



Investigating the Structure, Adhesion and Corrosion Behavior of Natural Chitosan/ Mesoporous Bioactive Glass/ Fe₃O₄@MoS₂ Core Shell Nanocomposite Coating on The Titanium by Electrophoretic Deposition in The Physiological Medium

Majid Naseri

M.Sc. Student, Department of Materials Science and Engineering, Marvdasht Branch, Islamic Azad University, Marvdasht, Iran.

Reza Bazargan Lari*

Associate Professor, Department of Materials Science and Engineering, Marvdasht Branch, Islamic Azad University, Marvdasht, Iran.

Abstract

In this study, in order to improve the performance of titanium implants in the body environment, a multi-component composite consisting of bioactive glass, natural chitosan, and different percentages of iron oxide/molybdenum sulfide core-shell structure (1, 3, and 5 wt%) was electrophoretically coated on the implant surface. The coated composite was evaluated using X-ray diffraction, Fourier transform spectroscopy, corrosion test, degradation test, and contact angle measurement. Also, the morphology of the samples was examined using scanning and transmission electron microscopy. The results showed that with increasing the concentration of the core-shell structure, the corrosion resistance of the samples in the simulated body environment increases. In addition, degradation tests and contact angle measurements indicated a gradual increase in the degradation of the samples and a tendency to become hydrophilic over time. However, increasing the concentration of the core-shell structure led to an increase in the stability of the samples. Therefore, according to the results obtained, it can be concluded that the synthesized composite can be used as a suitable coating for implants in medical applications.

Keywords: chitosan, bioactive glass, implant, electrophoretic, core-shell structure

Received: 26/August/2025

Accepted: 04/September/2025

eISSN: 3115-7610

ISSN: 3115-7572

بررسی ساختار، چسبندگی و نیز رفتار خوردگی پوشش نانو کامپوزیتی کایتوسن طبیعی / شیشه زیست فعال مزوپروس / هسته - پوسته اکسید آهن - سولفید مولیبدیم بر روی تیتانیوم به روش رسوب گذاری الکتروفوریتیک در محیط مشابه بدن

مجید ناصری

مجید ناصری دانشجو کارشناسی ارشد گروه مهندسی مواد، واحد مرودشت، دانشگاه آزاد اسلامی، مرودشت، ایران.

رضا بازرگان لاری*

دانشیار گروه مهندسی مواد، واحد مرودشت، دانشگاه آزاد اسلامی، مرودشت، ایران.

چکیده

در این پژوهش، به منظور ارتقای عملکرد ایمپلنت‌های تیتانیوم در محیط بدن، یک کامپوزیت چند جزئی شامل شیشه زیست فعال، کیتوزان طبیعی و درصدهای مختلف ساختار هسته-پوسته اکسید آهن/سولفید مولیبدن (۱، ۳ و ۵ درصد وزنی) به روش الکتروفوریتیک بر روی سطح ایمپلنت پوشش داده شد. کامپوزیت پوشش داده شده با استفاده از روش‌های پراش اشعه ایکس، طیف‌سنجی تبدیل فوریه، آزمون خوردگی، آزمون تخریب و اندازه‌گیری زاویه تماس مورد ارزیابی قرار گرفت. همچنین، مورفولوژی نمونه‌ها با استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی و عبوری بررسی شد. نتایج نشان داد که با افزایش غلظت ساختار هسته-پوسته، مقاومت به خوردگی نمونه‌ها در محیط شبیه‌سازی شده بدن افزایش می‌یابد. علاوه بر این، آزمون‌های تخریب و اندازه‌گیری زاویه تماس حاکی از افزایش تدریجی تخریب نمونه‌ها و تمایل به آبدوستی با گذشت زمان بود. با این حال، افزایش غلظت ساختار هسته-پوسته منجر به افزایش پایداری نمونه‌ها شد. بنابراین، با توجه به نتایج حاصل، می‌توان نتیجه گرفت که کامپوزیت سنتز شده می‌تواند به عنوان یک پوشش مناسب برای ایمپلنت‌ها در کاربردهای پزشکی مورد استفاده قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: کایتوزان، شیشه زیست فعال، ایمپلنت، الکتروفوریتیک، ساختار هسته-پوسته

مقدمه

ایمپلنت‌ها، وسایل پزشکی هستند که برای جایگزینی ساختارهای آسیب‌دیده یا از دست رفته در بدن انسان، مانند استخوان، دندان، مفصل و یا حتی بافت‌های نرم، مورد استفاده قرار می‌گیرند. این تکنولوژی پزشکی به طور گسترده در زمینه‌های ارتوپدی، دندانپزشکی، زیبایی، جراحی مغز و اعصاب و سایر شاخه‌های پزشکی کاربرد دارد. با پیشرفت علم مواد و مهندسی پزشکی، ایمپلنت‌ها به گونه‌ای طراحی و ساخته می‌شوند که به صورت مستقیم و موثرتر به بافت‌های بدن متصل شده و عملکرد طبیعی آنها را به بهترین نحو ممکن بازسازی می‌کنند. ایمپلنت‌های ارتوپدی، به طور معمول، از مواد فلزی مانند تیتانیوم، آلیاژهای تیتانیوم، منیزیم، فولادهای زنگ‌نزن و آلیاژهای آنها ساخته می‌شوند. انتخاب این مواد به دلیل ویژگی‌های مطلوب آنها از جمله:

- زیست‌سازگاری بالا: این مواد واکنش‌های التهابی و رد ایمنی بدن را به حداقل رسانده و با بافت‌های بدن سازگاری خوبی دارند.
- مقاومت به خوردگی: در محیط بدن، این مواد در برابر خوردگی و تخریب مقاومت بالایی از خود نشان می‌دهند و از آزادسازی یون‌های مضر به بدن جلوگیری می‌کنند.
- مقاومت مکانیکی مناسب: این مواد استحکام و مقاومت مکانیکی بالایی دارند که برای تحمل بارهای وارده در محیط بدن ضروری است.
- قیمت مناسب و در دسترس بودن: در مقایسه با سایر مواد مانند سرامیک‌ها و پلیمرها، این مواد از قیمت مناسب‌تری برخوردار بوده و به راحتی در دسترس هستند.

استفاده از ایمپلنت‌های پزشکی در سال‌های اخیر به دلیل افزایش سن جمعیت، شیوع بیماری‌های ارتوپدی و تروما، و سهولت درمان، به طور قابل توجهی افزایش یافته است. مشکلات مانند دردهای مفاصل، آرتروز، شکستگی‌های استخوان و سایر آسیب‌های اسکلتی عضلانی، زندگی افراد را تحت تاثیر قرار داده و نیاز به استفاده از ایمپلنت‌ها را افزایش داده است. با این حال، استفاده از ایمپلنت‌ها با چالش‌هایی نیز همراه است. در برخی موارد، سطح ایمپلنت‌ها در محیط بدن اکسید شده و می‌تواند منجر به آزادسازی یون‌های فلزی مضر و ایجاد التهاب شود. همچنین، تغییرات دمایی بدن می‌تواند منجر به انبساط و انقباض ایمپلنت شده و در نهایت باعث ایجاد درد و ناراحتی در بیمار شود. خطر عفونت در محل کاشت ایمپلنت وجود دارد که می‌تواند منجر به رد ایمپلنت و عوارض جدی شود. در برخی موارد، ایمپلنت به طور کامل با بافت استخوانی ادغام نشده و می‌تواند منجر به شل شدن و جابجایی آن شود.

برای غلبه بر چالش‌های ذکر شده و بهبود عملکرد ایمپلنت‌ها، از روش‌های مختلف پوشش‌دهی سطحی استفاده می‌شود. پوشش‌دهی ایمپلنت‌ها با مواد زیست‌سازگار و زیست‌تخریب‌پذیر، مانند هیدروکسی آپاتیت، کیتوسان، پلیمرهای زیست‌تخریب‌پذیر و کامپوزیت‌های مختلف، می‌تواند به بهبود ادغام ایمپلنت با بافت، کاهش خطر عفونت، افزایش زیست‌فعالی و کاهش عوارض جانبی کمک کند. و شش‌دهی الکتروفوریتیک یکی از روش‌های نوین پوشش‌دهی سطحی است که برای پوشش‌دهی ایمپلنت‌ها با مواد مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این روش، ایمپلنت به عنوان کاتد و یک الکتروود مخصوص به عنوان آند در یک محلول حاوی مواد پوشش‌دهنده قرار می‌گیرد. با اعمال میدان الکتریکی، ذرات پوشش‌دهنده به سمت سطح ایمپلنت حرکت کرده و به آن می‌چسبند.

