

بررسی ویژگیها و زیست سازگاری نانوکامپوزیت فلوئور آپاتیت – هیدروکسی آپاتیت تهیه شده به روش سُل – ژل صدیقه جوقهدوست<sup>(،\*</sup>، علیاصغر بهنام قادر<sup>۲</sup>و بابک فرسادزاده<sup>۱</sup> ۱ – باشگاه پژوهشگران جوان، دانشکده مهندسیپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی – واحد علوم و تحقیقات

۲- پژوهشگاه مواد و انرژی

\* نويسنده مسئول مكاتبات: صديقه جوقهدوست (E-mail: joughehdoust@srbiau.ac.ir)

#### چکیدہ

در این تحقیق نانوکامپوزیت فلوئور آپاتیت (FAp)- هیدروکسی آپاتیت (HAp) در مقیاس نانومتر با استفاده از فر آیند سل- ژل سنتز شد. تری اتیل فسفیت، نیترات کلسیم آبدار و فلورید آمونیوم به ترتیب به عنوان منابع تامین کننده G، P و F با نسبت های استوکیومتری P/F و Ca/P به ترتیب ۶ و ۱/۶۷ بکار گرفته شد. پودرهای سنتز شده در دمای C° ۵۵۰ حرارت داده شدند. جهت ارزیابی ویژگیهای محصول، از روشهای آنالیز AIR و ۲/۱۶۷ بکار گرفته شد. پودرهای سنتز شده در دمای C° ۵۵۰ حرارت داده شدند. جهت ارزیابی ویژگیهای محصول، از روشهای آنالیز FAp ایکار RI، بکار گرفته شد. پودرهای سنتز شده در دمای C° ۵۵۰ حرارت داده شدند. جهت ارزیابی ویژگیهای محصول، از موشهای آنالیز AIR و ۲/۹ بکار گرفته شد. پودرهای سنتز شده در دمای C° ۱۵۰ حرارت داده شدند. جهت ارزیابی ویژگیهای محصول، از موشهای آنالیز FAp ایم و ۲۶۰۱ بکار گرفته شد. نیودر مای FTIS و EDAX و EDAX و آزمایش کشت سلولی استفاده شد. نتایج TRD حضور فازهای FAp و FAP در پودر را تایید می ماید. نتایج (FT-IR) نیز جانشین شدن نسبی F با G و تشکیل نانوکامپوزیت FAp/HAp را ثابت می نماید. همچنین، بررسیهای XRD نشان داد که اندازه بلورکها در حدود ۳۵ ۵۸ می باشد که این نتایج بوسیله TEM تایید شده است. نتایج زتاسایزر نیز نشان داد که متوسط اندازه ذرات پودر حاصل در حدود ۳۵ ۵۱ می باشد. نمونه های دارای مقادیر بیشتر FAp منجر به افزایش تعداد سلولها در آزمایش کشت سلولهای فیبروبلاست شدند.

واژههای کلیدی: نانوکامپوزیت، فلوئور آپاتیت، هیدروکسی آپاتیت، سل- ژل، کشت سلولی.

#### Abstract

In this study, fluorapatite (FAp)/hydroxyapatite (HAp) nanocomposite was synthesized via sol-gel method. Triethyl phosphite, calcium nitrate tetrahydrate and ammonium fluoride were used as P, Ca and F sources. The ratios of P/F and Ca/P were kept constant at 6 and 1.67 respectively. The synthesized powders were heat-treated at 550 °C. The phase composition, chemical structure and morphological and size analyses were performed using XRD, FT-IR, zetasizer, SEM and TEM. Also, *In vitro* test was performed for biocompatibility of powders. The results of XRD and FT-IR studies proved the presence of FAp and HAp the powders. The average crystallite size and particle size values of heat-treated samples, estimated by Scherrer's equation and zetasizer instrument were found to be ~15 nm (confirmed by TEM) and 145, respectively. The *In vitro* test showed increasing of FAp in FHAp powders enhanced the proliferation of fibroblast L-929 cells in culture media.

