

بررسی رفتار خوردگی پوشش الکتروفوریتیک هیدروکسی آپاتیت بر روی نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم در محلول شبیه‌سازی شده بدن

مناگودرزی، عبدالله افشار و ابوالقاسم دولتی

دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف

ایمان پولادوند

دانشکده مهندسی، دانشگاه سمنان

(دریافت مقاله: ۹۰/۰۲/۲۴ - پذیرش مقاله: ۹۰/۱۲/۲۰)

چکیده

اکسیداسیون آندی به منظور بدست آوردن یک ساختار متخلخل در سطح انجام می‌شود و از آنجا که یکی از روش‌های افزایش چسبندگی پوشش به زیرلایه، متخلخل کردن سطح است، در این مقاله ابتدا توسط فرآیند آندایزینگ بر روی زیرلایه تیتانیمی، نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم ایجاد گردیده و سپس به بررسی رفتار خوردگی و استحکام چسبندگی پوشش الکتروفوریتیک هیدروکسی آپاتیت بر روی نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم در محلول شبیه‌سازی شده بدن پرداخته شده است. به همین منظور ابتدا نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم توسط فرآیند آندایزینگ بر روی سطح تیتانیم خالص ایجاد و سپس پوشش نانوذرات هیدروکسی آپاتیت بر روی این نانوتیوب‌ها توسط روش الکتروفوریتیک در ولتاژ ۳۰V و مدت زمان ۱۰ دقیقه ایجاد و در دمای ۴۰°C به مدت ۲ ساعت زینتر شدند. به منظور بررسی نقش زیرلایه در رفتار خوردگی، فرآیند پوشش دهی روی زیرلایه تیتانیم خالص نیز انجام گردید. نتایج حاصل از بررسی‌های صورت گرفته نشان داد که ایجاد نانوتیوب تیتانیم بر روی سطح و همچنین انجام فرآیند زینتر بر روی پوشش هیدروکسی آپاتیت منجر به مقاومت به خوردگی بیشتر و افزایش استحکام چسبندگی پوشش به زیرلایه می‌شود.

واژه های کلیدی: هیدروکسی آپاتیت، نانوتیوب اکسید تیتانیم، الکتروفوریتیک، خوردگی، محلول شبیه سازی شده بدن.

The corrosion behaviour of hydroxyapatite coating on TiO₂ nanotubes in SBF solution by electrophoretic deposition

M. Goodarzi, A. Afshar and A. Dolati

Department of Materials Science and Engineering, Sharif University of Technology

I. Pooladvand

Department of Engineering, Semnan University of Technology

(Received 13 May 2011, accepted 10 March 2012)

Abstract

Anodic oxidation can be done in order to obtain a porous structure, and to obtain TiO₂ nanotubes. In the current research, first, titanium dioxide nanotubes were fabricated by anodic oxidation and then hydroxyapatite nanoparticles have been deposited onto nanotubular TiO₂ by electrophoretic deposition at 30V for 10min and then sintered at 400°C for 2hr. Corrosion behavior in SBF at 37°C was evaluated. The results show that formation of TiO₂ nanotubes and sintering improve corrosion behavior in SBF.

Keywords: Hydroxyapatite, TiO₂ Nanotubes, Electrophoretic, Corrosion, SBF Solution.

E-mail of corresponding author: mona.goodarzi64@yahoo.com

مقدمه

یا در محلول‌های اسیدی مختلف که اغلب شامل HF هستند بدست آیند [۴]. در شکل ۱، تصویر شماتیکی از تشکیل نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم آورده شده است. همانطور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود، در طی فرآیند آندایزینگ ابتدا یک لایه اکسید بر روی سطح تشکیل می‌شود (شکل (a))، که توسط یون فلئور در این لایه اکسید یک سری حفره ایجاد می‌شود (شکل (b)). سپس حفرات شروع به رشد می‌کنند (شکل (c)) که در مرحله بعد نوک حفرات پسیو می‌شود (شکل (d)). همچنین در قسمت فلزی بین حفرات نیز سوراخ‌هایی تشکیل می‌شود (شکل (e)). در مرحله بعد نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم تشکیل می‌شوند (شکل (f)) و لایه پسیو شکسته می‌شود (شکل (g)) و در نهایت در داخل حفرات موجود، حفرات جدید تشکیل می‌شود (شکل (h)). [۵]

