

ستز نانو ساختارهای سیلیسی و بارگذاری لانتانیدهای خاص بر روی آنها به منظور استفاده در رادیو تراپی

اکبر الصاق*

مربی، دانشکده شیمی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران شمال، گروه شیمی، تهران، ایران

*a_elsagh@iau-tnb.ac.ir

(تاریخ دریافت: ۱۳۹۰/۰۵/۱۷، تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۰۸/۲۵)

چکیده

در این تحقیق نانو ذرات سیلیسی با اندازه $50\text{--}80\text{ نانومتر}$ با روش سل-ژل ستز شدن و مقادیر متفاوتی از نمک نیترات لantan ۶ آبه در حین واکنش تشکیل نانو ذرات به مواد اولیه افروده شد. سپس جهت بررسی توانایی این نانو ساختارها در رهایش کنترل شده داروهایی مانند لانتانیدها، بافر شبیه سازی شده بدن (SBF)^۱ تهیه شد و رهایش لانتانیدها در فواصل زمانی 10 دقیقه ای به مدت ۴۸ ساعت بررسی شد و غلظت لانتانید آزاد شده توسط (ICP)^۲ بررسی گردید. طبق نتایج به دست آمده از روش پلاسمای جفت شده القایی (ICP)، لانتانید بارگذاری شده از درون شبکه سیلیسی رها نشد. لانتانیدهای بارگذاری شده در این مزوپورها را می‌توان برای رادیو تراپی، به خصوص در مورد سرطان کبد مورد استفاده قرار داد.

واژه‌های کلیدی:

سل-ژل، مایع شبیه سازی شده بدن، رهایش کنترل شده، دارو رسانی.

۱- مقدمه

را دارا خواهد بود [۱]. ساختارهای متخلخل در ابعاد نانومتری، خواص نوری، الکتریکی و مکانیکی منحصر به فردی را از خود نشان می‌دهند که می‌توانند در محدوده وسیعی از کاربردها از فتوئیک و الکترونیک گرفته تا حسگرهای بیولوژیکی و پزشکی به کار گرفته شوند. ستز ذرات متخلخل با ابعاد کمتر از میکرون مانند سیلیکا برای گسترش تکنولوژی‌های پیشرفته بسیار مهم هستند [۲]. سیلیکای مزوپور به عنوان کاتالیست و جاذب مورد توجه زیادی قرار گرفته است زیرا به دلیل دارا بودن ساختار حفره‌ای یکنواخت قادر است مولکول‌های نسبتاً بزرگی را که

در طی دهه گذشته، تلاش‌های زیادی برای گسترش مواد جدید به ویژه مواد نانوساختار انجام شده است. اثبات شده است که ذرات نانومتری به دلیل اندازه کوچک و مساحت سطح ویژه بالایی که دارند خواص منحصر به فردی از خود نشان می‌دهند، به طور مشابه، مواد مزوپور به دلیل مساحت سطح داخلی زیاد و اندازه حفرات کوچک، کاربردهای زیادی پیدا کرده‌اند. اگر ذرات نانومتری (نیمه هادی‌ها یا فلزات) داخل حفرات مواد متخلخل شوند، ماده جدیدی شکل خواهد گرفت که بدون شک برخی از خواص منحصر به فرد نانوذرات و ماده متخلخل

نمود. نوع دیگری از دارو رسانی ورود ماده دارویی به بافت هدف بدون رهایش آن در بدن است. این روش در مورد داروها بیان مورد استفاده قرار می‌گیرد که رهایش آنها در بدن، باعث ایجاد مسمومیت می‌شود. اما خواص دارویی آنها به عنوان مثال تشبعات رادیو اکتیو برخی از آنها جهت درمان برخی بیماری‌ها مانند انواع سرطان‌ها، ضروری است. امروزه داروهای بسیاری جهت پرتو درمانی بیماران سرطانی، مورد استفاده قرار می‌گیرند که برخی از آنها شامل I^{131} , Sm^{153} , P^{32} و Cu^{64} است. هم‌چنین تعدادی از لانتانیدها مانند ساماریوم و هولمیوم به دلیل داشتن میزان و مدت تشبع و نیمه عمر مناسب و مطابق نیازهای پرتو درمان، موارد استفاده زیادی پیدا کرده‌اند [۱۵]. در مورد درمان سرطان با استفاده از اشعه بتا یا گاما سیستم دارو رسان، نقش مهم‌تری بر عهده دارد. این سیستم با استفاده چشممه تولید کننده اشعه را در خود محصور کند و اجازه خروج این ذرات را که مناسب‌ترین آنها، لانتانیدها هستند را ندهند. زیرا وجود مقادیر کم این مواد در بدن، خود باعث ایجاد مسمومیت‌های حاد در بیماران دریافت کننده دارو می‌شود. از سوی دیگر حامل‌های این داروها با استفاده از نظر شیمیایی و حرارتی بی اثر و پایدار بوده و تحت تاثیر تشبعات قرار نگیرند. بدین سبب در این تحقیق سنتز عامل‌های سیلیکاتی که پایداری فیزیکی و شیمیایی بالایی دارند و از سوی دیگر به دلیل مساحت سطح بالا و قابلیت کنترل اندازه ذرات و اندازه حفره‌ها امکان تغییر آنها به سهولت وجود دارد، انجام گرفت و آنگاه به بارگذاری نیترات لانتانیوم که شباهت‌های فیزیکی و شیمیایی زیادی با سایر لانتانیدها از جمله ساماریوم و هولمیوم دارد، پرداخته شد. سپس رهایش آنها را در بافر شبیه سازی شده بدن مورد بررسی قرار گرفت.

