

Investigating the Release of Curcumin from Chitosan/Sodium Alginate Composite Wound Dressings Containing Magnesium Metal-Organic Framework

Faezeh Zohari¹, Mehrnoosh Shayegannejad¹, Negin Maktoobian¹, Narges Johari^{1*} and Maryam Zare²

1- Materials Engineering group, Golpayegan College of Engineering, Isfahan University of Technology, Golpayegan, Iran

2- Basic Sciences Group, Golpayegan College of Engineering, Isfahan University of Technology, Golpayegan, Iran

* Corresponding author, Email: n.johari@iut.ac.ir

ABSTRACT

Introduction and Objectives: The management of chronic wounds, particularly diabetic foot ulcers, remains a major clinical challenge since infection control, pH regulation, and controlled release of bioactive agents must be achieved simultaneously. In this study, biodegradable composite wound dressings based on chitosan/sodium alginate (Ch/SAG) containing magnesium metal-organic framework (Mg-MOF) and curcumin (Cur) were designed and fabricated. The objectives of this research included: synthesis and characterization of Mg-MOF particles, investigation of the effects of different Mg-MOF concentrations (0, 2, 5, and 10 wt.%) on the physicochemical and morphological properties of the dressings, and evaluation of water absorption, degradation behavior, and curcumin release profiles. The novelty of this work lies in the simultaneous integration of curcumin's antibacterial and antioxidant functions with the pH-regulating and drug-carrier properties of Mg-MOF within a biocompatible polymeric matrix.

Materials and Method: Mg-MOF particles were synthesized via the hydrothermal method. The composite dressings were prepared with a fixed Ch:SAG ratio (80:20), a constant curcumin concentration (0.1 mg/mL), and varying Mg-MOF contents. Structural and morphological features were analyzed using Fourier Transform Infrared Spectrometer, Field Emission Scanning Electron Microscopy, and Energy-Dispersive Spectroscopy. Functional properties—including pH variation, water absorption, degradation, and drug release—were evaluated in Phosphate Buffer Saline.

Results: FTIR and FESEM analyses confirmed the composite structure and interactions among the components. Increasing Mg-MOF concentration shifted the pH toward the optimal acidic range (~5) for wound healing. The sample containing 5 wt.% Mg-MOF exhibited the highest water absorption ($220 \pm 15\%$, $p < 0.01$) and a more sustained drug release, whereas the 10 wt.% sample demonstrated greater structural stability.

Conclusion: Simultaneous incorporation of Mg-MOF and curcumin significantly improved the physicochemical and functional properties of the Ch/SAG-based dressings, particularly in terms of pH regulation, water absorption, and controlled drug release. The 5 wt.% Mg-MOF concentration was identified as the optimal level for achieving the best performance.

Keywords: Wound dressing, Chitosan, Sodium alginate, Curcumin, Magnesium metal-organic framework, Drug release.

How to Cite: Zohari F, Shayegannejad M, Maktoobian N, Johari N, Zare M. Investigating the release of curcumin from chitosan/sodium alginate composite wound dressings containing magnesium metal-organic framework. *J Adv Mater Eng.* 2027;46(2):21–34. <https://doi.org/10.47176/jame.46.2.1125>

بررسی رهایش کورکومین از زخم‌پوش‌های کامپوزیتی کیتوسان/سدیم آلزینات حاوی چارچوب فلزی-آلی منیزیم

فاخره زهری^۱، مهرانوش شایگان نژاد^۱، نگین مکتوبیان^۱، نرگس جوهری^{۱*} و مریم زارع^۲

۱- گروه مهندسی مواد، دانشکده فنی و مهندسی گلپایگان، دانشگاه صنعتی اصفهان، گلپایگان، ایران

۲- گروه علوم پایه، دانشکده فنی و مهندسی گلپایگان، دانشگاه صنعتی اصفهان، گلپایگان، ایران

*نویسنده مسئول، پست الکترونیکی: n.johari@iut.ac.ir

چکیده

مقدمه و اهداف: مدیریت زخم‌های مزمن، به‌ویژه زخم‌های پای دیابتی، همچنان چالشی بالینی است؛ زیرا کنترل عفونت، تنظیم pH محیط زخم و رهایش کنترل‌شده عوامل زیست‌فعال باید به‌طور همزمان انجام شوند. در این پژوهش، زخم‌پوش‌های کامپوزیتی زیست‌تخریب‌پذیر برپایه کیتوسان/سدیم آلزینات (Ch/SAG) حاوی چارچوب فلزی-آلی منیزیم (Mg-MOF) و کورکومین (Cur) طراحی و ساخته شدند. هدف بررسی خواص فیزیکی-شیمیایی و مورفولوژیکی، و ارزیابی رفتار جذب آب، تخریب‌پذیری و رهایش کورکومین زخم‌پوش‌های ساخته شده بود. نوآوری این پژوهش، ترکیب همزمان خواص آنتی‌باکتریال و آنتی‌اکسیدانی کورکومین با ویژگی‌های تنظیم pH و حامل دارویی Mg-MOF در یک ماتریس پلیمری زیست‌سازگار است.

مواد و روش‌ها: ذرات Mg-MOF به روش هیدروترمال سنتز و زخم‌پوش‌ها با نسبت ثابت کیتوسان به سدیم آلزینات (۸۰:۲۰) و غلظت ثابت کورکومین (۱ mg/mL) و مقادیر متغیر Mg-MOF تهیه شدند. ساختار و مورفولوژی با طیف‌سنجی فروسرخ با تبدیل فوریه، میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی و طیف‌سنجی پراش انرژی پرتو ایکس بررسی و خواص عملکردی شامل تغییرات pH، جذب آب، تخریب و رهایش دارو در محلول فسفات بافر سالین ارزیابی شد.

یافته‌ها: نتایج طیف‌سنجی فروسرخ با تبدیل فوریه و میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی، تشکیل ساختار کامپوزیتی و برهم‌کنش اجزا را تأیید کرد. افزایش Mg-MOF موجب کاهش pH تا محدوده مطلوب (حدود ۵) شد. نمونه حاوی ۵ درصد وزنی Mg-MOF بالاترین جذب آب (۱۵ ± ۲۲۰ درصد، $p < 0.01$) و رهایش کنترل‌شده‌تر دارو را نشان داد. نمونه ۱۰ درصد وزنی پایداری ساختاری بیشتری داشت. **نتیجه‌گیری:** افزودن همزمان Mg-MOF و کورکومین موجب بهبود معنادار خواص زخم‌پوش‌ها از نظر تنظیم pH، جذب آب و رهایش دارو گردید. براساس نتایج، غلظت ۵ درصد وزنی Mg-MOF به‌عنوان مقدار بهینه با عملکرد مطلوب پیشنهاد می‌شود.

واژه‌های کلیدی: زخم‌پوش، کیتوسان، سدیم آلزینات، کورکومین، چارچوب‌های فلزی-آلی منیزیم، رهایش دارو.

۱- مقدمه

پوست انسان، به‌عنوان یکی از اعضای حیاتی بدن، نقش مهمی در حفاظت از محیط خارجی ایفا می‌کند (۱). این عضو از سه لایه اصلی تشکیل شده و آسیب به آن می‌تواند به نفوذ میکروب‌ها و بروز عفونت‌ها منجر شود (۲ و ۳). آسیب‌های پوستی ممکن است ناشی از جراحات یا بیماری‌های خودایمنی مانند پسوریازیس^۱، اسکلروderمی^۲ و لوپوس^۳ پوست باشند (۴). این آسیب‌ها نیاز به درمان فوری و مؤثر دارند تا از عوارض بیشتر جلوگیری شود. تحقیقات نشان داده‌اند که استفاده از زخم‌پوش‌های مناسب، به ویژه در مواردی که ترشحات زخم زیاد است، بسیار مهم است (۵). انواع مختلفی از زخم‌پوش‌ها از جمله زخم‌پوش‌های هیدروکلوئیدی، هیدروژلی و آلژیناتی وجود دارند که هر کدام ویژگی‌های خاص خود را دارند (۴). زخم‌پوش‌ها باید محیطی مرطوب فراهم کنند و از ورود میکروب‌ها به محل زخم جلوگیری نمایند (۶ و ۷). پلیمرهای طبیعی مانند کیتوسان، به دلیل سازگاری زیستی و خواص هموستات^۴، در تولید زخم‌پوش‌ها کاربرد دارند (۸ و ۹). اما به دلیل انعطاف‌پذیری کم، ممکن است نیاز به ترکیب با پلیمرهای دیگر مانند آلژینات باشد (۱۰ و ۱۱). آلژینات به دلیل خاصیت ژل‌سازی و هموستات، در مدیریت زخم‌های دارای خونریزی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۲).

