

## سنتر پوشش‌های نانو کامپوزیتی هیدروکسی آپاتیت/مس و هیدروکسی آپاتیت/اکسیدمس به روش الکتروفوریتیک و بررسی مقاومت به خوردگی پوشش‌های ایجاد شده در محلول شبیه سازی شده بدن

محمد حدیدی<sup>۱\*</sup>، محمد رفیعی نیا<sup>۲</sup>، احسان صائب نوری<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup> مرکز تحقیقات مواد پیشرفته، دانشکده مهندسی مواد، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، اصفهان، ایران.

<sup>۲</sup> مرکز تحقیقات بیوسنسور، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۹۴/۶/۴، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۹۴/۱۰/۷، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۹۵/۱۰/۱۶

**چکیده** تیتانیم و آلیاژهای آن غالباً در جراحی‌های ارتوپدی و دندانپزشکی به دلیل مقاومت به خوردگی مناسب، استحکام مکانیکی قابل توجه و چگالی پایین مورد استفاده قرار می‌گیرد. اگرچه آنها زیست فعالی ضعیفی دارند، با این وجود مانع جدی برای کاربردهای پزشکی به وجود نمی‌آورند. برای بهبود خواص زیست فعالی ایمپلنت‌های فلزی غالباً هیدروکسی آپاتیت یا کامپوزیت‌های آن به روش‌های مختلف بر روی زیرلایه پوشش داده می‌شوند. در این پژوهش پوشش نانوکامپوزیتی هیدروکسی آپاتیت/مس و هیدروکسی آپاتیت/اکسیدمس بر روی آلیاژ تیتانیم Ti-۶Al-۴V به روش الکتروفوریتیک توسط جریان مستقیم با ولتاژ ثابت ۵۰ ولت پوشش ایجاد شد و سپس در دمای ۹۰۰ درجه سانتی‌گراد تحت عملیات تف جوشی قرار گرفت. به منظور ساخت سوسپانسیون پایدار از ایزوپروپانول به عنوان حلال و از تری‌اتانول آمین به عنوان پراکنده‌ساز استفاده شد. ریزساختار، ترکیب شیمیایی و ساختار فازی پوشش به ترتیب توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی<sup>۱</sup> و پراش اشعه ایکس<sup>۲</sup> مورد بررسی قرار گرفت. به علاوه رفتار خوردگی پوشش‌های ایجاد شده بر روی آلیاژ Ti-۶Al-۴V در محلول شبیه سازی شده بدن در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد توسط آزمون‌های پلاریزاسیون مورد بررسی قرار گرفت. نتایج بدست آمده از آزمون پلاریزاسیون نشان داد که پوشش‌های اعمالی باعث بهبود مقاومت به خوردگی زیرلایه می‌شوند. بیشترین مقاومت به خوردگی را پوشش هیدروکسی آپاتیت-۱۰/اکسید مس و کمترین مقاومت به خوردگی را پوشش هیدروکسی آپاتیت-۱۰/مس دارا می‌باشند.

**کلمات کلیدی:** الکتروفوریتیک، آلیاژ تیتانیم، نانوکامپوزیت، خوردگی، هیدروکسی آپاتیت، مس، اکسیدمس.

## Evaluation Of Corrosion Resistance Of Electrophoretic-deposited HA-Cu And HA-CuO Nanocomposite Coatings On Ti6Al4V

Mohammad Hadidi<sup>1\*</sup>, Mohammad Raftenia<sup>2</sup>, Ehsan saebnori<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Advanced Materials Research Center, Faculty of Materials Engineering, Najafabad Branche, Islamic Azad University, Najafabad, Isfahan, Iran.