هیدروکسی آپاتیت پوشش سرامیکی است که برای کاشتنی‌های ارتوپدی و دندان‌ی مورد استفاده قرار می‌گیرد. هیدروکسی آپاتیت بسیار شبیه به بخش معدنی استخوان و دندان است و خواص همبندی خوبی با استخوان از خود نشان می‌دهد. البته چقرمگی پایین و استحکام خمشی ضعیف آن، استفاده از آن را در کاربردهای تحت بار محدود ساخته است. در مایعات شبیه‌سازی شده بدن که ترکیب شیمیایی نمک معدنی مشابه پلاسمای خون انسان دارد، جوانه‌زنی و رشد همزمان کربنات کلسیم هیدروکسی آپاتیت نانومتری مشابه استخوان در شرایط دما و pH فیزیولوژیک روی می‌دهد. [۶]

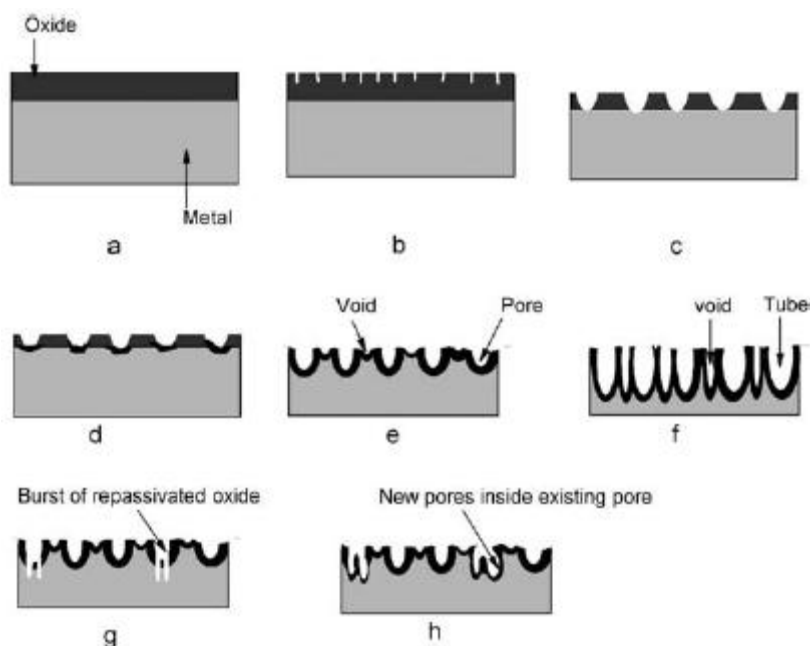
پوشش دهی هیدروکسی آپاتیت (HA) توسط روش‌هایی مثل پاشش، کاشت یونی، سل-ژل، پوشش دهی الکتروفوریک (EPD) و غیره انجام می‌شود [۶]، که یکی از ساده‌ترین، ارزان‌ترین و سریع‌ترین این روش‌ها فرآیند الکتروفوریک (EPD) است که این روش یک روش قدیمی ولی مؤثر برای پوشش دهی ذرات حامل بار از یک سوسپانسیون کلئیدی پایدار تحت اثر یک جریان مستقیم اعمالی، بر روی یک الکتروود است [۷]، که شامل دو مرحله است: ۱) مهاجرت ذرات باردار در یک حلال آبی توسط یک

تیتانیم و آلیاژهای آن خواص مکانیکی، ضد خوردگی و زیست‌سازگاری خوبی دارند، بنابراین از آنها به طور وسیعی به عنوان ایمپلنت‌های دندان‌ی استفاده می‌شود. وقتی تیتانیم در معرض اتمسفر قرار می‌گیرد، یک لایه اکسید محافظ، متراکم و نازک به سرعت روی سطح تشکیل می‌شود، که خواص زیست‌سازگاری و ضد خوردگی عالی ایجاد می‌کند. زمانی که یک ایمپلنت تیتانیم به داخل بدن انسان وارد می‌شود، بافت اطراف در تماس مستقیم با لایه اکسید تیتانیم بر روی زیرلایه تیتانیم می‌باشد. به همین دلیل، زیست‌سازگاری ایمپلنت تیتانیم بستگی به خواص این لایه اکسید سطحی از جمله میکروساختار، ترکیب شیمیایی و مورفولوژی‌اش دارد. [۱]