پلیمرهای طبیعی مانند کیتوسان و سدیم آلژینات، به دلیل ویژگی‌هایی همچون زیست‌سازگاری، زیست‌تخریب‌پذیری و خواص هموستات، در تولید زخم‌پوش‌ها کاربرد گسترده‌ای دارند. با این حال، ترکیب این پلیمرها با مواد تقویت‌کننده می‌تواند خواص مکانیکی و زیستی آن‌ها را بهبود دهد (۱۳ و ۱۴). از میان این مواد، چارچوب‌های فلزی-آلی^۵ به دلیل دارا بودن ساختار متخلخل، قابلیت بارگذاری دارو و خواص زیست‌فعال، توجه زیادی را به خود جلب کرده‌اند (۱۵). به‌طور ویژه، چارچوب‌های فلزی-آلی منیزیم^۶ به دلیل حضور منیزیم که نقش مهمی در فرآیند ترمیم بافت و تعادل یونی بدن دارد، گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای درمانی محسوب می‌شود (۱۶ و ۱۷).

از سوی دیگر کورکومین، به‌عنوان یک ترکیب طبیعی با خواص آنتی‌باکتریال، ضدالتهابی و آنتی‌اکسیدانی شناخته شده است. با این حال، محدودیت‌هایی مانند حلالیت پایین و پایداری ضعیف، استفاده مستقیم از آن را دشوار می‌سازد؛ بنابراین، طراحی زخم‌پوش‌هایی که بتوانند کورکومین را به‌صورت کنترل‌شده آزاد کنند، اهمیت بالایی دارد (۱۸ و ۱۹).

نوآوری پژوهش حاضر در این است که برای نخستین بار، زخم‌پوش‌های کامپوزیتی برپایه کیتوسان و سدیم آلژینات با ترکیب همزمان Mg-MOF و کورکومین تهیه شدند. این ترکیب قادر است به‌طور همزمان موجب تنظیم pH در محدوده مطلوب، بهبود خواص سطحی، ایجاد اثرات آنتی‌باکتریال و فراهم کردن رهایش پایدار دارو شود. چنین رویکردی می‌تواند نسبت به مطالعات پیشین که بر ترکیبات تک‌جزئی یا دوجزئی تمرکز داشته‌اند، عملکرد بهتری در ترمیم زخم‌های مزمن ارائه دهد. در این پژوهش، زخم‌پوش‌های جدیدی با استفاده از چارچوب‌های فلزی-آلی (MOF) طراحی شده‌اند. چارچوب‌های فلزی-آلی می‌توانند خواص پلیمرها را بهبود بخشند و به تولید محصولاتی با خواص مطلوب کمک کنند (۲۰-۲۲). از آنجایی که پایین بودن میزان منیزیم خون، منجر به ایجاد زخم یا در بیماران دیابتی می‌شود، استفاده از چارچوب‌های فلزی-آلی منیزیم در ترمیم این زخم‌های مزمن می‌تواند مؤثر باشد (۲۳ و ۲۴). هدف از این پژوهش، توسعه زخم‌پوش‌هایی از کیتوسان و سدیم آلژینات است که حاوی چارچوب فلزی-آلی منیزیم و داروی کورکومین هستند که با ترکیب ویژگی‌های آنتی‌باکتریال و غیرسمی، به تسریع روند درمان و بهبود زخم‌ها کمک کنند. زخم‌پوش‌های تولید شده دارای لبه‌های نازک و نیمه‌شفاف هستند که امکان مشاهده وضعیت زخم و جلوگیری از آسیب‌های مجدد را فراهم می‌آورند.

با توجه به پیشینه تحقیق، شکاف دانشی موجود در طراحی زخم‌پوش‌های چندکاره است که به‌طور همزمان بتوانند چالش‌های مختلف محیط زخم مانند pH قلیایی در زخم‌های مزمن، نیاز به رهایش پایدار داروهای کم‌حلال مانند کورکومین و

جدول ۱- ویژگی‌های مواد اولیه

جرم مولی (گرم بر مول)	شرکت سازنده	فرمول شیمیایی	مواد اولیه
۹۵/۲۱۱	Merk	MgCl ₂	کلرید منیزیم
۵۶/۱۰۵۶	Merk	KOH	پتاسیم هیدروکسید
۱۷۰/۱۲	Merk	C ₆ H ₂ (OH) ₃ CO ₂ H	گالیک اسید
۶۰۰۰۰۰	Merk	C ₆ H ₁₁ NO ₄	کیتوسان
۲۱۶/۱۲	Merk	C ₆ H ₉ NaO ₇	سدیم آلزینات
۶۰/۰۵۲	Merk	CH ₃ COOH	اسید استیک
۳۶۸/۳۸	Merk	C ₂₁ H ₁₂ O ₆	کورکومین

به‌عنوان زیرلایه استفاده شد. انتخاب پلی‌وینیل‌الکل به دلیل ویژگی‌هایی همچون زیست‌سازگاری، توانایی جذب آب، شفافیت و نقش تقویت‌کننده در ساختار زخم‌پوش‌ها صورت گرفت؛ به‌طوری‌که این پلیمر می‌تواند علاوه بر بهبود خواص مکانیکی، موجب تثبیت لایه‌های بالایی و کنترل بهتر رهایش دارو شود (۱۶). برای آماده‌سازی زیرلایه، محلول ۱۰ درصد وزنی/حجمی پلی‌وینیل‌الکل در آب دیونیزه تهیه شد و در دمای محیط به مدت چهار تا پنج ساعت هم‌زده شد تا به حالت ژل درآید. سپس این ژل به‌عنوان لایه پشتیبان ریخته و خشک شد (۲۷). برای ساخت زخم‌پوش‌های کامپوزیتی، نسبت کیتوسان به سدیم آلزینات به‌طور تجربی ۸۰ به ۲۰ انتخاب شد. ذرات Mg-MOF با مقادیر ۰، ۲، ۵ و ۱۰ درصد وزنی در آب دیونیزه پراکنده شده و سپس پودر سدیم آلزینات به محلول اضافه گردید. محلول یک مولار کیتوسان آماده و با نسبت تجربی ۸۰ به ۲۰ با سدیم آلزینات مخلوط شد. این محلول روی بستر پلی‌وینیل‌الکل ریخته و زخم‌پوش‌ها به مدت ۲۴ ساعت در شرایط محیطی خشک شدند. ۱ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر کورکومین در حلال کیتوسان به مدت ۲۴ ساعت در دمای محیط حل شد (۲۸). سپس محلول کیتوسان یک مولار حاوی کورکومین تهیه و زخم‌پوش‌ها به روش مشابه گروه اول ساخته شدند. دسته‌بندی زخم‌پوش‌ها در جدول (۲) ارائه شده است.

ایجاد محیط آنتی‌باکتریال را برطرف سازند. نوآوری پژوهش حاضر در این است که برای نخستین بار، زخم‌پوش‌های کامپوزیتی برپایه کیتوسان و سدیم آلزینات با ترکیب هم‌زمان Mg-MOF و کورکومین تهیه شدند. این ترکیب قادر است به‌طور هم‌زمان موجب تنظیم pH در محدوده مطلوب، بهبود خواص سطحی، ایجاد اثرات آنتی‌باکتریال و فراهم‌کردن رهایش پایدار دارو شود.