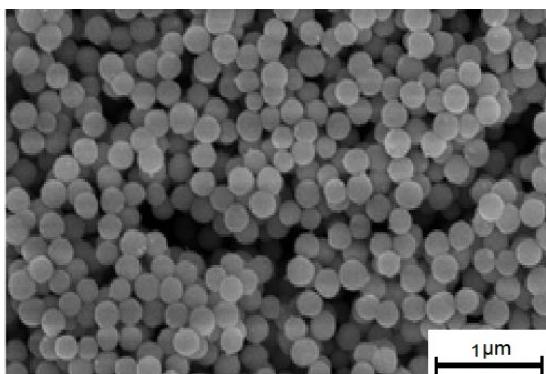
۲- مواد و روش تحقیق

۲-۱-۲ مواد

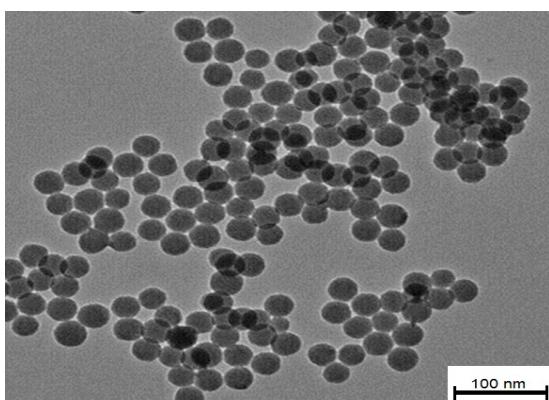
نیترات لانتانیوم ۶ آبه با درجه خلوص P.a از شرکت سیگما تهیه شد. ترااتیل اورتوسیلان با درصد خلوص ۹۸٪ و اسید استیک

زئولیت نمی‌تواند در خود جای دهد، را پیذیرد [۳]. هم‌چنین می‌توان از آنها در تهیه نانو سیم‌های هادی و مغناطیسی استفاده کرد [۴]. روش سل-ژل امروزه به عنوان روشی بسیار مناسب و پر کاربرد برای تهیه انواع مختلفی از مواد سرامیکی و غیر سرامیکی شناخته شده است. در مورد مواد سیلیسی، مشهورترین فراینده، شامل هیدرولیز دی اکسید سیلیکون و پلیمریزاسیون و کلوخه شدن است [۵]. ویژگی‌های محصولات به دست آمده کاملاً به شرایط سنتز آنها وابسته است [۶]. مطالعات زیادی در مورد ارتباط بین شرایط تهیه و ویژگی‌های محصولات بدست آمده انجام شده است [۷-۸]. این آشکار است که ساختار فضایی این مواد در چند مرحله متوالی ایجاد می‌شود [۹]. این شبکه، از ساختارهای پیش‌سازی یا اولیه آنها تشکیل شده که نسبت به ساختار نهایی بسیار کوچکتر است [۱۰-۱۱]. حفره‌های موجود در مزopolyها بسته به اندازه آنها می‌تواند به عنوان بستری برای انواع مختلفی از اتم‌ها یا ملکول‌های کوچک و بزرگ مورد استفاده قرار گیرد. بارگذاری ملکول در حفره‌ای مزopoly دارو رساندن دارو به بافت سلولی هدف موجب افزایش کارایی دارو و کاهش دوز مصرف آن می‌شود [۱۲]. امروزه بررسی رهایش کنترل شده داروهای بارگذاری شده در ذرات، کاربردهای بسیاری در علم پزشکی پیدا کرده است [۱۳]. این کاربردها محدوده وسیعی از داروهای روزمره تا داروهای درمان سرطان توسط رادیوتراپی که شامل دارو رسانی و کنترل رهایش دارو می‌باشد را در بر می‌گیرد. کنترل رهایش دارو به دلیل مزیت‌های گوناگون، موارد استفاده بسیاری پیدا کرده است [۱۴]. رهایش این داروها در مایع شبیه سازی شده بدن که یک بافر با شرایط خاص است بررسی می‌شود.

توانایی سیستم‌های کنترل دارو رسانی در تنظیم رهایش دارو مزایای بسیاری برای بیماران و مراکز پزشکی و درمانی دارد. از جمله این مزایا، کمتر شدن تعداد دفعات تزریق یا تجویز دارو که منجر به کمتر شدن تعداد دفعات مراجعه به مراکز درمانی می‌شود، کمتر شدن هزینه تجویز دارو، افزایش کارایی و میزان جذب دارو و کمتر شدن هدر رفت دارو و غیره را می‌توان اشاره

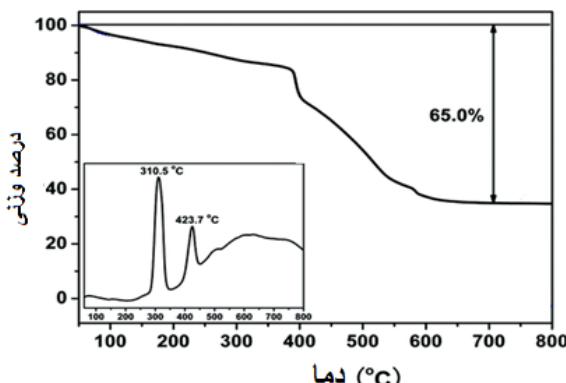


شکل (۱): تصویر تهیه شده توسط SEM از نمونه‌های سترن شده.