تیتانیم با موفقیت به عنوان مواد ایمپلنتی استفاده می‌شود و به دلیل خواص فوق العاده مانند واکنش ناپذیری، مقاومت مکانیکی، چگالی کم، عدم مسمومیت‌کنندگی، مقاومت در برابر خوردگی و سازگاری با بدن به طور گسترده‌ای استفاده می‌شود. سازگاری با محیط طبیعی مشخصه وضع همزیستی متقابل بین بیومتریال‌ها و محیط بیولوژیکی است که هیچ یک نباید بر روی دیگری اثر نامطلوب داشته باشد. این توانایی یک ماده در انجام یک پاسخ مناسب در کاربردی خاص است یعنی بافت‌هایی که در تماس با مواد هستند نباید از سم، تحریک، التهاب، حساسیت یا فعالیت سرطان‌زایی صدمه ببینند. برای ایمپلنت‌های دندان‌ی سازگاری با بدن مربوط به خواص مکانیکی و خوردگی ماده است. [۲]

خوردگی، از بین رفتن تدریجی مواد بوسیله حمله‌های الکتروشیمیایی است به خصوص وقتی که یک ایمپلنت فلزی در محیط الکترولیت مخالف که بوسیله بدن انسان مهیا می‌شود قرار گیرد. نوع خوردگی به فرآیند تاثیر متقابل بین یک ماده جامد و محیط شیمیایی آن بستگی دارد که باعث کاهش ماده، تغییر در خواص ساختاری آن یا کاهش انسجام ساختار می‌شود. [۲]

اکسیداسیون آندی به طور متداول به منظور ایجاد یک ساختار متخلخل در سطح استفاده می‌شود [۳]. نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم می‌توانند از طریق اکسیداسیون آندی در الکترولیت HF



شکل ۱. تصویر شماتیک تشکیل نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم: (a) تشکیل لایه اکسید، (b) تشکیل حفرات، (c) رشد حفرات، (d) پسیو شدن مجدد نوک حفرات، (e) تشکیل سوراخ در قسمت فلزی بین حفرات، (f) تشکیل نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم، (g) شکست لایه پسیو، (h) تشکیل حفرات جدید در داخل حفرات موجود [۵].

آندایزینگ ۲/۵ ساعت در نظر گرفته شد. فرآیند آندایزینگ در دمای اتاق انجام شد. به منظور پوشش دهی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت بر روی نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم، سوسپانسیونی بوسیله افزودن ۰/۱ گرم پودر هیدروکسی آپاتیت به ۵۰ میلی‌لیتر بوتانول و سپس همزدن آن به مدت ۳۰ دقیقه به صورت التراسونیک تهیه گردید. سپس از یک سل دو الکترودی شامل فویل تیتانیم خالص به عنوان آند و زیرلایه اکسید تیتانیم به عنوان کاتد برای پوشش دهی استفاده شد. پتانسیل استفاده شده در فرآیند الکتروفوریتیک ۳۰V و مدت فرآیند ۱۰ دقیقه بود. فرآیند الکتروفوریتیک در دمای اتاق انجام شد. بعد از پوشش دهی، به منظور خشک شدن پوشش‌ها، نمونه‌ها در دمای اتاق به مدت ۲۴ ساعت قرار داده شده و سپس در دماهای 400°C به مدت ۲ ساعت زینتر شدند.

از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM مدل S-4160 Scanning Electron Microscope)، به منظور مشاهده مورفولوژی نمونه‌های پوشش داده شده استفاده شد. به منظور اندازه‌گیری استحکام چسبندگی پوشش هیدروکسی آپاتیت به زیرلایه، از آزمون Pull-off استفاده شد. برای انجام آزمون Pull-off، ابعاد نمونه‌ها $2/5 \times 2/5 \text{ cm}$ انتخاب شد.

میدان الکتریکی اعمالی، ۲) انعقاد ذرات برای تشکیل یک لایه چسبنده روی الکتروود [۸-۱۰]. اهمیت بالینی خوردگی ایمپلنت‌ها بسیار مهم است و با وجود پیشرفت‌های اخیر تکنولوژیکی و توسعه قابل توجه در طراحی و ساخت ایمپلنت‌ها، شکست‌هایی نیز اتفاق افتاده است. به همین منظور در مقاله حاضر به بررسی رفتار خوردگی پوشش الکتروفوریتیک هیدروکسی آپاتیت بر روی نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم در محلول شبیه‌سازی شده بدن پرداخته شده است.