۲- مواد و روش تحقیق

در این پژوهش، ذرات Mg-MOF با استفاده از کلرید منیزیم، هیدروکسید پتاسیم و گالیک اسید سنتز شد و زخم‌پوش‌های نانوکامپوزیتی با کیتوسان^۱، سدیم آلزینات^۲، اسید استیک، کورکومین^۳ و آب دیونیزه طبق مشخصات جدول (۱) تولید شدند. برای تهیه نانوذرات، ۴/۰ مولار گالیک اسید و کلرید منیزیم به آن افزوده شد تا محلول سفید رنگی حاصل شود. سپس هیدروکسید پتاسیم قطره‌قطره اضافه و pH محلول تا ۸ تنظیم شد. در نهایت، محلول به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۱۲۰ درجه سانتی‌گراد در حمام روغن قرار گرفت (۲۵). از کلرید منیزیم به جای منیزیم هیدروکسید، برای جلوگیری از باقی‌ماندن منیزیم هیدروکسید در محصول نهایی استفاده شد. نسبت پتاسیم هیدروکسید به گالیک اسید، دو به یک تنظیم شد تا pH مورد انتظار بین ۷-۸ باشد (۲۶). به‌منظور ایجاد لایه پشتیبان برای زخم‌پوش‌ها، از پلی‌وینیل‌الکل

جدول ۲- نام‌گذاری زخم‌پوش‌های کامپوزیتی

د	ج	ب	الف	زخم‌پوش‌ها
Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF	Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF	Ch/SA/Cur/2Mg-MOF	Ch/SAG/Cur	

کشش N-H و O-H، و پیوندهای هیدروژنی اشاره دارد (۳۰). پیک 1409 cm^{-1} گروه C-O را نشان می‌دهد و پیک‌های 2921 cm^{-1} و 2877 cm^{-1} مربوط به کشش C-H هستند. پیک 1645 cm^{-1} به کشش C=O در آمید نوع I و پیک 1332 cm^{-1} به کشش C-N در آمید نوع II مربوط می‌شود. پیک 1153 cm^{-1} به کشش نامتقارن C-O-C اشاره دارد و پیک‌های 1601 cm^{-1} ، 1451 cm^{-1} و 1358 cm^{-1} ، به ترتیب مربوط به خمش N-H در آمین نوع I، خمش CH_2 و خمش CH_3 هستند.

در FTIR سدیم آلزینات، پیک‌های 3429 cm^{-1} ، 1630 cm^{-1} و 1452 cm^{-1} ، به ترتیب مربوط به ارتعاشات خمشی OH، کشش نامتقارن C=O و C=COOH هستند (۳۱). در زخم‌پوش‌های زیستی، براساس گزارش لئو و همکاران (۳۲)، گروه‌های COO^- سدیم آلزینات با گروه‌های NH_3^+ کیتوسان واکنش می‌دهند و کمپلکس پلی‌الکترولیت تشکیل می‌دهند؛ این واکنش تغییراتی در باندهای FTIR ایجاد می‌کند. تشکیل شبکه هیدروژلی در زخم‌پوش‌ها، به‌واسطه ایجاد اتصال عرضی فیزیکی میان پلیمرها انجام شد. گروه‌های NH_3^+ موجود در کیتوسان با گروه‌های COO^- سدیم آلزینات واکنش داده و کمپلکس پلی‌الکترولیت ایجاد کردند. علاوه‌براین، حضور گالیک اسید در ساختار Mg-MOF منجر به تقویت پیوندهای هیدروژنی میان زنجیره‌های پلی‌وینیل‌الکل و کیتوسان شد. اتصال عرضی ایجادشده میان کیتوسان، سدیم آلزینات و پلی‌وینیل‌الکل، نقش مهمی در بهبود ویژگی‌های ساختاری و عملکردی زخم‌پوش‌ها داشت (۳۲-۳۰). همان‌طور که دان و همکاران (۳۳) و ونگ و همکاران (۳۴)

گزارش کرده‌اند، حضور چنین پیوندهای یونی و هیدروژنی در سامانه‌های کیتوسانی موجب افزایش پایداری مکانیکی و کنترل بهتر رفتار تورم می‌شود. در پژوهش حاضر نیز مشاهده شد که اتصال عرضی فیزیکی ایجادشده موجب بهبود خواص

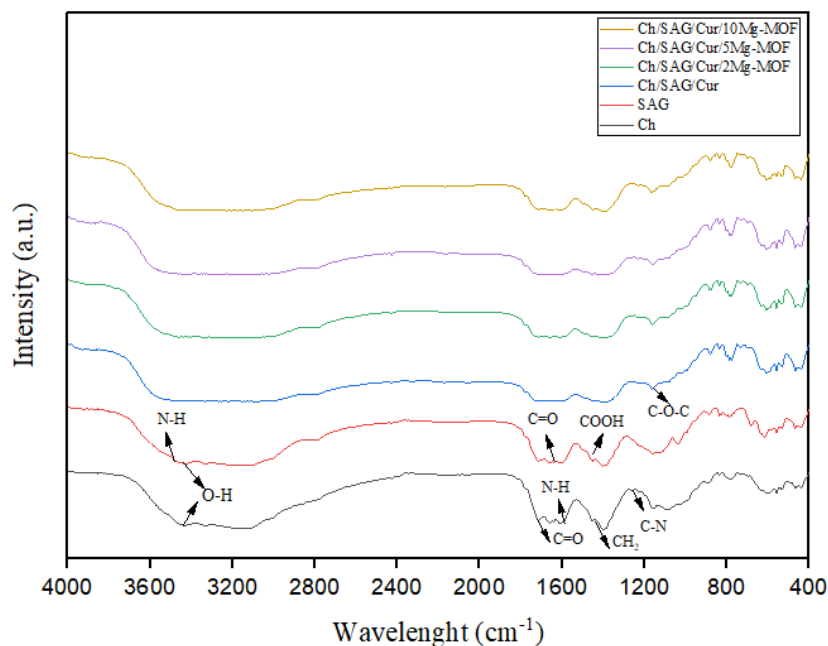
گروه‌های عاملی زخم‌پوش‌ها با طیف‌سنجی فروسرخ با تبدیل فوریه^{۱۰} (Bruker) در بازه $4000-400\text{ cm}^{-1}$ بررسی شدند. برای بررسی مورفولوژی و ویژگی‌های سطحی، میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدانی^{۱۱} (TESCAN) با ولتاژ شتاب‌دهنده ۱۵ کیلوولت و فاصله کاری ۱۰ میلی‌متر و آنالیز عنصری استفاده شد. برای ارزیابی زیست‌تخریب‌پذیری، زخم‌پوش‌ها در محلول فسفات بافر سالین^{۱۱} با $\text{pH}=7$ در دمای محیط قرار گرفتند و تأثیر ذرات منیزیم گالیک اسید و کورکومین بر تخریب‌پذیری بررسی شد. کاهش وزن زخم‌پوش‌ها و میزان جذب آب آن‌ها محاسبه شد (۲۶، ۲۸ و ۲۹). میزان رهایش کورکومین از زخم‌پوش‌ها با استفاده از روش طیف‌سنجی مرئی - فرابنفش^{۱۳} (Phystec) اندازه‌گیری شد.

آنالیز آماری

تمام آزمایش‌ها به‌صورت سه بار تکرار ($n=3$) انجام شدند. نتایج به‌صورت میانگین \pm انحراف معیار ($\text{Mean} \pm \text{SD}$) گزارش شده‌اند. برای مقایسه میانگین‌های گروه‌های مختلف، از آزمون آنالیز واریانس یک‌طرفه^{۱۴} استفاده شد. تفاوت‌ها با استفاده از آزمون تعقیبی توکی^{۱۵} بررسی گردید. سطح معناداری آماری $p < 0.05$ در نظر گرفته شد. تمام تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ انجام شد.

۳- نتایج و بحث

شکل (۱)، نتایج آنالیز FTIR برای Ch و SAG و زخم‌پوش‌های Ch/SAG/Cur/2Mg-MOF، Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF و Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF را نشان می‌دهد. در FTIR کیتوسان، پیک 3449 cm^{-1} به

