Journal of Ilam University of Medical Sciences

P-ISSN: 1563-4728
E-ISSN: 2588-3135

Synthesis and designing of nanofibers containing zeolitic nanozymes as a wound dressing

Mahnaz Mohammadpour [1], Hamed Ghanbari [2], Zhil Izadi [3], Hanieh Rezaee [4], Hossein Derakhshankhah [3*]

[1] Dept of chemistry, Faculty of Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[2] Dept of Organic Chemistry, Faculty of Chemistry, Razi University, Kermanshah, Iran
[3] Pharmaceutical Sciences Research Center, Health Institute, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran
[4] Pharmaceutical Student Research Committee, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran

Article Info

Article type:
Research article

Article History:
Received: May. 03, 2025
Received in revised form: Jul. 10, 2025
Accepted: Aug. 20, 2025
Published Online: Sep. 27, 2025

**** Correspondence to:***
Hossein Derakhshankhah
Pharmaceutical Sciences Research Center, Health Institute, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran

Email:
derakhshankhah.hossein@kums.ac.ir

A B S T R A C T

Introduction: Wound healing is crucial for improving patients' quality of life, especially in conditions like diabetes, burns, and surgical wounds. Fiber-based dressings with antioxidant and antibacterial agents, natural polymers, and zeolite nanoparticles accelerate healing and regeneration. The aim of this study was to design and fabricate nanofiber scaffolds based on polyvinyl alcohol (PVA), chitosan, and tragacanth gum, containing zeolite nanoparticles as wound dressings.

Materials & Methods: MT-type zeolite crystals with molecular dimensions and sizes ranging from approximately 10 to 20 nm were synthesized via a low-temperature hydrothermal method using colloidal precursors, without the need for organic templates. The physical and structural properties of the synthesized nanoparticles, including Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR) analysis, particle size distribution, and surface zeta potential, were characterized. Subsequently, nanofibers based on polyvinyl alcohol (PVA), chitosan (CS), and tragacanth gum (TG), incorporating the zeolite nanoparticles, were fabricated through electrospinning. The nanofibers were thoroughly evaluated for their physicochemical, structural, mechanical, cellular toxicity, antioxidant activity, and antibacterial performance.

Results: The characterization tests demonstrated that the nanofiber wound dressings containing zeolite nanoparticles exhibited superior properties compared to the control group without nanoparticles. These nanofibers showed enhanced performance in terms of morphology, fiber diameter, mechanical strength, swelling ratio, degradation rate, porosity, antioxidant activity, cellular biocompatibility, and antibacterial efficacy.

Conclusion: The results of this study demonstrated that nanofibers composed of polyvinyl alcohol (PVA), chitosan (CS), and tragacanth (TG) possess optimal physical and biological properties, creating a suitable environment to accelerate the wound healing process. The study suggests that the incorporation of EMT-type zeolite nanoparticles in PVA/CS/TG/EMT-ZIF nanofibers can enhance their antioxidant and antibacterial properties, making them promising for biomedical engineering applications.

Keywords: EMT-Type Zeolite, Nanofiber Wounds Dressing, Polyvinyl Alcohol, Tragacanth, Chitosan

Cite this paper: Mohammadpour M, Ghanbari H, Izadi Zh, Rezaee H, Derakhshankhah H. Synthesis and designing of nanofibers containing zeolitic nanozymes as a wound dressing. *Journal of Ilam University of Medical Sciences*. 2025;33(4):57-78.

Introduction

Wound healing is a dynamic and complex biological process that requires the integration of hemostasis, inflammation, cell proliferation, and tissue remodeling. Delayed wound healing, commonly observed in patients with diabetes, severe burns, and surgical wounds, often results in prolonged hospitalization, infection, and impaired quality of life (1). Conventional dressings such as gauze primarily serve as protective covers but fail to provide the

© The Author(s)

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

biological cues necessary for tissue regeneration (1). Modern wound dressings, in contrast, are designed to actively participate in the healing process by maintaining an optimal moisture balance, preventing bacterial invasion, promoting angiogenesis, and supporting extracellular matrix (ECM)-like structures (4). Electro spun nanofibrous scaffolds are particularly attractive due to their high surface area, tunable porosity, and ability to mimic the native ECM, thereby supporting cell adhesion, proliferation, and differentiation (7). Natural polymers such as polyvinyl alcohol (PVA), chitosan (CS), and tragacanth gum (TG) are especially promising candidates for biomedical applications because of their biocompatibility, biodegradability, and hydrophilic nature (11). However, their functional performance can be further enhanced through the incorporation of bioactive nanoparticles. Zeolitic materials, in particular EMT-type zeolite, possess unique antioxidant and enzyme-mimicking (nanozyme) properties capable of scavenging reactive oxygen species (ROS) and alleviating oxidative stress at the wound site (13). Thus, the integration of EMT-type zeolite into nanofibrous scaffolds holds promise for developing multifunctional dressings with both mechanical robustness and bioactivity.

Methods

In this study, EMT-type zeolite nanocrystals (10–20 nm) were synthesized using a low-temperature hydrothermal method with colloidal precursors, eliminating the need for organic templates (13). Structural and physicochemical properties of the zeolite were characterized using Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR), dynamic light scattering (DLS), and zeta potential analysis. Subsequently, polymeric solutions of PVA, CS, and TG were prepared and blended at optimized ratios. EMT-type zeolite nanoparticles (5 wt% relative to the polymer weight) were uniformly dispersed in the polymer matrix, and nanofibers were fabricated via electrospinning under controlled parameters. The resulting scaffolds were crosslinked using glutaraldehyde vapor to enhance their stability. Comprehensive characterization was performed, including morphological analysis using scanning electron microscopy (SEM), mechanical strength via tensile testing, swelling and degradation assays, porosity evaluation, hemocompatibility, antioxidant capacity (DPPH assay), antibacterial tests against E. coli and S. aureus, and cytocompatibility assessment using fibroblast cells through the MTT assay.

Results

SEM images revealed that neat PVA/CS/TG nanofibers displayed smooth surfaces and uniform diameters, while the incorporation of EMT-zeolite led to increased fiber diameters and rougher surfaces, indicating strong polymer–nanoparticle interactions. FTIR spectra confirmed the successful integration of zeolite without significant alteration of the polymer backbone, while DLS and zeta potential analysis verified nanoparticle stability. Mechanical testing demonstrated that PVA/CS/TG/EMT-ZIF nanofibers exhibited significantly enhanced tensile strength and modulus compared to control scaffolds, though at the expense of reduced elongation at break. Swelling studies showed rapid water uptake in the first hour, with equilibrium values of ~86–88%, while biodegradation analysis revealed slower degradation in zeolite-containing nanofibers (~78% mass loss over 21 days vs. ~97% in controls), suggesting improved stability and durability. Porosity was markedly higher in zeolite-incorporated scaffolds (~93%) compared to neat fibers (~86%), favoring nutrient diffusion and cell infiltration. Biological assays further confirmed the functionality of the scaffolds. Hemocompatibility studies showed <2% hemolysis in all samples, meeting ASTM standards. The DPPH assay indicated significantly improved antioxidant activity in PVA/CS/TG/EMT-ZIF fibers (~25% radical scavenging) compared to neat fibers (~7%), confirming the contribution of zeolite nanozymes. Cytocompatibility testing with fibroblasts demonstrated >86% cell viability, with zeolite-containing scaffolds supporting favorable cell proliferation. Interestingly, while antibacterial activity was limited in both neat and zeolite-loaded nanofibers, results suggest that further functionalization (e.g., antibiotic conjugation) may be necessary for robust antibacterial performance.

Conclusion

This study successfully demonstrated the design, fabrication, and evaluation of multifunctional nanofibrous wound dressings composed of PVA, CS, and TG integrated with EMT-type zeolite nanoparticles. The

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

incorporation of zeolite enhanced the physicochemical and mechanical stability of the fibers, improved porosity, and significantly increased antioxidant performance while maintaining excellent hemocompatibility and cytocompatibility. Although the antibacterial effect was modest, the scaffolds' antioxidant activity and structural properties suggest their strong potential for accelerating wound healing, particularly in oxidative stress–related conditions such as diabetic ulcers and chronic wounds. Overall, PVA/CS/TG/EMT-ZIF nanofibers represent a promising class of bioactive wound dressings with multifunctional therapeutic properties. Future studies may focus on combining zeolite with additional antimicrobial agents or bioactive molecules to develop synergistic platforms for advanced clinical wound management.

Authors' Contribution

Conceptualization, Methodology, Validation, Formal Analysis, Investigation, Resources, Software, Data Curation, Writing–Original Draft Preparation, Writing–Review & Editing, Visualization, Supervision, Project Administration: MM, HG, ZI, HR, HD.

Ethical Statement

This study was approved by the Ethics Committee of Kermanshah University of Medical Sciences (Iran) . The authors avoided data fabrication, falsification, plagiarism, and misconduct.

Conflicts of Interest

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the conduct of this study.

Funding

This research resulted from a project with number 990253 which carried out with the financial support of the Vice President for Research and Technology, Kermanshah University of Medical Sciences.

Acknowledgment

This article is derived from a research project and authors would like to sincerely thank the Deputy of Research and Technology of Kermanshah University of Medical Sciences for their financial support.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام

شاپای چاپی : ۱۵۶۳-۴۷۲۸

شاپای الکترونیک : ۲۵۸۸-۳۱۳۵

طراحی و ساخت نانوفیبرهای بر پایهٔ پلی‌وینیل الکل، کیتوسان و کتیرا حاوی نانوذرات زئولیت به‌عنوان زخم‌پوش

مهناز محمدپور [۱]، حامد قنبری [۲]، ژیلا ایزدی [۳]، هانیه رضایی [۴]، حسین درخشان‌خواه [۳*]

[۱] گروه شیمی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

[۲] گروه شیمی آلی، دانشکده شیمی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

[۳] مرکز تحقیقات علوم دارویی، پژوهشکده سلامت، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

[۴] کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

اطلاعات مقاله

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۲/۱۳

تاریخ ویرایش: ۱۴۰۴/۰۴/۱۹

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۵/۲۹

تاریخ انتشار: ۱۴۰۴/۰۷/۰۵

نویسنده مسئول:

حسین درخشان‌خواه

مرکز تحقیقات علوم دارویی، پژوهشکده سلامت، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

Email:
derakhshankhah.hossein@kums.ac.ir

چکیده

مقدمه: بهبود سریع و مؤثر زخم برای بهبود کیفیت زندگی بیماران، به‌ویژه در شرایطی مانند دیابت، سوختگی و زخم‌های جراحی، بسیار مهم است. استفاده از پانسمان‌های مبتنی بر فیبر حاوی عوامل آنتی‌اکسیدانی و ضدباکتریایی می‌تواند روند بهبود زخم را به‌طور چشمگیری تسریع کند. پلیمرهای طبیعی به علت زیست‌سازگاری، زیست‌تخریب‌پذیری و شباهت ساختاری با ماتریکس خارج سلولی (ECM)، کاندیداهای مناسبی برای درمان زخم‌های شدید در نظر گرفته می‌شوند. نانوذرات زئولیت به سبب خواص آنتی‌اکسیدانی خود می‌توانند التهاب را کاهش دهند، رادیکال‌های آزاد را در محل زخم خنثی کنند و درنهایت، باعث بهبود سریع‌تر و بازسازی بافت پوست گردند. هدف از این مطالعه طراحی و ساخت داربست‌های نانولیفی بر پایهٔ پلی‌وینیل الکل (PVA)، کیتوزان و صمغ کتیرا حاوی نانوذرات زئولیت به‌عنوان پانسمان زخم بود.

مواد و روش‌ها: کریستال‌های بسیار ریز زئولیت نوع EMT با اندازه‌ای در حدود ۱۰ تا ۲۰ نانومتر و با منافذی در ابعاد مولکولی، از طریق سنتز هیدروترمال در دمای پایین و با استفاده از پیش‌سازهای کلوئیدی بدون نیاز به قالب (template-free) تهیه شدند. ویژگی‌های فیزیکی و ساختاری نانوذرات سنتزشده ازجمله FTIR، توزیع اندازهٔ ذرات و پتانسیل زتای سطحی بررسی گردید. پس از آن، نانوالیاف‌هایی بر پایهٔ پلی‌وینیل الکل (PVA)، کیتوسان (CS) و کتیرا (TG) حاوی نانوزئولیت‌ها به روش الکتروریسی تهیه شدند. در ادامه، خواص فیزیکوشیمیایی، ساختاری، استحکام مکانیکی، سمیت سلولی و همچنین فعالیت آنتی‌اکسیدانی و آنتی‌باکتریال این نانوالیاف‌ها به‌طور دقیق ارزیابی گردید.

یافته‌های پژوهش: نتایج آزمون‌های مشخصه‌یابی نشان داد که زخم‌پوش‌های نانوفیبری حاوی ناذرات زئولیت، در مقایسه با گروه کنترل بدون این نانوذرات، از نظر ریخت‌شناسی، قطر الیاف، خواص مکانیکی، میزان تورم‌پذیری، سرعت تخریب‌پذیری، درصد تخلخل، فعالیت آنتی‌اکسیدانی، زیست‌سازگاری سلولی و همچنین توانایی سدکنندگی در برابر نفوذ باکتری‌ها، عملکرد مناسبی از خود نشان دادند.