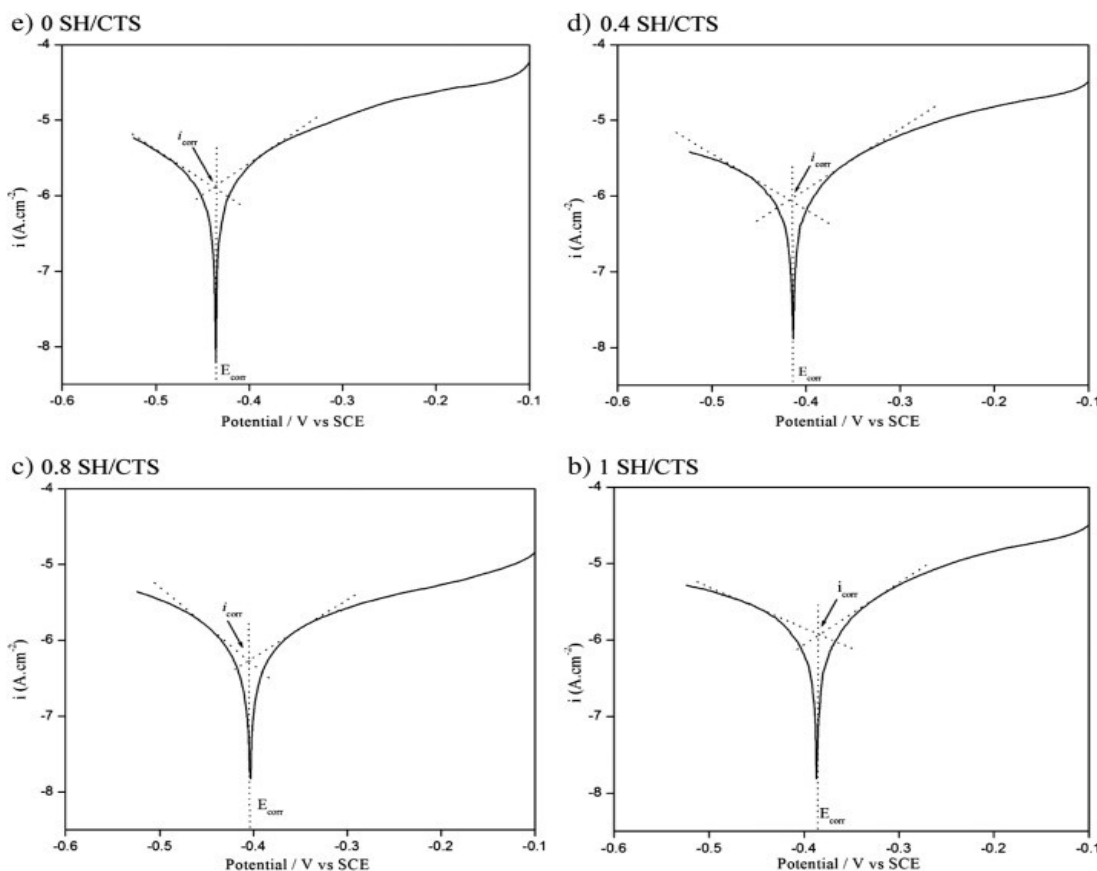
به عنوان مثال، می‌توان به پوشش‌دهی ایمپلنت‌ها با کامپوزیت سرامیکی با پایه پلیمری شامل کیتوسان، پلی وینیل الکل و شیشه زیست فعال اشاره کرد. این کامپوزیت به روش الکتروفوریتیک بر روی سطح ایمپلنت اعمال شده و می‌تواند به بهبود زیست‌فعالی، افزایش چسبندگی سلولی و تسریع در روند بهبود بافت کمک کند. ایمپلنت‌های فلزی نقش مهمی در بهبود کیفیت زندگی افراد با مشکلات اسکلتی عضلانی و جایگزینی بافت‌های آسیب‌دیده دارند. با

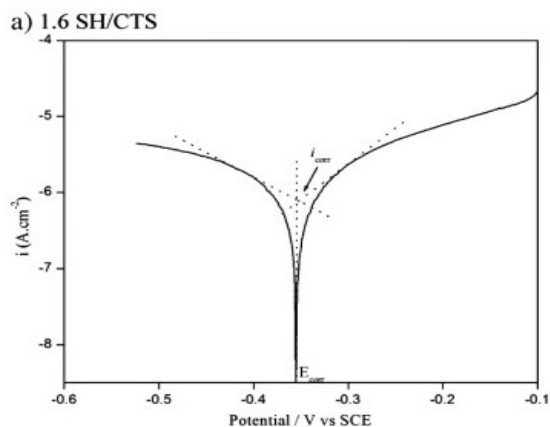
توجه به پیشرفت‌های فناوری، ایمپلنت‌ها هر روز بهبود یافته و از جذابیت و کارایی بالاتری برخوردار می‌شوند. استفاده از روش‌های نوین پوشش‌دهی مانند الکتروفوریتیک، می‌تواند به ارتقای عملکرد و افزایش عمر مفید ایمپلنت‌ها کمک کرده و در نهایت منجر به بهبود سلامت و کیفیت زندگی افراد شود.

پیشینه پژوهش

شی و همکاران [۱] پوشش کامپوزیتی شامل هیدروکسی آپاتیت، کایتوسن و اکسید گرافن را به روش الکتروفوریتیک بر روی ایمپلنت تیتانیوم پوشش دادند و نشان دادند که ایمپلنت پوشش داده شده رفتار زیست-خوردگی بهتری نسبت به ایمپلنت بدون پوشش از خود نشان می‌دهد. ایشان همچنین نشان دادند که رشد سلول‌های MG63 و استخوان‌ساز سرعت بیشتری می‌یابد.

سوشا و همکاران [۲] رفتار خوردگی و بایواکتیویته کامپوزیت کایتوسن/هیدروکسی آپاتیت/سیلیکون که بر روی ایمپلنت L۳۱۶ پوشش داده شده بود را مورد بررسی قرار دادند. آنها و همکاران سیلیکون را با درصد‌های وزنی مختلف (۰، ۰/۴، ۰/۸، ۱، و ۱/۶ درصد وزنی) به کامپوزیت اضافه و تغییرات مورفولوژی و خوردگی و زیست‌سازگاری را با استفاده از میکروسکوپ‌های الکترونی TEM و SEM و نیز آنالیز پراش اشعه ایکس بررسی کردند که نتایج نشان داد با افزایش غلظت سیلیکون، ریز ساختار از شکل کروی به شکل خطی تغییر پیدا کرده و مقاومت به خوردگی با افزایش سیلیکون افزایش می‌یابد. همچنین آنها نشان دادند که در نمونه‌ای با ۱ درصد وزنی سیلیکون زیست‌سازگاری پوشش بهتر از دیگر درصد‌های ذکر شده است.





شکل ۱. منحنی پلاریزاسیون پتانسیودینامیک ایمپلنت SS پوشش داده شده با نانو کامپوزیت SH/CTS در محلول مایع بدن شبیه سازی شده [۲].

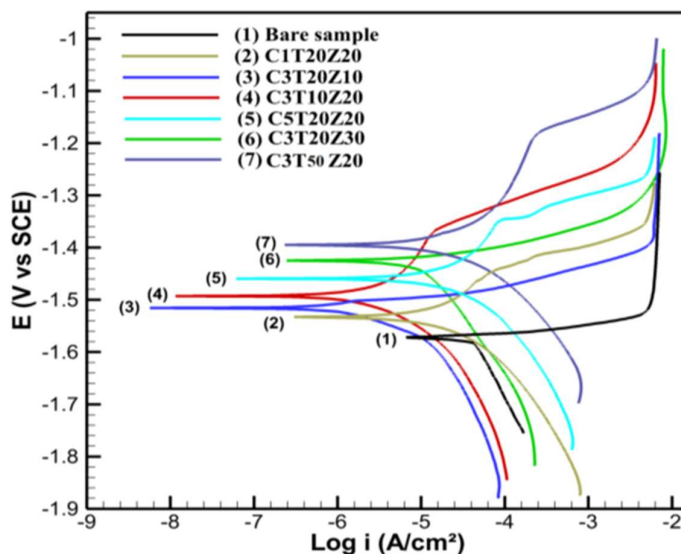
کریمی و همکاران [۳] نانو کامپوزیت شامل هیدروکسی آپاتیت، نانو اکسید گرافن و کایتوسن را به روش الکتروفوریتیک به منظور بهبود زیست فعالی و رفتار الکتروشیمیایی، بر روی ایمپلنت تیتانیوم آنودایز شده پوشش دادند و نشان دادند که افزایش میزان کایتوسن در نانو کامپوزیت می تواند باعث ضعف ایمپلنت گردد. همچنین نشان دادند بهترین میزان کایتوسن در کامپوزیت (۵/۰ گرم بر لیتر)، بهترین نتیجه را دارد و مقدار بیشتر از آن می تواند اثر معکوس داشته باشد.

ژنگ و همکاران [۴] اثر افزایش نانوتیوب کربنی بر کامپوزیت کلسیم فسفات/کایتوسن که به روش الکتروفوریتیک روی ایمپلنت منیزیم پوشش داده شده بود را، بررسی کرده و رفتار زیست فعالی ایمپلنت مذکور را در محلول مشابه بدن (بافر فسفات) بررسی کردند. آنها داروی جنتامایسین را بر روی کامپوزیت پوشش داده شده القا کرده و به این نتیجه رسیدند که افزایش کربن نانوتیوب به کامپوزیت سبب می شود که رهایش داروی جنتامایسین با سرعت کمتری اتفاق می افتد. همچنین رشد سلول های استخوان ساز با حضور کربن نانوتیوب با سرعت بیشتری صورت می پذیرد. وفا و همکاران [۵] پوشش بایو کامپوزیتی کایتوسن طبیعی، شیشه زیست فعال و پلی وینیل الکل را به منظور افزایش کاربرد و بهره وری ایمپلنت ۳۱۶ کم کربن و همچنین بهبود رفتار الکتروشیمیایی ایمپلنت، به روش الکتروفوریتیک پوشش دادند و نشان دادند که افزایش میزان پلی وینیل الکل می تواند سبب افزایش مقاومت به خوردگی ایمپلنت شود اما خاصیت زیست فعالی را تحت تاثیر قرار دهد، به طوری می بایست از مقدار بهینه ای پلی وینیل الکل در پوشش کامپوزیتی استفاده کرد تا زیست فعالی مطلوبی حاصل شود.