شکل (۲): تصویر تهیه شده توسط TEM از نمونه‌های سترن شده.

شکل (۲) تصاویر TEM نمونه‌ها که اندازه تقریبی آنها حدود ۵ نانومتر است را نشان می‌دهد. این تصاویر اندازه ذرات را تایید می‌نماید.



شکل (۳): منحنی‌های TGA نمونه سترن شده.

شکل (۳) منحنی‌های TGA نمونه سترن شده را نشان می‌دهد. منحنی در ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد، کاهش وزنی را نشان می‌دهد.

گلاسیال و سایر مواد شیمیابی مورد استفاده با خلوص a.P از شرکت مرک آلمان تهیه شدند.

۲-۲- دستگاه‌ها

برای سترن نمونه‌ها از دستگاه التراسونیک مدل 1440 Plus ساخت Soltec ایتالیا استفاده شد. تصاویر تهیه شده از نمونه‌ها توسط دستگاه Philips, XL30^۳ (SEM) ساخت Hettich, Rotofix32 ساخت چینی سانتریفیوژ مدل 32 و اکنش و دستگاه‌های (TEM)^۴ مدل FEG.CM20 ساخت کانادا، (FTIR)^۵ مدل Bomem.b100 ساخت هلند، (PL-STA)^۶ 1640 ساخت انگلستان (TGA)^۷ مدل Perkin-Elmer, LS5 ساخت امریکا برای شناسایی (PL) و (PL) مدل Perkin-Elmer, DV1100 ICP مدل Milli-RO15 ساخت سوئیس موجود در سازمان انگلستان بررسی شد. در این تحقیق از آب بدون یون تولید شده توسط دستگاه ایران استفاده شد.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- سترن نمونه‌های اولیه مطابق روش سل-ژل نمونه‌های اولیه با مخلوط کردن اسید استیک، آب و تتراتیل اورتوسیلان با مقادیر به ترتیب ۱/۶، ۹/۵ و ۴/۵ میلی‌لیتر به دست آمدند. مخلوط به مدت ۳۰ ثانیه به هم زده شد. سپس به مدت ۶ ساعت به نمونه، زمان داده شد تا واکنش کامل شده و ژل تشکیل شده در ابتدای واکنش کامل گردد. پس از آن، محصول تشکیل شده توسط سانتریفیوژ با دور بر دیگر از محیط واکنش خارج شد. سپس به منظور حذف مواد اولیه واکنش نداده از سطح ذرات تشکیل شده، محصول ۴ دفعه با ۲۰ میلی‌لیتر اتانول شستشو و توسط سانتریفیوژ خارج شد [۱۶]. پس از آن نمونه‌ها توسط SEM، TEM و TGA مورد بررسی قرار گرفتند (شکل‌های ۱-۳).

pH در SBF و در دمای ۳۶/۵ درجه سانتی گراد برابر ۷/۲۵ در نظر گرفته می‌شود. برای ساخت چنین محلولی از مواد خاصی باید استفاده نمود، این مواد و مقدار آن‌ها در جدول (۲) آورده شده است [۱۹-۲۷].

۳-۳-۳- افزودن مقادیر متفاوت نمک نیترات لانتان به نمونه سنتز شده جهت بررسی مقدار بار گذاری لانتان در آن‌ها نمک نیترات لانتان ۶ آبه با نسبت‌های مولی ۰/۰۲، ۰/۰۵ و ۰/۱ نسبت به ترااتیل اورتوسیلیکات که به ترتیب شامل مقادیر: آب حل شدن و سپس ۹ میلی لیتر اسیداستیک به هر کدام از آن‌ها اضافه شد و ضمن به هم زدن این مخلوط، ۴/۵ میلی لیتر ترااتیل اورتوسیلیکات به هر کدام از ظروف اضافه گردید (جدول (۳)).

جدول (۳): بررسی مقدار بار گذاری لانتان در حضور غلظت‌های مختلف از نیترات لانتان ۶ آبه و اسید استیک.

زمان مانده (ساعت)	نیترات لانتان ۶ آبه (گرم)
۶	۰/۱۸
۶	۰/۳۵
۶	۰/۹

مخلوط حاصله ۳۰ ثانیه به هم زده شده و پس از ۶ ساعت محصولات واکنش‌ها استخراج، شستشو و سپس خشک شدند. در نمونه‌هایی که ۰/۳۵ و ۰/۹ گرم لانتان در آن‌ها وجود داشت، محصولی تشکیل نشد. برای رفع این مشکل، مقدار آب اضافه شده به محیط واکنش، نصف مقدار اولیه در نظر گرفته شده و سترتها تکرار شد. با انجام این اصلاح، واکنش منجر به تشکیل محصول شد. سپس مقدار لانتان بار گذاری شده بر روی نمونه‌ها به وسیله دستگاه ICP اندازه گیری گردید.

که ممکن است مربوط به آب جذب شده توسط لایه سطحی ذرات باشد. کاهش وزن تدریجی بعدی نمونه‌ها مربوط به تشکیل ساختار شبکه‌ای در نمونه‌ها است.

