

بهبود سازگاری زیستی ایمپلنت فلزی توسط پوشش شیشه زیست فعال

علی دوست محمدی و محمد حسین فتحی

دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان

چکیده

هدف از این پژوهش، تهیه، پوشش دهی و مشخصه یابی شیشه زیست فعال به روش سل-ژل بر روی فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال بود. پودر شیشه زیست فعال به روش سل-ژل تهیه شد و سپس به کمک آنالیز حرارتی افتراقی (DTA) ارزیابی گردید. پودر شیشه زیست فعال در محلول شبیه سازی شده بدن (SBF)، به مدت سی روز غوطه ور گردید و از روش طیف سنجی مادون قرمز (FTIR) برای تشخیص و تأیید تشکیل لایه آپاتیت بر روی آن استفاده شد. پوشش شیشه زیست فعال به روش سل-ژل بر روی زیر لایه فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال اعمال گردید. مورفولوژی و ریز ساختار سطح پوشش به کمک میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) بررسی گردید. از روش پراش پرتو ایکس (XRD) و آنالیز توزیع انرژی پرتو ایکس (EDX) نیز برای مشخص نمودن ترکیب فازها و عناصر در پوشش استفاده شد. آزمون های الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی در دو محلول فیزیولوژیکی مختلف و به منظور مقایسه رفتار خوردگی نمونه های فولادی پوشش داده شده و بدون پوشش انجام گرفت. نتایج حاکی از تشکیل پوشش شیشه بدون ترک و یکنواخت به وسیله روش سل-ژل بر روی زیر لایه فولادی بود. آزمون FTIR تشکیل لایه آپاتیت را بر روی پودر شیشه زیست فعال تأیید کرد که این خود نشانی از زیست فعالی شیشه ساخته شده بود. همچنین ملاحظه شد که در شیشه هایی که بالاتر از دمای ۹۰۰ درجه سانتی گراد عملیات حرارتی شده بودند، فاز لارنیت (Ca_2SiO_4) تشکیل شده بود. پوشش، مقاومت خوردگی زیر لایه را بهبود داد و چگالی جریان خوردگی در نمونه های پوشش دار کمتر از نمونه های بدون پوشش بود. پوشش شیشه زیست فعال اعمال شده به روش سل-ژل می تواند از یکسو با کاهش آزاد شدن یون های فلزی، زیست سازگاری کاشتنی فلزی مصرفی در بدن را بهبود دهد و از طرف دیگر با توانمندی بالقوه خود منجر به ترویج رشد استخوان و همبندی با آن گردد.

کلمات کلیدی: شیشه زیست فعال، سازگاری زیستی، سل-ژل، مقاومت به خوردگی

Improvement of metallic implant biocompatibility by bioactive glass coating

A. Doostmohammadi and M.H. Fathi

Department of Materials Engineering, Isfahan University of Technology

Abstract: The aim of this work was preparation, development and characterization of bioactive glass coating by sol-gel technique for improvement of biocompatibility of 316L stainless steel implant used in dentistry and orthopaedic surgery. Bioglass powder was made by sol-gel technique and thermal properties of the prepared powder were studied using differential thermal analysis (DTA). The prepared bioglass powder was immersed in the simulated body fluid (SBF) solution. Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) was utilized to recognize and confirm of the formation of apatite layer on prepared bioglass powder. Bioactive bioglass coating was performed on 316L stainless steel (SS) substrate by the sol-gel technique. Structural characterization techniques including XRD, SEM and EDX were used to investigate the microstructure and morphology of the coating. Electrochemical potentiodynamic polarization tests were performed in two different types of physiological solutions at 37 °C in order to determine and compare the corrosion behavior of the bioglass coated SS and uncoated specimens as an indication of biocompatibility. The formation of apatite layer confirmed the bioactivity of the bioglass powder and tests revealed that all the films signs of bioactivity. It was also found that at sintering temperatures above 900 °C, crystalline phase Ca_2SiO_4 was formed. Crack-free and homogeneous bioglass coatings were obtained with no observable defects. The bioglass coating also improved corrosion resistance of the 316L SS substrates such as the corrosion current density of coated samples in comparison with pristine samples was decreased.

It was concluded that the sol-gel bioglass coating can improve the corrosion behavior of dental and orthopedic metallic implants and two goals including improvement of biocompatibility and bone osteointegration can be obtained simultaneously.

Key words: Bioactive glass, Biocompatibility, Sol-gel, Corrosion resistance

E-mail of corresponding author (s): Alidm14@ma.iut.ac.ir

مقدمه

در بسیاری از موارد بالینی نظیر ترمیم استخوان و دندانپزشکی، نیاز به ساخت و تولید دوباره استخوان است. بهترین حالت، ترمیم و رشد خودبخود استخوان است. اما در بیشتر موارد بافت میزبان به سختی می‌تواند به شکل مورد نیاز جهت ساخت دوباره و موفقیت آمیز استخوان تبدیل شود. از این رو فعالیت‌ها بر استفاده از کاشتنی‌ها متمرکز شد [۱].

