Journal of Ilam University of Medical Sciences
P-ISSN: 1563-4728
E-ISSN: 2588-3135

Fabrication and Characterization of Nanofibrous Wound Dressings Containing Gentamicin-conjugated Nanoclay

Hadi Samadian [1*], Mahnaz Mohammadpour [2], Soheila Zare [3], Zhila Izadi [4], Sajad Moradi [5], Hashem Moradi [3], Hossein Derakhshankhah [4*]

[1] Research Center for Molecular Medicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran
[2] Dept of chemistry, Faculty of Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[3] Student Research Committee, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran
[4] Pharmaceutical Sciences Research Center, Health Institute, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran
[5] Nano Drug Delivery Research Center, Health Technology Institute, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran

Article Info

Article type:
Research article

Article History:
Received: Jan. 02, 2024
Revised: Feb. 06, 2024
Accepted: Mar. 04, 2024
Published Online: May. 07,2024

**** Correspondence to:***
Hadi Samadian
Research Center for Molecular Medicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamadan, Iran

Hossein Derakhshankhah
Pharmaceutical Sciences Research Center, Health Institute, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran

Email:
h30samadiyan@gmail.com
derakhshankhah.hossein@kums.ac.ir

A B S T R A C T

Introduction: The development of bioactive wound dressings with high healing efficacy is one of the most important domains in interdisciplinary fields. The objective of the present study was to fabricate and characterize a nanofibrous wound dressing containing gentamicin-conjugated nanoclay.

Material & Methods: First, the interaction between the structure of nanoclays and gentamicin was evaluated based on computer simulation methods and using Gaussian software. Then, the purified nanoclays were conjugated with gentamicin, and the properties of the resulting nanoparticles were analyzed. The synthesized nanocomplex was integrated into the nanofiber structure using the electrospinning method, and the nanofiber wound covering was identified. Finally, the biological properties of nanofiber wound dressing were investigated.

Results: Numerical studies indicated that there were negatively charged oxygen groups on both sides of the nanoclay plates, which could make stable interactions with the positively charged nitrogen in gentamicin, and the drug was well-loaded between pages. The characterization results demonstrated that nanofiber wound dressings had acceptable characteristics in terms of morphology, diameter, wettability, mechanical properties, swelling, and bacterial penetration barrier. These functions provide a suitable environment for wound healing. The addition of gentamicin led to beneficial biological properties for prepared wound dressings, and these nanofibers had acceptable hemocompatibility and biocompatibility.

Discussion & Conclusion: The findings of the present research can be a fundamental step for using the combination of kaolin/polyvinyl alcohol nanofibers containing gentamicin in various fields of pharmaceutical bioengineering, including the production of wound dressings.

Keywords: Nanofiber wound dressing; Gentamycin, Polyvinyl alcohol (PVA), Kaolin, Nanoclay; Gossin

➢ **How to cite this paper**
Samadian H, Mohammadpour M, Zare S, Izadi Zh, Moradi S, Moradi H, Derakhshankhah H. Fabrication and Characterization of Nanofibrous Wound Dressings Containing Gentamicin-conjugated Nanoclay. Journal of Ilam University of Medical Sciences. 2024;32(1): 83-98.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

© The Author(s) Publisher: Ilam University of Medical Sciences

مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام
P-ISSN: ۱۵۶۳-۴۷۲۸
E-ISSN: ۲۵۸۸-۳۱۳۵

ساخت و مشخصه‌یابی پوشش زخم نانوفیبری حاوی نانورس‌های کونژوگه‌شده با جنتامایسین

هادی صمدیان [۱*]، مهناز محمدپور [۲]، سهیلا زارع [۳]، ژیلا ایزدی [۴]، سجاد مرادی [۵]، هاشم مرادی [۳]، حسین درخشان‌خواه [۴*]

[۱] مرکز تحقیقات پزشکی مولکولی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
[۲] گروه شیمی، دانشکدهٔ علوم پایه، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
[۳] کمیتهٔ تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران
[۴] مرکز تحقیقات علوم دارویی، پژوهشکدهٔ سلامت، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران
[۵] کمیتهٔ تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

اطلاعات مقاله

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۱۲
تاریخ ویرایش: ۱۴۰۲/۱۱/۱۷
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۲/۱۴
تاریخ انتشار: ۱۴۰۳/۰۲/۱۸

نویسنده مسئول:
هادی صمدیان
مرکز تحقیقات پزشکی مولکولی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

حسین درخشان‌خواه
مرکز تحقیقات علوم دارویی، پژوهشکدهٔ سلامت، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

Email:
h30samadiyan@gmail.com
derakhshankhah.hossein@kums.ac.ir

چکیده

مقدمه: توسعهٔ زخم‌پوش‌های زیست فعال با کارایی ترمیمی بالا یکی از مهم‌ترین حیطه‌های فعالیتی بین‌رشته‌ای است. ساختارهای نانوفیبری ساخته‌شده با روش الکتروریسی به علت نسبت سطح به حجم بالا، سازگاری زیستی بالا، تخلخل قابل‌کنترل، قابلیت بارگذاری طیف وسیعی از مواد درمانی، خواص مکانیکی قابل تنظیم و مشابهت به ماتریکس خارج سلولی یکی از گزینه‌های اصلی برای ساخت پوشش‌های زخم هستند؛ بنابراین، هدف از انجام این مطالعه ساخت و مشخصه‌یابی یک زخم‌پوش نانوفیبری بر پایهٔ پلیمر پلی‌وینیل الکل (PVA) حاوی نانورس (کائولین) کونژوگه (متصل) شده با جنتامایسین است.

مواد و روش‌ها: ابتدا بر پایهٔ روش‌های شبیه‌سازی کامپیوتری و با استفاده از نرم‌افزار گوسین، برهم‌کنش میان ساختار نانورس‌ها (کائولین) و جنتامایسین ارزیابی شد و سپس مراحل آزمایشگاهی انجام گردید: نانورس‌های خالص‌سازی‌شده با جنتامایسین کونژوگه (متصل) شد و خواص نانوذره/داروی حاصل تجزیه‌وتحلیل گردید. غلظت‌های مختلف نانوکمپلکس سنتزشده (۵، ۱۰ و ۱۵ درصد وزنی/وزنی) با استفاده از روش الکتروریسی در ساختار نانوفیبری PVA (۱۰ درصد وزنی/حجمی در آب) ادغام شد و پوشش زخم نانوفیبری مشخصه‌یابی گردید. در پایان، خواص زیستی پوشش زخم نانوفیبری بررسی شد.

یافته‌های پژوهش: مطالعات شبیه‌سازی نشان داد، در هر دو طرف صفحات نانورس‌ها، گروه‌های اکسیژن با بار منفی وجود دارند که قادر هستند به‌خوبی با نیتروژن‌های باردار مثبت موجود در جنتامایسین برهم‌کنش‌های پایداری برقرار کنند و دارو را به‌خوبی در میان صفحات بارگیری نمایند. نتایج مشخصه‌یابی نشان داد، زخم‌پوش‌های نانوفیبری خصوصیات قابل قبولی از نظر ریخت‌شناسی، قطر، ترشوندگی، خواص مکانیکی، تورم‌پذیری، زیست‌سازگاری و سد نفوذ باکتری دارند. این ویژگی‌ها باعث می‌شود الیاف‌ها محیط مناسبی را برای بهبود زخم فراهم کنند؛ همچنین اضافه شدن جنتامایسین ویژگی‌های زیستی برجسته‌ای در زخم-پوش‌ها ایجاد کرد.

بحث و نتیجه‌گیری: یافته‌های این پژوهش می‌تواند گامی اساسی برای استفاده از ساختار نانوفیبرهای PVA حاوی نانورس کونژوگه (متصل) شده با جنتامایسین در زمینه‌های مختلف مهندسی زیست‌مواد دارویی ازجمله تولید زخم‌پوش باشد.

واژه‌های کلیدی: زخم‌پوش نانوفیبری، جنتامایسین، پلی‌وینیل الکل، کائولین، نانورس، گوسین

استناد: صمدیان هادی، محمدپور مهناز، زارع سهیلا، ایزدی ژیلا، مرادی سجاد، مرادی هاشم، درخشان‌خواه حسین. ساخت و مشخصه‌یابی پوشش زخم نانوفیبری حاوی نانورس‌های کونژوگه‌شده با جنتامایسین. مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام، اردیبهشت ۱۴۰۳؛۳۲(۱): ۹۸-۸۳.