۳-۲- مایع شبیه سازی شده بدن (SBF)

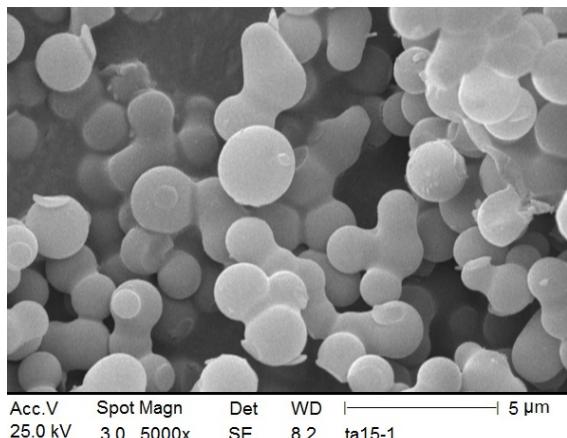
مایع شبیه سازی شده بدن حاوی یون‌های معدنی با غلظت‌های مشابه غلظت آن‌ها در پلاسمای خون انسان است، غلظت این یون‌ها در جدول (۱) آمده است [۱۷-۱۸].

جدول (۱): غلظت یون‌های موجود در مایع شبیه سازی شده بدن و پلاسمای خون انسان.

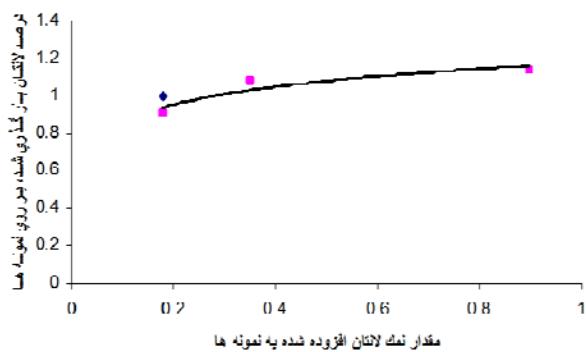
یون	مایع شبیه سازی شده بدن	غلظت (میلی مول در دسی‌متر مکعب)	پلاسمای خون انسان
Na ⁺	۱۴۲	۱۴۲	۱۴۲
K ⁺	۵	۵	۵
Mg ²⁺	۱/۵	۱/۵	۱/۵
Ca ²⁺	۲/۵	۲/۵	۲/۵
Cl ⁻	۱۰۳	۱۴۷/۸	۱۰۳
HCO ₃ ⁻	۲۷	۴/۲	۲۷
HPO ₄ ²⁻	۱	۱	۱
SO ₄ ²⁻	۰/۵	۰/۵	۰/۵

جدول (۲): مقدار واکنش گرها برای تهیه مایع شبیه سازی شده بدن.

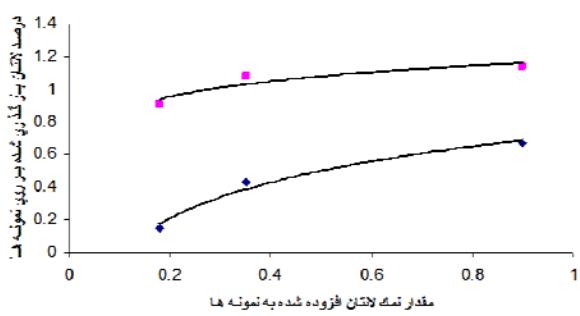
ردیف	واکنش گر	مقدار
۱	آب بسیار خالص	۷۵۰ میلی لیتر
۲	NaHCO ₃	۰/۳۵۰ گرم
۳	NaCl	۷/۹۹۶ گرم
۴	KCl	۰/۲۲۴ گرم
۵	K ₂ HPO ₄ .3H ₂ O	۰/۲۲۸ گرم
۶	MgCl ₂ .6H ₂ O	۰/۳۰۵ گرم
۷	HCl(1kmol/m ³)	۴۰ سانتی متر مکعب
۸	CaCl ₂	۰/۲۷۸ گرم
۹	Na ₂ SO ₄	۰/۰۷۱ گرم
۱۰	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	۶/۰۵۷ گرم
۱۱	HCl(1kmol/m ³)	به مقدار مورد نیاز برای ثبت pH



شکل (۵): نمونه سنتز شده به همراه ۰/۱۸ گرم لانتان و ۳۰ دقیقه التراسونیک.



شکل (۶): میزان بارگذاری لانتان در نمونهها با استفاده از التراسونیک.

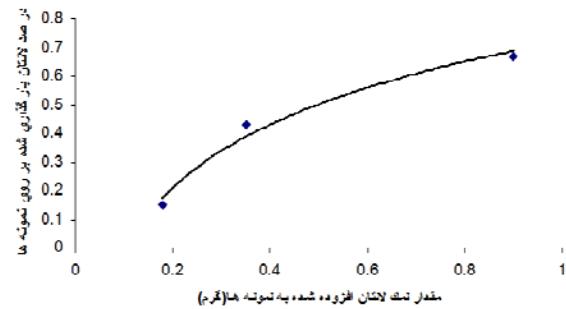


شکل (۷): مقایسه لانتان بارگذاری شده بر روی نمونههای معمولی با نمونههایی که در مجاورت التراسونیک قرار داشته‌اند.

به منظور اطمینان از وجود نیترات لانتانیوم در نمونه‌ها، فلورسانس نمونه‌های سنتز شده به کمک نیترات لانتانیوم با فلورسانس اکسید لانتانیوم خالص مقایسه شد (شکل ۸).

