

Hydroxyapatite Coatings for NiTi Implants

V. Khalili ^{1*}, J. Khalil Allafi ², H. Maleki Ghal'e ³

¹ Ph.D Student, Research Center for Advanced Materials and Mineral Processing, Faculty of Materials Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, vida.khalili@gmail.com

² Associate Professor, Research Center for Advanced Materials and Mineral Processing, Faculty of Materials Engineering, Tabriz, Iran, Allafi@sut.ac.ir

³ M.Sc, Research Center for Advanced Materials and Mineral Processing, Faculty of Materials Engineering, Tabriz, Iran, H_maleki@sut.ac.ir

Abstract

NiTi shape memory alloy cannot provide all the clinical requirements of an implant due to the high nickel content and bio-inert surface. Thus, its surface is coated by bio-ceramics such as hydroxyapatite (HA) in different methods in order to improve biocompatibility and bioactivity. In the present study, a bio-active coating of HA using electrophoretic deposition technique was created on the surface of NiTi alloy to act as a barrier and prevent the diffusion of nickel ions in to the body fluid. A suspension was prepared by n-butanol as solvent and triethylenamine as dispersant. Coatings were deposited at different voltage of 40, 60 and 80 V for duration of 120s on the cathode. Then coated samples were sintered at 800 °C under argon atmosphere for 2 hrs. Evaluation of coatings was performed by X-ray diffraction techniques (XRD), scanning electron microscope (SEM) and energy dispersive X-ray spectroscopy (EDX). Bioactivity and corrosion behavior of HA coatings was studied within simulated body fluid (SBF) environment. The results showed, the sample coated at 60 V is dense, uniform, owing proper corrosion resistant, and also the ability for nucleation and growth of apatite layer in SBF.

Key words: NiTi shape memory, electrophoretic, hydroxyapatite, simulated body fluid.

*Corresponding author

Address: Research Center for Advanced Materials and Mineral Processing, Faculty of Materials Engineering, Sahand University of Technology, P.O.Box: 51335-1996, I.R. Iran., Tabriz, I.R. Iran
Tel: +98411345 9454
Fax: +98411344 4333
E-mail: vida.khalili@gmail.com

پوشش زیست فعال هیدروکسی آپاتیت بر روی کاشتنی NiTi

ویدا خلیلی^{۱*}، جعفر خلیل علافی^۲، حسین ملکی قلعه^۳

^۱دانشجوی دکتری مهندسی مواد، مرکز تحقیقات مواد پیشرفته و فرآوری مواد معدنی، دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی سهند،

تبریز، ایران

^۲دانشیار، مرکز تحقیقات مواد پیشرفته و فرآوری مواد معدنی، دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

Allafi@sut.ac.ir

^۳دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی شناسایی و انتخاب مواد مهندسی، مرکز تحقیقات مواد پیشرفته و فرآوری مواد معدنی،

دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران H_maleki@sut.ac.ir

چکیده

آلیاژ حافظه‌دار NiTi به علت مقدار نیکل بالای موجود در آن و سطح زیست خنثی نمی‌تواند همه نیازهای بالینی کاشتنی را تأمین کند. بنابراین به منظور افزایش زیست‌سازگاری و زیست‌فعالی، سطح این آلیاژها اغلب با زیست‌موادی نظیر هیدروکسی-آپاتیت با استفاده از روش‌های مختلفی پوشش‌دهی می‌شود. در پژوهش حاضر برای دستیابی به یک پوشش زیست‌فعال و سدی در برابر آزادسازی یون نیکل، از روش الکتروفوریتیک برای ایجاد پوشش هیدروکسی‌آپاتیت استفاده شد. محلول سوسپانسیون مورد استفاده n - بوتانول و تری اتانول آمین بود. عملیات رسوب‌گذاری در پتانسیل‌های ۶۰، ۴۰ و ۸۰ ولت در مدت زمان ۱۲۰ ثانیه بر روی کاتد انجام شد. نمونه‌ها در دمای اتاق به مدت ۲۴ ساعت خشک شدند؛ سپس عملیات تف‌جوشی به مدت ۲ ساعت در کوره تحت اتمسفر آرگون در دمای 800°C انجام شد. پوشش ایجاد شده با تکنیک‌های پراش پرتو ایکس (XRD)، میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، طیف‌سنجی توزیع انرژی پرتو ایکس (EDX) ارزیابی، و رفتار زیست‌فعالی و خوردگی نمونه‌ها در محلول شبیه‌سازی بدن (SBF) بررسی شد. نتایج نشان می‌دهند که پوشش HA ایجاد شده در ۶۰ ولت، متراکم و یکنواخت بوده؛ قابلیت ایجاد و رشد لایه آپاتیتی را در محیط SBF دارد.

