ساختار آپاتیت بدن (آپاتیت بیولوژیک) منجر به انحراف آن نسبت به HA استوکیومتری (Stoichiometric) سنتز شده می‌شود. به‌عبارت دیگر، جانشرینی یون‌های مختلف از قبیل سدیم (Na)، منیزیم (Mg)، پتاسیم (K)، مس (Cu)، آلومینوم (Al)، آهن (Fe)، کلر (Cl)، فلورین (F) و سیلیسیم (Si) در ترکیب شیمیایی و ساختار آپاتیت باعث ایجاد نوعی آپاتیت غیراستوکیومتری می‌شود. با وجود این‌که حضور این یون‌ها در ساختار آپاتیت بسیار ناچیز و گاهی حتی کمتر از ۱ درصد است، این یون‌ها نقش بسیار مهمی را در فعالیت‌های بیولوژیکی HA در بدن ایفا می‌کند [۲، ۵-۱۳].

با توجه به مطالب بیان شده، امروزه سعی بر آن است که HA سنتز شده شباهت بیشتری با آپاتیت بیولوژیک داشته باشد. به همین منظور تحقیقات گسترده‌ای در زمینه جانشرینی عناصر مختلف در ساختار آپاتیت در حال انجام است. نکته جالب توجه این است که جانشرینی یون‌های دیگر در ساختار آپاتیت نه تنها منجر به بهبود زیست‌سازگاری، زیست‌فعالی، خواص مکانیکی و تشابه آن با آپاتیت بدن از لحاظ ترکیب

این محلول اضافه شد. سپس با استفاده از آمونیاک ۳۲ درصد (هیدروکسید آمونیم (NH_4OH))، با شناسه pH (Merck No.1.05426) محلول کلسیمی حدوداً به بالای ۱۰ رسانده شد (حدود ۲-۵ سی سی سی). همزمان در یک بشر دیگر به عنوان منبع تأمین کننده P، محلول ۰/۲۵ مولار از نمک دی‌آمونیم هیدروژن فسفات یا نمک تری‌آمونیم فسفات سه آبه تهیه شد. مجدداً با استفاده از آمونیاک، pH این محلول نیز حدوداً به بالای ۱۱ رسانده شد (حدود ۲۵-۳۰ سی سی). برای سنتز Si-HA با توجه به درصد جانشینی Si به مقدار لازم TEOS نیز به محلول دوم اضافه شد [۱، ۲، ۱۸].

مقدار نمک‌های هر محلول طوری تنظیم می‌شود که نسبت مولی بین Ca و P یا نسبت مولی بین Ca و P به اضافه Si برابر با ۱/۶۷ (مطابق با فرمول شیمیایی HA) باشد. آنگاه محلول فسفری به صورت قطره قطره (Drop wise) به محلول کلسیمی اضافه شد. سپس محلول نهایی به داخل محفظه‌های اتوکلاو (Autoclave) ریخته و داخل خشک‌کن (Oven) با دمای ۲۰۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۸ ساعت، تحت شرایط هیدروترمال قرار گرفت. روی رسوب خارج شده از محفظه‌های اتوکلاو به وسیله سانتریفوژ، عملیات شستشو و تغلیظ انجام شد [۱-۴]. سپس رسوب به دست آمده، ۱۲ ساعت در آن هوا (در دمای ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد) خشک شد [۲، ۷، ۱۸]. میزان لازم از هر یک از مواد اولیه برای سنتز پودر با درصد مشخص از جانشینی Si در جدول‌های (۱-الف) و (۱-ب) آمده است.

سنتز شود و سپس تغییرات رفتار زیست‌فعالی آن در اثر حضور Si مورد بررسی قرار گیرد. افزون بر آن، در این کار از دو ماده اولیه متفاوت به عنوان منبع فسفر برای سنتز HA و Si-HA استفاده و نتایج آن‌ها با یکدیگر مقایسه شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مواد اولیه

HA استوکیومتری و HA غیراستوکیومتری با جانشینی Si توسط روش هیدروترمال با استفاده از مواد اولیه، تری‌آمونیم فسفات ۳ آبه $[(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}]$ (Ridel-de Haen) (برای تهیه گروه اول نمونه‌ها) یا دی‌آمونیم هیدروژن فسفات $[(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4]$ (Merck) (برای تهیه گروه دوم نمونه‌ها) به عنوان منبع فسفر (P)، کلسیم - نیترات ۴ آبه $[\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}]$ (Prolabo Merck Eurolab)، به عنوان منبع Ca، تترا اتوکسی سیلان [Tetra Ethoxy Silane:] (Merck)، $[(\text{C}_8\text{H}_{20}\text{O}_4\text{Si})]$ ، TEOS، به عنوان منبع Si سنتز شد.