دندان کاربردهای گستردهای دارد[۱]. زیستفعالی HAp منجر به برقراری پیوند مستقیم با بافت استخوان بدون ایجاد کپسول فیبری می شود [۲]. در واقع پیوند HAp با بافت استخوان مهمترین دلیل استفاده از آن به عنوان جانشین استخوان است. زمانی که HAP در بدن کاشته

استخوان طبیعی انسان عمدتاً کامپوزیتی از کلاژن و هیدروکسیآپاتیت (HAp, Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)) است. این ماده بسیار زیستسازگار است و در ترمیم استخوان و

۱- مقدمه

می شود هیچ نوع اثر سمی، ورم و پاسخ منفی (دفع هیدروکسی آپاتیت) از طرف بدن مشاهده نمی شود. این ماده برای ترمیم آسیبهای دندانی و استخوانی، جانشینی فوری دندان، بازسازی آرواره و غیره استفاده می شود [۳]. تشابه شیمیایی HAP با استخوان عامل مهمی است که تحریک زیستفعالی، رشد استخوان و تاثیرات درمانی آن را می توان به آن نسبت داد [۴].

اما مشکلی که هیدروکسی آپاتیت دارد حلالیت آن در محیط بدن است و این مساله باعث شده که هنوز از HAp در کاربردهای طولانی مدت استفاده نشود. یک راه حل HAp ین مساله جانشینی <sup>-</sup>F با <sup>-</sup>OH در ساختار HAp و ایجاد محلول جامد فلوئورهیدروکسی آپاتیت ایجاد محلول جامد فلوئورهیدروکسی آپاتیت ایجاد محلول جامد فلوئورهیدروکسی آپاتیت ایجاد محلول جامد فلوئورهیدروکسی آ (FHAp, Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH,F)<sub>2</sub>) است اگا. فلوئورآپاتیت (FAp, Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>F<sub>2</sub>) (و لایه حوار (FAp, Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>F<sub>2</sub>) در محیوا بایت ایک او لایه ماختاری بیشتری نسبت به HAp داشته ا او لایه خارجی دندان را می سازد ا (۲]. فلوراید در جلوگیری از مورت می گردد در زمینه دندانپزشکی است ا این <sup>-</sup>F کانی شدن و بلوری شدن کلسیم فسفات را در فرآیند تشکیل استخوان تشویق می کند [۹].

با وجود مزایای زیاد FAP و FHAP، تحقیقات کمی در زمینه تولید و بررسی ویژگیهای این دو ماده شده است [۱۰,۱۱]. سانتز پودر FHAP در سالهای اخیار با روشهای مختلفی چون هیدروترمال، همرسوبی، سل- ژل و غیاره انجام شده است [۲۴–۱۲]. روش سال- ژل از مزایایی مانند خلوص زیاد، ترکیب همگن و دمای سنتز کم نسبت به روشهای دیگر برخوردار است. در این مطالعه پودرهای نانوکامپوزیتی FHAP با استفاده از روش سال-ژل و در دمای C ۵۵۰ عملیات حرارتی گردید و تغییرات فازی، مورفولوژی، توزیع اندازه ذرات و کشت سالولی این پودرها بررسی شد.

### ۲- فعالیتهای تجربی

محلـــول.هـای (TEP, ((C<sub>2</sub>H<sub>5</sub>O)<sub>3</sub>P); Merck) محلـــول. (NH<sub>4</sub>F; Merck) و (NH<sub>4</sub>F; Merck) در اتانـل (Ca(NO<sub>3</sub>)<sub>2</sub>.4H<sub>2</sub>O; Merck) و Ca ساخته به عنوان پیش.مادههای تامین کننـده P ، P و Ca

شد. نسبتهای استوکیومتری این پیشمادهها طوری در نظر گرفته شدند که در نهایت پودری با نسبت -HAp 50%FAp حاصل گردد.

در ابتدا، تری اتیل فسفیت (TEP) در اتانل و مقدار کمی آب مقطر هیدرولیز و سپس NH<sub>4</sub>F به محلول اضافه گردید (6 = P/F در نظر گرفته شد). در ظرف جداگانهای، نیترات کلسیم آبدار در اتانل حل شد. محلولهای حاصل به مدت ۲۴ ساعت با سرعت بالایی هم زده شد. سپس محلول حاوی کلسیم، به صورت قطرهقطره به محلول حاوی فسفر اضافه گردید (Ca/P = 1.67). سل حاصل به مدت ۹۶ اضافه گردید (aging) شد. خشک ساعت در دمای محیط نگهداری (aging) شد. خشک حرارتی آنها در دمای  $2^\circ \cdot 0$  به مدت ۱ ساعت انجام شد. شکل ۱ ترتیب مراحل تهیه پودر را به صورت فلوچارت نشان می دهد.

