

منسوج پلی پروپیلن پوشش یافته با امولسیون لیپید - کربوکسی متیل سلولز - نانوذرات نقره به عنوان زخم پوش

Polypropylene Fabric Coated with Lipid-Carboxymethyl Cellulose- Nanosilver Emulsion for Wound Dressing

نیلوفر رفیع زاده زعیم^۱، رامین خواجوی^{۲*}، زینب اصغریور^۱، محمد کریم رحیمی^۳

۱- تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، گروه مهندسی نساجی، کدپستی ۱۴۷۷۸۹۳۸۵۵

۲- تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران جنوب، دانشکده مهندسی نساجی، گروه پلیمر و شیمی نساجی، کدپستی ۱۷۷۷۶۱۳۶۵۱

۳- تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم پزشکی ایران، گروه میکروبیولوژی، کدپستی ۱۹۱۶۸۹۳۸۱۳

چکیده

زخم پوشی که محیط زخم را مرطوب نگه دارد، به زخم نجسبند و ضد میکروب نیز باشد، زخم پوشی پیشرفته به شمار می آید. در این پژوهش، هدف پوشش بستر پلی پروپیلن (PP) برای دستیابی به خواص گفته شده است. نمونه های بی بافت PP با امولسیون (لیپید-کربوکسی متیل سلولوز-نانوذرات نقره) و امولسیون دارای دارو (موپیروسین، لیدوکائین و بتامتازون) پوشش دهی شدند. نمونه ها با روش های طیفسنجی زیرقرمز تبدیل فوریه (FTIR)، بررسی شکل شناسی با میکروسکوپ الکترونی پویشی و پروژکتینا شناسایی شدند. همچنین، خاصیت ضد میکروبی، جذب و نگهداری آب آن ها نیز سنجیده شد. تصاویر میکروسکوپ الکترونی پویشی و پروژکتینا و نتایج طیفسنجی FTIR نشست امولسیون و امولسیون دارای دارو را روی بستر PP تأیید کرد، هر دو نمونه پوشش یافته ممانعت صد درصدی رشد دو باکتری گرم منفی *E. coli* و گرم مثبت *S. aureus* را نشان دادند. نتایج حاصل از آزمون ها مربوط به جذب و نگهداری آب حاکی از آن است که در نمونه پوشش یافته با امولسیون زمان جذب (۳۰ min) و نگهداری آب (۶۰ min) نسبت به نمونه بدون پوشش افزایش یافت. اما، نمونه دارای دارو تفاوت معناداری در دو فاکتور فوق با نمونه پوشش یافته با امولسیون نشان نداد. نتایج نشان داد، پوشش دهی PP با این امولسیون ها در کنار خاصیت ذاتی PP یعنی عدم چسبندگی، آن را برای کاربردهای پزشکی و به ویژه زخم پوشی بسیار مستعد می کند.

مقدمه

اگر بخشی از پوست بدن دچار سوختگی یا آسیب شود، برای بهبود زخم و ایجاد بافت جدید، قرار گرفتن پوششی مناسب روی بافت تخریب شده که قابلیت پوشش ناحیه زخم، محافظت بافت تخریب شده، همچنین قابلیت تکثیر سلولی و هم زمان با آن قابلیت فرایند بهبود را داشته باشد، در سرعت بهبود و التیام زخم بسیار مؤثر است [۱]. وقتی که زخم روی پوست ایجاد می شود، ممکن است به لایه های میانی، عمیق و حتی به ماهیچه های موجود در زیر لایه های پوست صدمات بسیار زیادی

کلمات کلیدی

زخم پوش، کربوکسی متیل سلولوز، نانوذرات نقره، لیپید

وارد شود. این موضوع می تواند به پارگی رگ های خونی و ایجاد التهاب همراه با ترشحات بسیار منجر شود. این ترشحات، محیط بسیار مناسبی را برای رشد باکتری های گوناگون فراهم می کند. با پیشرفت رشد باکتری ها و تولید عفونت های مختلف صدمات جبران ناپذیری به بدن وارد می شود، به طوری که می تواند به قطع عضو و حتی در موارد شدیدتر به مرگ بیمار منجر شود. بنابراین، اهمیت لزوم ضد عفونی کردن و التیام بخشی سریع و مؤثر زخم های شدید مشخص می شود. از طرفی با پیشرفت علوم مهندسی و پزشکی، دانشمندان به این نتیجه رسیده اند،

* مسئول مکاتبات، پیام نگار: khajavi@azad.ac.ir

متیل سلولوز-نانوذرات نقره، E-L-CS) و بار دیگر با امولسیون همراه با دارو (موپیروسین، لیدوکائین و بتامتازون، E-L-CS+MLB) پوشش یافت، سپس برای اطمینان از اتصال مواد بر منسوج، نمونه‌ها با طیف‌سنجی FTIR، میکروسکوپی الکترونی پویشی و پروژکتینا بررسی شدند. همچنین خاصیت ضدباکتری، باکتری‌های *E. coli* و *S. aureus*، جذب و نگهداری آب بررسی و نتایج گزارش شد.