۴-۴-افزودن مقادیر یکسان نمک نیترات لانتان به نمونههای سنتز شده به کمک التراسونیک در بازه‌های زمانی متفاوت

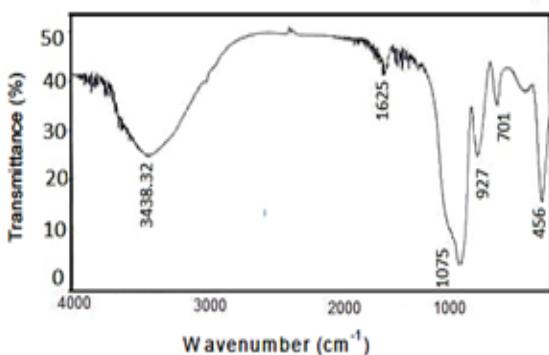
به منظور بررسی تاثیر امواج التراسونیک بر میزان بارگذاری لانتانیدها، واکنش‌هایی با استفاده از ۰/۰۵، ۰/۰۲ و ۰/۱ مولی نمک نیترات لانتان که شامل مقادیر ۰/۱۸، ۰/۳۵ و ۰/۹ گرم از این نمک بود، در حضور این امواج انجام شد. محصولات واکنش‌ها پس از گذشت ۳۰ دقیقه از شروع واکنش در حضور امواج جداسازی و شستشو شدند (جدول ۴). واکنش‌ها در شرایطی مشابه قبل انجام شدند. تاثیر وجود این نمک بر روی اندازه ذرات و همچنین میزان لانتان بارگذاری شده بر روی ذرات با غلطت‌های مختلف از نیترات لانتانیوم بررسی شد و همچنین درصد بارگذاری، با مقادیر بارگذاری شده بر روی نمونه‌های معمولی (بدون استفاده از التراسونیک) مقایسه شد (شکل‌های ۷-۴).



شکل (۴): رابطه مقدار نمک اضافه شده به محیط واکنش با درصد وزنی نمک بارگذاری شده بر روی نمونه‌های سنتز شده.

جدول (۴): اثر امواج التراسونیک بر اندازه و شکل ذرات و همچنین میزان بارگذاری لانتان در نمونه‌ها در حضور اسید استیک.

نمک نیترات لانتان (گرم)	امواج التراسونیک (دقیقه)
۰/۱۸	۱۰
۰/۳۵	۳۰
۰/۹	۶۰

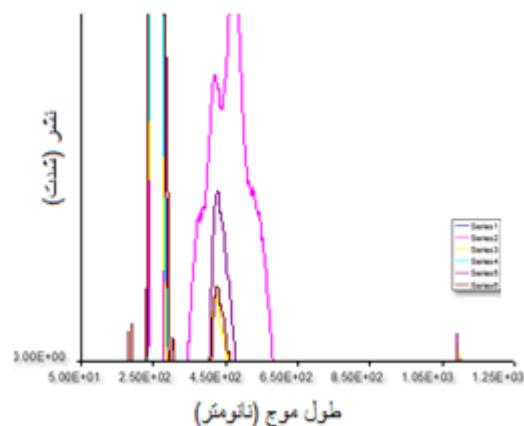


شکل (۱۱): طیف IR نمونه سنتز شده دارای لاتان.

طیف به دست آمده از سیلیکاژل مرک و نمونه سنتز شده بدون لاتان کاملاً مشابه است و نشان می‌دهد که نمونه سنتز شده، دارای پیوندهایی مشابه سیلیکاژل مرک است. همان‌طور که از مقایسه طیف‌های دو نمونه سنتز شده بر می‌آید پیوند O-H در نمونه فاقد لاتان شدت بیشتری دارد. این نشان دهنده کاهش تعداد پیوندهای O-H است که تبدیل به O-La شده‌اند. ارتعاش کششی پیوند O-La باید در ناحیه بین ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ کایزر مشاهده شود که به دلیل همپوشانی، قابل مشاهده نیست.

۳-۵-۳- بررسی رهایش لاتان بار گذاری شده در داخل نمونه‌های سنتز شده

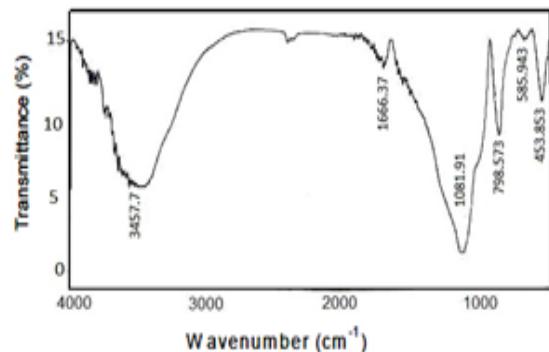
به دلیل اینکه عدم رهایش لاتانیدهای بار گذاری شده در داخل نمونه‌ها از اهمیت بالایی برخوردار است، نمونه‌ها باید از نظر رهایش لاتان مورد بررسی قرار گیرند. از آنجاکه نیمه عمر رادیوایزوتوپ‌های ^{166}Ho و ^{188}Re به ترتیب برابر ۱۷ و ۲۶/۸ ساعت است [۲۹]، بنابراین با ملاک قرار دادن ^{188}Re که نیمه عمر بیشتری دارد، پس از گذشت ۸۱ ساعت، تنها ۱۲٪ از رادیوایزوتوپ بار گذاری شده باقی می‌ماند و ۸۸٪ آن در اثر واپاشی از بین می‌رود. بنابراین جهت تعیین میزان رهایش احتمالی لاتان، ۰/۵ گرم از یک نمونه که بیشترین مقدار لاتان در آن بار گذاری شده بود در آب ریخته شد و به مدت ۸۱ ساعت در دمای 37°C به هم زده شد. در زمان‌های ۱، ۵، ۱۰، ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ ساعت، نمونه‌ای از این مخلوط برداشته شد و مقدار لاتان موجود در آن به وسیله ICP اندازه گیری شد.