بحث و نتیجه‌گیری: نتایج این پژوهش نشان داد که نانوفیبرهای تهیه‌شده بر پایهٔ پلی‌وینیل الکل، کیتوسان و کتیرا، با داشتن ویژگی‌های فیزیکی و زیستی مطلوب، محیطی مناسب برای تسریع فرایند ترمیم زخم فراهم می‌کنند. افزودن نانوزیم‌های زئولیتی به ساختار این زخم‌پوش‌ها، موجب بهبود چشمگیر خواص زیستی نظیر فعالیت آنتی‌اکسیدانی و آنتی‌باکتریالی شد. یافته‌های این مطالعه می‌تواند به‌عنوان گامی مؤثر در توسعهٔ کاربردهای نانوفیبرهای PVA/CS/TG/EMT-ZIF در حوزه‌های مختلف مهندسی زیست مواد و به‌ویژه در طراحی و تولید زخم‌پوش‌های پیشرفته استفاده گردد.

واژه‌های کلیدی: زیولیت نوع EMT (EMT-type Zeolite)، زخم‌پوش نانوفیبری، پلی‌وینیل الکل، کتیرا، کیتوسان

استناد: محمدپور مهناز، قنبری حامد، ایزدی ژیلا، رضایی هانیه، درخشان‌خواه حسین. طراحی و ساخت نانوفیبرهای بر پایهٔ پلی‌وینیل الکل، کیتوسان و کتیرا حاوی نانوذرات زئولیت به‌عنوان زخم‌پوش. *مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام*، مهر ۱۴۰۴؛ (۴)۳۳ : ۷۸-۵۷.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

CC BY NC

مقدمه

مهندسی بافت به‌عنوان یکی از شاخه‌های نوظهور و میان‌رشته‌ای علوم زیستی، پزشکی و مهندسی، نقش حیاتی در بازسازی بافت‌های آسیب‌دیده و جایگزینی عملکردی آن‌ها ایفا می‌کند. این حوزه با بهره‌گیری از داربست‌های زیستی، سلول‌ها و فاکتورهای رشد، در تلاش است تا محیط مناسبی برای بازسازی و بازآفرینی عملکرد طبیعی بافت‌ها فراهم آورد. یکی از مهم‌ترین کاربردهای این علم، طراحی راهکارهای درمانی نوین برای زخم‌های مزمن، زخم‌های دیابتی و آسیب‌های پوستی شدید مانند سوختگی‌ها است که اغلب به درمان‌های طولانی‌مدت و چند مرحله‌ای نیاز دارند (۱). زخم‌ها به‌طورکلی به دو دستهٔ حاد و مزمن تقسیم می‌شوند. زخم‌های حاد معمولاً طی فرایندی منظم شامل پنج مرحلهٔ انعقاد، التهاب، مهاجرت سلولی، تکثیر و بازسازی بافت، در یک بازهٔ زمانی مشخص بهبود می‌یابند. در مقابل، زخم‌های مزمن در یکی از این مراحل متوقف می‌شوند و به علت اختلال در روند طبیعی ترمیم، به درمان‌های پیشرفته‌تر و تخصصی‌تری نیاز دارند. عوامل متعددی مانند دیابت، سن بالا، عفونت و کمبود اکسیژن در بافت می‌توانند به مزمن شدن زخم‌ها منجر شوند (۳-۱). در گذشته، پانسمان زخم عمدتاً با هدف محافظت از زخم در برابر آلودگی و عوامل محیطی استفاده می‌شد؛ اما امروزه نقش پانسمان‌ها به‌عنوان ابزارهای فعال در فرایند ترمیم زخم به‌خوبی شناخته‌شده است. پانسمان‌های مدرن باید ویژگی‌هایی فراتر از پوشش ساده داشته باشند؛ ازجمله توانایی حفظ رطوبت مناسب در محل زخم، تسهیل تبادل گازی، جلوگیری از ورود میکروارگانیسم‌های بیماری‌زا، جذب ترشحات، خواص آنتی‌باکتریال، زیست‌سازگاری، زیست‌تخریب‌پذیری و قابلیت آزادسازی تدریجی داروها و عوامل زیستی. در این میان، داربست‌های متخلخل سه‌بعدی در مهندسی بافت پوست، به‌عنوان ساختارهایی شبیه به ماتریکس خارج سلولی (Extracellular Matrix یا ECM)، نقش مهمی در پشتیبانی از چسبندگی، تکثیر و تمایز سلول‌های پوستی دارند. طراحی چنین داربست‌هایی با استفاده از نانوالیاف به علت مساحت سطح بالا، قابلیت تنظیم ساختار و خواص فیزیکی و زیستی و شباهت بالا به ECM، به یکی از پرکاربردترین رویکردهای روز دنیا تبدیل‌شده است (۵، ۴).

روش الکتروریسی به‌عنوان تکنیکی کارآمد و قابل‌کنترل در تولید نانوالیاف، امکان تولید ساختارهایی با قطر نانومتری، یکنواختی بالا و قابلیت لود و رهایش عوامل دارویی را فراهم می‌سازد. استفاده از نانوالیاف الکتروریسی‌شده در طراحی پانسمان‌های زخم، به‌ویژه در درمان زخم‌های مزمن، به علت خواص منحصربه‌فردی چون قابلیت نفوذپذیری گاز، جذب بالا و رهایش کنترل‌شدهٔ دارو، بسیار مورد توجه قرار گرفته است (۷، ۶).

در این پژوهش، با هدف توسعهٔ زخم‌پوشی پیشرفته، از ترکیب پلیمرهای طبیعی پلی‌وینیل الکل (PVA)، کیتوسان (CS) و کتیرا (TG) برای ساخت نانوفیبرهایی زیست سازگار و کارآمد استفاده شده است. PVA با زیست‌سازگاری بالا، سمیت کم و ویژگی‌های مکانیکی مناسب، کاربرد گسترده‌ای در محصولات پزشکی دارد (۹، ۸). کیتوسان نیز با خواص ضدباکتری، زیست‌تخریب‌پذیری و توانایی بالا در تقویت بازسازی بافت، به‌عنوان یکی از پلیمرهای کلیدی در مهندسی بافت شناخته می‌شود (۱۱، ۱۰). کتیرا به‌عنوان یک پلی‌ساکارید طبیعی، به بهبود خواص مکانیکی و هیدروفیلیک نانوالیاف کمک می‌کند (۱۱)؛ همچنین برای ارتقای عملکرد آنتی‌اکسیدانی و ضدالتهابی پانسمان، از نانوزیم‌های زئولیتی نوع EMT استفاده شده است. این نانومواد با ویژگی‌های آنزیم مانند و توانایی در حذف رادیکال‌های آزاد می‌توانند نقش مؤثری در کاهش استرس اکسیداتیو و تسریع ترمیم زخم ایفا کنند (۱۲). هدف این مطالعه طراحی، ساخت و ارزیابی نانوفیبرهای زیست‌فعال چند جزئی بر پایهٔ PVA/CS/TG حاوی نانوزئولیت‌ها است تا به‌عنوان داربست‌های هوشمند و مؤثر در پانسمان زخم‌های مزمن و دیابتی، گامی نو در مسیر توسعهٔ فناوری‌های زیست‌پزشکی برداشته شود.

مواد و روش‌ها

سنتز زیولیت نوع EMT (EMT-type Zeolite):

سنتز نانوکریستال های زئولیت EMT (۱۰-۱۵

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

نانومتر) با منافذ بزرگ از پیش سازهای کلوئیدی فاقد fn,k الگو در دمای ۳۰ درجهٔ سانتی گرادسانتی گراد با بازدهی بالا صورت گرفت. ابتدا محلول آلومینات با حل کردن ۹/۰۷۴ گرم سدیم آلومینات (مرک آلمان) و ۱/۶۱ گرمگرم سدیم هیدروکساید (قطران شیمی ایران) در ۱۰ گرم آب دو بار تقطیر تهیه شد؛ بعد سپس ۴۴ گرم سدیم هیدروکساید به محلول اضافه شد گردید ((محلول A). از طرف سوی دیگر، محلول سیلیکات با مخلوط کردن ۵۷/۶۹۲ گرم از سدیم سیلیکات (مرک آلمان)، ۲۰ گرم سدیم هیدرکساید و ۸۰ گرم آب دو بار تقطیر در یک بطری ۲۵۰ میلی لیترمیلی‌لیتر تهیه شد. محلول اخیر تا به دستبه‌دست آمدن یک محلول شفاف استریل میشودمی‌شود (محلول B). محلولهایمحلول‌های A و B در یک حمام یخ (۴ درجهٔ سانتیگرادسانتی گراد) سرد شدندگردیدند. محلول A را تحت شرایط استریل ملایم به محلول B اضافه شد ، و یک محلول کدر با ترکیب مولی Al2O3:5.15SiO2:18.45Na2O:240H2O۱ تشکیل داد. سوسپانسیون حاصل به مدت ۵ دقیقه استریل گردید؛ شد سپس در ۳۰ درجهٔ سانتیگرادسانتی گراد به مدت ۳۶ ساعت کریستالی شد. نانوکریستال های EMT به مدت ۱ ساعت با سرعت ۲۰۰۰۰ دور بر دقیقه سانتریفیوژ گردید شد و زئولیت های خالص EMT در آب دو بار تقطیر مجدداً سوسپانسیون شدند. این مرحلهٔ خالص سازیخالص‌سازی به مدت چندین بار تکرار می شودمی‌شود تا pH سوسپانسیون از شرایط قلیایی به pH خنثی برسد (۱۳). توزیع اندازهٔ ذرات با استفاده از اندازه گیریاندازه‌گیری پراکندگی نوری دینامیکی (DLS) و پتانسیل زتا ژئولیت سنتز شده در ۲۵ درجهٔ سانتی گرادسانتی‌گراد با استفاده از دستگاه (Zetasizer Nano ZS90,Malvern Instruments, Malvern, UK) اندازه گیریاندازه‌گیری شد.

تهیهٔ محلول نانوالیاف PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/EMT-ZIF و فرآیندفرایند الکتروریسی:

برای تهیهٔیه محلول پایهٔیهٔ پلیمری جهت به‌منظور تولید نانوالیاف، ابتدا محلول ۱۰ درصد وزنی حجمی پلی‌وینیل الکل (PVA) در آب مقطر آماده گردید شد و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۶۰ درجه سانتی‌گرادسانتی‌گراد تحت هم‌زدنهم زدن مداوم قرار گرفت تا انحلال کامل و یکنواختی حاصل شود. در مرحلهٔیهٔ بعد، محلول ۳ درصد وزنی حجمی کیتوسان (CS) در اسید استیک با غلظت ۱ درصد حجمی تهیه شدهتهیه و به مدت یک ساعت در دمای محیط هم زده شد تا محلولی همگن حاصل شود. همچنین؛ ،همچنین محلول ۱ درصد وزنی حجمی کتیرا (TG) نیز در آب مقطر تهیه شدهتهیه گردید و به مدت ۲۴ ساعت در دمای محیط تحت هم‌زدنهم زدن قرار گرفت.

پس از آماده‌سازی محلول‌هایمحلول‌های مجزا، آن‌ها با نسبت حجمی ۶/۲ به ۵/۱ به ۵ (PVA:CS:TG) با یکدیگر ترکیب شدهترکیب و به مدت یک ساعت در دمای محیط هم زده شدند تا محلولی یکنواخت و مناسب برای الکتروریسی حاصل شود. برای تهیهٔ نمونه‌های حاوی نانوذرات زئولیتی، نانوزیم‌های زئولیتی نوع EMT-ZIF که پیش‌تر سنتز شده بودند، با غلظت ۵ درصد وزنی نسبت به وزن کل پلیمرها، به محلول ترکیبی اضافه گردیدندشدند. فرآیندفرایند ترکیب در دمای محیط و با هم‌زدنهم زدن شدید به مدت یک ساعت ادامه یافت تا توزیع یکنواخت ذرات در ماتریس پلیمری تضمین شود.

در ادامه، فرآیندفرایند الکتروریسی به‌منظوربه منظور تولید نانوالیاف انجام شد. در این فرآیندفرایند، محلول پلیمری آماده‌شده با نرخ تغذیهٔ ۰/۵ه ۰.۵ میلی‌لیتر بر ساعت، از طریق نیدل ۱۸ گیج تحت ولتاژ ۱۴ کیلوولت به اسپینرت منتقل گردیدشد. نانوالیاف تشکیل‌شده روی فویل آلومینیومی که در فاصلهٔ ۱۴ سانتی‌متری از نوک نیدل قرار داشت، جمع‌آوری گردیدندشد. این شرایط به‌گونه‌ایبه گونه‌ای طراحی گردید شدند که تولید نانوالیاف یکنواخت با خواص ساختاری مناسب جهت برای استفاده در زخم‌پوش‌ها تسهیل گرددشود. در نهایتدرنهایت، برای کراس-لینک کردن نانوالیاف، آن‌هاآنها را به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۵۰ درجهٔ سانتیگرادسانتی‌گراد، در معرض بخارات گلوتارآلدهید با غلظت ۲۰ درصد حجمی قرار گرفتند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

بررسی قطر و مورفولوژی نانوالیاف تهیه‌شده به کمک میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM):

برای بررسی مورفولوژی، ساختار و قطر نانوالیاف تهیه‌شده از میکروسکوپ الکترونی (PhilipsXL-30,Germany) استفاده گردیدشد. در این روش، قطعاتی از نانوالیاف برای تهیهٔ تصاویر SEM برش داده شدند؛ سپس، نمونه با طلا پوشانده شده و بر روی پایهٔ نگه‌دارندهٔنگهدارنده نمونه در میکروسکوپ قرار گرفت. در نهایتدرنهایت، با استفاده از پرتوهای الکترونی با انرژی بالا، تصاویری با وضوح بالا از سطح نمونه تهیه گردیدشد.