ترکیب فازی، اندازه بلورکها و مقدار بلورینگی یودر به وسیله یراش اشعه ایکس (XRD, Siemens, Germany) با طول موج اشعه ایکس CuKa برابر با ۸ ۱/۵۴۰۵۶ بررسی شد. تغییرات ساختاری پودر با استفاده از آنالیز طيفسنجى مادون قرمز (FTIR, Bruker, Vector 33, (Germany) و در محدوده طيف <sup>1-</sup> ۴۰۰۰ - ۴۰۰۰ و با به کار گیری KBr بـه عنـوان اسـتاندارد بررسـی گردیدنـد. توزيع اندازه ذرات پودر بهوسيله دستگاه (Zeta Sizer, تعيين گرديد. Malvern Instrument Co, 3000 HAS) جهت بررسی ریزساختار پودرها از میکروسکوپ الکترونی روبشى (SEM, XL30, Philips, Holland) و ميكروسكوپ الکترونی عبوری با بزرگنمایی بالا (HRTEM) CM200FEG, Philips) به همراه الگوی یراش (SAED) و تجزیه توزیع انرژی پرتو ایکس (EDAX) استفاده شد. در نهایت جهت بررسی رفتار In vitro از سلولهای فیبروبلاست L929 موش به منظور کشت بر روی پودر حاصله استفاده شد. سلولها به مدت ۴ روز بر روی پودرها در پلیتهایی از جنس پلےاستایرن کشت داده شدند. محيط كشت شامل RPMI-1640+10% Fetal Bovine serum + 50 mg/ml Streptomycin + 50 IU/ml Penicillin انتخاب شد و از میکروسکوپ معکوس با بزرگنمایی ۲۰۰ برابر برای مشاهده و بررسی سلولها استفاده شد.





شکل ۱: دیاگرام تهیه نانوکامپوزیت فلوئور – هیدروکسیآپاتیت (FHAp) به روش سل- ژل.

اندازه بلورکها (D) با استفاده از فرمول Scherrer تخمین زده شده است [۱۵]:

$$D = \frac{K\lambda}{B_{1/2}Cos\theta}$$
(1)

که D اندازه بلور در مقیاس Å میباشد، K فـاکتور شـکل مسـاوی ۸،۰/۹ طـول مـوج اشـعه ایکـس مسـاوی Å ۱/۵۴۰۵۶، θ زاویه براگ مربوط به پیک ناشـی از پـراش و B<sub>1/2</sub> بر حسب رادیان به صورت زیر تعریف میشود:

$$B_{1/2} = (B_m^2 - b_s^2)^{1/2}$$
(Y)

B<sub>m</sub>، عرض پیک پراش در نصف ارتفاع مربوط به نمونه و b<sub>s</sub>، عرض پیک پراش در نصف ارتفاع مربوط به نمونه استاندارد است. درجه کریستالی پودر نیز از رابطه ۳ محاسبه گردید. تهیه نمونه استاندارد جهت استفاده از رابطه بالا ضروری است [18]:



در این رابطه، X<sub>C</sub> درجه کریستالی پودر، V<sub>112/300</sub> عمق دره پیکهای پراش از صفحات (۱۱۲) و (۳۰۰)، I<sub>300</sub> شدت پیک صفحه (۳۰۰) میباشد.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- بررسی تغییرات فازی

در شکل ۲، الگوی پراش اشعه ایکس پودر سنتز شده نشان داده شده است. پیکهای ویژه آپاتیت در محدوده (۳۵- ۲۵ = ۲۵) دیده می شوند. همانطور که مشاهده می گردد، فازهای تشکیل یافته فازهای فلوئور آپاتیت، هیدروکسی آپاتیت و اکسید کلسیم هستند.



کل ۲: منحنی پراش اشعه ایکس نانو کامپوزین فلوئور - هیدروکسی آپاتیت.