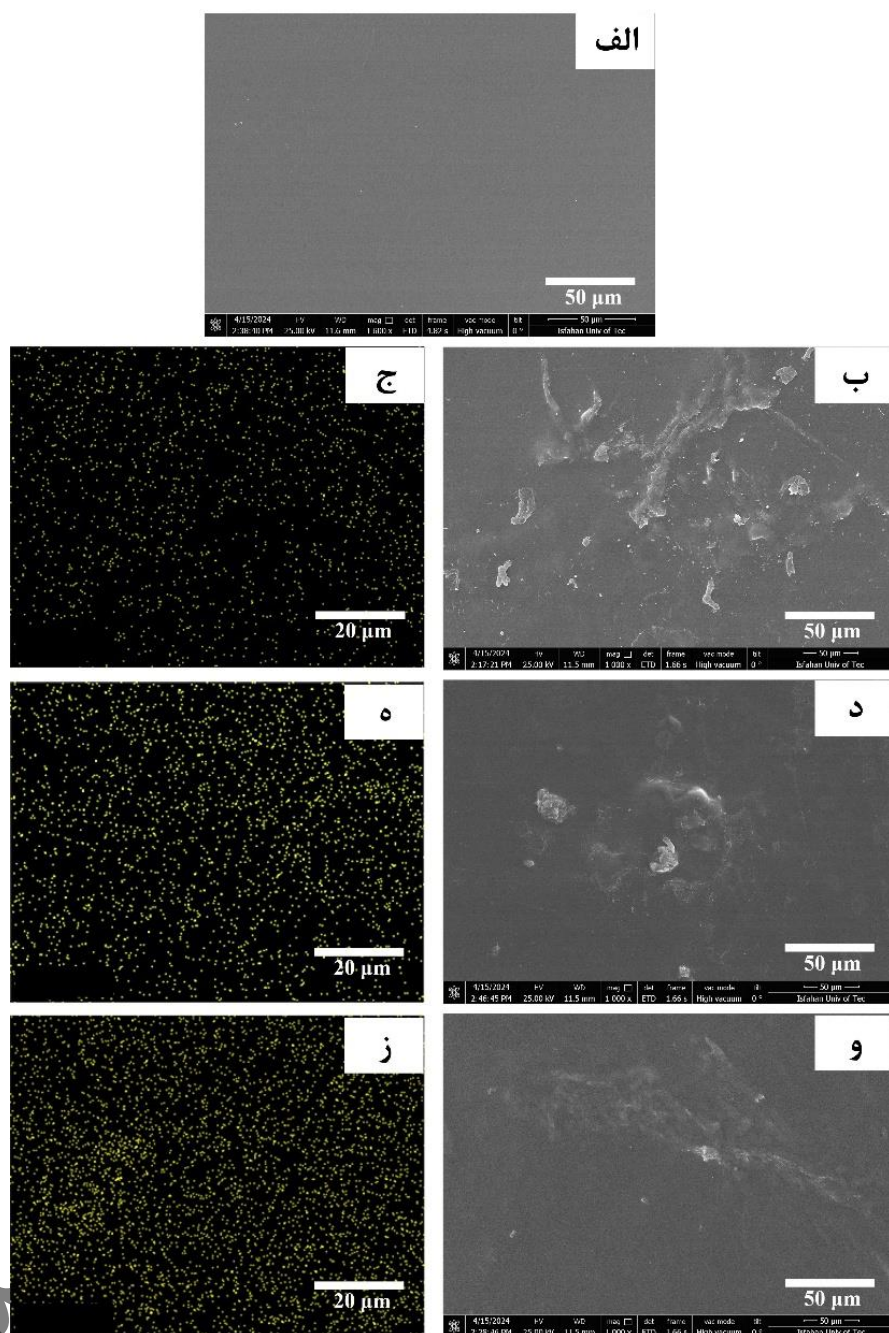


شکل ۱- طیف‌های فروسرخ با تبدیل فوریه زخم‌پوش‌های زیستی حاوی کورکومین.

Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF، Ch/SAG/Cur/2Mg-MOF و Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF و نقشه‌های آنالیز عنصری آنها نشان داده شده است. نقشه‌های آنالیز عنصری نشان می‌دهد که با افزایش میزان پودر Mg-MOF، مقدار منیزیم نیز افزایش می‌یابد و در برخی نواحی، تراکم و کلوخه‌ای شدن پودر Mg-MOF مشاهده می‌شود. برآمدگی‌های مشاهده شده در تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی گسیل میدانی زخم‌پوش‌ها می‌تواند ناشی از تراکم موضعی زنجیره‌های پلیمری در اثر فرآیند اتصال عرضی باشد که در طیف‌های FTIR مشاهده شدند. در حضور Mg-MOF و گالیک اسید، پیوندهای عرضی میان گروه‌های آمین کیتوسان و گروه‌های کربوکسیلات آلزینات افزایش یافته و نواحی با چگالی بالاتر در سطح ایجاد می‌شود. این تجمع موضعی سبب تشکیل برآمدگی‌هایی روی سطح زخم‌پوش‌ها می‌گردد. مشابه این پدیده در مطالعات هنریست و همکاران (۳۵) و دان و همکاران (۳۳) نیز گزارش شده است که تغییر مورفولوژی ناشی از اتصال عرضی پلیمرها را تأیید می‌کند. اما زخم‌پوش‌های حاوی کورکومین سطحی صاف‌تر دارند و کورکومین به بهبود صافی سطح کمک کرده است. نواحی سفید

زخم‌پوش‌ها در مقایسه با نمونه‌های فاقد Mg-MOF و کورکومین گردید. این برهم‌کنش‌ها باعث ایجاد یک شبکه سه‌بعدی پایدار شدند که نقش مهمی در کنترل جذب آب، کاهش تخریب‌پذیری سریع و رهایش تدریجی کورکومین ایفا می‌کند جابه‌جایی‌های 830 cm^{-1} و 679 cm^{-1} به 789 cm^{-1} و 593 cm^{-1} به دلیل تشکیل کامپوزیت است (۳۲ و ۳۵). در زخم‌پوش‌های با درصد‌های مختلف MOF، حضور Mg-MOF تغییرات قابل توجهی در طیف FTIR ایجاد نکرده است، زیرا بارگذاری Mg-MOF کم و طبق پژوهش کاپر و همکاران (۲۶)، همپوشانی پیک‌های Mg-MOF با پلیمرهای اولیه منجر به تغییرات جزئی در طیف فروسرخ شده است. در زخم‌پوش‌های حاوی کورکومین، علاوه بر اعداد موج ذکر شده، گروه‌های عاملی O-H و NH₂ در 3516 cm^{-1} کشش متقارن C-H، C-N و C=O، به ترتیب در 3000 cm^{-1} ، 1731 cm^{-1} و $1452-1490\text{ cm}^{-1}$ کشش نامتقارن C=O در 1709 cm^{-1} و خمش نامتقارن C-O-CH₃ در 1100 cm^{-1} مشاهده می‌شود (۳۱).

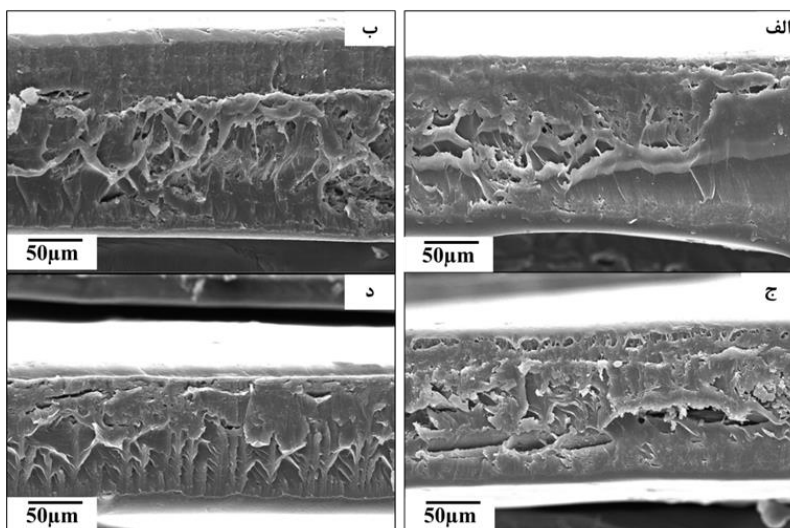
در شکل (۲)، تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی گسیل میدانی زخم‌پوش‌های زیستی Ch/SAG/Cur



شکل ۲- تصاویر میکروسکوپی الکترونی گسیل میدانی: الف) CH/SAG/CUR، ب) CH/SAG/CUR/2MG-MOF، ج) CH/SAG/CUR/2MG-MOF، د) CH/SAG/CUR/5MG-MOF، و) CH/SAG/CUR/10MG-MOF؛ و نقشه‌های عنصری منیزیم: ز) CH/SAG/CUR/10MG-MOF، ه) CH/SAG/CUR/5MG-MOF، ح) CH/SAG/CUR/2MG-MOF.

