

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

Mahnaz Mohammadpour¹ , Hamed Ghanbari² , Zhil Izadi³ , Hanieh Rezaee⁴ , 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

ABSTRACT

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)

Publisher: Ilam University of Medical Sciences

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

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.

طراحی و ساخت نانوفیبرهای بر پایه پلی‌وینیل الکل، کیتوسان و کتیرا حاوی نانوذرات زنوئیت به عنوان زخم پوش

مهناز محمدپور^۱، حامد قنبری^۲، ژیلا ایزدی^۳، هانیه رضایی^۴، حسین درخشان خواه^{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

چکیده

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

مقدمه: بهبود سریع و مؤثر زخم برای بهبود کیفیت زندگی بیماران، به ویژه در شرایطی مانند دیابت، سوختگی و زخم های جراحی، بسیار مهم است. استفاده از پانسمان های مبتنی بر فیبر حاوی عوامل آنتی اکسیدانی و ضدباکتریایی می تواند روند بهبود زخم را به طور چشمگیری تسریع کند. پلیمرهای طبیعی به علت زیست سازگاری، زیست تخریب پذیری و شباهت ساختاری با ماتریکس خارج سلولی (ECM)، کاندیداهای مناسبی برای درمان زخم های شدید در نظر گرفته می شوند. نانوذرات زنوئیت به سبب خواص آنتی اکسیدانی خود می توانند التهاب را کاهش دهند، رادیکال های آزاد را در محل زخم خنثی کنند و در نهایت، باعث بهبود سریع تر و بازسازی بافت پوست گردند. هدف از این مطالعه طراحی و ساخت داربست های نانولیفی بر پایه پلی وینیل الکل (PVA)، کیتوزان و صمغ کتیرا حاوی نانوذرات زنوئیت به عنوان پانسمان زخم بود.

نویسنده مسئول:

حسین درخشان خواه

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

Email:

derakhshankhah.hossein@kums.ac.ir

مواد و روش ها: کریستال های بسیار ریز زنوئیت نوع EMT با اندازه ای در حدود ۱۰ تا ۲۰ نانومتر و با منافذی در ابعاد مولکولی، از طریق سنتز هیدروترمال در دمای پایین و با استفاده از پیش سازهای کلوئیدی بدون نیاز به قالب (template-free) تهیه شدند. ویژگی های فیزیکی و ساختاری نانوذرات سنتز شده از جمله FTIR، توزیع اندازه ذرات و پتانسیل زتای سطحی بررسی گردید. پس از آن، نانوالیاف هایی بر پایه پلی وینیل الکل (PVA)، کیتوسان (CS) و کتیرا (TG) حاوی نانوزنولیت ها به روش الکترووریسی تهیه شدند. در ادامه، خواص فیزیکوشیمیایی، ساختاری، استحکام مکانیکی، سمیت سلولی و همچنین فعالیت آنتی اکسیدانی و آنتی باکتریال این نانوالیاف ها به طور دقیق ارزیابی گردید.

یافته های پژوهش: نتایج آزمون های مشخصه یابی نشان داد که زخم پوش های نانوفیبری حاوی نانوذرات زنوئیت، در مقایسه با گروه کنترل بدون این نانوذرات، از نظر ریخت شناسی، قطر الیاف، خواص مکانیکی، میزان تورم پذیری، سرعت تخریب پذیری، درصد تخلخل، فعالیت آنتی اکسیدانی، زیست سازگاری سلولی و همچنین توانایی سدکنندگی در برابر نفوذ باکتری ها، عملکرد مناسبی از خود نشان دادند.

بحث و نتیجه گیری: نتایج این پژوهش نشان داد که نانوفیبرهای تهیه شده بر پایه پلی وینیل الکل، کیتوسان و کتیرا، با داشتن ویژگی های فیزیکی و زیستی مطلوب، محیطی مناسب برای تسریع فرایند ترمیم زخم فراهم می کنند. افزودن نانوزیم های زنولیتی به ساختار این زخم پوش ها، موجب بهبود چشمگیر خواص زیستی نظیر فعالیت آنتی اکسیدانی و آنتی باکتریالی شد. یافته های این مطالعه می تواند به عنوان گامی مؤثر در توسعه کاربردهای نانوفیبرهای PVA/CS/TG/EMT-ZIF در حوزه های مختلف مهندسی زیست مواد و به ویژه در طراحی و تولید زخم پوش های پیشرفته استفاده گردد.

واژه های کلیدی: زنوئیت نوع EMT (EMT-type Zeolite)، زخم پوش نانوفیبری، پلی وینیل الکل، کتیرا، کیتوسان

استناد: محمدپور مهناز، قنبری حامد، ایزدی ژیلا، رضایی هانیه، درخشان خواه حسین. طراحی و ساخت نانوفیبرهای بر پایه پلی وینیل الکل، کیتوسان و کتیرا حاوی نانوذرات زنوئیت به عنوان

زخم پوش. مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام، مهر ۱۴۰۴؛ ۳۳(۴): ۷۸-۵۷.

مقدمه

مهندسی بافت به عنوان یکی از شاخه های نوپهور و میان رشته ای علوم زیستی، پزشکی و مهندسی، نقش حیاتی در بازسازی بافت های آسیب دیده و جایگزینی عملکردی آنها ایفا می کند. این حوزه با بهره گیری از داربست های زیستی، سلول ها و فاکتورهای رشد، در تلاش است تا محیط مناسبی برای بازسازی و بازآفرینی عملکرد طبیعی بافت ها فراهم آورد. یکی از مهم ترین کاربردهای این علم، طراحی راهکارهای درمانی نوین برای زخم های مزمن، زخم های دیابتی و آسیب های پوستی شدید مانند سوختگی ها است که اغلب به درمان های طولانی مدت و چند مرحله ای نیاز دارند (۱). زخم ها به طور کلی به دو دسته حاد و مزمن تقسیم می شوند. زخم های حاد معمولاً طی فرایندی منظم شامل پنج مرحله انعقاد، التهاب، مهاجرت سلولی، تکثیر و بازسازی بافت، در یک بازه زمانی مشخص بهبود می یابند. در مقابل، زخم های مزمن در یکی از این مراحل متوقف می شوند و به علت اختلال در روند طبیعی ترمیم، به درمان های پیشرفته تر و تخصصی تری نیاز دارند. عوامل متعددی مانند دیابت، سن بالا، عفونت و کمبود اکسیژن در بافت می توانند به مزمن شدن زخم ها منجر شوند (۳-۱). در گذشته، پانسمان زخم عمدتاً با هدف محافظت از زخم در برابر آلودگی و عوامل محیطی استفاده می شد؛ اما امروزه نقش پانسمان ها به عنوان ابزارهای فعال در فرایند ترمیم زخم به خوبی شناخته شده است. پانسمان های مدرن باید ویژگی هایی فراتر از پوشش ساده داشته باشند؛ از جمله توانایی حفظ رطوبت مناسب در محل زخم، تسهیل تبادل گازی، جلوگیری از ورود میکروارگانیسم های بیماری زا، جذب ترشحات، خواص آنتی باکتریال، زیست سازگاری، زیست تخریب پذیری و قابلیت آزادسازی تدریجی داروها و عوامل زیستی. در این میان، داربست های متخلخل سه بعدی در مهندسی بافت پوست، به عنوان ساختارهایی شبیه به ماتریکس خارج سلولی (Extracellular Matrix یا ECM)، نقش مهمی در پشتیبانی از چسبندگی، تکثیر و تمایز سلول های پوستی دارند. طراحی چنین داربست هایی 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 تبدیل شده است (۴، ۵).