کلیدواژگان: آلیاژ حافظه‌دار NiTi، الکتروفوریتیک، محیط شبیه‌سازی بدن، هیدروکسی‌آپاتیت.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تبریز، دانشگاه صنعتی سهند، دانشکده مهندسی مواد، مرکز تحقیقات مواد پیشرفته و فرآوری مواد معدنی، کدپستی: ۱۹۹۶-۵۷۳۳۵

تلفن: ۰۴۱۱-۳۴۵۹۵۵۴، دورنگار: ۰۴۱۱-۳۴۴۴۳۳۳، پیام‌نگار: vida.khalili@gmail.com

۱- مقدمه

بافت سخت، پیوند استخوانی تشکیل می‌دهد. همچنین پوشش HA همچون سدی بین کاشتنی فلزی و محیط سیال بدن عمل می‌کند [۱]. روش‌های مختلفی برای پوشش‌دهی HA بر روی کاشتنی‌های فلزی بکار می‌رود که عبارتند از: پلازما اسپری، سل - ژل، لیزر، همانندسازی شده زیستی، کند و پاش مگنترونی و پوشش‌دهی الکتروفوریتیک^۲ (EPD). مزایای روش EPD در مقایسه با سایر روش‌های پوشش‌دهی سادگی آن، کنترل ضخامت، یکنواختی پوشش، دمای پایین فرایند، پایین بودن هزینه تجهیزات، پوشش‌دهی زیرلایه با شکل‌های گوناگون و پیچیده، خلوص زیاد رسوب‌گذاری و عدم تغییر فاز طی فرایند پوشش‌دهی است [۶،۵]. روش EPD ترکیب دو فرایند «الکتروفورز» و «رسوب‌گذاری» است. الکتروفورز به حرکت ذرات باردار در یک سوسپانسیون و تحت تأثیر میدان الکتریکی اطلاق می‌شود و رسوب‌گذاری، انعقاد و تبدیل ذرات به یک جرم متراکم است [۷]. پس از معرفی روش EPD توسط دوچین [۸] در سال ۱۹۸۵، پوشش برای ایجاد HA بر روی کاشتنی‌های فلزی، مقالات متعددی در زمینه بررسی ساختار، شرایط بهینه پوشش‌دهی، استحکام چسبندگی پوشش‌دهی به زیرلایه، شرایط تفجوشی و ایجاد پوشش‌های EPD چاپ شده است [۹-۱۵]. هدف این پژوهش، دست‌یابی به پوشش زیست‌فعال است که همچون سدی در مقابل نفوذ یون‌های فلزی از سطح NiTi به محیط شبیه‌سازی شده بدن عمل می‌کند.

۲- مواد و روش تحقیق

۲-۱- مواد

پودر استفاده شده برای این تحقیق، HA طبیعی بود؛ به طوری که برای تهیه پودر، ابتدا استخوان کورتیکال قلم گاو در هوا با شعله در محدوده دمایی ۳۰۰ تا ۴۰۰ درجه سانتیگراد سوزانده شد. سپس پودر سیاه حاصل در کوره‌ای با دمای ۸۰۰ درجه سانتیگراد در اتمسفر هوا به مدت ۲ ساعت با فرایند عملیات

