



# ساخت و بررسی پوشش نانوکامپوزیتی ٤ جزئی کیتوسان-شیشه زیستفعال 4585/هیدروکسی آپاتیت/نانوتیوب هالوساید تولید شده به روش رسوب الکتروفورتیکی بر زیرلایه تیتانیم

آرمان مولائی\*'<sup>۱</sup> و سید علی میرصالحی<sup>۲</sup>

۱– دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران ۲– پژوهشکده سرامیک، پژوهشگاه مواد و انرژی، کرج، ایران

تاريخ ثبت اوليه: ١٣٩٥/٥٦/٢٧، تاريخ دريافت نسخه اصلاح شده: ١٣٩٥/٠٧/١٢، تاريخ پذيرش قطعي: ١٣٩٥/٠٨/١٥

#### چکیدہ

اولین نانو کامپوزیتی ۴ جزئی با روش فر آیند رسوب الکتروفور تیکی بر زیرلایه تیتانیم (Ti) ایجاد شد. اجزای منحصر بفرد شامل کیتوسان (CH)، شیشه زیست فعال 4555، هیدرو کسی آپاتیت (HA) و نانو تیوب هالوساید (HNT) در بازه محدودی از پارامترهای تاثیر گذار بر رسوب الکتروفور تیکی، در کنارهم رسوب کرده اند. نتایج حاصل از میکروسکوپ الکترونی عبوری (TEM)، میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، طیف سنجی انرژی پر تو X (EDX)، طیف سنجی تفرق پر تو X (XRD) و طیف سنجی تبدیل فوریه (FT-IR) فرم گیری رسوب نانو کامپوزیتی یکنواخت و چسبنده محتوای ۳ جزء سرامیکی پراکنده شده در قالب کیتوسانی با ضخامت تقریبا ۲۸ میکرومتر را نشان داد. همچنین، نتایج حاصله از آزمون های پلاریز اسیون پتانسیودینامیک و امپدانس الکتروشیمیایی (EIS) در محلول شبیه سازی شده بدن موز در SEG) نشان دادند که چنین پوشش ۴ جزئی سب افزایش مقاومت به خورد گی زیرلایه شد. بطوریکه رسوب نانو کامپوزیتی تقریبا ۱۸ برابر مقاومت به خورد گی زیرلایه تیتانیمی را افزایش داده است.

#### واژه های کلیدی: نانو کامپوزیتی ٤ جزئی، رسوب الکتروفور تیکی، نانو تیوب هالوساید، کیتوسان.

#### ۱- مقدمه

ساخت کاشتنی ایده آل با خواص گسترده و کار آمد، با بهره گیری از علوم بسیاری همچون مهندسی پزشکی، مهندسی بافت و مهندسی سطح قابل تحقق میباشد. مهندسی

سطح جهت آماده سازی سطح با مواد زیستی متفاوت و خواص ویژه نقش مهمی را در تحقق این هدف بازی میکند [1]. ویژگی های مطلوب تکنیک رسوب الکتروفور تیکی شامل آسان بودن، تولید پوشش پیچیده با شرایط کنترل شده، کارکرد در دمای محیط و سرعت تولید

تلفن: ۴۴۸۶۵۱۷۹–۲۱۰، دورنگار: ۴۴۸۶۵۱۷۹–۲۱۰، پست الکترونیکی: molaei.arman@gmail.com

<sup>\*</sup> عهدهدار مكاتبات: آرمان مولائي

**نشانی:** تهران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشکده مهندسی مواد

باعث افزایش استفاده از کیتوسان (CH) در مهندسی پزشکی شده است [۱۶–۱۴]. تحقیقات محمودی و همکاران [۱۷] و ژیتومیریسکی و همکاران [۱۸] نشان داده است که استفاده از پلیمرهایی نظیر CH منجر به حذف فرآیند تفجوشی و توزیع مناسب ذرات روی سطح زیرلایه و در نتیجه پوشش مناسب خواهد شد.

نانو تیوب هالوساید (HNT) یک نانو تیوب آلومینوسیلیکاتی است که از Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> در لایه تتراهدرال بیرونی و SiO<sub>2</sub> در هسته سیلندری اکتاهدرال درونی تشکیل شده است [۲۱–۱۹]. از HNT بـــدلیل داشــــتن خواصـــی نظیــر زیستساز گاری عالی، زیست تخریب پذیری، عدم سمیت، پخش شوندگی عالی در سوسپانسیون و قابلیت آزادسازی مواد با نرخ مشخص [۲۵،۱۲۱] در ساخت بیوسنسورها محافظ [۲۹،۲۶،۲۷] استفاده می شود.