روش الکترووریسی به عنوان تکنیکی کارآمد و قابل کنترل در تولید نانوالیاف، امکان تولید ساختارهایی با قطر نانومتری، یکنواختی بالا و قابلیت لود و رهایش عوامل دارویی را فراهم می سازد. استفاده از نانوالیاف الکترووریسی شده در طراحی پانسمان های زخم، به ویژه در درمان زخم های مزمن، به علت خواص منحصربه فردی چون قابلیت نفوذپذیری گاز، جذب بالا و رهایش کنترل شده دارو، بسیار مورد توجه قرار گرفته است (۶، ۷).

در این پژوهش، با هدف توسعه زخم پوشی پیشرفته، از ترکیب پلیمرهای طبیعی پلی وینیل الکل (PVA)، کیتوسان (CS) و کتیرا (TG) برای ساخت نانوفیبرهایی زیست سازگار و کارآمد استفاده شده است. PVA با زیست سازگاری بالا، سمیت کم و ویژگی های مکانیکی مناسب، کاربرد گسترده ای در محصولات پزشکی دارد (۸، ۹). کیتوسان نیز با خواص ضدباکتری، زیست تخریب پذیری و توانایی بالا در تقویت بازسازی بافت، به عنوان یکی از پلیمرهای کلیدی در مهندسی بافت شناخته می شود (۱۱، ۱۰). کتیرا به عنوان یک پلی ساکارید طبیعی، به بهبود خواص مکانیکی و هیدروفیلیک نانوالیاف کمک می کند (۱۱)؛ همچنین برای ارتقای عملکرد آنتی اکسیدانی و ضدالتهابی پانسمان، از نانوزیم های ژئولیتی نوع EMT استفاده شده است. این نانومواد با ویژگی های آنزیم مانند و توانایی در حذف رادیکال های آزاد می توانند نقش مؤثری در کاهش استرس اکسیداتیو و تسریع ترمیم زخم ایفا کنند (۱۲). هدف این مطالعه طراحی، ساخت و ارزیابی نانوفیبرهای زیست فعال چند جزئی بر پایه PVA/CS/TG حاوی نانوزئولیت ها است تا به عنوان داربست های هوشمند و مؤثر در پانسمان زخم های مزمن و دیابتی، گامی نو در مسیر توسعه فناوری های زیست پزشکی برداشته شود.

مواد و روش ها

سنتز زیولیت نوع (EMT-type Zeolite): EMT

سنتز نانوکریستال های زیولیت EMT (۱۰-۱۵)

نانومتر) با منافذ بزرگ از پیش سازهای کلئیدی فاقد fn,k الگو در دمای ۳۰ درجه سانتی گرادسنتی گراد با بازدهی بالا صورت گرفت. ابتدا محلول آلومینات با حل کردن ۹/۰۷۴ گرم سدیم آلومینات (مرک آلمان) و ۱/۶۱ گرم 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 هیدروکساید و ۸۰ گرم آب دو بار تقطیر در یک بطری ۲۵۰ میلی لیتری تهیه شد. محلول اخیر تا به دسته دست آمدن یک محلول شفاف استریل میشود می شود (محلول B). محلولهای محلولهای A و B در یک حمام یخ (۴ درجه سانتیگرادسنتی گراد) سرد شدند گردیدند. محلول A را تحت شرایط استریل ملایم به محلول B اضافه شد، و یک محلول کدر با ترکیب مولی $Al_2O_3:5.15SiO_2:18.45Na_2O:240H_2O$ تشکیل داد. سوسپانسیون حاصل به مدت ۵ دقیقه استریل گردید؛ شد سپس در ۳۰ درجه سانتیگرادسنتی گراد به مدت ۳۶ ساعت کریستالی شد. نانو کریستال های EMT به مدت ۱ ساعت با سرعت ۲۰۰۰۰ دور بر دقیقه سانتریفیوژ گردید شد و ژئولیت های خالص EMT در آب دو بار تقطیر مجدداً سوسپانسیون شدند. این مرحله خالص سازی به مدت چندین بار تکرار می شود تا pH سوسپانسیون از شرایط قلیایی به pH خنثی برسد (۱۳). توزیع اندازه ذرات با استفاده از اندازه گیر اندازه گیری پراکندگی نوری دینامیکی (DLS) و پتانسیل زتا ژئولیت سنتز شده در ۲۵ درجه سانتی گرادسنتی گراد با استفاده از دستگاه (Zetasizer Nano ZS90, Malvern Instruments, Malvern, UK) اندازه گیر اندازه گیری شد.

تهیه محلول نانوالیاف PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/EMT-ZIF و فرآیند فرایند الکتروریسی:

برای تهیه محلول پایه پلیمری جهت به منظور تولید نانوالیاف، ابتدا محلول ۱۰ درصد وزنی حجمی پلی وینیل

الکل (PVA) در آب مقطر آماده گردید شد و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۶۰ درجه سانتی گرادسنتی گراد تحت هم زدن مداوم قرار گرفت تا انحلال کامل و یکنواختی حاصل شود. در مرحله بعد، محلول ۳ درصد وزنی حجمی کیتوسان (CS) در اسید استیک با غلظت ۱ درصد حجمی تهیه شده تهیه و به مدت یک ساعت در دمای محیط هم زده شد تا محلولی همگن حاصل شود. همچنین؛ همچنین محلول ۱ درصد وزنی حجمی کیترا (TG) نیز در آب مقطر تهیه شده تهیه گردید و به مدت ۲۴ ساعت در دمای محیط تحت هم زدن قرار گرفت.

پس از آماده سازی محلول های محلول های مجزا، آن ها با نسبت حجمی ۶/۲ به ۵/۱ به ۵ (PVA:CS:TG) با یکدیگر ترکیب شده ترکیب و به مدت یک ساعت در دمای محیط هم زده شدند تا محلولی یکنواخت و مناسب برای الکتروریسی حاصل شود. برای تهیه نمونه های حاوی نانوذرات ژئولیتی، نانوزیم های ژئولیتی نوع EMT-ZIF که پیش تر سنتز شده بودند، با غلظت ۵ درصد وزنی نسبت به وزن کل پلیمرها، به محلول ترکیبی اضافه گردیدند شدند. فرآیند فرایند ترکیب در دمای محیط و با هم زدن شدید به مدت یک ساعت ادامه یافت تا توزیع یکنواخت ذرات در ماتریس پلیمری تضمین شود.

در ادامه، فرآیند فرایند الکتروریسی به منظور تولید نانوالیاف انجام شد. در این فرآیند فرایند، محلول پلیمری آماده شده با نرخ تغذیه ۵/۵۰ میلی لیتر بر ساعت، از طریق نیدل ۱۸ گیج تحت ولتاژ ۱۴ کیلوولت به اسپینر منتقل گردید شد. نانوالیاف تشکیل شده روی فویل آلومینیومی که در فاصله ۱۴ سانتی متری از نوک نیدل قرار داشت، جمع آوری گردیدند شد. این شرایط به گونه ای طراحی گردید شدند که تولید نانوالیاف یکنواخت با خواص ساختاری مناسب جهت برای استفاده در زخم پوش ها تسهیل گردد شود. در نهایت در نهایت، برای کراس-لینک کردن نانوالیاف، آن ها را به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۵۰ درجه سانتیگرادسنتی گراد، در معرض بخارات گلو تار آلدهید با غلظت ۲۰ درصد حجمی قرار گرفتند.

نمونه ۳ بار تکرار انجام شد. تا زمان ثابت شدن جذب آب، وزن گیری نمونه‌ها ادامه یافت. محاسبه میزان جذب آب طبق بر اساس رابطه زیر انجام گردید (۱۴):

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

ارزیابی زیست تخریب پذیری:

برای بررسی نرخ تخریب پذیری (Biodegradation) هر یک از نانوالیاف تهیه شده، ابتدا هر یک از آن‌ها توزین شده و با غوطه‌ورسازی غوطه ورسازی در PBS و انکوبه کردن در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد سانی گراد سانی گراد بررسی گردید شد؛ 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 گردید می‌شوند. نرخ تخریب در هر نقطه زمانی با محاسبه درصد کاهش وزن نمونه‌ها گزارش می‌شود. این تست آزمایش برای هر قطعه ۳ بار تکرار گردید شد. رابطه زیر برای محاسبه میزان کاهش وزن نمونه‌ها استفاده شد:

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

در این رابطه، W_i و W_t به ترتیب ترتیب وزن اولیه هر یک از نانوالیاف‌ها را قبل پیش و بعد پس از تخریب نشان می‌دهند.