بررسی ساختار شیمیایی نانوالیاف تهیه‌شده از طریق (FTIR):

از طیف‌سنجی FTIR توسط دستگاه اسپکتروسکوپی مادون‌قرمز Spectrumمادون قرمز Spectrum RX1 FTIR system, Perkin-Elmer, USA برای بررسی ساختار نانوالیاف و EMT-ZIF تهیه‌شده در محدودهٔ ۴۰۰ –۴۰۰۰ cm-1 استفاده شد. بررسی موقعیت پیک‌های مختلف در طیف FTIR اطلاعات ارزشمندی دربارهٔ مورد گروه‌های عاملی، نوع پیوندها و ساختار نانوالیاف ارائه می‌دهد.

ارزیابی خواص مکانیکی:

این تست توسط دستگاه تانسیومتر (STM-1 DBBP-100 KOREA) و در شرایط ثابت دمایی با سرعت کشش ثابت انجام می‌گیرد. از هر نانوالیاف¬ها سه قطعه به ابعاد ۱×۲ سانتی‌مترسانتی متر برش داده شد. اندازه گیریاندازه‌گیری در سه تکرار انجام گردیدشد.

اندازه‌گیری میزان تورم پذیریتورم‌پذیری:

به‌منظوربه منظور اندازه‌گیری رفتار تورم پذیریتورم‌پذیری (Swelling)، هرکدامهر کدام از نانوالیاف های تهیه‌شده، نانوالیاف پلیمری را در سایز مناسب برش داده شد،؛ سپس با ترازو دقت بالا وزن گردید نموده و در ۵ میلی‌لیتر بافر PBS غوطه‌ورغوطه ¬ور شد (W0). در فواصل زمانی ۰/۵، ۱، ۳، ۶، ۱۲ و ۲۴ ساعت، هر یک از نمونه‌ها را از بافر خارج گردید و با استفاده از کاغذ صافی، قطرات سطح آن‌هاآنها برداشته شد و مجدداً وزن گردید (Ws). برای هر نمونه ۳ بار تکرار انجام شد. تا زمان ثابت شدن جذب آب، وزن‌گیری نمونه‌ها ادامه یافت. محاسبهٔه میزان جذب آب طبق بر اساس رابطهٔه زیر انجام گردید (۱۴):

$$\text{Swelling Ration}(\%) = \frac{W_s - W_0}{W_0} \times 100 \quad \text{Eq. 1}$$

ارزیابی زیست‌تخریب‌پذیری:

برای بررسی نرخ تخریب¬پذیری (Biodegradation) هر یک از نانوالیاف تهیه‌شده، ابتدا هر یک از آن‌هاآنها توزین شده و با غوطه‌ورسازیغوطه ورسازی در PBS و انکوبه کردن در دمای ۳۷ درجهٔه سانتی‌گرادسانتی‌گراد بررسی گردیدشد.؛ سپس در زمان‌های ۳، ۷، ۱۴ و ۲۱ روز، نمونه‌ها از بافر خارج شده و پس از خشک شدن کامل PBS اضافی در آون، مجدداً توزین گردیدمی‌شوند. نرخ تخریب در هر نقطهٔه زمانی با محاسبهٔه درصد کاهش وزن نمونه‌ها گزارش می‌شودمی‌شود. این تست آزمایش برای هر قطعه ۳ بار تکرار گردیدشد. رابطهٔه زیر برای محاسبهٔ میزان کاهش وزن نمونه‌ها استفاده شد:

$$\text{Weight loss}(\%) = \frac{W_i - W_t}{W_i} \times 100 \quad \text{Eq. 2}$$

در این رابطه، Wi و Wt به‌ترتیبه ترتیب وزن اولیهٔ هر یک از نانوالیاف‌ها را قبل پیش و بعد پس از تخریب نشان می‌دهند.

ارزیابی تخلخل:

یکی از آنالیزهای داربست‌های مورد استفاده‌شده در مهندسی بافت، اندازه‌گیری قطر تخلخل داربست است. تخلخل نانوالیاف الکتروریسی شده بر اساس تکنیک جابجایی مایع اندازه‌گیری گردیدشد. به طوربه‌طور خلاصه، نانوالیاف تهیه‌شده با وزن برابر در یک ظرف حاوی حجم مشخص اتانول غوطه‌ور شدند تا اشباع شوندد. تخلخل از رابطه ۀ زیر محاسبه گردید:.

$$\text{Porosity}(\%) = \frac{V_1 - V_3}{V_2 - V_3} \times 100 \quad \text{Eq. 3}$$

در این رابطه، V_1 حجم اولیهٔه ظرف حاوی اتانول، V_2 حجم حاصل از غوطه‌وری نانوالیاف در اتانول و V_3 حجم اتانول باقیمانده پس از خارج کردن نانوالیاف استمی‌باشد.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

ارزیابی خون‌سازگاری:

برای ارزیابی میزان همولیز ناشی از تماس نانوفیبرها با گلبول‌های قرمز خون، از خون تازۀ انسانی در لولۀ حاوی مادۀ ضدانعقاد (EDTA) استفاده شد. مقدار ۲ میلی‌لیتر از این خون تازه با ۲/۵ ۲.۵ میلی‌لیتر بافر فسفات سالین (PBS) با pH حدود ۷/۴ ۷.۴ به‌آرامیبه آرامی رقیق گردید؛شد. سپس نمونه‌های نانوفیبر که به‌صورتبه صورت دیسک‌های کوچک پانچ شده بودند، درون میکروتیوپ‌های استریل قرار داده شدند. به هر میکروتیوپ، مقدار ۲۰۰ میکرولیتر از خون رقیق‌شده اضافه گردید. نمونه‌ها به مدت ۶۰ دقیقه در دمای ثابت ۳۷ درجۀ سانتی‌گرادسانتی‌گراد در انکوباتور قرار گرفتند تا تعامل بین میان نانوفیبرها و گلبول‌های قرمز خون به‌طور کامل رخ دهد. پس از گذشت زمان انکوباسیون، تمامی همۀ میکروتیوپ‌ها به مدت ۱۰ دقیقه در سانتریفیوژ با سرعت ۱۵۰۰ دور در دقیقه قرار گرفتند تا سلول‌های خون رسوب کندرسوب کرده و مایع رویی جدا شود؛. سپس میزان جذب نوری مایع رویی در طول موج ۵۴۵ نانومتر ، که حداکثر جذب هموگلوبین آزاد را نشان می‌دهد، با استفاده از دستگاه میکروپلیت ریدر اندازه‌گیری شد. در نهایت، برای تعیین درصد همولیز، از داده‌های جذب نوری و با بهره‌گیری از معادله‌ۀ شمارۀ معادله ۴ ، که بر پایه‌ۀ مقایسۀ جذب نمونه با کنترل مثبت (آب مقطر) و کنترل منفی (PBS تنها) تعریف‌شدهتعریف شده است، مقدار نهایی همولیز برای هر نمونه محاسبه گردید (۱۵):.

$$\text{Hemolysis}(\%) = \frac{A_S - A_{NC}}{A_{PC} - A_{NC}} \times 100 \quad \text{Eq. 4}$$

در این رابطه، A_Sجذب نمونه، A_{NC} جذب کنترل منفی و A_{PC} جذب کنترل مثبت استمی‌باشد.

سنجش مهار DPPH:

نانوالیاف الکتروریسی شده را در قطعات یکسان برش زده شد و به آن ۱۰۰۰ میکرولیتر DPPH تهیه‌شده افزوده گردید و به مدت ۳۰ دقیقه در تاریکی و در دمای محیط قرار گرفتند و سپس جذب نمونه‌ها به همراه کنترل در طول‌موجطول موج ۵۱۷ نانومتر توسط دستگاه اسپکتروفتومتر اندازه‌گیری شد. درجۀ بی‌رنگ شدن این ترکیب بیان‌کنندۀ‌گر قدرت به دام اندازی رادیکال آزاد توسط آنتی‌اکسیدان مربوطه استمی‌باشد. لازم به ذکر است که برای محاسبۀ میزان فعالیت آنتی‌اکسیدانی از فرمول زیر استفاده گردید.:

$$\text{DPPH Scavenging}(\%) = \frac{A_b - A_S}{A_b} \times 100 \quad \text{Eq. 5}$$

در این رابطه، A_b جذب کنترل و A_s جذب نمونه استمی‌باشد.

بررسی خواص آنتی‌باکتریالی:

برای انجام تست‌های میکروبی از باکتری اشریشیاکلیاشریشیا کلی (ATCC:25923) از انستیتو پاستور ایران، به عنوانبه‌عنوان مدل نمونه و نمایندۀ میکروارگانیسم‌های گرم منفی و باکتری استافیلوکوکوس اورئوس (ATCC:25922) به عنوانبه‌عنوان مدل نمونه و نمایندۀ میکروارگانیسم‌های گرم مثبت استفاده شد که از مرکز کلکسیون میکروارگانیسم‌های صنعتی ایران تهیه گردیدندشدند. برای کشت هر یک از این میکروارگانیسم‌ها از محیط کشت اختصاصی آن‌ها،آنها یعنی مولر هینتون براث و مولر هینتون آگار استفاده گردیدشد. ارزیابی فعالیت آنتی‌باکتریایی هر یک از نانوالیاف الکتروریسی شده به روش دیسک گذاری انجام گردیدشد. در ابتدا میکروارگانیسم‌ها در محیط کشت اختصاصی خود به مدت یک شبانه‌روزشبانه روز در دمای ۳۷ درجۀ سانتی‌گرادسانتی‌گراد پیش¬کشت داده شدند و سپس با سواپ استریل، از سوسپانسیون هر یک از باکتری‌ها معادل ۰/۵ مک‌فارلند به‌صورتبه صورت مجزا بر روی پلیت محیط کشت اختصاصی جامد به‌صورتبه صورت یکنواخت و همگن کشت گردیدداده شد. دیسک‌ها را بر روی پلیت حاوی باکتری در فواصل معین و مساوی کاشته و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجۀ سانتی‌گرادسانتی‌گراد انکوبه شدند و قطر عدم رشد با کولیس اندازه‌گیری و گزارش گردید. برای کنترل مثبت از دیسک حاوی جنتامایسین استفاده شد.

بررسی میزان زیست‌سازگاری بر روی سلول‌های فیبروبلاست انسانی:

ردۀ سلول‌های فیبروبلاست انسانی که از نوع چسبنده

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

بود،ه از مرکز ذخایر زیستی و ژنتیکی ایران خریداری گردید و در محیط کشت آماده و استریل DMEM-F12 با غلظت ۱۰ درصد سرم در فلاسک کشت سلول T25 کشت داده شدداده شده و به انکوباتور با هوای مرطوب و سطح CO2 5% و دمای ۳۷ درجهٔ سانتی‌گرادسانتی‌گراد منتقل گردیدشد. برای کشت سلول‌ها معمولاً به محیط کشت آن‌هاآنها آنتی‌بیوتیک پنی‌سیلینپنی سیلین 100 u/ml و استرپتومایسین 100 mg/ml با غلظت ۱ درصد نسبت به محیط کشت، یه منظور جلوگیری از رشد باکتری‌ها افزوده شد. همچنین؛ همچنین سرم FBS به میزان موردنیازمورد نیاز که به‌طورمعمولبه طور معمول ۱۰ درصد محیط است، اضافه گردید. به‌منظوربه منظور انجام رنگ سنجی MTT، تعداد ۵۰۰۰ سلول در هر چاهک پلیت ۹۶ خانه‌ای کاشته شد. محیط کشت رویی هر چاهک پلیت پس از ۲۴ ساعت تیمار خارج گردید و چاهک¬ها با DMEM-F12 حاوی حجم‌های مختلف از عصاره¬ی عصارهٔ حاصل از قطعات برش خوردهٔه هر یک از نانوالیاف¬ها پر شد؛، سپس به مدت ۲۴ ساعت انکوبه گردیدشدند.؛ بعد محیط قبلی با ۱۰۰ میکرولیتر محیط جدید حاوی MTT با غلظت 5/0 mg/ml جایگزین و به مدت ۳ ساعت دیگر در انکوباتور انکوبه گردیدندشدند. در پایان، این محلول نیز از چاهک تخلیه گردید تخلیه شده و کریستال‌های فورمازان تشکیل‌شدهتشکیل شده با ۱۰۰ میکرولیتر حلال DMSO پیپتاژ و حل شد. پس از ۱۵ دقیقه انکوباسیون، اندازه‌گیری جذب نوری توسط الایزاریدر در طول‌موج nm 570 انجام گردیدشد. شانس زنده ماندن سلول با استفاده از فرمول زیر محاسبه گردیدشد:

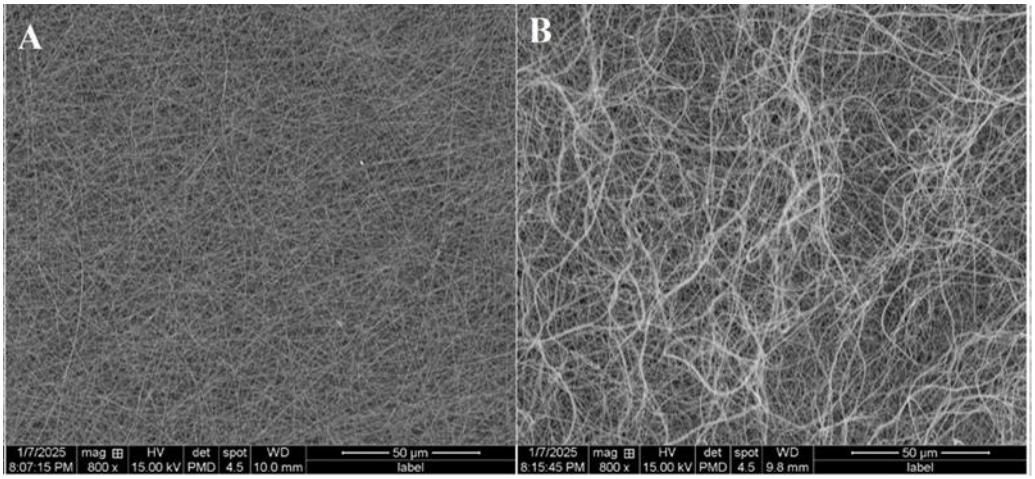
$$\text{Cell Viability}(\%) = \frac{A_S}{A_C} \times 100 \quad \text{Eq. 6}$$

در این رابطه، A_S و A_C به‌ترتیب جذب نمونه و کنترل است.

