مقاله مروری

فناوری پلیمر ایران

فصلنامه علمی
سال دهم، شماره ۴، شماره پیاپی ۴۰، زمستان ۱۴۰۴
Vol. 10, No. 4 Issue No. 40
Winter 2026, Quarterly
صفحه ۲۵-۱۵

Iran Polymer Technology: Research and Development

نقش نانومولدهای تریبوالکتریک در پیشرفت فناوری زخم‌پوش‌های پلیمری

بهار واثقی مغوان، سارا تراشی*
دانشگاه تهران، دانشکدگان فنی، دانشکده مهندسی شیمی، گروه مهندسی پلیمر.

چکیده ...

نانومولدهای تریبوالکتریک (Triboelectric Nanogenerator) (TENG) به‌عنوان یکی از فناوری‌های نوظهور در تبدیل انرژی مکانیکی به الکتریکی، ظرفیت چشمگیری برای ارتقای عملکرد، بهبود کارایی و هوشمندسازی زخم‌پوش‌های پلیمری را دارند. در این مطالعه، اصول عملکرد TENG، انواع سازوکارهای تولید بار و مزایای آن‌ها در ایجاد جریان الکتریکی پایدار مورد بررسی قرار گرفته و نقش پلیمرهای زیست‌سازگار و انعطاف‌پذیر در طراحی زخم‌پوش‌های نوین و قابل‌انطباق با محیط‌های زیستی بررسی شده است. ادغام این نانومولدها با زخم‌پوش‌های پلیمری، امکان تحریک الکتریکی موضعی با ولتاژ پایین را فراهم می‌آورد که با فعال‌سازی مسیرهای زیستی مرتبط با ترمیم بافت، موجب تسریع فرایندهای حیاتی مانند مهاجرت سلولی و بازسازی ساختار بافت می‌شود. براساس پژوهش‌های اخیر، زخم‌پوش‌های مجهز به‌TENG، رویکردی نوین در درمان فعال زخم را ارائه می‌دهند که می‌توانند با استفاده از حرکات طبیعی بدن یا تغییرات فیزیولوژیکی بیمار، بدون نیاز به منبع تغذیه خارجی، جریان الکتریکی لازم برای تحریک سلولی را تأمین کنند. با وجود پیشرفت‌ها، چالش‌هایی همچون کاهش پایداری در شرایط مرطوب، افت مقاومت مکانیکی، هزینه‌های بالا و ضرورت ارزیابی ایمنی زیستی در بلندمدت همچنان پابرجاست. با این حال، توسعه زخم‌پوش‌های خودتأمین انرژی با قابلیت پایش زیستی، پاسخ‌دهی هوشمند و تحریک هم‌زمان، چشم‌اندازی نویدبخش برای انتقال این فناوری از مرحله پژوهشگاهی به کاربردهای بالینی فراهم می‌کند.