مواد و روش تحقیق

به منظور تولید نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم از فویل‌های تیتانیم خالص (Sigma-Aldrich، ۹۹/۷٪)، با ابعاد 3 mm $10 \times 15 \times 0.25$ استفاده شد. قبل از آندایز، نمونه‌ها با استن و اتانول توسط التراسونیک چربی‌گیری و سپس در محلول حاوی HF اسیدشویی شدند. برای انجام آندایزینگ از یک سل دو الکترودی شامل الکتروود پلاتین به عنوان کاتد و فویل تیتانیم به عنوان آند و $1\text{MH}_3\text{PO}_4 + 0.5\text{wt}\% \text{NH}_4\text{F}$ به عنوان الکترولیت استفاده شد. ولتاژ آندایز ۲۰V و زمان

جدول ۱. ترکیب شیمیایی محلول SBF [۱۱]

مقدار	ترکیب
۸/۰۳۵gr	NaCl
۰/۳۵۵gr	NaHCO ₃
۰/۲۲۵gr	KCl
۰/۲۳۱gr	K ₂ HPO ₄ .3H ₂ O
۰/۳۱۱gr	MgCl ₂ .6H ₂ O
۳۹ml	1M-HCl
۰/۲۹۲gr	CaCl ₂
۰/۰۷۲gr	Na ₂ SO ₄
۶/۱۱۸gr	Tris
۰-۵ml	1M-HCl

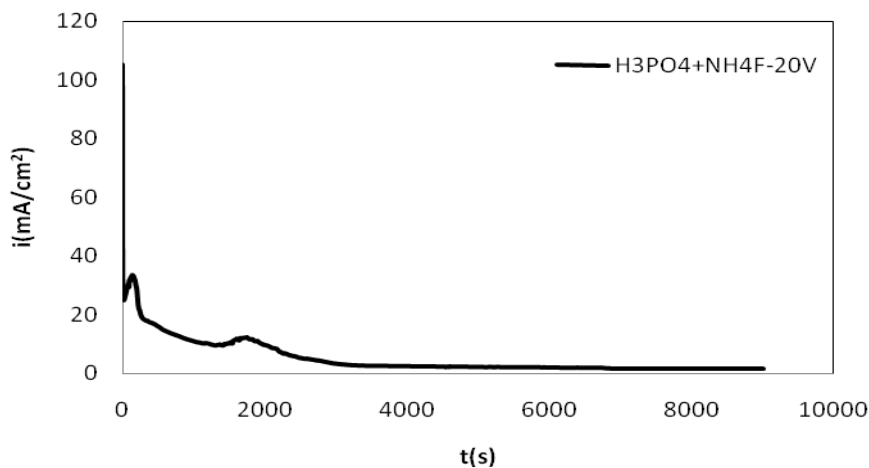
نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم (بدون زینتر) و نمونه‌های پوشش هیدروکسی آپاتیت داده شده بر روی نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم (زینتر شده) با هم مقایسه شد. آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی هنگامی آغاز می‌شد که پتانسیل مدار باز به حالت پایدار رسیده بود، به گونه‌ای که طی مدت ۵ دقیقه، بیشتر از $\pm 5mV$ تغییر نکند. بنابراین قبل از شروع آزمایش، نمونه‌ها در الکترولیت نگهداری می‌شدند تا این شرایط حاصل شود. نمودارهای پلاریزاسیون آندی و کاتدی حاصل شدند. پتانسیل خوردگی و چگالی جریان خوردگی به روش خطی تعیین شد. همچنین میانگین چگالی جریان خوردگی و انحراف معیار مربوطه برای هر گروه از نمونه‌ها محاسبه شد.

نتایج و بحث

به منظور بررسی رفتار الکتروشیمیایی تشکیل نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم منحنی کرنواپرمتری تولید نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم توسط فرآیند آن‌دایزینگ در الکترولیت H₃PO₄+NH₄F، در ولتاژ ۲۰V و زمان آن‌دایزینگ ۲/۵ ساعت، در شکل ۲ نشان داده شده است (با استفاده از یک مولتی متر دیجیتال مدل 187&189 Fluke). با اعمال ولتاژ، جریان به سرعت در ثانیه‌های اولیه افت می‌کند که به دلیل تشکیل یک لایه اکسید فشرده بر روی سطح