است. این نتیجه با تحقیق نگوین و همکاران (۹) هم‌راستا است که اثر مشابهی را در زخم‌پوش‌های کیتوسان/ژلاتین گزارش کردند. علاوه‌براین، مشاهده تجمع ذرات Mg-MOF در برخی

رنگ مربوط به ذرات کلوخه‌ای است (۳۳، ۳۴ و ۳۶). تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی گسیل میدانی نشان دادند که حضور کورکومین موجب صافی سطح بیشتر در زخم‌پوش‌ها شده



شکل ۳- تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی گسیل میدانی از نمای جانبی زخم پوش های زیستی:

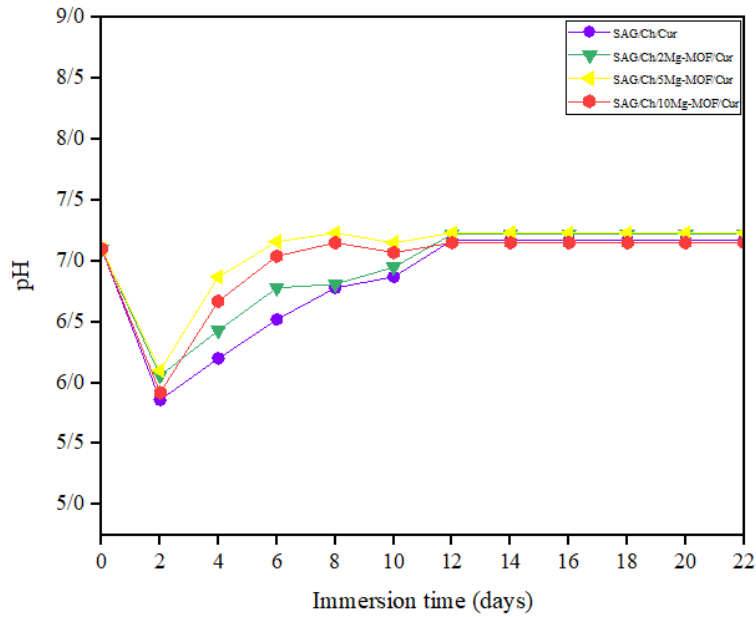
(الف Ch/SAG/Cur، ب Ch/SAG/Cur/2Mg-MOF، ج Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF، د Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF).

محیط به طور معناداری به سمت محدوده اسیدی تر تغییر یافت ($p < 0.05$). کیتوسان به دلیل گروه های آمین آزاد و آمین نوع I و سدیم آلزینات نیز به دلیل وجود واحدهای گلورونیک اسید و مانورونیک اسید، اسیدی هستند. مطابق با پژوهش رودرینگز موران و همکاران (۲۴)، pH اسیدی زخم پوش ها به بهبود زخم و آزاد کردن اکسیژن از خون کمک می کند و کاهش موادی مثل پروتئاز که روند بهبود را کند می کند، تسهیل می نماید. همچنین بنیسون و همکاران (۳۸)، تأکید کرده اند که pH اسیدی تر (حدود ۵) می تواند به تسریع ترمیم زخم کمک کند. pH طبیعی پوست بین ۲/۴ تا ۵/۶ است (۲۹ و ۳۹) که به عنوان مانع رشد میکروب ها و محافظت از عفونت عمل می کند. زخم باید به این محدوده pH نزدیک شود؛ بنابراین pH زخم پوش ها در بازه اسیدی، به بهبود زخم کمک می کند (۴۰).

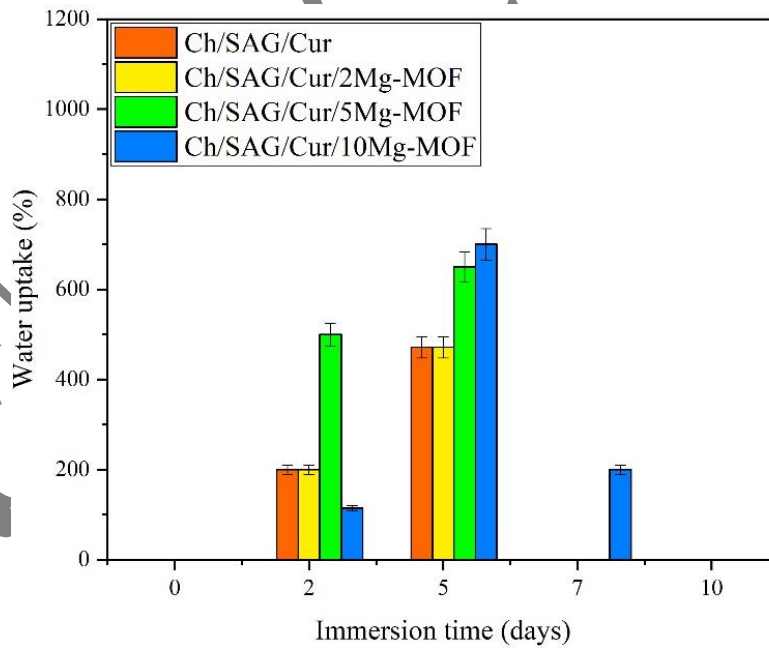
شکل (۵)، درصد جذب آب زخم پوش های زیستی را نشان می دهد. نمونه Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF پس از هفت روز بالاترین میزان جذب آب (220 ± 15 درصد) را از خود نشان داد که این تفاوت نسبت به گروه کنترل Ch/SAG/Cur با جذب آب 10 ± 150 درصد) از نظر آماری بسیار معنادار بود ($p < 0.01$). زخم پوش های حاوی کورکومین نرخ تخریب سریعی داشتند.

نواحی با یافته های هنریست و همکاران (۳۵) درباره کلوخه ای شدن نانوذرات منیزیم مطابقت دارد. شکل (۳)، تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی گسیل میدانی زخم پوش های زیستی حاوی کورکومین را از نمای جانبی نمایش می دهد. این تصاویر نشان می دهند که پلی وینیل الکل و کیتوسان در حضور گالیک اسید پیوند عرضی برقرار می کنند و با افزایش پودر Mg-MOF، این پیوندها نیز تقویت شده اند. زخم پوش های زیستی حاوی کورکومین سطحی صاف دارند، زیرا کورکومین به بهبود خواص سطحی کمک می کند (۳۷). همچنین، حضور کورکومین و حلقه های بنزن در ساختار آن باعث ایجاد پیوندهای قوی تر و منظم تری نسبت به زخم پوش های بدون کورکومین شده است (۳۳).

شکل (۴)، تغییرات pH محلول فسفات بافر سالین حاوی زخم پوش های زیستی را در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد به مدت ۲۲ روز نشان می دهد. ترتیب نمونه ها براساس میزان تغییرات pH زخم پوش های حاوی کورکومین از بیشتر به کمتر به ترتیب به شرح زیر است: Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF، Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF، Ch/SAG/Cur/2Mg-MOF و Ch/SAG/Cur. با افزایش غلظت Mg-MOF، pH



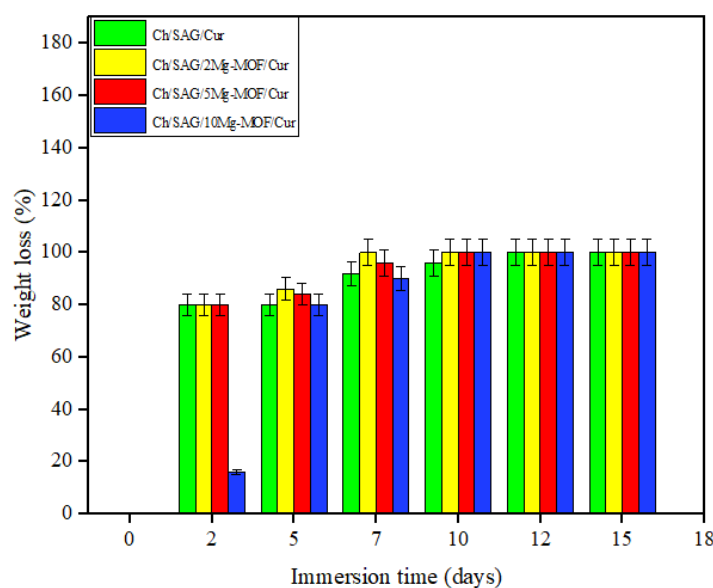
شکل ۴- تغییرات pH محلول فسفات بافر سالین حاوی زخم پوش های زیستی ساخته شده.



شکل ۵- درصد جذب آب زخم پوش های زیستی ساخته شده (داده ها به صورت میانگین \pm انحراف معیار، $n=3$ نشان داده شده اند).