فلزات و آلیاژها در دندانپزشکی، پزشکی و ترمیم استخوان شکسته کاربرد گسترده‌ای به عنوان کاشتنی مصنوعی یا مواد ترمیمی دارند. کاشتنی‌های استخوانی اساساً از فلزات ساخته می‌شوند تا قادر به تحمل تنش‌های مکانیکی در حال کار باشند. آلیاژهای تیتانیوم، آلیاژهای پایه کبالت و فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال، از معمول‌ترین آلیاژهایی هستند که در ساخت کاشتنی‌های استخوانی کاربرد دارند [۲]. ویژگی اصلی این آلیاژها، دارا بودن خواص مکانیکی مناسب است ولی همیشه نگرانی در مورد مقاومت خوردگی این آلیاژها در محلول‌های فیزیولوژیکی و زیست فعالی آنها وجود داشته است. کم بودن زیست فعالی این آلیاژها به معنی عدم توانایی آنها در اتصال به بافت زنده بدون اعمال نیروی خارجی است. در مقابل این آلیاژها، سرامیک و شیشه‌های شناخته شده‌ای وجود دارند که زیست سازگارند ولی استحکام کافی برای کاربردهای تحت بار را دارا نیستند [۳]. به منظور کاهش هزینه‌ها و مقرون به صرفه شدن کاشتنی‌های فلزی، فولاد زنگ نزن به عنوان اقتصادی‌ترین جایگزین مورد توجه قرار گرفت. همچنین سرامیک‌های زیست فعال به موفقیت‌های شایان ذکری در ترمیم‌های استخوانی دست یافتند [۴].

از زمان ساخت شیشه زیستی توسط هنج (Hench)، شیشه‌های زیست فعال در بسیاری از مصارف پزشکی به کار رفته‌اند [۵-۷]. به هر حال به دلیل خواص مکانیکی نه چندان مطلوب این شیشه‌ها، کاربرد آنها در مصارف تحت بار با مشکلاتی روبروست، در حالی که آلیاژهای فلزی

هنوز هم بهترین گزینه برای کاربرد در مکان‌هایی هستند که متحمل بار مکانیکی می‌شوند. پس از اندک زمانی محققان دریافتند که کاربرد اصلی شیشه‌های زیست فعال به صورت پوشش بر روی کاشتنی‌های فلزی است. این پوشش‌ها باید دو هدف را دنبال کنند: یکی بهبود بازسازی استخوان در اطراف کاشتنی و دیگری محافظت فلز در برابر خوردگی در محیط بدن و محافظت بافت در برابر محصولات خوردگی [۸]. در میان همه مواد زیست فعال، بهترین رفتار زیست فعالی متعلق به شیشه‌های زیست فعال است که در برگیرنده گروهی از ترکیبات شیشه‌اند که در زمان کوتاهی با بافت پیوند برقرار می‌کنند [۹].

از میان مواد مختلف پوشش‌دهی که هم اکنون در ترمیم‌های استخوانی به کار می‌روند، شیشه‌های زیست فعال به عضو مصنوعی اجازه می‌دهند تا به خوبی با حفره استخوان وفق یابد. این شیشه‌ها همچنین از تشکیل بافت ریشه‌دار در فصل مشترک کاشتنی استخوان جلوگیری کرده و تشکیل یک پیوند شیمیایی قوی را بین کاشتنی و بافت استخوانی ترغیب می‌کنند [۱۰]. پوشش‌های متنوعی در کاربردهای مختلف بر روی فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال اعمال شده‌اند که شامل مصارف پزشکی نظیر کاشتنی‌های دندانی و ارتوپدی هستند [۱۱-۱۳]. مقاومت خوردگی آلیاژهای زیست سازگاری که به عنوان کاشتنی در بدن انسان به کار می‌روند نه تنها از جهت تعیین عمر مفید تجهیزات، بلکه به دلیل آسیب‌رسانی محصولات خوردگی به متابولیسم سلول‌های بدن نیز بسیار اهمیت دارد [۱۴]. ترکیبات مشخص از شیشه‌های زیست فعال شامل CaO , SiO_2 , P_2O_5 قادر به اتصال به بافت‌های نرم و سخت بدون مداخله لایه‌های فیبری هستند. نتایج تحقیقات بر روی این ترکیبات شیشه‌های زیست فعال نشان داده است که استفاده از آنها به عنوان کاشتنی در بدن انسان، هیچ‌گونه سم موضعی یا سیستمی ایجاد نکرده و آماس و التهابی در بدن به دنبال نخواهد داشت [۱۵]. تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که یک

TEOS و اتانول به عنوان واسطه الکلی بود. سپس آب مقطر به محلول اضافه شد و محلول با سرعت متوسط هم زده شد تا شفاف شود. میزان مول آب مصرفی ۱۲ برابر مول TEOS بود. بعد از ۳۰ دقیقه هیدروژن آمونیوم فسفات به محلول اضافه گردید و بعد از ۲۰ دقیقه هم زدن محلول، نیترات کلسیم نیز اضافه گردید. محلول آماده شده به مدت ۱ ساعت هم زده شد. به منظور کامل شدن هیدرولیز و رسیدن به ویسکوزیته مطلوب برای ایجاد ژل، سل تولید شده در آن با دمای ۵۰ درجه سانتی‌گراد خشک گردید.

۲-۲- مشخصه‌یابی

به منظور مطالعه خواص حرارتی شیشه زیستی ساخته شده آنالیز حرارتی افتراقی (DTA) در اتمسفر هوا بر روی نمونه پودری شیشه زیستی انجام گرفت. سرعت گرم کردن نمونه ۵ (درجه سانتی‌گراد بر دقیقه) و حداکثر دمای آزمون ۱۰۰۰ درجه سانتی‌گراد بود.

از تکنیک پراش پرتو ایکس (XRD) Philips X'pert-MPD) برای بررسی ساختار فازی استفاده شد. میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) و طیف‌سنجی توزیع انرژی پرتو ایکس (EDX) Philips XL30) برای مطالعه مورفولوژی پوشش شیشه و تخمین ترکیب پوشش به کار گرفته شد.