حق‌مؤلف © نویسندگان

ناشر: دانشگاه علوم پزشکی ایلام

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

مقدمه

زخم‌ها بسته به حاد یا مزمن بودن، بر پایهٔ طول زمان بهبودی طبقه‌بندی می‌شوند. زخمی که به‌طور طبیعی بهبود می‌یابد، زخم حاد است، درحالی‌که زخمی که در یک مرحلهٔ بهبود متوقف می‌شود، به‌عنوان زخم مزمن شناخته می‌گردد (۲، ۱). استفاده از زخم‌پوش مناسب یکی از عوامل مؤثر در بهبود زخم است. مواد پانسمان زخم باید نرم، زیست‌سازگار، غیرسمی و غیر حساسیت‌زا و دارای قابلیت ضدالتهابی باشد (۳، ۱). نانوالیاف‌های الکتروریسی به علت داشتن سطح ویژهٔ بزرگ و تخلخل بالا با منافذ کوچک، کارایی بالایی در فرایند ترمیم زخم ارائه می‌دهند. از افزودن عوامل درمانی و دارویی به نانوالیاف‌ها برای افزایش عملکرد پانسمان‌های الکتروریسی‌شده به‌منظور هدف قرار دادن مؤثر انواع زخم استفاده می‌شود. در همین راستا، تحقیقات فراوانی به‌منظور توسعهٔ نانوالیاف الکتروریسی برای کمک به بهبود سریع‌تر زخم‌ها و جلوگیری از عفونت‌های باکتریایی انجام‌شده است (۲-۴). از محاسن این روش امکان افزودن ترکیبات مختلف آلی و معدنی ازجمله شیشه‌های زیستی به محلول پلیمری و تولید داربستی ترکیبی است (۵). کائولین یا خاک رس چینی عمدتاً از کائولینیت معدنی و سیلیکات آلومینیوم تشکیل‌شده است (۶). یافته‌های پیشین حاکی از آن است که کائولین می‌تواند از طریق بارهای منفی روی سطح، به مقدار فراوان بر لخته شدن خون اثر بگذارد (۷)؛ همچنین بررسی رهایش داروی ضدسرطان بارگیری‌شده در کائولین نشان داد که در pH اسیدی، به علت کاهش برهم‌کنش دارو و بار سطح کائولین، سرعت آزادسازی دارو به شکل مؤثری افزایش می‌یابد (۸، ۷). پلیمر پلی‌وینیل الکل (PVA) یک پلیمر پلی‌هیدروکسی است که به علت هیدروفیلیسیتی بالا، قابلیت پردازش آسان، زیست‌سازگاری مناسب، امکان شکل‌دهی فیلم خوب و مقاومت شیمیایی به‌طور گسترده موردتوجه قرار گرفته است. از PVA به‌سبب نرخ زیست‌سازگاری/زیست‌تخریب‌پذیری مناسب می‌توان در زمینه‌های مختلف پزشکی بهره گرفت (۹). در میان پلیمرهای زیستی مختلفی که وجود دارد، PVA به علت امکان‌پذیری اتصال به داروها با استفاده از تعداد فراوان گروه‌های هیدروکسیل بسیار موردتوجه قرار دارد (۱۱، ۱۰). جنتامایسین یک آمینوگلیکوزید جداشده از Micromonosporapurpurea و یک آنتی‌بیوتیک شناخته‌شده بر ضد میکروب‌های گرم منفی است (۱۲). در این مطالعه، هدف ساخت و مشخصه‌یابی یک زخم‌پوش نانوفیبری بر پایهٔ پلیمر PVA حاوی کائولین-جنتامایسین است. علاوه بر کونژوگه (متصل) کردن جنتامایسین با کائولین و مشخصه‌یابی دقیق این کمپلکس با استفاده از روش‌های محاسباتی/شبیه‌سازی کامپیوتری و آزمایشگاهی، ادغام این کمپلکس با ساختار نانوفیبر و استفاده از آن به‌عنوان یک زخم‌پوش است.

مواد و روش‌ها

بررسی برهم‌کنش میان کائولین و جنتامایسین: در ابتدا، ساختار مولکولی ۳ بعدی مربوط به کائولینات از پایگاه داده-های کریستالی مولکول‌های معدنی (https://virtual-museum.soils.wisc.edu/display/kaolinite-crystal/) به‌دست آمد و پس از جدا کردن یک تک‌لایه، کمینه‌سازی انرژی و بهینه‌سازی ساختاری آن با استفاده از نرم‌افزار آووگادرو (Avogadro) انجام شد. ساختار مولکولی مربوط به جنتامایسین نیز از پایگاه داده‌ای اطلاعات مولکولی پابکم (https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/) به‌دست آمد و در آووگادرو، کمینه‌سازی و بهینه‌سازی ساختاری آن انجام گردید. داکینگ مولکولی با استفاده نرم‌افزار اتوداک ۴-اتوگرید ۴ و به تعداد ۲۰۰ ران تحت الگوریتم ژنتیک لامارکی صورت گرفت. بارهای الکتریکی گارستیگر، هیدروژن‌های قطبی، اتم تایپ‌های میدان نیروی اتوداک و نیز تعریف و تنظیم چرخش‌های پیوندی فعال با استفاده از نرم‌افزار اتوداکتولز بر مولکول‌ها اعمال شدند. با توجه به اینکه اطلاعات مربوط به اتم‌های سیلیسیوم و آلومینیم در میدان نیروی اتوداک موجود نیستند، یک سلول واحد از کریستال کائولینات جدا گردید و با استفاده از نرم‌افزار گوسین (Gaussian vol.09W D.01)، بارهای اتمی آن به روش NBO محاسبه شد. تابع پایه و روش استفاده‌شده در این قسمت

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

به‌ترتیب ۶-G۳۱۱ و روش هارتری-فاک بودند.

سنتز کائولین/جنتامایسین: ۵-۴ گرم کائولین در ۵۰ میلی‌لیتر آب مقطر به مدت دو ساعت حل گردید تا ذرات بزرگ‌تر آن رسوب کند و سپس سوپرناتانت کدر آن به‌راحتی جدا شد. محلول رویی جداشده در دمای ۴۰ درجهٔ سانتی‌گراد در داخل پتری‌دیش خشک گردید و پودر حاصل به نسبت ۱ به ۱۰ با جنتامایسین (بر اساس مطالعات پایلوت صورت‌گرفته) در محیط آبی ترکیب شد. مخلوط پس از هم خوردن در دمای محیط، به مدت ۲۴ ساعت با دور rpm 12000 سانتریفیوژ گردید تا داروی آزاد محلول از داروی کونژوگه‌شده با کائولین جدا شود. ساختار حاصل با خشک‌کن سرمایشی خشک شد.

سنتز پوشش زخم نانوفیبری: برای تهیهٔ محلول ۱۰ درصد وزنی/حجمی از PVA، مقدار مناسبی از پلیمر وزن گردید و به ۵ میلی‌لیتر آب مقطر اضافه شد. مخلوط حاصل روی استیرر تحت همزنی قرار گرفت تا محلول یکدستی به‌دست آید. به‌منظور سنتز محلول پیش‌ساز الکتروریسی، غلظت‌های مناسب کمپلکس Kao/Gen به محلول پلیمری اضافه گردید، به‌صورتی که غلظت دارو در آن‌ها ۵، ۱۰ و ۱۵ درصد w/w نسبت به PVA باشد. مخلوط حاصل به مدت ۲۴ ساعت روی استیرر در دمای ۴۰ درجهٔ سانتی‌گراد هم خورد تا محلول شفاف و یکدستی به‌دست آید. محلول پلیمری به سرنگ ۵ میلی-لیتر دارای سرسوزن ۱۸ گیج منتقل و سرنگ در دستگاه جای‌گیری شد. مؤلفه‌های دستگاهی شامل ولتاژ اعمالی ۲۰ کیلوولت، فاصلهٔ نازل تا جمع‌کننده ۱۰ سانتی‌متر و نرخ تزریق پلیمر ۰/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه تنظیم گردید. نانوفیبرها روی فویل آلومینیومی جمع شد و پس از پایان الکتروریسی، از روی فویل آلومینیومی جمع‌آوری گردید. نانوفیبرها به مدت ۲۴ ساعت تحت بخار گلوتارالدئید کراس لینک شدند (۱۳).

مشخصه‌یابی نانوفیبرهای سنتزشده؛ بررسی ریخت‌شناسی نانوفیبرها: مورفولوژی سطح نانوفیبرهای توسط SEM تجزیه‌وتحلیل شد. برای بررسی مورفولوژی ساختاری نمونه‌ها و مطالعه ریزساختار آن‌ها، از میکروسکوپ الکترونی روبشی مدل HIT-4160-02 استفاده گردید. بدین منظور، پس از الکتروریسی محلول‌ها، قطعه‌هایی از نانوالیاف‌های متصل به فویل آلومینیمی برش داده شدند و پس از پوشش‌دهی با طلا، عکس‌برداری از سطح نمونه‌ها در بزرگ‌نمایی‌های مختلف صورت گرفت. برای اندازه‌گیری قطر نانوفیبرها از نرم‌افزار Image J استفاده گردید.

پراکندگی نوری دینامیکی (DLS) و اندازه‌گیری پتانسیل زتا (ZETA): تجزیه‌وتحلیل DLS یا تفرق نور پویا روشی برای تعیین اندازهٔ ذرات و توزیع آن‌ها در مایعات است. تجزیه‌وتحلیل DLS برای بررسی پایداری ابعادی نانوذرات و شدت کلوخه شدن آن‌ها روش کارآمدی است. به‌طورمعمول، روش DLS برای اندازه‌گیری توزیع اندازهٔ ذرات بین یک نانومتر تا ۴ میکرومتر استفاده می‌شود. DLS و پتانسیل زتای کونژوگه نانورس/جنتامایسین در محیط آبی اندازه‌گیری شد.