تجربی

مواد

منسوج بی‌بافت PP (16 g/m^2)، فیلامنت‌های پلی پروپیلن) به روش Spon bond شرکت بافتینه تهیه شد. موم زنبور عسل (لیپید) از شرکت Dae Jung کره (شکل ۱)، محلول نانوذرات نقره با غلظت ۴۰۰ ppm از شرکت نانوسید، کربوکسی متیل سلولوز و هگزان از شرکت Merck، موپیروسین، لیدوکائین و بتامتازون (شکل ۱) از کارخانه داروپخش خریداری شدند. امولسیون کننده Kieralon MFB از شرکت شیمی پخش استفاده شد.

دستگاه‌ها

در این پژوهش، طیف‌سنج زیرقرمز مدل IFS_66/S ساخت شرکت Bruker، میکروسکوپ پروژکتینا، ساخت شرکت Projectina سوئد، دستگاه تعیین استحکام کششی مدل ۴۳۰۲ ساخت شرکت Instron انگلستان و میکروسکوپ الکترونی پویشی LEO 440i، ساخت آلمان به کار گرفته شد.

روش‌ها

تهیه امولسیون

ابتدا ۲ g لیپید درون ۵۰ mL هگزان در دمای 40°C حل شد (محلول الف). درون بشری مجزا ۲/۵ mL امولسیون کننده در ۵۰ mL آب مقطر

حفظ رطوبت محیط زخم روند درمان زخم را سرعت می‌بخشد. بنابراین، تولید زخم‌پوش‌هایی با حداقل مقدار چسبندگی به بستر زخم و حفظ رطوبت زخم به مقدار بهینه همراه با عدم ایجاد عفونت به طوری که کمترین اثر ناشی از جای زخم روی پوست باقی بماند، به مقدار زیادی مورد توجه قرار گرفته است [۲].

برای دستیابی به زخم‌پوش‌هایی با خواص مناسب و ویژگی‌های ایده‌آل برای بهبود و ترمیم زخم، پژوهش‌های زیادی انجام شده است. به عنوان مثال Wang و همکاران با پیوند زدن آکرلیک اسید بر منسوج بی‌بافت PP و سپس تثبیت کیتوسان-کلاژن زخم‌پوشی با خاصیت ضد میکروبی زیاد تولید کردند [۳]. این گروه در پژوهش دیگری از پیوند زدن آکرلیک اسید بر بی‌بافت پلی پروپیلن و سپس تثبیت گاما-گلو تامیک اسید و کیتوسان بر آن زخم‌پوشی تولید کردند که افزون بر خاصیت ضد میکروبی زیاد باعث افزایش سرعت روند ترمیم زخم نیز می‌شود [۴].

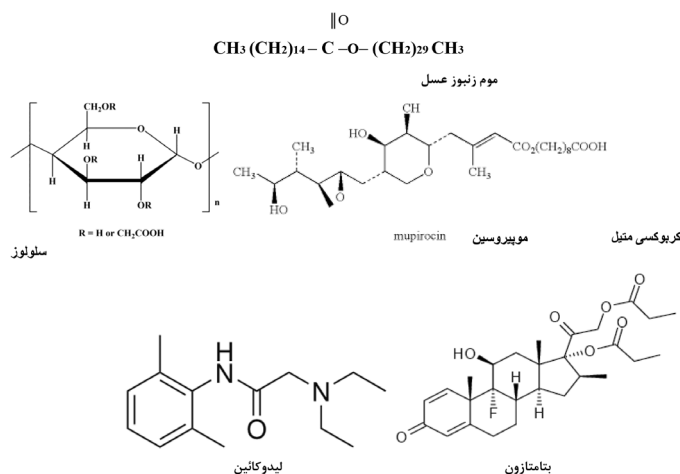
گروهی از پژوهشگران شبکه‌ای از نانوالیاف PCL/PVP دارای کلروفورم-متانول و عصاره درخت *Tecomella undulata* (که دارای سابقه طولانی در درمان زخم است) تولید کرده خواص ضد میکروبی این شبکه را در برابر *E. coli* و *S. aureus* بررسی کردند. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد، این لایه افزون بر قابلیت انتقال دارو خواص ضد میکروبی قابل قبولی دارد و می‌تواند به عنوان ماده قابل قبول در ترمیم زخم به کار رود [۵]. برای جلوگیری از عفونت میکروبی ناشی از عمل جراحی، نخ پلی پروپیلنی را همراه بانوذرات نقره به روش غوطه‌وری تولید کردند. خاصیت ضد میکروبی نخ تولیدی روی باکتری‌های *E. coli* و *S. aureus* بررسی شد که نتایج حاکی از کارآمد بودن نخ تولیدی بود [۶]. همچنین پژوهشگران با استفاده از نانوذرات کیتوسان به عنوان حامل دارو در زخم‌پوش نقره سولوفودینازین استفاده کردند، خواص ضد میکروبی زخم‌پوش روی باکتری‌های *E. coli* و *S. aureus* نشان‌دهنده مؤثر بودن نتیجه پژوهش برای بهبود خواص ضد میکروبی بود [۷].

