

Fabrication and Characterization of Keratin Coating on Magnesium Substrate for Bone Implant Application

Farnoosh Moeinipour*, Mahshid Kharaziha¹ and Masoud Atapour²

Department of Materials Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

* Corresponding author, Email: farnooshmoeinii@gmail.com

(Received: 7 May 2025; Revised: 15 September 2025; Accepted: 17 September 2025; Available online: * * 2025)

ABSTRACT

Introduction and Objectives: Keratin coatings have attracted attention as a novel solution for controlling the rate of substrate degradation and corrosion and enhancing bone regeneration due to their unique properties. The aim of the present study is to develop a keratin coating on magnesium alloy in order to control its corrosion behavior.

Materials and Methods: In this study, keratin was extracted from pigeon feathers following the protocol described in previous research. To enhance substrate adhesion, the magnesium alloy was alkalized prior to coating. The morphology and thickness of the keratin coating were optimized by varying the electrospray duration (30, 60, 90, and 120 minutes). Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR) was employed to confirm the successful extraction of keratin, while potentiodynamic polarization tests were conducted to assess the corrosion resistance of the coated samples.

Results: The infrared spectroscopy results revealed characteristic peptide bonds corresponding to amide I (1635 cm^{-1}), amide II (1531 cm^{-1}), and amide III (1238 cm^{-1}). Furthermore, the water contact angle of samples coated with keratin for 30, 60, 90, and 120 minutes decreased progressively to $54 \pm 1^\circ$, $49 \pm 2^\circ$, $45 \pm 2^\circ$, and $41 \pm 1^\circ$, respectively, indicating enhanced surface wettability.

Conclusion: The results of this study demonstrate modifications in surface properties such as roughness and wettability, along with a significant enhancement in the corrosion resistance of AZ91 alloy coated with keratin. This improvement is attributed to the formation of an effective physical barrier and the excellent biocompatibility of keratin, suggesting its potential for broad applications in the medical field.

Keywords: AZ91 alloy, Keratin, Coating, Electrospray, Corrosion resistance.

ساخت و مشخصه‌یابی پوشش کراتین بر زیرلایه منیزیمی جهت کاربرد کاشتنی استخوان

فرونش معینی پور^{*}، مهشید خرازیها^{ID} و مسعود عطاپور^{ID}

دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران
^{*} نویسنده مسئول، پست الکترونیکی: farnooshmoeinii@gmail.com

(دریافت: ۱۴۰۴/۲/۱۷، بازنگری: ۱۴۰۴/۶/۲۴، پذیرش: ۱۴۰۴/۶/۲۶، انتشار: ۱۴۰۴/۶/۲۶)

چکیده

مقدمه و اهداف: پوشش‌های کراتین، به دلیل خواص منحصر به فرد خود، به عنوان یک راهکار نوین در کنترل نرخ تخریب و خوردگی زیرلایه و تقویت بازسازی استخوان مورد توجه قرار گرفته‌اند. هدف از پژوهش حاضر، توسعه پوشش کراتین روی آلیاژ منیزیم به منظور کنترل رفتار خوردگی آن است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش، کراتین از پرکتوتر براساس پروتکل ارائه شده در پژوهش‌های پیشین استخراج شد و جهت بهبود چسبندگی زیرلایه، فرایند قلیایی‌سازی آلیاژ پیش از پوشش‌دهی انجام شد. مورفولوژی و ضخامت پوشش کراتین با تغییر زمان الکترواسپری (۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ دقیقه) بهینه‌سازی شد. از طیف‌سنجی مادون قرمز، جهت تایید استخراج کراتین و به منظور بررسی مقاومت در برابر خوردگی نمونه‌ها، آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی بر روی نمونه‌ها انجام شد.

یافته‌ها: نتایج طیف‌سنجی مادون قرمز، پیوندهای پپتیدی را که با آمید یک (عدد موجی 1635 cm^{-1})، دو (1531 cm^{-1}) و سه (1238 cm^{-1}) شناخته می‌شود را نشان می‌دهد و طبق نتایج، زاویه ترشوندگی در نمونه‌های حاوی پوشش کراتین بعد از (۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ دقیقه پوشش‌دهی) به ± 1 ، 54 ± 2 ، 49 ± 2 و 41 ± 1 درجه کاهش پیدا می‌کند.

نتیجه‌گیری: نتایج این پژوهش نشان‌دهنده اصلاح خواص سطحی، هم‌چون زبری و ترشوندگی و بهبود قابل توجه خواص خوردگی آلیاژ AZ91 با پوشش کراتین است. این بهبود به دلیل ایجاد یک مانع فیزیکی مؤثر و همچنین زیست‌سازگاری بالای کراتین است که می‌تواند کاربردهای گسترده‌ای در زمینه‌های پزشکی داشته باشد.

واژه‌های کلیدی: آلیاژ AZ91، کراتین، پوشش، الکترواسپری، مقاومت به خوردگی.

نقص استخوان، به عنوان یک بیماری شایع ارتوپدی در کلینیک‌ها، همراه با میزان عوارض و هزینه‌های بالا شناخته شده است که معمولاً در موقعیت‌های بالینی مختلف مانند شکستگی‌های باز بزرگ رخ می‌دهد و باعث ازدست‌رفتن استخوان، تومورهای استئوکلاستی و برداشتن بافت‌های استخوانی می‌شود (۱)؛ بنابراین، درمان نقص استخوان به عنوان یکی از چالش‌های اصلی در عمل بالینی باقی می‌ماند. امروزه با افزایش شیوع بیماری‌های استخوانی در جمعیت پیر، تقاضا برای مواد ترمیم استخوان بالا است. در بسیاری از موارد، طرح درمان پیش‌روی نقائص اسکلت استخوانی، مستلزم عمل جراحی، تخلیه ناحیه آسیب‌دیده و پیوند زدن جهت بازگرداندن عملکرد مکانیکی ناحیه جراحی شده است. با اینکه این پیوندها مزایای بسیاری دارند، ولی محدودیت‌هایی مانند طولانی‌بودن زمان جراحی و امکان انتقال بیماری، باعث افزایش توجه به سایر روش‌ها شده است. با توجه به این موضوع، تحقیقات بسیاری به توسعه کاشتنی‌ها به عنوان جایگزین‌های استخوان اختصاص داده شده است (۲). تا به امروز، انواع مختلفی از مواد کاشتنی استخوان برپایه پلیمرها، سرامیک‌ها و فلزات توسعه یافته‌اند. استحکام بالا، مقاومت در برابر شکستگی و انعطاف‌پذیری خوب فلزات، منجر به استفاده از آن‌ها در کاشتنی‌های ارتوپدی تحت بار شده است (۳). در میان مواد زیستی فلزی تخریب‌پذیر، منیزیم و آلیاژهای آن به‌طور گسترده در میتوکندری، استخوان و سلول‌های قلبی توزیع می‌شوند و در فعالیت‌های فیزیولوژیکی مختلف بدن انسان شرکت می‌کنند. درعین حال، اثر القای استخوان و ضدآریمی را نیز دارند که نشان‌دهنده زیست‌سازگاری خوب منیزیم است. براساس ویژگی‌های عالی ذکرشده، آلیاژهای مبتنی بر منیزیم، توجه بسیاری را به خود جلب کرده و تبدیل به مواد کاشتنی زیست‌پزشکی، به‌ویژه کاشتنی‌های ارتوپدی و استنت‌های کرونری^۲ شده‌اند (۴). کاربرد آلیاژهای منیزیم در زمینه زیست‌پزشکی سابقه طولانی دارد. منیزیم برای اولین بار در سال ۱۸۷۸، به عنوان لیگاتور برای عروق آسیب‌دیده مورد استفاده قرار

