

بررسی خواص پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن 316L*

سپیده پوره‌اشم^(۱)

عبدالله افشار^(۲)

چکیده

به منظور افزایش عمر اعضای پیوندی، بر روی سطح آن‌ها پوشش‌هایی مانند شیشه‌های زیست‌فعال ایجاد می‌شود تا از خوردگی آن‌ها در محیط‌های بیولوژیکی جلوگیری شود. در این تحقیق، پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن 316L به روش سُل-ژل ایجاد شد و خواص و ویژگی‌های پوشش با روش‌های مختلف بررسی شد. با توجه به نتایج آزمون XRD پوشش تف‌جوشی شده در دمای 600 °C به مدت زمان 5 ساعت، از نوع بی‌شکل حاوی مقادیر اندکی از فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ بود. تصویرهای میکروسکوپ الکترونی روبشی نشان دادند که با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری، ترک‌هایی بر روی سطح پوشش ایجاد می‌شود. نتایج آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF در دمای 37 °C نیز نشان‌دهنده‌ی افزایش مقاومت به خوردگی زیرلایه‌ی پوشش داده شده با شیشه‌ی زیست‌فعال بود.

واژه‌های کلیدی شیشه‌ی زیست‌فعال، فولاد زنگ‌نزن 316L، پوشش دهی، سُل-ژل، خوردگی

Evaluation of the Properties of 45S5 Bioglass Coating on 316L Stainless Steel Substrate

S. Pourhashem

A. Afshar

Abstract

In order to increase the life span of implants, coatings such as bioglass are applied on implants' surfaces to prevent their corrosion in biological fluids. In this research, 45S5 bioglass coatings were applied on 316L stainless steel substrate by sol-gel method and coating's properties were examined by different analyses. According to the XRD results, an amorphous compound containing $Na_2Ca_2Si_3O_9$ crystalline phase is obtained by sintering the coated substrates at 600 °C for 5 h. The results of SEM examination showed that cracks appear on the coat by increasing the number of dipping stages. Furthermore, the results of potentiodynamic polarization tests in SBF solution at 37 °C showed that 316L stainless steel substrate coated by 45S5 bioglass has a higher corrosion resistance.

Key words Bioglass, 316L Stainless Steel, Coating, Sol-gel, Corrosion

* نسخه‌ی نخست مقاله در تاریخ ۹۱/۸/۲۵ و نسخه‌ی پایانی آن در تاریخ ۹۲/۵/۶ به دفتر نشریه رسیده است.

(۱) دانش آموخته‌ی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف.

(۲) نویسنده‌ی مسئول، استاد، دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف.

مقدمه

بعضی از ترکیبات شیشه‌ها می‌توانند به شکل شیمیایی به استخوان پیوند بخورند. به این نوع از شیشه‌ها، شیشه‌های زیست‌فعال می‌گویند. شیشه‌های زیست‌فعال توانایی تشکیل پیوند با بافت موجود زنده را دارند و در اثر تماس با سیال‌های بیولوژیکی، لایه‌ای از هیدروکسی آپاتیت شبیه به فاز مینرالی استخوان بر سطح آن‌ها تشکیل می‌شود. در نتیجه، اتصال عالی بین عضو پیوندی و بافت ایجاد می‌شود و از حرکت نسبی در فصل مشترک آن‌ها جلوگیری می‌شود. افزون بر این، شیشه‌های زیست‌فعال دارای عناصر سمی برای بدن نیستند [1,2].

اولین شیشه‌ی زیست‌فعال مورد استفاده، شیشه‌ی نوع 45S5 با ترکیب شیمیایی ۴۵ درصد وزنی SiO_2 ، ۲۴/۵ درصد وزنی CaO ، ۲۴/۵ درصد وزنی Na_2O و ۶ درصد وزنی P_2O_5 بوده است که زیست‌فعالی آن زیاد بوده و به بافت‌های نرم و سخت پیوند می‌خورده است. امروزه، شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 به‌طور گسترده‌ای در دندان و گوش میانی به‌کار می‌رود و در مقایسه با هیدروکسی آپاتیت، کاربردهای زیستی بیش‌تری دارد [1,3].

شیشه‌های زیست‌فعال خواص مکانیکی خوبی ندارند و نمی‌توان از آن‌ها به‌شکل ماده‌ی حجیم در مواردی که نیرو اعمال می‌شود، استفاده کرد. بنابراین، کاربرد اصلی آن‌ها به‌عنوان پوشش بر روی عضوهای پیوندی فلزی است که با این‌کار می‌توان به خواص مکانیکی، مقاومت به خوردگی و زیست‌فعالی مطلوب در یک مجموعه رسید. در این میان، فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L یکی از آلیاژهایی است که به‌دلیل ارزانی، ویژگی‌های مناسب ساخت و در دسترس بودن، اغلب در عضوهای پیوندی در پزشکی به‌کار می‌شود [4,6].