<sup>2</sup>Biosensor Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

**Abstract** Titanium and its alloys have widely been used in orthopedic and dental applications due to their good corrosion resistance, good mechanical strength and low density. However, Ti alloys are bioinert when implanted in the body. To overcome this drawback and in order to improve their bioactivity properties, Hydroxyapatite (HA) coatings have been deposited on the surface of the Ti alloys using different synthesis strategies. In the present study, hydroxyapatite-Cu and hydroxyapatite-CuO nanocomposite coatings with different percentages of Cu and CuO (10, 20 and 30 wt.%) were deposited on Ti6Al4V using electrophoretic deposition (EPD). The surface morphology, composition, and microstructure of the nanocomposite coatings were investigated by scanning electron microscopy (SEM), and X-ray diffractometry (XRD), respectively. In addition, corrosion behavior coatings on Ti6Al4V in solution simulated body fluid at 37°C test was evaluated by polarization. Polarization test results showed that the applied coating improves the corrosion resistance of the substrate. HA-CuO coatings for corrosion resistance as well as greater coverage of the HA-Cu.

**Keywords:** Electrophoretic, Titanium, Nanocomposite, Hydroxyapatite, corrosion, Cu, CuO.

<sup>1</sup> SEM

<sup>2</sup> XRD

## ۱- مقدمه

تیتانیم و آلیاژهای آن در کاربردهای مهندسی متنوع در بسیاری از موارد به ویژه ترکیباتی که ویژگی‌های مکانیکی و شیمیایی از اهمیت ویژه و بحرانی برخوردار است، استفاده می‌شود. در این میان، نسبت بالای استحکام به وزن و مقاومت به خوردگی عالی تیتانیم، انجام پژوهش‌هایی را به منظور بهبود خواص آن برای کاربردهای گوناگون فراهم می‌کند [۱]. در میان آلیاژهای تیتانیم، آلیاژ Ti-۶Al-۴V مهم‌ترین و پرکاربردترین آلیاژ تیتانیم است که به دلیل خواص مکانیکی بهینه، امروزه بیش از ۵۰٪ مصرف آلیاژهای تیتانیم در دنیا را به خود اختصاص داده به گونه‌ای که تا این زمان هیچ‌یک از آلیاژهای تیتانیم نتوانسته‌اند موقعیت مهم و نافذ این آلیاژ را با تهدید مواجه کنند. یکی از کاربردهای مهم این آلیاژ به دلیل واکنش ناپذیری، مقاومت مکانیکی، چگالی کم و عدم مسمومیت‌کنندگی در مهندسی پزشکی می‌باشد، ولی به دلیل زیست‌فعالی نسبتاً ضعیف این آلیاژ، کاربردهای این آلیاژ را در بدن انسان محدود کرده است. [۲].

هیدروکسی آپاتیت<sup>۱</sup> با فرمول شیمیایی  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  یک بیوسرامیک می‌باشد که شباهت زیادی با مینرال‌های اصلی استخوان و دندان دارد. در بسیاری از موارد هیدروکسی آپاتیت به صورت پوشش بر روی کاشتنی‌های فلزی برای کاربردهای ارتوپدی و کاشتنی‌های دندانی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۳]. به این ترتیب کاشتنی‌های فلزی پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت خواص مکانیکی مناسب و زیست‌سازگاری بسیار بالا را به همراه دارند [۴].

در بسیاری از مواد به دلیل زیست‌فعالی ضعیف و یا خنثی بودن فازهای تقویت‌کننده، پوشش‌های نانوکامپوزیتی هیدروکسی آپاتیت نسبت به پوشش‌های غیرکامپوزیتی، خواص بیولوژیکی پایین‌تری دارند. امروزه ساخت کامپوزیت‌های هیدروکسی آپاتیت با خواص مکانیکی مناسب به گونه‌ای که اثر منفی بر روی زیست‌فعالی آن نداشته باشد و همچنین قسمتی از خواص بیولوژیکی آن را بهبود بخشد مورد توجه فراوانی قرار گرفته است [۵-۸]. یون‌های فلزی در غلظت‌های بالا خطرات بسیاری را متوجه سلامت انسان می‌کنند، بنابراین استفاده از آن‌ها یا نمک‌های آن‌ها در