گرفت و از آن زمان آلیاژهای منیزیم به‌طور گسترده در زمینه‌های پزشکی و جراحی از جمله قلب و عروق، اسکلتی، عضلانی و جراحی عمومی مورد مطالعه قرار گرفتند. بسیاری از آلیاژهای منیزیم حاوی عنصر آلومینیوم، مانند AZ91، به دلیل عملکرد مکانیکی خوب و مقاومت در برابر خوردگی در زمینه‌های زیست‌پزشکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند (۵). با این وجود، آلیاژهای منیزیم، در صورتی می‌توانند به عنوان کاشتنی‌های تخریب‌پذیر مناسب باشند که نرخ تخریب آن‌ها متناسب با نرخ بازسازی بافت استخوان باشد. سرعت خوردگی بالای کاشتنی‌های منیزیم، می‌تواند اثرات ایمونوتوکسین^۳ داشته باشد و درد و التهاب را القا کند. از آنجایی که نرخ خوردگی بیش‌ازحد با افزایش نفوذ سلول‌های ایمنی در ارتباط است، کنترل نرخ خوردگی برای بهبود عملکرد کاشتنی‌های منیزیم ضروری است (۶). خوردگی سریع آن‌ها در محیط‌های فیزیولوژیکی، می‌تواند باعث شکستگی زودرس و شکست جراحی شود و به شدت مانع از کاربرد گسترده آن‌ها شود؛ بنابراین، تلاش‌های بسیاری برای تغییر رفتارهای مخرب کاشتنی‌های مبتنی بر منیزیم انجام شده است (۷). کاشتنی‌های منیزیم خالص، به‌تنهایی نمی‌توانند پاسخ‌های التهابی را به دلیل نرخ خوردگی بالا برطرف کنند. پوشش‌دهی و اصلاح سطح، مانند پوشش پلیمری، رسوب الکتروشیمیایی، تبدیل شیمیایی و اکسیداسیون میکروکوس، روش‌های رایج برای بهبود خواص منیزیم هستند (۸). اصلاح سطح، یک رویکرد امیدوارکننده برای تنظیم ریزساختار و بهبود عملکرد آن است که با تهیه پوشش‌های محافظ یا تغییر ویژگی‌های سطحی انجام می‌شود. یکپارچگی مکانیکی، زیست‌تخریب‌پذیری و زیست‌سازگاری آلیاژهای منیزیم، به‌طور قابل توجهی از طریق فرآیندهای مختلف اصلاح سطح بهبود یافته است. روش‌های اصلاح سطح مناسب، نه تنها می‌تواند عملکرد مکانیکی و مقاومت در برابر خوردگی آلیاژهای منیزیم را افزایش دهد، بلکه به‌طور همزمان عملکرد زیستی آلیاژها مانند زیست‌سازگاری و زیست‌فعالی را بهبود بخشد (۹). در بسیاری از موارد، پیش‌آماده‌سازی سطح منیزیم برای دستیابی به چسبندگی

و مقاومت به خوردگی بهتر مورد نیاز است. فرآیند تمیزکردن، معمولاً به دو صورت عمل می‌کند: (۱) حذف تمام آلودگی‌ها از سطح و (۲) زبرکردن سطح تا چسبندگی یک پوشش افزایش یابد. تمیزکردن معمول شامل عملیات مکانیکی، تمیزکردن با حلال‌ها، عملیات قلیایی^۴ و یا اچ‌کردن^۵ است (۱۰).

مطالعات متعددی نشان داده‌اند که پوشش مناسب، می‌تواند مانعی بین مواد زیرین و محیط اطراف ایجاد کند و از زیرلایه در برابر تخریب و خوردگی محافظت کند. طبق مطالعه غفارزاده و همکاران (۱۱)، سرعت خوردگی آلیاژ AZ91 با پوشش اکسیداسیون میکرووقوسی دولایه پلی (گلیسرول سباسیت)^۶ تا چندین برابر در مقایسه با نمونه‌های بدون پوشش کاهش یافته است و طبق نتایج مطالعه جولانی و همکاران (۱۲)، اعمال پوشش کیتوسان روی آلیاژ مس با تشکیل یک لایه محافظ یکنواخت و متراکم، به‌طور مؤثری از نفوذ یون‌های خورنده مانند کلرید و اکسیژن به سطح فلز جلوگیری می‌کند و بدین ترتیب، فرآورده‌های الکتروشیمیایی خوردگی را کند می‌سازد. همچنین نتایج مطالعه توکلی و همکاران (۱۳)، نشان می‌دهد که پوشش نانوکامپوزیتی آبگریز پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان-اکسید سیلیسیم-اکسید مس بر زیرلایه فولاد زنگ‌نزن، موجب کاهش سینتیک خوردگی و بهبود زیست‌سازگاری شده است. سلیمانی و همکاران (۱۴)، سرعت خوردگی آلیاژ AZ91 را از ۱۴/۰ میلی‌گرم بر ساعت بر سانتی‌متر مربع به ۰/۰۳ میلی‌گرم بر ساعت بر سانتی‌متر مربع، با اعمال پوشش نانوکامپوزیتی پلی‌کاپرولاکتون-کیتوسان-بغدادیت کاهش دادند و رفتار آلیاژ AZ91 را به‌عنوان کاشت‌نی‌های پزشکی بهبود بخشیدند.

پوشش‌های پلیمری بر روی مواد مبتنی بر منیزیم، دارای عملکردهای متنوعی از جمله زیست‌سازگاری، القای استخوانی، خوددرمانی، عملکرد ضدباکتریایی و آزادسازی پایدار دارو می‌باشند که همچنان توسعه و گسترش خواهند یافت. آلیاژهای منیزیم با پوشش‌های پلیمری زیست‌تخریب‌پذیر، چشم‌انداز امیدوارکننده‌ای را با توجه به توانایی آن‌ها در برابر خوردگی، بهبود زیست‌سازگاری و ایجاد خواص عملکردی متنوع انجام

دارند (۷). دو گروه بزرگ از پوشش‌های پلیمری وجود دارد: پلیمرهای مصنوعی و طبیعی. پلیمرهای طبیعی مزیت‌هایی مانند زیست‌سازگاری عالی و همچنین زیست‌فعالی از خود نشان می‌دهند (۵). پلیمرهای طبیعی زیست‌سازگار، یک‌سری ویژگی‌های بسیار مهم برای عملکرد بهتر کاشت‌نی دارند، از جمله چسبندگی سلولی، تحریک پاسخ سلول، عملکرد زیستی بهتر و بهبود مقاومت در برابر خوردگی. علاوه‌براین، آن‌ها یک محیط زیستی-شیمیایی مشابه استخوان طبیعی فراهم می‌کنند. این مواد خطر کم پاسخ ایمنی، غیرسمی بودن، آب‌دوستی و اثرات جانبی اندک را نشان می‌دهند و در برخی موارد، امکان آزادسازی عوامل رشد یا داروها را نیز دارند (۷ و ۵). چنین موادی شامل کلاژن^۷، کیتوزان^۸، آلژینات^۹، کراتین^{۱۰} و ژلاتین^{۱۱} هستند که همه آن‌ها قابلیت زیستی بالایی با محصولات تجزیه غیرسمی دفع‌شده از خود نشان می‌دهند (۸). در این میان، مواد پایه کراتینی به دلیل خواصی مانند زیست‌سازگاری، زیست‌تخریب‌پذیری، زیست‌فعالی، سمیت کم و هزینه تولید پایین، آن‌ها را به پلیمری ایده‌آل برای چندین کاربرد پزشکی تبدیل می‌کند. مواد زیستی مبتنی بر کراتین، به‌طور ذاتی دارای خواص خودآرایی هستند و تکثیر سلولی را تقویت می‌کنند. با توجه به این خواص برتر، تحقیقات اخیر روی کراتین منجر به توسعه مواد زیستی با کاربردهایی در مهندسی بافت، ترمیم زخم، استخوان و دارورسانی شده است (۹). مجموعه وسیعی از مواد مبتنی بر کراتین به شکل فیلم‌ها، هیدروژل‌ها، اسفنج‌ها و الیاف الکترورسی شده و پوشش‌ها، برای استفاده در سیستم‌های دارورسانی، پانسمان زخم و مهندسی بافت توسعه یافته‌اند و اکثر مطالعات کراتین، در کاربردهای ترمیم استخوان و زخم انجام شده است (۱۰). به‌طور استثنایی، کراتین نسبت به سایر پروتئین‌ها مانند کلاژن (کلاژناز)، کیتوزان (لیزوزیم) و غیره، در برابر تخریب مقاوم‌تر است زیرا انسان فاقد آنزیم کراتیناز است. براساس خواص فیزیکی و شیمیایی کراتین، به‌ویژه محتوای گوگرد، کراتین در درجه اول به عنوان کراتین سخت یا کراتین نرم توصیف می‌شود. کراتین نرم، دارای محتوای گوگرد کم (کمتر از سه درصد وزنی) است و در