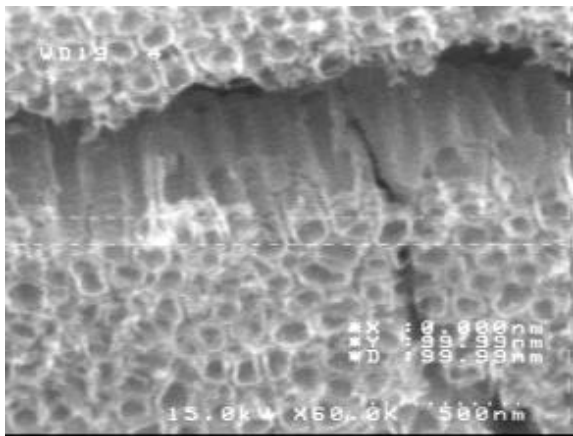
برای انجام این آزمون از استاندارد ASTM D4501 و ASTM F1044 استفاده شد. طبق این استاندارد، یک قطعه استوانه‌ای به قطر ۲۵/۴mm را با اپوکسی (3M Scotch-Weld, ELCA company) بر روی سطح پوشش چسبانده و در نهایت توسط دستگاه Pull-off (ELCA E108, England) نمونه از روی سطح کنده و استحکام چسبندگی پوشش براساس نیروی لازم برای جدا شدن پوشش از زیرلایه تعیین شد و میانگین استحکام چسبندگی و انحراف معیار مربوطه برای هر گروه از نمونه‌ها محاسبه شد.

در نهایت برای بررسی رفتار خوردگی نمونه‌ها، از آزمون خوردگی الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF (جدول ۱) در دمای ۳۷°C، با استفاده از دستگاه AUTOLAB استفاده شد. از یک سل سه الکترودی شامل الکترود کاری، الکترود کمکی (تیتانیم) و الکترود مرجع کالومل استفاده شد. سرعت اسکن ۱mV/s انتخاب شد. در این آزمون، رفتار خوردگی نمونه‌های تیتانیمی بدون پوشش، نمونه‌های تیتانیمی پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت (بدون زینتر) و نمونه‌های تیتانیمی پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت (زینتر شده) با هم و نمونه‌های تیتانیمی بدون پوشش، زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم بدون پوشش، نمونه‌های پوشش هیدروکسی آپاتیت داده شده بر روی



شکل ۲. منحنی کرنوآمپرتری نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم در الکترولیت $H_3PO_4+NH_4F$ در ولتاژ ثابت ۲۰V.

در شکل ۴ تصویر SEM نمونه آندایز شده در ولتاژ ۲۰V و الکترولیت $1MH_3PO_4+0.5wt\% NH_4F$ مشاهده می‌شود (به منظور مشاهده طول نانوتیوب‌ها، بر روی این نمونه آندایز شده، یک خراش ایجاد شد). مطابق شکل ۳، نانوتیوب‌های ایجاد شده در طی فرآیند آندایزینگ دارای نظم و یکنواختی بالایی هستند.



شکل ۳. تصویر SEM تیتانیم آندایز شده در الکترولیت

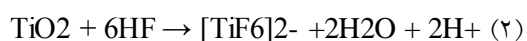
$1MH_3PO_4+0.5wt\% NH_4F$

در ولتاژ ۲۰V و زمان ۲/۵ ساعت.

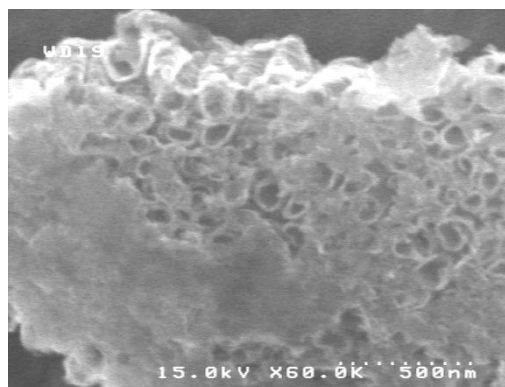
در شکل ۴ تصویر SEM پوشش هیدروکسی آپاتیت ایجاد شده توسط فرآیند الکتروفوریتیک مشاهده می‌شود. همانطور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود دهانه بیشتر نانوتیوب‌ها توسط نانوذرات هیدروکسی آپاتیت پوشیده شده است.