بازرگان لاری و همکاران [۶] سنتز کایتوسن طبیعی از پوست میگو را بررسی کردند. آنها ابتدا پوست میگو را در محلول رقیق HCl (هیدروکلریدریک) قرار دادند تا مواد معدنی از بین برود. سپس در محلول NaOH رقیق قرار می دهند تا پروتئین زدایی گردد و در مرحله آخر در محلول ۵۰ درصد NaOH می جوشاند تا دی استیل زدایی شود و خاصیت زیست فعالی آن افزایش یابد.

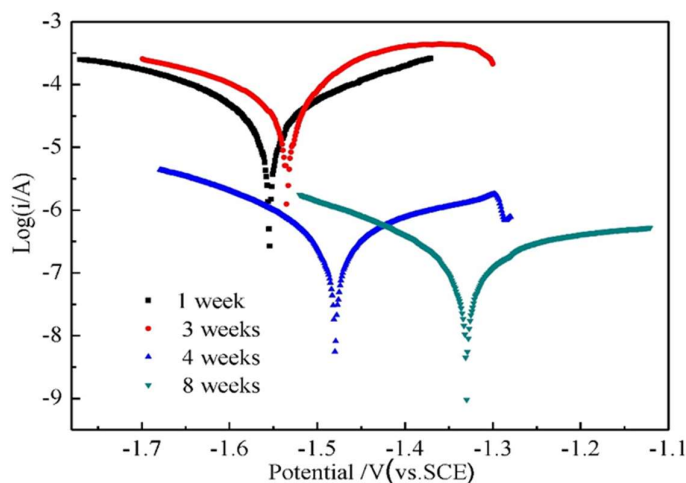
امیری و همکاران [۷] نانو زیر کونیا را با روش الکتروفوریتیک بر روی آلیاژ منیزیم AZ91D، به منظور بهبود رفتار خوردگی آلیاژ منیزیم پوشش دادند. ایشان با تغییر پارامترهای دانسیته جریان الکتروفوریتیک، مدت زمان اعمال پوشش و میزان غلظت ذرات اکسید زیر کونیا، خصوصیت ساختاری، ضخامت پوشش، چسبندگی و مورفولوژی سطح را در محلول مشابه بدن و در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد بررسی کردند. ایشان نشان دادند که با افزایش میزان زیر کونیا در

محلول الکتروفوریتیک و افزایش آن در پوشش اعمالی، ضخامت پوشش بیشتر شده و مقاومت به خوردگی نیز بهبود می‌یابد.



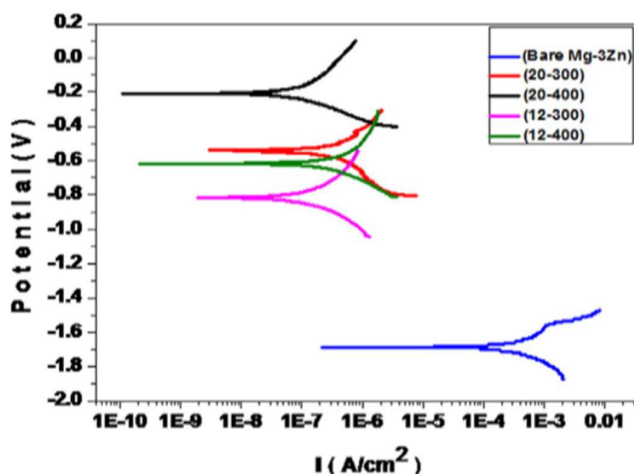
شکل ۲. نمودار پلاریزاسیون Tafel نمونه‌های پوشش داده شده با غلظت‌های مختلف زیرکونیا [۷]

ژنک و همکاران [۸] رفتار زیست‌فعال و زیست‌تخریب‌پذیری کامپوزیت‌های سرامیکی کلسیم فسفات، کیتوسان و گرافن که بر روی منیزیم با روش الکتروفوریتیک پوشش داده شده بود را بررسی کردند. ایشان جهت بررسی رفتار زیست‌سازگاری و زیست‌تخریب‌پذیری از محلول مشابه بدن استفاده کردند. وی پس از پوشش دهی، نمونه‌ها را درون محلول بافر فسفاتی قرار داد. ایشان به این نتیجه رسیدند که افزودن گرافن به کامپوزیت حاوی کلسیم فسفات و کیتوسان می‌تواند رشد سلول‌های استخوانی را بیشتر کرده و باعث افزایش زیست‌سازگاری آلایژ منیزیم شود و همچنین با گذشت زمان قرارگیری نمونه‌های پوشش داده شده در محیط مشابه بدن، مقاومت به خوردگی نمونه‌ها افزایش می‌یابد.



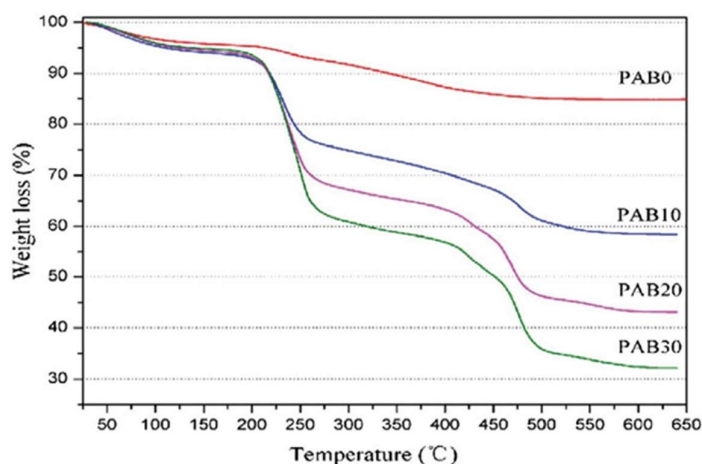
شکل ۳. نمودار Tafel نمونه‌های پوشش داده شده بعد از گذشت زمان‌های مختلف در محلول مشابه بدن [۸]

کومار و همکاران [۹] غلظت های مختلف هیدروکسی آپاتیت را به روش الکتروفوریتیک بر روی آلیاژ منیزیم-روی پوشش دادند و خواص آن را جهت کاربردهای ارتوپدی بررسی کردند. ایشان پوشش اعمالی را در دو دمای ۳۰۰ و ۴۰۰ درجه سانتیگراد آنیل کردند و مشاهده کردند که هر چه ضخامت پوشش اعمالی بر روی ایمپلنت منیزیم کمتر باشد، پوشش یکنواخت تر و عاری از ترک می شود. همچنین در این پژوهش مشخص شد که با اعمال پوشش هیدروکسی آپاتیت بر روی آلیاژ منیزیم، مقاومت به خوردگی آن تا بیست و پنج برابر بهتر از حالتی است که ایمپلنت پوشش نداشته باشد. هیدروکسی آپاتیت سبب رشد بهتر سلول های استخوانی بر روی ایمپلنت شدند.

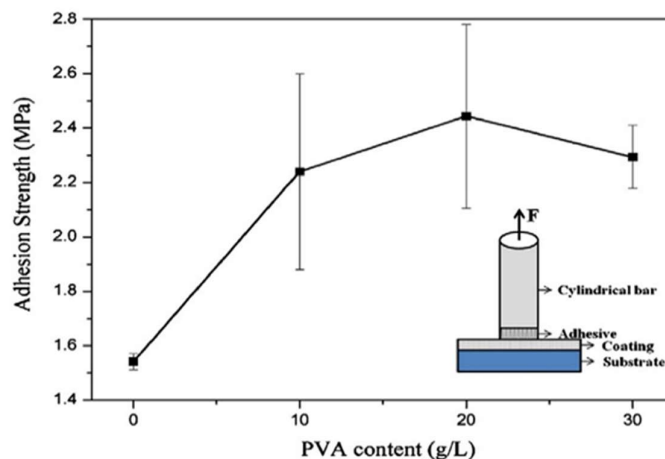


شکل ۴. نمودار پلاریزاسیون نمونه های پوشش داده شده در دمای های مختلف آنیل

چن و همکاران [۱۰] کامپوزیت سه جزئی شامل پلی وینیل الکل، آلژینیت و شیشه زیست فعال با غلظت های مختلف پلی وینیل الکل، بر روی ایمپلنت فولاد ضد زنگ ۳۱۶ کم کربن، به روش الکتروفوریتیک پوشش دادند. ایشان به این نتیجه رسیدند که با افزایش غلظت پلی وینیل الکل، مقاومت حرارتی نمونه های پوشش داده بیشتر می شود و هرچه مدت زمان بیشتری در محول مشابه بدن قرار داشته باشند، آپاتیت بیشتری روی سطح تشکیل می شود که در نتیجه آن رشد استخوان و سلول های استخوانی روی سطح ایمپلنت بیشتر می شود. همچنین مشاهده شد که پوشش اعمالی با غلظت ۲۰ درصد پلی وینیل الکل بیشترین چسبندگی را دارد.