۲-۲- روش سنتز پودر

برای سنتز HA و Si-HA ابتدا به عنوان منبع تأمین کننده Ca، محلول ۰/۵ مولار از نمک کلسیم - نیترات ۴ آبه تهیه و سپس مقدار کمی PEG (Polyethylene Glycol) (پلی اتیلن گلیکول با شناسه Sigma Aldrich No.25322-68-3) به

جدول ۱ درصد مواد اولیه به کار برده شده برای سنتز ۱-الف) نمونه‌های گروه اول (دی‌آمونیم هیدروژن فسفات)، ۱-ب) نمونه‌های گروه دوم (تری‌آمونیم فسفات)

۱-الف			
تعداد $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$ بر مول $(\times 10^{-4})$	تعداد $(\text{Ca}(\text{NO}_3)_2)$ بر مول	تعداد $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$ بر مول	نمونه‌های سنتز شده با دی‌آمونیم هیدروژن فسفات
۰/۰۰	۰/۰۱۵۰	۰/۰۲۵	HA خالص D0.0SC*
۰/۷۱	۰/۰۱۴۳	۰/۰۲۵	۰/۸ درصد وزنی Si در HA D0.8SC*
۱/۳۴	۰/۰۱۳۲	۰/۰۲۵	۱/۵ درصد وزنی Si در HA D1.5SC*

ب-۱			
تعداد (TEOS) بر مول ($\times 10^{-4}$)	تعداد $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$ بر مول	تعداد $(\text{Ca}(\text{NO}_3)_2)$ بر مول	نمونه‌های سنتز شده با تری‌آمونیم فسفات
۰/۰۰	۰/۰۱۵۰	۰/۰۲۵	HA خالص T0.0SC*
۰/۷۱	۰/۰۱۴۳	۰/۰۲۵	۰/۸ درصد وزنی Si در HA T0.8SC*
۱/۳۴	۰/۰۱۳۲	۰/۰۲۵	۱/۵ درصد وزنی Si در HA T1.5SC*
۱/۳۴	۰/۰۱۳۲	۰/۰۲۵	۱/۵ درصد وزنی Si در HA T1.5SR**

*: کلسینه شده

** : کلسینه نشده

۲-۳- مشخصه‌یابی پودرهای به‌دست آمده

ترکیب شیمیایی نمونه‌ها با استفاده از روش پلاسما جفت شده القایی (Inductively Coupled Plasma Atomic Emission Spectroscopy: ICP-AES ARL-3410) تعیین شد. بخش‌ها و گروه‌های عاملی موجود در نمونه‌ها به‌ترتیب با استفاده از روش‌های پراش پرتو ایکس (X-Ray Diffraction: Siemens D500 Diffractometer) و انتقال فوریه (Fourier Transform Infrared Spectroscopy: Vector 33 FTIR) بررسی شد. برای مطالعه ریخت‌شناسی (Morphology) و ریزساختار نمونه‌ها، میکروسکوپ الکترونی روبشی (Scanning Electron Microscope: SEM Philips XL30) به‌کار گرفته شد. سرانجام برای بررسی میزان زیست‌فعالی و عدم سمیت، نمونه‌ها در انکوباتور در مایع شبیه‌سازی شده بدن (Simulated Body Fluid: SBF) [۲۷] قرار گرفت و آزمون (3-(4,5-Dimethylthiazol-2- MTT-2,5-Diphenyltetrazolium Bromide) [۱۶] نیز روی آن‌ها انجام شد.