Yang و همکاران با الکتروریسی ماتریس لیفی عسل و ابریشم زخم‌پوش طبیعی تولید کردند. با توجه به خواص ضد میکروبی و ضد التهابی عسل و سازگاری مناسب ابریشم با پوست نتایج به دست آمده تأییدی بر خاصیت‌های مدنظر بود [۸].

امروزه منسوج بی‌بافت پلی پروپیلن به دلیل داشتن خواص شیمیایی عالی و داشتن کشش سطحی کم به عنوان بستر مناسبی برای قرار گرفتن روی زخم مورد توجه قرار گرفته است. همچنین، با اضافه کردن مواد مختلف به منسوج می‌توان برای بهبود خواص و دستیابی به زخم‌بندی زخم‌پوشی با خواص مطلوب دست یافت [۹].

همچنین سعی شده است، با به کار بردن لیپید به عدم چسبندگی منسوج به زخم کمک شود. از طرفی، کارایی نانوذرات نقره نیز به عنوان عامل ضد میکروبی بسیار مؤثر در پزشکی و نساجی اثبات شده است [۱۰].

بنابراین در پژوهش حاضر، با استفاده از لیپید، نانوذرات نقره و کربوکسی متیل سلولوز، امولسیونی فراهم شد تا هم‌زمان دارای خواص عدم چسبندگی، جلوگیری از رشد میکروب و حفظ رطوبت محیط زخم باشد. بدین منظور، منسوج بی‌بافت PP یک‌بار با امولسیون (لیپید-کربوکسی



شکل ۱- ساختار شیمیایی موم زنبور عسل (لیپید)، CMC، موپیروسین، لیدوکائین و بتامتازون.

جدول ۱ - مقدار مواد در حجم ۱۰۰ mL از امولسیون E-L-CS و E-L-CS+MLB

امولسیون‌ها	لیپید ۲ g	امولسیون کننده ۲/۵ mL	Ag ۱۰ mL	C.M.C ۰/۳ g	لیدوکائین ۰/۲۵ g	بتامتازون ۰/۰۲۵ g
E-L-CS	+	+	+	-	-	-
E-L-CS+MLB	+	+	+	+	+	+

خاصیت ضد میکروبی

بررسی خاصیت ضد میکروبی نمونه‌ها براساس استاندارد AATCC100-1998 و با دو باکتری گرم منفی *E. coli* و مثبت *S. aureus* انجام شد. در این روش کمی تعداد مشخصی کلونی باکتری در مجاورت پارچه در دمای مناسب قرار گرفت. پس از ۲۴ h نمونه‌ها ارزیابی شدند. در صورت مؤثر بودن ماده ضد میکروبی تعداد کلونی‌ها در حد معنی داری کاهش می‌یابد یا به‌طور کل از بین می‌روند [۱۲]. مقدار کاهش را برحسب درصد می‌توان از معادله (۲) به‌دست آورد:

$$W(\%) = [(M_2 - M_1) / M_1] \times 100 \quad (2)$$

در این معادله، M_2 تعداد کلونی‌ها پس از مجاورت با نمونه و M_1 تعداد کلونی‌ها پیش از مجاورت با نمونه است [۱۲].

مقدار جذب آب

مقدار جذب آب نمونه‌ها براساس استاندارد BS 34491 (۱۹۹۰) محاسبه شد که به آزمون غوطه‌وری ایستا معروف است. ابتدا، نمونه‌های خشک درون بشر دارای آب مقطر به مدت ۱ min غوطه‌ور شدند. سپس، به مدت ۲ min آویزان و مجدد وزن شدند. درصد جذب آب از معادله (۳) محاسبه شد [۱۳]:

$$W(\%) = [(M_2 - M_1) / M_1] \times 100 \quad (3)$$

در این معادله، M_2 وزن نمونه تر و M_1 وزن نمونه خشک است. این آزمون برای هر نمونه پنج مرتبه تکرار و میانگین آن گزارش شد [۱۳].

زمان نگهداری آب

زمان خشک شدن نمونه‌ها براساس روش T-PACC محاسبه شد. در این روش، از نمونه‌های دایره‌ای شکل با قطر ۹ cm استفاده شد. پس از وزن کردن نمونه‌ها، مقدار ۱ mL آب مقطر روی آن‌ها افشان شد. سپس، هر ۱۵ min نمونه‌ها وزن شدند تا جایی که اختلاف بین وزن نمونه‌ها نامحسوس شد. هر آزمون پنج مرتبه تکرار و میانگین نتایج گزارش شد [۱۳].

پتیل‌های عمودی

برای به‌دست آوردن مقدار پتیل (vertical wicking)، نمونه‌ها با ابعاد ۱۷×۲/۲۵ cm بریده شدند و عمودی در آب مقطر قرار گرفتند. ارتفاع بالا آمدن آب (cm) در زمان‌های متفاوت (۱، ۵ و ۱۰ min) به‌عنوان پارامتر قابلیت پتیل‌ها گزارش شد. هر آزمون سه مرتبه تکرار و میانگین

حل شد (محلول ب). محلول الف در حمام آبی با دمای ۶۰°C قرار گرفت. برای تهیه امولسیون (E-L-CS)، دمای محلول با حمام آب به ۶۰°C رسانده شد و ضمن همزدن محلول (الف) آرام آرام به آن افزوده شد. سپس، ۰/۳ g کربوکسی متیل سلولوز و در مرحله آخر ۱۰ mL نانوذرات نقره به امولسیون اضافه شد. تهیه امولسیون (E-L-CS) به طول انجامید.