محاسبات Scherrer نشان می دهد که اندازه بلور کها در حدود ۱۵ می باشد که تصاویر HRTEM نیز تأییدکننده آن است. به راحتی می توان تشخیص داد که پیکهای XRD از درجه کریستالی مناسبی برخوردار است. به دلیل آنکه، اجازه داده شده که واکنشها در مرحله پیرسازی کامل گردد و رشد کریستالهای آپاتیت افزایش یابد [۱۷]. محاسبات تعیین درجه کریستالی نیز نشان دهنده رشد بسیار زیاد کریستالهای آپاتیتی در دمای پیرسازی طولانی (۹۶ ساعت) است. مقدار درجه کریستالی محاسبه شده ۹۶/ یعنی نزدیک به ۱۰۰٪ رشد کامل می باشد. حضور فلوئور در ساختار هیدروکسی آپاتیت





شكل ٣: طيفسنجي مادون قرمز نانوكامپوزيت فلوئور - هيدروكسي آپاتيت.

به عنوان عامل مؤثر بر عدم تکمیل فرایند کریستالی شدن معرفی شده است [۱۱].

۲-۲ بررسی تغییرات ساختاری

تغییرات ساختاری پودر فلوئور – هیدروکسی آپاتیت توسط FTIR بررسی شد که در شکل ۳ مشاهده می شود. جـدول ۱ بیشتر باندهای IR فلوئور آپاتیت و هیدروکسی آپاتیت را می گردد، تمایز ساختار فلوئور آپاتیت و هیدروکسی آپاتیت می گردد، تمایز ساختار فلوئور آپاتیت و هیدروکسی آپاتیت به دلیل نزدیکی و شباهت ساختاری کـه دارند بسیار به دلیل نزدیکی و شباهت ساختاری که دارند بسیار مشکل است [۱۹]. ساختار آپاتیت در همه نمونه ها با مشکل است (۱۹]. ساختار آپاتیت در همه نمونه ها با مشکل است (۱۹]. ساختار آپاتیت در همه نمونه که دارند مدهای ارتعاشی O-P (<sup>1</sup> - ۵۶۰ - ۵۶۰ و <sup>1</sup> - ۱۱۰۰ -میدهای ارتعاشی O-P (<sup>1</sup> می در - ۵۶۰ و آیا یت حدود <sup>1</sup> - ۵۶۰ مربوط به باند پیوند O-P ساختار آپاتیت است.

یکی از پیکهای مربوط H-O آپاتیت در <sup>-1</sup> ۶۳۲ طاهر می شود. همانطور که مشاهده می گردد این پیک در تصویر FTIR دیده نمی شود. Harrison و همکارانش [۲۰] این پیک را تنها در کمترین جانشینی F با OH یعنی ۲۰٪ تشخیص دادند. همینطور آنها این پیک را برای جانشین ۱۰۰٪-۴۰۰٪ F با OH مشاهده ننمودند. از طرفی تفاوت اصلی بین تشکیل ساختار فلوئورآپاتیت در حول و حوش

کـه پیـک آب سـاختاری فلوئورآپاتیـت (<sup>۲</sup>-۳۵۴۰ cm) و هیدروکسیآپاتیت (<sup>۲</sup>-۳۵۷۳ cm) است [۱۸]. لذا، می توان نتیجه گرفت که مقداری <sup>-</sup>F در ساختار هیدروکسیآپاتیـت جانشین <sup>-</sup>OH شده است.

لازم به ذکر است، پیکی که در ۲۰۰ ۸۷۴ تشکیل شده مربوط به C-O است. Emerson و همکارانش [۲۱] و Elliott [۲۲] در تحقیقات خود این پیک را به جانشینی کربنات نوع B مربوط دانستهاند. پیک جذبی شدید در حدود ۲۰۰ ۲۴۰۰ نیز مربوط به جانشینی کربنات نوع A حدود ۱۴۱]. پیک ۲۰۰ ۲۳۵ و ۳۴۰۰ مربوط به مدهای خمشی آب است. پیک ۲۰ cm<sup>-1</sup> گروه نیترات در تصویر مشاهده نمی گردد. بنابراین پیش ماده نیتراتی در سیستم باقی نمانده است.

## ۳-۳- بررسی مورفولوژی و توزیع اندازه ذرات

شکل ۴، نمودار توزیع اندازه ذرات نانوکامپوزیت فلوئور-هیدروکسی آپاتیت را نشان می دهد. شرایط آماده سازی نمونه، استفاده از محلول تریتون بود که ۱۲ دقیقه اولتراسوند شد. نتایج نشان دادند که اندازه ذرات پودر در ابعاد نانومتری می باشد. اندازه ذرات این نمونه در محدوده ۱۹۰۰ – ۲۰ نانومتر با میانگینی در حدود nm ۱۴۵ می باشد. با مقایسه تصاویر میکروسکوپ الکترونی عبوری و

JR

میدهد. مشاهده میشود که اندازه ذرات در مقیاس نانومتری میباشند. بنظر میرسد که پودر سنتز شده همراه با ایجاد آگلومرههای شامل چندین ذره در ابعاد نانومتری میباشد. تصویر زتاسایزر نیز نشان داده که مقدار بسیار کمی از ذرات به صورت آگلومرههایی حتی در حد میکرومتر نیز در آمدهاند.