۳- نتایج

۳-۱- تجزیه و تحلیل ICP

ترکیب شیمیایی نمونه‌های سنتز شده توسط تجزیه و

۳-۲- XRD

نتایج XRD پودرهای سنتز شده در هر دو گروه در

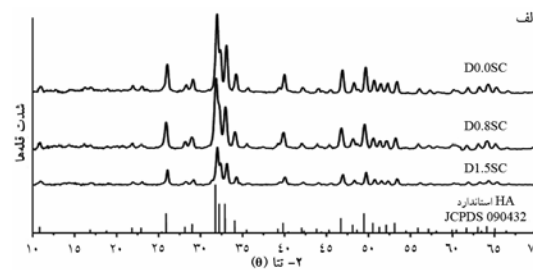
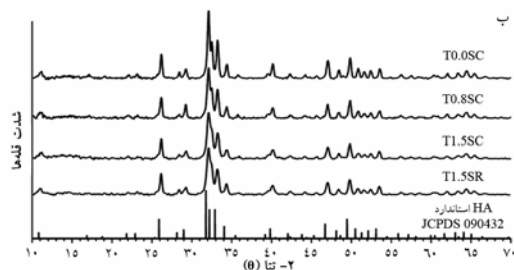
تحلیل ICP بررسی شد که نتایج آن در جدول ۲ آورده شده است. نتایج، حضور Si در ساختار HA را نشان می‌دهد. البته درصد Si جایگزین شده در هر دو گروه مواد سنتز شده از درصد مواد اولیه مورد استفاده کمتر است که احتمالاً بخشی از یون‌های Si به‌صورت واکنش نداده در محلول مادر باقی مانده است. از طرفی به دلیل حضور CO_2 در حین انجام واکنش احتمال تشکیل کربنات- HA وجود دارد. از آن‌جا که گروه کربنات می‌تواند جایگزین گروه فسفات در ساختار HA شود، این مطلب بر میزان جان‌شینی گروه سیلیکات در ساختار آپاتیت مؤثر است [۱، ۱۸]. نتایج نسبت Ca/P و Ca/(P+Si) نشان می‌دهد که اولاً نمونه‌های سنتز شده بسیار نزدیک به حالت استوکیومتری هستند، ثانیاً با مقایسه نسبت Ca/P با Ca/(P+Si) در نمونه‌های Si-HA مشخص می‌شود که به احتمال زیاد Si جایگزین فسفات در ساختار آپاتیت شده است. نکته قابل استنباط دیگر از نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل ICP این است که میزان جان‌شینی Si در نمونه‌هایی که از تری‌آمونیم فسفات به‌عنوان منبع P در سنتز آن‌ها استفاده شده بیشتر از نمونه‌هایی است که در سنتز آن‌ها به‌عنوان منبع P از دی‌آمونیم هیدروژن فسفات استفاده شده است.

در الگوهای پراش نمونه‌های سنتز شده، حضور ندارد. در نگاه اول، حضور Si اثری بر ساختار HA نداشته است. اما با دقت بیشتر در الگوهای پراش آشکار می‌شود که حضور Si تا حدی سبب کاهش شدت قله‌ها شده که این مطلب نشانه کاهش بلورینگی ساختار آپاتیت در اثر حضور Si است.

نمودارهای (۱-الف) و (۱-ب) نشان داده شده است. با مقایسه الگوهای XRD پودرهای سنتز شده هر دو گروه با کارت استاندارد الگوی پراش HA استوکیومتری (JCPDS 09-0432) مشخص می‌شود که هیچ قله (Peak) دیگری مربوط به بخش‌های دیگر از جمله اکسید Si یا دیگر کلسیم-فسفات‌ها

جدول ۲ درصد وزنی عناصر مختلف موجود در نمونه‌های به دست آمده از تجزیه و تحلیل ICP و نسبت Ca/P و Ca/(P+Si) نمونه‌ها

Ca/P (نسبت اتمی)	Ca/(P+Si) (نسبت اتمی)	درصد وزنی عناصر			نمونه
		Ca	P	Si	
۱/۶۶۷	۱/۶۶۷	۳۹/۸۸	۱۸/۴۹	۰/۰۰	(T0.0SC) HA
۱/۷۳	۱/۶۵۶	۳۹/۷۹	۱۷/۷۷	۰/۷۲	۰/۸ درصد وزنی Si در HA (T0.8SC)
۱/۷۸۷	۱/۶۵۷	۳۹/۷۵	۱۷/۱۹	۱/۳۵	۱/۵ درصد وزنی Si در HA (T1.5SC)
۱/۶۶۶	۱/۶۶۶	۳۹/۷۹	۱۸/۵۴	۰/۰۰	(D0.0SC) HA
۱/۷۱۵	۱/۶۴۹	۳۹/۷۳	۱۷/۹	۰/۶۵	۰/۸ درصد وزنی Si در HA (D0.8SC)
۱/۷۷۶	۱/۶۵۴	۳۹/۷	۱۷/۲۸	۱/۲۷	۱/۵ درصد وزنی Si در HA (D1.5SC)

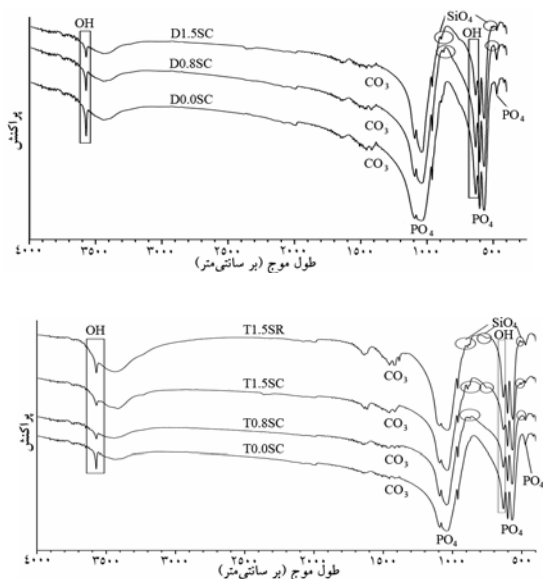


نمودار ۱ الگوهای پراش پرتو ایکس نمونه‌های سنتز شده با الف) دی‌آمونیم هیدروژن فسفات (گروه اول)، ب) تری‌آمونیم فسفات (گروه دوم)