مشخصات شیمیایی به‌وسیلهٔ طیف‌سنجی FTIR: به‌منظور بررسی ارتعاشات کششی و خمشی، احتمال واکنش‌های شیمیایی از قبیل پیوندهای هیدروژنی و تأیید حضور جنتامایسین و کائولین در فیبر تهیه‌شده، طیف‌های FTIR پلی‌وینیل الکل، کائولین، جنتامایسین، ترکیب کائولین-جنتامایسین و فیبر تهیه‌شده توسط دستگاه اسپکتروسکوپی مادون‌قرمز (Irprestige-2, Shimadzo, Japan) ثبت گردید. محدودهٔ اسکن برابر 400-4000 cm−1 و دقت اسکن برابر 8 cm−1 بود.

ویژگی‌های آب‌دوستی-آب‌گریزی: ویژگی‌های آب‌دوستی-آب‌گریزی (هیدروفیل- هیدروفوب) از طریق اندازه‌گیری زاویهٔ تماس آب صورت گرفت. اندازه‌گیری زاویهٔ تماس معمولاً با قطرهٔ آب (با حجم ۴ تا ۱۰ میکرولیتر) توسط دستگاهی مجهز به یک دوربین CCD با قابلیت عکس‌برداری از قطره و دارای نرم‌افزار سنجش زاویهٔ تماس قطره با سطح مدنظر انجام می‌شود.

میزان جذب آب: برای محاسبهٔ ظرفیت جذب آب از معادلهٔ زیر استفاده گردید (۱۴) که ظرفیت پانسمان زخم را برای جذب ترشحات زخم نشان می‌دهد. W0 وزن نمونه‌های

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

خشک و W1 وزن نمونه‌ها پس از غوطه‌وری در PBS در دمای اتاق است.

$$water\ uptake(\%) = \frac{W_1 - W_0}{W_0} \times 100\% \qquad (۱)$$

خواص مکانیکی: خواص مکانیکی نانوالیاف بر اساس روش مقاومت کششی مطابق با روش‌های استاندارد به‌وسیلهٔ دستگاه تست کشش تک‌محوری (Santam, Karaj, Iran) با سرعت کشش یک میلی‌متر در دقیقه انجام شد. از هر نمونه نانوالیاف، ۳ قطعه در ابعاد ۳ * ۱ سانتی‌متر برش داده شد؛ سپس توسط دستگاه تحت کشش قرار گرفت و نتایج از طریق نرم‌افزار استخراج گردید.

رهایش دارو: نمونه‌ها (PVA/Kao/Gen 5, 10, 15%) به وزن تقریبی ۲۵ میلی‌گرم به‌صورت جداگانه در ظرف‌های حاوی بافر PBS قرار داده شدند. نمونه‌برداری در زمان‌های مختلف (۱۵، ۳۰ دقیقه و ۱، ۲، ۴، ۸، ۱۲، ۱۸، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت) انجام گرفت. میزان جذب نمونه‌ها توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر UV/Vis در طول‌موج ۲۷۰ نانومتر سنجیده شد.

بررسی‌های زیستی؛ زیست‌سازگاری: میزان رشد سلول‌های فیبروبلاست (موجود در بانک سلولی گروه) با استفاده از تست MTT ارزیابی گردید، بدین‌صورت که با استفاده از کشت سلول‌های فیبروبلاست بر روی ساختارهای تهیه‌شده، میزان زنده-مانی سلول‌ها در ۲۴ و ۷۲ ساعت بررسی شد. داربست‌ها قبل از کشت، به مدت ۲۰ دقیقه با اشعهٔ فوق بنفش (UV) استریل گردید؛ سپس داربست‌ها در خانه‌های یک پلیت ۹۶ خانه‌ای قرار داده شد. از سلول‌ها پس از شمارش، تعداد ۱۰۳×۵ سلول در هر خانه روی نانوفیبرهای درون پلیت کشت گردید. خانه‌های محتوی سلول بدون داربست به‌عنوان کنترل در نظر گرفته شد.

خون‌سازگاری: همولیز ناشی از نانوالیاف آماده‌شده به‌عنوان نشانه‌ای از خون‌سازگاری ارزیابی گردید، به این صورت که ۲ میلی‌لیتر خون تازه (انسانی) حاوی ضدانعقاد با ۲/۵ میلی‌لیتر PBS رقیق شد. نمونه‌های نانوفیبر پانچ‌شده درون میکروتیوپ قرار گرفت و با ۲۰۰ میکرولیتر خون رقیق‌شده انکوبه گردید؛ سپس نمونه‌ها سانتریفیوژ و جذب آن‌ها در ۵۴۵ نانومتر با استفاده از میکروپلیت ریدر (BioTek Synergy 2 Multi-Mode MicroplateReader) خوانده شد. درصد همولیز با استفاده از معادلهٔ شمارهٔ ۲ محاسبه گردید.

$$\text{Hemolysis}\ (\%) = \frac{D_t - D_{nc}}{D_{pc} - D_{nc}} \times 100\% \qquad (۲)$$

در این معادله، Dt جذب نمونه و Dnc جذب کنترل منفی (خون بررسی‌شده با PBS) و Dpc جذب کنترل مثبت (خون لیزشده با آب) است (۱۵).

خاصیت ضدمیکروبی: خاصیت ضدمیکروبی نانوفیبرها با استفاده از روش انتشار در حفرهٔ آگار انجام گرفت. در این روش، از کشت ۲۸ ساعتهٔ سویهٔ استاندارد باکتری سودوموناس آئروژینوزا (ATCC 27852) و اشرشیاکلی (ATCC 25922) در سرم فیزیولوژی استریل، سوسپانسیونی معادل با کدورت ۰/۵ مک‌فارلند تهیه شد. ۱۰۰ میکرولیتر از سوسپانسیون باکتریایی روی محیط کشت مولر هینتون آگار چکانیده و بر روی محیط گسترش داده شد. چاهک‌های به قطر ۱ میلی‌متر در محیط آگار ایجاد گردید. نانوفیبرهای تشکیل‌شده در چاهک‌ها قرار گرفتند؛ سپس به مدت ۲۴ ساعت در ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد انکوبه شدند و قطر هالهٔ ایجادشده ارزیابی گردید .

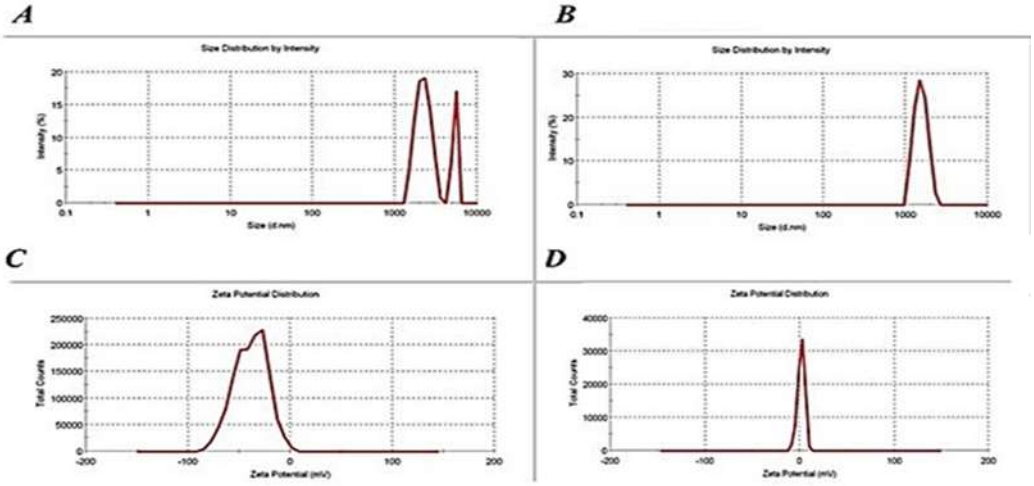
پروپوزال این مطالعه، توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه مورد تایید قرار گرفته است (کد اخلاق IR.KUMS.REC.1399.377).

یافته‌های پژوهش

مشخصات نانورس: همان‌طور که در شکل شمارهٔ ۱ نشان داده‌شده است، مقادیر بار سطحی و اندازهٔ کائولین پس از برهم-کنش با جنتامایسین کمتر شده است که نشان می‌دهد، جنتامایسین در لابه‌لای کائولین قرار گرفته و تا حدی باعث پراکندگی کائولین شده و از قرار گرفتن آن‌ها در کنار هم جلوگیری کرده و درنتیجه، باعث کاهش اندازهٔ ذرات شده است (۱۷، ۱۶). همان‌طور که در شکل شمارهٔ C1- نشان

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

داده‌شده است، بار کائولین پیش و پس از جذب جنتامایسین تغییر کرده است، به‌طوری‌که پیش از اضافه کردن جنتامایسین، بار سطحی کائولین منفی است؛ اما پس از اضافه کردن آن و قرار گرفتن این ماده روی کائولین، بار سطحی آن‌ها پوشانده و بار کائولین مثبت می‌شود.