می‌باشد (اکسیداسیون شیمیایی)، در مرحله بعد لایه اکسید تیتانیم توسط یون فلئوئور به صورت موضعی دچار انحلال می‌شود و حفره‌هایی به صورت موضعی بر روی سطح تشکیل شده و شروع به رشد می‌کنند، در نتیجه سطح فعال افزایش یافته و چگالی جریان در این مرحله افزایش می‌یابد (انحلال شیمیایی). بعد از این مرحله یک رقابتی بین واکنش اکسیداسیون شیمیایی و واکنش انحلال شیمیایی بوجود می‌آید و حفراتی که دانسیته جریان کافی برای رشد آنها فراهم است باقیمانده و رشد می‌کنند. در مرحله بعد چگالی جریان کاهش می‌یابد که در این مرحله لایه اکسیدی باقیمانده به صورت شیمیایی حل می‌شود و یک لایه متخلخل ایجاد می‌شود. در نهایت چگالی جریان به یک مقدار تقریباً ثابتی می‌رسد که در این حالت اکسیداسیون شیمیایی و انحلال شیمیایی با هم به تعادل می‌رسند و حفرات رشد می‌کنند. به عبارت دیگر ثابت شدن جریان با زمان نشان‌دهنده این است که واکنش‌ها بر روی سطح به پایداری رسیده‌اند. بیان شده که تشکیل نانوتیوب توسط رقابت بین دو فرآیند صورت می‌گیرد: (۱) اکسیداسیون تیتانیم به فرم TiO_2 و (۲) انحلال شیمیایی

TiO_2 در فصل مشترک الکترولیت/ TiO_2 : [۱۲]



در محلول SBF در دمای 37°C برای بررسی رفتار خوردگی نمونه‌های پوشش داده شده و فاقد پوشش استفاده شد. این آزمون دوبار انجام شد. آزمون اول برای سه نمونه زیرلایه تیتانیومی، تیتانیم پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت و نمونه تیتانیومی پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت زینتر شده انجام شد. آزمون دوم برای چهار نمونه زیرلایه تیتانیم، زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم، نمونه پوشش هیدروکسی آپاتیت داده شده بر روی نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم و نمونه نانوتیوب اکسید تیتانیم پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت زینتر شده، انجام شد (پوشش‌دهی نمونه‌ها به روش الکتروفوریتیک در 30V به مدت 10min انجام شد). در شکل ۵ مشاهده می‌شود که زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم نسبت به زیرلایه تیتانیومی دارای جریان خوردگی کمتری در محلول SBF در پس از پوشش‌دهی و انجام فرآیند زینتر روی نمونه‌ها، آزمون خوردگی الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF در دمای 37°C برای بررسی رفتار خوردگی نمونه‌های پوشش داده شده و فاقد پوشش استفاده شد. این آزمون دوبار انجام شد. آزمون اول برای سه نمونه زیرلایه تیتانیومی، تیتانیم پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت و نمونه تیتانیومی پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت زینتر شده انجام شد. آزمون دوم برای چهار نمونه زیرلایه تیتانیم، زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم، نمونه پوشش هیدروکسی آپاتیت داده شده بر روی نانوتیوب‌های اکسید تیتانیم و نمونه نانوتیوب اکسید تیتانیم پوشش داده شده با هیدروکسی آپاتیت زینتر شده، انجام شد (پوشش‌دهی نمونه‌ها به روش الکتروفوریتیک در 30V به مدت 10min انجام شد). در شکل ۵ مشاهده می‌شود



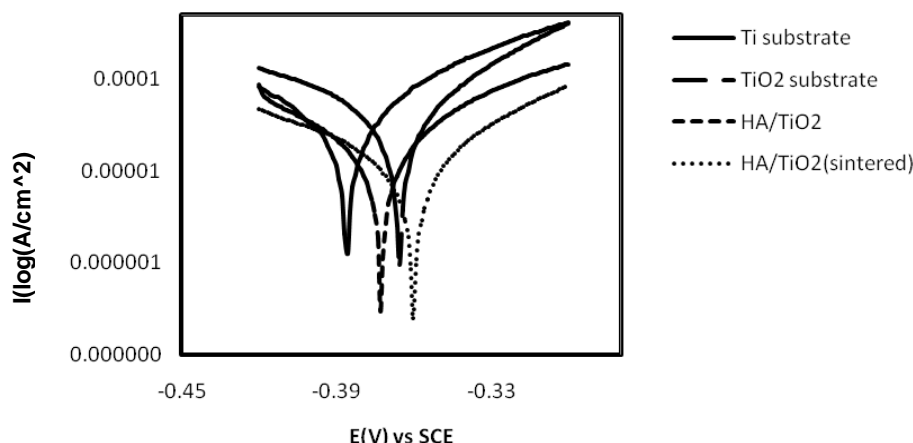
شکل ۴. تصویر SEM پوشش هیدروکسی آپاتیت ایجاد شده در ولتاژ 30V در مدت 10 دقیقه.