کاشتنی‌های پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت^۱ (HA) بطور گسترده در زمینه ارتوپدی و دندانپزشکی بکار می‌روند [۱]. از سال ۱۹۷۰ آلیاژ حافظه دار NiTi به دلیل ویژگی‌هایی همچون سوپر الاستیسیته، مقاومت در برابر خوردگی و خستگی مناسب، زیست‌سازگاری خوب و مدول الاستیک نسبتاً پایین برای کاربردهای ارتوپدی پزشکی مطرح شده‌اند [۳،۲]. مقایسه آلیاژ NiTi با سایر آلیاژهایی که بصورت کاشتنی در بدن استفاده می‌شود، نشان می‌دهد که فولاد زنگ نزن، تیتانیم و آلیاژهای آن از نظر ویژگی‌های مکانیکی در مقایسه با مواد بیولوژیک مانند HA، بسیار سخت هستند؛ در حالی که NiTi رفتاری مشابه با مواد بیولوژیک از نظر خواص مکانیکی دارد. این تشابه فیزیولوژیکی سبب توزیع مناسب بار در کاشتنی و بافت اطراف آن می‌شود؛ در نتیجه رشد استخوان و درمان آن را تسریع می‌بخشد. آلیاژ NiTi از نظر رفتار مکانیکی دو ویژگی مشترک با مواد زیستی طبیعی مانند استخوان دارد: اول اینکه کرنش الاستیک NiTi بیش از ۸ درصد باشد و در نتیجه بیشتر از کرنش الاستیک بافت استخوانی (۲ درصد) است؛ در حالی که کرنش الاستیک در فولاد زنگ نزن حدود ۰/۸ درصد است. دوم اینکه مدول الاستیسیته NiTi نزدیک به مدول الاستیسیته استخوان کورتیکال (کمتر از ۲۰ GPa) است، در حالی که مدول الاستیسیته آلیاژهای تیتانیوم ۱۱۰ GPa، فولادهای زنگ نزن ۲۱۰ GPa و آلیاژ NiTi آستنیتی بصورت بالک ۴۸ GPa است [۴]. با وجود این زیست‌سازگاری NiTi بدلیل میزان نیکل بالا و متعاقباً آزاد شدن یون Ni³⁺ از سطح NiTi و واکنش این یون‌ها در اطراف بافت بدن، نگرانی بسیاری را به همراه دارد. از سوی دیگر یکنواختی فصل مشترک بین استخوان و کاشتنی در کاشتنی‌های دائم بسیار مهم است [۴]. این مشکل را می‌توان با سرامیک‌های زیستی مانند کلسیم فسفات‌ها، بخصوص HA برطرف کرد. HA بدلیل زیست‌سازگاری عالی و زیست‌فعالیت زیاد، پس از جراحی در بدن با

¹Hydroxyapatite²Electrophoretic Deposition

سانتیگراد بر ثانیه انتخاب شد و پس از تف جوشی در دمای ۸۰۰ درجه سانتیگراد نمونه‌ها تحت محیط گاز خنثی در کوره سرد شدند.

۲-۴- مشخصه‌یابی

پس از فرایند تف‌جوشی، برای تعیین خلوص فازی پودر HA و پوشش‌های HA بر روی زیر لایه از دستگاه XRD نوع D8-Advance ساخت شرکت Bruker کشور آلمان استفاده شد. به منظور بررسی مورفولوژی سطحی پوشش HA پس از تف-جوشی نیز از میکروسکوپ الکترونی روبشی^۴ (SEM) مدل Cam Scan MV2200 ساخت شرکت Vega Tescan کشور چک، استفاده شد. برای جلوگیری از باردار شدن سطح نمونه‌ها و به علت هدایت الکتریکی کم پوشش‌ها، ابتدا آنها با لایه بسیار نازکی از طلا پوشش داده شدند. بعلاوه تحلیل عنصری نیز با استفاده از EDX انجام شد.

۲-۵- ارزیابی رفتار خوردگی و زیست‌فعالی

رفتار خوردگی نمونه بدون پوشش NiTi و نمونه پوشش‌داده شده در ۶۰ ولت با استفاده از آزمون پلاریزاسیون رسم تافل ارزیابی شد. برای انجام این آزمون یک پیل الکتروشیمیایی تهیه شد، به طوری که در آن الکتروکاری نمونه آزمایشی، الکترودمی کمکی پلاتین و الکترودم مرجع نقره/کلرید نقره (Ag/AgCl) بود. محلول سرم فیزیولوژیک موسوم به محلول رینگر با ترکیب $NaCl$ ۸۶g/lit، $CaCl_2 \cdot 2H_2O$ ۰.۳۳ g/lit و KCl ۰.۳۳ g/lit و در دمای $37 \pm 1^\circ C$ به عنوان الکترولیت استفاده شد [۱۷]. پتانسیل خوردگی و چگالی جریان خوردگی به روش برون‌یابی خطی تافل منحنی‌های پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی محاسبه شدند.

برای ارزیابی زیست‌فعالی نمونه پوشش‌داده شده در ۶۰ ولت از مایع شبیه‌سازی شده بدن انسان^۵ (SBF) استفاده شد. ترکیب این محلول - که Kokubo آنرا شرح داده است [۱۸] - ترکیبی یونی مشابه پلاسما خون انسان دارد. نمونه‌ها به مدت ۷ روز در SBF و در دمای $37^\circ C$ غوطه‌ور شدند. به منظور

حرارتی به پودر کریستالی سفید HA تبدیل شد. پس از آن عملیات ریزکردن پودر در آسیاب گلوله‌ای به مدت ۲ ساعت انجام شد [۱۶]. در این پژوهش آلیاژ NiTi ۵۰/۸ درصد اتمی Ni به‌عنوان زیر لایه بکار برده شد.