در ایس تحقیق، به بررسی ریزساختاری اولین پوشش نانو کامپوزیتی ۴ جزئی کیتوسان، شیشه زیست فعال 4585، هیدرو کسی آپاتیت و نانو تیوب های هالوساید پوشش داده شده بر زیرلایه تیتانیمی که به روش رسوب الکتروفور تیکی تولید شده، پرداخته شده است. همچنین آزمایش های مورفولوژیکی، ساختاری، خوردگی و زیستی روی پوشش ۴ جزئی پایه کیتوسانی صورت گرفته شد. هدف این تحقیق این است که بتوان گام بلندی در جهت پیشرفت کاربرد مهندسی سطح درخلق کاشتنی ها و پروتزها با خواص بهینه و بدون محدودیت و کاربرد چند گانه برداشته شود.

# ۲- فعالیتهای تجربی

۲-۱- مواد اولیه و ترکیب مورد استفاده

در این مطالعه از کیتوسان با وزن مولکولی متوسط و درجه دی استیله شدن (عکس واکنش استیله شدن که منجر به خارج کردن گروه استیل از مولکول می شود) حدود ۸۵٪و استیک اسید با خلوص بیش از ۹۸٪ و اتانول با خلوص بالای بالا توجهات بسیاری را در حیطه مهندسی سطح به خود جلب کرده است [۲].

رسوب الكتروفورتيكي بيومواد از رسوب تك جزئي هیدروکسی آپاتیت (۱۹۸۶) [۳] آغاز شده و بعدها با مواد زیستی دیگر همچون کیتوسان (۲۰۰۵) [۴]، شیشه زیست فعال 4585 (۲۰۰۶) [۳] و ... ادامه داشت. با پیشرفت علم و همچنین با هدف بهبود خواص و کاربرد پوشش های الکتروفورتیکی،کامپوزیتهای بیومواد در فرمهای ۲ جزئی شامل کیتوسان-هیدروکسی آپاتیت (۲۰۰۵) [۴]، کیتوسان-شیشه زیستفعال 4585 (۲۰۰۹) [۵] و کیتوسان-نانوتیوب هالوساید (۲۰۱۲) [۳] و همچنین ۳ جزئی کیتوسان-شیشه-زيستفعال-هيدروكسي آپاتيت (٢٠٠٧) [8]، كيتوسان-هيدروكسي آياتيت-نانوتيوب هالوسايد (٢٠١٢) [٧] حاصل شدند. على رغم پيشرفت هاى ايجاد شده، اين كامپوزيت ها دارای خواص مطلوبی در جهت کاربرد همه جانبه در محيطهاي كاشتنىها، كامپوزيتها، سيستم تحويل دارو، سنسورهای زیستی، پوشش های محافظتی و همچنین بهرهبرداری در قسمتهای متفاوت بدن نمی باشند. از اینرو دانشمندان همواره در حال تلاش برای پر کردن این فضای خالى مىباشند.

کلسیم فسفات ها بدلیل داشتن خواصی نظیر زیست ساز گاری، پایداری شیمیایی، دانسیته پایین، ترکیب شبیه به فاز معدنی استخوان انسان و ... عمدتا به عنوان جایگزین استخوان در صنعت مهندسی پزشکی مورد استفاده قرار می گیرد [۸،۹]. هیدروکسی آپاتیت (HA) با فرمول شیمیایی 2(Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH) یکی از پرکاربردترین اعضای خانواده کلسیم فسفات ها است [۱۰،۱۱].