۲-۳- پوشش‌دهی زیر لایه‌ها

صفحات فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال (۲×۲×۰/۲ سانتی‌متر)، به عنوان زیر لایه استفاده شدند. نمونه‌ها در یک حمام آلتراسونیک تمیز و تا زمان پوشش‌دهی در اتانول غوطه‌ور شدند. پوشش‌دهی به روش غوطه‌وری در سل انجام گرفت. سرعت داخل و خارج کردن نمونه‌ها در محلول ۵ (سانتی‌متر بر دقیقه) بود. پس از ۳۰ دقیقه ماندن در دمای اتاق، نمونه‌ها در دمای ۳۰۰ °C و در درون کوره خشک شدند. با توجه به نتایج بدست آمده از منحنی DTA.

کنترل ژنتیکی بر پاسخ سلول‌های استخوانی به شیشه‌های زیست فعال وجود دارد [۱۲].

پوشش‌دهی کاشتنی‌های فلزی با شیشه زیست فعال می‌تواند مسیری برای تلفیق خواص مکانیکی خوب، مقاومت خوردگی بالا و زیست‌فعالی در یک ماده فلزی باشد. مهم‌ترین نکته برای نیل به این مقصود، گسترش روش‌های پوشش‌دهی برای بهبود مقاومت خوردگی، زیست‌سازگاری و زیست‌فعالی مواد فلزی است. اعمال پوشش به وسیله روش سل-ژل یک انتخاب خوب برای رسیدن به این خواص و ویژگی‌ها است [۱۶-۱۸]. پوشش‌دهی فولاد زنگ نزن با این نوع پوشش باعث بهبود مقاومت به خوردگی و زیست‌فعالی می‌گردد [۱۴و۲]. زیست‌فعالی شیشه‌های زیستی در سیستم CaO-SiO₂-P₂O₅ بیشتر از ترکیبات مشابهی است که به روش ذوبی تولید شده‌اند [۱۹].

هدف از این پژوهش ساخت و اعمال پوشش شیشه زیست فعال بر روی فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال بود که برای نیل به دو هدف عمده صورت گرفت: بهبود رفتار خوردگی زیر لایه فلزی به عنوان نشانه‌ای از زیست‌سازگاری و اعمال یک سطح خارجی زیست فعال به منظور ایجاد پیوند با بافت زنده که موجب تسهیل در بازسازی استخوان نیز خواهد شد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- آماده‌سازی سل و ژل

شیشه زیست فعال مورد بررسی در این پژوهش به سیستم CaO-SiO₂-P₂O₅ تعلق داشت و دارای ترکیب شیمیایی ۵۷/۴۴% CaO-۳۵/۴۲% SiO₂-۷/۱۵% P₂O₅ (درصد مولی) بود. مواد اولیه جهت ساخت و آماده‌سازی سل-ژل، تترا اتیل اورتو سیلیکات (TEOS, Merk)، هیدروژن آمونیوم فسفات (Merk) و نیترات کلسیم (Merk) بود. سل سیلیکا در یک واسطه الکلی و بدون کاتالیزور آماده گردید. مرحله اول شامل مخلوط کردن

به منظور ارزیابی و مقایسه رفتار خوردگی نمونه‌های پوشش دار و بدون پوشش آزمون‌های پلاریزاسیون در هر دو نوع محلول فیزیولوژیکی بر روی نمونه‌ها انجام گرفت. نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی برای هر نمونه در دمای $37 \pm 1^\circ\text{C}$ و با استفاده از دستگاه پتانسیو استات با کنترل کامپیوتری مجهز به نرم‌افزار به دست آمد. پس از ثابت شدن پتانسیل مدار باز (تغییرات کمتر از $5 \pm$ میلی-ولت در ۵ دقیقه) آزمون‌ها آغاز شدند. هر آزمون در دو مرحله به اجرا درآمد. در مرحله اول آزمون به روش پلاریزاسیون خطی در محدوده $20 \pm$ میلی ولت نسبت به پتانسیل خوردگی به اجرا درآمد و در مرحله دوم، پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی برای حصول نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی به انجام رسید. پس از حصول نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آندی برای هر نمونه، پتانسیل خوردگی آن مشخص شد و مقدار چگالی جریان خوردگی نیز به روش برون یابی تافل تعیین گردید. سپس مقدار میانگین چگالی جریان خوردگی و انحراف معیار مربوط به هر گروه از نتایج محاسبه شد.

۳- نتایج

۳-۱- ارزیابی خواص حرارتی

گراف DTA پودر شیشه زیست فعال که با سرعت ۵ (درجه سانتی‌گراد بر دقیقه) حرارت داده شده است، در شکل ۱ نشان داده شده است. در محدوده‌های دمایی ۱۶۰ تا ۱۸۰ و ۲۶۰ تا ۲۸۰ $^\circ\text{C}$ ، دو پیک رو به بالا که نشان از وقوع دو واکنش گرمازا در این محدوده‌های دمایی است، قابل مشاهده است.

۳-۲- بررسی‌های ساختاری و زیست فعالی

شکل ۲، الگوی پراش پرتو ایکس (XRD) شیشه زیستی ساخته شده را نشان می‌دهد. پیک‌های این الگو با الگوی XRD فاز لارنیت (Ca_2SiO_4) مطابقت دارد (JCPDS#33-0302)

سرعت گرم کردن پوشش شیشه زیستی در محدوده دمایی ۱۶۰ تا ۱۸۰ و ۲۶۰ تا ۲۸۰ درجه سانتی‌گراد، ۰/۱ (درجه سانتی‌گراد بر دقیقه) انتخاب شد. سپس نمونه‌های خشک شده در دمای 700°C عملیات حرارتی شدند.