پوشش شیشه‌های زیست‌فعال را می‌توان با روش‌های مختلفی اعمال کرد. در میان این روش‌ها، روش سُل-ژل روش مناسبی برای ایجاد پوشش‌هایی با ترکیبات

مختلف شیمیایی می‌باشد [7]. از جمله مزیت‌های آن می‌توان به دمای کمتر فرایند، امکان تهیه‌ی مواد با خلوص بالا، همگنی بهتر در ترکیب و پوشش‌های ایجاد شده، کنترل ریزساختار، پوشش‌دهی یکنواخت زیرلایه‌هایی با شکل‌های نامعمول و ارزان‌تر بودن نسبت به روش‌هایی مانند فریندهای فاز بخار و پاشش، اشاره کرد [8,9].

در تحقیقاتی که توسط گراسیا و همکاران، [10]، و فتحی و همکاران، [11,12]، انجام شده است، پوششی از شیشه‌ی زیست‌فعال به‌روش غوطه‌وری در مجموعه‌ی سه جزئی $\text{CaO-SiO}_2\text{-P}_2\text{O}_5$ با ترکیب ۵۷/۴۴ درصد مولی CaO ، ۳۵/۴۲ درصد مولی SiO_2 و ۷/۱۵ درصد مولی P_2O_5 بر روی زیرلایه‌هایی از جنس فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L اعمال کرده‌اند. نتایج این تحقیقات نشان دادند که فولاد زنگ‌نزن پوشش‌داده شده مقاومت به خوردگی بهتری دارد و زیست‌سازگار است [10,12]. در تحقیقی دیگر که توسط نصراصفهان‌ی و همکاران، [۱۳]، انجام شده است، شیشه‌ی زیست‌فعال ۵۸S و دی‌اکسید تیتانیم به‌روش سُل-ژل سنتز شده‌اند و سپس، سُل تیتانیا حاوی ذرات شیشه‌ی زیست‌فعال بر روی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L به‌روش غوطه‌وری پوشش داده شده است. در این تحقیق، پوشش‌هایی از ماده‌ی مرکب زیست‌فعال بدون ترک‌های درشت و با چسبندگی مناسب بر روی فولاد زنگ‌نزن به‌دست آمده است [۱۳]. افزون بر این، نصراصفهان‌ی و همکاران، [۱۴]، سه نوع پوشش نانو‌ساختار از شیشه‌ی زیست‌فعال (۴۵S، ۴۹S و ۵۸S) به‌روش لایه‌نشانی چرخشی بر روی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L ایجاد کرده‌اند که پوشش‌های حاصل، بی‌شکل، همگن، بدون ترک و با چسبندگی مناسب بر روی زیرلایه بوده‌اند. نتایج مربوط به زیست‌فعالی آن‌ها نشان‌دهنده‌ی تشکیل لایه‌ی کربناتی حاوی آپاتیت در سطح پوشش ۴۵S و تشکیل ناقص این لایه بر روی شیشه‌های نوع ۴۹S و ۵۸S بوده است [۱۴].

در این تحقیق، تلاش شده است تا پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد

زنگ‌نزن ۳۱۶L به‌روش سُل - ژل ایجاد شود و خواص و ویژگی‌های پوشش مورد بررسی قرار گیرد تا به این وسیله، پوششی با ویژگی‌های مطلوب ایجاد شود.

روش تحقیق

تهیه‌ی سُل شیشه‌ی زیست‌فعال نوع 45S5. برای تهیه‌ی سُل شیشه‌ی زیست‌فعال نوع 45S5، ابتدا ۶/۱ مول تترا اتیل اورتوسیلیکات (TEOS) به اسید نیتریک ۰/۱ مولار (نسبت مولی اسید نیتریک به TEOS برابر با ۳۰ در نظر گرفته شد) اضافه شد و مخلوط به‌دست آمده به‌مدت زمان ۱ ساعت در دمای اتاق هم‌زده شد تا TEOS هیدرولیز شود. سپس، واکنش‌گرهای زیر به‌ترتیب با فاصله زمانی ۱ ساعت به سُل اضافه شدند: ۲/۶ مول تری‌اتیل فسفات (TEP)، ۲۶/۹ مول کلسیم نیترات چهار آب و ۲۴/۴ مول سدیم نیترات. پس از افزودن ماده‌ی نهایی، سُل مجدداً به‌مدت ۱ ساعت هم‌زده شد (مواد اولیه‌ی مصرفی از تولیدات شرکت مرک آلمان بوده‌اند) [15,16].

سُل تهیه شده به‌مدت زمان ۱۰ روز درون یک ظرف در بسته در دمای اتاق نگهداری شد تا واکنش‌های هیدرولیز و پلی‌مرشدن روی دهند و ژل به‌دست آید. ژل حاصل به‌مدت ۷۲ ساعت در دمای ۷۰ °C و سپس، ۴۸ ساعت در دمای ۱۲۰ °C حرارت داده شد تا تمام آب موجود در آن خارج شود. ژل خشک‌شده در دماهای ۶۰۰ °C، ۷۰۰ °C و ۸۰۰ °C به‌مدت زمان ۱ ساعت نگهداشته شد و در دمای ۶۰۰ °C به‌مدت زمان ۵ ساعت تف‌جوشی شد. از نمونه‌های تف‌جوشی شده در شرایط مختلف برای بررسی‌های XRD استفاده شد تا به این‌وسیله، دمای مناسب برای تف‌جوشی شیشه‌ی زیست‌فعال به‌منظور به‌دست آوردن ساختار بی‌شکل عاری از نیترات‌ها تعیین شود.