برای تهیه امولسیون دارای دارو (E-L-CS+MLB) به ترتیب ۰/۲۵ g مپیروسین (ضد عفونی کننده)، ۰/۲۵ g لیدوکائین (بی‌حس کننده) و ۰/۰۲۵ g بتامتازون (ضد التهاب) به امولسیون E-L-CS تحت همزدن اضافه شد.

نمونه‌ها با امولسیون‌های تهیه شده (E-L-CS و E-L-CS+MLB) به روش غوطه‌وری آغشته و در دمای ۴۵°C به مدت ۱۸ h درون گرم‌خانه خشک شدند. سپس، نمونه‌ها وزن شده و با توجه به وزن اولیه نمونه‌ها و براساس معادله (۱) مقدار برداشت مواد (W) محاسبه شد:

$$W(\%) = [(M_2 - M_1) / M_1] \times 100 \quad (1)$$

در این معادله، M_2 وزن ثانویه نمونه و M_1 وزن اولیه نمونه است.

طیف‌سنجی زیر قرمز تبدیل فوری

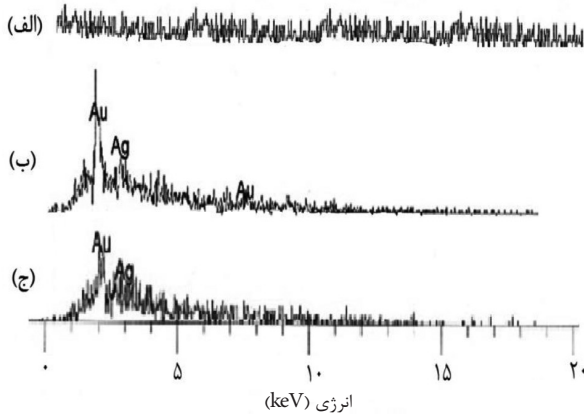
برای شناسایی مواد، از طیف‌سنج زیر قرمز تبدیل فوری (FTIR) استفاده شد. برای آماده‌سازی نمونه‌ها، مقدار کمی از الیاف به حالت مخلوط با پتاسیم برمید (KBr) به نسبت ۱:۱۰ کاملاً ساییده و همگن شدند. پودر به‌دست آمده با دستگاه پرس قرص، به شکل قرص نازکی درآمده و در آزمون طیف‌سنجی قرار گرفت [۱۱].

شکل‌شناسی نمونه‌ها

برای نشان دادن تفاوت نمونه‌ها از میکروسکوپ پروژکتیو و بررسی شکل‌شناسی و میکروساختار نمونه‌ها از میکروسکوپ الکترونی پویشی استفاده شد. نمونه‌ها با لایه نازکی از طلا پوشش داده شدند.

جدول ۲- مقدار برداشت مواد برحسب درصد.

نوع نمونه	وزن اولیه، M_1 (g)	وزن ثانویه، M_2 (g)	مقدار برداشت W (%)
PP	۰/۰۳	-	-
E-L-CS	-	۰/۱۳۸	۳۶۱
E-L-CS+MLB	-	۰/۱۹۷	۵۵۶

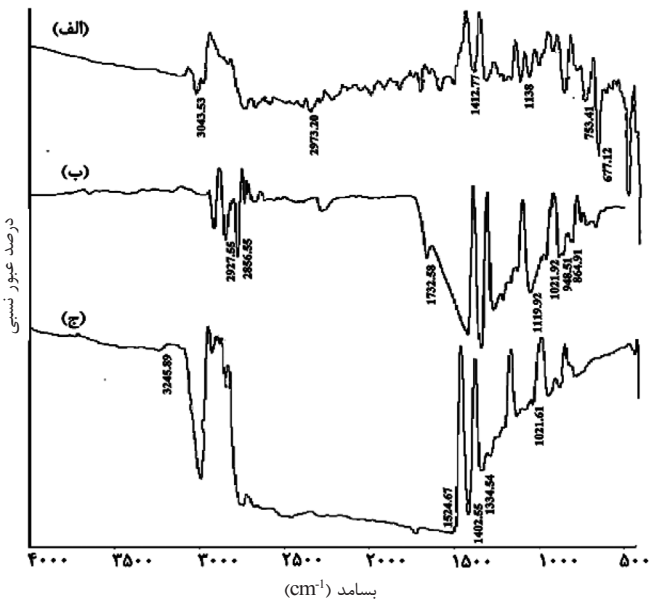


شکل ۴- نتایج انرژی (EDAX) نمونه‌ها: (الف) PP، (ب) E-L-CS و (ج) E-L-CS+MLB.

وزن ۱۵ نمونه با ابعاد 5×2.5 cm به دست آمدند. نتایج حاکی از نشست بسیار خوب مواد بر کالاست و همان‌طور که ملاحظه می‌شود، با افزایش دارو و در نتیجه افزایش مقدار مواد در امولسیون، مقدار برداشت نیز افزایش یافته است.