جدول ۳ توابع شبکه محاسبه شده نمونه‌ها با توجه به داده‌های XRD و رابطه (۱)

نمونه	a (آنگستروم)	c (آنگستروم)
D0.0SC	۹/۴۱۸۵	۶/۸۷۴۰
D0.8SC	۹/۴۱۶۰	۶/۸۷۴۶
D1.5SC	۹/۴۱۵۸	۶/۸۷۷۴
T0.0SC	۹/۴۰۸۲	۶/۸۷۳۵
T0.8SC	۹/۴۰۶۵	۶/۸۷۴۰
T1.5SC	۹/۴۰۵۶	۶/۸۷۹۰
T1.5SR	۹/۴۰۶۰	۶/۸۷۹۴

[۲، ۱۸] و D_{hkl} اندازه بلورک در قله مربوط به صفحه (hkl) مورد نظر است. نتایج به‌دست آمده در نمودار ۲ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که با افزایش میزان جانشینی Si، اندازه بلورک کاهش می‌یابد. در حقیقت حضور Si در ساختار آپاتیت رشد بلورک‌ها را متوقف می‌کند.



نمودار ۳ طیف‌های FTIR نمونه‌های سنتز شده با الف) دی‌آمونیم هیدروژن فسفات (گروه اول)، ب) تری‌آمونیم فسفات (گروه دوم)

۳-۳- تجزیه و تحلیل FTIR

طیف‌های FTIR هر دو گروه نمونه‌ها در نمودار (۳-الف) و (۳-ب) آمده است. در کلیه طیف‌ها وجود گروه هیدروکسیل در عدد موج‌های ۳۵۷۱ بر سانتی‌متر (cm^{-1}) و ۶۳۱ بر سانتی‌متر نشان دهنده گروه هیدروکسیل در ساختار HA است و حضور گروه‌های فسفات در عدد موج‌های ۴۶۹ بر سانتی‌متر، ۵۶۴ بر سانتی‌متر، ۵۹۸ بر سانتی‌متر، ۹۵۷ بر سانتی‌متر، ۱۰۳۱ بر سانتی‌متر، ۱۰۸۵ بر سانتی‌متر نشان دهنده گروه‌های فسفات موجود در ساختار HA است. اغلب به دلیل سطح ویژه بالایی که پودرهای آپاتیتی دارد، مقداری آب در سطح آن‌ها جذب می‌شود. این آب جذب شده با یک قله پهن

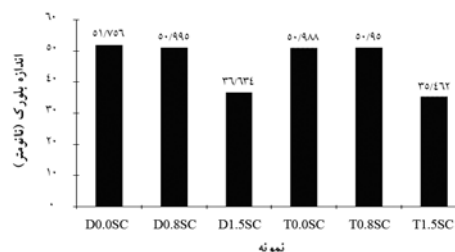
با استفاده از داده‌های تجزیه و تحلیل XRD به‌دست آمده از نمونه‌های سنتز شده و به کمک رابطه (۱) [۲] توسط نرم‌افزار Microsoft Excel 2007 ثوابت شبکه مربوط به هر یک از نمونه‌ها محاسبه شد و نتایج در جدول ۳ نشان داده شده است.

$$\frac{1}{d^2} = \frac{3}{4} * \frac{h^2 + hk + k^2}{a^2} + \frac{l^2}{c^2} \quad (1)$$

ثوابت شبکه اندازه‌گیری شده در مورد نمونه‌های حاوی جانشینی Si در مقایسه با HA استوکیومتری تغییری را نشان می‌دهد، به طوری که با افزایش میزان Si ورودی a کاهش و c افزایش می‌یابد، این تغییر خود دلیل آشکاری برای اثبات حضور Si در ساختار آپاتیت است.