مشخصه‌یابی پوشش. خواص پوشش با آزمون‌های پراش پرتوی ایکس (XRD) در دستگاه Philips PW3040 با استفاده از آند مسی ($\lambda = 1.54 \text{ \AA}$)، متالوگرافی با میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مدل VEGA/ TESCAN و تعیین چسبندگی با روش جداکردن (pull off) مطابق با استاندارد ASTM D4541، بررسی شد. ضخامت پوشش با دستگاه Dual Scope به‌وسیله‌ی جریان‌های گردابی و زبری سطح زیرلایه‌ی ماسه‌پاشی شده با دستگاه زبری‌سنج (EMD-1500-31) اندازه‌گیری شد.

آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF (محلول شبیه‌سازی شده‌ی بدن) با pH برابر با ۷/۴ و دمای ۳۷ °C به‌وسیله‌ی پتانسیواستات /گالوانواستات نوع Autolab GSTAT 302N انجام شد. در این آزمون،

ایجاد پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L. برای پوشش‌دهی، زیرلایه‌هایی از جنس فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L به‌ابعاد ۰/۵

تفجوشی به 700°C ، شدت پیک‌های مربوط به فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ افزایش یافته است و پیک‌های مربوط به فاز نیترا حذف شده‌اند که این نشان‌دهنده‌ی خروج کامل نیترا است. افزون بر این، فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$ نیز ظاهر شده است. با تفجوشی در دمای 800°C به مدت ۱ ساعت، شدت پیک‌های دو فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ و $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$ افزایش بیش‌تری یافته است که این بیان‌گر افزایش میزان فاز بلورین در نمونه‌ها می‌باشد.

شیشه‌های حاوی مقدار زیادی مواد قلیایی معمولاً دمای شروع بلورینگی کم‌تری دارند و حضور یون‌ها $[\text{OH}]$ بر روی سطح پودر شیشه‌های زیست‌فعال باعث افزایش وقوع تبلور می‌شود [4]. تفجوشی در دماهای بالا موجب تشکیل فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ از شیشه‌هایی با ترکیب شیمیایی بین $1\text{Na}_2\text{O} \cdot 2\text{CaO} \cdot 3\text{SiO}_2$ و $1.5\text{Na}_2\text{O} \cdot 1.5\text{CaO} \cdot 3\text{SiO}_2$ محتوی ۰ تا ۶ درصد وزنی P_2O_5 می‌شود [18]. وجود فسفات و سیلیکا در شبکه‌ی شیشه‌های زیست‌فعال و احتمال جدایی دو فاز در مقیاس درشت در نتیجه‌ی عملیات حرارتی، یکی از دلایل تبلور آسان شیشه‌های زیست‌فعال است. افزودن P_2O_5 به ترکیب شیشه‌های سیلیکاتی باعث جوانه‌زنی حجمی و تشکیل شیشه-سرامیک می‌شود. بلورهای فسفات رسوب می‌کنند و به‌عنوان محل‌های جوانه‌زنی ناهمگن برای بیش‌تر فازها عمل می‌کنند [19].

با انجام عملیات حرارتی در دمای 600°C به مدت ۱ ساعت، نیترا در نمونه وجود دارد و کاملاً خارج نشده است. با انجام عملیات حرارتی در دمای 700°C و 800°C به مدت زمان ۱ ساعت، درصد فاز بلورین در نمونه به‌شدت افزایش یافته است. از طرف دیگر، پایین بودن دمای تفجوشی تا حد ممکن همواره مطلوب است، زیرا دمای بالا باعث وقوع تغییرات فازی در ریزساختار زیرلایه و افت خواص مکانیکی می‌شود [20]. بنابراین، نمونه‌ای از شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 در دمای 600°C به مدت زمان ۵ ساعت عملیات

نمونه (زیرلایه‌ی دارای پوشش یا بدون پوشش) به‌عنوان الکتروود کاری، الکتروود گرافیت به‌عنوان الکتروود کمکی و الکتروود کالومل اشباع (SCE) به‌عنوان الکتروود مرجع به‌کار رفت. در آزمون‌های پلاریزاسیون، سرعت اسکن 1 mV/s و سطح الکتروود کاری برابر با 1 cm^2 در نظر گرفته شد. محلول SBF مطابق با روش ارائه شده توسط کُکیو و تاکاداما، [۱۷]، آماده شد. ترکیب شیمیایی و ترتیب افزودن مواد اولیه برای تهیه‌ی ۱ لیتر از محلول SBF، در جدول (۱) آمده است.