ارزیابی تخلخل:

یکی از آنالیزهای داربست‌های مورد استفاده شده در مهندسی بافت، اندازه گیری قطر تخلخل داربست است. تخلخل نانوالیاف الکترورسی شده بر اساس تکنیک جابجایی مایع اندازه گیری گردید شد. به طور به طور خلاصه، نانوالیاف تهیه شده با وزن برابر در یک ظرف حاوی حجم مشخص اتانول غوطه‌ور شدند تا اشباع شوند. تخلخل از رابطه زیر محاسبه گردید:

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

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

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

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

بررسی ساختار شیمیایی نانوالیاف تهیه شده از طریق (FTIR):

از طیف سنجی FTIR توسط دستگاه اسپکتروسکوپی مادون قرمز Spectrum RX1 FTIR مادون قرمز Spectrum RX1 FTIR system, Perkin-Elmer, USA برای بررسی ساختار نانوالیاف و EMT-ZIF تهیه شده در محدوده 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 تانسومتر (STM-1 DBBP-100 KOREA) و در شرایط ثابت دمایی با سرعت کشش ثابت انجام می‌گیرد. از هر نانوالیاف ۶-ها سه قطعه به ابعاد 2×1 سانتی متر سانی متر برش داده شد. اندازه گیر اندازه گیری در سه تکرار انجام گردید شد.

اندازه گیری میزان تورم پذیریتورم پذیری:

به منظور به منظور اندازه گیری رفتار تورم پذیریتورم پذیری (Swelling)، هر کدام از نانوالیاف های تهیه شده، نانوالیاف پلیمری را در ساینز مناسب برش داده شد؛ سپس با ترازو دقت بالا وزن گردید نموده و در ۵ میلی لیتر بافر PBS غوطه‌ور غوطه وور شد (W_0). 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 آن‌ها برداشته شد و مجدداً وزن گردید (W_s). برای هر

ارزیابی خون‌سازگاری:

برای ارزیابی میزان همولیز ناشی از تماس نانوفیبرها با گلبول‌های قرمز خون، از خون تازه انسانی در لوله‌ی حاوی ماده‌ی ضد انعقاد (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 به آرامی آرامی رقیق گردید؛ شد. سپس نمونه‌های نانوفیبر که به‌صورت به‌صورت 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 درجه سانتی‌گراد سانی گرادسانی گراد در انکوباتور قرار گرفتند تا تعامل بین میان نانوفیبرها و گلبول‌های قرمز خون به‌طور کامل رخ دهد. پس از گذشت زمان انکوباسیون، تمامی همه 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 معادله‌ی شماره‌ی معادله ۴، که بر پایه‌ی مقایسه‌ی جذب نمونه با کنترل مثبت (آب مقطر) و کنترل منفی (PBS تنها) تعریف شده تعریف شده است، مقدار نهایی همولیز برای هر نمونه محاسبه گردید (۱۵):

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

در این رابطه، A_s جذب نمونه، A_{NC} جذب کنترل منفی و A_{PC} جذب کنترل مثبت استمی باشد.

سنجش مهار DPPH:

نانوالیاف الکترورسی 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 طول موج طول موج ۵۱۷ نانومتر توسط دستگاه اسپکتروفتومتر اندازه‌گیری شد. درجه‌ی بی‌رنگ شدن این ترکیب

بیان‌کننده‌ی قدرت به دام اندازی رادیکال آزاد توسط آنتی‌اکسیدان مربوطه استمی باشد. لازم به ذکر است که برای محاسبه‌ی میزان فعالیت آنتی‌اکسیدانی از فرمول زیر استفاده گردید:

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

در این رابطه، A_b جذب کنترل و A_s جذب نمونه استمی باشد.

بررسی خواص آنتی‌باکتریالی:

برای انجام تست‌های میکروبی از باکتری اشریشیا کلیاشریشیا کلی (ATCC:25923) از انستیتو پاستور ایران، به عنوانبه عنوان مدل نمونه و نماینده میکروارگانسیم‌های گرم منفی و باکتری استافیلوکوکوس اورئوس (ATCC:25922) به عنوانبه عنوان مدل نمونه و نماینده میکروارگانسیم‌های گرم مثبت استفاده شد که از مرکز کلکسیون میکروارگانسیم‌های صنعتی ایران تهیه گردیدندشدند. برای کشت هر یک از این میکروارگانسیم‌ها از محیط کشت اختصاصی آن‌ها، آنها یعنی مولر هیتون براث و مولر هیتون آگار استفاده گردیدشد. ارزیابی فعالیت آنتی‌باکتریالی هر یک از نانوالیاف الکترورسی شده به روش دیسک گذاری انجام گردیدشد. در ابتدا میکروارگانسیم‌ها در محیط کشت اختصاصی خود به مدت یک شبانه‌روز شبانه‌روز در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد سانی گراد پیش کشت داده شدند و سپس با سواب استریل، از سوسپانسیون هر یک از باکتری‌ها معادل ۰/۵ مک‌فارلند به‌صورت به‌صورت مجزا بر روی پلیت محیط کشت اختصاصی جامد به‌صورت به‌صورت 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 درجه سانتی‌گراد سانی گراد 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:

رده سلول‌های فیبروبلاست انسانی که از نوع چسبنده

اندازه گیری جذب نوری توسط الیزاریدر در طول موج nm 570 انجام گردید. شانس زنده ماندن سلول با استفاده از فرمول زیر محاسبه گردید:

$$\text{Cell Viability}(\%) = \frac{A_s}{A_c} \times 100 \text{ Eq. 6}$$

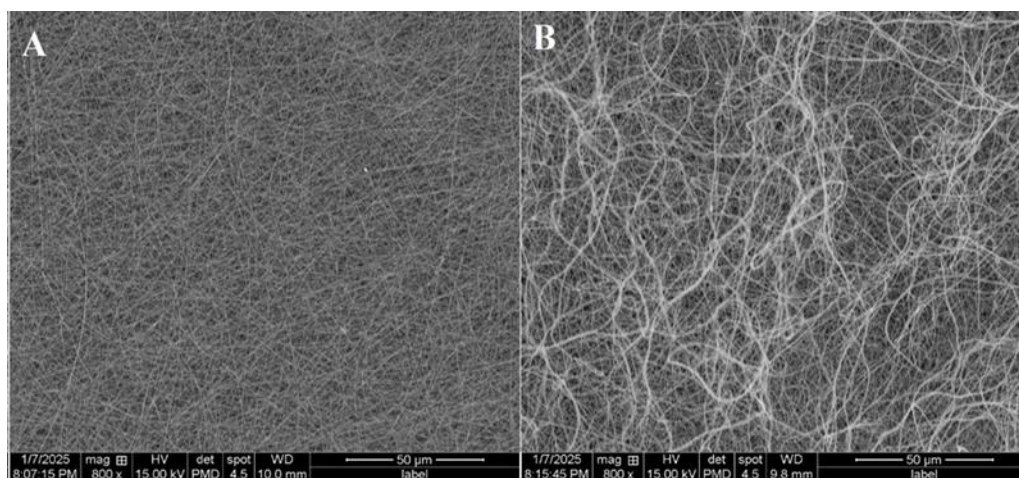
در این رابطه، A_s و A_c به ترتیب جذب نمونه و کنترل است.