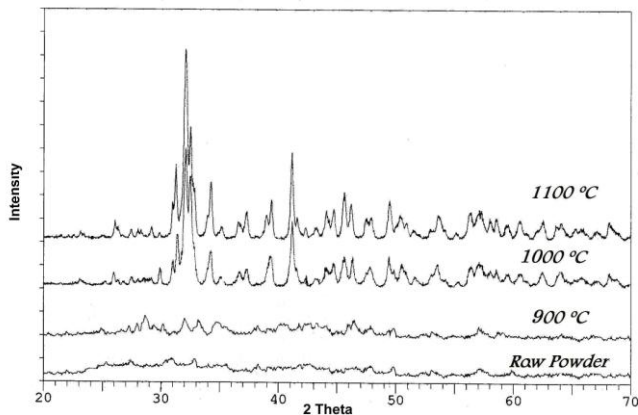
۴-۲- ارزیابی زیست فعالی

برای ارزیابی زیست فعالی پودر ساخته شده، از مایع شبیه‌سازی شده بدن (SBF) استفاده شد. ترکیب این محلول که توسط kokubo شرح داده شده است [۱۶]، ترکیب یونی مشابه پلاسمای خون بدن انسان دارد. نمونه‌های غوطه‌ور شده در SBF، به مدت ۳۰ روز در حمام آب 37°C نگهداری شدند. برای بررسی تشکیل لایه آپاتیت بر روی پوشش شیشه زیست فعال از تکنیک طیف‌سنجی مادون قرمز (Bomem , MB100) (FTIR)، در محدوده $4000-100\text{ cm}^{-1}$ استفاده شد.

۴-۵- ارزیابی رفتار خوردگی

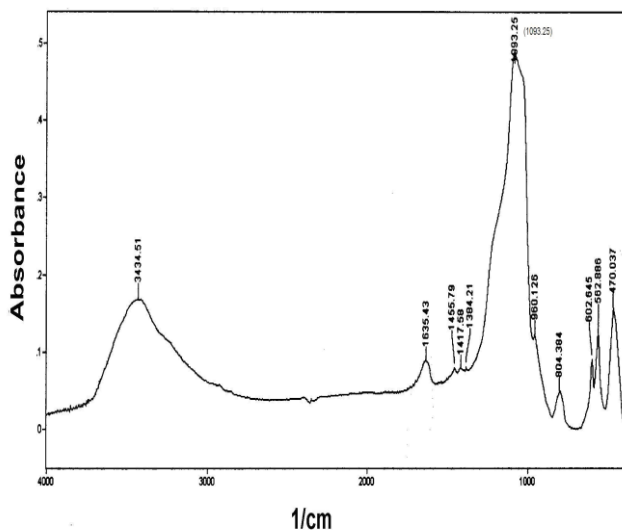
به منظور اجرای آزمون‌های الکتروشیمیایی پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی، نمونه‌های بدون پوشش فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال و نمونه‌های پوشش داده شده با شیشه زیستی در محلول‌های فیزیولوژیکی و در دمای $37 \pm 1^\circ\text{C}$ قرار داده شدند تا تعادل مطلوب حاصل شود.

پس از هر آزمایش سطحی از نمونه‌ها که در تماس با الکترولیت بود اندازه‌گیری شد. از یک سلول آزمون الکتروشیمیایی پلاریزاسیون خوردگی برای انجام آزمایش-های پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی استفاده گردید. گرافیت به عنوان الکتروود شمارنده (کمکی) به کار رفت و الکتروود مرجع یک الکتروود کالومل اشباع (SCE) بود. محلول سرم فیزیولوژی موسوم به نمک نرمال (حاوی ۰/۹ درصد وزنی سدیم کلراید) و محلول رینگر (حاوی ۰/۸۶ درصد وزنی سدیم کلراید، ۰/۰۳ درصد وزنی پتاسیم کلراید و ۰/۰۳۳ درصد وزنی کلسیم کلراید) به عنوان الکترولیت مصرف شدند.

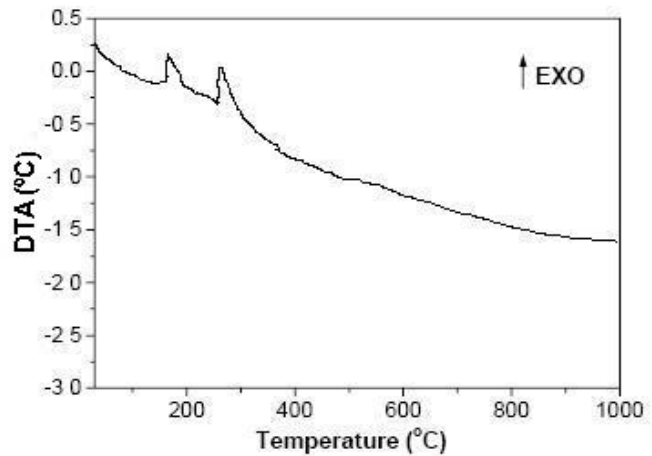


شکل ۲- الگوی XRD شیشه زیستی ساخته شده که در دماهای مختلف عملیات حرارتی شده است.