جدول ۱ ترتیب افزودن، مقدار، خلوص و وزن مولکولی مواد اولیه‌ی مورد استفاده برای تهیه‌ی ۱۰۰۰ میلی‌لیتر محلول SBF

| ردیف | مواد اولیه | مقدار | خلوص (%) | وزن مولکولی (g/mol) |
|------|----------------------------------------------------|---------|----------|---------------------|
| ۱ | NaCl | ۸/۰۳۵ g | ۹۹/۵ | ۵۸/۴۴ |
| ۲ | NaHCO ₃ | ۰/۳۵۵ g | ۹۹/۵ | ۸۴/۰ |
| ۳ | KCl | ۰/۲۲۵ g | ۹۹/۵ | ۷۴/۵۵ |
| ۴ | K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O | ۰/۲۳۱ g | ۹۹/۰ | ۲۲۸/۲۲ |
| ۵ | MgCl ₂ ·6H ₂ O | ۰/۳۱۱ g | ۹۸/۰ | ۲۰۳/۳۰ |
| ۶ | 1.0 M HCL | ۳۹ ml | - | - |
| ۷ | CaCl ₂ | ۰/۲۹۲ g | ۹۵/۰ | ۱۱۰/۹۸ |
| ۸ | Na ₂ SO ₄ | ۰/۰۷۲ g | ۹۹/۰ | ۱۴۲/۰۴ |
| ۹ | Tris | ۶/۱۱۸ g | ۹۹/۰ | ۱۲۱/۱۴ |
| ۱۰ | 1.0 M HCl | ۰-۵ ml | - | - |

نتایج و بحث

تأثیر عملیات حرارتی بر ساختار شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 شکل (۱)، نتایج آزمون XRD مربوط به شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 را پس از تفجوشی در دمای 600°C به مدت زمان ۱ ساعت نشان می‌دهد. در الگوی پراش پرتوی ایکس این نمونه، پیک‌های نیترا و فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ مشاهده می‌شود. با افزایش دمای

ماسه‌پاشی تولید شده‌اند پس از قرارگیری در محلول اسید نیتریک ۲۵ درصد به مدت ۱۲ ساعت به ترتیب برابر با ۰/۵ MPa، ۳/۵ MPa و ۶ MPa به دست آمد. در نتیجه، چسبندگی پوشش بر روی زیرلایه‌ی ماسه‌پاشی شده پس از قرارگیری در محلول اسید نیتریک بیش‌تر است. چسبندگی اغلب پوشش‌ها در نتیجه‌ی قفل شدن مکانیکی و تشکیل پیوند شیمیایی بین پوشش و زیرلایه است [7]. با ماسه‌پاشی زیرلایه و افزایش زبری سطح آن، چسبندگی به دلیل قفل شدن مکانیکی افزایش می‌یابد.

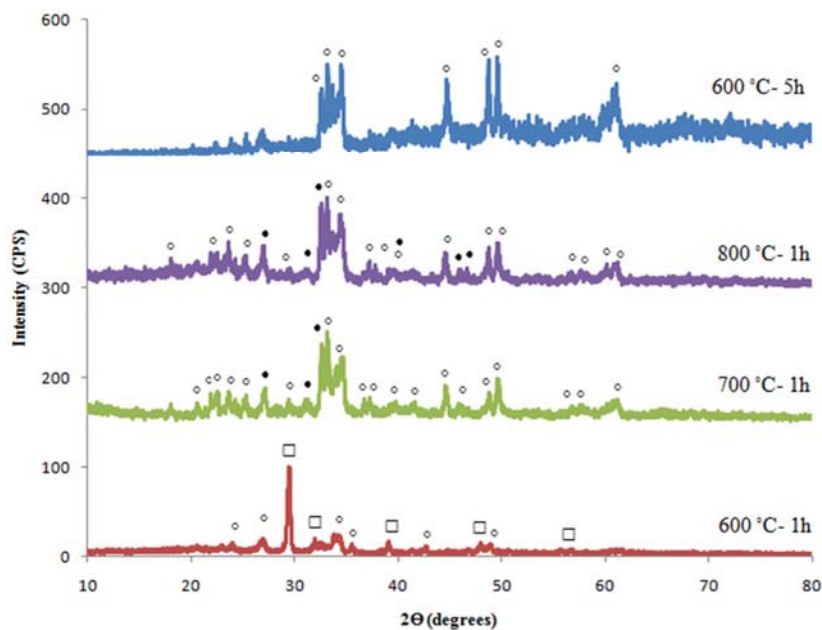
تأثیر تعداد مراحل غوطه‌وری درون سُل بر

کیفیت پوشش. در این بخش، تأثیر دفعات غوطه‌وری درون سُل بر کیفیت پوشش‌های ایجاد شده بررسی می‌گردد. با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری درون سُل از ۱ به ۳ بار، ضخامت پوشش از ۳ به ۷ میکرومتر افزایش و چسبندگی پوشش به زیرلایه از ۶ MPa به ۴/۵ MPa کاهش یافته است.