مقادیر میانگین استحکام چسبندگی همراه با انحراف معیار مربوطه برای نمونه‌ها در شرایط مختلف در جدول ۲ مشاهده می‌شود. همانطور که از جدول ۲ مشخص است، با پوشش‌دهی روی زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم نسبت به زیر لایه تیتانیم خالص استحکام چسبندگی بیشتری حاصل می‌شود که شاید به علت گیر افتادن تعدادی از ذرات هیدروکسی آپاتیت در داخل نانوتیوب‌ها است. همچنین مشاهده می‌شود که انجام عملیات زینتر منجر به افزایش استحکام چسبندگی پوشش‌ها می‌شود. در واقع سطح ویژه زیاد موجب انحلال بهتر هیدروکسی آپاتیت و چسبندگی بهتر بین ایمپلنت دارای پوشش هیدروکسی آپاتیت و استخوان بدن می‌شود، چراکه رفتار جذب یونی هیدروکسی آپاتیت در بدن به شدت بستگی به مساحت لایه سطحی که در واکنش‌های شیمیایی شرکت می‌کند، دارد. [۱۳]

پس از پوشش‌دهی و انجام فرآیند زینتر روی نمونه‌ها، آزمون خوردگی الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی

جدول ۲. مقادیر میانگین استحکام چسبندگی و انحراف معیار مربوطه برای نمونه‌ها در شرایط مختلف

نمونه	تعداد نمونه‌های آزمایش شده	استحکام چسبندگی (MPa)
HA/Ti	۳	۱/۲ (۱۷)
HA/Ti(sintered)	۳	۲/۲ (۵)
HA/TiO ₂	۳	۳/۱ (۹)
HA/TiO ₂ (sintered)	۳	۴/۲ (۳)



شکل ۵. منحنی های پلاریزاسیون در محلول SBF در دمای ۳۷°C (زیرلایه: نانوتیوب اکسید تیتانیم).

جدول ۳. مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه و پتانسیل خوردگی مربوط به منحنی های پلاریزاسیون شکل ۵

$I_{corr}(mA/cm^2)$	$E_{corr}(mV)$	تعداد نمونه های آزمایش شده	نمونه
۰/۱۲۳ (۱۳)	-۳۸۶/۳±۲۰	۳	Ti substrate
۰/۰۶۶۸ (۹)	-۳۶۵/۸۹±۲۰	۳	TiO ₂ substrate
۰/۰۴۴۵ (۱)	-۳۷۹/۷۸±۱۵	۳	HA/TiO ₂
۰/۰۲۳۹ (۷)	-۳۶۰/۵±۱۵	۳	HA/TiO ₂ (sintered)

است به عبارت دیگر، آندایز تیتانیم منجر به مثبت تر شدن پتانسیل یعنی آندی تر شدن آن شده است. در حالتی که از زیرلایه تیتانیمی به جای نانوتیوب در آزمون خوردگی استفاده شد نتایج مشابه با حالت قبل بدست آمد یعنی جریان خوردگی زیرلایه، با پوشش دهی کاهش می یابد و کمترین جریان خوردگی مربوط به حالتی است که نمونه پوشش داده شده، زینتر شده است (شکل ۶).

به کمک منحنی های پلاریزاسیون شکل ۶، مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه و پتانسیل خوردگی، در جدول ۳، آورده شده است. همانطور که در جدول ۳ نیز مشاهده می شود، در این حالت نیز کمترین جریان خوردگی مربوط به نمونه با پوشش هیدروکسی آپاتیت زینتر شده است. پس می توان به این نتیجه رسید که فرآیند زینترینگ باعث افزایش چسبندگی پوشش به زیرلایه و در نتیجه کاهش جریان خوردگی می شود.

که زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم نسبت به زیرلایه تیتانیمی دارای جریان خوردگی کمتری در محلول SBF در دمای ۳۷°C است. همچنین پوشش دهی هیدروکسی آپاتیت بر روی زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم منجر به کاهش جریان خوردگی در محلول SBF شده است. از طرف دیگر، فرآیند زینترینگ (۲hr/۴۰۰°C) منجر به کاهش بیشتر جریان خوردگی شده است.