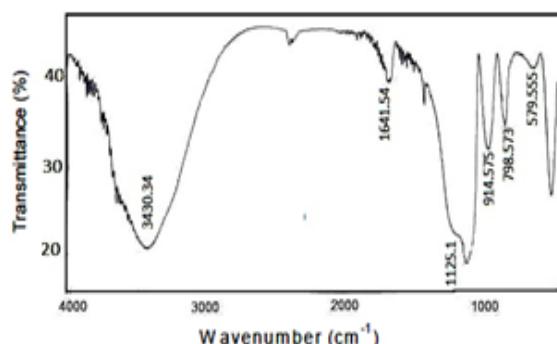
شکل (۸): نمودار فلوئورسانس اکسید لاتان و نمونه‌های دارای لاتان.

همچنین برای بررسی مشاهده پیک‌های کششی La-O-Si، از یک نمونه از سیلیکاژل استاندارد (مرک آلمان) به همراه دو نمونه سنتزی که بر روی یکی از آن‌ها لاتان بار گذاری شده بود و دیگری فاقد لاتان بود، طیف (IR) گرفته شد [۲۸].

(شکل‌های ۱۱-۹).



شکل (۹): طیف IR سیلیکاژل مرک آلمان.



شکل (۱۰): طیف IR نمونه فاقد لاتان.

این طیف‌ها نمی‌توان در مورد وجود لانتان در نمونه‌ها اطمینان داشت، اما طیف‌های فلورسانس اکسید لانتان و چند نمونه دارای لانتان که در طول موج ۲۵۸ نانومتر تهییج شده‌اند [۳۰] (شکل ۸)، وجود لانتان را در نمونه‌های سترنانو شده کاملاً تایید می‌کند.

۳-۸-۲-بورسی رهایش لانتان بارگذاری شده در داخل نمونه‌های سترنانو شده

نمونه‌های برداشت شده در بازه‌های زمانی مختلف، بواسیله دستگاه ICP آنالیز شدند تا مقدار لانتان احتمالی رها شده از نمونه‌ها در محیط بررسی شود. در هیچ‌کدام از نمونه‌ها، لانتان مشاهده نشد. با توجه به حد تشخیص دستگاه ICP (۰/۰۱ ppm) می‌توان این گونه نتیجه گرفت که یا لانتان از نمونه‌ها آزاد نشده است و یا اینکه لانتان آزاد شده آنقدر کم است که غلظت آن پایین‌تر از حد تشخیص دستگاه ICP است.

۴-نتیجه گیری

افزودن نمک‌های لانتانیدهای مختلف می‌تواند دو تاثیر عمده بر محصولات واکنش داشته باشد. یکی کاهش اندازه ذرات سترنانو شده و هم شکل شدن این ذرات و دومی قرار گرفتن مقادیر مختلفی از این نمک‌ها در درون ساختار با پیوندهای فیزیکی و شیمیایی است. به دلیل این که هدف اصلی در این تحقیق بارگذاری نمک‌های لانتان در نمونه‌های سترنانو شده بود، به تاثیر مورد دوم پرداخته شد. با افزودن مقادیر متفاوت نمک‌های لانتانیدها به محیط واکنش، مقدار لانتان بارگذاری شده در نمونه‌های سترنانو شده، بیشتر خواهد شد. استفاده از التراسونیک می‌تواند روند کلی واکنش را تسريع کند به صورتی که واکنش معمولی حدود ۶ ساعت و واکنش انجام شده به کمک التراسونیک، یک ساعت به طول خواهد انجامید. هم چنین میزان بارگذاری لانتانیدها در نمونه را افزایش خواهد داد. این بارگذاری بخصوص در مورد لانتانیدها زمانی مفید خواهد بود که لانتانیدهای بارگذاری شده، از درون نانو ذرات خارج نشوند. همان‌گونه که نتایج ICP نشان می‌دهند، نمک‌های بارگذاری

۶-۲-افزودن مقادیر متفاوت نمک لانتان به نمونه سترنانو شده اولیه

همان‌گونه که در شکل (۴) مشاهده می‌شود، با افزایش غلظت نیترات لانتان در محیط واکنش، مقدار لانتان بارگذاری شده در نمونه‌های سترنانو شده بیشتر می‌شود. شبیه منحنی افزایش مقدار لانتان بارگذاری شده با افزایش غلظت نیترات لانتان موجود در محیط، کاهش می‌یابد. در صورت افزایش بسیار زیاد غلظت نیترات لانتان در محیط، واکنش، انجام نمی‌شود. دلیل این امر می‌تواند افزایش قدرت یونی محیط همراه با افزایش مقدار نیترات لانتان باشد که موجب افزایش سرعت واکنش هیدرولیز می‌شود که توان با افزایش هسته زایی است.