غلظت‌های بالا برای مقابله با رشد باکتری‌ها و یا به عنوان مواد ضد باکتری، نمی‌تواند گزینه‌ای مطلوب برای درمان یا پیشگیری از عفونت‌ها باشد. اما پیشرفت فناوری نشان داده که استفاده از این فلزات در ابعاد نانومتر این اجازه را می‌دهد تا با استفاده از غلظت‌هایی که بسیار از غلظت‌های خطرناک برای بشر کمتر است، از اثرات ضد باکتری آن‌ها بهره‌مند شد [۹]. با توجه به این‌که نانو ذرات مس و اکسیدمس خواص باکتری‌کشی قوی از خود نشان می‌دهند می‌توان مس و اکسید مس را یک کاندیدای مناسب جهت کامپوزیت کردن با هیدروکسی آپاتیت در نظر گرفت [۱۰]. روش‌های مختلفی برای ایجاد پوشش‌های کامپوزیتی هیدروکسی آپاتیت بر روی سطح کاشتنی‌ها استفاده می‌شوند که از جمله آن‌ها می‌توان به روش‌های پلاسمایی، پاشش حرارتی، سل ژل، لیزر سطحی، رسوب‌دهی الکتروشیمیایی و الکتروفوریتیک<sup>۲</sup> اشاره نمود [۱۱]. از میان روش‌های ذکر شده روش الکتروفوریتیک به دلایل دمای کاری پایین، سرعت بالای فرایند، نظارت بسیار مناسب بر روی ضخامت و استوکیومتری پوشش و توانایی پوشش دادن نمونه‌هایی با ابعاد و اشکال مختلف در سال‌های نه‌چندان دور مورد توجه قرار گرفته است [۱۲]. الکتروفوریتیک مزیت‌هایی برای پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت از جمله پوشش متراکم، قابلیت تف‌جوشی شدن مناسب و ساختاری همگن را به همراه دارد [۱۳].

در این پژوهش از نانو ذرات مس و اکسید مس در ساخت پوشش‌های نانو کامپوزیتی هیدروکسی آپاتیت استفاده شده است. پوشش‌های نانوکامپوزیتی هیدروکسی آپاتیت/مس و هیدروکسی آپاتیت/اکسیدمس از طریق فرایند الکتروفوریتیک بر روی زیر لایه‌ای از جنس Ti-۶Al-۴V پوشش داده شده و مقاومت به خوردگی آن توسط آزمون پلاریزاسیون مورد بررسی قرار گرفته است.

## ۲- روش تحقیق

## ۲-۱ مواد و آماده‌سازی نمونه‌ها

از آلیاژ Ti-۶Al-۴V در ابعاد  $1 \times 5 \times 5$  میلی‌متر به عنوان زیرلایه جهت پوشش‌دهی استفاده گردید. سپس نمونه‌ها به ترتیب توسط کاغذهای سمباده با ذرات ساینده کاربید

<sup>1</sup> HA

<sup>2</sup> EPD

الکتروفوریتیک کاتدی بوده و رسوب گذاری بر روی کاتد انجام می‌گیرد. نمونه Ti-۶Al-۴V به عنوان کاتد سل و آند از جنس گرافیت انتخاب گردید. فاصله بین آند و کاتد ۱ سانتی‌متر در نظر گرفته شد.

جدول ۱. مقدار پودرهای موجود در سوسپانسیون.

نوع پوشش	مقدار هیدروکسی آپاتیت (گرم)	مقدار مس (گرم)	مقدار اکسید مس (گرم)
HA-۷۵Cu	۰/۹۵	۰/۰۵	-
-۷۰Cu HA	۰/۹	۰/۱	-
-۷۵Cu HA	۰/۸۵	۰/۱۵	-
-۷۵CuO HA	۰/۹۵	-	۰/۰۵
-۷۰CuO HA	۰/۹	-	۰/۱
-۷۱۵ CuO HA	۰/۸۵	-	۰/۱۵

فرایند پوشش‌دهی الکتروفوریتیک در ولتاژ ثابت ۵۰ ولت و زمان ۱۰ دقیقه انجام گرفت. پس از فرایند پوشش‌دهی، نمونه‌ها ۲۴ ساعت در هوا خشک شدند. با توجه به تغییر فاز HA در دمای بیشتر از ۱۲۰۰ درجه سانتی‌گراد عملیات زینتر در دمای ۹۰۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲ ساعت و با نرخ گرم شدن و سرد شدن ۳ درجه سانتی‌گراد بر دقیقه انجام شد [۱۷].