مهمترین ویژگی شیشه زیستفعال 4585 زیستفعالی و تمایل بالای آن برای ایجاد پیوند با استخوان است. البته شیشه زیستفعال 4585 دارای نقاط ضعفی نظیر استحکام کششی و مقاوت خستگی پایین و تردی بالا میباشد [۱۲،۱۳]. زیستسازگاری بالا، زیست تخریب پذیری، خاصیت ضد میکروبی، توانایی انتقال دارو از جمله خواصی هستند که

۹۹٪ استفاده شد. محلول کیتوسانی با حل کردن پلیمر کیتوسان در محلول ۱٪ اسید استیک به مدت ۲۴ ساعت، آماده سازی شد. میکروذرات شیشه زیست فعال 4585 با روش ذوبی تهیه و سپس تحت فرآیند هاون سایی قرار گرفت تا اندازه ذراتی کوچکتر از μμ ۳۷ حاصل شود [۲۸]. الما مورد استفاده در این تحقیق دارای فرمول شیمیایی HNT مورد استفاده در این تحقیق دارای فرمول شیمیایی HNT مورد استفاده در این تحقیق دارای فرمول شیمیایی دالما مورد استفاده در این تحقیق دارای فرمول شیمیایی دالما مورد استفاده در این تحقیق دارای مرمول شیمیایی دالما مورد استفاده در این تحقیق دارای مرمول شیمیایی داری فرمول شیمیایی در مواد استفاده از کلسیم نیترات چهار آبه (۲۹٬۳۰]. تمامی مواد اولیه از سیگما آلدریچ خریداری شدند.

### ۲-۲- روش آزمایش

رسوب الکتروفور تیکی در سوسپانسیون پایه اتانولی حاوی <sup>1-</sup> ۵ g.L<sup>-۱</sup> یتوسانی با غلظتهای <sup>1-</sup> g.L<sup>۰۱</sup> هیدرو کسی آپاتیت، <sup>1-</sup> g.L<sup>-۱</sup> بانو تیوب هالوساید و غلظتهای متفاوت <sup>1-</sup> g.L<sup>-۱</sup> بر شیشه زیست فعال 45S5 انجام گرفت. رسوب دهی تحت شرایط آزمایشگاهی با ولتاژ ۳۰ ولت، مدت زمان ۵ دقیقه و دمای محیط انجام شد. فرآیند رسوب دهی با استفاده ازالکترودهایی از جنس تیتانیم (۳۵ ۳۳×۳۱ ۳۱) بسه عنوان کاتد و فولاد زنگ نیزد با فاصله بسه عنوان کاتد و فولاد زنگ میا فاصله (۱ mm×۲۰ mm ۲۱ سید انجام شد. در نهایت رسوب های حاصل شده در هوا به مدت ۲۴ ساعت خشک شدند. ترکیب شیمیایی زیرلایه تیتانیمی در جدول ۱ آورده شده است [۳۱].

ترکیب فازی پوشش با آزمون طیف سنجی پراش اشعه X (XRD, 3003 PTS, Seifert) با طول موج Å ۱/۵۶، آند از جنس مس، بازه ۲۵ بین °۱۰ تا °۰۸، اندازه گام °۶۰/۰ و سرعت روبش ۵۰ ثانیه مورد سنجش قرار گرفت. در ادامه FT-IR سرعت روبش عمودی نمونهها با استفاده شد. مورفولوژی سطحی و برش عمودی نمونهها با SEM استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی SEM

جدول ۱: ترکیب شیمیایی تیتانیم خالص درجه ۲ [۳۱].

Ti	0	Ν	Н	Fe	С	تر کیب
<b>۹۹/۲</b>	<./8	<./.٣	<./.10	<• /٣	<•/1	درصد وزنی (wt.%)

عبوری EM208, Philips) TEM) بررسی شد. ترکیب شیمیایی عنصری پوشش با طیفسنجی انرژی اشعه X (EDX, JEOL, JXA - 840, Japan) مورد مطالعه قرار گرفت. همچنین ضخامت پوشش با دستگاه Elecometer با میزان خطای ۲ بررسی شد. حدود ۱۰ نمونه ضخامت سنجی صورت گرفته و نتایج به صورت میانگین ارائه شد. مقاومت خوردگی نمونه های با و بدون پوشش با روش پلاریزاسیون پتانسیواستاتیک و امپدانس الکتروشیمیایی در محیط شبیه سازی سیال بدن (C-SBF) با استفاده از دستگاه (EG & G, potantiostat/galvanostat model) صورت گرفت. محلول C-SBF به عنوان محیط خوردگی مطابق با دستور ارائه شده توسط Kokubo تهیه شد [۳۲]. یلاتین به عنوان الكترود كمكي و الكترود كالومل (SCE) به عنوان الكترود مرجع ميباشند. سطح در معرض قرار داده شده الکترود کاری ۱ cm<sup>2</sup> بود. آزمون امپدانس نیز در بازه فرکانس MHz–۰/۱ MHz و با دامنه MV ۵ انجام شد. از منحنی های حاصل، پتانسیل خوردگی (E<sub>corr</sub>)، دانسیته جريان خوردگي (I<sub>corr</sub>) به روش برونيابي تافل استخراج شد.