یافته های پژوهش

بررسی مورفولوژی نانوفیبرها:

برای تحلیل مورفولوژی ریزساختار نانوفیبرها، تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) تهیه شد (شکل شماره ۱). نانوفیبرهای PVA/CS/TG بدون حضور زئولیت (ZIF-EMT) مورفولوژی منظم، جهت گیری مستقیم، سطحی صاف و توزیع اندازه یکنواختی داشتند. این نتایج نشان می دهد که غلظت های انتخاب شده از گرانروی مناسبی برخوردار بودند و زنجیره های پلیمری درگیرشدگی مؤثری با یکدیگر داشته اند، به طوری که از تشکیل دانه یا گره درون فیبرها جلوگیری شده است. با افزودن نانوذرات زئولیت، نانوفیبرها سطحی ناهموارتر و جهت گیری تصادفی تر و نامنظم تری پیدا کردند؛ همچنین قطر نانوفیبرها افزایش یافت که احتمالاً ناشی از افزایش ویسکوزیته محلول بر اثر ترکیب شدن با زئولیت است (۱۴).

بوده، 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 شد داده شده و به انکوباتور با هوای مرطوب و سطح ۵% CO₂ و دمای ۳۷ درجه سانتی گرادسنتی گراد منتقل گردید. برای کشت سلول ها معمولاً به محیط کشت آن ها آنها آنتی بیوتیک پنی سیلین ۱۰۰ u/ml و استرپتومایسین ۱۰۰ mg/ml با غلظت ۱ درصد نسبت به محیط کشت، به منظور جلوگیری از رشد باکتری ها افزوده شد. همچنین؛ سرم FBS به میزان مورد نیاز مورد نیاز که به طور معمول به طور معمول ۱۰ درصد محیط است، اضافه گردید. به منظور به منظور انجام رنگ سنجی MTT، تعداد ۵۰۰۰ سلول در هر چاهک پلیت ۹۶ خانه ای کاشته شد. محیط کشت رویی هر چاهک پلیت پس از ۲۴ ساعت تیمار خارج گردید و چاهک ها با DMEM-F12 حاوی حجم های مختلف از عصاره عصاره حاصل از قطعات برش خورده هر یک از نانوالیاف ها پر شد؛ سپس به مدت ۲۴ ساعت انکوبه گردید شدند؛ بعد محیط قبلی با ۱۰۰ میکرولیتر محیط جدید حاوی MTT با غلظت ۵/۰ mg/ml جایگزین و به مدت ۳ ساعت دیگر در انکوباتور انکوبه گردیدند شدند. در پایان، این محلول نیز از چاهک تخلیه گردید تخلیه شده و کریستال های فورمازان تشکیل شده تشکیل شده با ۱۰۰ میکرولیتر حلال DMSO پیتاژ و حل شد. پس از ۱۵ دقیقه انکوباسیون،



شکل شماره ۱. تصویر SEM نانوفیبرهای A. PVA/CS/TG بدون زئولیت با سطح صاف و جهت گیری مستقیم و B. PVA/CS/TG/ZIF

حاوی زئولیت که سطح ناهموار و جهت گیری نامنظم آن ها مشهود است

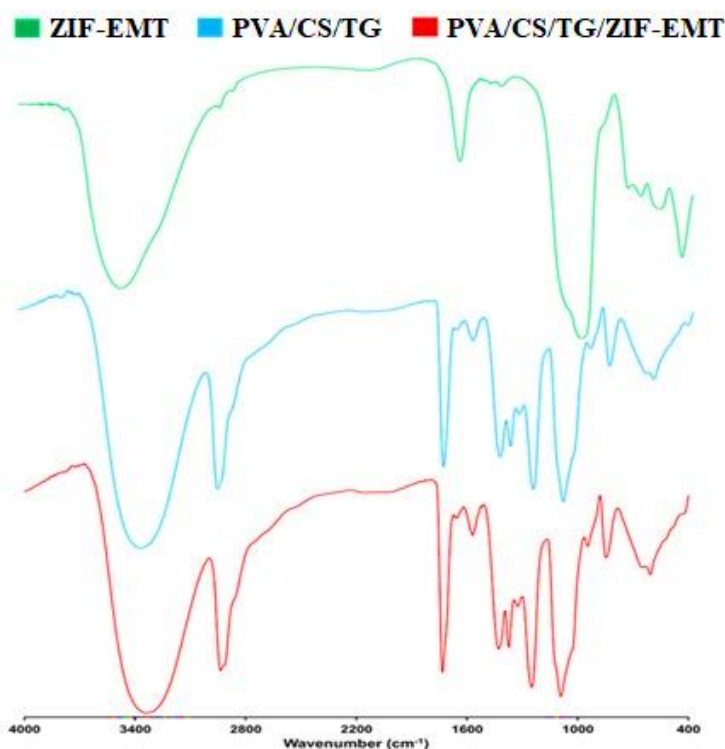
طیف سنجی FTIR، توزیع اندازه ذرات (DLS) و پتانسیل زتا:

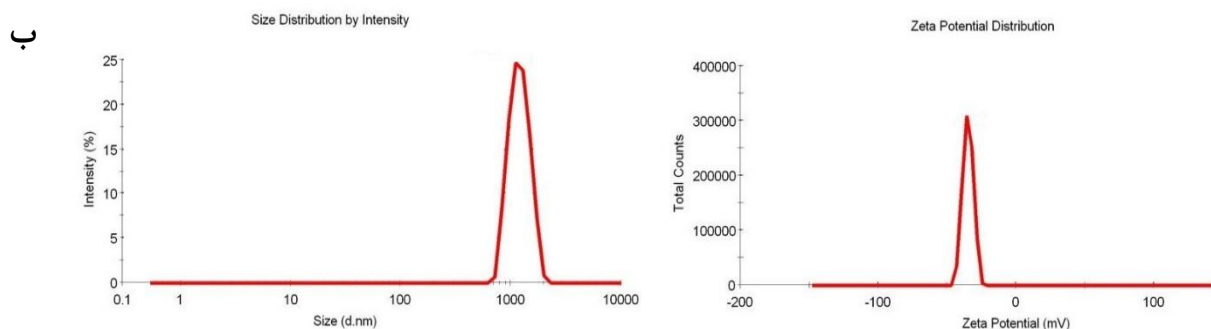
طیف FTIR زئولیت‌ها که مواد معدنی آلومینوسیلیکات هیدراته هستند، پیک‌های متمایز مربوط به حالت‌های ارتعاشی مختلف پیوندهای Si-O و Al-O را نشان می‌دهند. در شکل شماره ۲ الف، به‌طور خاص برای ZIF-EMT ارتعاشات خمشی پیوندهای Si-O و Al-O در ناحیه ۴۵۰-۵۰۰ cm^{-1} مشاهده می‌شود. ارتعاشات کششی گروه هیدروکسیل (OH) به‌صورت پیک پهن در ناحیه ۳۰۰۰-۳۶۰۰ cm^{-1} ظاهر می‌گردد. علاوه بر این، ارتعاشات خمشی مولکول‌های آب جذب‌شده پیک‌هایی در ناحیه ۱۶۰۰-۱۶۵۰ cm^{-1} ایجاد می‌کند. پیک پهن و تیز در ناحیه ۹۰۰-۱۲۰۰ cm^{-1} نشان‌دهنده 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 ناحیه ۳۰۰۰-۳۶۰۰ cm^{-1} دارد که به ارتعاشات کششی O-H و N-H نسبت داده می‌شود. یک پیک تیز در ناحیه ۲۹۳۳ cm^{-1} به ارتعاشات کششی C-H اختصاص داده شده است. باندهای آمید I و II کیتوزان با پیک‌های شاخص در ناحیه ۱۵۷۵ و ۱۶۵۶ cm^{-1} مشخص می‌شوند. پیک‌های

موجود در ناحیه ۱۱۰۰-۱۳۰۰ 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 نشان‌دهنده ادغام موفقیت‌آمیز زئولیت بدون تغییر شیمیایی قابل توجه پلیمرها است. پیک‌های همپوشانی از هر دو حوزه به ویژگی‌های طیفی منجر می‌گردد که برهم‌کنش میان زئولیت و اجزای پلیمری را با تغییرات قابل مشاهده و تغییرات در شدت پیک منعکس می‌کند (۱۹، ۱۶، ۱۳).