### ۳-۲ بررسی پوشش‌های ایجاد شده

جهت بررسی ریزساختار پوشش و رسوبات تشکیل شده از میکروسکوپ الکترونی روبشی (Carl Zeiss EVO ۴۰)، جهت فازبندی (مقایسه ساختاری) پوشش‌ها از دستگاه پراش پرتوی ایکس (Philips XD-۹۸) استفاده شد و نهایتاً جهت بررسی مقاومت به خوردگی پوشش‌های ایجاد شده از دستگاه پتانسیواستات-گالوانواستات (IVIUMSTAT) استفاده گردید.

### ۳- نتایج و بحث

شکل (۱- الف) پیک‌های پراش اشعه ایکس برای پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت/مس شکل (۱- ب) پیک‌های پراش اشعه ایکس برای پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت/اکسیدمس را نشان می‌دهد. نتایج به دست آمده از پیک‌های پراش اشعه ایکس نشان‌گر حضور پیک‌های مربوط به صفحات

سیلیسیمی با شماره‌های ۱۲۰۰، ۱۰۰۰، ۸۰۰، ۴۰۰ مورد عملیات سمباده‌زنی قرار گرفتند. به منظور چربی‌زدایی نمونه‌ها درون آب مقطر غوطه‌ور و به مدت ۳۰ دقیقه در دستگاه آلتراسونیک<sup>۱</sup> قرار گرفت و در نهایت با استون نمونه‌ها شست و شو داده شدند.

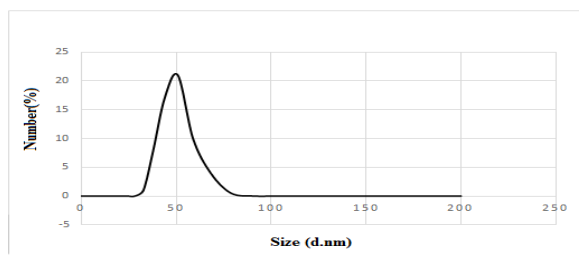
جهت تهیه سوسپانسیون از ایزوپروپانول شرکت مرک با خلوص ۹۹/۹۹٪ به عنوان حلال و از تری اتانول آمین شرکت مرک به عنوان پراکنده‌ساز استفاده گردید. جهت ساخت سوسپانسیون، پودر هیدروکسی آپاتیت ساخت شرکت نیکسرام با اندازه ذرات ۲۰ تا ۱۰۰ نانومتر، مس و اکسید مس از شرکت نانوسان با اندازه ۵۰ تا ۸۰ نانومتر تهیه شد. تری اتانول آمین به عنوان پراکنده‌ساز با ایجاد بار مثبت بر روی سطح ذرات هیدروکسی آپاتیت و مس و اکسیدمس علاوه بر افزایش پایداری سوسپانسیون، حرکت ذرات به سمت کاتد و رسوب بر روی سطح آن را در فرایند الکتروفوریتیک ممکن می‌سازد [۱۴-۱۵].

جهت آزمون مقاومت به خوردگی ابتدا محلول شبیه‌سازی شده بدن<sup>۲</sup> طبق دستور عمل کوکوبو و کاواشیتا آماده شد [۱۶]. سپس در محلول شبیه‌سازی شده بدن و در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد مقاومت به خوردگی پوشش اعمالی توسط آزمون پلاریزاسیون مورد بررسی قرار گرفت.

### ۲-۲ آماده سازی سوسپانسیون و فرایند پوشش‌دهی

جهت ایجاد سوسپانسیون برای هیدروکسی آپاتیت/مس و هیدروکسی آپاتیت/اکسیدمس با درصدهای وزنی ۱۰، ۲۰ و ۳۰٪ طبق جدول (۱) ذرات درون حلال ایزوپروپانول مخلوط گردید. سپس تری اتانول آمین به عنوان معلق‌ساز به مقدار ۱/۶ میلی‌لیتر به سوسپانسیون اضافه و به مدت ۲۴ ساعت بر روی هم‌زن مغناطیسی قرار گرفت. در نهایت سوسپانسیون به مدت ۲ ساعت درون دستگاه التراسونیک جهت یکنواخت سازی قرار داده شد.