یافته‌های پژوهش

بررسی مورفولوژی نانوفیبرها:

برای تحلیل مورفولوژی ریزساختار نانوفیبرها، تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) تهیه شد (شکل شمارهٔ ۱). نانوفیبرهای PVA/CS/TG بدون حضور زئولیت (ZIF-EMT) مورفولوژی منظم، جهت‌گیری مستقیم، سطحی صاف و توزیع اندازهٔ یکنواختی داشتند. این نتایج نشان می‌دهد که غلظت‌های انتخاب‌شده از گرانروی مناسبی برخوردار بودند و زنجیره‌های پلیمری درگیرشدگی مؤثری با یکدیگر داشته‌اند، به‌طوری‌که از تشکیل دانه یا گره درون فیبرها جلوگیری شده است. با افزودن نانوذرات زئولیت، نانوفیبرها سطحی ناهموارتر و جهت‌گیری تصادفی‌تر و نامنظم‌تری پیدا کردند؛ همچنین قطر نانوفیبرها افزایش یافت که احتمالاً ناشی از افزایش ویسکوزیتهٔ محلول بر اثر ترکیب شدن با زئولیت است (۱۴).



شکل شمارهٔ ۱. تصویر SEM نانوفیبرهای A. PVA/CS/TG بدون زئولیت با سطح صاف و جهت‌گیری مستقیم و B. PVA/CS/TG/ZIF حاوی زئولیت که سطح ناهموار و جهت‌گیری نامنظم آن‌ها مشهود است

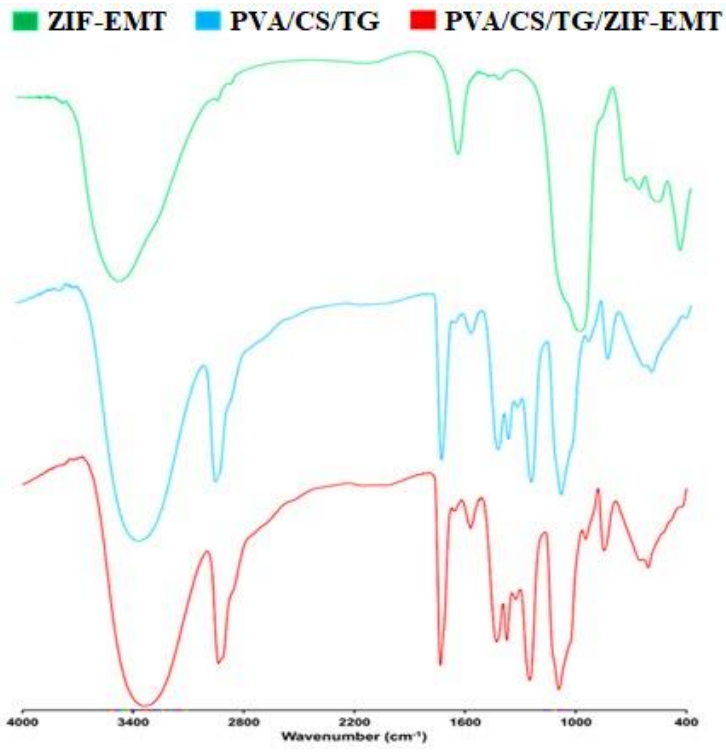
[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

طیف‌سنجی FTIR، توزیع اندازهٔ ذرات (DLS) و پتانسیل زتا:

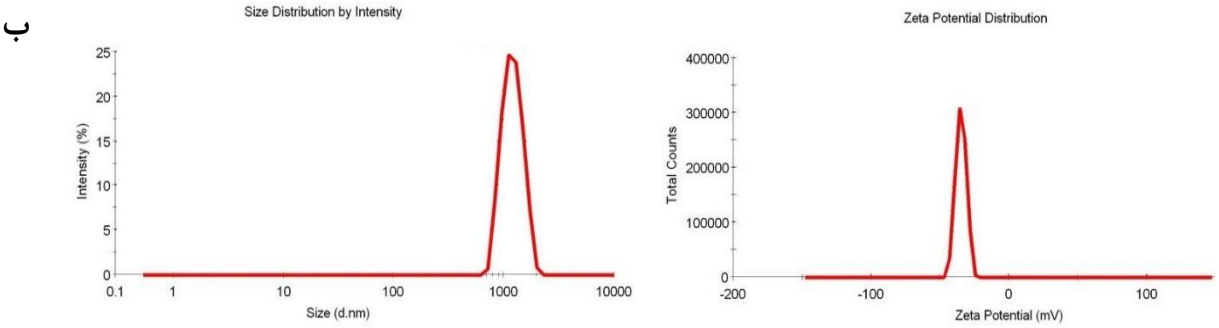
طیف FTIR زئولیت‌ها که مواد معدنی آلومینوسیلیکات هیدراته هستند، پیک‌های متمایز مربوط به حالت‌های ارتعاشی مختلف پیوندهای Si–O و Al–O را نشان می‌دهند. در شکل شمارهٔ ۲. الف، به‌طور خاص برای ZIF-EMT ارتعاشات خمشی پیوندهای Si–O و Al–O در ناحیهٔ 450-500 cm−1 مشاهده می‌شود. ارتعاشات کششی گروه هیدروکسیل (OH) به‌صورت پیک پهن در ناحیهٔ 3000-3600 cm−1 ظاهر می‌گردد. علاوه بر این، ارتعاشات خمشی مولکول‌های آب جذب‌شده پیک‌هایی در ناحیهٔ 1600-1650 cm−1 ایجاد می‌کند. پیک پهن و تیز در ناحیهٔ 900-1200 cm−1 نشان‌دهندهٔ ارتعاشات کششی Si–O–Si و Si–O–Al هستند که با هم ادغام شده‌اند (۱۷، ۱۶، ۱۳). برای نانوالیاف PVA/CS/TG، طیف FTIR پیک پهنی در ناحیهٔ 3000-3600 cm−1دارد که به ارتعاشات کششی O–H و N–H نسبت داده می‌شود. یک پیک تیز در ناحیهٔ 2933 cm−1 به ارتعاشات کششی C–H اختصاص داده‌شده است. باندهای آمید I و II کیتوزان با پیک‌های شاخص در ناحیهٔ 1656 cm−1 و 1575 cm−1 مشخص می‌شوند. پیک‌های موجود در ناحیهٔ 1100-1300 cm−1 مربوط به ارتعاشات کششی C-O-C پلی‌ساکاریدهای موجود در کتیرا و PVA است (۱۹، ۱۸، ۱۵). در نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT، طیف FTIR ترکیبی از پیک‌ها را از اجزای پلیمری و زئولیت نشان می‌دهد. حضور زئولیت با پیک‌های شاخص نشان داده می‌شود. با این حال، شدت آن‌ها اغلب به علت همپوشانی با پیک‌های پلیمری کاهش می‌یابد. گروه‌های عاملی پلیمرها در طیف مشهود باقی می‌مانند که نشان‌دهندهٔ ادغام موفقیت‌آمیز زئولیت بدون تغییر شیمیایی قابل‌توجه پلیمرها است. پیک‌های همپوشانی از هر دو حوزه به ویژگی‌های طیفی منجر می‌گردد که برهم‌کنش میان زئولیت و اجزای پلیمری را با تغییرات قابل‌مشاهده و تغییرات در شدت پیک منعکس می‌کند (۱۹، ۱۸، ۱۶، ۱۳).

نتایج DLS نشان داد که نانوذرات ZIF-EMT با اندازهٔ حدود ۱/۱ میکرومتر و پتانسیل زتای ۳۴/۷- میلی‌ولت با موفقیت سنتز شدند (شکل شمارهٔ ۲. ب). این ویژگی نشان‌دهندهٔ پایداری کلوئیدی و پراکندگی خوب ذرات است. مقدار پتانسیل زتای منفی نشان‌دهندهٔ ذرات با بار سطحی منفی است که نقش مهمی در برهم‌کنش آن‌ها با پروتئین‌های پلاسمای انسانی ایفا کنند (۱۲–۱۸، ۱۶، ۱۳).

الف



[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]



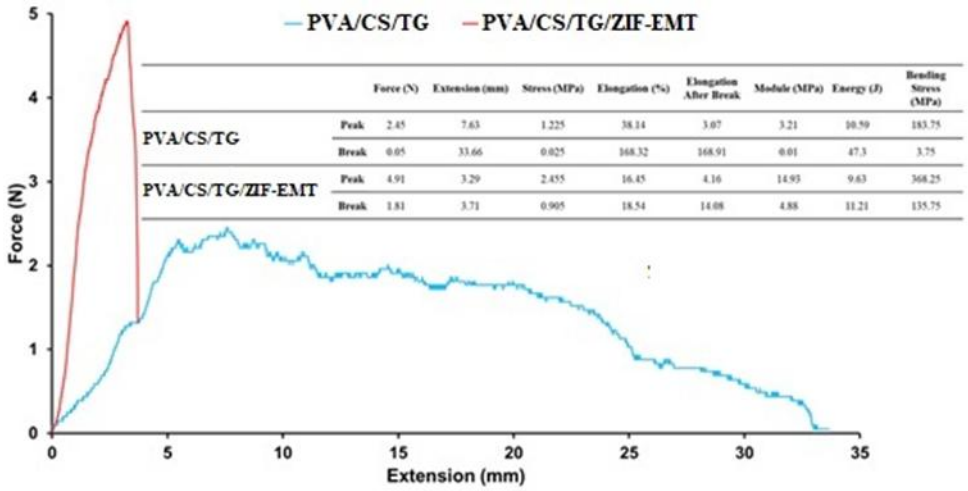
شکل شمارهٔ ۲. الف. طیف FTIR زیولیت ZIF-EMT، نانوفیبر PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT؛ ب. توزیع اندازهٔ ذرات و پتانسیل زتا ZIF-EMT

ارزیابی خواص مکانیکی:

خواص مکانیکی نانوالیاف سنتزشده از طریق آزمون کشش ارزیابی گردید. منحنی‌های نیرو کشش و مؤلفه‌های مکانیکی استخراج‌شده رفتارهای متمایزی را برای هر ترکیب نانوالیاف نشان می‌دهند (شکل شمارهٔ ۳). نانوالیاف PVA/CS/TG حداکثر نیروی ۲/۴۵ نیوتن را در تغییر طول ۷/۶۳ میلی‌متر تجربه کردند که متناظر با تنشی برابر با ۱/۲۲۵ مگاپاسکال و ازدیاد طول ۳۸/۱۴درصد بود. این نانوالیاف‌ها شکل‌پذیری قابل‌توجهی از خود نشان دادند، به‌طوری‌که ازدیاد طول در شکست به ۱۶۸/۳۲ درصد و ازدیاد طول پس از شکست به ۱۶۸/۹۱ درصد رسید. با این حال، مدول کششی این نمونه نسبتاً پایین و برابر با ۳/۲۱ مگاپاسکال اندازه‌گیری شد که حاکی از ساختاری نرم‌تر و انعطاف‌پذیرتر است. میزان انرژی جذب‌شده تا لحظه شکست نیز ۳/۴۷ ژول محاسبه گردید که نشان‌دهندهٔ چقرمگی متوسط نانوالیاف است (۲۲). در مقابل، نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT رفتار مکانیکی بهبودیافته‌ای نشان داد. این نمونه نیروی حداکثر ۴/۹۱ نیوتن را در طول تغییر شکل ۳/۲۹ میلی‌متر تحمل کرد که متناظر با تنشی برابر با ۲/۴۵۵ مگاپاسکال بود؛ هرچند ازدیاد طول متناظر در اوج تنها ۱۶/۴۵ درصد ثبت شد. همان‌طور که در شکل شمارهٔ ۳ مشاهده می‌شود، افزودن ZIF-EMT موجب افزایش چشمگیر سختی نانوالیاف شده است، به‌طوری‌که مدول کششی به ۱۴/۹۳ مگاپاسکال افزایش یافت. ازدیاد طول در شکست (۱۸/۵۴درصد) و پس از شکست (۱۴/۰۸درصد) در این نمونه نسبت به نانوالیاف بدون ZIF-EMT به‌طور محسوسی کاهش یافت که بیان‌کنندهٔ کاهش شکل‌پذیری و افزایش پایداری ابعادی تحت بارگذاری است. نتایج آزمون خمشی نیز این روند را تأیید می‌کند، به‌طوری‌که نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT تنش خمشی ۳۶۸/۲۵ مگاپاسکال را نشان دادند، درحالی‌که این مقدار برای نانوالیاف PVA/CS/TG برابر با ۱۸۳/۵۷ مگاپاسکال بود. این افزایش تقریبی دو برابری در تنش خمشی، بر ارتقای یکپارچگی ساختاری ناشی از حضور چارچوب ZIF-EMT دلالت دارد. از منظر رفتار کشش-نیرو، نانوالیاف PVA/CS/TG نشان‌دهندهٔ افزایش تدریجی نیرو با تغییر طول و به‌دنبال آن، منطقه‌ای با تغییر شکل پلاستیک طولانی بودند، درحالی‌که نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT شیب اولیهٔ تندتری را ارائه دادند که حاکی از سختی بالاتر و شکست ناگهانی‌تر است (۲۳).