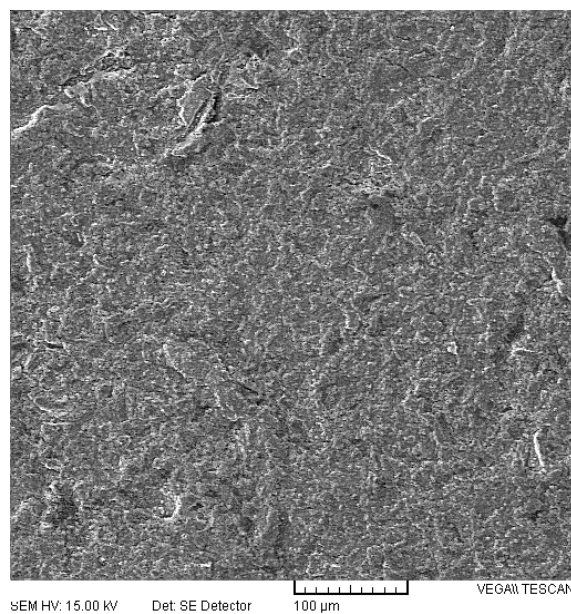
حرارتی شد. الگوی پراش پرتوی ایکس مربوط به شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 که در دمای 600°C به مدت ۵ ساعت تف‌جوشی شده است (شکل ۱)، دارای زمینه‌ی نفوذی است که این نشان‌دهنده‌ی حضور فاز بی‌شکل است. در این الگو، پیک‌های فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ نیز وجود دارند، ولی پیک‌های مربوط به نترات مشاهده نمی‌شوند که این نشان‌دهنده‌ی خروج کامل نترات است. سیلیکات‌های کلسیم و سدیم-کلسیم معمولاً در مواد زیست‌فعال استفاده می‌شوند. تشکیل فازهای بلورین مانع از بروز رفتار زیست‌فعال در شیشه‌ی 45S5 نمی‌شود [21]. در نتیجه، زیرلایه‌های پوشش داده شده با سُل شیشه‌ی زیست‌فعال در دمای 600°C به مدت زمان ۵ ساعت تف‌جوشی شدند.

تأثیر آماده‌سازی سطح بر خواص پوشش.

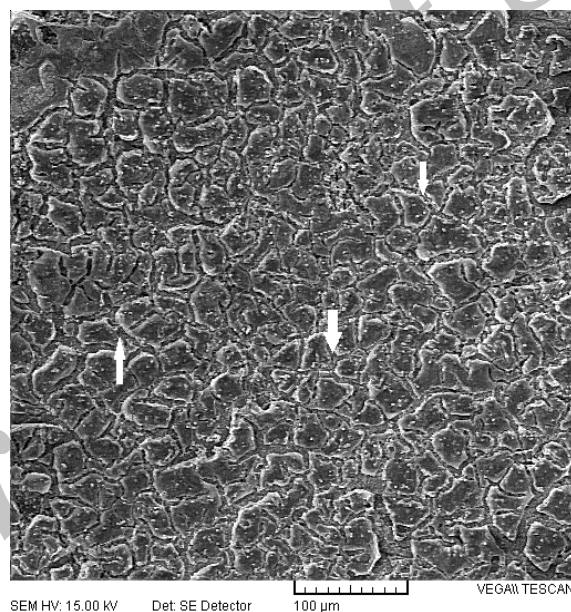
کیفیت ظاهری پوشش ایجاد شده بر روی زیرلایه‌های ماسه‌پاشی شده بهتر بوده است و پوشش یکنواخت‌تری بر روی این زیرلایه‌ها تشکیل شده است. چسبندگی پوشش به زیرلایه که با روش‌های صیقل‌کاری و



شکل ۱ الگوی پراش پرتوی ایکس مربوط به شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 (\bullet : $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$, \circ : $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$, \square : NaNO_3)



(الف)



(ب)

شکل ۲ تصویرهای میکروسکپ الکترونی روبشی از پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L؛
(الف) ۱ بار غوطه‌وری و (ب) ۳ بار غوطه‌وری.

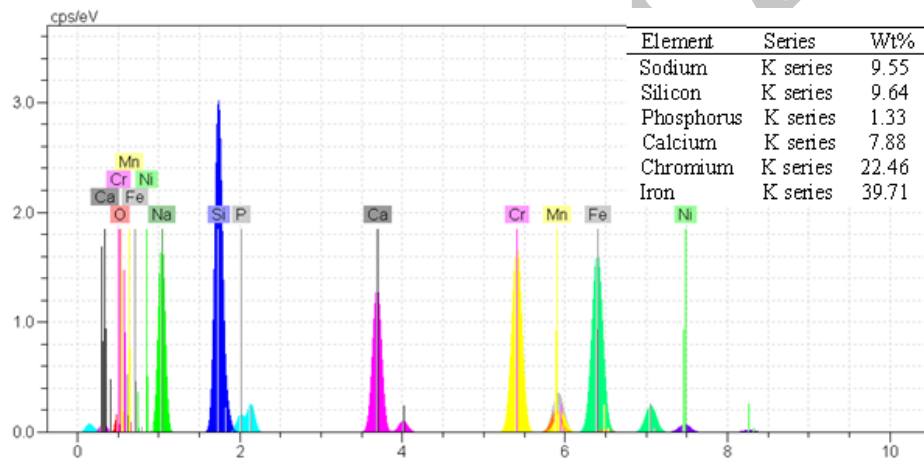
شده بر روی زیرلایه با یک‌بار غوطه‌وری، کاملاً
یکنواخت و عاری از هرگونه ترک و عیب است. با
افزایش مراحل غوطه‌وری، پوشش ترک‌دار می‌شود.
اختلاف بین ضریب انبساط حرارتی پوشش و زیرلایه