نمایش سطح مقطع پوشش شیشه زیست فعال بر روی زیر لایه فولادی در میکروسکوپ الکترونی روبشی، در شکل ۵ نشان داده شده است. ضخامت پوشش شیشه زیستی اعمال شده ۱۰-۲۰ میکرومتر بود و چسبندگی خوبی نیز با زیر لایه داشت. پوشش‌های به دست آمده، یکنواخت، بدون ترک و بدون عیب و نواقص ظاهری قابل توجه بود (شکل ۶). پوشش شیشه زیست فعال بر روی زیر لایه فولادی، یک ضخامت بحرانی دارد که به عنوان بیشترین ضخامت بدون ترک تعریف می‌شود (بزرگتر از ۵ میکرومتر) [۲].



شکل ۳- منحنی FTIR لایه آپاتیت تشکیل شده بر روی شیشه زیست



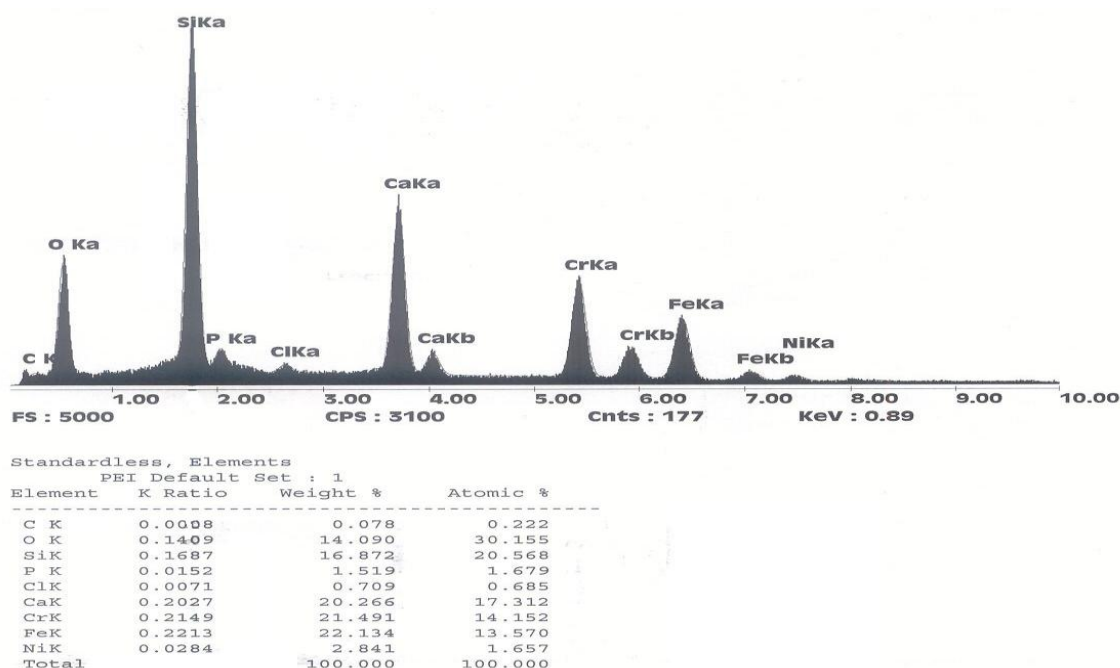
شکل ۱- منحنی DTA نمونه پودری شیشه زیست فعال.

افزایش بلورینگی پس از عملیات حرارتی در دماهای ۱۰۰۰ و ۱۱۰۰ درجه سانتیگراد قابل توجه است.

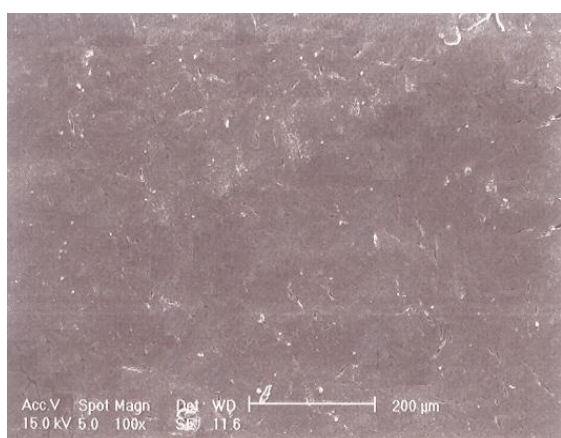
همان طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، تشکیل لایه آپاتیت بر روی نمونه‌های پوشش داده شده با شیشه زیستی، به کمک FTIR ارزیابی شده است. در محدوده $1200-1000 \text{ cm}^{-1}$ پیک فسفات (پیک پهن P-O) قابل مشاهده است. این پیک نشان از تشکیل فاز آمورف CaO-P2O5 در نزدیکی سطح دارد. به علاوه در محدوده $620-550 \text{ cm}^{-1}$ پیک پیوند P-O نیز در طیف FTIR قابل مشاهده است.

آزمون‌های آزمایشگاهی نشان داد که در نتیجه شیمیایی پودر شیشه زیست فعال با مایع شبیه‌سازی شده بدن، لایه هیدروکسی آپاتیت بر روی سطح پوشش تشکیل می‌شود. تشکیل این لایه بعد از ۳۰ روز غوطه‌وری در SBF، از نشانه‌های زیست فعالی پوشش است.