از هفت روز کاملاً تخریب شد. جذب آب زخم پوش ها موجب خروج آب از بافت های آسیب دیده، کاهش التهاب، تحریک جریان لنفاوی و جلوگیری از تکثیر باکتری ها می شود (۴۱ و ۴۲). براساس نمودار شکل (۵)، جذب آب در زخم پوش های حاوی کورکومین در چند روز اول افزایش یافته و سپس نمونه ها

گروه های حلقوی کورکومین محیطی آب گریز ایجاد می کنند، اما جذب آب زخم پوش های حاوی کورکومین به دلیل وجود آب در ساختار Mg-MOF افزایش یافت و زخم پوش Ch/SA/Cur/5Mg-MOF در مدت زمان هفت روز، بیشترین جذب آب را داشت. زخم پوش Ch/SA/Cur/10Mg-MOF پس



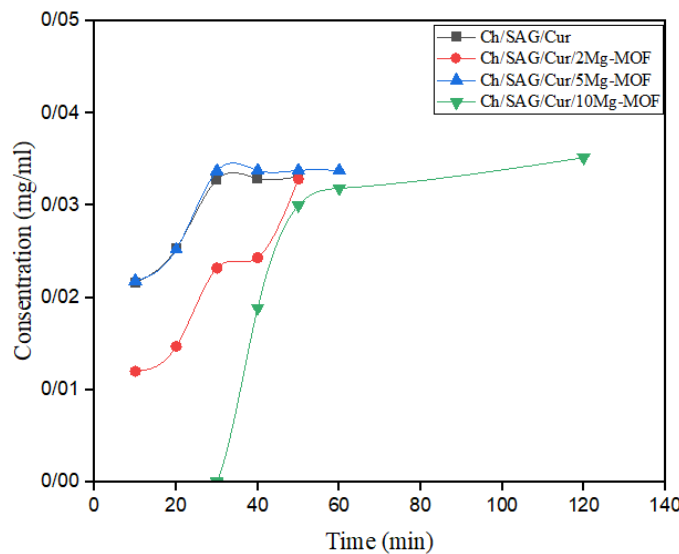
شکل ۶- درصد تغییرات کاهش وزن زخم پوش‌های زیستی ساخته شده (داده‌ها به صورت میانگین \pm انحراف معیار، $n=3$ نشان داده شده‌اند).

شدیدی داشتند؛ درحالی‌که زخم پوش Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF پس از پنج روز کاهش وزن شدیدی را نشان داد. نمونه Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF کمترین میزان تخریب را پس از هفت روز (حدود 3 ± 20 درصد) نشان داد که این تفاوت نسبت به سایر گروه‌ها از نظر آماری معنادار بود ($p < 0.05$). طبق پژوهش‌های دلمر و همکاران (۴۱)، تخریب زخم پوش‌ها ابتدا با نفوذ محلول فسفات بافر سالین به نقاط پی‌شکل و آمورف آغاز می‌شود که منجر به از بین رفتن پیوندهای واندروالسی ضعیف و هیدروژنی و سپس پیوندهای کووالانسی می‌شود و باعث کاهش وزن زخم پوش‌ها می‌گردد (۳۸ و ۴۱). با توجه به تعامل پودر Mg-MOF و کیتوسان، زخم پوش Ch/SAG/Cur/10Mg-MOF دیرتر از سایر زخم پوش‌ها تخریب شده و کاهش وزن کمتری داشته‌اند (۳۲ و ۴۳). مشابه همین نتیجه، مهدی و همکاران (۴۳) نیز گزارش کردند که افزودن MOF به ماتریس پلیمری، موجب تأخیر در تخریب می‌شود.

رهایش کورکومین از زخم پوش‌های زیستی در محلول فسفات بافر سالین و در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد بررسی شد. ترتیب نمونه‌ها براساس میزان رهایش کورکومین از بیشتر به کمتر به ترتیب برابر است با: Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF،

تخریب شدند. همان‌طور که اشاره شد، درصد جذب آب به دلیل همپوشانی گروه‌های OH در زخم پوش‌های زیستی و تخریب مداوم افزایش می‌یابد. زخم پوش‌های حاوی کورکومین، به دلیل نفوذ محلول به داخل آن‌ها، درصد جذب آب و تورم بالایی دارند (۴۱ و ۴۲). زخم پوش‌های حاوی کورکومین جذب آب بالاتری داشتند که ناشی از حضور گروه‌های قطبی در ساختار MOF بود. مطابق با پژوهش دای و همکاران (۸)، افزایش جذب آب در اسفنج‌های کیتوسان/آلژینات در بهبود ترمیم زخم موثر است. از سوی دیگر، براساس پژوهش ونگ و همکاران (۴۲)، جذب آب بالا برای کاهش التهاب و پیشگیری از رشد باکتری‌ها بسیار ضروری است. زخم پوش‌های ایده‌آل باید در کوتاه‌ترین زمان، بیشترین میزان جذب ترشحات را داشته باشند؛ به طوری که زخم پوش‌های حاوی کورکومین Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF این ویژگی را ارائه می‌دهند.

شکل (۶)، درصد تغییرات کاهش وزن زخم پوش‌های زیستی حاوی کورکومین را پس از غوطه‌وری در محلول فسفات بافر سالین نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل (۶) مشاهده می‌شود، زخم پوش‌های Ch/SAG/Cur، Ch/SAG/Cur/2Mg-MOF، و Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF، از همان دو روز اول کاهش وزن



شکل ۷- رهائش کورکومین در زخم پوش های زیستی ساخته شده.

می دهد (۴۵). آزادسازی کورکومین در محلول اسیدی بیشتر از محلول بازی است، زیرا گروه های آمین و کیتوسان پروتونه می شوند و نیروی دافعه ایجاد می شود که باعث تورم و آزادسازی سریع تر دارو می شود. پایداری کمتر پایه شیف و گسستگی پیوندهای ایمین نیز به آزادسازی بیشتر در محیط های اسیدی کمک می کند. در مقابل در محیط بازی، تورم کمتر و آزادسازی دارو کندتر است. زخم پوش های حاوی کورکومین ماهیت بازی دارند (۴۴). با توجه به پژوهش های پیشین، زخم پوش های برپایه کیتوسان و سدیم آلژینات دارای زیست سازگاری بالا و سمیت اندک گزارش شده اند. همچنین، چارچوب های فلزی-آلی منیزیم به دلیل ماهیت زیست تخریب پذیر و حضور منیزیم، معمولاً اثر مثبتی بر تکثیر و زنده ماندن سلولی دارند (۱، ۳ و ۲۷). انتظار می رود زخم پوش های تهیه شده نیز خصوصیات زیست سازگاری مشابهی داشته باشند.

۴- نتیجه گیری

در این پژوهش، با استفاده از سنتز Mg-MOF و مواد اولیه ای نظیر کلرید منیزیم، هیدروکسید پتاسیم و گالیک اسید، زخم پوش های کامپوزیتی با ترکیب کیتوسان، سدیم آلژینات، کورکومین و آب دیونیزه تولید شد. نتایج بررسی های FTIR، میکروسکوپ

Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF، Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF، سرعت رهائش کورکومین تحت تأثیر عواملی مانند برهم کنش مولکول های پلیمر و کورکومین، تورم زخم پوش ها و حلالیت کورکومین است (۴۴). زخم پوش Ch/SAG/Cur/5Mg-MOF، بیشترین جذب آب را داشت و در نتیجه رهائش کورکومین در آن بیشتر بود. طبق مطالعه پوراسماعیلی و همکاران (۴۴)، تورم بیشتر هیدروژل ها موجب افزایش سرعت رهائش دارو می شود. همچنین، لاسون و همکاران (۴۵)، از Mg-MOF به عنوان حامل مؤثر دارو (کورکومین و ایبوپروفن) استفاده کردند. کورکومین در pH فیزیولوژیکی هیدرولیز می شود؛ بنابراین، بهبود پایداری و کنترل آزادسازی آن در محیط زخم و بدن برای اثربخشی آن اهمیت دارد (۴۶). کورکومین به دلیل خواص ضدسرطانی و آنتی اکسیدانی، به عنوان عامل درمانی استفاده می شود. تأثیر MOF و مقادیر مختلف آن بر رهائش کورکومین در شکل (۷) نشان داده شده است و چارچوب فلزی-آلی منیزیم به عنوان بستر رهائش دارو به کار رفته است (۴۳). استفاده همزمان از کیتوسان، سدیم آلژینات و پلی وینیل الکل باعث افزایش کارایی و خواص درمانی کورکومین می شود (۴۴). میزان کورکومین مورد استفاده در این پژوهش ۰/۰۰۱ گرم است؛ افزایش بارگذاری بیش از ۱۰ درصد وزنی کارایی را کاهش

به مطالعات پیشین، این زخم‌پوش‌ها از نظر زیست‌سازگاری و عدم سمیت مورد انتظار هستند، هرچند آزمون مستقیم آن به عنوان گام بعدی پژوهش پیشنهاد می‌شود.