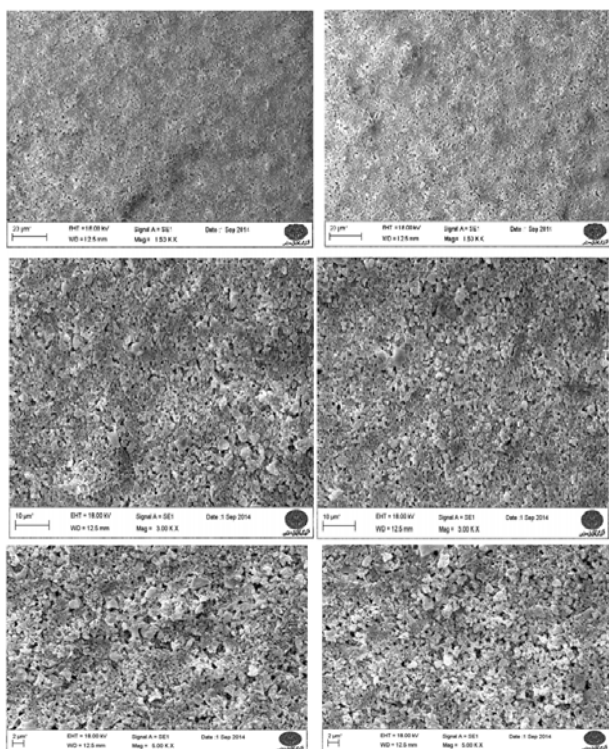
به منظور فرایند پوشش‌دهی الکتروفوریتیک از یک سل دو الکترودی استفاده گردید. با توجه به بار مثبت ایجاد شده بر روی سطح نانوذرات مس و اکسیدمس و هیدروکسی آپاتیت توسط پراکنده‌ساز تری اتانول آمین که توسط دستگاه پراکنده‌سازی دینامیکی نور<sup>۳</sup> اندازه‌گیری شد، نتایج آن تعیین کرد فرایند



شکل ۲. توزیع مخلوط اندازه ذرات HA-Cu-Cuo در حلال ایزوپروپانول.

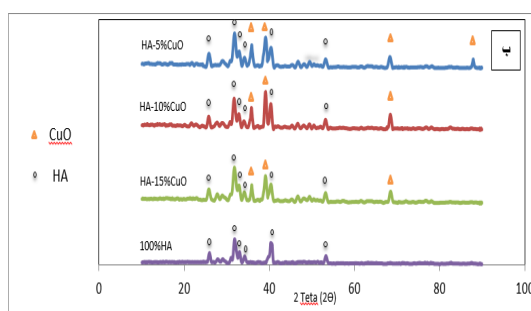
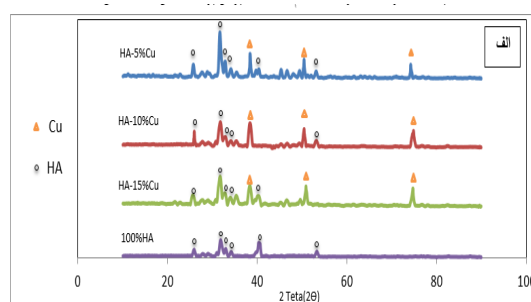
### ۳-۲ بررسی مورفولوژی پوشش بعد از عملیات تف جوشی

شکل (۳) ریزساختار پوشش‌های کامپوزیتی با بزرگنمایی‌های مختلف که توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی گرفته شده را نشان می‌دهد. در تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی پوشش‌های ایجاد شده عاری از هرگونه ذرات آگلومره شده و میکروتک نیز مشاهده می‌شود.



شکل ۳. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از مورفولوژی سطح برای پوشش الف) هیدروکسی آپاتیت-۵٪ مس ب) هیدروکسی آپاتیت-۵٪ اکسید مس پ) هیدروکسی آپاتیت-۱۰٪ مس ت) هیدروکسی آپاتیت-۱۰٪ اکسید مس ث) هیدروکسی آپاتیت-۱۵٪ مس ج) هیدروکسی آپاتیت-۱۵٪ اکسید مس.