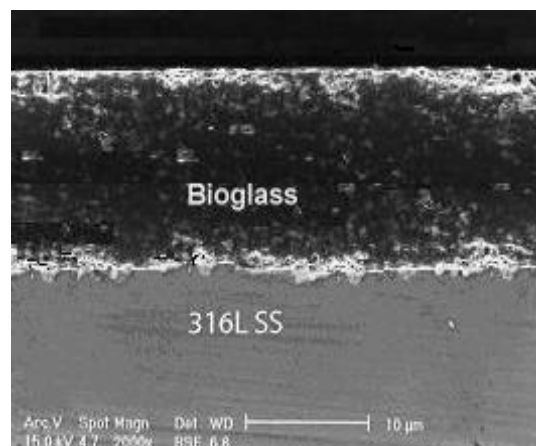
نتیجه آنالیز طیف‌سنجی توزیع پرتو ایکس (EDX) سطح فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال پوشیده شده با شیشه زیست فعال، در شکل ۴ نشان داده شده است. پیک‌های آهن (Fe)، کروم (Cr) و نیکل (Ni) متعلق به زیر لایه فولادی است. همچنین پیک‌های اکسیژن (O)، سیلیسیم (Si)، فسفر (P) و کلسیم (Ca) عناصر موجود در پوشش شیشه زیست فعال را مشخص می‌کنند.



شکل ۴- آنالیز آنالیز طیف سنجی توزیع پرتو ایکس (EDX) نمونه پوشش داده شده با شیشه زیست فعال.



شکل ۶- تصویر SEM از پوشش شیشه زیست فعال بدون ترک و یکنواخت بر روی زیر لایه فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال.



شکل ۵- تصویر SEM از سطح مقطع پوشش شیشه زیست فعال بر روی زیر لایه فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال.

۳-۳- رفتار خوردگی

انتخاب این نمودار به دلیل نزدیکی به مقادیر میانگین چگالی جریان خوردگی هر گروه از نمونه‌ها بود. چگالی جریان خوردگی نمونه‌های مختلف به کمک روش برون-یابی تافل و نمودارهای پلاریزاسیون (شکل‌های ۷ و ۸) مشخص گردید. این نتایج به همراه پتانسیل‌های خوردگی، در جداول ۱ و ۲ و برای هر دو نوع الکترولیت به ترتیب آورده شده است. اعداد داخل پرانتز در جداول، انحراف

نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه‌های بدون پوشش و پوشش داده شده با شیشه زیست فعال که در الکترولیت محلول نرمال نمک بدست آمده‌اند در شکل ۷ نشان داده شده است. نمودارهای مشابه مربوط به الکترولیت محلول رینگر نیز در شکل ۸ نمایش داده شده است.

الگوهای پراش پرتو ایکس نشان می‌دهند که شیشه زیست فعال خام اولیه ساختار آمورف دارد. این مطلب مؤید این نکته است که روش سل-ژل قادر به تولید شیشه خالص خواهد بود. با افزایش دمای عملیات حرارتی شیشه تا دمای ۹۰۰ درجه سانتی‌گراد تنها یک پیک پهن در الگوی XRD وجود دارد که نشان می‌دهد شیشه زیستی همچنان ساختار آمورف خود را حفظ کرده است. با افزایش بیشتر دمای عملیات حرارتی، پیک‌های تیزی در دمای ۱۰۰۰ درجه سانتی‌گراد ظاهر می‌شوند که نشانگر تشکیل فاز یا فازهای بلوری در ساختار شیشه زیست فعال می‌باشد. پیک‌های فاز لارنیت (Ca_2SiO_4) در دمای ۱۱۰۰ درجه سانتی‌گراد تیزتر می‌شوند. از آن جا که تشکیل فاز لارنیت زیست فعالی شیشه زیستی را کاهش می‌دهد [۴]، نمونه‌های پوشش داده شده با شیشه زیست فعال در دماهایی کمتر از دمای کریستالیزاسیون پخته شدند.

آزمون‌های آزمایشگاهی نشان داد که در نتیجه واکنش شیمیایی شیشه زیست فعال با مایع شبیه‌سازی شده بدن، لایه هیدروکسی آپاتیت بر روی سطح پوشش تشکیل می‌شود. تشکیل این پوشش بعد از ۳۰ روز غوطه‌وری در محلول SBF از نشانه‌های زیست فعالی پوشش است [۱۶]، از این رو پوشش شیشه زیست فعال اعمال شده می‌تواند به عنوان یک لایه سطحی زیست فعال بر روی فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال به کار برده شود.

نتایج EDX نشان می‌دهد که لایه‌های رسوب کرده حاوی ترکیبات اکسیدی کلسیم، سیلیسیم و فسفر است. درصد وزنی این عناصر، تقریباً با درصد مولی مورد نظر برای اکسیدهای سازنده شیشه زیستی اولیه مطابقت دارد. واضح است که حضور عناصر آهن (Fe)، کربن (C)، کرم (Cr) و نیکل (Ni) مربوط به زیر لایه فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال است.

با توجه به جدول ۱ و شکل ۷ ملاحظه می‌شود که فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال بدون پوشش، چگالی جریان خوردگی بیشتری در محلول نمک نرمال نشان می‌دهد

معیار چگالی جریان خوردگی را نشان می‌دهند. چگالی جریان خوردگی به دست آمده به روش پلاریزاسیون خطی نیز در جداول ۱ و ۲ آورده شده است.

جدول ۱ - مقادیر میانگین (انحراف معیار) پتانسیل و چگالی جریان خوردگی در محلول نمک نرمال در دمای 37°C .