شکل (۲)، تصویرهای میکروسکپ الکترونی
رویشی تهیه شده از سطح پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال
بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L پس از ۱ و ۳
بار غوطه‌وری درون سل را نشان می‌دهد. پوشش ایجاد

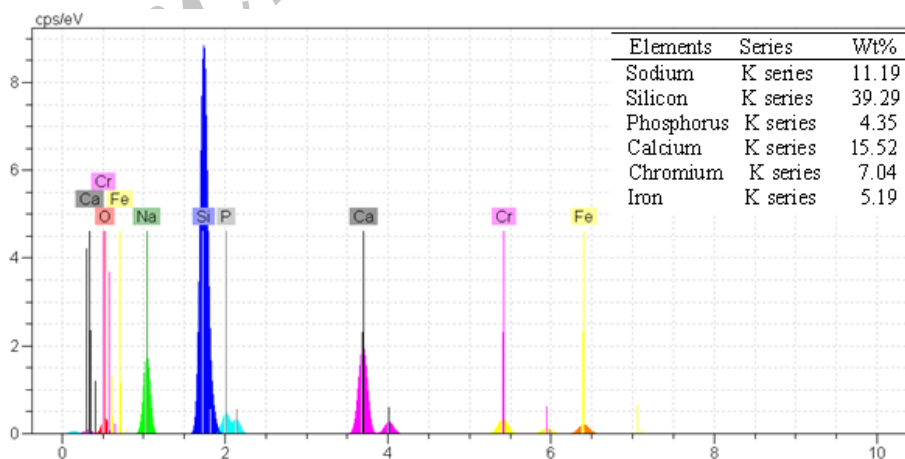
درصد آهن و کروم در پوشش‌های حاصل از یک‌بار غوطه‌وری زیاد است و با افزایش مراحل غوطه‌وری، میزان آن‌ها درون پوشش کاهش می‌یابد. این کاهش نتیجه‌ی افزایش ضخامت پوشش است. هر چه پوشش ضخیم‌تر باشد، مانع بهتری در برابر نفوذ یون Fe^{3+} است و میزان آهن موجود در سطح کم‌تر خواهد بود. پوشش‌ها مانع خوبی در برابر نفوذ آهن از زیرلایه به سمت پوشش هستند، زیرا آهن از رفتار زیست‌فعال‌ی جلوگیری می‌کند [22].

باعث تجمع تنش باقی‌مانده و در نتیجه، تشکیل ترک هنگام سرد شدن می‌شود [21]. افزون بر این، نتایج تحقیقات نشان داده‌اند که پوشش زیست‌فعال بر روی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L دارای یک ضخامت بحرانی است ($> 5 \mu m$) و این ضخامت به‌عنوان بیش‌ترین ضخامت پوشش بدون ترک تعریف می‌شود. افزایش ضخامت موجب افزایش تنش‌های باقی‌مانده در پوشش و در نهایت، ایجاد ترک در آن می‌شود [7].

شکل (۳)، نتایج آزمون EDX مربوط به پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال بر روی سطح فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود،

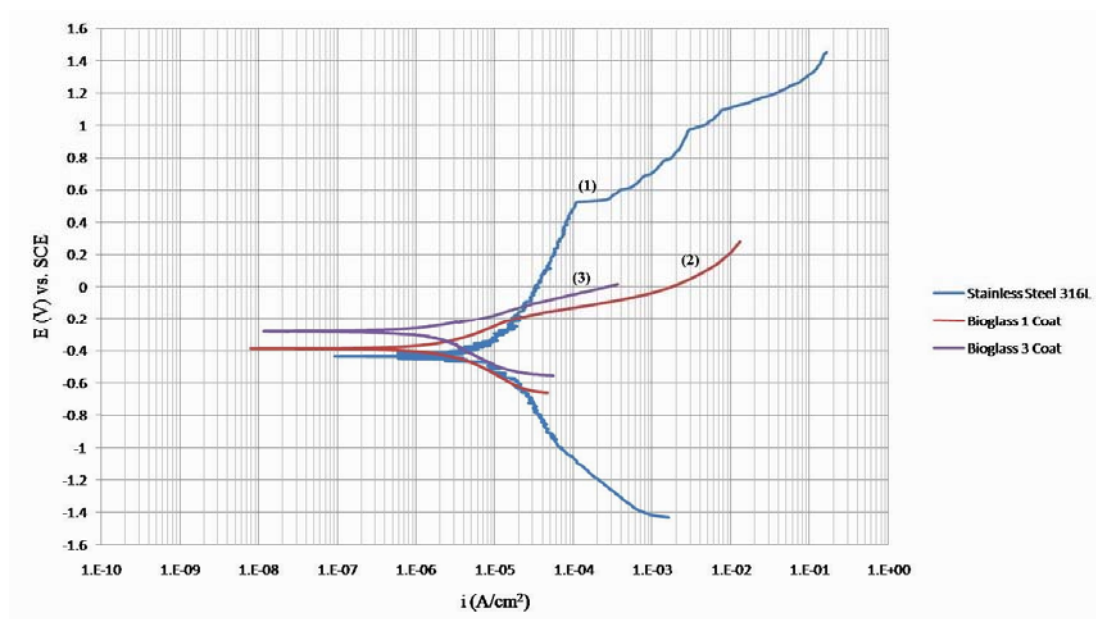


(الف)



(ب)

شکل ۳ نتایج آزمون EDX مربوط به پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L؛ (الف) ۱ بار غوطه‌وری و (ب) ۳ بار غوطه‌وری.