واژه‌های کلیدی:
نانومولد تریبوالکتریک،
پلیمر،
زخم‌پوش،
ترمیم بافت

*پست الکترونیکی مسئول مکاتبات:
s.tarashi@ut.ac.ir

۱ مقدمه

۱–۱ تعریف زخم و چالش‌های موجود در ترمیم آن

پوست به‌عنوان بزرگ‌ترین اندام بدن، نخستین سد دفاعی در برابر عوامل خارجی به شمار می‌رود و نقش حیاتی در تنظیم دما، جلوگیری از نفوذ ریزاندام‌واره‌ها و حفظ تعادل آب و الکترولیت دارد. هرگونه آسیب به پوست که زخم نامیده می‌شود، می‌تواند عواقب جدی برای سلامت انسان به همراه داشته باشد. زخم در ساده‌ترین تعریف، ازدست‌رفتن یکپارچگی بافت اپی‌تلیالی (Epithelial Tissue) پوست است که اغلب با تخریب بافت‌های زیرین همراه است [۱]. زخم‌ها بر اساس شدت و مدت‌زمان بهبود، به دو دسته‌ی اصلی حاد (Acute Wound) و مزمن (Chronic Wound) تقسیم می‌شوند. زخم‌های حاد در زمان مشخصی بهبود می‌یابند و روند ترمیم به‌طور طبیعی انجام می‌شود و معمولاً عوارضی بر جای نمی‌گذارند، در صورتی که زخم‌های مزمن مانند زخم‌های دیابتی روند طبیعی ترمیم را طی نمی‌کنند و مدت زمان زیادی در فاز الهتاب باقی می‌مانند که این امر موجب کاهش تکثیر فیبروبلاست‌ها (Fibroblast)، اختلال در سنتز کلاژن و کاهش استحکام بافت ترمیم‌شده می‌شود [۲]. یکی از چالش‌های مهم در ترمیم زخم‌های مزمن، وجود بیماری‌های زمینه‌ای مانند دیابت و سرطان است که با تضعیف عملکرد ایمنی و کاهش رگ‌زایی، سرعت ترمیم زخم را به‌شدت کاهش می‌دهند. علاوه بر آن، مقاومت میکروبی، سوءتغذیه و سبک زندگی ناسالم (مانند مصرف سیگار و الکل یا بی‌تحرکی) نیز از عوامل کلیدی و مهمی هستند که مانع روند طبیعی ترمیم می‌شوند [۳، ۱].

۱–۲ معرفی زخم‌پوش و انواع آن

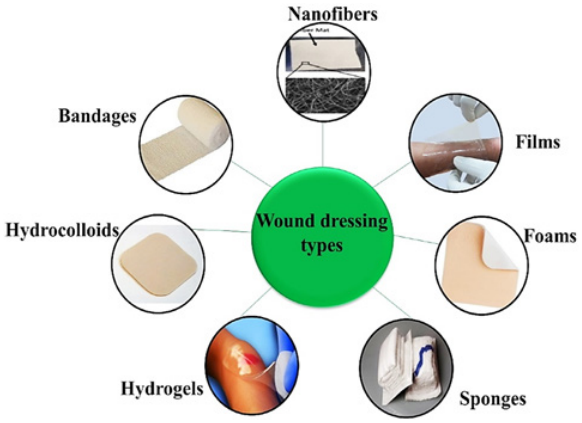
زخم‌پوش‌ها یکی از اصلی‌ترین اجزای درمان زخم هستند که از گذشته تا امروز مسیر تحول و پیشرفت قابل‌توجهی را طی کرده‌اند. زخم‌پوش‌ها به دو دسته زخم‌پوش‌های سنتی و نوین تقسیم می‌شوند (شکل ۱). زخم‌پوش‌های سنتی مانند گاز ضدعفونی و باندهای پنبه‌ای، اغلب نقش محافظتی دارند و کاربرد آن‌ها محدود به خشک نگه‌داشتن بستر زخم، جذب ترشحات و جلوگیری از ورود آلودگی و میکروب‌هاست. دسترسی آسان و هزینه پایین از مزایای این دسته از زخم پوش‌ها محسوب می‌شود، اما مشکلاتی مانند چسبندگی به بافت تازه تشکیل‌شده، ایجاد درد هنگام تعویض و عدم توانایی در تأمین محیط مرطوب برای ترمیم، اثربخشی این نوع زخم‌پوش‌ها را کاهش می‌دهد [۴، ۲]. با گذشت زمان و پیشرفت علم مواد، زخم‌پوش‌های نوین معرفی شدند. این زخم‌پوش‌ها شامل هیدروژل‌ها، هیدروکلوییدها، فیلم‌ها، اسفنج‌ها و نانوالیاف هستند که هرکدام ویژگی‌های خاصی مانند حفظ رطوبت، امکان تبادل گازی، جلوگیری از عفونت و کاهش درد بیمار در هنگام تعویض را فراهم می‌کنند [۴].