شکل ۵: تصاویر SEM از پودر کامپوزیت FHAp با بزرگنمایی (A ک ۲۰۰۰۰ ×و B) ۲۰۰۰۰ ×.

شـکل ۶ تصـاویر میکروسـکوپی الکترونـی عبـوری بـا بزرگنمایی بالا (HRTEM) همراه با الگوی پراش (SAED) و تجزیه توزیع انرژی پرتو ایکس (EDAX) پـودر فلوئـور-هیدروکسی آپاتیت که در ۲۰ ۵۵۰ عملیات حرارتی شده را نشان میدهد. در شکل ۶۹ یک خوشه بلورک با انـدازهای در حدود ۲۰۰ مشاهده میشود کـه مطـابق بـا نتـایج حاصل از زتاسایزر است. تصاویر ۶۶ و ۲۶ نشان میدهـد کـه انـدازه بلـورکهـای آپاتیـت حـدود ۲۰– ۱۵ نـانومتر میباشند که تأییدکننده محاسبات شرر است. در شکل ۶۶، بلورکی مشاهده می شود که دارای ساختار روبشی و اندازه ذرات حاصل از این روش، میتوان گفت که ذرات بلورکها تمایل به آگلومره شدن داشتهاند.

فلوئور آپاتيت و	جدول ۱: مدهای ار تعاشی ویژه کانیهای
	هیدروکسیآپاتیت [۱۸].

ں ار تعاش (cm <sup>-1</sup> )	÷1 • 1 .	
هيدروكسىآپاتيت	فلوئور آپاتيت	مد ار تعاسی
१९٣	٩۶۵	$PO_4 \upsilon_1$
۴۳۳	477	$PO_4 \upsilon_2$
۴۴۸	449	
1.4		$PO_4 \upsilon_3$
١٠٣۴	1.74	
1.41	1.47	
۱۰۴۸	۱۰۵۳	
۱۰۵۲	1.81	
1.84		
١٠٧٧	۱۰۸۱	
۵۸۰	۵۸۱	$PO_4 \upsilon_4$
۵۹۱	۵۹۲	
۶۰۷	۶۰۸	
814	۶۱۵	
۳۵۷۳	۳۵۴۰	$OH \upsilon_1$



فلوئور – هيدور كسى آپاتيت.

شـکل ۵، تصـاویر SEM از پـودر نانوکـامپوزیتی فلوئـور – هیدروکسـیآپاتیـت در بزرگنمـاییهـا مختلـف را نشـان





شکل ۶: تصاویر میکروسکوپ الکترونی عبوری نانوپودر فلوئور – هیدروکسی آپاتیت؛ A) بزرگنمایی ۶۵۰۰۰ ٪ B، بزرگنمایی ۱۵۵۰۰۰ ٪، C) بزرگنمایی ۲۰۵۰۰۰ ٪، D) بزرگنمایی ۵۱۰۰۰ ٪ E) الگوی پراش (SAED) و F) تجزیه توزیع انرژی پرتو ایکس (EDAX).

شش وجهی است که خود نشان دهنده تکمیل رشد بلور کهای آپاتیت می باشد. صفحات کریستالی حاصل از برخورد اشعه عبوری در شکل ۶D مشاهده می گردند. الگوی پراش (شکل ۶E)، حاکی از این است که پودر مورد مطالعه از درجه کریستالی مناسبی بر خوردار می باشد.

همچنین، نقاطی که در این تصویر مشاهده می گردد نشاندهنده تشکیل ساختار نانومتری است. حضور فلوئور در ساختار هیدروکسی آپاتیت به عنوان عامل مؤثر بر عدم تکمیل فرآیند کریستالی شدن معرفی شدهاند [۱۱]. نتایج EDAX (شکل ۶۴) نمونههای متعددی که در این شرایط

سنتز گردید، حاکی از حضور عناصر کلسیم و فسفر است، به طوریکه نسبت مقدار کلیسم به فسفر بین ۱/۶۵ تا ۱/۶۷ به دست آمد که مطابق با نسبت استوکیومتری ساختار آپاتیت یعنی ۱/۶۷ است.