شکل ۴ نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF در دمای 37°C : (۱) فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L بدون پوشش، (۲) فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L با پوشش شیشه‌ی زیست فعال 45SS5 (۱ بار پوشش داده شده) و (۳) فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L با پوشش شیشه‌ی زیست فعال 45SS5 (۳ بار پوشش داده شده).

جدول ۲ نتایج به دست آمده از نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF در دمای 37°C

| مقاومت پلاریزاسیون ($M\Omega\text{ cm}^2$) | چگالی جریان خوردگی ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$) | پتانسیل خوردگی (V. vs. SCE) | نمونه |
|-------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|--------------------------------|---------------------|
| ۰/۱۴ | ۱/۳ | -۰/۴۲ | بدون پوشش |
| ۰/۶۳ | ۰/۰۶۷ | -۰/۳۸ | ۱ بار پوشش داده شده |
| ۱/۳ | ۰/۰۲۸ | -۰/۲۸ | ۳ بار پوشش داده شده |

با اعمال پوشش شیشه‌ی زیست فعال بر روی زیرلایه، پتانسیل خوردگی به سمت مقادیر مثبت‌تر (نجیب‌تر) میل می‌کند و چگالی جریان خوردگی کاهش می‌یابد، و این نشان‌دهنده‌ی افزایش مقاومت به خوردگی زیرلایه‌ها پس از پوشش‌دهی با شیشه‌ی زیست فعال است. افزون بر این، با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری سرعت خوردگی کاهش یافته است. اگرچه با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری، ترک‌هایی بر روی سطح مشاهده شدند، اما چگالی جریان خوردگی کاهش یافته است، زیرا با افزایش تعداد مراحل پوشش‌دهی، ضخامت پوشش افزایش و میزان نفوذ الکترولیت به

بررسی رفتار خوردگی پوشش در محلول

شبه‌سازی شده‌ی بدن. در شکل (۴) و در جدول (۲)، نتایج آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک بر روی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L بدون پوشش و پوشش داده شده در محلول SBF در دمای 37°C نشان داده شده‌اند. پتانسیل خوردگی (E_{corr})، چگالی جریان خوردگی (i_{corr}) و شیب آن‌دی/ کاتدی تافل (β_a و β_c) با استفاده از روش برونیابی تافل تعیین شدند. سپس، مقاومت پلاریزاسیون (R_p) از رابطه‌ی استرن-گیری به شکل زیر، محاسبه شد:

$$R_p = \frac{\beta_a \beta_c}{2.3 i_{\text{corr}} (\beta_a + \beta_c)} \quad (1)$$

زیرلایه کاهش یافته است.

نتایج پوشش دهی شیشه‌ی زیست‌فعال بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L نشان دادند که با استفاده از سُل شیشه‌ی زیست‌فعال پس از پیرسازی در دمای °C ۵۰ و زیرلایه‌های ماسه‌پاشی شده و قرار گرفته در محلول اسید نیتریک، پوشش‌های تک‌لایه‌ی همگن و بدون ترک با چسبندگی ۶ MPa به‌دست می‌آید. با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری درون سُل از یک‌بار به سه بار، چسبندگی پوشش تا مقدار ۴/۵ MPa کاهش یافت و ترک‌ها در پوشش ظاهر شدند. افزون بر این، پوشش شیشه‌ی زیست‌فعال بر روی زیرلایه فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L، مقاومت به خوردگی زیرلایه را در محلول شبیه‌سازی شده‌ی بدن افزایش داد.

نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از تحلیل فازی شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 نشان دادند که با افزایش دمای تف‌جوشی از °C ۶۰۰ به °C ۷۰۰ با زمان نگه‌داری ۱ ساعت، نیترات از ساختار شیشه خارج می‌شود و فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ در کنار فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{16}$ ظاهر می‌شود. افزون بر این، با تف‌جوشی در دمای °C ۶۰۰ با زمان نگه‌داری ۵ ساعت، فاز بی‌شکل به‌همراه فاز بلورین $\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$ به‌دست می‌آید. بنابراین، زیرلایه‌های پوشش داده شده با شیشه‌ی زیست‌فعال 45S5 در این شرایط تف‌جوشی شدند.