۱–۳ اهمیت استفاده از مواد پلیمری در زخم‌پوش‌ها

پلیمرها به‌دلیل زیست‌سازگاری بالا، انعطاف‌پذیری، قابلیت جذب مایعات و امکان اصلاح سطحی، جایگاه ویژه‌ای در طراحی زخم‌پوش‌ها دارند. استفاده از آن‌ها نه‌تنها باعث ایجاد محیط مرطوب و مناسب برای ترمیم می‌شود، بلکه با کاهش خطر عفونت، تسهیل تکثیر سلولی و امکان رهایش کنترل‌شده دارو، روند ترمیم را بهبود می‌بخشند. افزون بر این، پلیمرها از نظر مکانیکی پایدارند و می‌توان آن‌ها را متناسب با نیاز بالینی به شکل فیلم، اسفنج، هیدروژل یا نانوالیاف طراحی کرد. مجموعه این مزایا سبب شده است پلیمرها به ستون اصلی توسعه زخم‌پوش‌های نوین و هوشمند تبدیل شوند [۶، ۷].

۱–۴ نیاز به راهکارهای هوشمند مانند تحریک الکتریکی

تحریک الکتریکی یکی از مهم‌ترین رویکردهای نوین در حوزه ترمیم زخم است که بر پایه تأثیر جریان‌های ضعیف الکتریکی بر فرایندهای سلولی و بافتی بنا شده است. پوست سالم ذاتاً دارای میدان‌های الکتریکی فیزیولوژیکی است که نقش مهمی در هموستاز (Hemostasis) و بازسازی بافت ایفا می‌کنند. زمانی که پوست دچار آسیب می‌شود، این تعادل الکتریکی برهم می‌خورد و پیام‌های سلولی لازم برای ترمیم، به‌طور کامل منتقل نمی‌شوند. در چنین شرایطی، اعمال جریان‌های خارجی می‌تواند این کمبود را جبران کرده و مسیرهای علامت‌دهی طبیعی را بازفعال کند.



شکل ۱ انواع زخم‌پوش‌ها شامل باندها، فیلم‌ها، اسفنج‌ها، هیدروژل‌ها، هیدروکلوئیدها و نانوالیاف [۵].

مطالعات نشان داده است که تحریک الکتریکی با شدت و بسامد مناسب می‌تواند طیف وسیعی از فرایندهای زیستی را فعال کند. از جمله، مهاجرت فیبروبلاست‌ها و سلول‌های پوستی به ناحیه زخم تسریع می‌شود، که این امر نقش کلیدی در بهبود سریع‌تر زخم دارد. همچنین، تحریک الکتریکی باعث افزایش سنتز کلاژن و بازسازی سازمان‌یافته ماتریس خارج‌سلولی (Extra-Cellular Matrix – ECM) می‌شود و استحکام بافت ترمیم‌شده را بهبود می‌بخشد. افزون بر این، مطالعات متعدد نشان داده‌اند که این نوع تحریک می‌تواند رگ‌زایی (Angiogenesis) را تقویت کند، فرایندی حیاتی که اکسیژن و مواد مغذی لازم را به سلول‌های درگیر در ترمیم می‌رساند.

به‌طورکلی، اهمیت تحریک الکتریکی در این است که از علامت فیزیکی ساده برای هدایت و تقویت مسیرهای زیستی پیچیده استفاده می‌کند. این ویژگی باعث شده است که رویکرد تحریک الکتریکی به‌عنوان ابزاری هوشمند و فعال در درمان زخم‌های پیچیده و مزمن شناخته شود و مورد توجه تحقیقات گسترده قرار گیرد [۸].

۱-۵ معرفی اجمالی نانومولدهای تریبوالکتریک و هدف مقاله

نانومولدهای تریبوالکتریک به‌عنوان یکی از فناوری‌های نوین در برداشت انرژی، قادر هستند با استفاده از اثر تریبوالکتریک و القای الکترواستاتیک، انرژی مکانیکی محیطی مانند حرکت بدن یا ارتعاشات را به جریان الکتریکی تبدیل کنند. این دستگاه‌ها به‌دلیل سادگی ساخت، هزینه پایین، استفاده از مواد سبک و زیست‌سازگار و توانایی تولید جریان‌های الکتریکی ضعیف اما پایدار، جایگاه ویژه‌ای در کاربردهای زیست‌پزشکی پیدا کرده‌اند [۹].