# ۳-۴- بررسی رفتار زیستسازگاری

به منظور بررسی رفتار In vitro پودر حاصله و مقایسه تاثیر آن بر تشکیل فلوئورآپاتیت در کنار ساختار هیدروکسیآپاتیت از نسبتهای مختلف فلوئور به فسفر استفاده شد، به طوریکه در نهایت پودرهایی نسبتهای ۲۵٪، ۵۰٪ و ۲۵٪ فلوئورآیاتیت تشکیل گردد.

سلولهای فیبروبلاست موش از نوع L929 به مـدت ۴ روز بر روی پودرها در پلیتهایی از جنس پلیاستایرن کشت داده شدند که پـس از بررسـی بـا میکروسـکوپ معکـوس نتایج قابل توجهی به دست آمـد (شـکل ۲). لازم بـه ذکـر است قبل از انجام آزمایش ابتدا تمام پودرها بـه مـدت ۱۵ دقیقه در اتوکلاو استریل شدند و سپس تحت کشت قـرار گرفتند. به منظور تهیه نمونه شاهد نیز، از کشت سلولها در محیط کشت بدون حضور پودر استفاده شد.

نتايج أزمايشها نشان مىدهند كه سلولهاى فيبروبلاست بر روی تمام نمونههای پودر بهدستآمده با هر میزان فلوئور در ترکیب، در مقایسه با نمونه شاهد رشد مناسبی داشتهاند و نمونههای دارای مقادیر بیشتر فلوئورآپاتیت منجر به افزایش تعداد سلول ها در آزمایش کشت سلولهای فیبروبلاست شدند. این امر بیانگر اثر مثبت افـزودن فلوئـور بـر زيسـتسـازگارى پـودر فلوئـور-هيدروكسى آپاتيت مى باشد. Cheng و همكارانش [٢٣]، نیز در طبی تحقیقات مشابهی نشان دادند که در پوشش های HAp/FAp با افزایش میزان فلوئور، سلول ها رشد بیشتری نشان میدهند که این مسئله با نتایج حاصل از این تحقیق مطابقت دارد. یکی از زمینههای جالب برای تحقيق در مورد تهيه تركيب فلوئور - هيدروكسي آپاتيت زیست فعال، انتخاب مقادیر نسبت کلسیم به فسفر کمتر از ۱/۶۷ در مواد اولیه میباشد. با توجه به افزایش زیستسازگاری با زیاد شدن فلوئورآپاتیت، انتظار مےرود که با کاهش اندازه ذرات در حد نانومتر و افزایش مقدار فلوئورآ پاتیت امکان پذیرش آن توسط بافت میزبان افزایش

> **B** www.SID.ir

یابد. توام شدن عامل انتخاب ترکیب شیمیایی برای کنترل میزان زیست فعالی با امکانپذیری تهیه ذرات بسیار ریز، امید برای تهیه پودرهای زیست فعال مناسب برای کاربردهای بافت سخت دندانی را افزایش میدهد.



شکل ۲: تصاویر حاصل از کشت سلولهای فیبروبلاست موش(L929) بر روی پودرهای سنتزشده در مقادیر متفاوت فلوئور که ۱۵ دقیقه HAp-50FAp (b .HAp-25FAP و HAp-75FAp (c .