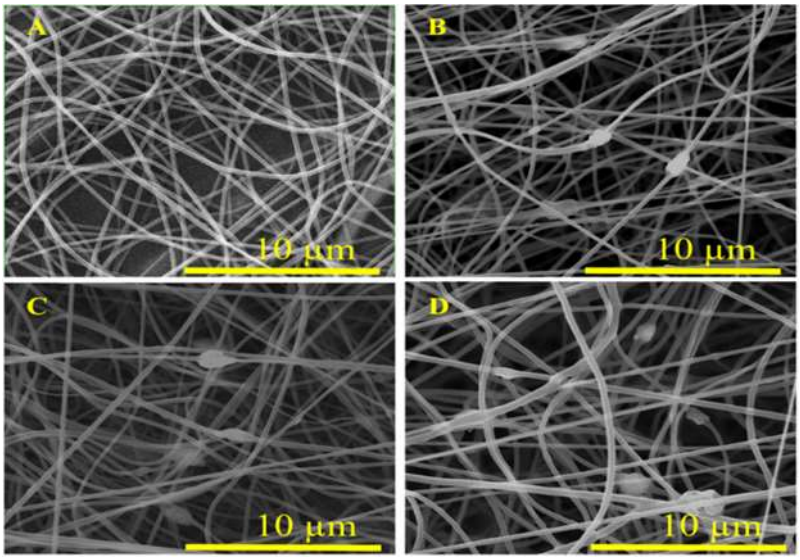
شکل شماره ۱. مشخصات نانورس پیش و پس از کونژوگاسیون با دارو. اندازهٔ شعاع هیدرودینامیکی (A-1) پیش و (B-1) پس از کونژوگاسیون با جنتامایسین؛ اندازهٔ پتانسیل زتا (C-1) پیش و (D-1) پس از کونژوگاسیون با جنتامایسین

مشخصات ساختاری نانوفیبرهای سنتز شده: برای بررسی ریزساختار و اندازه‌گیری قطر نانوالیاف، تصاویر SEM از نمونه‌ها تهیه شد. در شکل شمارهٔ ۲، تصاویر مربوط به میکروسکوپ الکترونی فیبرهای تشکیل‌شده نشان داده‌شده است. نتایج اندازه‌گیری قطر نانوالیاف‌ها با نرم‌افزار Image J در جدول شمارهٔ ۱ آمده است که نشان می‌دهد، میانگین قطر نانوالیاف به‌ترتیب با افزایش مقدار کائولین/جنتامایسین از ۵ درصد به ۱۵ درصد وزنی، روند افزایشی نشان می‌دهد. این افزایش قطر را می‌توان به افزایش ویسکوزیتهٔ محلول پلیمر به علت افزودن کائولین–جنتامایسین نسبت داد (۱۸، ۲). بر اساس نتایج میکروسکوپ الکترونی ترکیب PVA تنها بیانگر سطحی صاف و یکنواخت هستند و ساختارهای پیوسته و یکنواخت در فیبر این ترکیب مشاهده می‌شود که بدون دانه هستند و قطر یکنواختی دارند. این مسئله تأییدکنندهٔ این مطلب است که غلظت‌های انتخاب‌شده گرانروی کافی دارند و زنجیرهای پلیمر درگیری خوبی با یکدیگر داشته‌اند که به تشکیل نشدن دانه در فیبرها منجر شده است (۲۰، ۱۹)..

جدول شمارهٔ ۱. میانگین قطر نانوالیاف‌ها (نانومتر)

PVA	PVA/Kao/Gen 5%	PVA/Kao/Gen 10%	PVA/Kao/Gen 15%
۲۱۹/۳۰±۶۷/۴	۱۶۷/۲۹±۶۷/۶۳	۱۸۸/۶±۵۷/۶۴	۲۰۴/۴۴±۳۷/۷۳

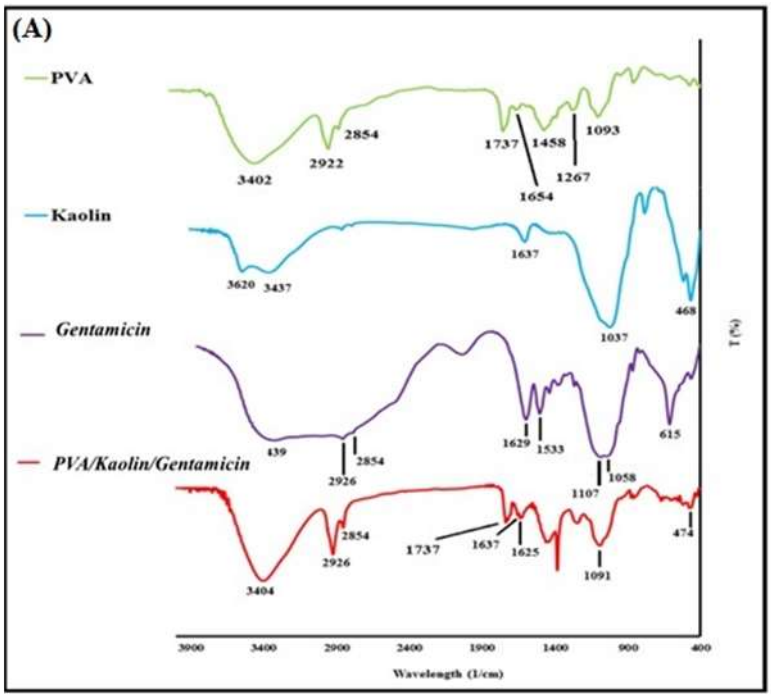
[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

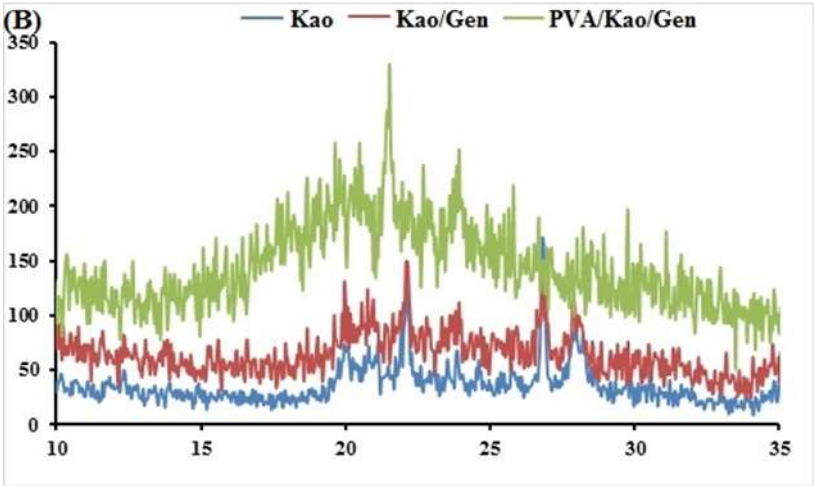


شکل شماره ۲. تصاویر SEM فیبرهای تهیه‌شده. A. PVA؛ B. PVA/Kao-drug 5%؛ C. PVA/Kaodrug 10% و D. PVA/Kao-drug 15%

داده‌های طیف FTIR مربوط به ترکیبات PVA، کائولین و جنتامایسین خالص در مقایسه با نانوفیبر سنتزشده در شکل شمارهٔ ۳ نشان داده‌شده است. در طیف مربوط به فیبر همهٔ پیک‌های ارتعاشی کششی و خمشی مربوط به ترکیبات PVA، کائولین و جنتامایسین دیده می‌شود. پیک پهن در ناحیهٔ 3600-2500 cm−1 مربوط به ارتعاش کششی گروه OHدر PVA، کائولین و جنتامایسین است. پیک‌های شاخص ناحیهٔ 3404 cm−1 مربوط به ارتعاش کششی گروه N–H و پیک‌های شاخص ناحیهٔ 1625 cm−1، ۱۵۴۰ و ۱۲۴۶ مربوط به ارتعاشات کششی و خمشی گروه‌های آمید نوع اول، دوم و سوم جنتامایسین است. پیک‌های 1091 cm−1 و ۱۰۲۹ مربوط به ارتعاش کششی گروه —C–O— در PVA، جنتامایسین و ارتعاشات خمشی گروه Si–O–Si در کائولین است. حضور پیک‌هایی در 475 cm−1، ۸۷۴، ۱۶۳۷، ۱۶۲۹، ۳۴۰۴ و ۲۵۰۰-۳۶۵۰ (مربوط به گروه‌های Si–O، C–O، Si–O–Si، N–H و OH) در طیف نانوفیبر یکی از عوامل تأییدکننده است که PVA، کائولین و جنتامایسین واکنش شیمیایی باهم ندارند و این ترکیبات به‌صورت فیزیکی در نانوفیبر تهیه‌شده بارگذاری شده‌اند. ساختار کریستالی کائولین، کائولین کونژوگه‌شده با دارو و ساختار نانوفیبر توسط تکنیک XRD ارزیابی گردید و نتایج در شکل شمارهٔ ۳ ارائه‌شده است. همان‌طور که مشخص است، کائولین ساختار کریستالی دارد و کونژوگاسیون آن با دارو باعث جابجایی محل پیک‌ها و تغییر شدت آن‌ها شده است.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]