۲-۲- تهیه سوسپانسیون و رسوب‌گذاری

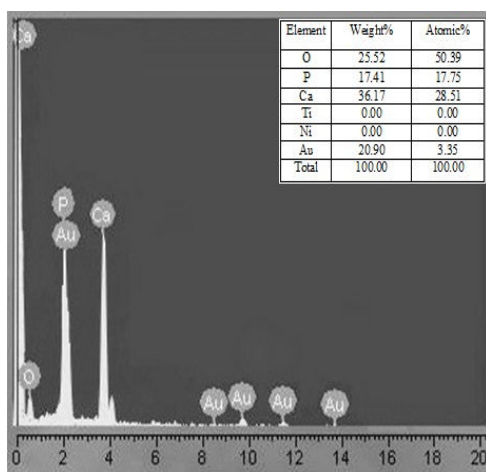
سوسپانسیون با افزودن ۴ گرم پودر هیدروکسی‌آپاتیت به ۵۰ میلی لیتر n-بوتانول تهیه شد. پراکنده‌ساز بکار برده شده، تری اتانول آمین^۳ (TEA) بود که به میزان ۱۶ میلی‌لیتر در لیتر به سوسپانسیون اضافه شد. به منظور پراکنده‌سازی ذرات جامد، سوسپانسیون ۳۰ دقیقه بر روی همزن مغناطیسی و ۳۰ دقیقه پراکنده‌ساز اولتراسونیک قرار گرفت. قبل هر مرحله رسوب‌گذاری، سوسپانسیون به مدت ۱۰ دقیقه روی همزن مغناطیسی قرار داده می‌شد تا از ته‌نشین شدن ذرات جلوگیری شود. سطح نمونه‌ها پس از سمباده‌زنی تا مش ۸۰۰، نیم ساعت به‌ترتیب در استون، الکل و داخل حمام اولتراسونیک، چربی‌زدایی شدند و پس از آن با آب مقطر شستشو داده؛ در هوا خشک شدند.

سلول الکتروفوریتیک نیز با استفاده از بشر ۱۵۰ میلی‌لیتر مجهز به نگهدارنده (برای ثابت نگه داشتن موقعیت الکترودها)، گرافیت با ابعاد $10 \times 20 \times 30$ میلی‌متر به عنوان آند و نمونه NiTi با سطح مقطع ۱ سانتیمتر مربع به عنوان کاتد آماده شد. فاصله بین الکترودها حدود ۱ سانتی‌متر تنظیم شد. پتانسیل‌های ثابت ۶۰، ۴۰، ۸۰ و ۱۲۰ ثانیه با یک منبع تغذیه اعمال شدند و پس از رسوب‌گذاری، نمونه‌ها در یک دسیکاتور به مدت ۲۴ ساعت خشک شدند.

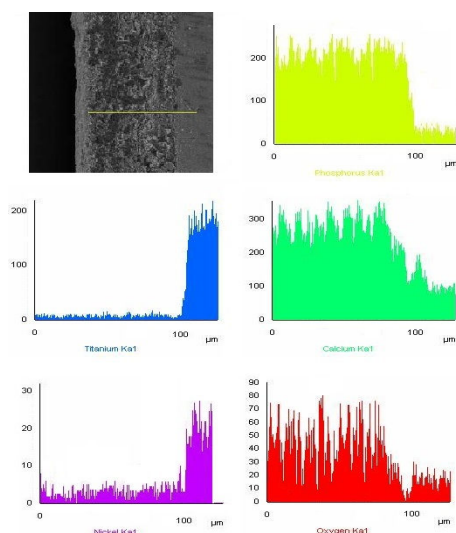
۲-۳- تف‌جوشی

به منظور افزایش میزان چسبندگی، تراکم و کاهش تخلخل پوشش‌تر، نمونه‌های پوشش‌داده شده پس از اینکه به مدت ۲۴ ساعت در دمای اتاق خشک شدند، در یک کوره تیوبی تحت اتمسفر گاز خنثی (آرگون) در دمای ۸۰۰ درجه سانتیگراد به مدت ۱ ساعت تف‌جوشی شدند. نرخ گرمایش ۲ درجه

^۳Triethylenamine^۴Scanning Electron Microscopy^۵Simulated body fluid



شکل (۲) - تحلیل عنصری از سطح نمونه پوشش داده شده در ولتاژ ۶۰ ولت پس از عملیات تفجوشی