۷-۲-افزودن مقادیر یکسان نمک نیترات لانتان به نمونه‌های سترنانو شده به کمک التراسونیک در بازه‌های زمانی متفاوت

همان‌گونه که در شکل (۶) مشاهده می‌شود، لانتان بارگذاری شده در نمونه‌ها، هنگامی که از امواج التراسونیک استفاده می‌شود به مقدار قابل توجهی بیشتر از سترنانو بدون استفاده از این امواج است. اما همان‌گونه که در شکل (۷) مشاهده می‌شود شبیه منحنی لانتان بارگذاری شده در نمونه‌ها، در این حالت بسیار کمتر است. این امر را می‌توان این گونه توضیح داد که امواج التراسونیک موجب تسريع در فرایندهای هیدرولیز و تراکم می‌گردد. با تسريع واکنش هیدرولیز، سرعت هسته زایی افزایش می‌یابد و به دلیل اینکه یون‌های لانتان هنگام هسته زایی در محیط وجود دارند، در هسته‌های اولیه وارد می‌شوند. بنابراین مقدار لانتان بارگذاری شده در نمونه‌ها با استفاده از این امواج بیشتر از حالت عادی است. اما به دلیل افزایش سرعت تراکم، مقدار بارگذاری لانتان در نمونه‌ها در این مرحله کمتر از حالت عادی است و بنابراین شبیه منحنی بارگذاری بسیار کم است. مقایسه طیف‌های IR سیلیکاژل (شکل ۹) و نمونه‌های سترنانو بدون لانتان (شکل ۱۰) و دارای لانتان (شکل ۱۱) نشان می‌دهد که اولاً نمونه‌های سترنانو شده به دلیل تشابه بسیار زیاد طیف IR، ساختاری کاملاً یکسان با سیلیکاژل دارند و ثانیاً باندی که بتوان آن را به پیوند La-O-Si نسبت داد، پیدا نشد. بنابراین با استناد به

- Chemistry of Sol-Gel Processing", Academic Press., ISBN 0121349705, 1990.
- [9] A. Meijerink, R. Wegh, P. Vergeer and T. Vlugt, Optical Materials, Vol. 28, Issues 6-7, pp. 575-581, 2006.
- [10] Yu.V.F. Borchert, V.A. Sadykov, G.M. Alikina, A.I. Lukashevich, E.M. Moroz and D.I. Kochubey, Solid State Ionics, Vol. 177, Issues 26-32, pp. 2533-2538, 2006.
- [11] Y. Qiao, H. Chen, Y. Lin, Z. Yang, X. Cheng and J. Huang, J. Phys. Chem. C., Vol. 115(15), pp. 7323-7330, 2011.
- [12] K. Kurumada, H. Nakabayashi, T. Murataki and M. Tanigaki, "Structure and Formation Process of Silica Microparticles and Monolithic Gels Prepared by the Sol-Gel Method", Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects, Vol. 139, Issue 2, pp. 163-170, 1998.
- [13] N. Dalili Mansour, K. Zare and A. Elsagh, "Theoretical Study of Drug Delivery Ability of Carbon Nanotube", J of Physical and Theoretical Chemistry, Vol. 7(1), pp.15-21, 2010.
- [14] M.G. Kong, M. Keidar and K. Ostrikov, "Plasmas Meet Nanoparticles Where Synergies Can Advance the Frontier of Medicine", J. Phys. D: Appl. Phys, Vol. 44, pp.174-188, 2011.
- [15] H. Hofmann, B. Steitz, A. Petri-Fink, "Nanotechnology in Medicine Nanoparticles/structures for Drug and Gene Delivery and Hyperthermia", European Cells and Materials, Vol. 13. Suppl. 2, p. 72. 2007.
- [16] C.E. Moran, G.D. Hale and N.J. Halas, "Synthesis and Preparation of Silica Nanoparticles", with Rare Earth Dopants Langmuir, Vol. 17, pp. 8376-8379, 2001.
- [17] T. Kokubo, H. Kushitani, S. Sakka, T. Kitsugi and T. Yamamuro, "Solutions Able to Reproduce in Vivo Surface-Structure Changes in Bioactive Glass Ceramic A-W", J.biomed. Mater. Res, Vol. 24, pp. 721-734, 1990.
- [18] T. Kokubo, S. Ito, Z.T. Huang, T. Hayashi, S. Sakka, T. Kitsugi and T. Yamamuro, "Ca, P-Rich Layer Formed on High-Strength Bioactive Glass-Ceramic A-W", J. biomer. Mater. Res, Vol. 24, pp. 331-343, 1990.
- [19] C. Ohtsuki, H. Kushitani, T. Kokubo, S. Kotani and T. Yamamuro, "Apatite Formation on the Surface of Ceravital-Type Glass-Ceramic in the Body", J. biomer. Mater. Res, Vol. 25, pp. 1363-1370, 1991.
- [20] S.B. Cho, K. Nakanishi, T. Kokubo, N. Soga, C. Ohtsuki, T. Nakamura, T. Kitsugi and T. Yamamuro, "Dependence of Apatite Formation on Silica Gel on Its Structure: Effect of Heat Treatment", J. Am. Ceram. Soc, Vol. 78 (7), pp. 1769-1774, 1995.
- [21] C. Ohtsuki, Y. Aoki, T. Kokubo, Y. Bando, M. Neo and T. Nakamura, "Transmission Electron Microscopic Observation of Glass Ceramic A-W and Apatite Layer Formed on Its Surface in a Simulated Body Fluid", J. Ceram. Soc. Japan, Vol. 103 (5), pp. 449-454, 1995.
- [22] C. Ohtsuki, T. Kokubo, M. Neo, S. Kotani, T. Yamamura,

شده از درون نانو ذرات خارج نشده‌اند. این نانو ذرات را که لantanide-ها در آن‌ها بارگذاری شده‌اند را می‌توان به منظور رادیو تراپی و موارد تشخیصی، به خصوص در مورد سرطان کبد مورد استفاده قرار داد.