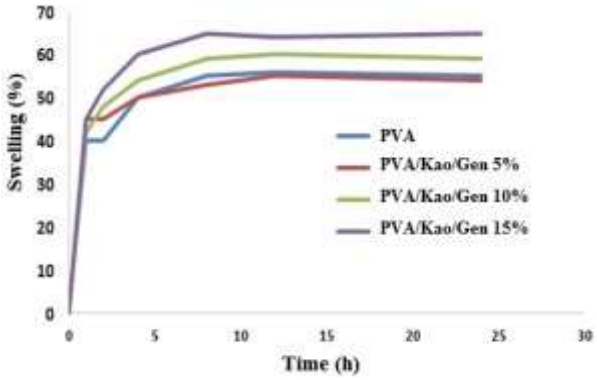
شکل شمارهٔ ۳. A. طیف FT-IR ترکیبات PVA، کائولین، جنتامایسین و PVA/Kao/Gen؛ B. نتایج XRD کائولین خالص، کائولین کونژوگه‌شده با دارو و ساختار نانوفیبری نهایی

میزان جذب آب: جذب مواد ترشحی زخم یکی از مهم‌ترین موارد برای پوشش زخم است. میزان جذب آب نانوالیاف تهیه‌شده با روش بررسی تورم‌پذیری اندازه‌گیری و نتایج در شکل شمارهٔ ۴. الف ارائه‌شده است. میزان جذب آب نانوالیاف PVA بدون کائولین ۱۹/۸۷±۴۲/۲۸ درصد و با افزودن کائولین با غلظت‌های ۵ درصد، ۱۰ درصد و ۱۵ درصد به‌ترتیب به ۱۹/۴۵±۴۳/۱۴، ۲۱/۳۴±۴۶ و ۲۳/۳۶±۵۰/۱۴ درصد افزایش یافت. مقادیر مشاهده‌شدهٔ افزایش جذب آب می‌تواند مربوط به افزایش میزان آب‌دوستی نانوالیاف با افزایش غلظت کائولین/جنتامایسین باشد. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان نتیجه گرفت که پوشش‌های زخم آماده‌شده قادر به جذب ترشحات زخم هستند. به‌نظر می‌رسد، ساختار کائولین اجازهٔ جذب آب بیشتر را فراهم ساخته است.

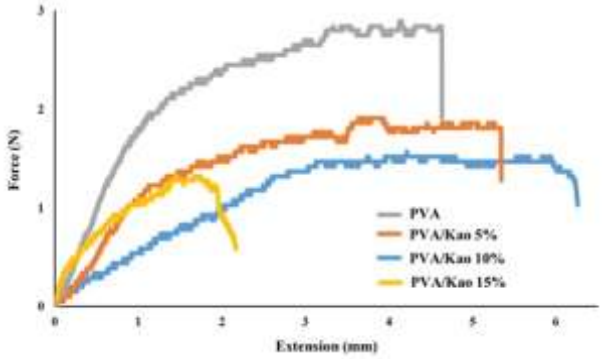
خواص مکانیکی: خصوصیات مکانیکی نانوالیاف تهیه‌شده بر اساس روش مقاومت کششی ارزیابی گردید و نتایج در شکل شمارهٔ ۴. ب ارائه‌شده است. نتایج نشان داد که مقدار مقاومت نهایی در برابر کشش برای نانوالیاف PVA حدوداً ۳ مگاپاسکال است و با افزودن کائولین/جنتامایسین،

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

به‌طور چشمگیری کاهش می‌یابد؛ همچنین مشاهده شد که کشش نانوالیاف با افزودن کائولین/جنتامایسین افزایش می‌یابد.



الف



ب

شکل شمارهٔ ٤. الف. میزان درصد تورم‌پذیری ساختار نانوفیبری؛ ب. نتایج آزمایش استحکام کششی نانوفیبرهای سنتزشده.

تجزیه‌وتحلیل ترشوندگی: در مطالعهٔ حاضر، ترشوندگی نانوالیاف تهیه‌شده بر اساس روش اندازه‌گیری زاویهٔ تماس آب ارزیابی گردید و نتایج در جدول شمارهٔ ۲ ارائه‌شده است. نتایج نشان داد که زاویه تماس برای نانوالیاف PVA برابر با ۴±۶۵ درجه است که اضافه شدن غلظت‌های ۵ درصد، ۱۰ درصد و ۱۵ درصد کائولین/جنتامایسین باعث کاهش این زاویه می‌گردد. زاویهٔ تماس آب می‌تواند هرگونه تغییری در آب‌دوستی غشا را نشان دهد (۲۱، ۱) و هرچه مقدار آن کمتر باشد، نشان‌دهندهٔ آب‌دوست‌تر بودن غشا است (۲۲، ۲).

جدول شمارهٔ ۲. نتایج ترشوندگی نانوالیاف (زاویهٔ تماس آب)

نمونه	زاویهٔ تماس آب (°)
PVA	۴±۶۵
PVA/Kao/Gen 5%	۵±۵۵
PVA/Kao/Gen 10%	۳±۴۰
PVA/Kao/Gen 15%	۵±۳۵

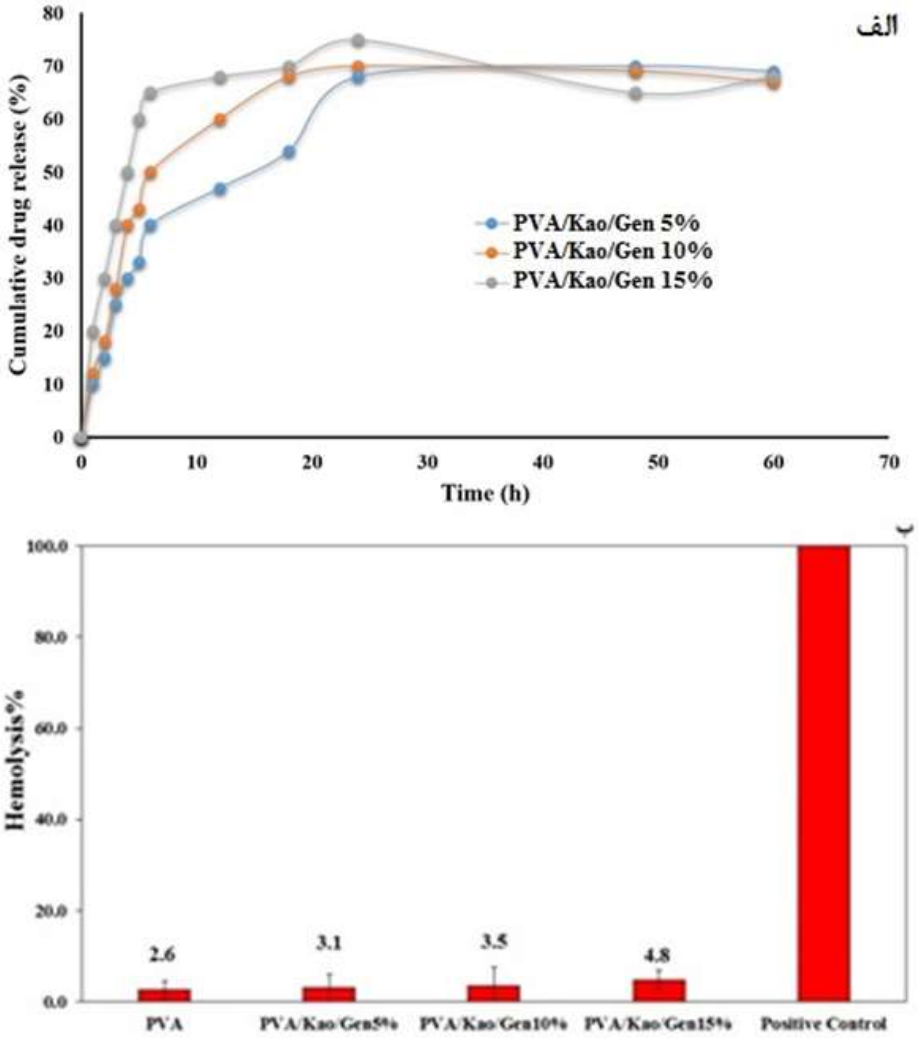
نتایج رهایش دارو: همان‌طور که در شکل شمارهٔ ۵. الف مشاهده می‌شود، با افزایش میزان کائولین/جنتامایسین، میزان رهایش دارو نیز افزایش می‌یابد. طی ۱۰ ساعت اول، در هر سه غلظت کائولین/جنتامایسین رهایش سریع و تقریباً انفجاری است، به‌طوری که ظرف مدت ۱۲ ساعت، فیبر حاوی Kaol/Gen 5% حدود ۴۸ درصد از دارو لودشده را آزاد می‌کند. درصد رهایش طی همین مدت برای فیبرهای حاوی Kaol/Gen 10%, 15% به‌ترتیب معادل ۶۰ درصد و ۶۹ درصد است. نمودار فیبر PVA/Kao/Gen 5% پس از ۲۴ ساعت، به حالت مسطح درمی‌آید. محور رهایش دارو نانوفیبر PVA/Kao/Gen 10% در هجدهمین ساعت، به حالت اشباع می‌رسد و این مرحله برای نانوفیبر PVA/Kao/Gen 15% در زمانی کمتر از ۱۸ ساعت است.