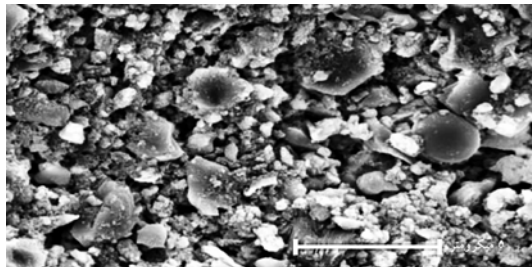
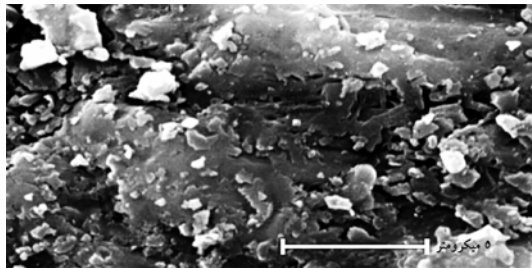
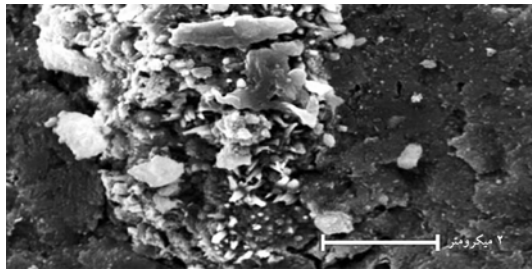
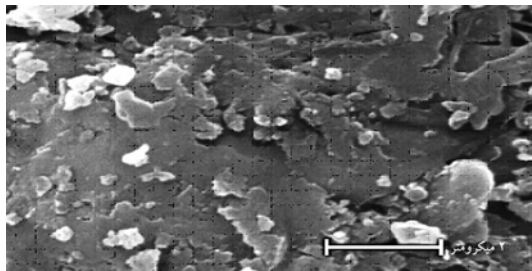
بر اساس فرمول شرر (Scherrer) [رابطه (۲)] و به کمک نرم‌افزار Microsoft Excel 2003، با استفاده از داده‌های به‌دست آمده از تجزیه و تحلیل XRD، اندازه بلورک‌ها با استفاده از قله‌های (۰۰۲)، (۳۱۰) و (۲۲۲) محاسبه شد.

$$D_{hkl} = \frac{k\lambda}{\beta_{1/2} \cos\theta} \quad (2)$$

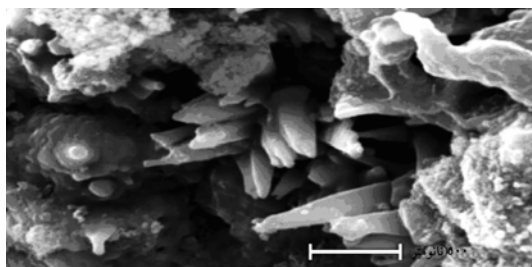


نمودار ۲ نمودار اندازه بلورک محاسبه شده برای نمونه‌ها با استفاده از داده‌های XRD و فرمول شرر

در رابطه ۲، λ طول موج متناظر با Cu-K α و برابر با ۱/۵۴۰۶ آنگستروم، θ زاویه مربوط به صفحه (hkl) مورد نظر، $\beta_{1/2}$ پهنای قله مربوط به صفحه (hkl) مورد نظر در نصف شدت بیشینه بر حسب رادیان، k یک عدد ثابت که بسته به ظاهر بلور تغییر می‌کند و در این جا ۰/۹ در نظر گرفته شده



شکل ۱ تصویر SEM نمونه‌های الف) HA و ب) Si-HA بعد از ۸ روز انکوباسیون در SBF (ج) HA و د) Si-HA بعد از ۱۴ روز انکوباسیون در SBF



شکل ۲ ریخت‌شناسی جوانه‌های آپاتیت تشکیل شده روی نمونه‌های Si-HA

در محدوده ۳۰۰-۳۵۰ بر سانتی‌متر و یک قله تند در ۱۶۳۶ بر سانتی‌متر مشخص شده است [۱، ۳، ۴، ۲۸، ۲۹].
با مقایسه طیف FTIR نمونه‌های Si-HA (D0.8SC, HA (D0.0SC, HA (D1.5SC, T0.8SC, T1.5SC) و T0.0SC) ۳ قله دیگر نیز در عدد موج‌های ۴۹۰ بر سانتی‌متر، ۷۶۰ بر سانتی‌متر و ۸۸۹ بر سانتی‌متر دیده می‌شود که مربوط به وجود گروه سیلیکات SiO_4^{4-} و پیوند Si-O در ساختار HA به‌دست آمده است [۲، ۱۸، ۱۹، ۳۰، ۳۱].