تشکر و سپاسگزاری

این تحقیق حمایت خاصی از مؤسسات عمومی، صنعتی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

تضاد منافع

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

سهم نویسندگان

فائزه زهری: جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر داده‌ها، نوشتن مقاله. **مهرنوش شایگان‌نژاد:** جمع‌آوری داده‌ها. **نگین مکتوبیان:** جمع‌آوری داده‌ها. **نرگس جوهری:** راهنمایی پروژه، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، تحلیل و تفسیر داده‌ها، اعتبارسنجی نتایج، مدیریت منابع، نوشتن و ویرایش مقاله. **مریم زارع:** راهنمایی پروژه، اعتبارسنجی نتایج.

الکترونی و آنالیزهای دیگر نشان‌دهنده تغییرات قابل توجه در ساختار و ویژگی‌های سطحی زخم‌پوش‌ها با توجه به میزان افزودنی‌های مختلف و حضور کورکومین بود که در نتیجه وجود کورکومین، خواص سطحی را بهبود بخشید. کیتوسان و سدیم آلزینات با یکدیگر پیوند الکتروستاتیکی برقرار می‌کنند. با توجه به نتایج میکروسکوپی الکترونی، کیتوسان و پلی‌وینیل‌الکل با وجود گالیک اسید موجود در ساختار پودر، اتصال عرضی برقرار کردند. با افزایش درصد پودر Mg-MOF در زخم‌پوش‌ها، بهبود پایداری و کاهش pH زخم‌پوش‌ها مشاهده شد که به بهبود فرآیند ترمیم زخم کمک می‌کند. همچنین، نتایج نشان داد که زخم‌پوش‌های حاوی کورکومین نسبت به زخم‌پوش‌های بدون آن، جذب آب و تخریب سریع‌تری دارند، که این امر به دلیل تاثیر کورکومین در بهبود خواص سطحی و افزایش تورم زخم‌پوش‌ها است. به‌طور کلی، استفاده از کورکومین و مقادیر مختلف Mg-MOF در زخم‌پوش‌ها، تاثیر مثبتی بر آزادسازی دارو و بهبود عملکرد زخم‌پوش‌ها در فرآیند ترمیم زخم‌ها داشته است. این نتایج در مقایسه با پژوهش‌های مشابه نشان داد که ترکیب همزمان چارچوب فلزی-آلی منیزیم و کورکومین، می‌تواند نسبت به سیستم‌های تک‌جزئی گزارش شده در تحقیقات پیشین، عملکرد بهتری در کنترل pH، جذب آب و رهایش دارو ارائه دهد. با توجه

واژه‌نامه

1. psoriasis
2. scleroderma
3. systemic lupus erythematosus
4. hemostat
5. metal-organic frameworks (MOFs)
6. magnesium metal-organic framework (Mg-MOF)
7. chitosan (Ch)
8. sodium alginate (SAG)
9. curcumin (Cur)
10. Fourier transform infrared (FTIR) Spectrometer
11. field emission scanning electron microscopy (FESEM)
12. phosphate buffer saline (PBS)
13. ultraviolet-visible (UV-Vis) spectroscopy
14. one-way ANOVA
15. Tukey's post-hoc test

مراجع

1. Rahimi M, Ahmadi R, Kafil HS, Shafiei-Irannejad V. A novel bioactive quaternized chitosan and its silver-containing nanocomposites as a potent antimicrobial wound dressing: Structural and biological properties. *Mater Sci Eng C* 2019;101:360-9. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.03.092>
2. Römogens A, Bader D, Bouwstra J, Baaijens F, Oomens C. Monitoring the penetration process of single microneedles with varying tip diameters. *journal of the mechanical behavior of biomedical mater.* 2014;40:397-405. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.015>

3. Khorasani MT, Joorabloo A, Moghaddam A, Shamsi H, MansooriMoghadam Z. Incorporation of ZnO nanoparticles into heparinised polyvinyl alcohol/chitosan hydrogels for wound dressing application. *Int J Biol Macromol*. 2018;114:1203-15. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2018.04.010>
4. Koosha M. Modern commercial wound dressings and introducing new wound dressings for wound healing: A review. *Basparesh* 2017;6(4):65-80. <https://doi.org/10.22063/basparesh.2017.1365>
5. Horkan L, Stansfield G, Miller M. An analysis of systematic reviews undertaken on standard advanced wound dressings in the last 10 years. *J Wound Care* 2009;18(7):298-304. <https://doi.org/10.12968/jowc.2009.18.7.43113>
6. Sweeney IR, Mirafteb M, Collyer G. A critical review of modern and emerging absorbent dressings used to treat exuding wounds. *Int Wound J*. 2012;9(6):601-12. <https://doi.org/10.1111/j.1742-481x.2011.00923.x>
7. Mogoşanu GD, Grumezescu AM. Natural and synthetic polymers for wounds and burns dressing. *Int J Pharm*. 2014;463(2):127-36. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2013.12.015>
8. Dai M, Zheng X, Xu X, Kong X, Li X, Guo G, et al. Chitosan-alginate sponge: preparation and application in curcumin delivery for dermal wound healing in rat. *Biomed Res Int*. 2009; 2009(1): 595126. <https://doi.org/10.1155/2009/595126>
9. Nguyen VC, Nguyen VB, Hsieh M-F. Curcumin-loaded chitosan/gelatin composite sponge for wound healing application. *Int J Polym Sci*. 2013;2013(1): 106570. <https://doi.org/10.1155/2013/106570>
10. Rudyardjo DI, Wijayanto S, editors. The synthesis and characterization of hydrogel chitosan-alginate with the addition of plasticizer lauric acid for wound dressing application. *J Phys Conf Ser*. 2017;853:012042. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/853/1/012042>
11. Khanmohammadi M, Sakai S, Taya M. Characterization of encapsulated cells within hyaluronic acid and alginate microcapsules produced via horseradish peroxidase-catalyzed crosslinking. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2019;30(4):295-307. <https://doi.org/10.1080/09205063.2018.1562637>
12. Paul W, Sharma CP. Chitosan and alginate wound dressings: a short review. *Trends Biomater Artif Organs* 2004;18(1):18-23. <http://medind.nic.in/taat/t04/i1/taat04i1p18.pdf>
13. Frumento D, Țălu Ș. Immunomodulatory potential and biocompatibility of chitosan-hydroxyapatite biocomposites for tissue engineering. *J Compos Sci*. 2025;9(6):305. <https://doi.org/10.3390/jcs9060305>
14. Jahani A, Nourbakhsh MS, Moradi A, Mohammadi M, Tayebi L. Incorporating insulin into alginate-chitosan 3D-printed scaffolds: A comprehensive study on structure, mechanics, and biocompatibility for cartilage tissue engineering. *Carbohydr Polym Technol Appl*. 2025;9:100696. <https://doi.org/10.1016/j.carpta.2025.100696>
15. Kazemi A, Aghamirza Moghim Aliabadi H, Afshari MH, Tamtaji M, Baesmat H, Keshavarz S, et al. Porosity modification in MOF nanocarriers for pH-responsive drug delivery in cancer therapy. *ACS Appl Bio Mater*. 2025. <https://doi.org/10.1021/acsabm.5c00838>
16. Zohari F, Johari N, Zare M, Nokhbedehghan Z, Samadikuchaksaraei A. Integrating magnesium MOF and curcumin into chitosan/sodium alginate wound dressings: insights into structural, mechanical, and biological impacts. *Cellulose* 2025;1-24. <https://doi.org/10.1007/s10570-025-06560-5>
17. He J, Wu J, Zheng J, Xu Y, Li K, Yin S, et al. Injectable chondroitin sulfate microspheres with gallic acid-magnesium MOF for anti-inflammatory and cartilage degeneration alleviation in osteoarthritis treatment. *ACS Appl Mater Interfaces* 2025;17(8): 11898-910. <https://doi.org/10.1021/acsami.4c22415>
18. Moayedi M, Ahmadi T, Nekouie V, Dehaghani MT, Shojaei S, Benisi SZ, Bakhsheshi-Rad HR. Preparation and assessment of polylactic acid-curcumin nanofibrous wound dressing containing silver nanoparticles for burn wound treatment. *Burns* 2025;51(4):107442. <https://doi.org/10.1016/j.burns.2025.107442>
19. Ghodsi R, Tahouri SKS, Amjad F, Nasiri MR, Toutounchi A, Salehi H, et al. Chitosan/alginate@niosome-curcumin: high-performance wound dressing with enhanced antibacterial activity. *J Drug Deliv Sci Technol*. 2025:107438. <https://doi.org/10.1016/j.jddst.2025.107438>
20. Zhang Y, Yuan S, Feng X, Li H, Zhou J, Wang B. Preparation of nanofibrous metal-organic framework filters for efficient air pollution control. *J Am Chem Soc*. 2016;138(18):5785-8. <https://doi.org/10.1021/jacs.6b02553>
21. Yin Z, Wan S, Yang J, Kurmoo M, Zeng M-H. Recent advances in post-synthetic modification of metal-organic frameworks: New types and tandem reactions. *Coord Chem Rev*. 2019;378:500-12. <https://doi.org/10.1016/j.ccr.2017.11.015>
22. Ebrahimi AK, Sheikhshoae I, Mehran M. Facile synthesis of a new metal-organic framework of copper (II) by interface reaction method, characterization, and its application for removal of Malachite Green. *J Mol Liq*. 2017;240:803-9. <https://doi.org/10.1016/j.molliq.2017.06.097>
23. Keşkek ŞÖ, Kırım S, Karaca A, Saler T. Low serum magnesium levels and diabetic foot ulcers. *Pak J Med Sci*. 2013;29(6):1329. <https://doi.org/10.12669/pjms.296.3978>
24. Rodríguez-Morán M, Guerrero-Romero F. Low serum magnesium levels and foot ulcers in subjects with type 2 diabetes. *Arch Med Res*. 2001;32(4):300-3. [https://doi.org/10.1016/S0188-4409\(01\)00298-3](https://doi.org/10.1016/S0188-4409(01)00298-3)
25. Zhang M, Wang G, Wang D, Zheng Y, Li Y, Meng