لایه شاخی پوست یافت می‌شود. درحالی‌که کراتین سخت در پشم، مو، پر، ناخن، شاخ و غیره یافت می‌شود و دارای محتوای گوگرد بالاتر (بیش از سه درصد وزنی) است (۱۵). پوشش‌های کراتین، به‌عنوان پوشش‌هایی بر روی سطح منیزیم و آلایزهای آن عمل می‌کنند تا مانعی برای محدودکردن تماس مستقیم بین سطح منیزیم و محیط زیستی آبی ایجاد کرده و از بستر در برابر آسیب یا خوردگی محافظت کنند. این پوشش‌ها همچنین پایداری هیدرولیتیکی را نشان می‌دهند و خواص خود را در مدت‌زمان طولانی حفظ می‌کنند و با تقلید از ماتریکس خارج سلولی بومی، چسبندگی، زنده‌ماندن و تمایز سلول‌های بنیادی را افزایش می‌دهند. که آن‌ها را برای استفاده در مهندسی بافت عضلانی اسکلتی و کاربردهای پزشکی بازساختی مناسب می‌سازد (۵). کراتین، یک پروتئین طبیعی حاوی اسیدهای آمینه است که به دلیل خواص زیست‌سازگاری بالا و قابلیت تشکیل پیوندهای شیمیایی با سطوح فلزی، به‌عنوان پوشش زیستی روی فلزات از جمله منیزیم استفاده می‌شود. پوشش کراتین روی سطح منیزیم منجر به ایجاد یک لایه آلی محافظ می‌شود که از تماس مستقیم فلز با محیط جلوگیری کرده و به کاهش خوردگی کمک می‌کند. این لایه شامل گروه‌های عاملی مانند آمین (NH_2)، کربوکسیل (COOH) و تیول (SH) است که می‌توانند با اکسیدهای سطح منیزیم پیوند برقرار کنند و ترکیب شیمیایی سطح را تغییر دهند (۱۰). دانکن و همکاران (۱۶)، زیست‌سازگاری و ادغام استخوانی مواد کراتین را با توجه به استفاده بالقوه آن به‌عنوان یک جایگزین پیوند استخوان‌زا، زیست‌سازگار و به‌سرعت زیست‌تخریب‌پذیر بررسی کردند. این یافته‌ها نشان می‌دهد که پوشش‌های کراتین، پتانسیل بهبود کاشت‌های استخوانی را دارند.

رنجیت و همکاران (۱۵)، از پوشش کراتین استخراج‌شده از پشم بر سطح تیتانیوم استفاده کردند. آن‌ها نشان دادند که کراتین باعث تشکیل استخوان در داخل بدن می‌شود و این پوشش دارای هر دو خواص فیزیکی و مکانیکی موردنیاز برای کاربردهای بالقوه کاشت‌نی دندان و یا ارتوپدی است؛ بنابراین می‌تواند به‌عنوان پوشش فعال زیستی جدیدی برای کاشت‌های استخوانی

در نظر گرفته شود.

لی و همکاران (۱۷)، اثربخشی بالقوه پروتئین‌های کراتین استخراج‌شده از موهای انسان برای ایجاد پوشش روی تیتانیوم را به‌عنوان یک سطح زیست‌سازگار برای کاشت‌های ارتوپدی ارائه کردند.

پوشش‌های کراتین نسبت به پوشش‌های فلزی یا سرامیکی که ممکن است شکننده باشند، انعطاف‌پذیری بیشتری داشته و از ایجاد ترک‌های ناشی از تنش‌های مکانیکی جلوگیری می‌کنند. این ویژگی‌ها باعث افزایش دوام پوشش و حفظ پایداری مکانیکی کاشت‌نی می‌شود (۱۸). طبق مطالعه اسپیریدون و همکاران (۱۹)، پوشش کراتین انعطاف‌پذیری بالاتری نسبت به کیتوسان دارد که باعث کاهش ترک‌خوردگی و افزایش دوام پوشش می‌شود. همچنین، ترکیب کراتین با سایر پلیمرهای طبیعی مانند کیتوسان، می‌تواند اثرات سینرژیک داشته باشد و علاوه بر افزایش استحکام مکانیکی پوشش، خواص زیست‌فعالی و مقاومت به خوردگی را نیز بهبود بخشد.

روش‌های مختلفی برای استفاده از این پوشش‌ها بر روی سطح فلزات وجود دارد که هرکدام براساس نوع پوشش و کاربرد مورد نظر، از مزایای منحصر به فردی برخوردار هستند. روش‌های استاندارد برای اعمال این پوشش‌ها عبارتند از: پاشش، غوطه‌ور کردن و رسوب الکتروشیمیایی (۲۰) و فرایند اکسیداسیون الکترولیتی پلاسمایی (۲۱). در بین روش‌های مختلف پوشش، پوشش اسپری به‌طور گسترده‌ای استفاده می‌شود (۲۲). روش الکترواسپری، چسبندگی عالی و پوشش یکنواختی را فراهم می‌کند و کنترل بهتری بر ساختارهای سطحی در مقایسه با روش‌های دیگر ایجاد می‌کند. پوشش‌دهی الکترواسپری، به دلیل توانایی در رسوب‌دهی مواد متنوع روی سطوح با هندسه پیچیده، به‌عنوان یک رویکرد امیدوارکننده برای افزایش مقاومت در برابر خوردگی و خواص عملکردی ظاهر شده است. این روش، برپایه ایجاد قطرات ریز تحت میدان الکتریکی با ولتاژ بالا عمل می‌کند و برای کاربردهای حساس مانند کاشت‌های پزشکی مناسب است (۲۳).

هدف از پژوهش حاضر، بهبود عملکرد کاشتنی‌های استخوان برپایه آلیاژهای منیزیم با توسعه پوشش کراتینی است. در این راستا، توسعه پوشش بر پایه کراتین جهت بهبود زیست‌سازگاری و عملکرد کاشتنی‌های استخوانی پیشنهاد می‌شود. طبق نتایج، این پوشش می‌تواند به کنترل نرخ تخریب و خوردگی زیرلایه و تقویت بازسازی استخوان کمک کند.

۲- مواد و روش تحقیق

۲-۱- مواد و تجهیزات

آلیاژ AZ91 به عنوان بستر استفاده شد. استون و سدیم هیدروکسید (NaOH) ($M_w = 40.00 \text{ g/mol}$)، خلوص 99.9% درصد) برای آماده‌سازی و اصلاح بستر از مرگ خریداری شد. پر کبوتر مرغوب از فروشگاه حیوانات خانگی خریداری شد. اتانول (۹۶ درصد شرکت مرک) برای شستن پر کبوتر خریداری شد. سولفید سدیم (Na_2S) و اسید کلریدریک (HCl) از مرک برای استخراج کراتین پر کبوتر خریداری شد و در همه آزمایش‌ها از آب دیونیزه^{۱۲} استفاده شد.