SEM - ۴-۳

همان‌طور که نتایج تجزیه و تحلیل ICP نشان داد، میزان جانشینی Si در گروه دوم پودرهای سنتز شده بیشتر از گروه اول بود، به همین دلیل پودرهای گروه دوم برای بررسی‌های زیستی انتخاب شد. برای بررسی رفتار زیست‌فعالی پودرهای آپاتیتی سنتز شده دارای جانشینی Si (Si-HA) مانند T1.5SC و مقایسه آن با رفتار زیست‌فعالی نمونه‌های فاقد جانشینی Si یعنی آپاتیت‌های استوکیومتری (HA) مانند T0.0SC از روش غوطه‌وری قرص‌های ساخته شده از این پودرها در SBF و سپس خروج آن‌ها در زمان‌های ۸ و ۱۴ روز و بررسی سطح آن‌ها با SEM استفاده شد. شکل ۱ تصاویر SEM از سطح نمونه‌های انکوباسیون شده در SBF به ترتیب بعد از ۸ و ۱۴ روز انکوباسیون را نشان می‌دهد. بعد از ۸ روز جوانه‌زنی آپاتیت در سطح نمونه Si-HA قابل تشخیص است؛ در صورتی که در نمونه HA چندان جوانه‌زنی آپاتیتی دیده نمی‌شود. در هر دو نمونه جوانه‌زنی آپاتیت به خصوص بعد از ۱۴ روز کاملاً مشخص است. اما در نمونه‌های Si-HA میزان این جوانه‌زنی خیلی بیشتر بود و جوانه‌ها دارای رشد جهت‌دار هستند و شکلی بیشتر شبیه به یک مثلث متساوی‌الساقین دارند. ریخت‌شناسی این جوانه‌ها را می‌توان در شکل ۲ دید. یکی از دلایل جوانه‌زنی بیشتر و سریع‌تر نمونه‌های Si-HA، احتمالاً بلورینگی کمتر این نمونه‌ها نسبت به نمونه‌های استوکیومتری و در نتیجه قابلیت انحلال بیشتر آن‌هاست.

۳-۵- آزمون MTT

برای آزمون MTT، سلول‌های استخوان‌ساز (Osteoblast) (تهیه شده از بانک سلولی ایران) روی قرص‌های تهیه شده از پودرهای سنتز شده (گروه دوم) به مدت ۴ روز کشت شد و سرعت تکثیر سلول‌ها روی سطح نمونه‌ها با سرعت تکثیر این سلول‌ها روی سطح نمونه شاهد مقایسه شد. کلیه نمونه‌ها عدم سمیت را نشان داد. برای هریک از پودرها (T0.0SC, T0.8SC, T1.5SC) ۸ نمونه برای این منظور آماده شده و

آزمون MTT براساس دستورالعمل Sigma انجام پذیرفت و چگالی نوری (Optical Density: OD) برای هریک از نمونه‌ها در طول موج ۵۷۰ نانومتر ثبت شد. نتایج به دست آمده در جدول ۴ آورده شده است. نتایج نشان می‌دهد که سرعت تکثیر سلول‌های استخوان‌ساز روی سطح نمونه‌های Si-HA بیشتر از HA استوکیومتری است و میزان بهینه برای درصد جانشینی Si با بیشترین سرعت تکثیر سلولی، ۰/۸ درصد به دست آمد.

جدول ۴ نتایج آزمون MTT، ODهای ثبت شده برای نمونه‌ها

نمونه	تعداد نمونه‌ها	قرائت کولوریمتری* میانگین OD (± انحراف معیار)	P value
استئوبلاست روی نمونه کنترل	۸	۰/۹۵۳ (±۰/۰۲۹)	<۰/۰۰۱
استئوبلاست روی نمونه T0.8SC	۸	۰/۷۵۸ (±۰/۰۲)	<۰/۰۰۱
استئوبلاست روی نمونه T1.5SC	۸	۰/۵۹۸ (±۰/۰۳۵)	<۰/۰۰۱
استئوبلاست روی نمونه T0.0SC	۸	۰/۵۲۴ (±۰/۰۲۶)	<۰/۰۰۱

*: Colorimetric reading

۴- بحث

HA استوکیومتری و Si-HA به روش هیدروترمال با موفقیت سنتز شد. الگوهای FTIR نمونه‌ها وجود عنصر Si و همچنین پیوند Si-O در قله‌های ۴۹۰، ۷۶۰ و ۸۸۹ بر سانتی‌متر که نشانگر جانشینی Si در ساختار HA است را اثبات و نتایج ICP نیز این نکته را تأیید می‌کند. مشخص شد که میزان جانشینی Si در ساختار HA هنگامی که از تری‌آمونیم فسفات به‌عنوان منبع P استفاده شود، در مقایسه با زمانی که از دی‌آمونیم هیدروژن فسفات استفاده شود، بیشتر است، یعنی درصد Si جایگزین شده نزدیک‌تر به درصد Si ورودی است. با مقایسه الگوهای پراش پرتو ایکس HA و Si-HA، مشخص شد که حضور Si باعث تبدیل ساختار کریستالوگرافی HA به سایر بخش‌ها یا تشکیل بخش‌های دیگر نمی‌شود و تنها باعث کاهش بلورینگی و کاهش اندازه بلورک‌های آپاتیت می‌شود. کاهش