### ۴- نتیجهگیری

- [4] H.W. Denissen, W. Kalk, H.M. Nieuport, C. Mangano, J.C. Maltha, *International Journal of Prosthodontics*, **4**, 1991, 432.
- [5] H.W. Denissen, "Fluorapatite and Hydroxyapatite Heat-Treated Coatings for Dental Implants", *Proceeding of Bioceramics and Human Body*, Faenza, Italy, P 130-140, 1991.
- [6] M.J. Larsen, S.J. Jensen, Archives of Oral Biology, 34, 1989, 969.
- [7] M.J. Finkelstein, G.H. Nancollas, *Journal of Biomedical Materials Research*, 14, 1980, 533.
- [8] E.C. Moreno, M. Kresak, R.T. Zahradnik, Nature, 247, 1974, 64.
- [9] R.Z. Legeros, L.M Silverstone, G. Daculsi, L.M. Kerebel, Journal of Dental Research, **62**, 1985, 138.
- [10] H.W. Kim, Y.M. Kong, Y.H. Koh, H.E. Kim, H.M. Kim, J.S. Ko, *Journal of Americal Ceramic Society*, **86**, 2003, 2019.
- [11] H.W. Kim, L.H. Li, Y.H. Koh, J.C. Knowles, H.E. Kim, Journal of Americal Ceramic Society, 87, 2004, 1939.
- [12] A. Slosarczyk, E. Stobierska, Z. Paszkiewicz, M. Gawlick, *Journal of Americal Ceramic Society*, **79**, 1996, 2539.
- [13] M. Yoshimura, H. Suda, K. Okamoto, K. Ioku, *Journal of Materials Science*, **29**, 1994, 3399.
- [14] D.M. Liu, T. Troczynski, W.J. Tseng, Biomaterials, 22, 2001, 1721.
- [15] B.D Cullity, "*Elements of X-Ray Diffraction*", In: Morris Cohen, (editor). Addison-Wesley Series in Metallurgy and Materials. United States. 1978; pp. 281.
- [16] E. Landi, A. Tampieri, G. Celotti, S. Sprio, *Journal of the European Ceramic Society*, **20**, 2000, 2377.
- [17] S. Joughehdoust, A. Behnamghader, R. Jahandideh, M. Yavari, S. Manafi, "Effect of aging temperature on formation of sol-gel derived fluor-hydroxyapatite nanostructure", *2th International Conference on Advanced Nanomaterials*, Aveiro, Portugal, 2008.
- [18] C.P. Rodrigo, "Synthesis and characterization of Strontium fluorapatite", Bachelor of Science, University of Colombo, Sri Lanka, 2001.
- [19] L.L. Hench, E.C. Ethridge, "Biomaterials: An Interfacial Approach", Academic Press, New York, 1982.
- [20] J. Harrison, A.J. Melville, J.S. Forsythe, B.C. Muddle, A.O. Trounson, K.A. Gross, R. Mollarda, *Biomaterials*, **25**, 2004, 4977.
- [21] W.H. Emerson, E.E. Fischer, Archives of Oral Biology, 7, 1962, 671.
- [22] J.C. Elliott, D.W. Holcomb, R.A. Young, *Calcified Tissue International*, **37**, 1985, 372.
- [23] K. Cheng, W. Weng, H. Qu, P. Du, G. Shen, G. Han, J. Yang, J.M.F. Ferreira, *Journal of Biomedial Matterials Research (B)*, **69**, 2004, 33.
- تركيـــب فــــازى نانوكاميوزيـــت فلوئور آياتيـــت-هیدروکسے آیاتیت یس از عملیات حرارتے در دمای ℃ ۵۵۰ شامل سه فاز هيدروكسيآياتيت (HAp)، فلوئور – آیاتیت (FAp) و CaO مے باشد. همچنین، این یودر از درجه کریستالی بسیار مناسبی (در حدود ۹۶٪) برخوردار است که نشاندهنده این است که در مرحله پیرسازی کریستال ها فرصت رشد را داشتهاند. تصاویر تصاویر میکروسکوپ عبوری (TEM)، تکمیل رشد کریستالی و محاسبات شرر حاصل از پرتو پراش اشعه X را تأیید می نماید. نتایج FTIR، نیز جانشینی نسبی <sup>-</sup>F را با <sup>-</sup>OH در ساختار هيدروكسى آياتيت تأييد مىنمايد. نتايج زتاسايزر و تصاویر میکروسکوپ الکترونے (SEM) نشان دادہ کے مقداری از یودر به صورت آگلومره در آمده است. با توجه به ترکیب مواد بیولوژیک در بخش های مختلف بافت سخت دندانی، استفادہ از فلوئور – هیدروکسے آیاتیت در درمان ریشه دندان بهمراه مواد پلیمری طبیعی و مصنوعی یر کننده کانال از آینده روشن تری برخوردار بوده و تحقیق در این زمینه را می طلبد.

### مراجع

- [1] P. Layrotte, A. Ito, T. Tateishi, *Journal of American Ceramic Society*, **81**, 1998, 1421.
- [2] G.L. De Lange, K. Donath, *Biomaterials*, **10**, 1989, 121.
- [3] V. Shiny, P. Ramesh, M.C. Sunny, H.K. Varma, *Materials Letter*, **46**, 2000, 142.