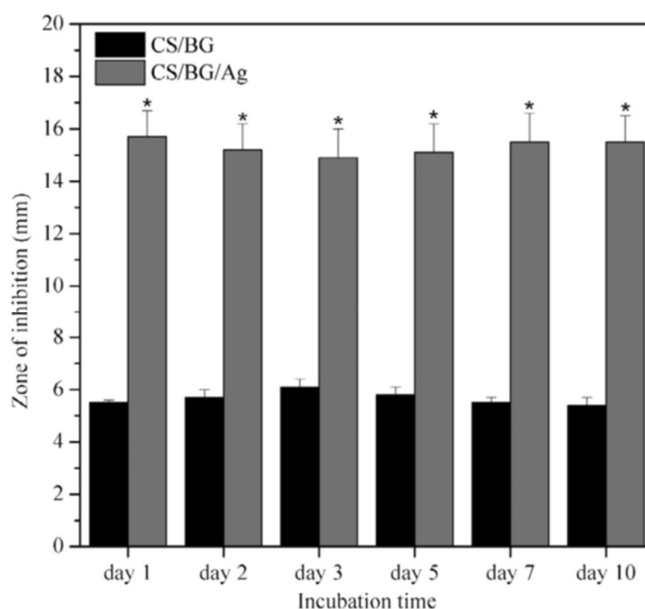


شکل ۵. مقاومت حرارتی نمونه های پوشش داده شده با غلظت مختلف پلی وینیل الکل [۱۱]



شکل ۶. استحکام چسبندگی نمونه‌های پوشش داده شده با غلظت مختلف پلی وینیل الکل [۱۰]

پیش بین و همکاران [۱۱] کامپوزیت سه جزئی شامل شیشه زیست فعال، کایتوسن و نانو ذرات نقره را با روش الکتروفورتیک بر روی ایمپلنتی از جنس فولاد ضدزنگ ۳۱۶ کم کربن پوشش دادند. ایشان مشاهده کردند که با افزایش میزان ذرات نانونقره در پوشش اعمالی، به دلیل خاصیت ضدباکتری نقره، رشد باکتری‌های گرم مثبت و گرم منفی بر روی سطح ایمپلنت کاهش می‌یابد.



شکل ۷. اثر ضد باکتری پوشش اعمالی بر روی ایمپلنت فولاد ضد زنگ ۳۱۶ کم کربن در زمان‌های مختلف قرار گیری در محلول مشابه بدن [۱۱]

روش

- مواد مصرفی

در این پژوهش، جهت ایجاد پوشش کامپوزیتی سه جزئی، از مواد اولیه متنوع و گوناگونی استفاده شده است. به طوری که تنها پلی وینیل الکل به صورت آماده تهیه شده است و دو جز دیگر کامپوزیت در آزمایشگاه تولید شده اند. برای تولید کامپوزیت سه جزئی کیتوسان، شیشه زیست فعال و پلی وینیل الکل از مواد اولیه زیر استفاده شده است:

- تترا اتیل اورتوسیلیکات $Si(OC_2H_5)_4$: به عنوان پیش ماده برای ایجاد اکسید سیلیسیوم (SiO_2) در ساختار شیشه زیست فعال.
- تری اتیل فسفات $Ca(NO_3)_2 \cdot 4H_2O$: به عنوان پیش ماده برای ایجاد اکسید فسفر (P_2O_5) در ساختار شیشه زیست فعال.
- سدیم نترات $NaNO_3$: به عنوان پیش ماده برای ایجاد اکسید سدیم (Na_2O) در ساختار شیشه زیست فعال.
- کلسیم نترات چهار آب $Ca(NO_3)_2 \cdot 4H_2O$: به عنوان پیش ماده برای ایجاد اکسید کلسیم (CaO) در ساختار شیشه زیست فعال.

• نیتریک اسید ۲ مولار: به عنوان عامل کاتالیزور در فرآیند سل-ژل

• پوست میگو: جهت تولید کیتوسان طبیعی

• سود $NaOH$: جهت دی استیله کردن پوست میگو

• اسید کلریدریک: جهت پروتئین زدایی از پوست میگو و تنظیم pH

• ورق تیتانیوم: جهت قرار دادن در محلول الکتروفوریتیک به عنوان آند

- تولید کیتوسان طبیعی

جهت تولید کیتوسان طبیعی مراحل زیر طی شد:

۱- تهیه پوست میگو

۲- شست و شو و پهن کردن در آفتاب جهت خشک کردن به مدت ۲ تا ۳ روز.

۳- جمع کردن پوست خشک شده.

۴- خرد کردن پوست خشک شده توسط دستگاه خردکن یا آسیاب.

۵- قرار دادن پوست خرد شده در محلول ۷ درصد HCl به مدت ۲۴ ساعت جهت مواد معدنی زدایی

۶- شست و شو با آب و فیلتر کردن پوست توسط پارچه

۷- قرار دادن پوست در محلول ۱۰ درصد $NaOH$ جهت پروتئین زدایی به مدت ۲۴ ساعت

۸- شست و شو با آب و فیلتر کردن پوست با پارچه

۹- قرار دادن در اتانول ۹۶ به مدت ۲۴ ساعت ← کیتین

۱۰- دیاستیله کردن کیتین در محلول ۵۰ درصد $NaOH$ به مدت ۵ ساعت در دمای ۱۰۰-۱۲۰ درجه سانتی گراد

۱۱- سرد کردن تدریجی محلول در هوا

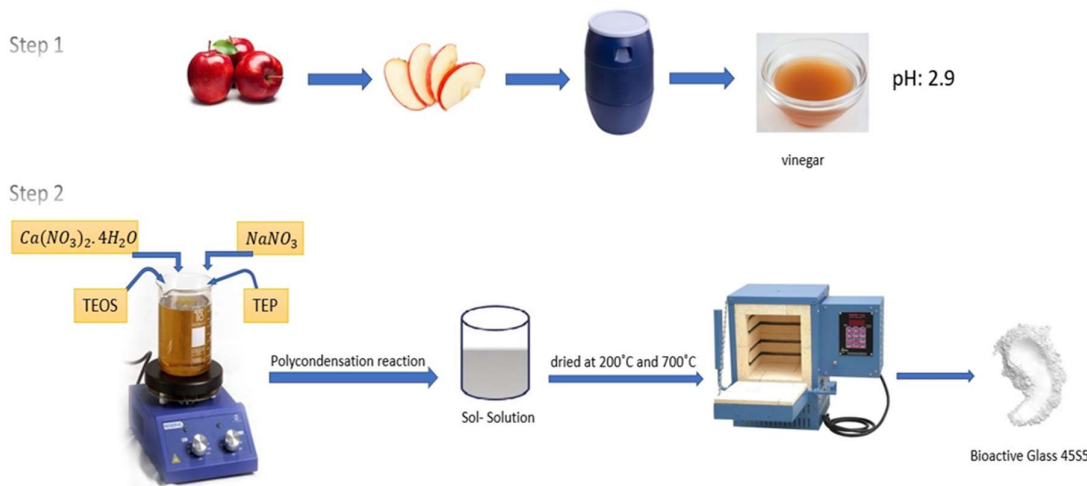
۱۲- فیلتر کردن کیتوسان حاصل به وسیله ی کاغذ صافی

۱۳- چندین بار شست و شوی کیتوسان جهت شستن کامل محلول بازی و خنثی شدن آن ها.

- تولید شیشه زیست فعال

شیشه زیست فعال به روش سل-ژل تولید شد. تولید شیشه زیست فعال بر پایه نتایج حاصل از تحقیقات فائور و همکاران [۱۲] با کمی تغییر تولید شد. بدین منظور ابتدا ۲۶ میلی لیتر اسید نیتریک با غلظت ۲ مولار تهیه شد و به مدت ۱۵ دقیقه در دمای محیط بر روی همزن مغناطیسی (مدل IKARH) قرار داده شد تا به طور یکنواخت در آب دوبار تقطیر حل شود. سل-ژل فرآیندی بر اساس یک واکنش اسیدی است. در ادامه ۷/۶ میلی لیتر تترا اتیل ارتوسیلیکات و ۱ میلی لیتر از تری اتیل فسفات به آهستگی و قطره قطره به اسید اضافه شد و به مدت ۱۵ دقیقه بر روی همزن قرار داده شد تا یک محلول یکدست حاصل شود. در مرحله بعد، ۲۲/۳ گرم سدیم نترات به آرامی به محلول در حال هم

خوردن اضافه شد و زمان می دهیم تا به طور کامل حل شده و محلول یکنواخت گردد. در آخر ۵/۰۵ گرم کلسیم نیترات چهار آبه به محلول در حال چرخش اضافه می شود و زمان داده می شود تا به طور کامل حل شده و محلول شفاف و یکنواخت حاصل شود. پس از اضافه کردن پیش ماده ها، به خاطر واکنش بسیارش، محلول به فرم ژل در می آید. سپس ژل حاصل را به مدت ۱۲ ساعت در دمای ۶۵ درجه سانتیگراد درون آون قرار داده و پس از آن به مدت ۵ و ۲ ساعت، به ترتیب در دماهای ۲۵۰ و ۷۵۰ درجه سانتیگراد در کوره الکتریکی قرار داده شد تا پودر خشک شود. بعد از فرآیند خشک شدن، پودر حاصل را آسیاب کرده تا پودری با کیفیت مطلوب حاصل شود. شکل ۸ شماتیکی از فرآیند تولید شیشه زیست فعال را نشان می دهد.