بلورینگی به نوبه خود افزایش انحلال‌پذیری و در نتیجه بهبود زیست‌فعالی را در پی دارد. می‌توان نتیجه گرفت که حضور Si رفتار زیست‌فعالی HA را افزایش می‌دهد. حضور Si و ضمناً از دست دادن OH⁻ به دلیل جانشینی گروه سیلیکات با گروه فسفات سبب تغییر پارامترهای شبکه، کاهش a و افزایش c، می‌شود. تصاویر SEM از سطح نمونه‌های انکوباسیون شده در SBF، تشکیل سریع‌تر و با میزان بیشتر جوانه‌های آپاتیت روی سطح Si-HA در مقایسه با HA استوکیومتری را نشان می‌دهد. نتایج حاصل از انکوباسیون مواد در SBF و کشت سلولی و آزمون MTT نیز بهبود زیست‌فعالی را تأیید می‌کند.

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله کمال تشکر و قدردانی خود را از مسئولین «مرکز سلولی مولکولی دانشگاه ایران» و «آزمایشگاه

ایشان در این کار اعلام می‌دارند.

بیوسرامیک دانشگاه صنعتی امیرکبیر» بابت حمایت‌ها و یاری

۶- منابع

- [1] Solati-Hashjin M. Effect of Powder Synthesis Route on Microstructure and Properties of Hydroxyapatite. Presented for the Ph.D., Tehran, Materials and Energy Research Center, 1997. (Persian)
- [2] Aminian A. Effect of Silicon Substitution on Bioactivity of Hydroxyapatite Nano-Particles synthesized by Hydrothermal Method. Presented for the M.Sc., Tehran, Amirkabir University of Technology, 2008. (Persian)
- [3] Bakhshi F. Biomimetic Synthesis and Characterization of Nanostructure Non-stoichiometric Hydroxyapatite. Presented for the M.Sc., Tehran, Amirkabir University of Technology, 2006. (Persian)
- [4] Goudarzi A. Control of Morphology and Size of Wet Chemically Synthesized Hydroxyapatite (HA). Presented for the M.Sc., Tehran, Amirkabir University of Technology, 2006. (Persian)
- [5] Porter AE, Patel N, Skepper JN, Best SM, Bonfield W. Comparison of in vivo dissolution processes in hydroxyapatite and silicon-substituted hydroxyapatite bioceramics. *Biomaterials* 2003; 24(25): 4609–20.
- [6] Best SM, Zou S, Brooks RA, Huang J, Rushton N, Bonfield W. The Osteogenic Behaviour of Silicon Substituted Hydroxyapatite. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2008; 20: 985-98.
- [7] Pietak AM, Reid JW, Stott MJ, Sayer M. Silicon substitution in the calcium phosphate bioceramics. *Biomaterials* 2007; 28(28): 4023–32.
- [8] Landi E, Sprio S, Sandri M, Tampieri A, Bertinetti L, Martra G. Development of Multisubstituted Apatites for Bone Reconstruction. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2008; 20: 171-4.
- [9] Eslami H, Solati-Hashjin M, Tahriri M. The comparison of powder characteristics and physicochemical, mechanical and biological properties between nanostructure ceramics of hydroxyapatite and fluoridated hydroxyapatite. *Mater Sci Eng C* 2009; 29(4): 1387-98.
- [10] Eslami H, Solati-Hashjin M, Tahriri M. Synthesis and Characterization of Nanocrystalline Fluorinated Hydroxyapatite Powder by Modified Wet-Chemical Process. *J Ceram Process Res* 2008; 9: 224-9.
- [11] Astala R, Calderin L, Yin X, Stott MJ. Ab Initio Simulation of Si-Doped Hydroxyapatite. *Chem Mater* 2006; 18(2): 413-22.
- [12] Porter AE, Best SM, Bonfield W. Ultrastructural Characterisation of Hydroxyapatite and Silicon-Substituted Hydroxyapatite. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2003; 15: 505-8.
- [13] Thian ES, Huang J, Best SM, Barber ZH, Bonfield W. Surface Wettability Enhances Osteoblast Adhesion on Silicon-Substituted Hydroxyapatite Thin Films. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2007; 19: 877-80.
- [14] Kim SR, Lee JH, Kim YT, Riu DH, Jung SJ, Lee YJ, Chung SC, Kim YH. Synthesis of Si, Mg substituted hydroxyapatites and their sintering behaviors. *Biomaterials* 2003; 24(8):