کریستالی (۲۱۱)، (۰۰۲)، (۱۱۲)، (۲۰۲)، (۲۱۳)، (۳۰۰) می‌باشد. مقایسه پیک‌های به دست آمده با کارت‌های استاندارد JCPDS نشان می‌دهد که هیچ فاز کلسیم فسفات دیگری به غیر از هیدروکسی آپاتیت در ساختار وجود ندارد. لازم به ذکر است پوشش از روی سطح زیرلایه تراشیده و از پودر جهت آنالیز پراش اشعه ایکس استفاده شده است، لذا پیک‌های مربوط به زیرلایه (تیتانیم) در الگوی پراش پرتوی ایکس مشاهده نمی‌شود.



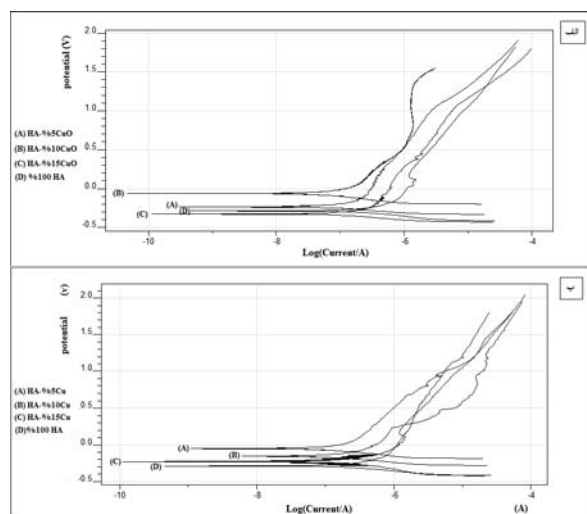
شکل ۱. الف) پیک‌های پراش اشعه ایکس برای پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت/مس، ب) پیک‌های پراش اشعه ایکس برای پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت/اکسید مس.

### ۳-۱ بررسی اندازه و پتانسیل زتا ذرات

با توجه به نمودار حجمی فراوانی مخلوط ذرات هیدروکسی آپاتیت، مس و اکسید مس، اندازه ذرات ۴۳ تا ۹۲ نانومتر اندازه‌گیری شد که تایید کننده ابعاد ذرات زیر ۱۰۰ نانومتر می‌باشد (شکل ۲).

همچنین پتانسیل زتا ذرات در محلول ایزوپروپانول نیز اندازه‌گیری گردید. برای مخلوط هیدروکسی آپاتیت-۱۰٪ مس زتا پتانسیل ۲۵/۹+ میلی‌ولت و هیدروکسی آپاتیت-۱۰٪ اکسید مس پتانسیل زتای ۱/۵۶۴+ میلی‌ولت گزارش شد که تایید کننده کاتدی بودن فرایند الکتروفوریتیک می‌باشد.

و کمترین مقاومت به خوردگی مربوط به پوشش هیدروکسی آپاتیت-۱۰٪ مس می‌باشد.



شکل ۴. منحنی پلاریزاسیون نمونه‌های پوشش داده شده در محلول شبیه‌سازی بدن الف) هیدروکسی آپاتیت اکسید مس (ب) هیدروکسی آپاتیت مس.

جدول ۲. نتایج کمی از آزمون پلاریزاسیون

پوشش	$E_{corr}$ (میلی ولت)	$I_{corr}$ (میکرو آمپر بر میلی‌متر مربع)	$C_{rate}$ (میلی‌متر بر سال)	Ba (ولت بر دسی‌متر)	bc (ولت بر دسی‌متر)
HA-7.5Cu	- ۱۵۶	۰/۸۵	۰/۰۰۷	۰/۹۵۴	۰/۱۶۱
HA-10Cu	- ۲۲۶	۱/۰۴	۰/۰۰۸۴۶۴	۰/۵۱۹	۰/۲۴۰
HA-15Cu	- ۲۳۷	۰/۴۸	۰/۰۰۳۹۹۲	۱/۳۳۹	۰/۱۹۳
HA-7.5CuO	- ۳۳۵	۰/۴۹	۰/۰۰۳۹۸	۰/۷۳۹	۰/۰۹۹
HA-10CuO	- ۲۶۲	۰/۰۱	۰/۰۰۰۱۸۶	۰/۲۸۱	۰/۱۰۵
HA-15CuO	- ۶۳	۰/۴۲	۰/۰۰۳۴۳۰	۱/۱۰۳	۰/۲۲۳
Ti-6Al-4V	- ۴۵۲	۰/۵۹	۰/۰۰۷۶۶	۰/۵۱۲	۰/۱۳۴
HA	- ۳۵۱	۰/۵	۰/۰۰۳۹۹۷	۱/۲۲۱	۰/۱۷۳