شکل ۸. شماتیکی از فرآیند تولید شیشه زیست فعال

- سنتز ساختار هسته پوسته

به منظور تولید نانوذرات Fe_3O_4 از فرآیند سنتز سبز استفاده شد. در این تکنیک ابتدا در دمای ۷۵ درجه ۲ میلی مول $FeCl_3$ و ۱ میلی مول $FeCl_2$ در ۷ سی سی آب دیونیزه حل شده و به مدت ۱۰ دقیقه تحت همزن مغناطیسی قرار گرفتند. پس از آن، مخلوط را از همزن خارج کرده و اجازه دادیم تا در دمای اتاق خنک شود. سپس ۷ میلی لیتر از عصاره گیاه *Allium hooshidaryae* را به محلول اضافه کرده و به مدت ۱۰ دقیقه به هم زده شدند. در مرحله بعدی ۲ M $NaOH$ به محلول به صورت قطره‌های اضافه شد و این کار تا زمانی که PH به ۸ رسید، ادامه داده شد. هنگامی که محلول تغییر رنگ داد، می توانیم تشکیل نانوذرات Fe_3O_4 را مشاهده کنیم. پس از آن، محلول سه بار با آب دیونیزه و اتانول سانتریفیوژ شد و سپس نانوذرات Fe_3O_4 یک شبانه خشک شدند تا در مراحل بعدی مورد استفاده قرار گیرند. شکل ۹، اکسید آهن سنتز شده را نشان می دهد.



شکل ۹. استفاده از آهنربای خارجی به منظور جداسازی نانوذرات Fe_3O_4 سنتز شده از مخلوط واکنش

یک آهنربای خارجی مستقیماً در کف مخلوط قرار داده شد که حاوی نانوذرات Fe_3O_4 بود. پس از مدت کوتاه چند دقیقه‌ای، ذرات به تدریج به قسمت پایین بطری چسبیدند که رفتار مغناطیسی این نانوذرات را آشکار کرد. برای ساخت نانوذرات MoS_2 (قسمت شل) از تکنیک هیدروترمال استفاده می‌شود. برای انجام این روش، ابتدا ۰/۲۶ گرم از ماده آمونیوم مولیبدات و ۰/۲ گرم اسید سیتریک در ۱۰ سی سی آب دیونیزه در دمای ۸۰ درجه به بالا حل می‌شود و بمدت ۲۵ دقیقه تحت همزن مغناطیسی یا استیرر قرار خواهد گرفت تا به طور کامل حل شود و واکنش انجام شود. سپس با اضافه کردن آمونیاک، pH محلول در ۴-۴/۵ تنظیم می‌شود. سپس ۰/۳ گرم تیو اوره در ۲ سی سی آب دیونیزه به طور کامل حل می‌شود. در ادامه محلول حاوی تیو اوره قطره‌قطره به محلول حاوی آمونیوم مولیبدات و اسید سیتریک اضافه می‌شود و به مدت ۵ دقیقه تحت استیرر قرار می‌گیرد. در آخر، محلول را به راکتور هیدروترمال آزمایشگاهی (اتو کلاو) جهت انجام فرایند هیدروترمال منتقل می‌شود و بمدت ۲۴ ساعت در آون قرار داده خواهد شد. بعد از ۲۴ ساعت، محلول را سه بار با آب دیونیزه و اتانول سانتریفیوژ کرده و در نهایت نانوذرات MoS_2 بمدت یک شبانه روز جهت استفاده های بعدی خشک می‌گردند.

برای ساخت هسته، مقدار ۰/۰۱۵ گرم از اکسید آهن را توزین می‌کنیم و به محلول ساخته شده در مرحله دوم (قبل از انتقال آن به اتو کلاو) اضافه می‌کنیم. سپس محلول را به مدت ۱۵ دقیقه تحت سونیکیشن قرار می‌دهیم. در مرحله آخر، محلول کامل دیسپرس شده را به اتو کلاو منتقل کرده و بمدت ۲۴ ساعت در آون تحت پردازش هیدروترمال قرار می‌دهیم. سپس بعد ۲۴ ساعت، محلول را سه بار با آب دیونیزه و اتانول سانتریفیوژ کرده و در نهایت نانوذرات $Fe_3O_4@MOS_2$ بمدت یک شبانه روز جهت استفاده های بعدی خشک می‌گردند.

در این پژوهش سعی بر آن است تا از مواد و متریال طبیعی برای تولید نانو کامپوزیت استفاده شود. به همین منظور، کایتوسن طبیعی با استفاده از پوست میگو تولید و سنتز خواهد شد و مشخصه یابی می‌شود تا از خصوصیات آن اطمینان حاصل گردد. در همین راستا پوست میگو را ابتدا شست و شو داده و توسط اسید و سود پروتئین زدایی و زدایش مواد معدنی انجام می‌شود. در ادامه پوست میگو تبدیل به چیتین و سپس به کایتوسن تبدیل می‌شود. شیشه زیست فعال به روش سل ژل سنتز خواهد شد.

- پوشش دهی به روش الکتروفورتیک

در ابتدا کیتوسان به میزان ۱/۵ گرم در محلول ۱ درصد استیک اسید حل شده و به مدت ۲۴ ساعت در دمای محیط بر روی همزن مغناطیسی قرار گرفته تا کاملاً حل شود. سپس ۵ گرم بر لیتر از شیشه زیست فعال را به محلول افزوده و

به مدت ۶۰ دقیقه روی همزن مغناطیسی قرار داده شد تا محلولی یکنواخت حاصل شود. محلول حاصله را به مدت ۲۰ دقیقه درون حمام التراسوند (ESCORT 3030TD) با فرکانس ۵۰ KHz و دمای ۲۵ درجه سانتی‌گراد قرار داده تا محلول همگن شود. در مرحله بعد درصد های وزنی مختلف (۱٪، ۳٪ و ۵٪ وزنی) ساختار پوسته- هسته به محلول افزوده شد و زمان داده شد تا محلول یکنواخت شود. محلول حاصل به مدت ۱۵ دقیقه تحت التراسونیک قرار گرفت تا یاختر همگن و یکنواخت شود.

جهت اعمال پوشش، محلول را بر روی همزن مغناطیسی قرار داده به طوری که محلول به طور پیوسته و با سرعت کم در حال هم خوردن باشد. نمونه منیزی را به قطب منفی منبع تغذیه و یک نمونه از جنس تیتانیوم نیز به قطب مثبت منبع تغذیه وصل شد. فاصله بین دو نمونه ۱/۵ سانتی متر، ولتاژ اعمالی ۵ الی ۳۰ ولت و مدت زمان اعمال پوشش ۱ الی ۱۵ دقیقه در نظر گرفته شد. بهترین نتیجه در ۲۰ ولت و ۱۰ دقیقه حاصل شد.

- آزمون الکتروشیمیایی

جهت مطالعه رفتار الکتروشیمیایی نمونه های پوشش داده شده، از محلول مشابه بدن (PBS) و در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد و pH بدن (۷/۴)، با استفاده از دستگاه Auto lab (pat. 302N) انجام شد. از سل سه الکترودی استفاده شد. از الکترود پلاتین به عنوان الکترود کمکی، الکترود کالومل به عنوان الکترود مرجع استفاده شد. نمونه ها را به مدت ۳۰ دقیقه درون محلول الکترولیت قرار داده تا به پایداری برسند. سپس پتانسیل مدار باز (OCP) اندازه گیری شد. آزمون پولاریزاسیون در بازه $\pm 0/5$ میلی ولت نسبت به حالت مدار باز انجام شد. نرخ روبش ۱ میلی ولت بر ثانیه در نظر گرفته شد. نتایج توسط نرم افزار Nova تجزیه و تحلیل گردید.

- طیف سنجی مادون قرمز فوریه (FTIR)

آزمون طیف سنجی فوریه در بازه طول موج ۴۰۰ الی ۴۰۰۰ بر سانتی متر (Nicolet 6700) صورت گرفت. از نمک پتاسیم برمید به عنوان مرجع استفاده شد. برای انجام این آزمون، ۰/۲ گرم از نمک پتاسیم برمید را با ۰/۰۰۲ گرم از نمونه مخلوط کرده و توسط آسیاب دستی، آسیاب کرده تا کاملاً مخلوط گردند. سپس پودر حاصله را پرس کرده تا قرص شود. پس از آن قرص را درون دستگاه قرار داده و آزمون فوریه انجام می شود.

- آنالیز ساختاری و سطحی

جهت بررسی ساختار کریستالی پوشش های اعمال شده بر روی ایمپلنت، آزمون پراش پرتو ایکس انجام شد. از پرتو Cu-K α با طول موج ۱/۵۴ انگسترم و در بازه زاویه ای ۱۰ الی ۹۰ درجه، با زمان توقف ۰/۴۰ و زمان کسب ۵۰ ثانیه انجام شد. همچنین، جهت بررسی مورفولوژی پوشش های اعمالی از میکروسکوپ الکترونی روبشی (TESCAN-Vega 3) استفاده شد.

- آزمون تخریب

تجزیه نمونه ها در محلول نمک بافر فسفات (PBS) به عنوان محیط فیزیولوژیکی به مدت ۶۰ روز در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد مورد مطالعه قرار گرفت. بدین منظور برای هر یک نمونه با وزن و اندازه مخصوص (۱ سانتی متر \times ۱/۵ \times ۰/۵ سانتی متر) تهیه شد. نانوکامپوزیت نمونه ها در محیط ۱۰ میلی لیتری PBS غوطه ور شدند و جرم از دست رفته بر اساس معادله زیر تعیین شد:

$$\text{Mass loss (\%)} = (W_0 - W_d) / W_0 \times 100$$

که در آن، W_0 وزن اولیه نمونه ها و W_d وزن نمونه ها پس از تجزیه و تحلیل تخریب است. پس از آزمایش، تمامی نمونه ها در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد به مدت ۱۲ ساعت قرار داده شده و W_d اندازه گیری شد [۱۳].