به‌طورکلی، نتایج نشان می‌دهد که گنجاندن ZIF-EMT در ماتریس PVA/CS/TG به‌طور فراوانی ویژگی‌های مکانیکی نانوالیاف را تغییر می‌دهد و آن‌ها را از ماده‌ای انعطاف‌پذیر و کم‌استحکام به یک کامپوزیت سخت‌تر و مقاوم‌تر با ظرفیت باربری بالاتر تبدیل می‌کند. این تغییرات را می‌توان به ساختار صلب ذرات ZIF-EMT و برهم‌کنش‌های احتمالی آن‌ها با زنجیره‌های پلیمری شامل پیوندهای هیدروژنی و درهم‌تنیدگی‌های فیزیکی نسبت داد. این یافته‌ها بر پتانسیل نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT در کاربردهایی تأکید می‌کند که به عملکرد مکانیکی پیشرفته نیاز دارند (۲۴).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

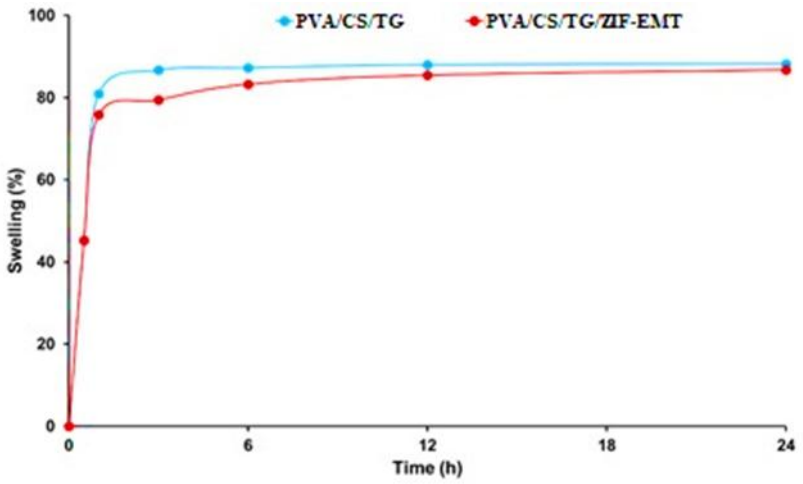


		Force (N)	Extension (mm)	Stress (MPa)	Elongation (%)	Elongation After Break	Module (MPa)	Energy (J)	Bending Stress (MPa)
PVA/CS/TG	Peak	2.45	7.63	1.225	38.14	3.07	3.21	10.59	183.75
	Break	0.05	33.66	0.025	168.32	168.91	0.01	47.3	3.75
PVA/CS/TG/ZIF-EMT	Peak	4.91	3.29	2.455	16.45	4.16	14.93	9.63	368.25
	Break	1.81	3.71	0.905	18.54	14.08	4.88	11.21	135.75

شکل شمارهٔ ۳. منحنی اندازه¬گیری کشش مکانیکی نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT در مقایسه با نانوفیبر بدون ZIF-EMT

اندازه‌گیری میزان تورم‌پذیری: سینتیک جذب آب نانوالیاف PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT ساخته‌شده، از طریق آزمون تورم‌پذیری طی یک دورهٔ ۲۴ ساعته، در شکل شمارهٔ ۴ ارائه‌شده است. هر دو ترکیب، نانوالیاف در ۳۰ دقیقهٔ ابتدایی جذب آب سریعی را نشان دادند، به‌طوری‌که درصد تورم اولیه برای نانوالیاف PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT به‌ترتیب برابر با ۴۵/۱۵ درصد و ۴۵/۳۴ درصد بود. بااین‌حال، با افزایش زمان غوطه‌وری، تفاوت‌هایی در روند جذب آب میان دو نمونه آشکار شد. نانوالیاف‌های PVA/CS/TG ظرفیت جذب آب بالاتر را در طول آزمایش حفظ کردند. در یک ساعت نخست، میزان تورم به‌طور چشمگیری افزایش یافت و به ۸۰/۹۹ درصد رسید و سپس روند جذب به‌صورت تدریجی ادامه یافت تا در پایان ۲۴ ساعت، به ۸۸/۲۶ درصد برسد. در مقابل، نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT نرخ جذب آب ملایم‌تری را نشان دادند، به‌طوری که میزان تورم آن‌ها در یک ساعت به ۷۵/۸۶ درصد رسید و پس از ۲۴ ساعت، به ۸۶/۷۶ درصد افزایش یافت. این نتایج نشان می‌دهد که افزودن ZIF-EMT به ماتریس نانوالیاف باعث تعدیل ویژگی‌های جذب آب‌شده است. هر دو نوع نانوالیاف طی ۲۴ ساعت، به حالت تورم تعادلی دست یافتند؛ اما نمونه‌های حاوی ZIF-EMT پروفایل جذب آب کنترل‌شده‌تر و یکنواخت‌تری را ارائه کردند. این رفتار می‌تواند به تأثیر ترکیب آب‌دوستی و آب‌گریزی ناشی از حضور چارچوب ZIF-EMT نسبت داده شود که احتمالاً بر سازوکار تخلخل و میزان نگهداری آب در ساختار نانوالیاف اثر می‌گذارد (۲۶، ۲۵). به‌طورکلی، رفتار تورم مشاهده‌شده نشان می‌دهد که نانوالیاف PVA/CS/TG برای کاربردهایی مناسب‌ترند که نیازمند جذب سریع و ظرفیت بالای آب هستند، درحالی‌که نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT می‌توانند در کاربردهایی که مدیریت پایدار و کنترل‌شده رطوبت مدنظر است، مزیت ایجاد کنند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

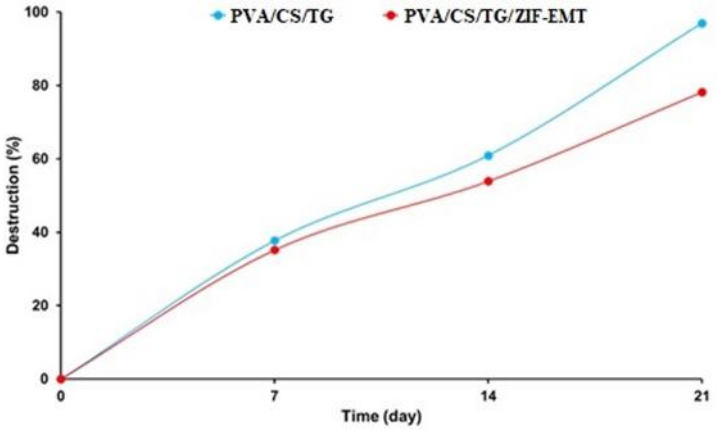


شکل شمارهٔ ٤. نمودار رفتار تورم‌پذیری نانوالیاف های ساخته‌شده طی ۲۴ ساعت غوطه¬ور شدن در بافر PBS

ارزیابی زیست‌تخریب‌پذیری:

همان‌طور که در شکل شمارهٔ ۵ مشاهده می‌شود، ارزیابی زیست‌تخریب‌پذیری نانوالیاف PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT سنتزشده، پروفایل‌های تخریب متمایزی را طی دوره‌ای ۲۱ روزه در محیط PBS در دمای فیزیولوژیکی نشان داد. نانوالیاف PVA/CS/TG در مقایسه با نمونه‌های حاوی ZIF-EMT، سرعت و میزان تخریب بیشتری از خود نشان دادند. در مراحل ابتدایی، هر دو ترکیب نرخ تخریب نسبتاً مشابهی داشتند؛ اما در پایان دورهٔ آزمایش تفاوت‌های بارزی مشاهده شد، به‌طوری‌که نافیبرهای PVA/CS/TG با کاهش وزن ۹۷/۰۳ درصد تقریباً به تخریب کامل رسیدند، درحالی‌که نانوالیاف های PVA/CS/TG/ZIF-EMT با کاهش وزن ۷۸/۲۲ درصد، مقداری از یکپارچگی ساختاری خود را حفظ کردند. نانوالیاف حاوی ZIF-EMT سرعت تخریب اولیهٔ کمتری را نشان داد که می‌توان آن را به آثار سدکنندگی ذرات ZIF-EMT نسبت داد. این ذرات با ایجاد موانع فیزیکی می‌توانند نفوذ PBS و فرایند هیدرولیز را مهار کنند. اختلاف در سینتیک تخریب را می‌توان به تغییرات ترکیبی و تعاملات متفاوت میان اجزای ماتریس نانوالیاف نسبت داد. این نتایج نشان می‌دهد که درحالی‌که هر دو دستگاه نانوالیاف از قابلیت زیست‌تخریب‌پذیری برخوردارند، حضور ZIF-EMT به‌طور چشمگیری پایداری ساختاری و طول عمر مواد را افزایش می‌دهد. این ویژگی می‌تواند در کاربردهایی که به نرخ تخریب کنترل‌شده نیاز دارند؛ مانند سامانه‌های دارورسانی، مهندسی بافت یا پروژه‌های زیست‌محیطی با دوره‌های عملکرد مشخص، بسیار سودمند باشد. به‌نظر می‌رسد اختلاط ZIF-EMT در ماتریس PVA/CS/TG مقاومت نانوالیاف را در برابر تخریب هیدرولیتیک در محیط آبی افزایش داده است. این پدیده احتمالاً ناشی از تخلخل ذاتی چارچوب ZIF-EMT و برهم‌کنش‌های فیزیکی یا شیمیایی آن با زنجیره‌های پلیمری است که به تشکیل شبکه‌ای قوی‌تر و پایدارتر منجر شده است. کند شدن روند تخریب نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT بر مناسب بودن آن‌ها برای کاربردهایی دلالت دارد که نیازمند حفظ یکپارچگی ساختاری طولانی‌مدت در شرایط فیزیولوژیکی هستند. در مقابل، تخریب سریع نانوالیاف PVA/CS/TG آن‌ها را به گزینه‌ای ایدئال برای استفاده در کاربردهای کوتاه‌مدت زیست‌پزشکی یا به‌عنوان مواد زیست‌تخریب‌پذیر سریع در زمینه‌های زیست‌محیطی تبدیل می‌کند (۲۷). درمجموع، تفاوت آشکار در رفتار تخریب میان این دو نوع نانوالیاف، نقش کلیدی ادغام ZIF-EMT در بهبود پایداری ساختاری و امکان تنظیم پروفایل‌های تخریب از طریق طراحی ترکیبی را برجسته می‌سازد.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

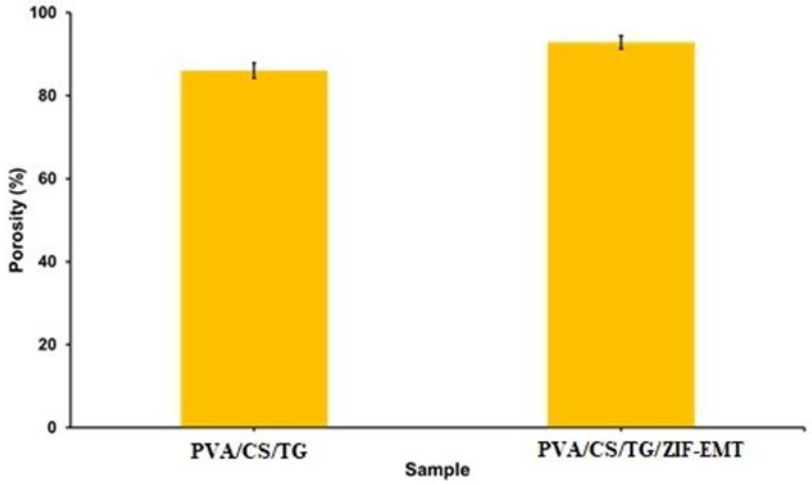


شکل شمارهٔ ۵. سرعت تخریب نانوالیاف‌های PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT بر اساس کاهش وزن در دورهٔ ۲۱ روزه