# ۳- نتايج و بحث

شکل ۱ طیف XRD از HNT خالص، پوشش دو جزئی CH-BG-HA-HNT و نانوکامپوزیتی ۴ جزئی CH-BG-HA-HNT ا روی زیرلایه تیتانیمی را نشان میدهد. در شکل ۱، پیکها با شدت بالا، مربوط به زیرلایه تیتانیمی است که ناشی از عبور اشعه X از رسوب ۴ جزئی و ۲ جزئی متخلخل و نازک و رسیدن به زیرلایه تیتانیمی میباشد. بدلیل کریستالی بودن هیدروکسی آیاتیت و نانوتیوب هالوساید،



شکل ۱: طیف XRD، الف) ذرات HNT خالص، ب) پوشش نانو کامپوزیتی۲ جزئی CH-HNT و ج) ٤ جزئی CH-BG-HA-HNT بر زیرلایه تیتانیمی.

پیکهایی با شدتهای متفاوت از آنها شناسایی شده است. هیچ پیکی از کیتوسان شناسایی نشده است و کیتوسان به صورت نیمه کریستالی رسوب کرده است. همچنین حالت آمورف طیف XRD نیز ناشی از حضور شیشه زیستفعال 4585 در رسوب میباشد.

با مشاهده شکل ۱ الف و ب مشاهده می شود که تنها فازهای کریستالی HNT از پوشش CH-HNT و HNT و HNT ا CH-BG-HA-HNT تشخیص داده شده اند. پهن شدگی پیکهای مربوط به HNT، ابعاد نانومتری آنها را تایید می کند. کیتوسان با ساختار نیمه کریستالی نیز، به صورت آمورف رسوب کرده است. در مورد پلی الکترولیت ها با کاهش H سوسپانسیون، میزان یون فلزی زیرلایه موجود در پوشش کاهش می یابد. در اینجا به علت H پایین رسوب دهی و درجه دی استیل زدایی بالای کیتوسان مورد استفاده، میزان یون فلزی زیرلایه تیتانیمی در پوشش کم می باشد. در نتیجه آسیب ناشی از حضور آنها کم می باشد [۳۳]. همانطور که در شکل ۱ مشاهده می شود با افزودن اجزاء مختلف از شدت پیکهای مربوط به HNT کاسته می شود. با مقایسه هر ۳

**JR** 



شكل ۲: طيف FT-IR كامپوزيت ٤ جزئي.

طیف ارائه شده در شکل ۱ می توان نتیجه گرفت که پیکها به درستی تشخیص داده شدهاند.

برای بررسی پیوندهای ایجاد شده بین اجزا از آزمایش FT-IR بهره گرفته شد. شکل ۲ طیف FT-IR کامپوزیت ۴ جزئی را نشان میدهد.

اطلاعات به دست آمده از شکل ۲ در جدول ۲ آورده شده است. برای تایید نتایج آزمایش XRD و نشان دادن عدم وجود ناخالصی در ساختار از آزمایش FT-IR استفاده شد. همانطوری که نتایج آزمایش FT-IR در جدول ۲ نشان میدهد تمام ۴ جزء به این روش بر زمینه پوشش داده شده است.

شکل ۳ تصویر SEM از رسوب نانو کامپوزیتی ۴ جزئی تشکیل شده بر زیرلایه تیتانیمی و تصویر TEM از HNT مورد استفاده در این تحقیق را نشان میدهد.