یافته‌ها

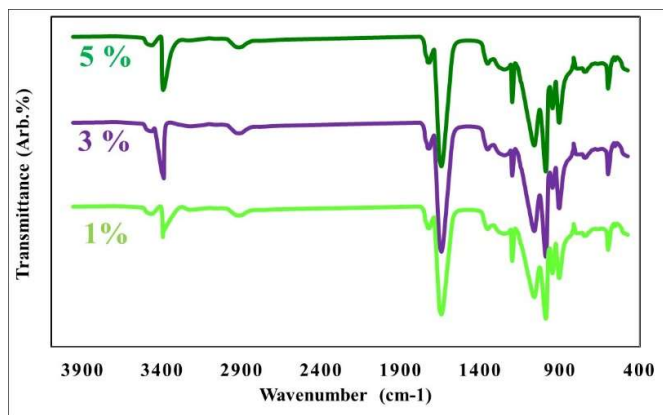
با افزایش میزان سولفید مولیبدیم در کامپوزیت پوشش داده شده، یکنواختی پوشش و دانسیته پوشش بیشتر می‌شود. فلذا، چسبندگی پوشش بهتر است. یکی از مزایای اصلی پوشش دهی الکتروفورتیک در مورد ایمپلنت‌های تیتانیوم، دستیابی به پوشش‌های بسیار یکنواخت بر روی سطوح پیچیده این ایمپلنت‌ها است. در این روش، ذرات معلق در حلال تحت تأثیر میدان الکتریکی به طور یکنواخت به سمت سطح ایمپلنت حرکت کرده و رسوب می‌کنند. این امر به ویژه در مورد ایمپلنت‌هایی با هندسه‌های پیچیده، مانند ایمپلنت‌های دندانی یا ارتوپدی، اهمیت بالایی دارد. یکنواختی پوشش، توزیع یکنواخت خواص سطحی مانند زبری، زیست‌فعالیت و مقاومت به خوردگی را به دنبال دارد که در نهایت به بهبود عملکرد ایمپلنت و ادغام آن با بافت استخوانی کمک می‌کند. تیتانیوم به دلیل مقاومت به خوردگی بالا در محیط‌های فیزیولوژیکی، به طور گسترده‌ای در ساخت ایمپلنت‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. با این حال، در برخی شرایط، مانند حضور یون‌های کلرید در بدن، احتمال خوردگی تیتانیوم و آزاد شدن یون‌های تیتانیوم به محیط اطراف وجود دارد. پوشش‌های الکتروفورتیک با ایجاد یک لایه محافظ بر روی سطح تیتانیوم، مانع از تماس مستقیم محیط خورنده با سطح ایمپلنت شده و از خوردگی آن جلوگیری می‌کنند.

بحث و نتیجه‌گیری

شکل ۱۰ نتایج حاصل از آزمون فوریه را نشان می‌دهد. همانطور که نشان داده شده است، تمام نمونه‌ها یک نمودار مشابه با تفاوت کم دارند که به دلیل غلظت‌های مختلف ذرات در ترکیب است. پیک در ۱۶۴۴ مربوط به ارتعاش $C=N$ است که احتمالاً به گروه آمین در کیتوزان مربوط است. پیک در ۹۷۰ به ارتعاش $Si-OH$ در BG مربوط است. ارتعاش در ۱۰۴۰ به BG نسبت داده می‌شود.

یک پیک جذب در $3366,84 \text{ cm}^{-1}$ از نانوذرات سنتز شده، نشان دهنده ارتعاش کششی $O-H$ بود. پیکهای جذب که در $1620,67 \text{ cm}^{-1}$ رخ داده بودند نشاندهنده کشش خمشی $C-H$ از ساختار معطر بود. ارتعاشات اصلاح شده گروه $C-H$ و ارتعاشات خمشی گروه $C-O$ مربوط به پیک‌های جذب بود که به ترتیب در $1380,52 \text{ cm}^{-1}$ و $1113,01 \text{ cm}^{-1}$ ظاهر شدند [۵].

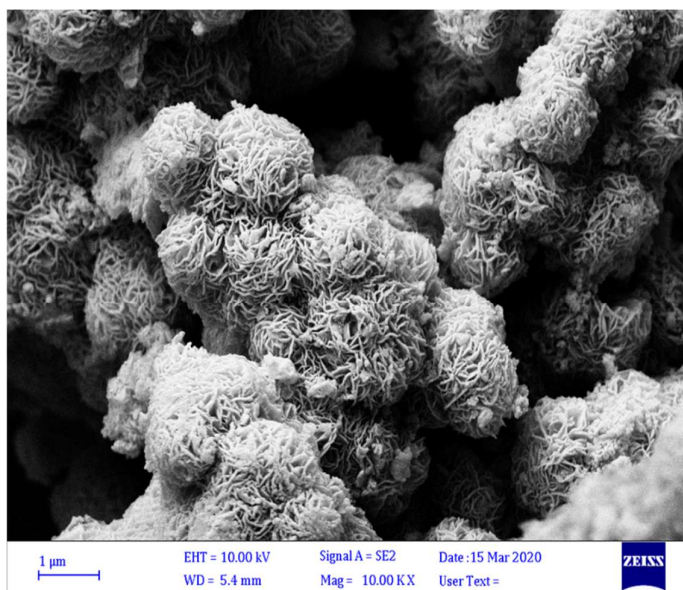
پیوند فلز-اکسیژن مشاهده شده در $559,96 \text{ cm}^{-1}$ متعلق به ارتعاشات کششی ذاتی فلزات در محل چهار وجهی بود از ساختار بود، در حالی که پیوند فلز-اکسیژن شناسایی شده در $432,57 \text{ cm}^{-1}$ به کشش هشت وجهی-فلزی $Fe-O$ نسبت داده شد [۱۴]. سنتز نانوذرات Fe_3O_4 با حضور این پیک‌های متمایز نشان داده شد. این پیک‌های متمایز مطابق با الگوی ساختاری نانوذرات Fe_3O_4 بودند که معمولاً در محدوده ۴۰۰ تا 600 cm^{-1} یافت می‌شوند [۱۵]. بنابراین، طیف‌های FTIR نشان می‌دهند که تمام ترکیب‌ها ساختارها و پیوندهای شیمیایی مشابهی دارند.



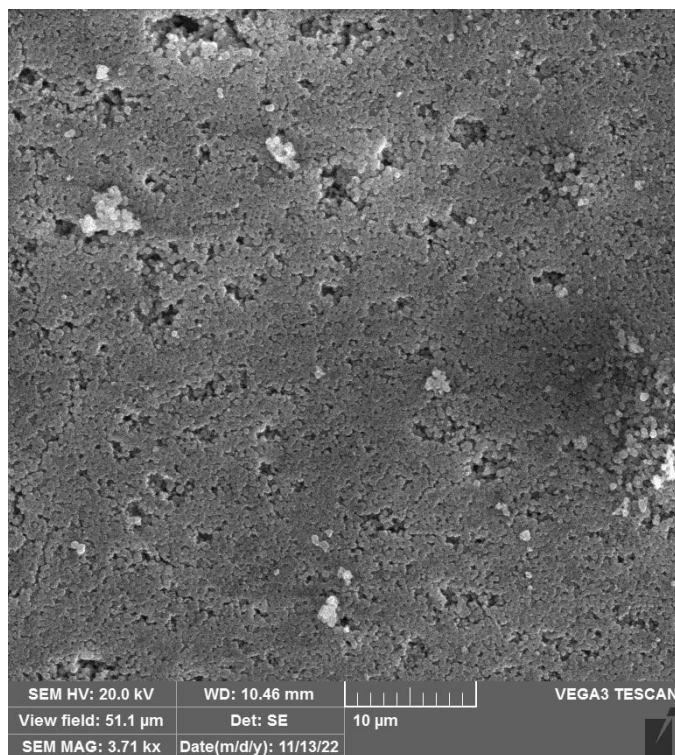
شکل ۱۰. نتایج حاصل از آزمون فوریه

تصاویر نانوذرات Fe_3O_4 که توسط میکروسکوپ الکترونی عبوری (TEM) و روبشی به‌دست‌آمده‌اند در شکل ۱۱ ارائه شده است. بر اساس تصاویر، قطر نانوذرات یکنواخت تولید شده تقریباً ۳۵ نانومتر با بلورینگی خوب بود. عکس‌های TEM از نانوذرات مغناطیسی هندسه‌های تقریباً کروی شکل را نشان می‌دهند که با استفاده از تکنیک شیمیایی هم‌رسوبی (CCP) سنتز شده‌اند.

تصاویر میکروسکوپی از نمونه‌های پوشش داده شده نشان می‌دهد که پوشش‌های یکنواخت روی سطح تشکیل شده است. با افزایش میزان سولفید مولیبدیم در کامپوزیت پوشش داده شده، یکنواختی پوشش و دانسیته پوشش بیشتر می‌شود. فلذا، چسبندگی پوشش بهتر است. یکی از مزایای اصلی پوشش دهی الکتروفورتیک در مورد ایمپلنت‌های تیتانیوم، دستیابی به پوشش‌های بسیار یکنواخت بر روی سطوح پیچیده این ایمپلنت‌ها است. در این روش، ذرات معلق در حلال تحت تأثیر میدان الکتریکی به طور یکنواخت به سمت سطح ایمپلنت حرکت کرده و رسوب می‌کنند. این امر به ویژه در مورد ایمپلنت‌هایی با هندسه‌های پیچیده، مانند ایمپلنت‌های دندانی یا ارتوپدی، اهمیت بالایی دارد. یکنواختی پوشش، توزیع یکنواخت خواص سطحی مانند زبری، زیست‌فعالیت و مقاومت به خوردگی را به دنبال دارد که در نهایت به بهبود عملکرد ایمپلنت و ادغام آن با بافت استخوانی کمک می‌کند.