مراجع

1. Hench, L.L., "The story of Bioglass", *Materials Science: Materials in Medicine*, Vol. 17, pp. 967-978, (2006).
2. Ma, J., Chen, C.Z., Wang, D.G., Meng, X.G. and Shi, J.Z., "Influence of the sintering temperature on the structural feature and bioactivity of sol-gel derived $\text{SiO}_2\text{-CaO-P}_2\text{O}_5$ bioglass", *Ceramics International*, Vol. 36, pp. 1911-1916, (2010).
3. Jurczyk, K., Niespodziana, K., Jurczyk, M.U. and Jurczyk, M., "Synthesis and characterization of titanium- 45S5 Bioglass nanocomposites", *Materials and Design*, Vol. 32, pp. 2554-2560, (2011).
4. Lopez-Esteban, S., Saiz, E., Fujino, S., Oku, T., Suganuma, K. and Tomsia, A.P., "Bioactive glass coatings for orthopedic metallic implants", *European Ceramic Society*, Vol. 23, pp. 2921-2930, (2003).
5. Schrooten, J. and Helsen, J.A., "Adhesion of bioactive glass coating to Ti6Al4V oral implant", *Biomaterials*, Vol. 21, pp. 1461-1469, (2000).
6. Singh, R. and Dahotre, N.B., "Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials", *Materials Science: Materials in Medicine*, Vol. 18, pp. 725-751, (2007).
7. Mazar Atabaki, M., Jafar, R. and Idris, J., "Sol-gel bioactive glass coating for improvement of biocompatible human body implant", *Metalurgija*, Vol. 16, pp. 149-163, (2010).
8. Hench, L.L., Jones, J.R. and Sepulveda, P., "Bioactive materials for tissue engineering scaffolds", *Future strategies for tissue and organ replacement*, World Scientific Pub. Co Inc., Singapore, pp. 3-24, (2002).

9. Barry, C.C. and Grant, N.M., "Ceramic Materials, Science and engineering", Springer, pp. 400-411, (2007).
10. Garcia, C., Cere, S. and Duran, A., "Bioactive coatings prepared by sol-gel on stainless steel 316L", Non-Crystalline Solids, Vol. 348, pp. 218-224, (2004).
11. Fathi, M.H. and Doostmohammadi, A., "Bioactive glass nanopowder and bioglass coating for biocompatibility improvement of metallic implant", Materials Processing Technology, Vol. 209, pp. 1385-1391, (2009).
12. Fathi, M.H. and Doost Mohammadi, A., "Preparation and characterization of sol-gel bioactive glass coating for improvement of biocompatibility of human body implant", Materials Science and Engineering: A, Vol. 474, pp. 128-133, (2008).
۱۳. نصر اصفهانی، م.، ابراهیمی، ر.، داداش، م. ص. و کرباسی، س.، "مقایسه خواص فیزیکی- شیمیایی پوشش نانوکامپوزیت شیشه زیست فعال- دی اکسید تیتانیم و زیست فعالی آن‌ها"، فصلنامه مهندسی مواد مجلسی، شماره دوم، صفحه ۸-۱، (۱۳۸۹).
۱۴. نصر اصفهانی، م.، فتحی، م. ح. و ادریس، ح.، "مقایسه خواص فیزیکی- شیمیایی سه نوع پوشش نانوساختار شیشه زیست فعال و زیست فعالی آن‌ها"، فصلنامه مهندسی مواد مجلسی، شماره سوم، صفحه ۳۵-۲۹، (۱۳۸۸).
15. Siqueira, R. L., Peitl, O. and Zanotto, E. D., "Gel-derived $\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5$ bioactive powders: Synthesis and in vitro bioactivity", Materials Science and Engineering C, Vol. 31, pp. 983-991, (2011).
16. Chen, Q., Li, Y., Jin, L., Quinn, J. and Komesaroff, P. A., "A new sol-gel process for producing Na_2O -containing bioactive glass ceramics", Acta Biomaterialia, Vol. 6, pp. 4143-4153, (2010).
17. Kokubo, T. and Takadama, H., "How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?", Biomaterials, Vol. 27, pp. 2907-2915, (2006).
18. Qian, J., Kang, Y., Wei, Z. and Zhang, W., "Fabrication and characterization of biomorphic 45S5 bioglass scaffold from sugarcane", Materials Science and Engineering C, Vol. 29, pp. 1361-1364, (2009).
19. ElBatal, H.A., Azooz, M.A., Khalil, E.M.A., Monem, A.S. and Hamdy, Y.M., "Characterization of some bioglass-ceramics", Materials Chemistry and Physics, Vol. 80, pp. 599-609, (2003).
20. Aksakal, B. and Hanyaloglu, C., "Bioceramic dip-coating on Ti-6Al-4V and 316L SS implant Materials", Materials Science: Materials in Medicine, Vol. 19, pp. 2097-2104, (2008).
21. Cannillo, V. and Sola, A., "Different approaches to produce coatings with bioactive glasses: Enamelling vs plasma spraying", European Ceramic Society, Vol. 30, pp. 2031-2039, (2010).
22. Galliano, P., Damborenea, J. J., Pascual, M. J. and Duran, A., "Sol-gel coatings on 316L steel for clinical applications", Sol-Gel Science and Technology, Vol. 13, pp. 723-727, (1998).