طیف‌سنجی زیرقرمز تبدیل فوریه

در شکل ۲- الف طیف FTIR مربوط به PP مشاهده می‌شود، جذب‌های کششی در 2979 و 3043 cm^{-1} به ترتیب مربوط به گروه‌های CH_2 و CH_3 است. جذب‌ها در اعداد موجی 1138 و 1412 cm^{-1} مربوط به ارتعاش خمشی پیوند CH_2-CH است. همچنین، جذب‌های 677 و 753 cm^{-1} نیز مربوط به ارتعاش خمشی CH_2 بوده که مرتبط با چهار یا پنج گروه CH_2 در یک زنجیر است. کلیه این جذب‌ها بر ساختار پلی پروپیلن دلالت دارند. شکل ۲- ب طیف مربوط به نمونه E-L-CS است که ارتعاش‌ها در نواحی 2886 و 2977 cm^{-1} نشان‌دهنده گروه $\text{R}-\text{CH}_2-\text{R}$ است که این ساختار در هگزان و لیپید موجود است. ارتعاش‌های کششی در 1732 و 1773 cm^{-1} به ترتیب نشان‌دهنده گروه استری و $\text{C}-\text{C}-\text{O}$ موجود در لیپید است.



شکل ۲- طیف FTIR برای نمونه‌های: (الف) PP، (ب) E-L-CS و (ج) E-L-CS+MLB.

نتایج گزارش شد [۱۳].

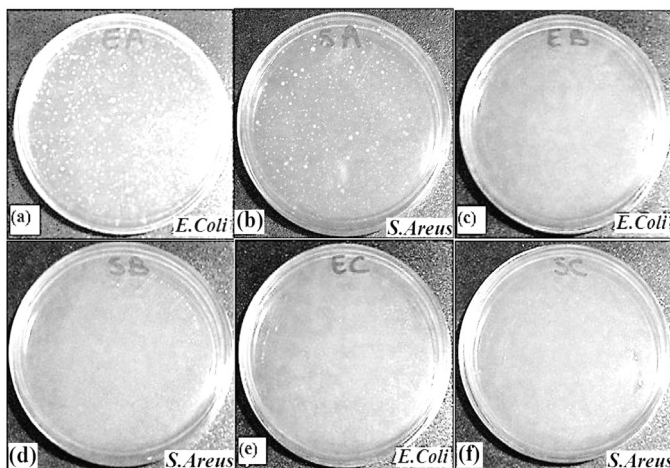
تعیین استحکام کششی

استحکام کششی طبق استاندارد ISIRI 5153-1379 (سازمان استاندارد ایران) تعیین شد. نمونه‌ها با ابعاد 2.5×3 cm^2 و مطابق با دستور کار بیان شده داخل فک دستگاه قرار گرفتند. سپس، دستگاه با سرعت حرکت فک 100 mL/min شروع به حرکت کرده و نیروی پارگی بر حسب N گزارش شد. هر آزمون سه مرتبه تکرار و میانگین نتایج گزارش شد [۱۴].

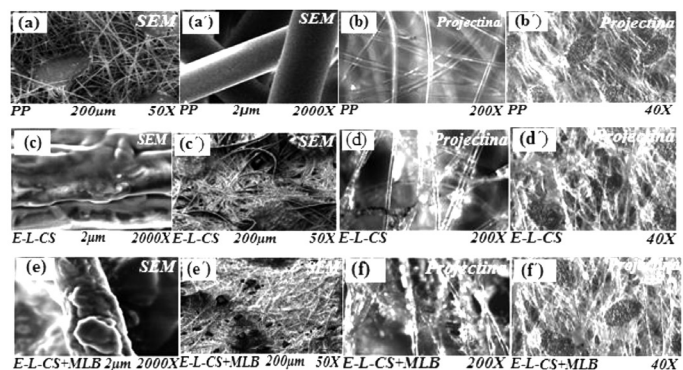
نتایج و بحث

مقدار برداشت مواد

پس از پوشش‌دهی منسوج بی‌بافت PP با مواد مدنظر، مطابق با معادله (۱) مقدار برداشت نمونه‌ها محاسبه شد (جدول ۲). این نتایج براساس میانگین



شکل ۵- مقدار رشد باکتری‌های *E. coli* و *S. aureus* پس از ۲۴h: (a) PP، (b) *E. coli*، (c) *S. aureus*، (d) E-L-CS، (e) E-L-CS+MLB، (f) *E. coli*، (g) *S. aureus*، (h) E-L-CS+MLB.



شکل ۳- تصاویر SEM: (a) و (a') PP، (c) و (c') E-L-CS، (e) و (e') E-L-CS+MLB، (b) و (b') پروژکتینا: (d) و (d') E-L-CS، (f) و (f') E-L-CS+MLB.

جدول ۵ - زمان نگهداری آب برای نمونه‌های مختلف.

نوع نمونه	زمان نگهداری آب (min)
PP	۱۵
E-L-CS	۶۰
E-L-CS+MLB	۳۰

در نهایت باکتری غیرفعال می‌شود.