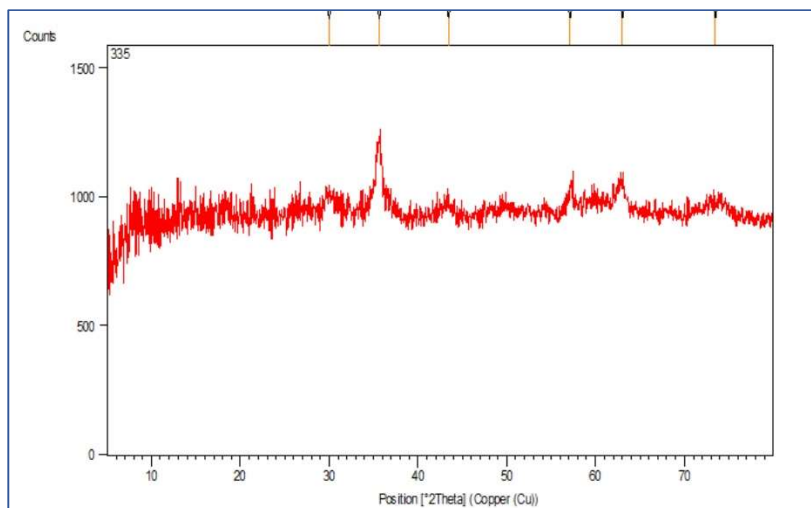
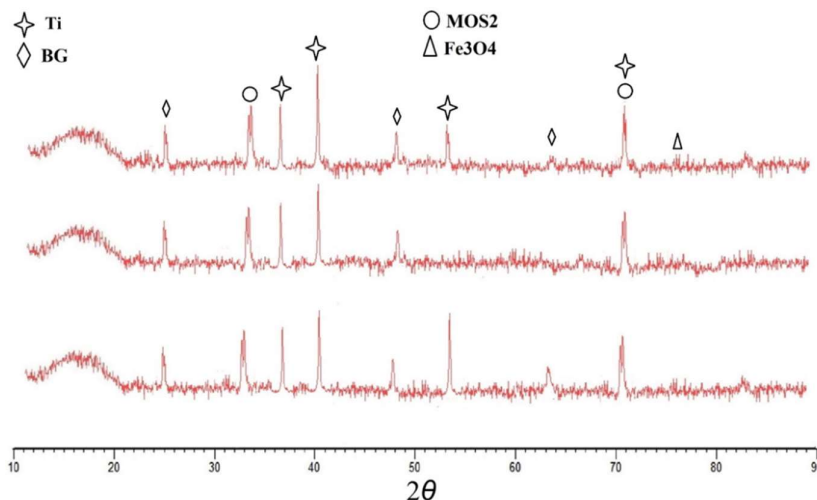
شکل ۱۱. (A) تصاویر حاصل از میکروسکوپ الکترونی روبشی نانوذرات سنتز شده



شکل ۱۱. (B) تصاویر SEM حاصل از نمونه پوشش داده شده (۵ درصد)

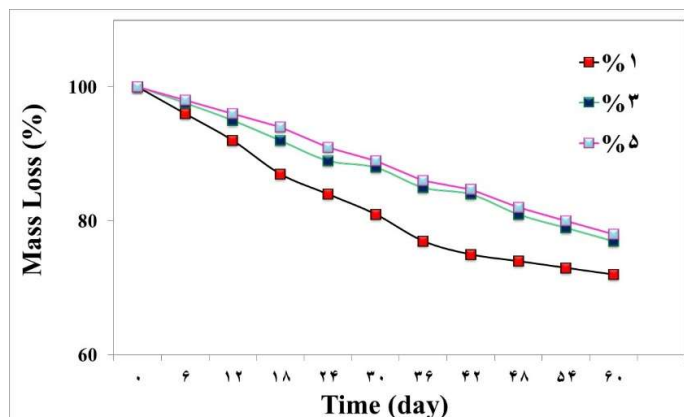
شکل ۱۲ الگوهای XRD نانوذرات Fe_3O_4 سنتز شده را نشان می‌دهد. پیک‌های پراش نانوذرات Fe_3O_4 سنتز شده در 2θ برابر با ۳۰ درجه، ۳۵/۶۳ درجه، ۴۳/۵ درجه، ۵۷/۱ درجه، ۶۳/۰ درجه و ۷۳/۵ درجه شناسایی شدند که به ترتیب با صفحات کریستالی (۲۲۰)، (۳۱۱)، (۴۰۰)، (۵۱۱)، (۴۴۰) و (۵۳۳) مطابقت دارند. این صفحات کریستالی ساختار مکعبی مراکز وجوه پر (FCC) نانوذرات Fe_3O_4 را بر اساس داده‌های برگرفته شده از نوشته‌های منتشر شده منعکس می‌کنند (فایل JCPDS شماره: ۰۰۳-۰۰۳-۰۸۶۳) [۱۶].

شکل ۱۳ نتایج آزمون پراش اشعه ایکس نمونه‌های کامپوزیتی سنتز شده را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود، نمونه‌های سنتز شده، دارای پیک‌های کریستالی منحصر به فردی هستند، که حضور اجزای کامپوزیت را نشان می‌دهد. نکته قابل توجه پیک ضعیف مربوط به اکسید آهن می‌باشد. این ضعف می‌تواند به دلیل وجود اکسید آهن در به عنوان پوسته در ساختار هسته پوسته باشد.

شکل ۱۲. طیف XRD نانوذرات Fe_3O_4 سنتز شده

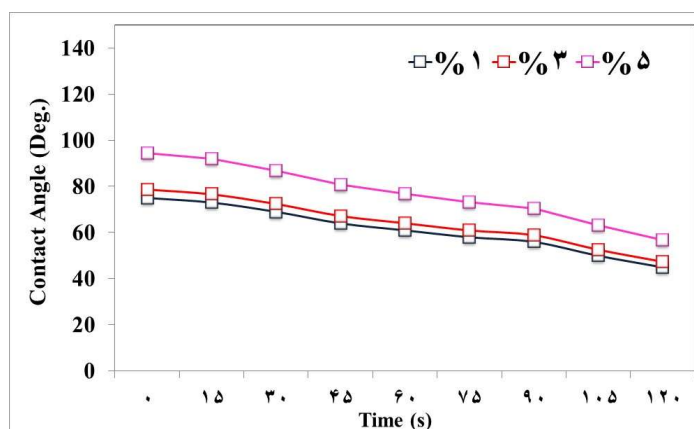
شکل ۱۳. نتایج حاصل از آزمون پراش اشعه ایکس کامپوزیت های پوشش داده شده

شکل ۱۴ نتایج حاصل از آزمون تخریب نانوکامپوزیت‌های سنتز شده را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود، با گذشت زمان تمام نمونه‌ها نشان دادند که جرم را از دست می‌دهند. با این حال، نمونه‌های با درصد کمتر ساختار هسته پوسته، تخریب بیشتری نسبت به سایر نمونه‌ها را نشان می‌دهند. این امر می‌تواند گواهی باشد که نشان دهد ساختار هسته - پوسته، نقشی به عنوان یک عامل مهارکننده دارد و از تخریب جلوگیری می‌کند. از طرفی، شیشه‌های زیست فعال در محیط فیزیولوژیک هیدراته می‌شوند و گروه‌های سیلانول را آزاد کرده و هیدروکسی آپاتیت را بر روی سطح خود تشکیل می‌دهند. هیدروکسی آپاتیت تشکیل شده در کنار ساختار هسته پوسته می‌تواند هیدروفوبیته نمونه‌ها را افزایش داده و تخریب را کاهش دهد.