#### ۴- نتیجه‌گیری

پوشش‌های نانوکامپوزیت هیدروکسی آپاتیت- مس و هیدروکسی آپاتیت- اکسید مس به روش الکتروفوریتیک بر روی آلیاژ Ti-6Al-4V اعمال گردید و در ۹۰۰ درجه سانتی‌گراد تحت عملیات تف جوشی قرار گرفتند. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از سطح پوشش نشان دادند

با استناد به این تصاویر می‌توان گفت دمای عملیات تف جوشی همچنین سرعت گرم و سرد شدن در عملیات تف جوشی مناسب انتخاب شده است. در تصاویر با بزرگنمایی‌های بالاتر ((شکل ۴) ت و ج) تخلخل‌هایی مشاهده می‌شود که وجود این تخلخل‌ها باعث ازدیاد سطح واقعی پوشش شده و این موضوع در مبحث زیست‌فعالی مفید می‌باشد.

#### ۳-۴ بررسی مقاومت به خوردگی پوشش

مقاومت به خوردگی پوشش‌های ایجاد شده، توسط آزمون الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی مورد بررسی قرار گرفتند. جهت آزمون الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی از یک سل سه الکترودی شامل الکترود کالومل اشباع و الکترود پلاتینی به عنوان الکترودهای مرجع و شمارنده و نمونه‌های پوشش داده شده به عنوان الکترود کاری مورد استفاده قرار گرفت. همچنین آزمون پلاریزاسیون در محلول شبیه‌سازی شده بدن و در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انجام گرفت.

شکل (۴) منحنی پلاریزاسیون تافل نمونه‌ها را در محلول شبیه‌سازی بدن را نشان می‌دهد. با توجه به منحنی‌های شکل (۴ الف)) پوشش هیدروکسی آپاتیت-۵٪ اکسید مس کمترین دانسیته جریان خوردگی در نتیجه بیشترین مقاومت به خوردگی را در پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت- اکسید مس دارا می‌باشد. همچنین با افزایش درصد اکسید مس در پوشش به علت نجیب‌تر بودن اکسید مس پتانسیل خوردگی پوشش‌ها مثبت‌تر می‌شود. تست تافل برای نمونه‌های هیدروکسی آپاتیت- مس نشان داد که کمترین دانسیته جریان مربوط به پوشش هیدروکسی آپاتیت-۱۵٪ مس می‌باشد که در نتیجه بیشترین مقدار خوردگی را دارا می‌باشد. همچنین با افزایش درصد مس در پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت- مس پتانسیل خوردگی به سمت منفی‌تر سوق پیدا می‌کند.

با توجه به نتایج به‌دست آمده در کل پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت- مس و هیدروکسی آپاتیت- اکسید مس باعث بهبود مقاومت به خوردگی نسبت به نمونه خام شده است. با مقایسه پوشش‌ها درمی‌یابیم بیشترین مقاومت به خوردگی مربوط به پوشش هیدروکسی آپاتیت-۱۰٪ اکسید مس