شایان ذکر است، تعداد کلونی *S. aureus* پیش از مجاورت با نمونه‌ها ۸۴۰ و تعداد کلونی *E. coli* پیش از مجاورت با نمونه‌ها ۶۱۴ بوده است (جدول ۳).

مقدار جذب آب

دو نمونه پوشش یافته E-L-CS و E-L-CS+MLB در مقایسه با نمونه بدون پوشش (که دارای بیشترین مقدار جذب آب است)، مقدار جذب کمتری دارند که این نتیجه مطلوب است. هدف پژوهش حاضر حفظ رطوبت در محیط زخم و نه جذب آن به وسیله زخم پوش است. زیرا، جذب رطوبت به وسیله زخم پوش به خشک شدن محیط زخم، چسبیدن زخم پوش به زخم و به تعویق افتادن روند درمان زخم منجر می‌شود.

مشاهده می‌شود، مقدار جذب آب در نمونه دارای دارو، کمتر از سایر نمونه‌هاست. این اثر را می‌توان به طور عمده به وجود بتامتازون نسبت داد که دارای ساختار آب‌گریز بوده و در آب نامحلول است.

زمان نگهداری آب

حفظ رطوبت محیط زخم حین فرایند درمان، عامل بسیار مهمی برای زخم‌پوش موفق است. بدین منظور، براساس روش T-PACC زمان نگهداری پنج نمونه به دست آمد. میانگین نتایج به دست آمده در جدول ۴ آمده است. تفاوت فاحش بین نمونه بدون پوشش و دو نمونه دارای مواد E-L-CS و دارو E-L-CS+MLB به وضوح دیده می‌شود.

میانگین قابلیت نگهداری آب در نمونه E-L-CS ۳۰٪ و در نمونه E-L-CS+MLB ۱۰٪ بیشتر از نمونه بدون پوشش است. نمونه E-L-CS به دلیل داشتن کربوکسی متیل سلولوز و نانوذرات نقره به خوبی قابلیت نگهداری آب را دارد. در نمونه E-L-CS+MLB به دلیل ساختار آب‌گریز داروهای به کار رفته (موپیروسین، لیدوکائین و بتامتازون) چسبندگی به بستر PP بیشتر شده و نگهداری آب کم شده اما در مقایسه با نمونه بدون

جدول ۶- قابلیت پتیله نمونه‌های متفاوت در زمان‌های مختلف برحسب ارتفاع بالا آمدن آب (cm).

نوع نمونه	زمان (min)		
	۱	۵	۱۰
PP	۰/۳	۱/۲	۱/۵
E-L-CS	۰/۵	۱/۳	۲/۳
E-L-CS+MLB	۱/۵	۲	۲/۶

جدول ۳- مقدار کاهش رشد باکتری برحسب درصد.

نوع نمونه	تعداد کلونی <i>S. aureus</i> باقی مانده	درصد کاهش	تعداد کلونی <i>E. coli</i> باقی مانده	درصد کاهش
PP	۷۲۰	۱۴	۵۱۰	۱۶
E-L-CS	-	۱۰۰	۰	۱۰۰
E-L-CS+MLB	-	۱۰۰	۰	۱۰۰

جذب در ناحیه 1119 cm^{-1} بر وجود پیوند C-O-C در کربوکسی متیل سلولوز دلالت دارد. همچنین، با کمک منابع موجود می‌توان جذب در ناحیه $800-900 \text{ cm}^{-1}$ را مربوط به وجود گروه CH_2OH دانست [۱۱]. نتایج حاصل از FTIR نمونه E-L-CS نشان دهنده نشست کامل مواد بر منسوج بی‌بافت PP و عدم تخریب آن‌ها حین فرایند است.

شکل ۲- طیف مربوط به نمونه E-L-CS+MLB است. جذب کششی در ناحیه 3245 cm^{-1} مربوط به آمید نوع دوم است. همچنین، جذب خمشی در نواحی 1402 و 1524 cm^{-1} به ترتیب مربوط به گروه C-N و NH است. همچنین، جذب‌های ناحیه $1300-1000 \text{ cm}^{-1}$ را می‌توان به گروه C-F نسبت داد که در ساختار بتامتازون مشاهده می‌شود.

بررسی تصاویر میکروسکوپ‌های الکترونی پویشی و پروژکتینا

در شکل ۴ تصاویر برای نمونه‌های پوشش یافته و بدون پوشش مشاهده می‌شود. (a و a') تصاویر SEM و (b و b') تصاویر پروژکتینا از بی‌بافت PP است که سطح الیاف کاملاً صاف و براق بوده و هیچ ماده اضافی روی آن‌ها دیده نمی‌شود. در تصاویر (c و d)، SEM (c' و d') پروژکتینای مربوط به نمونه E-L-CS و (e و e') SEM (f و f') پروژکتینای نمونه E-L-CS+MLB نشست مواد روی PP و تغییر سطح صاف الیاف کاملاً واضح است. نتایج به دست آمده از EDAX به وسیله SEM، وجود نانوذرات نقره را در بی‌بافت PP پوشش یافته با E-L-CS و E-L-CS+MLB تایید می‌کند (شکل ۴).