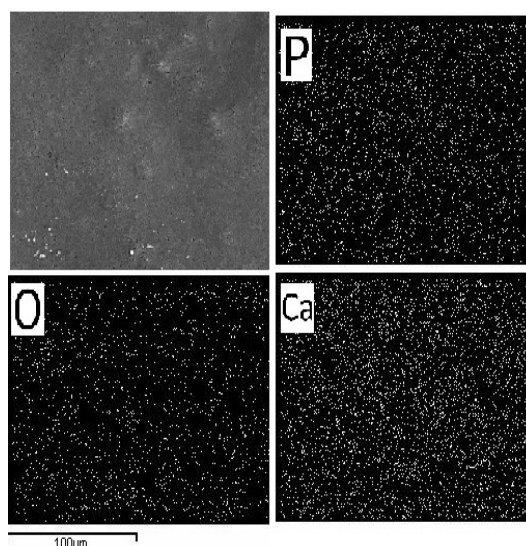
شکل (۳) - تحلیل عنصری از سطح مقطع نمونه پوشش داده شده در ولتاژ ۶۰ ولت.

همانطور که در شکل (۳) نشان داده شده است، نفوذ عناصر فلزی *Ni* و *Ti* تا محدوده ۱۰ میکرونی پوشش از سطح زیر لایه وجود دارد و در بیش از ۱۰ میکرون تنها اتم‌های *Ca*، *P*، *O* حضور دارند؛ لذا در سطح پوشش *HA* عناصر *Ni* و *Ti* وجود ندارند. به عبارتی پوشش *HA* همچون سدی در برابر نفوذ عناصر فلزی زیر لایه به محیط بدن عمل می‌کند [۲۱] و در نهایت مانع از مشکلات حساسیتی ناشی از آزاد شدن یون‌های فلزی می‌شود.

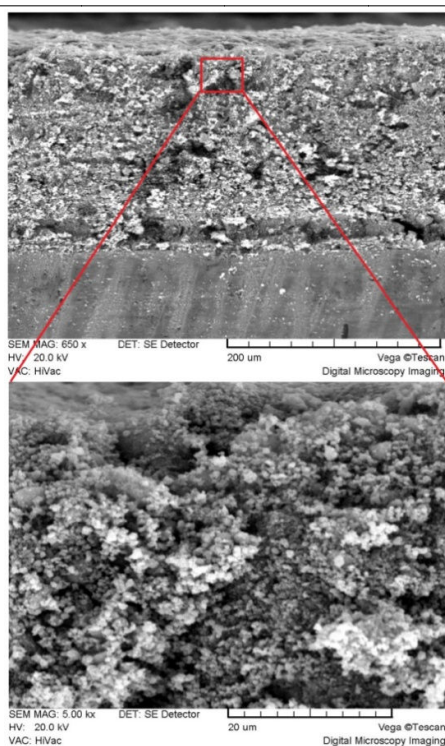
بررسی تشکیل لایه آپاتیت به روی پوشش *HA* از سطح نمونه‌ها با *SEM* عکسبرداری شد.

۳- نتایج و بحث

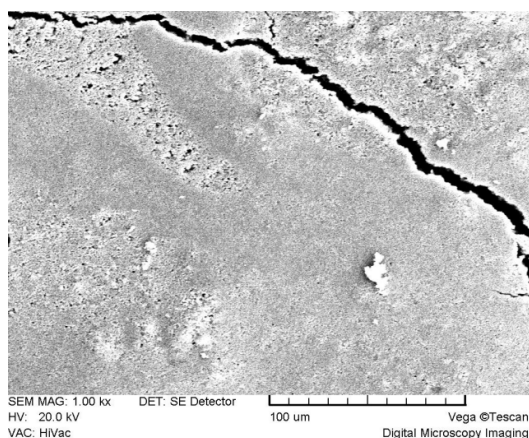
تحلیل *EDX* نمونه *NiTi* پوشش داده شده در ۶۰ ولت در شکل‌های ۱، ۲ و ۳ نشان داده شده است. نمودار تحلیل سطحی^۶ عناصر کلسیم، فسفر و اکسیژن نمونه حاوی پوشش در شکل (۱) نشان داده شده است. در این شکل نقاط سفید رنگ نشان‌دهنده میزان حضور عنصر نام برده در سطح پوشش است. البته بدلیل موجود نبودن عناصر نیکل و تیتانیوم در سطح پوشش، تحلیل سطحی آنها آورده نشده است. این مطلب در شکل (۲) با تحلیل عنصری از سطح پوشش تأیید می‌شود. شکل (۳) طیف غلظتی عناصر *Ca*، *P*، *Ti*، *Ni*، *O* از سطح مقطع نمونه پوشش داده شده پس از عملیات تفجوشی را نشان می‌دهد. همانطور که جاروب الکترونی این عناصر نشان می‌دهد، در محدوده فصل مشترک عناصر زیر لایه در پوشش *HA* و بالعکس عناصر تشکیل‌دهنده *HA* در زیر لایه نفوذ کرده‌اند، که نشان‌دهنده وجود پیوند شیمیایی بین زیر لایه و پوشش است [۱۹]. این پیوند در فصل مشترک موجب اتصال محکم پوشش به زیر لایه می‌شود [۲۰].