رسوب چگال و یکنواخت از ۴ جزء شیشه زیستفعال 4585، هیدروکسی آپاتیت و نانوتیوب هالوساید قرار گرفته شده در قالب کیتوسانی مشهود میباشد. ماکرو مولکولهای کاتیونی کیتوسان، به طور همگن اجزای سرامیکی را در ابعاد متفاوت بر سطح تیتانیم پراکنده کرده است [۳۴] در شکل ۳-الف اجزای رسوب کرده با اشکال مختلف قابل شناسایی هستند. ذرات رسوبی تقریبا کروی میکرونی و

وند	(am <sup>-1</sup> ) =			
BG و یا BG	CS	HNT	عدد موج ( ۲۰۰۱)	
پیوند O–P و پیوند کششی Si-O-Si	-	پیوند کششی Si-O-Si	499	
پیوند P–O و پیوند کششی Si-O-Si	-	پيوند خمشي Si-O-Si و Al-O-Si	664	
-	پيوند خمشي O-C	-	۷۶۰ و ۸۷۰	
پیوند خمشی Si-O-Si	پيوند خمشي O-O	پیوند H-D و پیوند خمشی Si-O-Si	910	
پیوند O–P و پیوند کششی Si–O–Ca	پيوند O–C	پيوند كششى Si-O	1.11.4.	
پیوند کششی O-D در CO <sub>2</sub>	پیوند C-H در پیوند کششی C-H <sub>2</sub> پیوند کش CH <sub>2</sub> و CH <sub>2</sub>		۱۴۲۰ و ۲۹۲۷	
پیوند O–P و پیوند کششی Si-O-Si	-	پیوند کششی –Al <sub>2</sub> OH	۳۶۲۴ و ۳۶۹۸	

[٣٥،٣٦] FT-IR	آزمون	آمده از	به دست	۲: نتایج	جدول
---------------	-------	---------	--------	----------	------

نانومتري، حضور ميكروشيشه زيستفعال 4585 و ذرات هیدروکسی آپاتیت را به ترتیب در قالب کیتوسانی نشان مىدهد. همچنين نانوذرات تقريبا استوانهاي بيانگر حضور نانوتيوب هالوسايد ميباشد. شكل ٣-ب برش از عرض رسوب با ضخامت تقریبا ۲۸ میکرومتری بر زیرلایه تیتانیمی را نشان مىدهد. چسبندگى پوشش پايـه كيتوسـانى بـر طبـق استاندارد ASTM D3359 ارزیابی شد و مشخص شد که چسبندگی در طبقه بندی 2B قرار گرفته است. این آزمایش نشان میںدہد کے روش رسوب الکتروفور تیکی سبب فرم گیری پوشش چسبندهای بر زیرلایه تیتانیمی شده است. ابتدا ۴ جزء طبي فرآيند الكتروفورتيكي ناشبي از ميدان الکتریکی اعمالی، تجزیه و یونیزه شده و بار مثبت به دست مى آورنىد. سپس اجزاء پايدارشىدە با ماكرومولكول هاي كيتوساني باردار بدليل ميدان الكتريكي اعمالي به سمت الكترود كاتد (الكترود تيتانيم) حركت كرده و روى آن ر سو ب می کنند [۳۷].

شکل ۳-ج نشان دهنده نانولوله تک جداره هالوسایت با قطر داخلی ۲۰ nm-۵ و قطر خارجی ۷۰ nm-۲۰ با شکل کاملا استوانهای است که در این تحقیق به عنوان یکی از اجزاء جدید تشکیل دهنده این پوشش ۴ جزئی مورد استفاده قرار

گرفت. با توجه به مطالعات انجام شده، ابعاد و شکل HNT برای روش رسوب الکتروفورتیکی و کاربردهای زیستی بسیار مناسب است [۳۸].

شکل ۴، طیف EDX نانو کامپوزیت ۴ جزئی رسوب داده شده بر زیرلایه تیتانیمی را نشان میدهد. در شکل ۴ پیکهای C و O، رسوب قالب کیتوسانی وپیکهای Si Ca و Na و جود شیشه زیستفعال 4585 و هیدروکسی آپاتیت را در پوشش نشان میدهند. همچنین حضور مقدار زیاد نانوتیوب هالوساید در قالب کیتوسانی نیز با پیکهای بلند AI، O و Si قابل شناسایی است.