برای بررسی گروه‌های عاملی موجود در پوشش پلیمری، از آزمون طیف‌سنجی مادون قرمز تبدیل فوریه^{۱۳} مدل Tensor27 ساخت شرکت Bruker کشور آلمان، در محدوده عدد موج $4000-600 \text{ cm}^{-1}$ با دقت تفکیک‌پذیری 1 cm^{-1} استفاده شد. الگوهای پراش اشعه ایکس^{۱۴} در دمای اتاق با استفاده از پراش‌سنج در محدوده $5^\circ-3^\circ$ درجه، با تابش $\text{Cu K}\alpha$ ($\lambda=1.5418$) اندازه گام 0.04° درجه به‌دست آمد. براساس استاندارد ISO 4287:1998 آزمون زیری‌سنجی انجام گرفت. در این آزمون از دستگاه زبری‌سنج (Taylor-Hobson Surtronic Duo) در دانشکده مهندسی مواد دانشگاه صنعتی اصفهان استفاده شد که در آن اشعه لیزر روی سطح نمونه حرکت کرده و زبری تعیین شد. در راستای بررسی ترشوندگی نمونه‌ها، زاویه تماس استاتیکی مایع با سطح نمونه‌ها توسط دستگاه اندازه‌گیری زاویه در دانشکده مهندسی مواد دانشگاه صنعتی اصفهان اندازه‌گیری شد. این آزمون با استفاده از مدل زاویه تماس انجام شد. مورفولوژی

سطحی مواد نیز با میکروسکوپ الکترونی روبشی^{۱۵} مدل Philips XL30 بررسی شد. به این منظور نمونه‌ها ابتدا روی چسب کربنی قرار گرفتند و سپس روی پایه نگهدارنده نصب شدند. پس از آن، پوشش طلا با استفاده از سیستم رسوب‌دهی فیزیکی فاز بخار، روی نمونه‌ها اعمال شد. ولتاژ 10 kV و جریان 100 mA پیکوآمپر برای اجرای آزمون تنظیم شد. آزمون‌های پلاریزاسیون پتانسیودینامیک^{۱۶} توسط دستگاه AMETEK potentiostat/galvanostat (PARSTAT 2273) انجام گرفت. آزمون‌های پلاریزاسیون پتانسیودینامیک با اعمال محدوده پتانسیل $0.25-0 \text{ V}$ میلی ولت تا 0.7 V میلی‌ولت نسبت به پتانسیل مدار باز با نرخ روبش یک میلی‌ولت در ثانیه انجام شد.

۲-۲- اصلاح سطح

آلیاژ تجاری منیزیم AZ91 ($8/63$ درصد وزنی آلومینیوم، 0.6% درصد وزنی روی، 0.17% درصد وزنی منگنز، 0.05% درصد وزنی مس، 0.05% درصد آهن و مابقی منیزیم) به عنوان بستر استفاده شد. قبل از اصلاح سطح، نمونه‌ها به ابعاد $1 \times 1 \times 1$ میلی‌متر مکعب برش داده شدند. سطح نمونه‌ها به منظور حذف ناصافی‌ها و بهبود سطح، با کاغذ سنباده‌های 120 ، 600 ، 1200 و 2000 صیقل داده شد. جهت حذف آلودگی‌های سطحی، نمونه‌ها به مدت 20 دقیقه در محلول استون تحت شرایطอัลتراسونیک بدون دما قرار گرفتند. سپس با آب مقطر شسته شدند تا هرگونه آلودگی باقی‌مانده حذف شود. جهت اصلاح سطح زیرلایه‌ها به روش قلیایی‌سازی، نمونه‌ها در محلول سدیم هیدروکسید با غلظت 5 M در دمای 85° درجه سانتی‌گراد به مدت 24 ساعت در آون قرار داده شدند. پس از خروج از محلول، نمونه‌ها به آرامی با آب مقطر به مدت 30 ثانیه شسته شدند و در دمای 40° درجه سانتی‌گراد خشک گردیدند (۲۴).

۲-۳- آماده‌سازی پر کبوتر

نمونه‌های پر کبوتر (کبوتر پست) از فروشگاه‌های حیوانات خانگی جمع‌آوری شد. برای آزمایش از پره‌های سالم استفاده شد. پره‌های تهیه‌شده در آزمایشگاه، با مواد شوینده برای خارج کردن

خون اضافی شسته شدند، سپس به قطعات کوچک آسیاب شدند و سپس در اتانول ۹۶ درصد مخلوط شدند (۲۵). پرها به مدت سه روز در انکوباتور با دمای 1 ± 34 درجه سانتی گراد خشک شدند و به مدت ۷۲ ساعت در دمای 2 ± 23 درجه سانتی گراد و رطوبت نسبی 2 ± 60 درصد تهویه شدند (۲۶).

۲-۴- استخراج کراتین

پره‌های تمیز، خشک و آسیاب شده، به ۱۰۰ میلی لیتر محلول آبی حاوی ۵٪ مول در لیتر محلول سولفید سدیم (Na_2S) به نسبت ۱:۲۰ (برای غوطه‌ور شدن کامل پرها در محلول) اضافه شد. سپس اسیدیته با استفاده از سدیم هیدروکسید (۲ مولار) روی ۱۰/۵ تنظیم شد (مرحله انحلال). سپس محلول در دمای ۴۰ درجه سانتی گراد گرم نگه داشته شد و با استفاده از همزن مغناطیسی به مدت شش ساعت به طور مداوم هم زده شد و سپس با سرعت ۶۰۰۰ دور در دقیقه به مدت ۲۰ دقیقه سانتریفیوژ شد. مایع رویی جمع آوری شد و ذرات دور ریخته شدند. اسید کلریدریک (۷ مولار) را به آرامی به محلول اضافه کرده تا زمانی که اسیدیته برابر ۴ (نقطه ایزوالکتریک کراتین) شود (مرحله رسوب). محلول مجدداً با سرعت ۶۰۰۰ به مدت ۲۰ دقیقه سانتریفیوژ شد. کراتین رسوب شده، سه بار با آب مقطر شسته شد و در خشک کن انجمادی قرار داده شد تا رسوب کاملاً خشک شود و پودر کراتین به دست آید. سپس در ظروف شیشه‌ای دربسته و حساس به نور در دمای ۴ درجه سانتی گراد نگهداری شد (۲۶).

تعدادی از پارامترها به طور ثابت در نظر گرفته شد و تعداد دیگری به منظور تعیین شرایط بهینه، متغیر محسوب شدند. پارامترهای ثابت عبارتند از: فاصله کاری (۱۰ سانتی متر)، دما (۲۷ درجه سانتی گراد)، رطوبت محیط (۵۰ درصد)، قطر سر ریسنده (گیج ۲۳) و غلظت پلیمر (یک درصد وزنی حجمی). همچنین، پارامترهای متغیر عبارت بودند از: ولتاژ کاری و نرخ جریان محلول. سپس جهت بررسی مدت زمان لازم برای پوشش دهی، الکترواسپری در زمان‌های ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ دقیقه انجام شد. به منظور جلوگیری از تخریب سریع کراتین در محیط‌های آبی، فرآیند اتصالات عرضی انجام شد که به معنای ایجاد پیوندهای عرضی کووالانسی یا غیرکووالانسی بین زنجیره‌های مولکولی پروتئین‌ها است که منجر به تشکیل ساختار سه بعدی پایدار و مقاوم می‌شود. در مورد پوشش کراتین روی سطح منیزیم، هدف از اتصالات عرضی افزایش پایداری مکانیکی و شیمیایی پوشش است. با توجه به تحقیقات قبلی، از دما جهت کراس لینک استفاده شد. به همین منظور، ابتدا نمونه پوشش داده شده تحت دمای ۷۰ درجه سانتی گراد به مدت ۲۰ دقیقه قرار گرفت. این دما باعث فعال شدن گروه‌های عاملی واکنش پذیر در مولکول کراتین، مانند گروه‌های آمین و کربوکسیل می‌شود که در اثر حرارت واکنش‌های شیمیایی بین زنجیره‌های پروتئینی را تسریع کرده و پیوندهای عرضی پایدار تشکیل می‌دهند (۲۷) در نهایت، در اتانول ۹۶ درصد به مدت ۳۰ دقیقه قرار گرفت. سپس سه مرتبه با آب مقطر شست و شو داده شد و برای آزمون‌های بعدی کنار گذاشته شد.