بررسی نتایج خاصیت ضد میکروبی

با توجه به نتایج مشاهده می‌شود (شکل ۵)، نمونه E-L-CS مانع از رشد باکتری‌ها شده است، به عبارت دیگر وجود نانوذرات Ag اثر ضد میکروبی لازم برای از بین باکتری‌های *E. coli* و *S. aureus* را فراهم می‌کند، هنگامی که نانوذرات نقره درون ساختارهای سلولی باکتری جذب می‌شوند، جذب گروه‌های موجود در آنزیم‌های هر سلول می‌شوند و به ویژه با گروه‌های تیول واکنش می‌دهند. در نتیجه، آنزیم‌ها ساختار و خواص اصلی خود را از دست می‌دهند، از سوخت‌وساز سلول‌های باکتری جلوگیری می‌شود و

جدول ۴- مقدار جذب آب برحسب درصد در نمونه‌های مختلف.

نوع نمونه	مقدار جذب آب (%)
PP	۵۰.۹
E-L-CS	۲۰.۴
E-L-CS+MLB	۱۲.۴

جدول ۷ - مقادیر استحکام برای نمونه‌های مختلف.

نوع نمونه	استحکام کششی (N)
PP	۱۶/۶۲
E-L-CS	۲۰/۱۶
E-L-CS+MLB	۱۷/۱۰

پوشش همچنان افزایش مشاهده می‌شود (جدول ۵).

بررسی قابلیت پتيله

نمونه بدون پوشش کمترین قدرت پتيله (wicking ability) را دارد. بیشترین تفاوت بین نمونه E-L-CS و نمونه E-L-CS-MLB در مقدار جذب آب در یک دقیقه اول است. به‌طور تقریبی می‌توان گفت، میانگین قابلیت پتيله دو نمونه E-L-CS و E-L-CS+MLB، ۶۳/۳۳٪، از نمونه خام بیشتر است. در نمونه E-L-CS+MLB به دلیل کم شدن قطر لوله‌های موئین مقدار جذب بیشتر شده و خاصیت پتيله‌ای افزایش می‌یابد. (جدول ۶)

نتایج استحکام

همان‌طور که انتظار می‌رفت، افزودن امولسیون لیپید-کربوکسی متیل سلولوز-نانوذرات نقره به منسوج بی‌بافت پلی پروپیلن به افزایش استحکام کششی منجر شده است. نمونه فاقد دارو نسبت به نمونه بدون پوشش ۲۱/۳۰٪ افزایش استحکام و نمونه دارای دارو ۲/۵۸۶٪ افزایش استحکام نشان داد.

نتایج به‌دست آمده براساس استاندارد ۵۱۵۳ سازمان استاندارد ایران در جدول ۷ آمده است. به‌طور کلی اختلاف معناداری بین نمونه‌ها مشاهده نمی‌شود.

نتیجه‌گیری

در این پژوهش، در دو مرحله، تولید زخم‌پوش PP با قابلیت عدم چسبندگی، داشتن خاصیت ضد میکروبی و حفظ رطوبت بررسی شد. در مرحله اول، امولسیون لیپید-کربوکسی متیل سلولوز-نانوذرات نقره تولید شد و در مرحله دوم به امولسیون فوق دارو (موپیروسین، لیدوکائین و بتامتازون) اضافه شد. پس از پوشش این امولسیون‌ها بر منسوج بی‌بافت پلی پروپیلن آزمون‌های مربوط برای ارزیابی زخم‌پوش به‌دست آمده انجام شد. بررسی میکروسکوپی زخم‌پوش تولید شده، بر نشست کامل مواد بر منسوج دلالت دارد. به‌طور میانگین مقدار نشست مواد بر منسوج خام در نمونه فاقد دارو برابر با ۳۶۱٪ و در نمونه دارای دارو ۵۵۶٪ بود. ارزیابی آزمون‌های ضد میکروبی زخم‌پوش تولیدی بر دو گونه باکتری گرم منفی *E. coli* و گرم مثبت *S. aureus* در هر دو نمونه کاهش ۱۰۰٪ رشد این دو باکتری را نشان می‌دهد که حاکی از خاصیت ضد میکروبی قوی نانوذرات نقره است. مقایسه آزمون مربوط به جذب و نگهداری آب حاکی از برتری زخم‌پوش تولیدی در مقایسه با نمونه بدون پوشش است. زخم‌پوش تولید شده با جذب مقدار بهینه آب و نگهداری آب در خود به‌مدت طولانی‌تر (۳۰ تا ۶۰ min)، اثر مطلوب‌تری بر روند درمان زخم دارد. همچنین نمونه به‌دست آمده در مقایسه با نمونه بدون پوشش استحکام بیشتری نیز دارد. در مجموع، با تولید امولسیون لیپید-کربوکسی متیل سلولوز-نانوذرات نقره زخم‌پوش پلی پروپیلن به کمک امولسیون تولید شد که به واسطه وجود لیپید به عدم چسبندگی آن به بستر زخم کمک شده است. افزایش نانوذرات نقره به عدم رشد باکتری در محیط زخم و کربوکسی متیل سلولوز نیز به‌عنوان ماتریس در شبکه امولسیون عمل کرده و به نگهداری آب کمک می‌کند. افزودن دارو به امولسیون تهیه شده سبب افزایش کارایی زخم‌پوش تولیدی شده است.