شکل (۱) - نقشه تحلیل سطحی از سطح نمونه پوشش داده شده در ولتاژ ۶۰ ولت پس از عملیات تفجوشی.



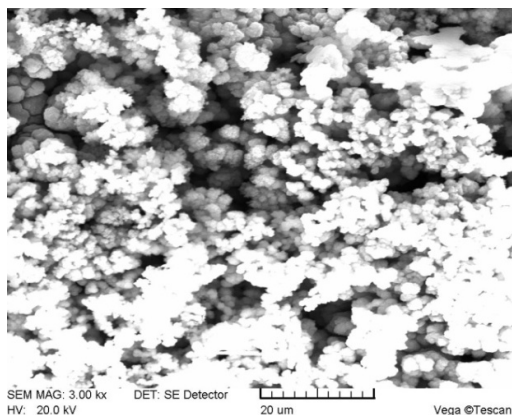
شکل (۴)- تصویر میکروسکوپی از سطح مقطع نمونه پوشش داده شده در ۶۰ ولت.



شکل (۵)- پوشش HA بر روی NiTi در ۸۰ ولت پس از عملیات تفجوشی.

پتانسیل خوردگی نمونه *NiTi* پوشش داده شده با HA در محلول رینگر در مقایسه با نمونه *NiTi* بدون پوشش حدود ۳۵۲ میلی ولت مثبت تر است. باتوجه به جدول (۱) و شکل (۶) می توان دریافت که *NiTi* بدون پوشش، چگالی جریان خوردگی بیشتری را در محلول رینگر نشان می دهد. منحنی پلاریزاسیون (۲) در شکل (۶) که متعلق به *NiTi* پوشش دار است، در مقایسه با

شکل (۴) سطح مقطع نمونه پوشش داده شده در ۶۰ ولت را نشان می دهد. همانطور که در بزرگنمایی بیشتر دیده می شود، پوشش از تراکم مناسبی برخوردار است. تراکم پوشش به عواملی مانند شرایط سوسپانسیون از نظر پایداری و شرایط فیزیکی پوشش دهی همچون ولتاژ اعمالی در فرایند رسوب گذاری بستگی دارد. هر چه سوسپانسیون پایدارتر باشد، آگلومره شدن و ته نشینی ذرات در سوسپانسیون کمتر شده؛ در نتیجه پوشش یکنواخت تری در سطح زیرلایه ایجاد خواهد شد [۵]. ولتاژ اعمالی نیز در واقع تعیین کننده میزان نیروی اعمال شده به ذرات سوسپانسیون است. هر چه میزان ولتاژ بیشتر باشد، نیروی الکتروفوریتیکی که به ذرات وارد می شود نیز افزایش می یابد؛ در نتیجه ذرات با سرعت بیشتری به سطح پوشش برخورد می کنند و بنابراین پوشش متراکم تر می شود. از طرفی با افزایش میزان ولتاژ اعمال شده، حضور هیدروژن در کاتد و به دنبال آن میزان تخلخل و یا به عبارتی تعداد حفرات موجود در پوشش، افزایش می یابد [۲۲]. افزایش میزان تخلخل سبب پدید آمدن ترک در پوشش حین فرایند تفجوشی می شود (شکل (۵)). بنابراین بایستی ولتاژ اعمال شده در محدوده ای بهینه انتخاب می شد که در این کار پژوهشی، ۶۰ ولت انتخاب شد. منحنی های پلاریزاسیون به روش رسم تافل برای نمونه های بدون پوشش و پوشش داده شده با HA در الکترولیت رینگر بدست آمدند. این نمودارها در شکل (۶) نشان داده شده اند. در آزمون های خوردگی *icorr* به عنوان برآوردی از سرعت خوردگی بررسی می شود، از اینرو پس از رسم نمودارهای پلاریزاسیون و محاسبه شیب تافل از منحنی های فوق می توان *icorr* و *Ecorr* را محاسبه و خواص خوردگی را بررسی کرد. چگالی جریان خوردگی نمونه های مختلف به کمک روش برون یابی تافل و از منحنی های پلاریزاسیون (شکل (۶)) مشخص شد. این نتایج همراه پتانسیل های خوردگی، در جدول (۱) آورده شده است.