ارزیابی تخلخل:

تجزیه‌وتحلیل تخلخل نانوالیاف الکتروریسی‌شده نشان‌دهندهٔ افزایش چشمگیر تخلخل پس از ادغام ذرات ZIF-EMT در نانوالیاف PVA/CS/TG است. همان‌طور که در شکل شمارهٔ ۶ مشاهده می‌شود، نانوالیاف PVA/CS/TG تخلخل ۸۶/۰۷ درصد داشتند، درحالی‌که نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT تخلخل بالاتری معادل ۹۲/۸۸ درصد را نشان دادند. این افزایش قابل‌توجه را می‌توان به حضور ذرات ZIF-EMT نسبت داد که به‌نظر می‌رسد، با تغییر مورفولوژی الیاف و ساختار داخلی طی فرایند الکتروریسی، به ایجاد شبکه‌ای متخلخل‌تر و به‌هم‌پیوسته‌تر کمک کرده‌اند. افزودن ZIF-EMT به ماتریس نانوالیافی احتمالاً از طریق ویژگی‌های تخلخل ذاتی این ذرات و نقش آن‌ها به‌عنوان نقاط هسته‌زایی تخلخل در حین شکل‌گیری الیاف، موجب افزایش فضای خالی در ساختار داربست شده است. تخلخل بالاتر به افزایش نسبت سطح به حجم منجر می‌شود که عامل مهمی در بهبود عملکرد داربست‌های زیستی، به‌ویژه در کاربردهای مهندسی بافت و پزشکی بازساختی است (۲۸). افزایش تخلخل در نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT می‌تواند تأثیر مثبتی بر چسبندگی سلولی، تکثیر و انتشار مواد مغذی داشته باشد که این عوامل برای بازسازی موفق بافت ضروری هستند؛ همچنین داربست‌های متخلخل‌تر ظرفیت بیشتری برای جذب و نگهداری مایعات دارند که می‌تواند به حفظ یک ریزمحیط مرطوب و مناسب برای فعالیت‌های سلولی کمک کند. درمجموع، نتایج به‌وضوح نشان می‌دهد که ادغام ذرات ZIF-EMT به‌طور مؤثری باعث افزایش تخلخل داربست‌های PVA/CS/TG شده و به این ترتیب، پتانسیل کاربرد آن‌ها در مهندسی بافت را ارتقا داده است. بااین‌حال، انجام مطالعات تکمیلی برای بررسی خواص مکانیکی، رفتار زیست‌تخریب‌پذیری و تعاملات سلولی این داربست‌های نانوالیافی ضروری است تا کارایی واقعی آن‌ها در محیط‌های بازساختی به‌طور کامل روشن شود.

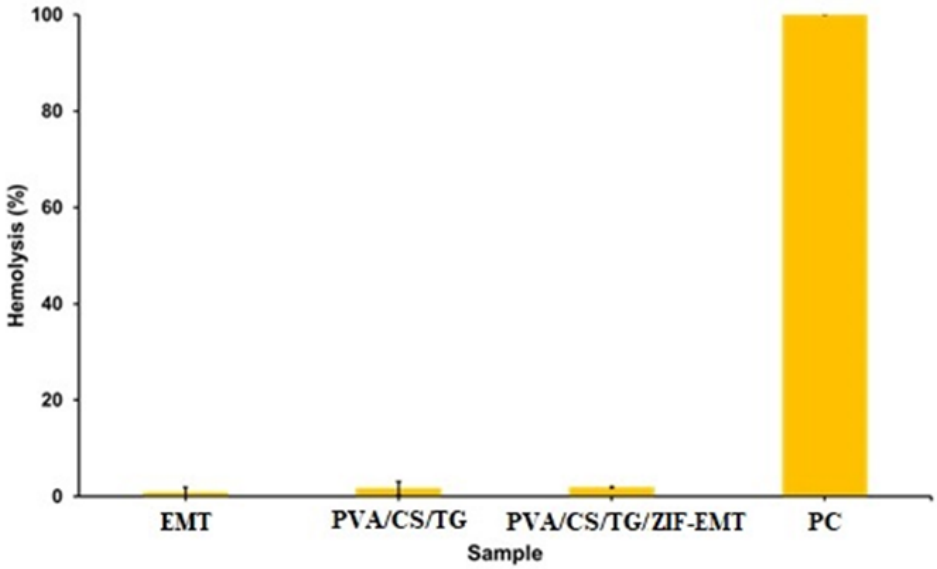
[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]



شکل شمارهٔ ٦. درصد تخلخل نانوفیبرهای ساخته‌شده

ارزیابی خون‌سازگاری:

نتایج آزمون همولیز ارائه‌شده در شکل شمارهٔ ۷ نشان می‌دهد که همهٔ مواد سنتزشده از سازگاری خونی بسیار مناسبی برخوردار هستند. در میان نمونه‌ها، ZIF-EMT کمترین میزان همولیز را با ۰/۸۶ درصد نشان داد، درحالی‌که نانوالیاف PVA/CS/TG و نانوالیاف کامپوزیتی PVA/CS/TG/ZIF-EMT به‌ترتیب ۱/۷ درصد و ۱/۹۱ درصد همولیز را ثبت کردند. شایان ذکر است که میزان همولیز همهٔ نمونه‌ها کمتر از ۲ درصد بود که مطابق با استاندارد ASTM F756-00 (۲۰۰۰) برای مواد غیرهمولیتیک است (۱۵). ادغام ZIF-EMT با نانوالیاف PVA/CS/TG به اندکی افزایش در میزان همولیز منجر شد؛ اما این مقدار همچنان در محدودهٔ قابل‌قبول باقی ماند. این یافته‌ها حاکی از آن است که مواد سنتزشده، به‌ویژه ذرات ZIF-EMT و نانوالیاف کامپوزیتی حاوی آن، پتانسیل بسیار کمی برای لیز گلبول‌های قرمز دارند و برای کاربردهای مرتبط با تماس مستقیم با خون مناسب هستند. هموسازگاری مشاهده‌شده احتمالاً به زیست‌سازگاری ذاتی ترکیبات استفاده‌شده و برهم‌کنش‌های هم‌افزایانه میان اجزای کامپوزیت نسبت داده می‌شود. این نتایج بر پتانسیل استفاده از این مواد در کاربردهای زیست پزشکی، نظیر سامانه‌های دارورسانی، داربست‌های مهندسی بافت و پوشش‌های دستگاه‌های قابل کاشت تأکید می‌کند که نیازمند سطح بالایی از سازگاری خونی هستند.



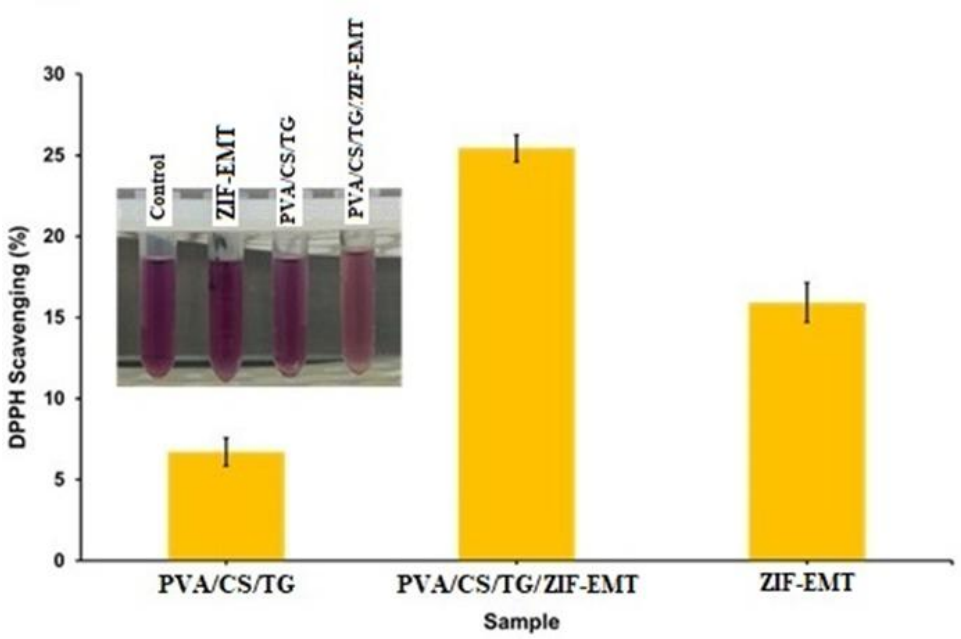
شکل شمارهٔ ۷. درصد همولیز برون‌تنی القاشده توسط نانوالیاف‌ها

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

سنجش مهار DPPH:

ترکیب DPPH یک پودر کریستالی تیره‌رنگ است که از رادیکال‌های آزاد پایدار تشکیل‌شده است. این روش بر مبنای انتقال الکترون یا رادیکال هیدروژن از ترکیب آزمایش‌شده به رادیکال DPPH و درنتیجه، مهار آن استوار است. به علت وجود یک الکترون منفرد در ساختار DPPH، این رادیکال در طول‌موج ۵۱۷ نانومتر جذب مشخصی دارد. محلول متانولی DPPH در غیاب ترکیبات آنتی‌اکسیدانی به رنگ بنفش است، درحالی‌که حضور آنتی‌اکسیدان‌ها باعث تغییر رنگ محلول از زرد تا بی‌رنگ، متناسب با غلظت آنتی‌اکسیدان می‌شود؛ بنابراین، توانایی ترکیبات مختلف در مهار رادیکال‌های آزاد DPPH با ارزیابی تغییر رنگ محلول و اندازه‌گیری کاهش جذب نوری قابل‌سنجش است (۳۰، ۲۹). در این مطالعه، خواص آنتی‌اکسیدانی نانوالیاف‌های سنتزشده و ذرات ZIF-EMT با استفاده از آزمون مهار رادیکال DPPH بررسی شد. نتایج که به‌صورت درصد مهار DPPH در شکل شمارهٔ ۸ ارائه‌شده است، تفاوت‌های متمایزی در فعالیت آنتی‌اکسیدانی این مواد نشان می‌دهد. نانوالیاف PVA/CS/TG کمترین فعالیت آنتی‌اکسیدانی را با ۶/۷۱ درصد مهار رادیکال نشان دادند. این میزان نسبتاً پایین را می‌توان به ویژگی‌های فردی اجزای سازنده نسبت داد، به‌طوری‌که اگرچه هرکدام ظرفیت آنتی‌اکسیدانی محدودی دارند، ترکیب آن‌ها در این فرمولاسیون خاص به مهار چشمگیری منجر نمی‌شود. در مقابل، نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT بالاترین فعالیت آنتی‌اکسیدانی را با درصد مهار ۲۵/۴۴ درصد به نمایش گذاشتند. این افزایش چشمگیر در فعالیت آنتی‌اکسیدانی نشان‌دهندهٔ اثر هم‌افزایی میان ماتریس نانوالیاف و ZIF-EMT است. ZIF-EMT به علت مساحت سطح بالا و خواص کاتالیزوری بالقوه‌اش شناخته‌شده است که می‌تواند کارایی مهار رادیکال‌ها را افزایش دهد. ادغام ZIF-EMT در ماتریس نانوالیاف PVA/CS/TG احتمالاً با فراهم کردن مکان‌های فعال بیشتر برای واکنش با رادیکال‌های DPPH، موجب بهبود فراوان عملکرد آنتی‌اکسیدانی شده است. ذرات ZIF-EMT به‌تنهایی مهار ۱۵/۹۲ درصد را نشان دادند که بالاتر از نانوالیاف PVA/CS/TG و کمتر از نانوالیاف ترکیبی بود. این نتیجه حاکی از آن است که گرچه ZIF-EMT خواص آنتی‌اکسیدانی ذاتی دارد، ادغام آن با ماتریس پلیمر باعث افزایش بیشتر این قابلیت می‌شود، احتمالاً به علت بهبود پراکندگی ذرات و افزایش سطح مؤثر برای تعامل با رادیکال‌ها. این نتایج اهمیت ترکیب مواد را در تعیین کارایی آنتی‌اکسیدانی برجسته می‌کند. عملکرد برتر نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT پتانسیل استفاده از این مواد کامپوزیتی را در کاربردهایی تأیید می‌کند که به خواص آنتی‌اکسیدانی بالا نیاز دارند؛ نظیر سامانه‌های دارورسانی، مهندسی بافت و بسته‌بندی‌های زیست‌فعال. روندهای مشاهده‌شده با این فرضیه همسو هستند که افزودن ترکیبات عملکردی مانند ZIF-EMT به ماتریس‌های پلیمری می‌تواند خواص عملکردی آن‌ها را به‌طور فراوانی بهبود بخشد. درمجموع، نتایج آزمون DPPH افزایش واضح فعالیت آنتی‌اکسیدانی در نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT نسبت به اجزای منفرد آن را تأیید می‌کند و اثربخشی راهبرد طراحی مواد کامپوزیتی با ویژگی‌های عملکردی ارتقایافته را برجسته می‌سازد.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