در حوزه‌ی ترمیم زخم، اهمیت این فناوری در توانایی آن برای ایجاد جریان‌های الکتریکی ملایم است که می‌تواند فرایندهایی چون مهاجرت سلولی، سنتز کلاژن و رگ‌زایی را تقویت کند و در نتیجه روند ترمیم بافت را تسریع بخشد. ادغام نانومولدهای تریبوالکتریک با زخم‌پوش‌های پلیمری افق جدیدی از زخم‌پوش‌های هوشمند و خودتوان را معرفی کرده است که فراتر از نقش محافظتی عمل کرده و به‌طور فعال در بهبود زخم مشارکت می‌کنند. بر همین اساس، هدف مقاله مرور ساختار و عملکرد زخم‌پوش‌های پلیمری و تبیین نقش نانومولدهای تریبوالکتریک در ارتقای کارایی آن‌ها برای ترمیم زخم‌هاست.

۲ مبانی نانومولدهای تریبوالکتریک (TENGs)

۲-۱ شرح سازوکار اثر تریبوالکتریک و القای الکترواستاتیک

نانومولدهای تریبوالکتریک مبتنی بر ترکیب دو پدیده فیزیکی شناخته شده شامل اثر تریبوالکتریک و القای الکترواستاتیک عمل می‌کنند. این دو پدیده، سازوکار فعالیت نانومولدهای تریبوالکتریک را تشکیل می‌دهند و امکان تبدیل انرژی مکانیکی را به انرژی الکتریکی فراهم می‌سازند. به‌طورکلی، اثر تریبوالکتریک به پدیده‌ای اطلاق می‌شود که در آن، تماس و جدایش بین دو ماده با ماهیت الکترونی متفاوت منجر به ایجاد بار الکتریکی ساکن بر روی سطوح آن ها می‌شود. در این فرایند، تماس فیزیکی دو سطح تحت تأثیر نیروی فشار یا اصطکاک، منجر به تحریک فونون‌ها (Phonon) می شود. این فونون‌ها با جذب انرژی از تحریکات مکانیکی، وارد حالت‌های برانگیخته می‌شوند و انرژی لازم برای جابه‌جایی الکترون‌ها از سطح ماده الکترون‌دهنده به الکترون‌گیرنده را فراهم می‌کنند. این پدیده باعث باقی ماندن بارهای الکتریکی با علامت‌های مخالف بر روی دو سطح می‌شود. این بارها ذاتاً ساکن و غیرفعال هستند و به خودی خود منبع جریان الکتریکی محسوب نمی‌شوند [۱۰].

پدیده القای الکترواستاتیک، پدیده‌ای است که بارهای ساکن ایجادشده در دو سطح را به جریان الکتریکی تبدیل می کند. در این فرایند، بارهای ساکن ایجادشده بر روی سطوح موجب ایجاد میدان الکتریکی موضعی می‌شوند. این میدان، اگر به الکترودهایی متصل باشد، منجر به جریان الکترون‌ها میان آن‌ها به‌منظور خنثی‌سازی اختلاف پتانسیل ایجادشده و برقراری تعادل الکترواستاتیکی خواهد شد. سازوکار القای الکتراستاتیکی، در واقع پلی میان بارهای ساکن ایجادشده ناشی از اثر تریبوالکتریک و جریان الکتریکی واقعی در مدار است. این القا تابعی از پارامترهای مختلف نظیر چگالی بار سطحی، فاصله بین دو سطح، نوع فونون‌های فعال‌شده، ثابت دی‌الکتریک محیط، هندسه الکترودها و میزان کرنش اعمالی بر ماده است. در نتیجه، عملکرد نانومولدهای تریبوالکتریک به‌طور متناوب، بر پایه شارژ و تخلیه بار الکتریکی سطحی است که طی آن، ابتدا از طریق تماس دو سطح، بار ساکن در اثر پدیده تریبوالکتریک تولید می‌شود و سپس با جداشدن یا تغییر فاصله دو سطح، جریان الکتریکی در اثر پدیده القای الکترواستاتیک، ایجاد می‌شود. این فرایند تکرارشونده، سامانه‌ای خودتأمین از منظر انرژی، برای تبدیل انرژی مکانیکی به انرژی الکتریکی را فراهم می‌سازد [۱۱].