مراجع

- Rajendran S., *Advanced Textiles for Wound Care*, Woodhead LTD, Oxford, New Dehli, 2009.
- Ovington L.G., *Advances in Wound Dressings*, Clinics in Dermatology, 2007.
- Wang C., Chen J.P., and Chen C., An enhancement on water absorbing and permeating abilities of acrylic acid grafted and chitosan/collagen immobilized polypropylene non-woven fabric: Chitosan obtained from *Mucor*, *Mater. Sci. Eng.*, C29, 1133-1139, 2009.
- Wang C. C., Su C. H., Chen J. P., and Chen C.C., An enhancement on healing effect of wound dressing: Acrylic acid grafted and gamma-polyglutamic acid/chitosan immobilized polypropylene non-woven, *Mater. Sci. Eng. C*, 29, 1715-1724, 2009.
- Suganya S., Ram T.S., Lakshmi B. S., and Giridev V.R., Herbal drug incorporated antibacterial nanofibrous mat fabricated by electrospinning: An excellent matrix for wound dressings, *J. Appl. Polym. Sci.*, 121, 2893-2899, 2011.
- Dhafer C.E.B., Debbabi F., and Smiri L.S., Investigation of mechanical properties of developed antimicrobial ppsu-ture/ag nanocomposite, *Fibers Polym.*, 18, 689-695, 2017.
- El-Feky G.S., Sharaf S.S., EL-Shafei A., and Hegazy A.A., Using chitosan nanoparticles as drug carriers for the development of a silver sulfadiazine wound dressing, *Carbohydr. Polym.*, 158, 11-19, 2017.
- Yang X., Fan L., Ma L., Wang Y., Lin S., Yu F., and Pan X., Green electrospun Manuka honey/silk fibroin fibrous

- matrices as, *Mater. Design*, 119, 76-84, 2017.
9. Xin Z., Du S., Zhao C., Chen H., Sun M., Yan S., Luan S., and Yin J., Antibacterial performance of polypropylene nonwoven fabric wound dressing surfaces containing passive and active components, *Appl. Surface Sci.*, 365, 99-107, 2016.
 10. de Tayrac R., Badiou W., Pierrel L., Mares P., and Triocon G., In vitro and in vivo assessment of silver-coated polypropylene mesh to prevent infection in a rat model, *Int. Urogynecol. J.*, 22, 265-272, 2011.
 11. Larkin P., *J. Infrared and Raman Spectroscopy*, USA, 2011.
 12. Yazdanshenas M.E., Damerchely R., Rashidi A.S., and Khajavi R., Bioactive nano-composite multifilament yarn, *J. Eng. Fibers Fabric*, 2012.
 13. Khajavi R., Rashidi A., Torabi M., and Meftahi A., The effects of cotton gauze coating with microbial cellulose, *Cel-lulose*, 17, 199-204, 2010.
 ۱۴. موسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، استاندارد ملی برای آزمون کششی پارچه‌های نیافته، ISIRI ۵۱۵۳، ۱۳۷۹.

Polypropylene Fabric Coated with Lipid-Carboxymethyl Cellulose- Nanosilver Emulsion for Wound Dressing

Niloufar Rafizadeh Zaeem¹, Ramin Khajavi^{2*}, Zeinab Assgharpour¹, and Mohammad Karim Rahimi³

1. Department of Textile Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Postal Code: 1477893855, Tehran, Iran

2. Department of Polymer and Textile Engineering, South Tehran Branch, Islamic Azad University, Postal Code: 1777613651, Tehran, Iran

3. Department of Microbiology, Medical Sciences of Iran Branch, Islamic Azad University, Postal Code: 1916893813, Tehran, Iran

Abstract

Advanced wound dressings are antimicrobial dressings which do not stick to wound and keep its surrounding moist. The purpose of this research was to prepare such a dressing by coating a polypropylene (PP) nonwoven with an antimicrobial emulsion. The PP nonwoven samples were coated with two different formulations: an emulsion containing (lipid, carboxymethyl cellulose, nanosilver) and a drug containing emulsion (mupirocin, lidocaine and betamethasone). The specimens were characterized by infrared spectroscopy (FTIR), scanning electron microscopy (SEM) to examine morphological structure, and Projectina microscopy. Their antimicrobial, water absorption, and water retention properties were also studied. The microscopy and FTIR results confirmed the presence of coating from emulsion treatments and both coated samples inhibited the growth of gram-negative (*E. coli*) and gram-positive (*S. aureus*) bacterias completely. Compared to the untreated PP sample, the coated samples had longer absorption time (~30 min) and longer retention time (60 min) and the differences between the two coated samples were not statistically noticeable. In general, the results confirmed that the coated PP with these emulsions enhanced the wound dressing properties in addition to the intrinsic property of PP (i.e., wound incoherency)

Keywords

wound dressing,
carboxymethyle cellulose,
nanosilver,
lipid

(*) Address Correspondence to R. Khajavi, Email: khajavi@azad.ac.ir