منحنی های پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و امپدانس الکتروشیمیایی زیرلایه تیتانیمی با و بدون پوشش در محلول C-SBF در شکل ۵ نشان داده شده است. مقدار پتانسیل برای زیرلایه لخت ۷ ۱۰/۱۰ و دانسیته جریان خوردگی آن برای مقادیر پتانسیل و جریان خوردگی به ترتیب برابر با جزئی مقادیر پتانسیل و جریان خوردگی به ترتیب برابر با کا ۵/۱۰ و <sup>2</sup> میم ۸۷ ماست. همچنین دانسیته جریان خوردگی برای نمونه پوشش تقریبا ۱۸ برابر نمونه پوشش داده شده است. شکل ۵ ب نیز آزمون امپدانس



شکل ۵: آزمون الکتروشیمیایی برای زیرلایه تیتانیمی با و بدون پوشش ٤ جزئی (CH-BG-HA-HNT) در محلول C-SBF در دمای ℃ ۳۲ و 4/PH=4، الف) منحنیهای پلاریزاسیون و ب) اطلاعات EIS در منحنی نایکوئیست.



شکل ۳: SEM رسوب نانو کامپوزیت ٤ جزئی CH-BG-HA-HNT، الف) سطح رسوب، ب) برش از مقطع رسوب و ج) TEM از HNT استفاده شده در این مطالعه.



شکل ۷: تصویر FESEM نانوپوشش ٤ جزئی بعد از قرار گرفتن به مدت ۷ روز در محلول C-SBF.

نمونه بدون پوشش را نشان می دهد. آزمون امپدانس الکتروشیمیایی، آزمون پلاریزاسیون را تایید می کند. به گونهای که نمونه پوشش داده شده مقاومت به خوردگی بیشتری از نمونه بدون پوشش دارد. از شکل ۵- ب مشخص است که شکل گیری نیم حلقه منحنی ۵ به علت زبر بودن سطحی پوشش و غیریکنواختی ذاتی فیزیکی و در نتیجه توزیع غیریکنواخت جریان در سطح پوشش میباشد [۱۴]. نتایج حاصله از منحنیهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک و امپدانس الکتروشیمیایی نشان می دهد که فیلم کامپوزیتی ۴ جزئی به عنوان یک لایه محافظ مانع عمل می کند که از نفوذ یونها به داخل جلو گیری کرده و مقاومت به خوردگی تیتانیمی را افزایش می دهد.

شکل ۶ نتایج به دست آمده از آزمایش EDX بعد از قرار گرفتن نانوپوشش ۴ جزئی ایجاد شده روی زیرلایه تیتانیمی در محلول C-SBF به مدت ۵ و ۷ روز را نشان میدهد. با توجه به نمودارهای ارائه شده در شکل ۶، همانطور که در شکل مشخص است بعد از گذشت ۷ روز نسبت به ۵ روز، شدت پیکهای Ca و ۹ افزایش یافته است که این دو عنصر از اجراء اصلی تشکیل دهنده HA با فرمول شیمیایی از اجراء اصلی تشکیل دهند. این امر نشان دهنده این حقیقت است که اضافه کردن بیوسرامیک HA و BG به کامپوزیت







شکل ۲: نتایج EDX بعد از قرار گرفتن نانوپوشش ٤ جزئی ایجاد شده بر زیرلایه تیتانیمی در محلول C-SBF، الف) بعد از ۵ روز و ب) بعد از ۷ روز.

نانو کامپوزیتی ۴ جزئی مقاومت به خوردگی زیرلایه تیتانیمی را به طور مطلوبی در محیط C-SBF افزایش داده است. حضور اجزاء زیستفعالی نظیر HA و BG باعث افزایش زیستفعالی و قابلیت رشد استخوانی نانو کامپوزیت ۴ جزئی خواهد شد و در نتیجه این رسوب الکتروفورتیکی نانو کامپوزیتی ۴ جزئی بررسی شده می تواند شروعی برای ایجاد کاشتنیها و پروتزهای بدون محدودیت و با کاربردهای گسترده و چند جانبه شود. پوشش نانو کامپوزیت ۴ جزئی نشان داد که این پوشش نسبت به نمونههای مشابه بررسی شده خواص بهینه تری ارائه کرده است.

#### مراجع

[1] V. Vergaro, E. Abdullayev, Y.M. Lvov, A. Zeitoun, R. Cingolani, R. Rinaldi, S. Leporatti, *Biomacromolecules*, **11**, 2010, 820.

- [2] L.L. Hench, R.J. Splinter, W.C. Allen, T.K. Greenlee, *Journal of Biomedial Materials Research*, **2**, 1972, 117.
- [3] D. Rawtani, Y.K. Agrawal, *Advances in Materials Science*, **30**, 2012, 282.
- [4] X. Pang, I. Zhitomirsky, Materials Chemistry and Physics, 94, 2005, 245.
- [5] M. Mehdipour, A. Afshar, *Ceramics International*, **38**, 2012, 471.