۲-۲ معرفی چهار نوع اصلی TENG

همان‌طور که اشاره شد، عملکرد نانومولدهای تریبوالکتریک براساس ترکیب دو پدیده تماس الکتریکی و القای الکترواستاتیکی است. بسته به نوع حرکت لایه‌های تریبوالکتریک و نحوه‌ی

چیدمان الکترودها، چهار حالت اصلی برای آن تعریف می‌شود (شکل ۲) [۱۲، ۱۱].

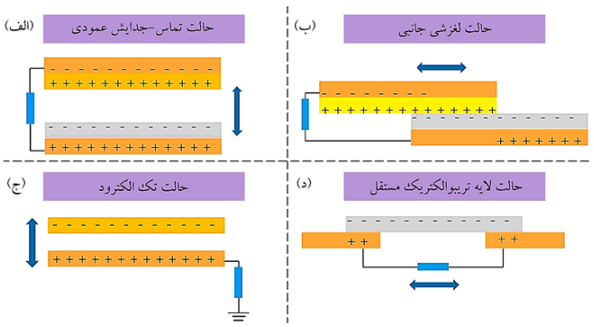
• حالت تماس–جدایش عمودی: ساده‌ترین ساختار نانومولدهای تریبوالکتریک است که در آن دو لایه دی‌الکتریک با قطبیت متفاوت در اثر تماس، بار مخالف دریافت می‌کنند. جدایش عمودی این لایه‌ها اختلاف پتانسیل ایجاد کرده و باعث جریان الکترونی بین الکترودها می‌شود. این حالت برای برداشت انرژی از حرکات تناوبی کوتاه‌برد مانند ارتعاشات مناسب است (شکل ۲ الف).

• حالت لغزش جانبی: مشابه حالت قبل است اما جدایش سطوح به‌صورت لغزشی و موازی با سطح انجام می‌شود. این حرکت باعث ایجاد قطبش جانبی و جریان متناوب می‌شود. طراحی‌های مشبک در این حالت تعداد تماس–جدایش‌ها را در هر حرکت افزایش داده و بازده تبدیل انرژی را به‌طور چشمگیری بالا می‌برد (شکل ۲ ب).

• حالت تک‌الکترودی: در این طراحی تنها یک الکترود فعال است و مرجع یا زمین به‌عنوان الکترود دیگر عمل می‌کند. تغییر موقعیت جسم متحرک نسبت به الکترود، میدان الکتریکی موضعی را تغییر داده و جریان برقرار می‌شود. این حالت برای برداشت انرژی از اجسام متحرک که امکان اتصال مستقیم ندارند بسیار کاربردی و مفید است (شکل ۲ ج).

• حالت لایه‌ی تریبوالکتریک مستقل: در این حالت، جسم باردار بدون تماس مستقیم در نزدیکی دو الکترود متقارن حرکت می‌کند. حرکت آن موجب توزیع بار نامتقارن و برقراری جریان بین الکترودها می‌شود. چون نیازی به تماس مکانیکی وجود ندارد، سایش سطحی به حداقل می‌رسد و طول عمر دستگاه به‌طور قابل‌توجهی افزایش می‌یابد (شکل ۲ د).

این چهار حالت نشان می‌دهند که نانومولدهای تریبوالکتریک با استفاده از ترکیب ساده‌ای از تماس سطحی و القای الکتریکی قادر است انواع مختلف انرژی مکانیکی محیطی را به انرژی الکتریکی پایدار و مفید تبدیل کند.



شکل ۲ طرح‌واره چهار حالت عملکرد نانومولدهای تریبوالکتریک: (الف) حالت تماس–جدایش عمودی، (ب) حالت لغزش جانبی، (ج) حالت تک‌الکترود و (د) حالت لایه تریبوالکتریک مستقل [۱۲].