شکل ۱۴. نتایج حاصل از آزمون تخریب به مدت ۶۰ روز

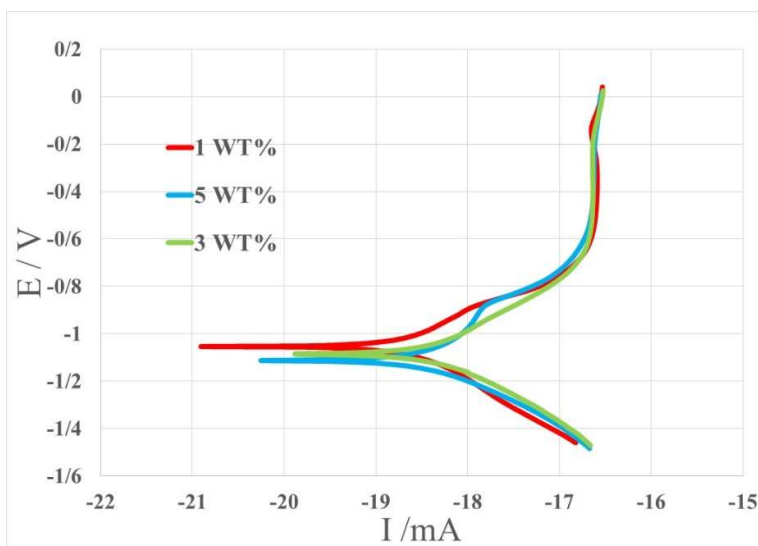
وقتی مواد به عنوان اجزای دستگاه‌ها و ایمپلنت‌های پزشکی، سیستم‌های تحویل دارو، آنالیزهای تشخیصی و بیوراکتورها استفاده می‌شوند، خواص مرطوب‌سازی بیومواد پلیمری بسیار حائز اهمیت است. بنابراین، تجزیه و تحلیل زاویه تماس برای مطالعه خواص هیدروفیلی نانو کامپوزیت‌ها استفاده شد. نتایج تجزیه و تحلیل زاویه تماس برای عملکرد ۱۲۰ ثانیه‌ای در شکل ۱۵ ارائه شده است. همانطور که در شکل ۱۵ مشاهده می‌شود، تمام نمونه‌ها رفتار یکسانی را نشان دادند و پس از مدتی، آبدوستی افزایش یافت. با اضافه کردن میزان ذرات هسته- پوسته و شیشه زیست فعال، دیده می‌شود که آبدوستی افزایش یافت. این امر می‌تواند به دلیل تخریب گروه‌های عاملی باشد. همانطور که مشاهده می‌شود، در نمونه با هسته پوسته بیشتر، پس از ۱۲۰ ثانیه، زاویه تماس در حدود ۷۵ درجه قرار گرفت که مطلوب‌ترین درجه برای فعالیت سلولی است. لازم به ذکر است که زاویه تماس یک روش سریع و آسان برای اندازه‌گیری تغییرات آبدوستی سطح است.



شکل ۱۵. نتایج حاصل از آزمون زاویه تماس به مدت ۱۲۰ ثانیه

شکل ۱۶ نتایج حاصل از آزمون خوردگی را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود، نمونه‌های پوشش داده شده بر روی ایمپلنت، باعث شده اند که رفتار خوردگی نمونه‌ها متغیر باشد و مقداری با یکدیگر تفاوت داشته باشند. بر این اساس، نمونه دارای ۱ درصد ساختار هسته پوسته، کمترین میزان مقاومت به خوردگی را نشان می‌دهد. به همین ترتیب، با افزایش میزان ساختار هسته پوسته، مقاومت به خوردگی افزایش یافته، به طوری که نمونه با ۵٪ ساختار هسته پوسته بیشترین مقاومت به خوردگی را دارد. نکته قابل توجه در مورد نمونه‌های این است که، تمامی نمونه‌های بعد

از مدتی وارد منطقه پسیو می شوند و جریان خوردگی ثابت می ماند. تاثیر پوشش الکتروفوریتیک بر مقاومت به خوردگی ایمپلنت تیتانیوم به طور قابل توجهی به نوع پوشش، ضخامت آن و شرایط اعمال پوشش بستگی دارد. تیتانیوم به دلیل مقاومت به خوردگی بالا در محیط‌های فیزیولوژیکی، به طور گسترده‌ای در ساخت ایمپلنت‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. با این حال، در برخی شرایط، مانند حضور یون‌های کلرید در بدن، احتمال خوردگی تیتانیوم و آزاد شدن یون‌های تیتانیوم به محیط اطراف وجود دارد. پوشش‌های الکتروفوریتیک با ایجاد یک لایه محافظ بر روی سطح تیتانیوم، مانع از تماس مستقیم محیط خورنده با سطح ایمپلنت شده و از خوردگی آن جلوگیری می‌کنند.



شکل ۱۶. نتایج حاصل از آزمون خوردگی

نتیجه‌گیری

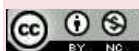
با توجه به نتایج حاصل از این پژوهش، می‌توان نتیجه گرفت که کامپوزیت شامل شیشه زیست فعال، کیتوزان طبیعی و ساختار هسته پوسته اکسید آهن/سولفید مولیبدوم می‌تواند به عنوان یک پوشش مناسب برای ایمپلنت‌ها استفاده شود. این کامپوزیت با افزایش مقدار ساختار هسته پوسته، مقاومت به خوردگی را افزایش می‌دهد و پایداری نمونه‌ها را افزایش می‌دهد. بنابراین، این پژوهش نشان می‌دهد که این کامپوزیت می‌تواند بهبود عملکرد ایمپلنت‌ها را فراهم آورد و به عنوان یک گزینه مناسب برای استفاده در این حوزه معرفی شود.

منابع

81. Shi YY, Li M, Liu Q, Jia ZJ, Xu XC, Cheng Y, Zheng YF. Electrophoretic deposition of graphene oxide reinforced chitosan-hydroxyapatite nanocomposite coatings on Ti substrate. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2016;27(3):48.
82. Sutha S, Kavitha K, Karunakaran G, Rajendran V. In-vitro bioactivity, biocorrosion and antibacterial activity of silicon integrated hydroxyapatite/chitosan composite coating on 316 L stainless steel implants. *Materials Science and Engineering C: Materials for Biological Applications*. 2013;33(7):4046–4054.
83. Karimi N, Kharaziha M, Raeissi K. Electrophoretic deposition of chitosan reinforced graphene oxide-hydroxyapatite on the anodized titanium to improve biological and electrochemical characteristics. *Materials Science and Engineering C*. 2019;98:140–152.
84. Zhang J, Wen Z, Zhao M, Li G, Dai C. Effect of the addition CNTs on performance of CaP/chitosan coating deposited on magnesium alloy by electrophoretic deposition. *Materials Science and Engineering C: Materials for Biological Applications*. 2016;58:992–1000.

85. Vafa E, Bazargan-Lari R, Bahrololoom ME. Electrophoretic deposition of polyvinyl alcohol/natural chitosan/bioactive glass composite coatings on 316L stainless steel for biomedical application. *Progress in Organic Coatings*. 2021;151:106059.
86. Bazargan-Lari R, Zafarani HR, Bahrololoom ME, Nemati A. Removal of Cu(II) ions from aqueous solutions by low-cost natural hydroxyapatite/chitosan composite: equilibrium, kinetic and thermodynamic studies. *Journal of the Taiwan Institute of Chemical Engineers*. 2014;45(4):1642–1648.
87. Amiri H, Mohammadi I, Afshar A. Electrophoretic deposition of nano-zirconia coating on AZ91D magnesium alloy for bio-corrosion control purposes. *Surface and Coatings Technology*. 2017;311:182–190.
88. Zhang J, Wen Z, Guo X. In vitro bioactivity, degradation property and cell viability of the CaP/chitosan/graphene coating on magnesium alloy in m-SBF. *International Journal of Electrochemical Science*. 2016;11:9326–9339.
89. Kumar RM, Kuntal KK, Singh S, Gupta P, Bhushan B, Gopinath P, Lahiri D. Electrophoretic deposition of hydroxyapatite coating on Mg–3Zn alloy for orthopaedic application. *Surface and Coatings Technology*. 2016;287:82–92.
90. Chen Q, Cabanas-Polo S, Goudouri OM, Boccaccini AR. Electrophoretic co-deposition of polyvinyl alcohol (PVA)-reinforced alginate/bioglass composite coating on stainless steel: mechanical properties and in vitro bioactivity assessment. *Materials Science and Engineering C*. 2014;40:55–64.
91. Pishbin F, Mourino V, Gilchrist JB, McComb DW, Kreppel S, Salih V, Ryan MP, Boccaccini AR. Single-step electrochemical deposition of antimicrobial orthopaedic coatings based on a bioactive glass/chitosan/nano-silver composite system. *Acta Biomaterialia*. 2013;9(7):7469-79.
92. Faure J, Drevet R, Lemelle A, Jaber NB, Tara A, El Btaouri H, Benhayoune H. A new sol–gel synthesis of 45S5 bioactive glass using an organic acid as catalyst. *Materials Science and Engineering: C*. 2015;47:407-12.
93. Vafa E, Azizli MJ, Tayebi L, Amani AM, Kamyab H. Integrating bioactive glass with compatibilizer: a novel approach for hard tissue regeneration using PXDDA-co-PLA/PLCL/PGLA nanocomposites. *Materials Chemistry and Physics*. 2024;316:129070.
94. Horia F, Easawi K, Khalil R, Abdallah S, El-Mansy M, Negm S. Optical and thermophysical characterization of Fe₃O₄ nanoparticle. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 2020*(Vol. 956, No. 1, p. 012016). IOP Publishing.
95. Sunaryono S, Fitriana DR, Novita LR, Hidayat MF, Hartatiek H, Mufti N, Taufiq A. The effect of Fe₃O₄ concentration to photocatalytic activity of Fe₃O₄@ TiO₂-PVP core-shell nanocomposite. In *Journal of Physics: Conference Series 2020* (Vol. 1595, No. 1, p. 012003). IOP Publishing.
96. Chicea D, Indrea E, Cretu C. Assessing Fe₃O₄ nanoparticle size by DLS, XRD and AFM. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials*. 2012;14(5):460.

استناد به این مقاله: ناصری، مجید، و بازرگان لاری، رضا. (۱۴۰۴). بررسی ساختار، چسبندگی و نیز رفتار خوردگی پوشش نانو کامپوزیتی کایتوسن طبیعی / شیشه زیست فعال مزوپروس / هسته -پوسته اکسید آهن-سولفید مولیبدیم بر روی تیتانیوم به روش رسوب گذاری الکتروفوریتیک در محیط مشابه بدن. *فصلنامه پیشرفت‌های مهندسی در حوزه پزشکی و مواد*، ۱(۲)، ۵۷-۷۵.



Journal of Recent Advancements in Material Science and Biomedical Engineering is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License.