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

الف





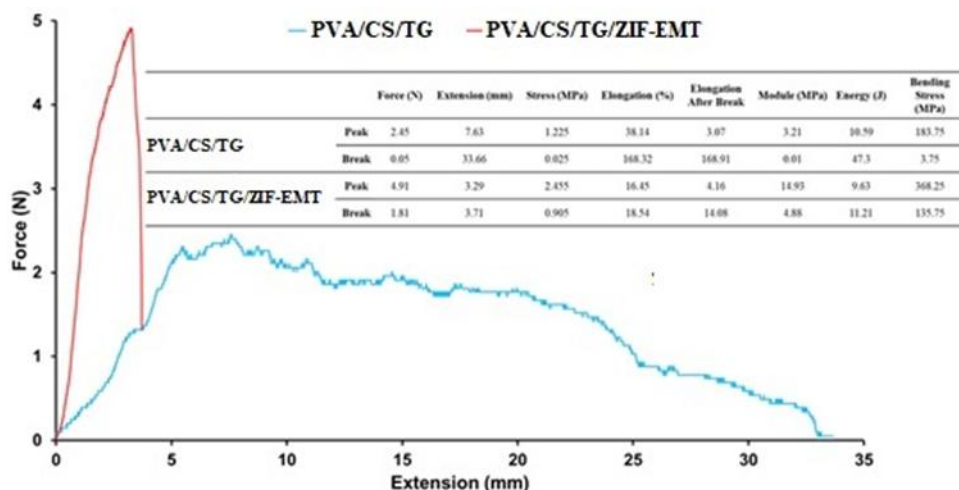
شکل شماره ۲. الف. طیف FTIR زیولیت ZIF-EMT، نانوفیبر PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT؛ ب. توزیع اندازه ذرات و پتانسیل زتا ZIF-EMT

ارزیابی خواص مکانیکی:

خواص مکانیکی نانوالیاف سنتز شده از طریق آزمون کشش ارزیابی گردید. منحنی های نیرو کشش و مؤلفه های مکانیکی استخراج شده رفتارهای متمایزی را برای هر ترکیب نانوالیاف نشان می دهند (شکل شماره ۳). نانوالیاف PVA/CS/TG حداکثر نیروی ۲/۴۵ نیوتن را در تغییر طول ۷/۶۳ میلی متر تجربه کردند که متناظر با تنش برابر با ۱/۲۲۵ مگاپاسکال و ازدیاد طول ۳۸/۱۴ درصد بود. این نانوالیاف ها شکل پذیری قابل توجهی از خود نشان دادند، به طوری که 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 اندازه گیری شد که حاکی از ساختاری نرم تر و انعطاف پذیرتر است. میزان انرژی جذب شده تا لحظه شکست نیز ۳/۴۷ ژول محاسبه گردید که نشان دهنده چقرمگی متوسط نانوالیاف است (۲۲). در مقابل، نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT رفتار مکانیکی بهبود یافته ای نشان داد. این نمونه نیروی حداکثر ۴/۹۱ نیوتن را در طول تغییر شکل ۳/۲۹ میلی متر تحمل کرد که متناظر با تنش برابر با ۲/۴۵۵ مگاپاسکال بود؛ هر چند ازدیاد طول متناظر در اوج تنها ۱۶/۴۵ درصد ثبت شد. همان طور که در شکل شماره ۳ مشاهده می شود، افزودن ZIF-EMT موجب افزایش چشمگیر سختی نانوالیاف شده است، به طوری که مدول کششی به ۱۴/۹۳ مگاپاسکال افزایش یافت. ازدیاد طول در شکست (۱۸/۵۴ درصد) و پس از شکست (۱۴/۰۸ درصد) در این نمونه نسبت به نانوالیاف بدون ZIF-

EMT به طور محسوسی کاهش یافت که بیان کننده کاهش شکل پذیری و افزایش پایداری ابعادی تحت بارگذاری است. نتایج آزمون خمشی نیز این روند را تأیید می کند، به طوری که نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT تنش خمشی ۳۶۸/۲۵ مگاپاسکال را نشان دادند، در حالی که 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 نشان دهنده افزایش تدریجی نیرو با تغییر طول و به دنبال آن، منطقه ای با تغییر شکل پلاستیک طولانی بودند، در حالی که نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT شیب اولیه تندی را ارائه دادند که حاکی از سختی بالاتر و شکست ناگهانی تر است (۲۳).

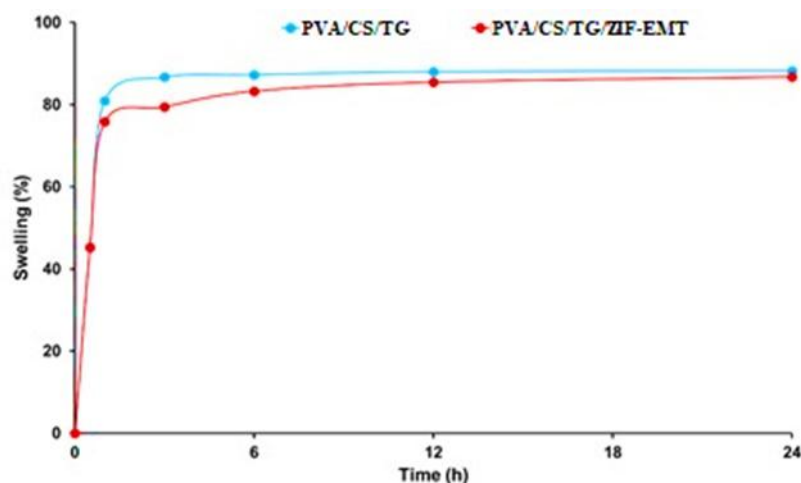
به طور کلی، نتایج نشان می دهد که گنجاندن ZIF-EMT در ماتریس PVA/CS/TG به طور فراوانی ویژگی های مکانیکی نانوالیاف را تغییر می دهد و آن ها را از ماده ای انعطاف پذیر و کم استحکام به یک کامپوزیت سخت تر و مقاوم تر با ظرفیت باربری بالاتر تبدیل می کند. این تغییرات را می توان به ساختار صلب ذرات ZIF-EMT و برهم کشش های احتمالی آن ها با زنجیره های پلیمری شامل پیوندهای هیدروژنی و درهم تنیدگی های فیزیکی نسبت داد. این یافته ها بر پتانسیل نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT در کاربردهایی تأکید می کند که به عملکرد مکانیکی پیشرفته نیاز دارند (۲۴).



شکل شماره ۳. منحنی اندازه‌گیری 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 دوره ۲۴ ساعته، در شکل شماره ۴ ارائه شده است. هر دو ترکیب، نانوالیاف در ۳۰ دقیقه 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. با این حال، 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، به‌طوری‌که 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 آب شده 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). به‌طور کلی، 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.