خون‌سازگاری: همولیز ناشی از نانوالیاف به‌عنوان نشانه‌ای از سازگاری خون ارزیابی گردید. همان‌طور که در شکل شمارهٔ ۵. ب نشان داده‌شده است، نانوالیاف باعث

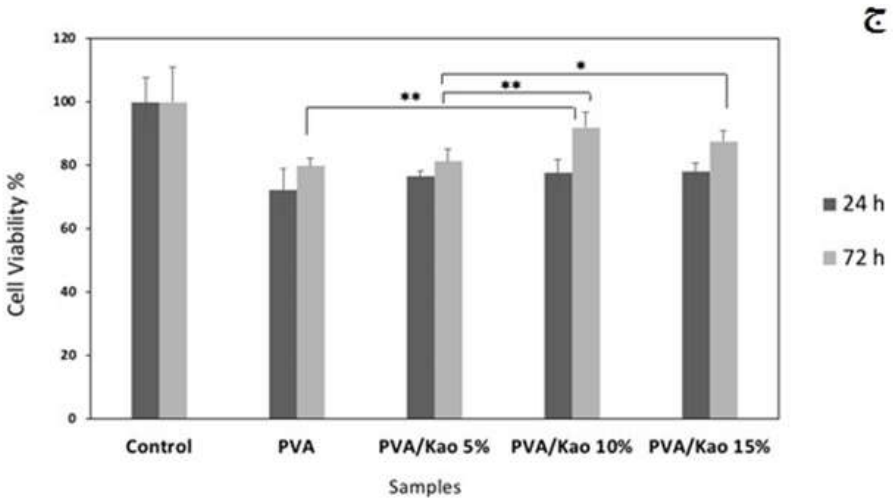
[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

همولیز چشمگیری نمی‌شوند و مقدار همولیز مشاهده‌شده کمتر از کنترل مثبت و کمتر از ۵ درصد است. علاوه بر این، مشاهده شد که افزایش غلظت کائولین/جنتامایسین به میزان اندکی همولیز را افزایش می‌دهد.

نتایج بررسی سازگاری سلولی: سازگاری سلولی نانوالیاف سنتزشدهٔ حاوی کائولین/جنتامایسین به روش MTT ارزیابی گردید. در بازه زمانی ۲۴ و ۷۲ ساعت پس از کشت سلول‌ها روی نانوالیاف، سلول‌ها سازگاری کمتری در مقایسه با گروه کنترل داشتند. کاهش زنده‌مانی سلول‌ها در ۲۴ ساعت اولیه، مدت‌زمانی است که سلول‌ها برای سازگاری با شرایط جدید نیاز دارند؛ اما پس از گذشت ۷۲ ساعت، میزان سازگاری سلول‌ها با نانوالیاف در همهٔ گروه‌ها افزایش داشت و افزایش غلظت کائولین/جنتامایسین سبب افزایش درصد زنده‌مانی سلول‌ها و سازگاری بیشتر نانوالیاف گردید. همان‌طور که در شکل شمارهٔ ۵. ج نشان داده‌شده است، در گروه کائولین/جنتامایسین ۱۰ درصد، در مقایسه با دو گروه کائولین/جنتامایسین ۵ و ۱۵ درصد و گروه نانوالیاف بدون کائولین/دارو، با معنی‌داری بالایی ($P<0.01$)، درصد زنده‌مانی سلولی بالاتری دیده می‌شود؛ همچنین در گروه کائولین ۱۵ درصد نیز میزان زنده‌مانی سلول‌ها تفاوت معنی‌داری ($P<0.05$) با گروه کائولین ۵ درصد و گروه پلیمر خالص ارائه می‌دهد.

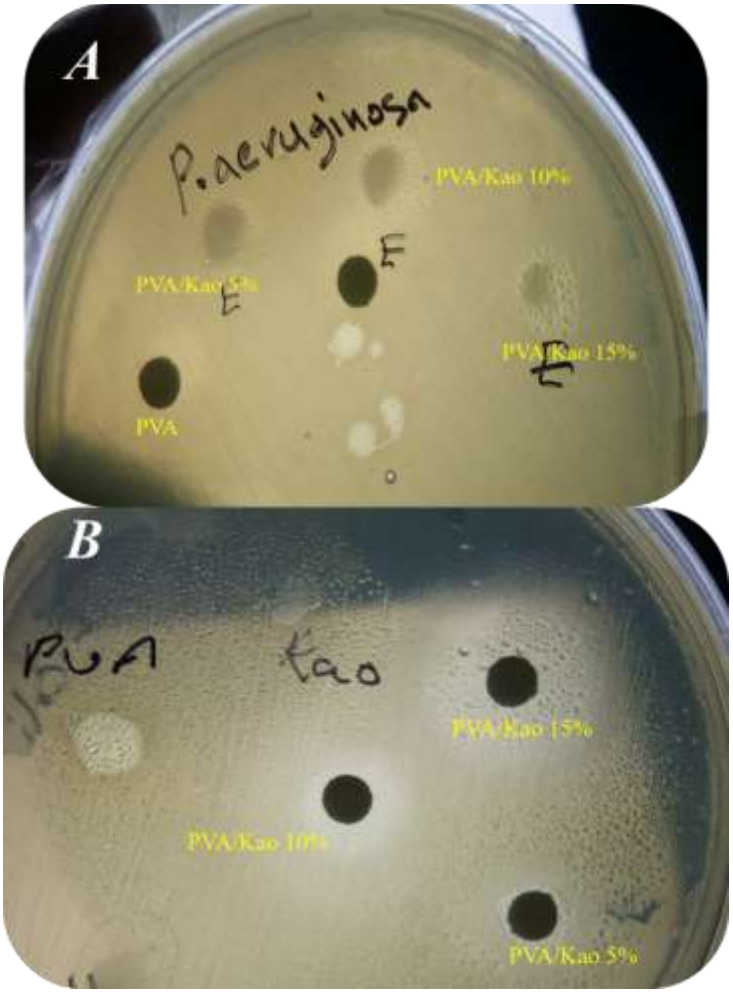


[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]



شکل شمارهٔ ۵. الف. نتایج رهایش دارو از ساختار نانوفیبر؛ ب. درصد همولیز ناشی از نانوالیاف (کنترل مثبت، سلول‌های RBC لیزشده با آب مقطر)؛ ج. درصد زنده‌مانی سلول‌ها در مواجه با نانوالیاف (گروه کنترل سلول‌های بدون تیمار هستند)؛ $P<0.05$ * و $P<0.01$ *

ارزیابی میکروبی: نتیجهٔ آزمون ضدمیکروبی در مقابل دو باکتری گرم منفی سودوموناس آیروژنوزا و اشرشیاکلی نشان داد که به‌طورکلی، تأثیر نانوفیبرهای PVA/Kao/Gen روی باکتری اشرشیاکلی مؤثرتر از باکتری سودوموناس آیروژنوزا است (شکل شمارهٔ ۶). از سویی، نانوفیبر PVA/Kao/Gen 15% هالهٔ عدم رشد بیشتری نسبت به سایر نانوفیبرها در برابر باکتری اشرشیاکلی نشان داد.

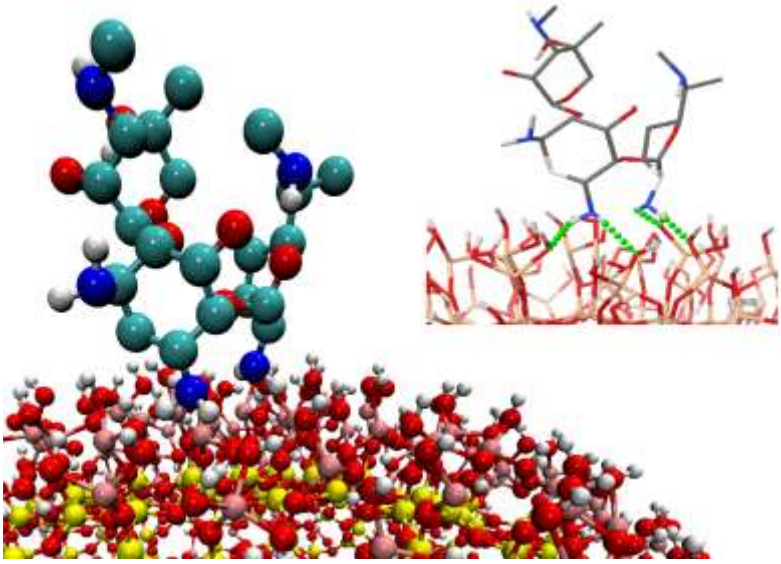


شکل شمارهٔ ٦. خاصیت آنتی‌بیوتیکی نانوالیاف بر (A) باکتری Pseudomonas aeruginosa و (B) باکتری E.Coli