۳- نتایج و بحث

۳-۱- مشخصه‌یابی کراتین استخراج شده از پر

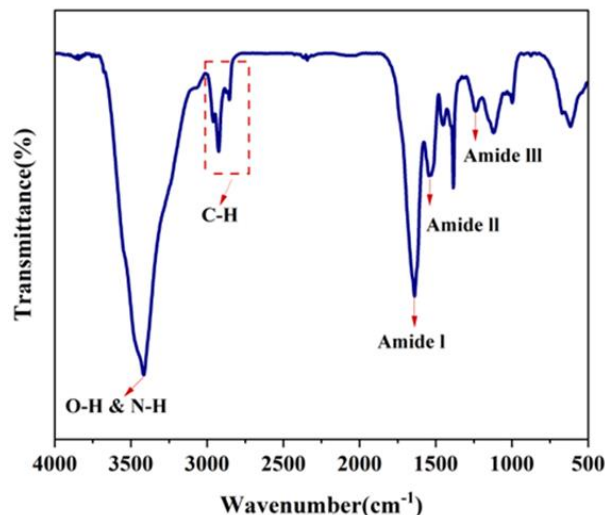
به منظور تایید استخراج کراتین از پر، آزمون طیف‌سنجی مادون قرمز تبدیل فوریه استفاده شد. در همه طیف‌ها، نوارهای جذب مشخصه پروتئین‌ها به دلیل ارتعاش پیوند پپتیدی ناشی از پیوندها، با آمید یک (عدد موجی 1635 cm^{-1})، دو (1531 cm^{-1})

۲-۵- پوشش دهی کراتین بر زیر لایه AZ91 قلیایی شده

پوشش دهی کراتین به روش الکترواسپری انجام شد. در این راستا، برای ساخت محلول مورد نیاز برای الکترواسپری، محلول کراتین در فرمیک اسید (۹۹ درصد) تهیه شد. بعد از یکنواخت سازی محلول، ابتدا پارامترهای فرآیند الکترواسپری توسط آزمون‌های سعی و خطای اولیه، ارزیابی و بهینه شد.

همچنین تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی از مورفولوژی سطح مقطع (شکل ۳) زیرلایه‌های AZ91 حاوی پوشش کراتین، با استفاده از فرآیند الکترواسپری در زمان‌های مختلف گرفته شد. ضخامت مناسب پوشش باعث افزایش سطح تماس بین کاشتنی و بافت استخوان می‌شود که علاوه بر بهبود مورفولوژی سطح و افزایش زبری، سطح تماس بیشتری را فراهم می‌آورد. این امر زمینه‌ساز تشکیل پیوندهای مکانیکی و زیستی قوی‌تری بین کاشتنی و استخوان می‌شود. علاوه بر این، پوشش با ضخامت مناسب می‌تواند محیط میکروزیستی سطح کاشتنی را بهبود بخشد و با فراهم آوردن بستری مناسب برای چسبندگی، تکثیر و تمایز سلول‌های استخوان‌ساز، فرآیند بازسازی استخوان را تسریع کند (۲۱). با بررسی ضخامت پوشش‌ها بر سطح زیرلایه AZ91 مشاهده شد که نمونه M-K60 (شکل ۳-ب) پوشش سطحی یکنواخت‌تر و منظم‌تری را نسبت به بقیه نمونه‌ها روی سطح تشکیل داده و از نظر مورفولوژی نمونه مطلوب‌تری است.

زبری و مورفولوژی سطح کاشتنی بیشتر در فرآیند استخوان‌سازی ثانویه و اتصال استخوان به کاشتنی دیده می‌شود. زبری سطح باعث افزایش تماس استخوان-کاشتنی و بهبود رشد و تمایز استئوبلاست‌ها می‌گردد که در نهایت به افزایش ثبات بلندمدت کاشتنی کمک می‌کند (۲۸). همچنین، زبری از خصوصیات مهم سطحی است که تاثیر بسزایی در چسبندگی سلولی و رفتار خوردگی دارد (۲۹). براین اساس پروفیل زبری سنجی (شکل ۴-الف)، از سطح نمونه تهیه شد و میانگین زبری سطحی از این پروفیل‌ها به دست آمد (شکل ۴-ب). زبری $Mg \pm 1.4$ و MgO (زیرلایه AZ91 کلاسیک شده) 16 ± 0.3 میکرومتر است. این زبری به 6 ± 0.7 ، 7 ± 0.5 ، 8 ± 0.4 و 14 ± 0.4 میکرومتر، به ترتیب در نمونه‌های حاوی پوشش کراتین بعد از ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ دقیقه پوشش‌دهی می‌رسد. طبق نتایج با اعمال پوشش پلیمری بر روی سطح نمونه‌ها، زبری به‌طور قابل توجهی اصلاح شد. سطوح زیر برای کاشت استخوان مناسب‌تر است، زیرا باعث رشد بافت استخوانی شده و از محاصره شدن کاشتنی‌ها توسط بافت همبند محافظت می‌کند (۳۰).

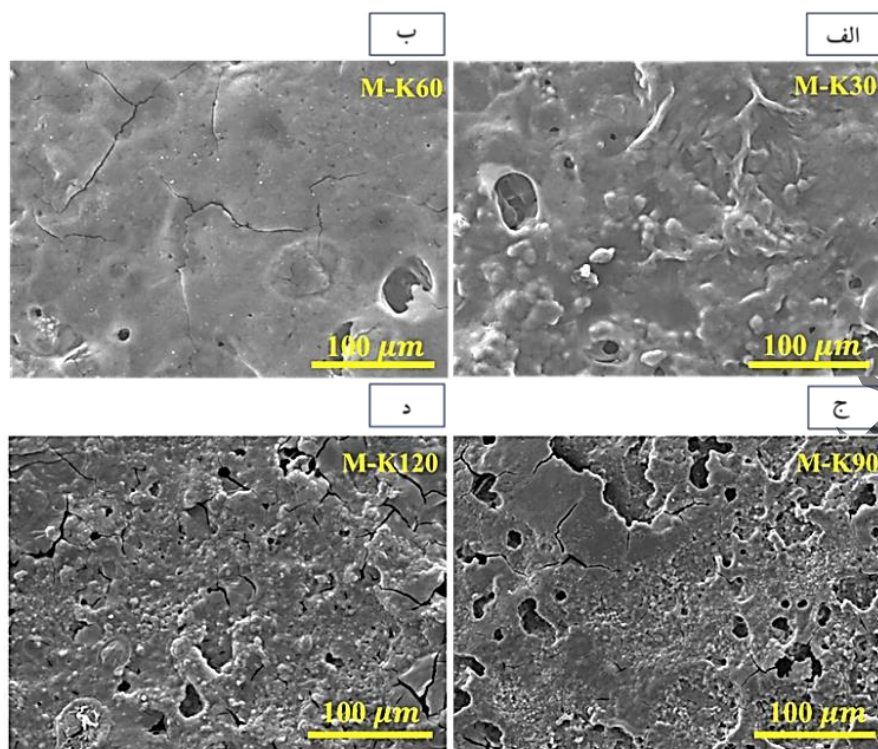


شکل ۱- طیف مادون قرمز کراتین استخراج شده از پر.

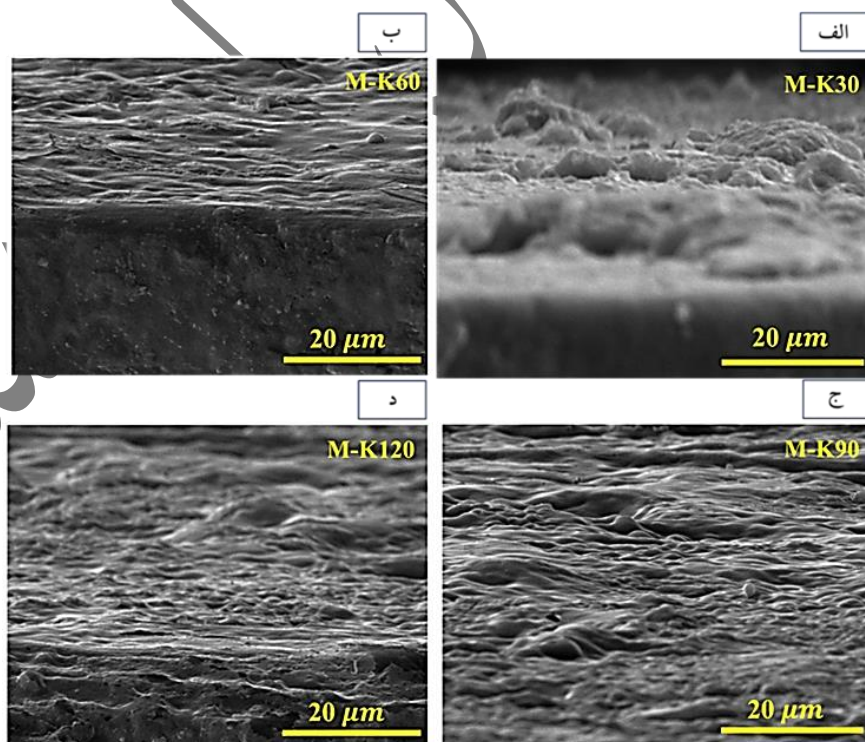
و سه (1238 cm^{-1}) قابل مشاهده است (۸). همان‌گونه که در شکل (۱) مشاهده می‌شود، پیوند آمید یک عمدتاً ناشی از ارتعاش کششی گروه $C=O$ است که جذب آن در محدوده عدد موج $1700-1600 \text{ cm}^{-1}$ قرار دارد. پیوند آمید دو مربوط به ارتعاش خمشی $N=H$ و ارتعاش کششی $C=H$ می‌باشد که جذب آن در محدوده $1560-1500 \text{ cm}^{-1}$ قرار دارد و آمید سه مربوط به ترکیبات فازی از ارتعاش کششی $C-N$ و خمشی $N-H$ با بخشی از ارتعاش کششی $C-C$ و خمشی $C=O$ است که جذب آن در محدوده عدد موجی $1300-1220 \text{ cm}^{-1}$ اتفاق می‌افتد. فرکانس ارتعاشی آمید یک به ساختار پروتئین وابسته است؛ بنابراین می‌تواند به‌منظور پیش‌بینی ساختار پروتئین به کار رود.