- 1389-98.
- [15] Gibson IR, Hing KA, Best SM, Bonfield W. Enhanced in vitro cell activity and surface apatite layer formation on novel silicon substituted hydroxyapatites. In: Ohgushi H, Hastings GW, Yoshikawa T, (Editors). Proceeding of the 12th International Symposium on Ceramics in Medicine, Nara, Japan, 1999; p: 191-4.
- [16] Saki M, Narbat MK, Samadikuchaksaraei A, Ghafouri HB, Gorjipour F. Biocompatibility study of a hydroxyapatite-alumina and silicon carbide composite scaffold for bone tissue engineering. *Yakhteh* 2009; 11(1): 55-60.
- [17] Botelho CM, Brooks RA, Best SM, Lopes MA, Santos JD, Rushton N, Bonfield W. Biological and Physical-Chemical Characterization of Phase Pure HA and Si-Substituted Hydroxyapatite by Different Microscopy Techniques. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2004; 16: 845-8.
- [18] Tang XL, Xiao XF, Liu RF. Structural characterization of silicon-substituted hydroxyl-apatite synthesized by a hydrothermal method. *J Mater Lett* 2005; 59(29-30): 3841-6.
- [19] Botelho CM, Lopes MA, Gibson IR, Best SM, Santos JD. Structural analysis of Si-substituted hydroxyapatite: zeta potential and X-ray photoelectron spectroscopy. *J Mater Sci Mater Med* 2002; 13(12): 1123-7.
- [20] Dorozhkin SV, Dorozhkina EI, Otkar FN, Salman S. A Simplified Preparation Method of Silicon-Substituted Calcium Phosphates According to Green Chemistry Principles. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2007; 19: 55-8.
- [21] Aizawa M, Patel N, Porter AE, Best SM, Bonfield W. Syntheses of Silicon-Containing Apatite Fibres by a Homogeneous Precipitation Method and Their Characterization. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2006; 18: 1129-32.
- [22] Marques PAAP, Magalhaes MCF, Correia RN, Vallet-Regi M. Synthesis and Characterisation of Silicon-Substituted Hydroxyapatite. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2001; 13: 247-50.
- [23] Patel N, Follon EL, Gibson IR, Best SM, Bonfield W. Comparison of Sintering and Mechanical Properties of Hydroxyapatite and Silicon-Substituted Hydroxyapatite. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2003; 15: 919-22.
- [24] Botelho CM, Brooks RA, Kawai T, Ogata S, Ohtsuki C, Best SM, Lopes MA, Santos JD, Rushton N, Bonfield W. In Vitro Analysis of Protein Adhesion to Phase Pure Hydroxyapatite and Silicon Substituted Hydroxyapatite. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2005; 17: 461-4.
- [25] Solla EL, Malz F, González P, Serra J, Jaeger C, León B. The Role of Si Substitution into Hydroxyapatite Coatings. *Key Eng Mater (Bioceramics)* 2008; 20: 175-8.
- [26] Andradea MC, Tavares Filgueirasa MR, Ogasawarab T. Hydrothermal nucleation of hydroxyapatite on titanium surface. *J European Ceram Soc* 2002; 22(4): 505-10.
- [27] Ravarian R, Moztarzadeh F, Solati-Hashjin M, Rabiee SM, Khoshakhlagh P, Tahriri M. Synthesis, characterization and bioactivity investigation of bioglass/hydroxyapatite composite. *J Ceram Int* 2009; 36(1): 291-7.
- [28] Hing KA, Revell PA, Smith N, Buckland T. Effect of silicon level on rate, quality and progression of bone healing within silicate-substituted porous hydroxyapatite scaffolds.

- Biomaterials 2006; 27(29): 5014–26.
- [29] Arcos D, Rodríguez-Carvajal J, Vallet-Regí M. The effect of the silicon incorporation on the hydroxylapatite structure. A neutron diffraction study. J Solid State Sci 2004; 6(9): 987-94.
- [30] Landi E, Tampieri A, Celotti G, Sprio S. Densification behaviour and mechanisms of synthetic hydroxyapatites. J European Ceram Soc 2000; 20(14-15): 2377-87.
- [31] Shi HB, Zhong H, Liu Y, Zhang FZ, Liang MC, Chen M. Preparation of Silicate Substituted Calcium Deficient Hydroxyapatite by Coprecipitation. Key Eng Mater (Bioceramics) 2007; 19: 83-6.