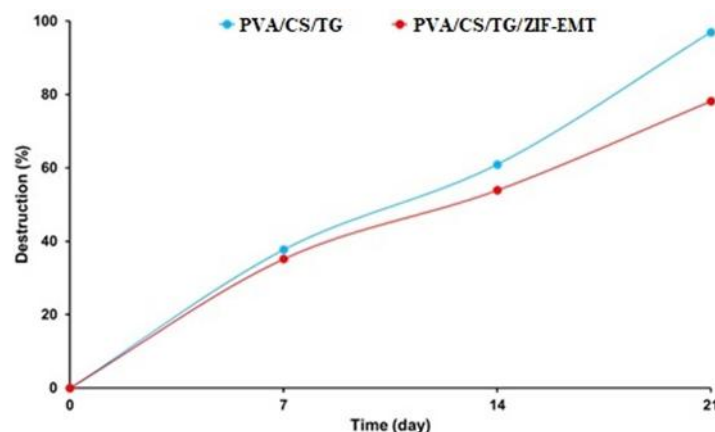


شکل شماره ۴: نمودار رفتار تورم پذیری نانوالیاف های ساخته شده طی ۲۴ ساعت غوطه ور شدن در بافر PBS

ارزیابی زیست تخریب پذیری:

همان طور که در شکل شماره ۵ مشاهده می شود، ارزیابی زیست تخریب پذیری نانوالیاف PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT سنتز شده، پروفایل های تخریب متمایزی را طی دوره ای ۲۱ روزه در محیط PBS در دمای فیزیولوژیکی نشان داد. نانوالیاف PVA/CS/TG در مقایسه با نمونه های 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 دوره آزمایش تفاوت های بارزی مشاهده شد، به طوری که نافیبرهای PVA/CS/TG با کاهش وزن ۹۷/۰۳ درصد تقریباً به تخریب کامل رسیدند، در حالی که 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 اولیه کمتری را نشان داد که می توان آن را به آثار سد کنندگی ذرات ZIF-EMT نسبت داد. این ذرات با ایجاد موانع فیزیکی می توانند نفوذ PBS و فرایند هیدرولیز را مهار کنند. اختلاف سینتیک تخریب را می توان به تغییرات ترکیبی و تعاملات متفاوت میان اجزای ماتریس نانوالیاف نسبت داد. این نتایج نشان می دهد که در حالی که هر دو دستگاه نانوالیاف از قابلیت زیست تخریب پذیری برخوردارند، حضور ZIF-EMT به طور

چشمگیری پایداری ساختاری و طول عمر مواد را افزایش می دهد. این ویژگی می تواند در کاربردهایی که به نرخ تخریب کنترل شده نیاز دارند؛ مانند سامانه های دارورسانی، مهندسی بافت یا پروژه های زیست محیطی با دوره های عملکرد مشخص، بسیار سودمند باشد. به نظر می رسد 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 برهم کنش های فیزیکی یا شیمیایی آن با زنجیره های پلیمری است که به تشکیل شبکه ای قوی تر و پایداری منجر شده است. کند شدن روند تخریب نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT بر مناسب بودن آن ها برای کاربردهایی دلالت دارد که نیازمند حفظ یکپارچگی ساختاری طولانی مدت در شرایط فیزیولوژیکی هستند. در مقابل، تخریب سریع نانوالیاف PVA/CS/TG آن ها را به گزینه ای ایدئال برای استفاده در کاربردهای کوتاه مدت زیست پزشکی یا به عنوان مواد زیست تخریب پذیر سریع زمینه های زیست محیطی تبدیل می کند (۲۷). در مجموع، تفاوت آشکار در رفتار تخریب میان این دو نوع نانوالیاف، نقش کلیدی ادغام ZIF-EMT در بهبود پایداری ساختاری و امکان تنظیم پروفایل های تخریب از طریق طراحی ترکیبی را برجسته می سازد.

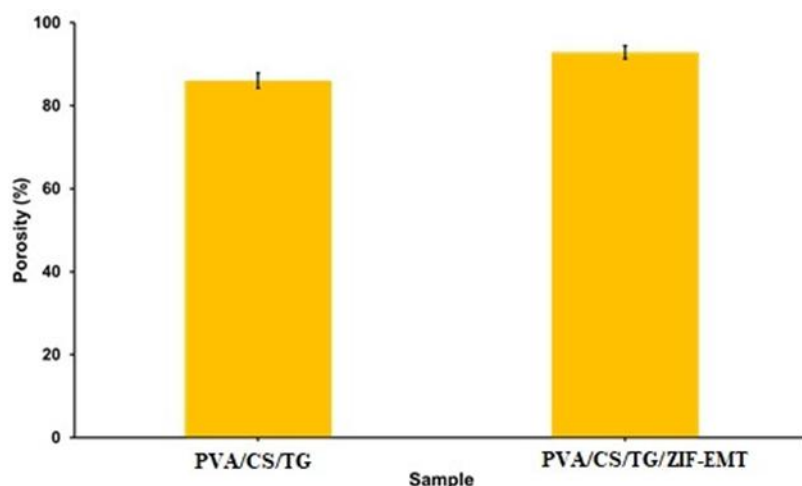


شکل شماره ۵. سرعت تخریب نانوالیاف های PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT بر اساس کاهش وزن در دوره ۲۱ روزه

ارزیابی تخلخل:

تجزیه و تحلیل تخلخل نانوالیاف الکترورسی شده نشان دهنده افزایش چشمگیر تخلخل پس از ادغام ذرات ZIF-EMT در نانوالیاف PVA/CS/TG است. همان طور که در شکل شماره ۶ مشاهده می شود، نانوالیاف PVA/CS/TG تخلخل ۸۶/۰۷ درصد داشتند، در حالی که نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT تخلخل بالاتری معادل ۹۲/۸۸ درصد را نشان دادند. این افزایش قابل توجه را می توان به حضور ذرات ZIF-EMT نسبت داد که به نظر می رسد، با تغییر مورفولوژی الیاف و ساختار داخلی طی فرایند الکترورسی، به ایجاد شبکه ای متخلخل تر و به هم پیوسته تر کمک کرده اند. افزودن ZIF-EMT به ماتریس نانوالیافی احتمالاً از طریق ویژگی های تخلخل ذاتی این ذرات و نقش آن ها به عنوان نقاط هسته زایی تخلخل در حین شکل گیری الیاف، موجب افزایش فضای خالی در ساختار داربست شده است. تخلخل بالاتر به افزایش نسبت سطح به حجم منجر می شود که عامل

مهمی در بهبود عملکرد داربست های زیستی، به ویژه در کاربردهای مهندسی بافت و پزشکی بازساختی است (۲۸). افزایش تخلخل در نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT می تواند تأثیر مثبتی بر چسبندگی سلولی، تکثیر و انتشار مواد مغذی داشته باشد که این عوامل برای بازسازی موفق بافت ضروری هستند؛ همچنین داربست های متخلخل تر ظرفیت بیشتری برای جذب و نگهداری مایعات دارند که می تواند به حفظ یک ریزمحیط مرطوب و مناسب برای فعالیت های سلولی کمک کند. در مجموع، نتایج به وضوح نشان می دهد که ادغام ذرات ZIF-EMT به طور مؤثری باعث افزایش تخلخل داربست های PVA/CS/TG شده و به این ترتیب، پتانسیل کاربرد آن ها در مهندسی بافت را ارتقا داده است. با این حال، انجام مطالعات تکمیلی برای بررسی خواص مکانیکی، رفتار زیست تخریب پذیری و تعاملات سلولی این داربست های نانوالیافی ضروری است تا کارایی واقعی آن ها در محیط های بازساختی به طور کامل روشن شود.