۳-۲- مشخصه‌یابی پوشش کراتین

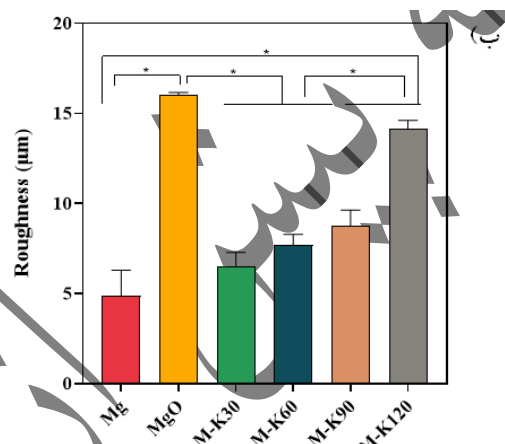
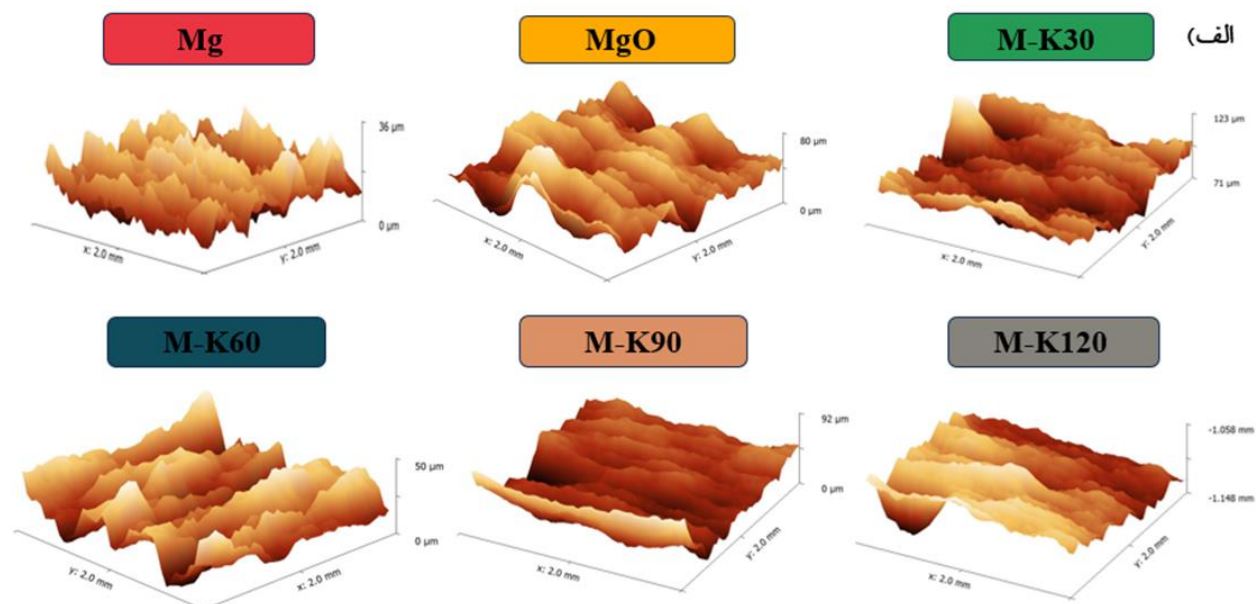
تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی از مورفولوژی سطح زیرلایه‌های AZ91 حاوی پوشش کراتین با استفاده از فرآیند الکترواسپری در زمان‌های مختلف، در شکل (۲) ارائه شده است. از نظر مورفولوژی و یکنواختی پوشش، M-K60 (نمونه ۶۰ دقیقه پوشش داده شده) از نظر مورفولوژی، نمونه مطلوب‌تری است. این ویژگی‌ها نشان‌دهنده کیفیت بالاتر پوشش و بهبود عملکرد زیستی و مکانیکی آن در کاربردهای کاشتنی‌های ارتوپدی هستند.



شکل ۲- تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی از مورفولوژی سطح زیرلایه AZ91 حاوی پوشش کراتین بعد از (الف) ۳۰ دقیقه، (ب) ۶۰ دقیقه، (ج) ۹۰ دقیقه و (د) ۱۲۰ دقیقه پوشش دهی.

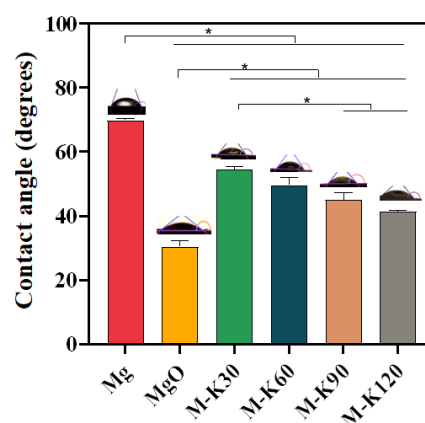


شکل ۳- تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی از مورفولوژی سطح مقطع زیرلایه AZ91 حاوی پوشش کراتین بعد از (الف) ۳۰ دقیقه، (ب) ۶۰ دقیقه، (ج) ۹۰ دقیقه و (د) ۱۲۰ دقیقه پوشش دهی.



شکل ۴- الف) هندسه سطح ب) نمودار ستونی مقایسه زبری سطح نمونه‌ها با زمان‌های مختلف پوشش‌دهی کراتین.

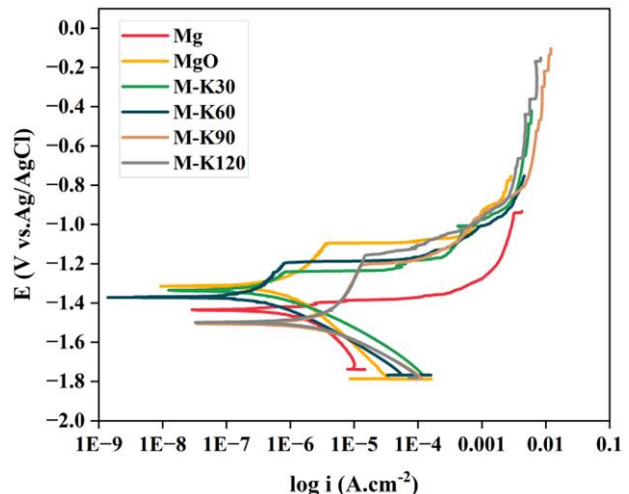
زبری و ترکیب شیمیایی سطح به عنوان عوامل تاثیرگذار بر ترشوندگی سطح شناخته می‌شوند (۳۰). برای این اساس، تغییرات در مورفولوژی و ترکیب شیمیایی سطح به‌طور قابل توجهی آب‌دوستی نمونه‌ها را تغییر می‌دهد. شکل (۵)، تصاویر قطره آب و همچنین میانگین زاویه تماس آب بر روی سطح نمونه‌ها را در زمان‌های مختلف پوشش‌دهی کراتین نشان می‌دهد. کراتین، گروه‌های قطبی را به سطح آب‌دوست می‌چسباند و نتایج نشان می‌دهد که پوشش‌دهی کراتین روی زیرلایه‌های AZ91 باعث افزایش میزان آب‌دوستی نمونه شده است. زاویه ترشوندگی زیرلایه AZ91 بدون پوشش ۵/۶۹ ± درجه و زاویه ترشوندگی MgO برابر با ۱ ± ۳۰ درجه است. این زاویه به ۱ ± ۵۴، ۲ ± ۴۹،



شکل ۵- نمودار ستونی مقایسه زاویه ترشوندگی بر سطح نمونه‌ها با زمان‌های مختلف پوشش‌دهی کراتین به همراه تصویر مورفولوژی قطره آب روی پوشش.