- W, et al. Ag@ MOF-loaded chitosan nanoparticle and polyvinyl alcohol/sodium alginate/chitosan bilayer dressing for wound healing applications. *Int J Biol Macromol.* 2021;175:481-94. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2021.02.045>
26. Cooper L, Hidalgo T, Gorman M, Lozano-Fernández T, Simón-Vázquez R, Olivier C, et al. A biocompatible porous Mg-gallate metal–organic framework as an antioxidant carrier. *Chem Commun.* 2015;51(27):5848-51. <https://doi.org/10.1039/C5CC00745C>
 27. Abbas M, Hussain T, Arshad M, Ansari AR, Irshad A, Nisar J, et al. Wound healing potential of curcumin cross-linked chitosan/polyvinyl alcohol. *Int J Biol Macromol.* 2019;140:871-6. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2019.08.153>
 28. Alven S, Nqoro X, Aderibigbe BA. Polymer-based materials loaded with curcumin for wound healing applications. *Polymers* 2020;12(10):2286. <https://doi.org/10.3390/polym12102286>
 29. Kamoun EA, Kenawy E-RS, Chen X. A review on polymeric hydrogel membranes for wound dressing applications: PVA-based hydrogel dressings. *J Adv Res.* 2017;8(3):217-33. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2017.01.005>
 30. Mohamadi PS, Hivechi A, Bahrami SH, Nezari S, Milan PB, Amoupour M. Fabrication and investigating in vivo wound healing property of coconut oil loaded nanofiber/hydrogel hybrid scaffold. *Biomater Adv.* 2022;142:213139. <https://doi.org/10.1016/j.bioadv.2022.213139>
 31. Pandima Devi M, Sekar M, Chamundeswari M, Moorthy A, Krithiga G, Murugan NS, Sastry T. A novel wound dressing material—fibrin–chitosan–sodium alginate composite sheet. *Bull Mater Sci.* 2012;35:1157-63. <https://doi.org/10.1007/s12034-012-0404-5>
 32. Luo Z, Chen H, Wu S, Yang C, Cheng J. Enhanced removal of bisphenol A from aqueous solution by aluminum-based MOF/sodium alginate–chitosan composite beads. *Chemosphere* 2019;237:124493. <https://doi.org/10.1016/j.chemosphere.2019.124493>
 33. Don T-M, King C-F, Chiu W-Y, Peng C-A. Preparation and characterization of chitosan-g-poly (vinyl alcohol)/poly (vinyl alcohol) blends used for the evaluation of blood-contacting compatibility. *Carbohydr Polym.* 2006;63(3):331-9. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2005.08.023>
 34. Wang T, Turhan M, Gunasekaran S. Selected properties of pH-sensitive, biodegradable chitosan–poly (vinyl alcohol) hydrogel. *Polym Int.* 2004;53(7):911-8. <https://doi.org/10.1002/pi.1461>
 35. Henrist C, Mathieu J-P, Vogels C, Rulmont A, Cloots R. Morphological study of magnesium hydroxide nanoparticles precipitated in dilute aqueous solution. *J Cryst Growth.* 2003;249(1-2):321-30. [https://doi.org/10.1016/S0022-0248\(02\)02068-7](https://doi.org/10.1016/S0022-0248(02)02068-7)
 36. de Souza Costa-Júnior E, Pereira MM, Mansur HS. Properties and biocompatibility of chitosan films modified by blending with PVA and chemically crosslinked. *J Mater Sci: Mater Med.* 2009;20:553-61. <https://doi.org/10.1007/s10856-008-3627-7>
 37. Tahir M, Sionkowska A. Effect of polydopamine and curcumin on physicochemical and mechanical properties of polymeric blends. *Mater.* 2023;16(17):5758. <https://doi.org/10.3390/ma16175758>
 38. Bennison L, Miller C, Summers R, Minnis A, Sussman G, McGuinness W. The pH of wounds during healing and infection: a descriptive literature review. *Wound Practice Research: Journal of the Australian Wound Management Association.* 2017;25(2):63-9.
 39. Matica MA, Aachmann FL, Tøndervik A, Sletta H, Ostafe V. Chitosan as a wound dressing starting material: antimicrobial properties and mode of action. *Int J Mol Sci.* 2019;20(23):5889. <https://doi.org/10.3390/ijms20235889>
 40. Gaharwar AK, Rivera CP, Wu C-J, Schmidt G. Transparent, elastomeric and tough hydrogels from poly (ethylene glycol) and silicate nanoparticles. *Acta Biomater.* 2011;7(12):4139-48. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.07.023>
 41. Delmar K, Bianco-Peled H. Composite chitosan hydrogels for extended release of hydrophobic drugs. *Carbohydr Polym.* 2016;136:570-80. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2015.09.072>
 42. Wang T, Zhu X-K, Xue X-T, Wu D-Y. Hydrogel sheets of chitosan, honey and gelatin as burn wound dressings. *Carbohydr. Polym.* 2012;88(1):75-83. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2011.11.069>
 43. Mahdi E, Tan J-C. Dynamic molecular interactions between polyurethane and ZIF-8 in a polymer-MOF nanocomposite: Microstructural, thermo-mechanical and viscoelastic effects. *Polymer.* 2016;97:31-43. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2016.05.012>
 44. Pooresmaeil M, Namazi H. Facile preparation of pH-sensitive chitosan microspheres for delivery of curcumin; characterization, drug release kinetics and evaluation of anticancer activity. *Int J Biol Macromol.* 2020;162:501-11. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2020.06.183>
 45. Lawson S, Rownaghi AA, Rezaei F. Combined Ibuprofen and curcumin delivery using Mg-MOF-74 as a single nanocarrier. *ACS Appl Bio Mater.* 2021; 5(1):265-71. <https://doi.org/10.1021/acsabm.1c01067>
 46. Samantaray PK, Little A, Haddleton DM, McNally T, Tan B, Sun Z, et al. Poly (glycolic acid)(PGA): A versatile building block expanding high performance and sustainable bioplastic applications. *Green Chem.* 2020;22(13):4055-81. <https://doi.org/10.1039/D0GC01394C>