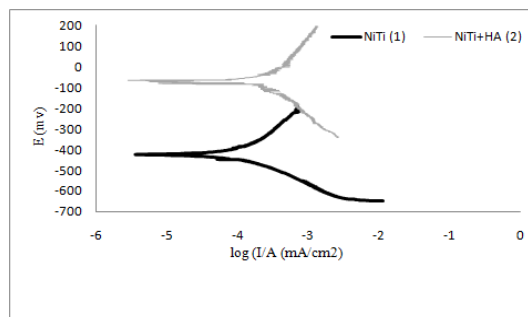


شکل (۷) - تصویر میکروسکوپی الکترونی از لایه زیست فعال تشکیل شده بر روی پوشش HA در محیط SBF به مدت هفت روز.

با تشکیل پوشش زیست فعال HA بر زیرلایه فلزی NiTi علاوه بر بهبود مقاومت خوردگی و کاهش آزاد شدن یون‌های فلزی و متعاقباً جلوگیری از مشکلات حساسیتی در بدن، می‌توان به بهبود شرایط ترمیم استخوان و پیوند آن با کاشتنی فلزی دست یافت.

۴- نتیجه گیری

نفوذ یون‌های فلزی از زیر لایه به پوشش و بالعکس، در فصل مشترک زیر لایه و پوشش موجب پیوند شیمیایی بین زیر لایه و پوشش می‌شود. این پدیده نیز موجب اتصال محکم پوشش به زیرلایه در فصل مشترک می‌شود. پوشش HA ایجاد شده در ۶۰ ولت، یک پوشش متراکم، یکنواخت و بدون ترک است. از طرفی، پوشش HA بر روی NiTi، موجب افزایش مقاومت خوردگی NiTi در محیط شبیه‌سازی بدن می‌شود. علاوه بر این پوشش HA حاصل از EPD پوششی زیست فعال است و قابلیت ایجاد و رشد لایه آپاتیت را در محیط SBF دارد.



شکل (۶) - نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آنودی (۱) NiTi (۲) NiTi+HA پوشش داده شده با HA در ۶۰ ولت.

جدول (۱) - نتایج عددی به دست آمده از آزمون پلاریزاسیون.

NiTi+HA	NiTi	نمونه
۳۱۳/۱۹	۲۶۳/۰۱	b_a (mV/Decade)
۲۳۸/۳۴	۱۴۷/۱۶	b_c (mV/Decade)-
-۷۲	-۴۲۴	E_{corr} (mV)
$۶/۳۶۲E^{-5}$	$۱/۴۳E^{-4}$	i_{corr} (mA/cm ²)
۹۲/۴۹۲	۲۸۷/۵۸۳	R_p (kΩ.cm ²)

منحنی (۱) - که متعلق به نمونه بدون پوشش است - به سمت بالا و چپ منتقل شده است. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پوشش HA اثر مطلوبی بر مقاومت خوردگی زیرلایه فلزی داشته و چگالی جریان خوردگی زیرلایه NiTi را نیز تا اندازه‌ای کاهش داده است. این نتیجه همچنین به معنای افزایش مقاومت خوردگی کاشتنی و متعاقب آن کاهش آزاد شدن یون‌های فلزات و آثار مخرب آن‌ها بر بافت‌های بدن انسان است [۲۳].

شکل (۷) تصویر SEM از لایه زیست‌فعالی را نشان می‌دهد که بر روی پوشش HA ۶۰ ولت پس از غوطه‌وری در محلول SBF به مدت هفت روز تشکیل شده است. با بررسی تصاویر مشاهده می‌شود که پوشش قابلیت رشد و ایجاد لایه زیست‌فعال را در محیط فوق دارد و سطح پوشش مانعی در برابر رشد سلولها نبوده است.