جدول ۱- اطلاعات استخراج شده از نمودار تافل نمونه‌ها با زمان‌های مختلف پوشش‌دهی کراتین

نمونه	I_{corr} (A/cm ²)	E_{corr} (V)
Mg	$1/12 \times 10^{-6}$	-۱/۴۳
MgO	$6/58 \times 10^{-6}$	-۱/۳۱
M-K30	$6/08 \times 10^{-7}$	-۱/۳۳
M-K60	$2/78 \times 10^{-7}$	-۱/۳۷
M-K90	$2/55 \times 10^{-6}$	-۱/۴۹
M-K120	$2/82 \times 10^{-6}$	-۱/۵۱



شکل ۶- نمودار تافل نمونه‌های پوشش داده شده با کراتین در زمان‌های مختلف.

خورنده عمل می‌کند و جریان خوردگی $4/32 \times 10^{-5}$ در نمونه بدون پوشش به $5/36 \times 10^{-6}$ آمپر بر متر مربع در نمونه با پوشش قلیایی می‌رسد. در مطالعه لی و همکاران (۱۷)، جریان خوردگی با اعمال پوشش کراتین روی زیرلایه تیتانیوم از $1/2 \times 10^{-5}$ به 10^{-10} $3/5 \times 10^{-7}$ آمپر بر متر مربع به دلیل تشکیل لایه محافظ یکنواخت و چسبنده کراتین روی سطح فلز کاهش یافت. در پژوهش انجام گرفته، با اعمال پوشش کراتین بر روی زیرلایه AZ91، رفتار خوردگی نمونه‌های پوشش داده شده با کراتین بهبود یافته است. باید در نظر داشت که با افزایش زمان پوشش‌دهی از ۶۰ دقیقه به بعد، چگالی جریان خوردگی افزایش یافته است. این امر را می‌توان به تشکیل میکروترک‌ها و میکروتخلخل‌ها با اندازه‌ای بزرگ در پوشش‌ها نسبت داد که حضور این تخلخل‌ها و ترک‌ها، منجر به تسریع یون‌های محیط خورنده به زیرلایه و در نتیجه کاهش مقاومت به خوردگی می‌شوند. با توجه به شکل (۶)، چگالی جریان خوردگی زیرلایه AZ91، برابر است با $1/12 \times 10^{-6}$ آمپر بر متر مربع در مقایسه، چگالی‌های جریان خوردگی M-K30، M-K60، M-K90 و M-K120، به ترتیب برابر است با $6/08 \times 10^{-7}$ ، $2/78 \times 10^{-7}$ ، $2/55 \times 10^{-6}$ و $2/82 \times 10^{-6}$ آمپر بر متر مربع به دست آمد.

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، پوشش کراتین استخراج شده از پر کبوتر، به روش الکترواسپری بر روی زیرلایه AZ91 قلیایی شده، به منظور

ارزیابی رفتار خوردگی پوشش درجه، به ترتیب در نمونه‌های حاوی پوشش کراتین بعد از ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ دقیقه پوشش‌دهی می‌رسد.

۳-۳- ارزیابی رفتار خوردگی پوشش

رفتار خوردگی آلیاژهای منیزیم، عامل کلیدی برای ارزیابی عملکرد این ماده است و ممکن است تخریب نامنظم و سریع آن‌ها مشکلاتی به وجود آورد (۳). به منظور بررسی نمونه‌های پوشش داده شده، آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی انجام شد. در شکل (۶)، نمودار پلاریزاسیون پتانسیودینامیکی نمونه‌های بدون پوشش و با پوشش کراتین، در زمان‌های مختلف در محلول بافر فسفات و دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد ارائه شده است. آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک، به صورت نمودار لگاریتمی رسم شد و پتانسیل خوردگی و چگالی جریان خوردگی برای همه نمونه‌ها، با استفاده از روش برون‌یابی تافل و رسم خط مماس به دست آمدند و در جدول (۱) نشان داده شده است. رفتار خوردگی نمونه‌های دارای پوشش پلیمری، به مدت زمان پوشش‌دهی وابسته است. طبق مطالعه لیانگ و همکاران (۳۱)، با فرآیند قلیایی کردن زیرلایه سطح آلیاژ، به صورت لایه‌ای از هیدروکسید منیزیم پوشش داده شد که این لایه داخلی با ساختار متراکم و پایدار خود، به عنوان سد اولیه در برابر نفوذ یون‌های

تشکر و سپاسگزاری

نویسندگان مراتب قدردانی خود را از دانشگاه صنعتی اصفهان برای انجام این پژوهش اعلام می‌دارند.

تضاد منافع

نویسندگان مقاله اذعان دارند هیچ نوع تضاد منفعی با شخص، شرکت یا سازمانی برای این پژوهش ندارند.

سهم نویسندگان

فرنوش معینی پور: جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر داده‌ها، نوشتن مقاله، مدیریت منابع. **مهشید خرازیها:** طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، راهنمایی پروژه، اعتبارسنجی نتایج. **مسعود عطایی:** راهنمایی پروژه.

اصلاح خواص سطحی و بهبود خوردگی انجام گرفت. خلاصه نتایج حاصل عبارتند از:

۱- طبق نتایج حاصل از این پژوهش، پوشش‌دهی کراتین بر روی زیرلایه AZ91 قلبیایی شده توانست خواص سطحی هم‌چون زبری و ترشوندگی را به‌طور قابل‌توجهی اصلاح کند.

۲- طبق تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی از سطح و سطح مقطع نمونه‌ها، نمونه M-K60 منجر به ایجاد یک پوشش یکنواخت‌تری شده و نمونه مطلوب‌تری است.

۳- آزمون الکتروشیمیایی بیان‌گر این بود که پوشش کراتین توانست رفتار خوردگی زیرلایه AZ91 را به‌طور قابل‌توجهی بهبود بخشد؛ با این حال با افزایش زمان پوشش‌دهی از ۶۰ دقیقه به بعد، چگالی جریان خوردگی افزایش یافته است. این امر را می‌توان به تشکیل میکروترک‌ها و میکروتخلخل‌ها با اندازه‌ای بزرگ در پوشش‌ها نسبت داد.