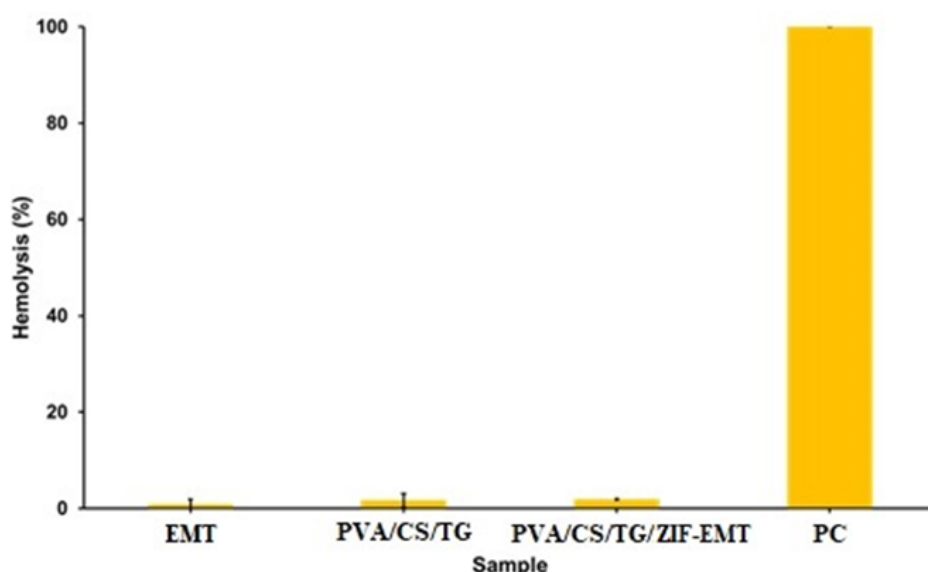


شکل شماره ۶. درصد تخلخل نانوفیبرهای ساخته شده

افزایش در میزان همولیز منجر شد؛ اما این مقدار همچنان در محدوده قابل قبول باقی ماند. این یافته‌ها حاکی از آن است که مواد سنتز شده، به ویژه 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 مشاهده شده احتمالاً به زیست‌سازگاری ذاتی ترکیبات استفاده شده 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.

ارزیابی خون‌سازگاری:

نتایج آزمون همولیز ارائه شده در شکل شماره ۷ نشان می‌دهد که همه مواد سنتز شده از سازگاری خونی بسیار مناسبی برخوردار هستند. در میان نمونه‌ها، ZIF-EMT کمترین میزان همولیز را با ۰/۸۶ درصد نشان داد، در حالی که نانوالیاف PVA/CS/TG و نانوالیاف کامپوزیتی PVA/CS/TG/ZIF-EMT به ترتیب ۱/۷ درصد و ۱/۹۱ درصد همولیز را ثبت کردند. شایان ذکر است که میزان همولیز همه 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

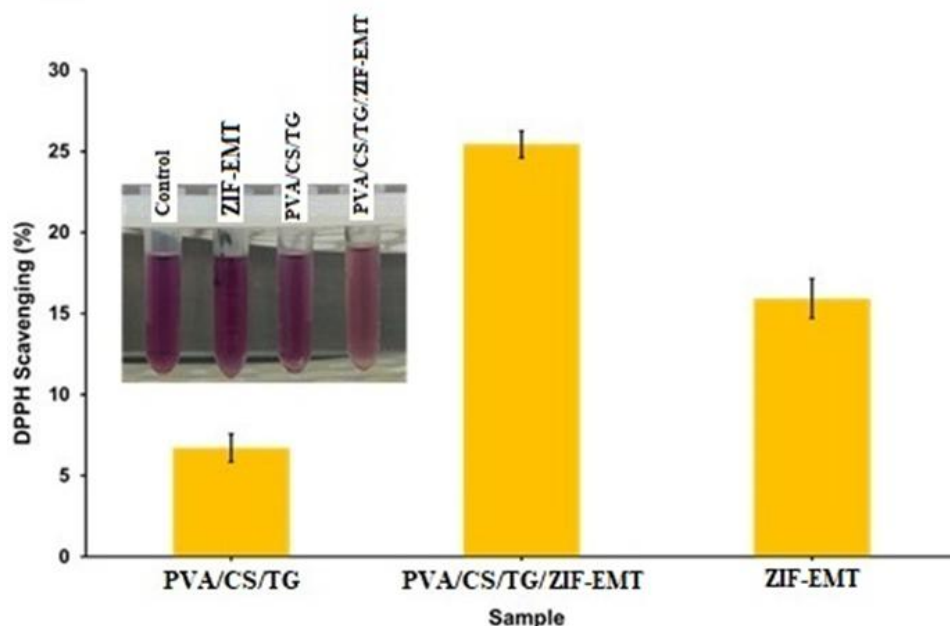


شکل شماره ۷. درصد همولیز برون‌تنی القاشده توسط نانوالیاف‌ها

سنجش مهار DPPH:

ترکیب DPPH یک پودر کریستالی تیره‌رنگ است که از رادیکال‌های آزاد پایدار تشکیل شده است. این روش بر مبنای انتقال الکترون یا رادیکال هیدروژن از ترکیب آزمایش شده به رادیکال DPPH و در نتیجه، مهار آن استوار است. به علت وجود یک الکترون منفرد در ساختار DPPH، این رادیکال در طول موج ۵۱۷ نانومتر جذب مشخصی دارد. محلول متانولی DPPH در غیاب ترکیبات آنتی‌اکسیدانی به رنگ بنفش است، در حالی که 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 سنتز شده و ذرات ZIF-EMT با استفاده از آزمون مهار رادیکال DPPH بررسی شد. نتایج که به‌صورت درصد مهار DPPH در شکل شماره ۸ ارائه شده 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 هر کدام 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 نشان‌دهنده اثر هم‌افزایی

میان ماتریس نانوالیاف و ZIF-EMT است. ZIF-EMT به علت مساحت سطح بالا و خواص کاتالیزوری بالقوه‌اش شناخته شده 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 مشاهده شده با این فرضیه همسو هستند که افزودن ترکیبات عملکردی مانند ZIF-EMT به ماتریس‌های پلیمری می‌تواند خواص عملکردی آن‌ها را به‌طور فراوانی بهبود بخشد. در مجموع، 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.

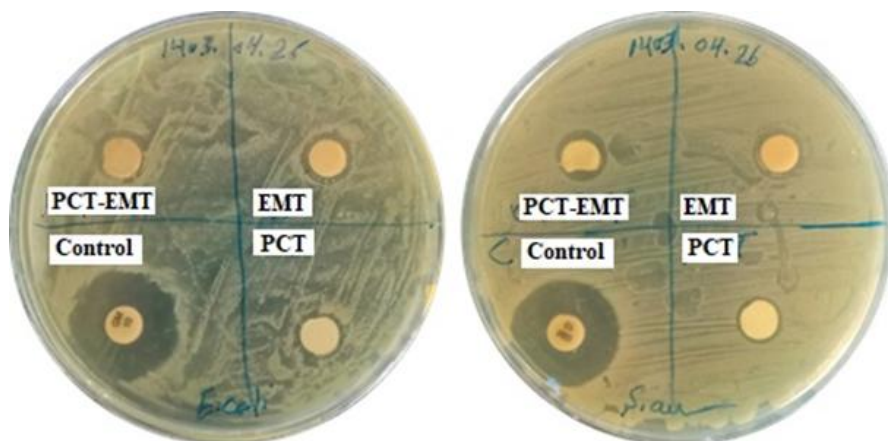


شکل شماره ۸. فعالیت آنتی اکسیدانی بر اساس جذب DPPH در محلول حاوی ZIF-EMT، نانوفیبر PVA/CS/FG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT (تصویر تغییر رنگ محلول درج شده است)

نشان دهنده فقدان فعالیت ضدباکتریایی آن هاست. ZIF-EMT به تنهایی و همچنین نانوالیاف PVA/CS/TG بدون اثر مهاری بر رشد این باکتری بودند. حتی با وجود ویژگی های ذاتی ضد میکروبی کیتوسان به نظر می رسد 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 به دست آمده برای اشیشیاکلی مشابه یافته های مربوط به استافیلوکوکوس اورئوس بود. جنتامایسین اثربخشی بالایی داشت؛ اما ترکیبات سنتز شده نتوانستند منطقه بازدارندگی فراوانی ایجاد کنند. این نتایج نشان می دهد که ZIF-EMT سنتز شده و نانوالیاف PVA/CS/TG و ترکیب آن ها بدون خواص ضدباکتریایی مؤثر علیه این باکتری های مدل هستند (۳۰). در مجموع، این نتایج بر نیاز به بهینه سازی ترکیبات، غلظت ها یا افزودن عوامل آنتی باکتریال مکمل برای افزایش اثربخشی این مواد تأکید می کند. بررسی های بیشتر درباره سازوکارهای عمل می تواند به بهبود کارایی ضدباکتریایی این نانو ساختارها کمک کند.