به کمک منحنی های پلاریزاسیون شکل ۵، مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی همراه با انحراف معیار مربوطه و پتانسیل خوردگی، در جدول ۲، آورده شده است. همانطور که در جدول ۲ مشاهده می شود، کمترین جریان خوردگی مربوط به نمونه پوشش هیدروکسی آپاتیت داده شده و زینتر شده است.

همچنین در شکل ۵ مشاهده می شود که زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم نسبت به زیرلایه تیتانیم دارای پتانسیل مثبت تری

منابع

1. C-Y. Chiang, S-H. Chiou, W-E. Yang, M-L. Hsu, M-C. Yung, M-L. Tsai, L-K. Chen and H-H. Huang, *Formation of TiO₂ nano-network on titanium surface increases the human cell growth*, *Dental Materials*, 25(2009)1022-1029.
2. S. Ban and J. Hasegawa, *Electrochemical corrosion behaviour of hydroxyapatite- glass-titanium composite*, *Biomaterials*, 12(1991)205-209.
3. B. Feng, X. Chu, J. Chen, J. Wang, X. Lu and J. Weng, *J Porous Mater*, (2009).
4. Y. D. Premchand, T. Djenizian, F. Vacandio, and P. Knauth, *Fabrication of self-organised TiO₂ nanotubes from columnar titanium thin films sputtered on semiconductor surfaces*, *Electrochemistry Communications*, 8(2006)1840-1844.
5. T. A. Ishihar, K. Shimise, T. Kudo, H. Nishiguchi, T. Akbay and Y. Takit, *Preparation of Ytria-stabilized zirconia thin-films on strontium doped LaMnO₃ cathode substrate via electrophoretic deposition for solid oxide fuel cells*, *Journal of the American Ceramic Society*, 83(2000)1921-1927.
۶. م. ح. فتحی و آ. حنیفی، *نانوبیوسرامیک‌ها*، انتشارات ارکان دانش، (۱۳۸۶).
7. XF. Xiao and RF. Liu, *Effect of suspension stability on electrophoretic deposition of hydroxyapatite coatings*, *Materials Letters*, 60(2006)2627-2632.
8. X. Meng, T-Y. Kwon and K-H. Kim, *Hydroxyapatite coating by electrophoretic deposition at dynamic voltage*, *Dental Materials Journal*, 27(2008)666-671.
9. P. Sarkar and PS. Nicholson, *Electrophoretic deposition (EPD): mechanisms, kinetics and application to ceramics*, *Journal of the American Ceramic Society*, 79(1996)1987-2002.

بنابراین از شکل‌های ۵ و ۶ نتیجه می‌شود که زینتر پوشش هیدروکسی آپاتیت منجر به مقاومت به خوردگی بیشتر در محلول SBF در دمای ۳۷°C می‌شود.

نتیجه‌گیری

طبق نتایج استحکام چسبندگی، با پوشش دهی روی زیرلایه نانوتیوب اکسید تیتانیم نسبت به زیر لایه تیتانیم خالص، استحکام چسبندگی بیشتری حاصل می‌شود که شاید به علت گیر افتادن تعدادی از ذرات هیدروکسی آپاتیت در داخل نانوتیوب‌ها است. همچنین انجام عملیات زینتر، استحکام چسبندگی پوشش به زیرلایه را بهبود می‌بخشد. نتایج آزمون خوردگی نمونه‌ها در محلول SBF در دمای ۳۷°C نشان داد که ایجاد نانوتیوب تیتانیم بر روی سطح و همچنین انجام فرآیند زینتر بر روی پوشش هیدروکسی آپاتیت منجر به مقاومت به خوردگی بیشتر می‌شود.

10. L. Besra and M. Liu, *A review on fundamentals and applications of electrophoretic deposition (EPD)*, *Progress in Materials Science*, 52(2007)1-61.
11. Ch. Ohtsuki, *How to prepare the simulated body fluid (SBF) and its related solutions*, *Biocompatible Materials Science Laboratory*.
12. G. A. Crawford and N. Chawla, *Tailoring TiO₂ nanotube growth during anodic oxidation by crystallographic orientation of Ti*, *Scripta Materialia*, 60(2009)874-877.
13. E. Zhang, C. Zou and S. Zeng, *Preparation and characterization of silicon-substituted hydroxyapatite coating by a biomimetic process on titanium substrate*, *Surface and Coating Technology*, 203(2009)1075-1080.