۵- تشكير و قدردانی

بدینوسیله مراتب سپاس و قدردانی خود را از راهنمایی‌ها و مساعدت استاد فرهیخته، جناب آقای دکتر محمد رباني در سازمان انرژی اتمی ایران و دانشکده علوم و فنون دریایی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شمال و از معاونت محترم پژوهش و فناوری دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شمال جناب آقای دکتر رضا مرندی در خصوص حمایت مالی طرح پژوهشی فوق اعلام می‌دارم.

۶- مراجع

- [1] D. Edimar, R.C. Neri, A.S. Osvaldo and G.S. Alexandre Prado, "Antenna Effect in Highly Luminescent Eu³⁺ Anchored in Hexagonal Mesoporous Silica", Chem Mater., Vol. 19 (22), pp. 5437-5442, 2007.
- [2] S.G. Weber and H. Marsmann, "From Nanosize Silica Spheres to Three-Dimensional Colloidal Crystals Siegmund Greulich-Weber and Heinrich Marsmann, in Ordered Porous Nanostructures and Applications", Nanoscale Science and Technology Series, Kluwer Academic Plenum Publisher, New York, ed. R. Wehrspohn., pp. 350-351, 2005.
- [3] D. Zhang, X. Wang, Z. Qiao, D. Tang, Y. Liu and Q. Huo, J. Phys. Chem. C., Vol. 114, pp. 12505-12510, 2010.
- [4] K. Ikeue, T. Tanaka, N. Miyoshi and M. Machida, Solid State Sciences., Vol. 10, pp. 1584-1590, 2008.
- [5] Q. Yan, C. Huanfa, L. Yiyang, Y. Zhiyi, C. Xinhao and H. Jianbin, "Photoluminescent Lanthanide-Doped Silica Nanotubes: Sol-Gel Transcription from Functional Template", J. Phys. Chem. C., Vol. 115 (15), pp. 7323-7330, 2011.
- [6] A. Pénard, T. Gacoin and J. Boilot, "Functionalized Sol-Gel Coatings for Optical Applications", Acc. Chem. Res., Vol. 40(9), pp. 895-902, 2007.
- [7] S. Yttrium and the Lanthanides: Applications Simon A. Cotton Copyright © Wiley and Sons, Ltd, John 2006.
- [8] G.C.J.G.W. Scherer, "Sol-Gel Science: The Physics and

- 585-594, 2010.
- [29] J. António, A. Almeida and B. Eliana Souto, "Solid Lipid Nanoparticles as a Drug Delivery System for Peptides and Proteins", Advanced Drug Delivery Reviews, Vol. 59, pp. 478-490, 2007.
- [30] C. Chakraborty, A.E.B. Sarkar, A.E.C.H. Hsu, A.E.Z.H. Wen, A.E.C.S. Lin and A.E.P.C. Shieh, "Future Prospects of Nanoparticles on Brain Targeted Drug Delivery", J. Neurooncol, Vol. 93 pp. 285-286, 2009.
- [23] T. Nakamura and Y. Bando, "Bone- Bonding Mechanism of Sintered β 3CaOP2O5", Phosphorous Research Bulletin, Vol.1, pp. 191-196, 1991.
- [24] A. Oyane, H. M. Kim, T. Furuya, T. Kokubo, T. Miyazaki and T. Nakamura, "Preparation and Assessment of Revised Simulated Body Fluid", J. Biomed. Mater. Res, Vol. 65, pp. 188-195, 2003.
- [25] M. Tanahashi, T. Yao, T. Kokubo, M. Minoda, T. Miyamoto, T. Nakamura and T. Yamamura, "Apatite Coating on Organic Polymers by a Biomimetic Process", J. Am. Ceram. Soc, Vol. 77, pp. 2805-808, 1994.
- [26] Y. Abe, M. Kawashita and T. Nakamura, "Effects of Solutions on Apatite Formation on Substrate in Biomimetic Process", J. Ceram. Soc. Japan., Vol. 109 (2), pp.106-109, 2001.
- [27] C. Ohtsuki, T. Kokubo and T. Yamamura, "Mechanism of Apatite Formation on CaO-SiO₂-P₂O₅ Glasses in a Simulated Fluid", J. Non-Cryst. Solids, Vol. 143, pp. 84-92, 1992.
- [28] M. Tanihara, T. Miyazaki, S. Ogata and C. Ohtsuki, "Design and Development of Functional Biocompatible Hybrid Materials for Medical Applications", in Handbook of Organic-Inorganic Hybrid Materials and Nanocomposites, Vol. 2, ed. By H. S. Nalwa, American Scientific Publishers, pp. 265-293, 2003.
- [28] L. Zhang, D. Pornpattananangkul, C.M.J. Hu and C.M. Huang, "Development of Nanoparticles for Antimicrobial Drug Delivery", Current Medicinal Chemistry, Vol.17, pp.

- پی‌نوشت

- 1- Simulated Body Fluid (SBF)
- 2- Inductively Coupled Plasma (ICP)
- 3- Scanning Electron Microscopy (SEM)
- 4- Transfer Electron Microscopy (TEM)
- 5- Forie Transmission Infrared radiation (FTIR)
- 6- Thermal Gravimetry Analysis (TGA)
- 7- Photo Luminescence (PL)
- 8- Infrared radiation (IR)