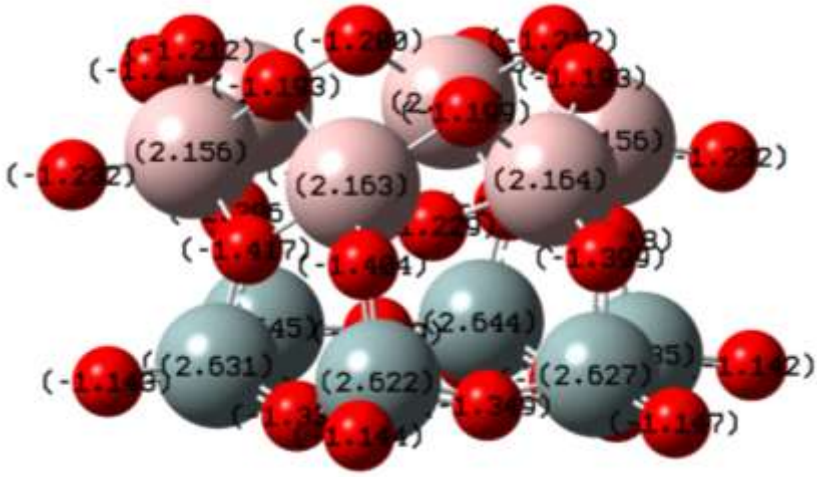
[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

داکینگ: نتایج تجزیه‌وتحلیل محاسباتی داکینگ مولکولی در شکل شمارهٔ ۷ آورده شده است. در موافقت با سایر نتایج به‌دست‌آمده از روش‌های آزمایشگاهی، مولکول جنتامایسین به علت داشتن گروه‌های N با بار مثبت و حضور گروه‌های اکسیژن با بار منفی در دو طرف صفحات کائولینات، به‌خوبی قادر به برهم‌کنش پایدار با این مولکول است؛ همچنین وجود گروه‌های N در دو سوی جنتامایسین امکان نفوذ مؤثر دارو در میان صفحات و برقراری اتصال پایدار با هر دو طرف کائولینات را ایجاد می‌کند.

الف



ب



شکل شمارهٔ ۷. الف. نتایج تجزیه‌وتحلیل داکینگ میان مولکول کائولینات با داروی جنتامایسین (نقطه‌چین سبز مربوط به پیوندهای هیدروژنی است)؛ ب. بارهای محاسبه‌شده برای اتم‌های کائولینات با استفاده از روش NBO در نرم‌افزار محاسبات کوانتومی گوسین

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این کار تعریف فرمول پلی‌وینیل الکل/کائولین/جنتامایسین بود که ترکیب کائولین/جنتامایسین به غلظت‌های ۵، ۱۰ و ۱۵ درصد وزنی/وزنی در پلیمر PVA توزیع می‌شود. بر اساس محاسبات، به علت جهت‌گیری مناسب گروه‌های N و O در دو ماده، امکان برهم‌کنش مؤثر جنتامایسین و کائولینات و نفوذ دارو در کائولین تائید می‌گردد. از شکل شمارهٔ ۱ و داده‌های تجزیه‌وتحلیل DLS

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

و پتانسیل زتا، تغییر اندازه و بار ذرات کائولین پس از ترکیب با جنتامایسین و کاهش اندازهٔ ذرات کائولین نفوذ جنتامایسین به درون لایه‌های آن را نشان می‌دهد (۱۷، ۱۶). افزایش مقدار پتانسیل زتای ذرات پس از پوشش‌دهی از طریق افزایش دافعهٔ میان ذرات، منجر به کاهش ناپایداری فیزیکی و همچنین از طریق ایجاد یک لایه در اطراف ذرات، مانع رهایش انفجاری دارو می‌شود (۲۴، ۲۳). با اضافه کردن مقدار کائولین/جنتامایسین به پلیمر، قطر نانوالیاف افزایش یافت؛ همچنین از ترکیب پلیمر با نانوذرات کائولین/جنتامایسین، فیبرهای گره‌دار در کنار الیاف‌های صاف تشکیل می‌گردد. در فرایند الکتروریسی، اگر غلظت محلول فراوان باشد، مخلوطی از الیاف یکنواخت و الیاف دانه‌دار ایجاد می‌شود. درواقع، غلظت بالای نانورس/دارو در محلول موجب افزایش قطبیت و ثابت دیالکتریک در محلول و به‌تبع آن، تبخیر سریع‌تر حلال می‌گردد و زمان لازم برای کشش نانوالیاف فراهم نمی‌شود. ضمناً افزایش مقدار کائولین سبب افزایش گرانروی محلول نانوالیاف می‌گردد که نیروی کشش کمتری بر الیاف اعمال می‌شود و موجب افزایش نیروی ویسکوالاستیک در فرایند الکتروریسی می‌گردد؛ ازاین‌رو، قطر الیاف افزایش می‌یابد (۲۶، ۲۵). در طیف FTIR نانوالیاف PVA/Kao/Gen، پیک‌های مربوط به گروه‌های عاملی هر سه جزء بدون جابه‌جایی شیمیایی قابل‌توجهی دیده می‌شود که بیان‌کنندهٔ ترکیب فیزیکی آن‌ها در ساختار نانوالیاف است؛ اما کاهش شدت این پیک‌ها تأییدکنندهٔ تشکیل پیوند هیدروژنی NH دارو با OH کائولین و PVA است. الگوی XRD کائولین یک ساختار کریستالی را برای آن نشان می‌دهد. پس از ترکیب این نانوذره با دارو، کاهش شدت پیک‌ها دلیل دیگری مبنی بر کانژوگه شدن آن‌ها است. حداکثر ترشوندگی موقعی اتفاق می‌افتد که زاویهٔ θ=۰ باشد و عدم ترشوندگی در زاویهٔ بیشتر از °۹۰ (θ≥۹۰) رخ می‌دهد (۲۷، ۱). با افزودن کائولین/جنتامایسین و افزایش غلظت آن‌ها، نانوالیاف‌ها آب‌دوست‌تر می‌شوند که منجر به افزایش جذب آب به داخل ساختار آن‌ها می‌گردد که به‌سبب توانایی جذب ترشحات و حفظ رطوبت بستر زخم می‌تواند برای کاربردهای ترمیم زخم مفید باشد (۲۸). حضور نانوذرات Kao/Gen در نانوفیبرها استحکام کششی نانوفیبر را کاهش، اما کشش و کشسانی را افزایش می‌دهد. این رفتار را می‌توان به تغییرات قطر نمونه‌ها در حضور کائولین/جنتامایسین نسبت داد. هنگامی‌که قطر الیاف کوچک‌تر است، ساختارهای لایه‌ای و لیفی بهتر در امتداد محور الیاف قرار می‌گیرند و این امر بر استحکام کششی نمونه تأثیر مثبتی می‌گذارد (۲۹). این مسئله موجب افزایش انعطاف‌پذیری نانوالیاف‌ها و استفادهٔ راحت‌تر از آن‌ها به‌عنوان پانسمان زخم می‌شود.

با توجه به نتایج رهایش دارو، سرعت آزادسازی دارو از نانوالیاف حاوی ۱۰ درصد وزنی کائولین/جنتامایسین از نانوفیبرهای دیگر منطقی‌تر به‌نظر می‌رسد. نظر به اینکه نرخ رهایش بهینهٔ دارو پانسمان با سرعت انفجاری و سرعت بسیار کند مطلوب نیست، این غلظت از کائولین/جنتامایسین می‌تواند بهینه‌ترین حالت باشد (۳۰). بررسی‌های سازگاری سلول‌های خونی و فیبروبلاستی زیست‌سازگاری و عدم سمیت همهٔ نانوالیاف‌ها را برای سلول‌ها در شرایط برون‌تنی تأیید کرد. درنهایت، فعالیت ضدباکتریایی ساختارهای ایجادشده، در شرایطی که نانوفیبر لودنشده با کائولین/جنتامایسین هیچ فعالیت ضدباکتریایی نشان نداد، یک ویژگی بسیار مهم و کاربردی در تهیهٔ نانوالیاف‌های زخم‌پوش محسوب می‌شود.

با توجه به نتایج مطالعات شبیه‌سازی کامپیوتری، مشخصه‌یابی‌های آزمایشگاهی و ارزیابی‌های انجام‌شده در محیط برون‌تنی می‌توان نتیجه گرفت، نانوفیبرهای PVA/Kao حاوی جنتامایسین پتانسیل بهره‌گیری در مهندسی بافت به‌عنوان زخم‌پوش را دارند. یافته‌های این پژوهش می‌تواند گامی اساسی برای استفاده از ترکیب نانوفیبرهای PVA/Kao حاوی جنتامایسین در زمینه‌های مختلف مهندسی زیست دارویی ازجمله تولید زخم‌پوش باشد.