بررسی خواص آنتی باکتریالی:

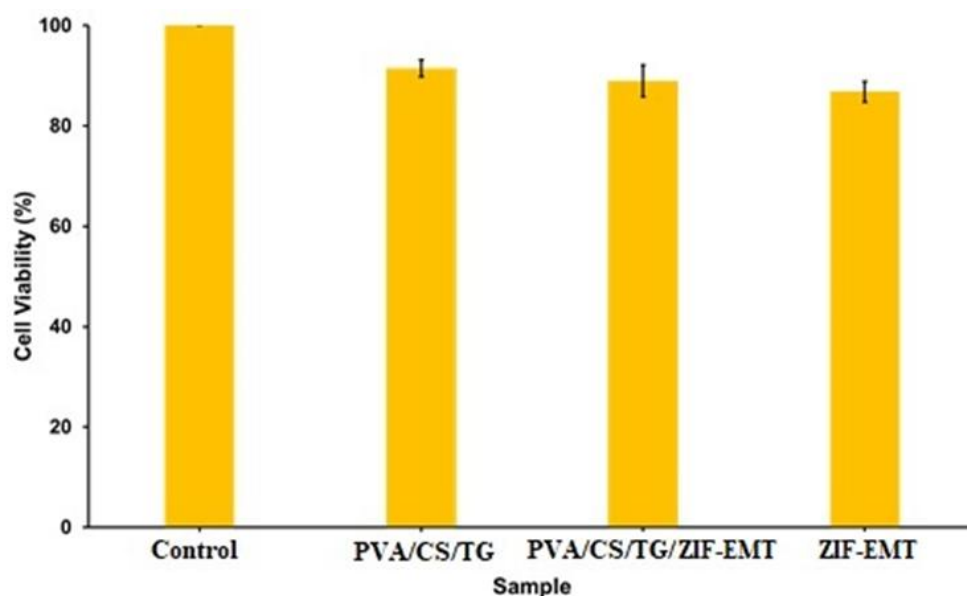
برای ارزیابی فعالیت آنتی باکتریایی، از باکتری های اشیشیاکلی (ATCC 25923) به عنوان نماینده گرم منفی و استافیلوکوکوس اورئوس (ATCC 25922) به عنوان نماینده گرم مثبت استفاده شد که از مرکز کلکسیون میکروارگانیسم های صنعتی ایران تهیه گردیدند. محیط های کشت مولر هیتون براث و آگار برای رشد این میکروارگانیسم ها به کار گرفته شد. آزمون فعالیت آنتی باکتریایی نانوالیاف های سنتز شده به روش دیسک گذاری انجام شد و نتایج در شکل شماره ۹ ارائه شده 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 به عنوان کنترل مثبت مقایسه شدند. مطابق نتایج، جنتامایسین نواحی بازدارندگی واضحی ایجاد کرد؛ اما ترکیبات سنتز شده اثر آنتی باکتریالی چشمگیری نشان ندادند. در برابر استافیلوکوکوس اورئوس، مناطق بازدارندگی برای نمونه های مطالعه شده بسیار کم یا غایب بود که



شکل شماره ۹. ارزیابی فعالیت آنتی باکتریال ZIF-EMT و نانوفیبرهای سنتز شده با و بدون ZIF-EMT در مقایسه با نمونه کنترل در مقابل باکتری‌های استافیلوکوکوس اورئوس و اشریشیا کلی به روش انتشار دیسک. علامت‌های اختصار شکل: PCT: نانوالیاف EMT؛ PVA/CS/TG. EMT: نانوذرات EMT-ZIF؛ PCT-EMT؛ نانوالیاف PVA/CS/TG/ZIF-EMT

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 محدوده قابل قبول برای کاربردهای زیست پزشکی قرار دارد. به‌طور کلی، یافته‌ها حاکی از آن است که هر سه ماده پروفایل زیست‌سازگاری مطلوبی داشتند و پتانسیل استفاده در سامانه‌های پزشکی و مهندسی بافت را دارند (۳۱، ۳۲).

بررسی میزان زیست‌سازگاری روی سلول‌های فیروبیلاست انسانی: بر اساس نتایج آزمون MTT (شکل شماره ۱۰)، هر سه ماده سنتز شده سمیت سلولی پائینی از خود نشان دادند و میزان زنده‌مانی سلولی در همه 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،



شکل شماره ۱۰. زنده‌مانی سلولی برای تکثیر سلول‌های فیروبیلاست انسانی کشت شده روی سطح نمونه‌های سنتز شده ZIF-EMT، PVA/CS/TG و PVA/CS/TG/ZIF-EMT

بحث و نتیجه گیری

زنوئیت ماده‌ای مزوپور زیست‌سازگار است که به علت توانایی بالای جذب آب در محیط‌های سخت شناخته شده است. کاربرد آن در بهبود زخم‌های خارجی پیش‌تر تأیید شده است (۳۳) و در این مطالعه، استفاده از آن در نانوکامپوزیت‌های مبتنی بر نانوالیاف‌های PVA، کیتوسان و کتیرا بررسی گردید. نانوالیاف‌های یادشده چه به صورت 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، زنوئیت 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 زنوئیت 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 زنوئیت و همچنین برهم‌کنش‌های میان ZIF-EMT و پلیمرها است (۳۴).

تجزیه و تحلیل FTIR حضور گروه‌های عاملی و پیوندهای مولکولی را تأیید کرد و تجزیه و تحلیل DLS اندازه 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 نشان‌دهنده افزایش سفتی و پایداری ساختاری نانوالیاف‌ها پس از افزودن زنوئیت است. با این حال، انعطاف‌پذیری نانوالیاف‌های حاوی ZIF-EMT کاهش یافت. این تغییرات ساختاری و مکانیکی به احتمال فراوان به علت برهم‌کنش‌های میان ذرات ZIF-EMT و پلیمرها است که باعث ایجاد شبکه‌ای مستحکم‌تر و پایدارتر شده است.

در زمینه 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 نشان‌دهنده 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 نانوالیاف‌های 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 شبکه 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، نشان‌دهنده 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 نانوالیاف‌های PVA/CS/TG/ZIF-EMT به‌طور چشمگیری ظرفیت مهار رادیکال‌های آزاد بیشتری نسبت به نانوالیاف‌های بدون ZIF-EMT دارند. این به علت

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 تأیید نهایی مقاله و جمع آوری دیتا و آنالیز آن مشارکت داشته‌اند.

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 همه 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 کشت شده است (۲۸).

درنهایت، یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهند که نانوالیاف‌های PVA/CS/TG/ZIF-EMT و PVA/CS/TG ویژگی‌های مکانیکی مناسب، زیست‌سازگاری قابل قبول، ظرفیت تورم مناسب و رفتار تخریبی قابل کنترل 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 می‌باشد. بدین وسیله از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه به دلیل حمایت‌های مالی تقدیر و تشکر می‌گردد.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می‌دارند که در انجام این پژوهش، هیچ گونه تعارض منافع گزارشی نشده است.

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 nanofiber 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-Moslami SH, Kamoun EA. Electrospun zinc-based metal organic framework loaded-PVA/chitosan/hyaluronic acid interfaces in

- 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. ENDÍZ 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. Naserai 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.