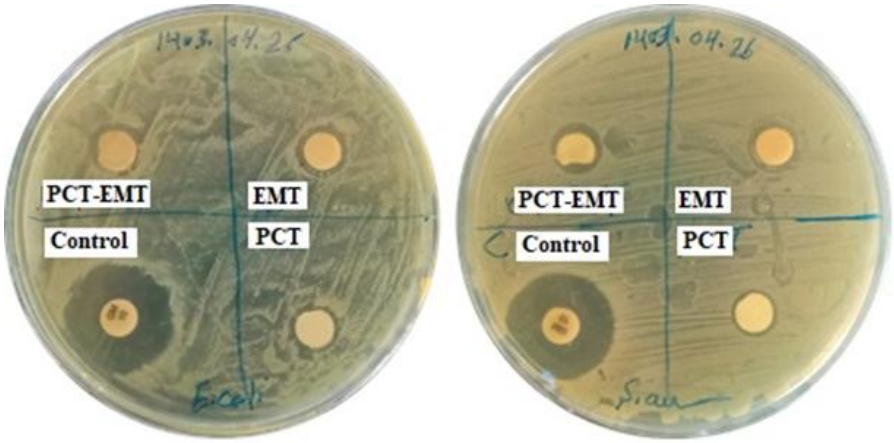


شکل شمارهٔ ۸. فعالیت آنتی‌اکسیدانی بر اساس جذب DPPH در محلول حاوی ZIF-EMT، نانوفیبر PVA/CS/FG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT (تصویر تغییر رنگ محلول درج‌شده است)

بررسی خواص آنتی‌باکتریالی:

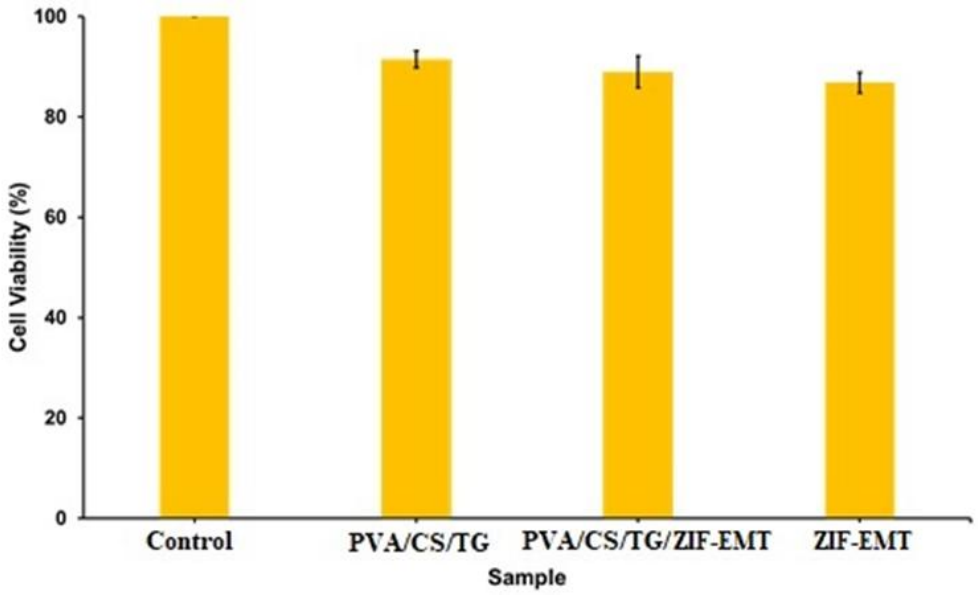
برای ارزیابی فعالیت آنتی‌باکتریایی، از باکتری‌های اشریشیاکلی (ATCC 25923) به‌عنوان نمایندهٔ گرم منفی و استافیلوکوکوس اورئوس (ATCC 25922) به‌عنوان نمایندهٔ گرم مثبت استفاده شد که از مرکز کلکسیون میکروارگانیسم‌های صنعتی ایران تهیه گردیدند. محیط‌های کشت مولر هینتون براث و آگار برای رشد این میکروارگانیسم‌ها به‌کار گرفته شد. آزمون فعالیت آنتی‌باکتریایی نانوالیاف‌های سنتزشده به روش دیسک‌گذاری انجام شد و نتایج در شکل شمارهٔ ۹ ارائه‌شده است. ZIF-EMT سنتز شده، نانوالیاف PVA/CS/TG و نانوالیاف ترکیبی PVA/CS/TG/ZIF-EMT در برابر هر دو باکتری آزمایش گردیدند و با جنتامایسین به‌عنوان کنترل مثبت مقایسه شدند. مطابق نتایج، جنتامایسین نواحی بازدارندگی واضحی ایجاد کرد؛ اما ترکیبات سنتزشده اثر آنتی‌باکتریالی چشمگیری نشان ندادند. در برابر استافیلوکوکوس اورئوس، مناطق بازدارندگی برای نمونه‌های مطالعه‌شده بسیار کم یا غایب بود که نشان‌دهندهٔ فقدان فعالیت ضدباکتریایی آن‌هاست. ZIF-EMT به‌تنهایی و همچنین نانوالیاف PVA/CS/TG بدون اثر مهاری بر رشد این باکتری بودند. حتی با وجود ویژگی‌های ذاتی ضدمیکروبی کیتوسان به‌نظر می‌رسد غلظت یا ساختار ترکیب نهایی اثربخشی لازم را ایجاد نکرده است؛ همچنین ادغام ZIF-EMT در نانوالیاف نیز به بهبود فعالیت ضدباکتریایی منجر نشد. نتایج به‌دست‌آمده برای اشریشیاکلی مشابه یافته‌های مربوط به استافیلوکوکوس اورئوس بود. جنتامایسین اثربخشی بالایی داشت؛ اما ترکیبات سنتزشده نتوانستند منطقهٔ بازدارندگی فراوانی ایجاد کنند. این نتایج نشان می‌دهد که ZIF-EMT سنتزشده و نانوالیاف PVA/CS/TG و ترکیب آن‌ها بدون خواص ضدباکتریایی مؤثر علیه این باکتری‌های مدل هستند (۳۰). درمجموع، این نتایج بر نیاز به بهینه‌سازی ترکیبات، غلظت‌ها یا افزودن عوامل آنتی‌باکتریال مکمل برای افزایش اثربخشی این مواد تأکید می‌کند. بررسی‌های بیشتر دربارهٔ سازوکارهای عمل می‌تواند به بهبود کارایی ضدباکتریایی این نانو ساختارها کمک کند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]



شکل شمارهٔ ۹. ارزیابی فعالیت آنتی‌باکتریال ZIF-EMT و نانوفیبرهای سنتزشده با و بدون ZIF-EMT در مقایسه با نمونهٔ کنترل در مقابل باکتری¬های استافیلوکوکوس اورئوس و اشریشیاکلی به روش انتشار دیسک. علامت‌های اختصار شکل: PCT. نانوالیاف PVA/CS/TG؛ EMT. نانوذرات EMT-ZIF؛ PCT-EMT. نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT

بررسی میزان زیست‌سازگاری روی سلول‌های فیبروبلاست انسانی: بر اساس نتایج آزمون MTT (شکل شمارهٔ ۱۰)، هر سه مادهٔ سنتزشده سمیت سلولی پایینی از خود نشان دادند و میزان زنده‌مانی سلولی در همهٔ نمونه‌ها بالاتر از ۸۶ درصد بود. در این میان، ZIF-EMT با نرخ بقای سلولی ۹۱/۵ درصد بالاترین سطح زیست‌سازگاری را نشان داد و حداقل آثار منفی بر فعالیت متابولیک سلول‌ها داشت. نانوالیاف PVA/CS/TG نیز با زنده‌مانی ۸۸/۹۹ درصد، زیست‌سازگاری بالایی را حفظ کرد. در مقایسه، نانوکامپوزیت PVA/CS/TG/ZIF-EMT با زنده‌مانی سلولی ۸۶/۸۳ درصد، اندکی کاهش در زیست‌سازگاری نشان داد که می‌تواند ناشی از تغییرات سطحی یا آثار هم‌افزایی پس از ادغام ZIF-EMT باشد. با وجود این، این میزان همچنان در محدودهٔ قابل‌قبول برای کاربردهای زیست پزشکی قرار دارد. به‌طورکلی، یافته‌ها حاکی از آن است که هر سه ماده پروفایل زیست‌سازگاری مطلوبی داشتند و پتانسیل استفاده در سامانه‌های پزشکی و مهندسی بافت را دارند (۳۲، ۳۱).



شکل شمارهٔ ۱۰. زنده¬مانی سلولی برای تکثیر سلول¬های فیبروبلاست انسانی کشت‌شده روی سطح نمونه¬های سنتزشدهٔ ZIF-EMT، PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

بحث و نتیجه‌گیری

زئولیت ماده‌ای مزوپور زیست‌سازگار است که به علت توانایی بالای جذب آب در محیط‌های سخت شناخته‌شده است. کاربرد آن در بهبود زخم‌های خارجی پیش‌تر تأییدشده است (۳۳) و در این مطالعه، استفاده از آن در نانوکامپوزیت‌های مبتنی بر نانوالیاف‌های PVA، کیتوسان و کتیرا بررسی گردید. نانوالیاف‌های یادشده چه به‌صورت تک‌پلیمر و چه در ترکیب‌های دوتایی و سه‌گانه، به‌ویژه زمانی که بارگذاری دارویی یا نانوذرات در ساختار آن‌ها صورت گیرد، در ترمیم انواع زخم‌ها عملکرد مطلوبی از خود نشان داده‌اند (۱۱، ۱۰). در این تحقیق، زئولیت نوع EMT به دقت سنتز و ارزیابی شد و آثار آن بر ویژگی‌های ساختاری و مکانیکی نانوالیاف‌ها بررسی گردید.

تصاویر میکروسکوپ الکترونی SEM نشان دادند که با افزودن زئولیت به مخلوط پلیمرها، ریزساختار نانوالیاف تغییرات فراوانی را تجربه کرد. جهت‌گیری منظم نانوالیاف با سطح صاف و یکنواخت به یک ساختار راندوم و تصادفی با سطح ناهموار و قطر بزرگ‌تر تبدیل شد. این تغییرات احتمالاً به علت افزایش ویسکوزیته و تغییر چگالی بار محلول ناشی از حضور زئولیت و همچنین برهم‌کنش‌های میان ZIF-EMT و پلیمرها است (۳۴).

تجزیه‌وتحلیل FTIR حضور گروه‌های عاملی و پیوندهای مولکولی را تأیید کرد و تجزیه‌وتحلیل DLS اندازهٔ ذرات ZIF-EMT را در حدود ۱/۱ میکرومتر و پتانسیل زتای آن را برابر با ۳۴/۷- ۳۴.۷ میلی‌ولت نشان داد. آزمون کشش مکانیکی نشان داد که نانوالیاف‌های PVA/CS/TG/ZIF-EMT از نظر استحکام مکانیکی نسبت به نمونه‌های بدون ZIF-EMT بهبود چشمگیری داشتند. این امر نشان‌دهندهٔ افزایش سفتی و پایداری ساختاری نانوالیاف‌ها پس از افزودن زئولیت است. بااین‌حال، انعطاف‌پذیری نانوالیاف‌های حاوی ZIF-EMT کاهش یافت. این تغییرات ساختاری و مکانیکی به‌احتمال فراوان به علت برهم‌کنش‌های میان ذرات ZIF-EMT و پلیمرها است که باعث ایجاد شبکه‌ای مستحکم‌تر و پایدارتر شده است.

در زمینهٔ جذب آب و تورم‌پذیری، نانوالیاف‌های PVA/CS/TG/ZIF-EMT ظرف ۲۴ ساعت، ظرفیت جذب آب ۸۶/۷۶ درصد را نشان دادند، درحالی‌که نانوالیاف بدون ZIF-EMT ظرفیت جذب آب بالاتری معادل ۸۸/۲۶ درصد داشتند. این کاهش جزئی در جذب آب به تغییر تعادل آب‌دوستی-آب‌گریزی ساختار نانوالیاف نسبت داده می‌شود که توسط چارچوب ZIF-EMT ایجاد شده است. این تغییرات نشان‌دهندهٔ تأثیر ZIF-EMT بر سازوکارهای تخلخل و نگهداری آب در ساختار نانوالیاف‌هاست. از نظر تخریب‌پذیری، نتایج نشان داد که نانوالیاف‌های حاوی ZIF-EMT تخریب کمتری (۷۷/۲۲ درصد) در مقایسه با نانو الیاف‌های بدون ZIF-EMT داشتند (۹۷/۰۳ درصد). این امر به معنای کاهش سرعت تخریب ساختار نانوالیاف‌ها به علت حضور ZIF-EMT است که برای کاربردهای پانسمان زخم مفید است که نیاز به پایداری و زمان مناسب برای ترمیم دارند (۲۸). تخلخل نانوالیاف‌ها تحت تأثیر حضور ZIF-EMT قرار گرفت. نانوالیاف‌های PVA/CS/TG/ZIF-EMT تخلخل بالاتری (۹۲/۸۸ درصد) نسبت به نمونه‌های بدون ZIF-EMT داشتند (۸۶/۰۷ درصد). این افزایش تخلخل به علت تغییرات مورفولوژیکی ایجادشده توسط حضور ZIF-EMT است که شبکهٔ متخلخل پیوسته‌تری را در ساختار نانوالیاف‌ها ایجاد کرده است. تخلخل بالا باعث بهبود چسبندگی سلولی و تسهیل فرایندهای متابولیک مانند تبادل مواد مغذی و دفع متابولیت‌ها می‌شود (۳۵).