واژه‌نامه

- | | |
|---|---|
| 1. implant | 9. alginate (Alg) |
| 2. coronary stent | 10. keratin |
| 3. Immunotoxin | 11. gelatin (Gel) |
| 4. alkaline treatment | 12. deionized (DI) water |
| 5. etching | 13. Fourier transformed infrared (FTIR) |
| 6. micro-arc oxidation-poly (glycerol sebacate) (MAO-PGS) | 14. X-ray diffraction (XRD) |
| 7. collagen | 15. scanning electron microscopy (SEM) |
| 8. chitosan (CS) | 16. potentiodynamic polarization |

مراجع

1. Zhu Y, Liu W, Ngai T. Polymer coatings on magnesium-based implants for orthopedic applications. *J Polym Sci.* 2022;60(1):32–51. <https://doi.org/10.1002/pol.20210578>
2. Xue N, Ding X, Huang R, Jiang R, Huang H, Pan X, et al. Bone tissue engineering in the treatment of bone defects. *Pharmaceuticals (Basel)* 2022;15(7). <https://doi.org/10.3390/ph15070879>
3. Safari N, Kharaziha M, Toroghinejad M, Kharaziha M, Saeedi V. Influence of Cu element on degradation rate and biological properties of Mg-Al-Cu alloy prepared by spark plasma sintering. *J Adv Mater Eng.* 2022;38(3):87–99. <https://doi.org/10.47176/jame.38.3.20931>
4. Tong P, Sheng Y, Hou R, Iqbal M, Chen L, Li J. Recent progress on coatings of biomedical magnesium alloy. *Smart Mater Med.* 2022;3:104–16. <https://doi.org/10.1016/j.smaim.2021.12.007>
5. Cuartas-Marulanda D, Forero Cardozo L, Restrepo-Osorio A, Fernández-Morales P. Natural coatings and surface modifications on magnesium alloys for biomedical applications. *Polymers* 2022;14. <https://doi.org/10.3390/polym14235297>
6. Saha S, Lestari W, Dini C, Sarian MN, Hermawan H, Barão VAR, et al. Corrosion in Mg-alloy biomedical implants- the strategies to reduce the impact of the corrosion inflammatory reaction and microbial activity. *J Magnes Alloy* 2022;10(12):3306–26. <https://doi.org/10.1016/j.jma.2022.10.025>
7. Li LY, Cui LY, Zeng RC, Li SQ, Chen XB, Zheng Y, et al. Advances in functionalized polymer coatings on biodegradable magnesium alloys – A review. *Acta*

- Biomater. 2018;79:23–36.
<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.08.030>
8. Nasr Azadani M, Zahedi A, Bowoto OK, Oladapo BI. A review of current challenges and prospects of magnesium and its alloy for bone implant applications. *Prog Biomater.* 2022;11(1).
<https://doi.org/10.1007/s40204-022-00182-x>
 9. Perinelli DR, Cambriani A, Cespi M, Tombesi A. Exploring the functional properties of hydrolyzed keratin: Filling the knowledge gap on surface active, emulsifying, and thickening properties. *ACS Omega* 2025;10(11):10244–10257.
<https://doi.org/10.1021/acsomega.4c10755>
 10. Bhat HF, Amin N, Nasir Z, Nazir S, Bhat ZF, Malik AA, et al. Keratin as an effective coating material for in vitro stem cell culture, induced differentiation and wound healing assays. *Heliyon* 2024;10(5):e27197.
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e27197>
 11. Ghafarzadeh M, Kharaziha M, Atapour M. Bilayer micro-arc oxidation-poly (glycerol sebacate) coating on AZ91 for improved corrosion resistance and biological activity. *Prog Org Coat.* 2021;161:106495.
<https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2021.106495>
 12. Giuliani C, Pascucci M, Riccucci C, Messina E, Salzano de Luna M, Lavorgna M, et al. Chitosan-based coatings for corrosion protection of copper-based alloys: A promising more sustainable approach for cultural heritage applications. *Prog Org Coat.* 2018;122:138–46.
<https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2018.05.002>
 13. Tavakoli Dehaghi S, Kharaziha M, Darvishi S, Nemati S, Kharaziha M. Preparation and characterization of PDMS-SiO₂-CuO nanocomposite coating on stainless steel and its super-hydrophobicity property. *J Adv Mater Eng.* 2022;37(3):1–12.
<https://doi.org/10.29252/jame.37.3.1>
 14. Soleimani F, Emadi R. Evaluation of bioactivity and corrosion behavior of AZ91 alloy with polymer/ceramic composite coating. *J Adv Mater Eng.* 2019;38(3):73–85.
<https://doi.org/10.47176/jame.38.3.20201>
 15. Ranjit E, Hamlet S, Love RM. Keratin coated titanium as an aid to osseointegration: Physicochemical and mechanical properties. *Surf Coat Technol.* 2023;462:129457.
<https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2023.129457>
 16. Duncan WJ, Greer PFC, Lee MH, Loch C, Gay JHA. Wool-derived keratin hydrogel enhances implant osseointegration in cancellous bone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2018;106(6):2447–54.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.34047>
 17. Li J, Wu C, Wicks DA, Smith RA, Morgan SE. Preparation and characterization of keratin coatings for orthopedic implant titanium rods. In: Nalwa HS, editor. *Cosmetic nanotechnology*. ACS Symposium Series. Vol. 961. Washington (DC): American Chemical Society; 2007. p. 149–62.
<https://doi.org/10.1021/bk-2007-0961.ch008>
 18. Ferraris S, Prato M, Vineis C, Varesano A, Gautier di Confienzo G, Spriano S. Coupling of keratin with titanium: A physico-chemical characterization of functionalized or coated surfaces. *Surf Coat Technol.* 2020;397:126057.
<https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2020.126057>
 19. Spiridon I, Paduraru OM, Zaltariov MF, Darie RN. Influence of keratin on polylactic acid/chitosan composite properties. Behavior upon accelerated weathering. *Ind Eng Chem Res.* 2013;52(29):9822–33.
<https://doi.org/10.1021/ie400848t>
 20. Chhipa SM, Sharma S, Kumar Bagha A. Recent development in polymer coating to prevent corrosion in metals: A review. *Mater Today Proc.* 2024.
<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2024.09.001>
 21. Toorani Farani M. Effect of plasma electrolytic oxidation process as a pretreatment on corrosion resistance of polymeric coatings applied on Mg alloy. *J Adv Mater Eng.* 2022;39(1):29–45. <https://doi.org/10.47176/jame.39.1.21581>
 22. Rahman MK, Phung TH, Oh S, Kim SH, Ng TN, Kwon KS. High-efficiency electrospray deposition method for nonconductive substrates: Applications of superhydrophobic coatings. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2021;13(15):18227–18236.
<https://doi.org/10.1021/acsami.0c22867>
 23. Nguyen T, Wortman P, He Z, Goulas J, Yan H, Mokhtari M, et al. Achieving superhydrophobic surfaces via air-assisted electrospray. *Langmuir* 2022;38(9):2852–2861.
<https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.1c03134>
 24. Tang H, Wu T, Xu F, Tao W, Jian X. Fabrication and characterization of Mg(OH)₂ films on AZ31 magnesium alloy by alkali treatment. *Int J Electrochem Sci.* 2017;12(2):1377–88.
<https://doi.org/10.20964/2017.02.35>
 25. Arungandhi K, Sunmathi D, Jeyaraj N, Nanthavanan P. Biological synthesis of keratin nanoparticles from dove feather (*Columba livia*) and its applications. *Asian J Pharm Clin Res.* 2019;12(10):350–357.
<https://doi.org/10.22159/ajpcr.2019.v12i10.34572>
 26. Pourjavaheri F, Ostovar Pour S, Jones OAH, Smooker PM, Brkljača R, Sherkat F, et al. Extraction of keratin from waste chicken feathers using sodium sulfide and L-cysteine. *Process Biochem.* 2019;82:205–14.
<https://doi.org/10.1016/j.procbio.2019.04.010>
 27. Cheng S, Wang W, Li Y, Gao G, Zhang K, Zhou J, et al. Cross-linking and film-forming properties of transglutaminase-modified collagen fibers tailored by denaturation temperature. *Food Chem.* 2019; 271:527–35.
<https://doi.org/10.1016/j.foodchem.2018.07.223>
 28. Schwartz Z, Nasazky E, Boyan BD. Surface microtopography regulates osteointegration: the role

- of implant surface microtopography in osteointegration. *Alpha Omegan* 2005;98(2):9–19.
29. Alaei M, Atapour M, Labbaf S. Electrophoretic deposition of chitosan-bioactive glass nanocomposite coatings on AZ91 Mg alloy for biomedical applications. *Prog Org Coat.* 2020;147:105803. <https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2020.105803>
30. Kim MJ, Choi MU, Kim CW. Activation of phospholipase D1 by surface roughness of titanium in MG63 osteoblast-like cell. *Biomaterials* 2006;27(32):5502–11. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.06.023>
31. Wu F, Liang J, Li W. Electrochemical deposition of Mg(OH)₂/GO composite films for corrosion protection of magnesium alloys. *J Magnes Alloy.* 2015;3(3):231–6. <https://doi.org/10.1016/j.jma.2015.08.004>

نسخه
پیش
از انتشار