- temperature increase to control Legionella": seven years of experience in a university teaching hospital. *J Hosp Infect* 2005; 60(1): 69-72.
10. S. Mehtar, I. Wiid, S.D. Todorov, "The antimicrobial activity of copper and copper alloys against nosocomial pathogens and Mycobacterium tuberculosis isolated from healthcare facilities in the Western Cape: an in-vitro study", *Journal of Hospital Infection*, 68 (2008)45.
  11. M. Wei, A.J. Ruys, B.K. Milthorpe, C.C. Sorrell, J.H. Evans, "Electrophoretic Deposition of Hydroxyapatite Coatings on Metal Substrates: A Nanoparticulate Dual-Coating Approach" *J. Sol-Gel Sci. Technol.* 21 (2001) 39.
  12. B Mavis and A. C. TAS, " Dip-Coating of calcium Hydroxy apatite on Ti-6Al-4V Substrates", *J. Am. Ceram. Soc.*, 83 (4) (2000) 989.
  13. J. Ma, C. Wang, K.W. Peng, "Electrophoretic deposition of porous hydroxyapatite scaffold" *Biomaterials*, 24 (2003) 3505.
  14. X.F. Xiao, R.F. Liu, " Effect of Suspension Stability on Electrophoretic Deposition of Hydroxyapatite Coatings" *Materials Letters*, 60(2006) 2627.
  15. S. Kannan, A. Balamurugan, S. Rajeswari, "Electrochemical characterization of hydroxyapatite coatings on HNO<sub>3</sub> passivated 316L SS for implant applications" *ElectrochimicaActa*, 49(2004) 2395.
  16. T. Kokubo, H. Takadama, "How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?" *Biomaterials*, 27 (2006) 2907.
  17. O. Albayrak, C. Oncel, M. Tefek, S. Altintas, "Effects of calcination on electrophoretic deposition of naturally derived and chemically synthesized hydroxyapatite" *Rev. Adv. Mater. Sci.* 15 (2007)10.

ریزساختار پوشش‌های ایجاد شده یکنواخت بوده و عاری از ترک‌های میکروسکوپی می‌باشند. همچنین نتایج آزمون الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیوداینامیکی در محلول شبیه سازی شده بدن نشان دادند که پوشش‌های اعمالی باعث بهبود مقاومت به خوردگی زیر لایه می‌شود. پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت- اکسید مس مقاومت به خوردگی بیشتری نسبت به پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت- مس از خود نشان دادند. بیشترین مقاومت به خوردگی را پوشش هیدروکسی آپاتیت-۱۰/اکسید مس و کمترین مقاومت به خوردگی را پوشش هیدروکسی آپاتیت-۱۰/ مس دارا می‌باشند. در نهایت با توجه به زیست فعالی خوب، مقاومت در برابر خوردگی مناسب و خاصیت ضد باکتری به خاطر وجود نانو ذرات مس و اکسید مس می‌تواند پوششی مناسب برای فلزات کاشتنی باشد.

#### مراجع

1. J.B. Park, J.D. Bronzino, "*Biomaterials, Principles and Applications*", CRC Press, 2002, 21.
2. A. Rabeie, B. Thomas, B. Neville, J.W. Lee, J.W. Coumo, " Microstructure, Mechanical Properties and Biological Responses to Functionally Graded HA Coatings", *Materials Science and Engineering C*, 27(2007) 523.
3. L.L. Hench, "a forecast for the future" *Biomaterials*, 19 (1998) 1419.
4. Fathi, M.H., Hanifi, A., and Mortazavi, V., "Preparation and Bioactivity Evaluation of Bone Like Hydroxyapatite Nanopowder", *Journal of Materials Processing Technology*, 202(1-3) (2008)536.
5. Y.P. Lu, M.S. Li, S.T. Li, Z.G. Wang, R.F. Zhu, " Plasma-sprayed hydroxyapatite/titania composite bond coat for hydroxyapatite coating on titanium substrate" *Biomaterials*, 25 (2003) 4393.
6. K.H. Im, S.B. Lee, K.M. Kim, Y.K. Lee, "Improvement of bonding strength to titanium surface by sol-gel derived hybrid coating of hydroxyapatite and titania by sol-gel process" *Surface and Coating Technology*, 202 (2007) 1135.
7. O.Y. Kwon, H.Y. Kim, S.H. Hong, " Effect of texture on the magnetostriction of grain-aligned composite Terfenol-D" *Journal of Applied Physics*, 100 (2006) 123905.
8. K.H. Lee, S.I. Cha, B.K. Kim, S.H. Hong, "Effect of WC/TiC grain size ratio on microstructure and mechanical properties of WC-TiC-Co cemented carbides" *International journal of Refractory Metals & Hard Metals*, 24 (2006) 109.
9. Blanc DS, Carrara P, Zanetti G, Francioli P. "Water disinfection with ozone, copper and silver ions, and