آزمون همولیز که فعالیت همولیتیک نانوکامپوزیت‌ها را ارزیابی می‌کند، نشان داد که درصد همولیز در نمونه‌ها کمتر از ۲ درصد بود که این مقدار مطابق با استاندارد ASTM F756-00، نشان‌دهندهٔ سازگاری خونی مناسب مواد است. این نتایج تأیید می‌کنند که نانوالیاف‌های حاوی ZIF-EMT خواص زیست‌سازگاری مناسب دارند.

در ارزیابی فعالیت آنتی‌اکسیدانی به روش DPPH، نتایج نشان داد که نانو الیاف‌های PVA/CS/TG/ZIF-EMT به‌طور چشمگیری ظرفیت مهار رادیکال‌های آزاد بیشتری نسبت به نانوالیاف‌های بدون ZIF-EMT دارند. این به علت

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

افزایش تعداد مکان‌های فعال بر ZIF-EMT برای تعامل با رادیکال‌های DPPH است. علاوه بر این، ترکیب ZIF-EMT به‌طور چشمگیری کارایی آنتی‌اکسیدانی نانوالیاف‌ها را بهبود بخشید (۳۳).

در آزمون‌های آنتی‌باکتریال که به روش دیسک‌گذاری انجام شد، هیچ فعالیت ضد باکتری‌ای از نانوالیاف‌ها مشاهده نشد. این نتیجه مشابه با یافته‌های پیشین است که گزارش کرده‌اند که برخی از نانوکامپوزیت‌ها ممکن است بدون خواص آنتی‌باکتریال باشند (۳۵).

نتایج سنجش MTT که برای ارزیابی زیست‌سازگاری نانو الیاف‌ها انجام شد، نشان داد که همهٔ نمونه‌ها شامل ZIF-EMT و نانوالیاف‌های ساخته‌شده، درصد زنده‌مانی سلولی بالای ۸۶ درصد داشتند و هیچ اثر سمی مضر بر تکثیر و رشد سلول‌ها نشان ندادند. این آثار مثبت به استفاده از پلیمرهای طبیعی مانند کیتوسان و کتیرا و همچنین ZIF-EMT در ساختار نانو الیاف‌ها مربوط می‌شود که باعث زیست‌سازگاری بالا و پایداری سلولی در محیط کشت‌شده است (۲۸).

درنهایت، یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهند که نانوالیاف‌های PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT ویژگی‌های مکانیکی مناسب، زیست‌سازگاری قابل‌قبول، ظرفیت تورم مناسب و رفتار تخریبی قابل‌کنترل دارند. افزودن زئولیت EMT به ساختار نانوالیاف‌ها باعث بهبود ویژگی‌های ساختاری و مکانیکی آن‌ها می‌شود و پتانسیل استفاده به‌عنوان پانسمان زخم را به‌طور مؤثر تقویت می‌کند.

سپاس‌گزاری

این مقاله مستخرج از کار پژوهشی مصوب معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه با شماره طرح ۹۹۰۲۵۳ می باشد. بدین وسیله از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه به دلیل حمایت های مالی تقدیر و تشکر می گردد.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می دارند که در انجام این پژوهش، هیچ گونه تعارض منافعی گزارش نشده است.

کد اخلاق

این مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه (ایران) تأیید شده است. نویسندگان از جعل داده‌ها، تحریف، سرقت ادبی و تخلف اجتناب کرده‌اند.

حمایت مالی

این مطالعه با کمک مالی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه انجام شده است.

مشارکت نویسندگان

همه نویسندگان در نوشتن و تایید نهایی مقاله و جمع آوری دیتا و آنالیز آن مشارکت داشته اند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

References

1. Park JW, Hwang SR, Yoon I-S. Advanced growth factor delivery systems in wound management and skin regeneration. Molecules. 2017;22:1259. doi: 10.3390/molecules22081259.
2. Percival NJ. Classification of wounds and their management. Surgery (Oxford). 2002;20:114-7. doi: 10.1383/surg.20.5.114.14626.
3. Landén NX, Li D, Ståhle M. Transition from inflammation to proliferation: a critical step during wound healing. Cell Mol Life Sci. 2016;73:3861-85. doi: 10.1007/s00018-016-2268-0
4. Brumberg V, Astrelina T, Malivanova T, Samoilov A. Modern wound dressings: hydrogel dressings. Biomedicines. 2021;9:1235. doi: 10.3390/biomedicines9091235.
5. Abdelrahman T, Newton H. Wound dressings: principles and practice. Surgery (oxford). 2011;29:491-5. doi :10.1016/j.mpsur.2017.06.005.
6. Zhang Z, Feng Y, Wang L, Liu D, Qin C, Shi Y. A review of preparation methods of porous skin tissue engineering scaffolds. Mater. Today Commun. 2022;32:104109. doi: 10.1016/j.mtcomm.2022.104109.
7. Wang F, Hu S, Jia Q, Zhang L. Advances in electrospinning of natural biomaterials for wound dressing. J Nanomater. 2020;2020:8719859. doi: 10.1155/2020/8719859.
8. Jiang S, Liu S, Feng W. PVA hydrogel properties for biomedical application. J Mech Behav Biomed Mater. 2011;4:1228-33. doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.04.005.
9. Eskandani M, Derakhshankhah H, Jahanban-Esfahlan R, Jaymand M. Biomimetic alginate-based electroconductive nanofibrous scaffolds for bone tissue engineering application. Int J Biol Macromol. 2023;249:125991. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2023.125991.
10. Zhao D, Yu S, Sun B, Gao S, Guo S, Zhao K. Biomedical applications of chitosan and its derivative nanoparticles. Polymers. 2018;10:462. doi: 10.3390/polym10040462.
11. Ranjbar-Mohammadi M, Bahrami SH. Development of nanofibrous scaffolds containing gum tragacanth/poly (ε-caprolactone) for application as skin scaffolds. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2015;48:71-9. doi: 10.1016/j.msec.2014.10.020.
12. Bilal M, Khaliq N, Ashraf M, Hussain N, Baqar Z, Zdarta J, et al. Enzyme mimic nanomaterials as nanozymes with catalytic attributes. Colloids Surf B Biointerfaces. 2023;221:112950. doi: 10.1016/j.colsurfb.2022.112950.
13. Zhou Y, Chen W, Wang P, Zhang Y. EMT-type zeolite for deep purification of trace polar-oxygenated compounds from light olefins. Microporous Mesoporous Mater. 2018;271:273-83. doi :10.1016/j.micromeso.2018.05.033.
14. Samadian H, Mohammadpour M, Zare S, Izadi Z, Moradi S, Moradi H, et al. Fabrication and Characterization of Nanofibrous Wound Dressings Containing Gentamicin-conjugated Nanoclay. J Ilam Univ Med Sci. 2024;32:83-98.
15. Gholivand K, Mohammadpour M, Derakhshankhah H, Samadian H, Aghaz F, Malekshah RE, et al. Composites based on alginate containing formylphosphazene-crosslinked chitosan and its Cu (II) complex as an antibiotic-free antibacterial hydrogel dressing with enhanced cytocompatibility. Int J Biol Macromol. 2023;253:127297. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2023.127297.
16. Lu S, Liu Q, Li H, Han R, Song C, Ji N, et al. PEG400-modified EMT zeolite for acetone adsorption. J Mater Sci. 2020;55:13737-50. doi:10.1007/s10853-020-04988-7.
17. Li J, Gao M, Yan W, Yu J. Regulation of the Si/Al ratios and Al distributions of zeolites and their impact on properties. Chem Sci. 2023;14:1935-59. doi: 10.1039/d2sc06010h.
18. Thamer BM, Abdo HS. Tragacanth gum-enhanced adsorption performance of polyvinyl alcohol nanofibers for cationic crystal violet dye removal. Biomass Convers Bior. 2024;14:8979-91. doi:10.1007/s13399-023-05060-5.
19. Heydary HA, Karamian E, Poorazizi E, Khandan A, Heydaripour J. A novel nano-fiber of Iranian gum tragacanth-polyvinyl alcohol/nanoclay composite for wound healing applications. Procedia Mater Sci. 2015;11:176-82. doi:10.1016/j.mspro.2015.11.079.
20. Ma YK, Rigolet S, Michelin L, Paillaud J-L, Mintova S, Khoerunnisa F, et al. Facile and fast determination of Si/Al ratio of zeolites using FTIR spectroscopy technique. Micropor Mesopor Mater. 2021;311:110683. doi:10.1016/j.micromeso.2020.110683.
21. Nishihara M, Terayama Y, Haji T, Lyth S, Satokawa S, Matsumoto H. Proton-conductive nano zeolite-PVA composite film as a new water-absorbing electrolyte for water electrolysis. eXPRESS Polym Lett. 2018;12:256-64. doi: 10.3144/expresspolymlett.2018.23.
22. Salim SA, Taha AA, Khozemy EE, EL-Moslamy SH, Kamoun EA. Electrospun zinc-based metal organic framework loaded-PVA/chitosan/hyaluronic acid interfaces in

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

antimicrobial composite nanofibers scaffold for bone regeneration applications. J Drug Deliv Sci Technol. 2022;76:103823. doi:10.1016/j.jddst.2022.103823.
23. Hsu PY, Hu TY, Kumar SR, Wu KC, Lue SJ. Swelling-Resistant, Crosslinked Polyvinyl Alcohol Membranes with High ZIF-8 Nanofiller Loadings as Effective Solid Electrolytes for Alkaline Fuel Cells. Nanomaterials (Basel). 2022;12:865. doi: 10.3390/nano12050865.
24. Aydogdu MO, Oprea AE, Trusca R, Surdu AV, Ficai A, Holban AM, et al. Production and characterization of antimicrobial electrospun nanofibers containing polyurethane, zirconium oxide and zeolite. Bionanoscience. 2018;8:154-65. doi:10.1007/s12668-017-0443-x.
25. Çay A, Miraftab M, Kumbasar EPA. Characterization and swelling performance of physically stabilized electrospun poly (vinyl alcohol)/chitosan nanofibres. Eur polym J. 2014;61:253-62. doi:10.1016/j.eurpolymj.2014.10.017.
26. Ko SW, Lee JY, Lee J, Son BC, Jang SR, Aguilar LE, et al. Analysis of drug release behavior utilizing the swelling characteristics of cellulosic nanofibers. Polymers. 2019;11:1376. doi: 10.3390/polym11091376.
27. Dong Y, Liao S, Ngiam M, Chan CK, Ramakrishna S. Degradation behaviors of electrospun resorbable polyester nanofibers. Tissue Eng Part B Rev. 2009;15:333-51. doi: 10.1089/ten.TEB.2008.0619.
28. Schneider M, Rodríguez-Castellón E, Guerrero-Pérez MO, Hotza D, Junior ADN, Moreira RdFPM. Advances in electrospun composite polymer/zeolite and geopolymer nanofibers: A comprehensive review. Sep Purif Technol. 2024;340:126684. doi:10.1016/j.seppur.2024.126684.
29. Clerici NJ, Vencato AA, Helm Júnior R, Daroit DJ, Brandelli A. Electrospun poly-ε-caprolactone nanofibers incorporating keratin hydrolysates as innovative antioxidant scaffolds. Pharmaceuticals. 2024;17:1016. doi: 10.3390/ph17081016.
30. ENDİZ MS, AKKAYA R. Design and analysis of an improved single-phase QUASI-Z-source inverter. Sigma. 2023;41:602-12. doi:10.14744/sigma.2021.00045.
31. Naseraei MM, Adeli H, Nabavi SR, Salimi-Kenari H, Mansour RN, Sarkati AG. Exploring the potential of incorporating ZIF-67 into electrospun poly (vinyl alcohol)/chitosan nanofibrous mats for wound healing. Int J Biol Macromol. 2025;308:141898. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2025.141898.
32. Zhao Y, Wang H, Zou X, Wang D, Fan Y, Zhao X, et al. Antibacterial Vancomycin@ ZIF-8 loaded PVA nanofiber membrane for infected bone repair. Int J Biol Macromol. 2022;23:5629. doi:10.3390/ijms23105629.
33. Neidrauer M, Ercan UK, Bhattacharyya A, Samuels J, Sedlak J, Trikha R, et al. Antimicrobial efficacy and wound-healing property of a topical ointment containing nitric-oxide-loaded zeolites. J Med Microbiol. 2014;63:203-9. doi: 10.1099/jmm.0.067322-0.
34. Choi YY, Hanh To DT, Kim S, Cwiertny DM, Myung NV. Mechanically durable tri-composite polyamide 6/hematite nanoparticle/tetra-n-butylammonium bromide (PA6/α-Fe2O3/TBAB) nanofiber based membranes for phosphate remediation. Front Chem. 2024;12:1472640. doi: 10.3389/fchem.2024.1472640.
35. Tanaka FN, Ferreira Jr CR, de Moura MR, Aouada FA. Water absorption and physicochemical characterization of novel zeolite-PMAA-co-PAAm nanocomposites. J Nanosci Nanotechnol. 2018;18:7286-95. doi: 10.1166/jnn.2018.15515.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]