- [16] M. E. Bahrololoom, M. Javidi, S. Javadpour and J. Ma, Characterisation of natural hydroxyapatite extracted from bovine cortical bone ash; *J Ceram Process Res*, 2009; 10: 129-138.
- [17] F. Sun, K.N. Sask, J.L. Brash, I. Zhitomirsky, Surface modifications of Nitinol for biomedical applications; *Colloids Surf B: Biointer*, 2008; 67: 132-139.
- [18] A. Oyane, H. Kim, T. Furuya, T. Kokubo, T. Miyazaki, T. Nakamura; Preparation and assessment of revised simulated body fluids; *Inc J Biomed Mater Res*, 2002; 65(A): 188-195.
- [19] M. Wei, A. J. Ruys, M. V. Swain, B. K. Milthorpe, C. C. Sorrell, Hydroxyapatite-coated metals: Interfacial reactions during sintering; *J Mater Sci: Mater Med*, 2005; 16: 101-106.
- [20] C. Ergun, R.H. Doremus, W.A. Lanford, Interface reaction/diffusion in hydroxylapatite-coated SS316L and CoCrMo alloys; *Acta Mater*, 2004; 52: 4767-4772.
- [21] P. Ducheyne, K. E. Healy, The effect of plasma-sprayed calcium phosphate ceramic coatings on the metal ion release from porous titanium and cobalt-chromium alloys; *J Biomed Mater Res*, 1988; 22: 1137-1163.
- [22] I. Zhitomirsky, Electrophoretic deposition of hydroxyapatite; *J Mater Sci: Mater Med*, 1997; 8: 213-219.
- [23] M. Metikos, A. Kwokal, J. Piljac, The influence of niobium and vanadium on passivity of titanium-bases implants in physiological solution; *Biomaterials*, 2003; 24: 3765-3775.
- [1] W. Donnlley, J.Callaghan, Hydroxyapatite coating in the adult hip; *Lippincotttraven pub*, 1998; 1041-1054.
- [2] L. S. Castleman, S. Motzkin, F. P. Alicandri, V. L. Bonawit, J. Biomed, Biocompatibility of Nitinol Alloy as an Implant Material; *MATEK. RES*, 1976; 10: 695-731.
- [3] A.R. Pelton, D. Stockel, T. W. Duerig, Medical Uses of Nitinol; *Mater Sci Forum*, 2000; 327-328:63-70.
- [4] C. Greiner , S. M. Oppenheimer, D. C. Dunand , High strength, low stiffness, porous NiTi with superelastic properties; *Acta Biomate*, 2005; 1:705-716.
- [5] X. Feng Xiao, R. F. Liu, Effect of suspension stability on electrophoretic deposition of hydroxyapatite coatings; *Mater Lett*. 2006; 60:2627-2632.
- [6] M. Javidi, S. Javadpour, M.E. Bahrololoom, J. Ma, Electrophoretic deposition of natural hydroxyapatite on medical grade 316L stainless steel; *Mater Sci Eng C*, 2008; 28: 1509-1513.
- [7] P. Sarker, P. S. Nicholson, Electrophoretic Deposition (EPD): Mechanism, Kinetics, and Application to ceramics; *JAm CeramSoc*, 1996; 79: 1987-2002.
- [8] P.Ducheyn, W.Van Raemdonc, J. C.Heughebaer, M.Heughebaer, Structural analysis of hydroxyapatite coatings on titanium; *Biomaterials*, 1986; 7: 97-103.
- [9] X.Pang, T.Casagrande, I.Zhitomirsky, Electrophoretic deposition of hydroxyapatite-CaSiO₃-chitosan composite coatings; *J Colloid Interface Sci* 2009; 330: 323-239.
- [10] K.Grandfield, F.Sun, M.F. Patrick, M.Cheong, I.Zhitomirsky, Electrophoretic deposition of polymer-carbon nanotube-hydroxyapatite composites; *Surf Coat Technol*, 2009; 203: 1481-1487.
- [11] X.Feng-juan, Z.Ying, Y.Li-jiang, Electrophoretic deposition of titanium/silicon-substituted hydroxyapatite composite coating and its interaction with bovine serum albumin; *Trans Nonferrous Met Sco China*, 2009; 19: 125-130.
- [12] Y.Bai, M.Prasad-Neupane, I.Song-Park, M.Ho-Lee, T.Sung-Bae, F.Watari, M.Uo, Electrophoretic deposition of carbon nanotubes-hydroxyapatite nanocomposites on titanium substrate; *Mater Sci Eng C*, 2010; 30: 1043-1049.
- [13] J. C.Huang, Y. J.Ni, Z. C.Wang, Preparation of hydroxyapatite functionally gradient coating on titanium substrate using a combination of electrophoretic deposition and reaction bonding process; *Surf Coat Technol*, 2010; 204: 3387-3392.
- [14] M.Mihailović, A.Patarić, Z.Gulišija, D.Veljović, D.Janačković, Electrophoretically deposited nanosized hydroxyapatite coatings on 316lvm stainless steel for orthopaedic implants; *Chem Ind Chem Eng Q*, 2011; 17: 45-52.
- [15] B.Zhang, C. T. Kwok, Hydroxyapatite-anatase-carbon nanotube nanocomposite coatings fabricated by electrophoretic codeposition for biomedical applications; *J Mater Sci: Mater Med*, 2011; 22: 2249-2259.