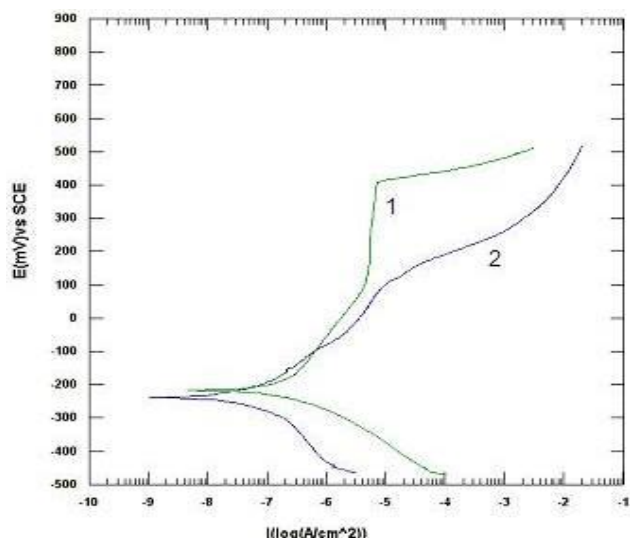
ماده	$E_{\text{corr}}(\text{mv})$	$I_{\text{corr}}(\text{nA} / \text{cm}^2)$	
		تافل	خطی
فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال بدون پوشش	-174 ± 20	۲۶۵ (۱۶)	۱۹۴ (۱۶)
فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال پوشش داده شده با شیشه زیست فعال	-220 ± 20	۸۵ (۶)	۵۰ (۸)

جدول ۲ - مقادیر میانگین (انحراف معیار) پتانسیل و چگالی جریان خوردگی در محلول رینگر در دمای 37°C .

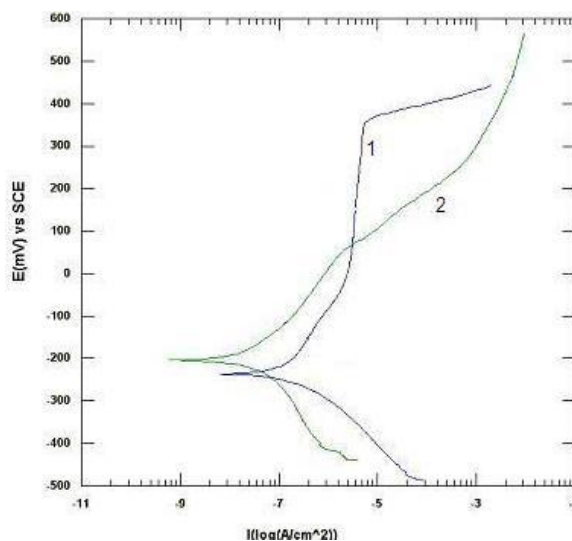
ماده	$E_{\text{corr}}(\text{mv})$	$(\text{nA} / \text{cm}^2) I_{\text{corr}}$	
		تافل	خطی
فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال بدون پوشش	-195 ± 20	۲۱۸ (۱۷)	۱۸۱ (۲۰)
فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال پوشش داده شده با شیشه زیست فعال	-204 ± 20	۷۸ (۷)	۵۹ (۸)

۴- بحث

پیک‌های تیز منحنی DTA پودر شیشه زیست فعال، واکنش‌های گرمایی را نشان می‌دهند که در محدوده‌های دمایی ۱۶۰ تا ۱۸۰ و ۲۶۰ تا ۲۸۰ درجه سانتی‌گراد رخ داده‌اند (شکل ۱). این واکنش‌های گرمازا را می‌توان به آزاد شدن ترکیبات گازی از ترکیب شیشه زیست فعال نسبت داد که در حین گرم کردن آن رخ داده است. انجام این واکنش‌ها در محدوده‌های دمایی ذکر شده می‌تواند منجر به بروز ترک در خلال عملیات خشک کردن پوشش شود. از این رو سرعت گرم کردن در این محدوده‌های دمایی بسیار آهسته انتخاب شد.



شکل ۸- نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آنودی؛ (۱) فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، (۲) فولاد زنگ‌نزن پوشش داده شده با شیشه زیست فعال در محلول رینگر در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد



شکل ۷- نمودارهای پلاریزاسیون کاتدی و آنودی؛ (۱) فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، (۲) فولاد زنگ‌نزن پوشش داده شده با شیشه زیست فعال در محلول نمک نرمال در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد

و چگالی جریان خوردگی زیر لایه فولادی زنگ‌نزن ۳۱۶ ال را کاهش داد. این امر به معنای افزایش مقاومت خوردگی کاشتنی و متعاقب آن کاهش آزاد شدن یون‌های فلزات و اثرات مخرب آنها بر بافت‌های بدن انسان است. فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال پوشش داده شده با شیشه زیست فعال، مقاومت خوردگی بیشتری نسبت به زیر لایه بدون پوشش داشت. نتایج مشابهی نیز که در محلول رینگر بدست آمد، حاکی از این واقعیت است که بهبود مقاومت خوردگی، مستقل از نوع محلول فیزیولوژیکی است. با تشکیل پوشش شیشه زیست فعال بر زیر لایه فلزی مثل فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، هم‌زمان به دو هدف می‌توان دست یافت. اول بهبود مقاومت خوردگی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال، کاهش آزاد شدن یون‌های فلزی در بدن و در نتیجه بهبود زیست سازگاری و متعاقب آن جلوگیری از آسیب بافت‌ها، التهاب، آماس و رسیدن به پاسخ مناسب بافتی است. دومین مقصود نیز بهبود شرایط ترمیم استخوان و پیوند آن با کاشتنی فلزی است که باعث تثبیت و پایداری سریع‌تر استخوان و کاهش زمان درمان خواهد شد.