سپاس‌گزاری

این مقاله مستخرج از پایان‌نامهٔ دکتری عمومی داروسازی مصوب معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه است. بدین‌وسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

علوم پزشکی کرمانشاه به‌سبب حمایت‌های مالی تقدیر و تشکر می‌گردد.

تعارض منافع

هیچ تضاد منافع احتمالی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

کد اخلاق

پروپوزال این مطالعه، توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه مورد تایید قرار گرفته است (کد اخلاق IR.KUMS.REC.1399.377)

مشارکت نویسندگان

هادی صمدیان و حسین درخشان خواه: تعریف پروژه، مدیریت پروژه، نظارت، کسب بودجه و اعتبار سنجی

مهناز محمدپور، سهیلا زارع و هاشم مرادی: مفهوم سازی، مدیریت داده ها، تحلیل رسمی، تحقیق و بررسی، روش شناسی، اعتبار سنجی، نوشتن پیش نویس اصلی، نوشتن مقاله و بررسی و ویرایش مقاله.

ژیلا ایزدی: مفهوم سازی، روش شناسی، تحلیل و بررسی داده ها، آزمایشات سلولی و باکتریایی

سجاد مرادی: اجرای نرم افزارها و محاسبات کامپیوتری

همه نویسندگان مقاله را بررسی، ویرایش و اصلاح کردند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

References

1. Gholivand K, Mohammadpour M, Alavinasab Ardebili SA, Eshaghi Malekshah R, Samadian H. Fabrication and examination of polyorganophosphazene/polycaprolactone-based scaffold with degradation, in vitro and in vivo behaviors suitable for tissue engineeringapplications. Sci Rep 2022;12:18407. doi: 10.1038/s41598-022-18632-8.
2. Samadian H, Zamiri S, Ehterami A, Farzamfar S, Vaez A, Khastar H, et al. Electrospun cellulose acetate/gelatin nanofibrous wound dressing containing berberine for diabetic foot ulcer healing: In vitroand in vivo studies. Sci Rep 2020;10:8312. doi: 10.1038/s41598-020-65268-7.
3. Azimi B, Maleki H, Zavagna L, De la Ossa JG, Linari S, Lazzeri A, et al. Bio-based electrospun fibers for wound healing. J Funct Biomater 2020;11:67. doi: 10.3390/jfb11030067.
4. Chen K, Hu H, ZengY, Pan H, Wang S, Zhang Y, et al. Recent advances in electrospun nanofibers for wound dressing. Eur Polym J 2022:111490. doi:10.1016/j.eurpolymj.2022.111490
5. Meng Z, Zheng W, Li L, Zheng Y. Fabrication, characterization and in vitro drug release behavior of electrospun PLGA/chitosan nanofibrous scaffold. Mater Chem Phys 2011;125:606-11. doi:10.1016/j.matchemphys.2010.10.010.
6. Pohl W. Economic geology: principles and practice : metals, minerals, coal and hydrocarbons - introduction to formation and sustainable exploitation of mineral deposits. UK: Wiley-Blackwell. 2011;658. doi:10.1007/s00710-021-00754-y.
7. Tamer TM, Sabet MM, Omer AM, Abbas E, Eid AI, Mohy-Eldin MS, et al. Hemostatic and antibacterial PVA/Kaolin composite sponges loaded with penicillin–streptomycin for wound dressing applications. Sci Rep 2021;11:342. doi:10.1038/s41598-021-82963-1.
8. Katti KS, Jasuja H, Jaswandkar SV, Mohanty S, Katti DR. Nanoclays in medicine: a new frontier of an ancient medical practice. Mate Adv 2022;3:7484-500. doi: 10.1039/d2ma00528j.
9. Valiani A, Samadi A, Hashemibeni B, Rafieinia M. Preparation of fibrin/polyvinyl alcohol nanofiber scaffold by electrospinning method for use in tissue engineering. J Isfahan Med School 2016;34:737-44.
10. Yang E, Qin X, Wang S. Electrospun crosslinked polyvinyl alcohol membrane. Mater Lett 2008;62:3555-7. doi:10.1016/j.matlet.2008.03.049.
11. Li X, Kanjwal MA, Lin L, Chronakis IS. Electrospun polyvinyl-alcohol nanofibers as oral fast-dissolving delivery system of caffeine and riboflavin. Colloids Surf B Biointerfaces 2013;103:182-8. doi: 10.1016/j.colsurfb.2012.10.016.
12. Conway H, Dix KJ, McDonald JD, Miller RA, Wall HG, Wolff RK, et al. Comparison of inhalation toxicity studies of gentamicin in rats and dogs. Inhal Toxicol 2013;25:714-24. doi: 10.3109/08958378.2013.843043.
13. Hulupi M, Haryadi H. Synthesis and characterization of electrospinning PVA nanofiber-crosslinked by glutaraldehyde. Mater 2019;13:199-204. doi:10.1016/j.matpr.2019.03.214.
14. 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.
15. Ehterami A, Salehi M, Farzamfar S, Vaez A, Samadian H, Sahrapeyma H, et al. In vitro and in vivo study of PCL/COLL wound dressing loaded with insulin-chitosan nanoparticles on cutaneous wound healing in rats model. Int J Biol Macromol 2018;117:601-9. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2018.05.184.
16. Derakhshankhah H, Hosseini A, Taghavi F, Jafari S, Lotfabadi A, Ejtehadi MR, et al. Molecular interaction of fibrinogen with zeolite nanoparticles. Sci Rep 2019;9:1558. doi:10.1038/s41598-018-37621-4.
17. Mohammadpour M, Samadian H, Moradi N, Izadi Z, Eftekhari M, Hamidi M, et al. Fabrication and characterization of nanocomposite hydrogel based on alginate/nano-hydroxyapatite loaded with linum usitatissimum extract as a bone tissue engineering scaffold. Mar Drugs 2021;20:20. doi: 10.3390/md20010020.
18. Salami MS, Bahrami G, Arkan E, Izadi Z, Miraghaee S, Samadian H. Co-electrospun nanofibrous mats loaded with bitter gourd (Momordica charantia) extract as the wound dressing materials: In vitro and in vivo study. BMC complement Med Ther 2021;21:1-12. doi: 10.1186/s12906-021-03284-4.
19. Keshavarz S, Okoro OV, Hamidi M, Derakhshankhah H, Azizi M, Nabavi SM, et al. Synthesis, surface modifications, and biomedical applications of carbon nanofibers: Electrospun vs vapor-grown carbon nanofibers. Coord Chem Rev 2022;472:214770. doi: 10.1016/j.ccr.2022.214770.
20. Arjamand S, Partovi Baghdadeh A, Hamidi A, Ranaei Siadat O. Electrospun nanofibers

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]

and their application in tissue repair and engineering. J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2020;27:2036-51. doi: 10.18502/ssu.v27i11.2491.
21. Zinadini S, Zinatizadeh AA, Rahimi M, Vatanpour V, Zangeneh H. Preparation of a novel antifouling mixed matrix PES membrane by embedding graphene oxide nanoplates. J Membrane Sci 2014;453:292-301.
22. Homaeigohar SS, Elbahri M. Novel compaction resistant and ductile nanocomposite nanofibrous microfiltration membranes. J colloid Interface Sci 2012;372:6-15. doi: 10.1016/j.jcis.2012.01.012.
23. Mohammadi M, Ghanbarzadeh B, Mokarram RR, Hoseini MY, Hamishehkar H. Study of Stability, Zeta-potential, and Steady Rheological Properties of Nanoliposomes Containing Vitamin D3. Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services 2014;36.
24. Samavati SS, Hadizadeh M, Abedi M, Rabiei M, Derakhshankhah H. Encapsulation of eucalyptus essential oil in chitosan nanoparticles and its effect on MDA-MB-231cells. Nanomed J 2023;10: 234-44. doi: 10.22038/nmj.2023.72115.1775.
25. Akbari Khorami H, Kianpoor-rad M, Vaezi M. Synthesis of SnO2/ZnO Composite Nanofiberous via Electrospinning Method and Investigation of Effective Parameters on Morphology of the Prepared Nanofibers. Appl Surf Sci 2011;257: 7988- 92. doi:10.1016/j.apsusc.2011.04.052.
26. Khavas M, Zaerhosseini M, Tavanaie MA, Mahmoudi A. A morphology study of PA 6 electrospun nanofibers using single and double side nozzles jet. J Text Sci Technol 2017;6:51-43.
27. Akinh-Kocak S. The Influence of Fiber Swelling on Paper Wetting. The Graduate School, The University of Maine. 2001;144.
28. Jang W, Yun J, Jeon K, Byun H. PVdF/graphene oxide hybrid membranes via electrospinning for water treatment applications. Rsc Adv 2015;5:46711-7. doi:10.1039/C5RA04439A.
29. Doustgani A. Optimization of mechanical and structural properties of PVA nanofibers. J Ind Text 2016;46:901-13. doi:10.1177/1528083715601511.
30. Ghajarieh A, Habibi S, Talebian A. A review on the medical application of electrospun nanofibers. J Text Sci Technol 2019;8:31-44. doi: 20.1001.1.21517162.1398.8.1.4.5.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-02-12]