[6] D. Zhitomirsky, J.A. Roether, A.R. Boccaccini, I. Zhitomirsky, *Journal of Materials Processing Technology*, **209**, 2009, 1853.

[7] R. Kamble, M. Ghag, S. Gaikawad, B.K. Panda, *Journal of Advanced in Scientific Research*, **3**, 2012, 25.

[8] S.A. Mirsalehi, A.Khavandi, S. Mirdamadi, M.R. Naimi-Jamal, S.M. Kalantari, *Journal of applied polymer science*, **132**, 2015,42052.

[9] J.E. Arce, A.E. Arce, Y. Aguilar, L. Yate, S. Moya, C. Rincon, O. Gutierrez, *Ceramics International*, 42, 2016, 10322.
[10] S.A. Mirsalehi, M.A. Sattari, A.R. Khavandi, S. Mirdamadi, M.R. Naimi-Jamal, *Journal of Composite Materials*, 50,2015,1725.

[11] A. Hazar-Yoruc, A. Karakas, A.Koyun, T. Yildiz, *Acta Physica Polonica*, **121**, 2012, 3.

[12] S. Sarin, A. Rekhi, SRM Journal of Research in Dental Sciences, 7, 2016, 27.

[13] Q. Chen, Y. Yang, U.P. de-Larraya, N. Garmendia, S. Virtanen, A.R. Boccaccini, *Applied Surface Science*, **362**, 2016, 323.

[14] A. Molaei, M. Yari, M.R. Afshar, *Ceramics International*, 41,2015,14537.

[15] F. Gebhardt, S. Seuss, M. Turhan, H. Hornberger, S. Virtanen, A. Boccaccini, *Materials letters*, **66**, 2012, **302**.

[16] X. Cai, K. Ma, Y. Zhou, T. Jiang, Y. Wang, *RSC Advances*, **6**, 2016, 7674.

[17] S. Mahmoodi, L. Sorkhi, M. Farrokhi-Rad, T. Shahrabi, *Surface and Coatings Technology*, **216**, 2013, 106.

[18] I. Zhitomirsky, A. Hashambhoy, *Journal of Materials Processing Technology*, **191**, 2007, 68.

[19] A. Molaei, A. Amadeh, M. Yari, M.R. Afshar, *Materials Science and Engineering: C*, **59**, 2016, 740.

باعث فراهم شدن مكان هاي زيستفعالي روي سطح و افزایش خواص هدایت استخوانی، القای استخوانی و زیستفعالی نانو کامپوزیت ۴ جزئی مذکور شدهاند. این مکان ها با گذشت زمان با سلول های استئوبلاست پر می شوند. به عبارتی HA و BG توانایی آن را دارند که وقتی در محیط بدن قرار می گیرد، بازسازی بافت استخوان از دست رفته را تسهیل و تشویق کند. به گزارش هوانگ (Hoang) در مجله Nature، می توان علت این پدیده را به پروتئين استئو كلسين (Osteocalcin)، كه مهمترين پروتئين غير كلاژني استخوان است، منسوب كرد. اين يروتئين نقش سیگنال دهنده را برای سلول های استخوان ساز و استخوان خوار بازي مي کند. استئو کلسين به HA گرايش دارد و به آن می چسبد. بررسی های ساختاری این یر و تئین نشان داده است که سطح این پروتئین بار منفی دارد و در آن یون های کلسیم به صورتی جهت گیری کرده اند که دقیقا مکمل یونهای کلسیم موجود در HA هستند [۳۹]. شکل ۷ تصویر FESEM از یوشش مذکور بعد از ۷ روز قرار گرفتن در محلول C-SBF را نشان می دهد. همانطور که

مرار گرفتن در محلول C-SBF را نشان می دهد. همانطور که در شکل ۷ مشاهده می شود ذرات HA بر سطح تشکیل شده که این امر نیز تایید کننده زیستفعالی بالای نانو پوشش ایجاد شده است. به گونهای که این ذرات تمام سطح را بعد از ۷ روز غوطهوری در محلول C-SBF پوشانده است.