رینگر نیز قابل ملاحظه است (جدول ۲). چگالی جریان خوردگی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال پوشش داده شده با شیشه زیستی در محلول نمک نرمال کاهش یافته است ($I_{corr} = 85 \frac{nA}{cm^2}$). همچنین ملاحظه می‌شود که چگالی جریان خوردگی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال بدون پوشش ($I_{corr} = 218 \frac{nA}{cm^2}$) در محلول رینگر به $78 (\frac{nA}{cm^2})$ برای نمونه پوشش‌دار کاهش یافته است. در محلول رینگر رفتار خوردگی نمونه‌ها مشابه محلول نمک نرمال بود. این بدان معنی است که فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ ال پوشش داده شده با شیشه زیستی، $(E_{corr} = -220 \text{ mV}, I_{corr} = 85 \text{ nA})$ مقاومت خوردگی بیشتری نسبت به نمونه فولادی بدون پوشش $(E_{corr} = -174 \text{ mV}, I_{corr} = 265 \text{ nA})$ داشت.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پوشش شیشه زیست فعال اثر مطلوبی بر مقاومت خوردگی زیر لایه فلزی داشت

7. J Black, *Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility*, 2nd edn, (1992), 55-57.
8. L.L. Hench, *CRC Handbook of Bioactive Ceramics*, Vol. 1, (1982), 7-10.
9. D. A. Jones, *Principles and Prevention of Corrosion (MacMillan Publishing Company, Singapore)*, (1992) 211-222.
10. J. Sehrooten, J. A. Helsen, *Adhesion of bioactive glass coating to Ti6Al4V oral implant*, *Biomaterials*, 21(2000) 1461-1469.
11. A. Oliva, A. Salerno, B. Locardi, V. Riccio, F. Della Ragione, P. Iardino, V. Zappia, *Behaviour of human osteoblasts cultured on bioactive glass coatings*, *Biomaterials*, 19(1998) 1019-1025.
12. M. H. Fathi, M. Salehi, A. Saatchi, V. Mortazavi, S. B. Moosavi, *In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants*, *Dental Materials*, 19(2003) 188-198.
13. M. H. Fathi, M. Salehi, A. Saatchi, V. Mortazavi, S. B. Moosavi, *Novel double layer hydroxyapatite (HA)/Ti coating for biocompatibility improvement of metallic implants*, *Surface Engineering*, 17(2001) 459-464.
14. M. Metikos, A. Kwokal, J. Piljac, *The influence of niobium and vanadium on passivity of titanium-bases implants in physiological solution*, *Biomaterials*, 24(2003) 3765-3775.
15. P. Sepulveda, J.R. Jones, L.L. Hench, *Bioactive sol-gel foams for tissue repair*, *Journal of biomedical materials researches*, 2002; 59: 340-348.

۵- نتیجه گیری

شیشه زیست فعال با ترکیب $7/15\% \text{P}_2\text{O}_5$ - $57/44\% \text{CaO}$ - $35/42\% \text{SiO}_2$ به روش سل-ژل قابل تولید است و با زیر لایه فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال چسبندگی خوبی برقرار می کند و یک پوشش بدون ترک، همگن و یکنواخت به روش سل-ژل بر روی زیر لایه تشکیل می گردد. فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال پوشش داده شده با شیشه زیست فعال، می تواند به عنوان کاشتی های استخوانی و دندانی به کار رود و دو هدف افزایش مقاومت خوردگی و زیست سازگاری از طرفی و بهبود و رشد سریع استخوان را به دلیل زیست فعالی پوشش، از طرف دیگر و به طور هم زمان برآورده سازد. این موارد می تواند به تثبیت هر چه سریع تر کاشتی و کاهش زمان درمان منجر شود.

مراجع

1. Na Li, Qing Jie, Sumin Zhu,
2. Ruoding Wang, *Preparation and characterization of macroporous sol-gel bioglass*, *Ceramics International*, 31(2005) 641-646.
3. C. Garcia, S. Cere, A. Duran, *Bioactive coatings prepared by sol-gel on stainless steel 316L*, *Journal of Non-Crystalline Solids*, 348(2004) 218-224.
4. P. Galliano, J. J. De Damborenea, M. J. Pascual, A. Duran, *Sol-gel coatings on 316L steel for clinical applications*, *Journal of sol-gel science and technology*, 13(1998) 13 723-727.
5. Jianli Liu, Xigeng Miao, *Sol-gel derived bioglass as a coating material for porous alumina scaffolds*, *Ceramics International*, 30(2004) 30 1781-1785.
6. J. Brunski, *An Introduction to Material in Medicine* (Academic Press), (1996) 37.

19. T. Kokubo, A/W glass-ceramics : processing and properties. In: L.L. Hench, J. Wilson, editors. '*An introduction to bioceramic*', Singapore: World Scientific, (1993) 75-88.
20. J. Gallardo, P. Galliano, A. Duran, *Bioactive and protective sol-gel coatings on metal for orthopaedic prostheses*, Journal of sol-gel science and technology, 21(2001) 65-74.
16. L.L. Hench, J.M. Polak, Third-generation biomedical materials, Science, 295(2002) 1014-1017.
17. T. Kokubo, Z. Huang, T. Hayashi, S. Sakka, T. Kitsugi, T. Yamamuro, *Ca, P-rich layer formed on high-strength bioactive glass-ceramic A-W*, Journal of biomedical materials researches, 24(1990) 331-343.
18. M. Guglielmi, *Sol-gel coatings on metals*, Journal of sol-gel science and technology, 8(1997) 443-449.