# ٤- نتیجه گیری

برای اولین بار به طور موفقیت آمیز رسوب الکتروفور تیکی نانوک امپوزیتی ۴ جزئیی CH-BG-HA-HNT بر زیرلایه تیتانیمی اعمال شد. اجزای سرامیکی یکرو و نانومتری به طور یکنواختی توسط پلیمر کیتوسان در رسوب پراکنده شدند. نتایج بررسیهای انجام شده توسط XRD، SEM و شدند. نتایج بررسیهای انجام شده توسط EDX و EDX حضور ۳ جزء با پراکندگی یکنواخت شیشه زیست فع ال 5845، نانوهیدروکسی آپاتیت و نانو تیوب هالوساید را در قالب کیتوسانی اثبات کرد. رسوب [۳۰] سید علی میرصالحی، علیرضا خاوندی، حسین توسلی، سعید روشنفر،

"سنتز نانوذرات هیدرو کسی آپاتیت از پیش ماده ای P2O<sub>5</sub> و Ca(NO<sub>3</sub>)<sub>2</sub>.4H<sub>2</sub>O و Ca

با استفاده از فرآیند سل\_ژل"، دومین همایش بینالمللی مهندسی متالورژی

ایران و انجمن علمی ریخته گری ایران، سمنان، ۱۳۹۲.

[۳۱] آرمان مولائي، احمد على آماده، "رسوب الكتروفورتيكي فيلم

نانوكامپوزيتي كيتوسان- نانوتيوب هالوسايد"، سومين همايش بينالمللي انجمـن

مهندسی متالورژی ایران و انجمن علمی ریخته گری ایران، سمنان، ۱۳۹۳.

[32] T. Kokubo, H. Kushitani, S. Sakka, T. Kitsugi, T. Yamamuro, J. Biomed. Mater. Res., 24, 1990, 721.

[33] F. Batmanghelich, M. Ghorbani, *Ceramics International*, **39**, 2013, 5393.

[34] M. Liu, B. Guo, Applied Physics A, 88, 2007, 391.

[35] K. Wang, L. Qi, *Colloids and Surfaces A*, **436**, 2013, 656.
[36] Y. Zhang, H. Yang, *Physics and Chemistry of Minerals*, **39**, 2012, 789.

[37] I. Zhitomirsky, A. Hashambhoy, *Journal of Materials Processing Technology*, **191**, 2007, 68.

[38] I. Deen, I. Zhitomirsky, *Colloids Surface A*, **410**, 2012, 38.
[39] Q.Q. Hoang, A.J. Sicheri, F Fau-Howard, D.S.C. Howard

Aj Fau- Yang, D.S. Yang, Bone recognition mechanism of porcine osteocalcin from crystal structure, 2003.

[20] Y. Zhang, Y. Chen, H. Zhang, B. Zhang, J. Liu, *Journal of Inorganic Biochemistry*, **118**, 2013, 59.

[21] G. Lewis, Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 17, 2016, 1.

[22] M.S. Mozumder, A. Mairpady, A.H.I. Mourad, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 6, 2016, 125

[23] J.V. Nicolini, H.C. Ferraz, N.S. de-Resende, *Journal of Applied Electrochemistry*, **46**, 2016, 17.

[24] K. Liu, J. Zhang, G. Yang, C. Wang, J.J. Zhu, *Electrochemistry Communications*, **12**, 2010, 402.

[25] C. Yang, P. Liu, Y. Zhao, *Electrochimica Acta*, 55, 2010, 6857.

[26] S. Ziraki, S.M. Zebarjad, M.J. Hadianfard, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **57**, 2016, 289.

[27] M. Du, B. Guo, Polymer International, 59, 2010, 574.

[28] S.M. Naghib, M. Ansari, A. Pedram, F. Moztarzadeh, A.

Feizpour, M. Mozafari, International Journal of Electrochemistry Science, 7, 2012, 2890.

[۲۹] سید علی میرصالحی، علیرضا خاوندی، سید شمس الدین میردامادی،

محمدرضا نعیمی-جمال، "بررسی خواص مکانیکی و سایشی نانو کامپوزیت

HA/UHMWPE به عنوان جایگزین استخوان با روش نانونفوذ و نانوخراش"،

نشریه علمی- پژوهشی علم و مهندسی سرامیک، شماره ۳، ۱۳۹۳، ۲۶–۱۱.