۲–۳ مزایا و چالش‌های کلی TENG

از جمله مزایای نانومولدهای تریبوالکتریک شامل توان و ولتاژ خروجی بالا، وزن و حجم کم، سادگی ساخت و هزینه پایین تولید و امکان استفاده از مواد متنوع و زیست‌سازگار است. این ویژگی‌ها موجب شده‌اند که فناوری نانومولدهای تریبوالکتریک برای ابزارهای پوشیدنی، سامانه‌های زیستی و حسگرهای خودتأمین بسیار مناسب باشد. علاوه بر این، تنوع سازوکارهای عملیاتی امکان برداشت انرژی از انواع حرکت‌ها و ارتعاشات محیطی را فراهم کرده، انعطاف‌پذیری بالایی در طراحی به وجود می‌آورد. با وجود این مزایا، چالش‌هایی نیز وجود دارد که کارایی و تجاری‌سازی این فناوری را محدود کرده است. برای مثال، وابستگی شدید به شرایط محیطی مانند رطوبت و دما می‌تواند موجب ناپایداری بارهای سطحی و کاهش بازده عملکرد نانومولد شود. سایش مکانیکی سطوح تماس در چرخه‌های مکرر نیز یکی از موانع مهم در دوام بلندمدت دستگاه است. به علاوه، ناهم‌خوانی خروجی الکتریکی با ولتاژ و جریان موردنیاز برای اغلب تجهیزات الکترونیکی یکی دیگر از چالش‌های این فناوری است که رفع آن نیازمند طراحی مدارهای مدیریت توان و راهکارهای یکپارچه‌سازی پیشرفته است [۱۰، ۹].

۲–۴ مواد رایج مورد استفاده در ساخت TENG

انتخاب مواد در طراحی نانومولدهای تریبوالکتریک نقش تعیین‌کننده‌ای در میزان بار سطحی و توان خروجی دستگاه دارد. به‌طورکلی، مواد مورد استفاده در TENGها به دو دسته‌ی اصلی تقسیم می‌شوند: فلزات رسانا که به‌عنوان الکترود یا دهنده‌ی الکترون عمل می‌کنند و پلیمرهای دی‌الکتریک که ایفاگر نقش لایه‌های تریبوالکتریک هستند [۱۱]. فلزاتی مانند آلومینیوم، مس، نقره و طلا به‌دلیل رسانایی بالا، سهولت لایه‌نشانی و توانایی تقویت القای الکترواستاتیکی در ساخت نانومولدهای تریبوالکتریک پرکاربرد هستند. با این حال، چالش‌هایی مانند خوردگی، شکنندگی و نبود زیست‌سازگاری، استفاده مستقیم از آن‌ها در سامانه‌های پوشیدنی و کاشتنی را محدود می‌کند. در مقابل، پلیمرها هسته‌ی اصلی نانومولدهای تریبوالکتریک محسوب می‌شوند. پلیمرهای فلوئوردار مانند پلی‌تترافلوئورواتیلن و پلی‌وینیلیدن‌فلورید به‌عنوان گیرنده الکترون و پلیمرهایی مانند نایلون، پلی‌اتیلن‌ترفتالات و پلی‌یورتان به‌عنوان دهنده الکترون به‌کار می‌روند. این گروه علاوه بر خواص دی‌الکتریک مناسب، از نظر انعطاف‌پذیری، فرایندپذیری و هزینه پایین برتری دارند.

در سال‌های اخیر، پلیمرهای طبیعی مانند سلولز، کیتوسان، آلژینات، ژلاتین و فیبروئین ابریشم به‌دلیل زیست‌سازگاری، زیست‌تخریب‌پذیری و قابلیت اصلاح سطحی توجه زیادی به خود جلب کرده‌اند و برای کاربردهای زیستی و پزشکی به کار گرفته می‌شوند [۱۱-۱۳].

در مجموع، هرچند فلزات در بهبود عملکرد الکتریکی اهمیت دارند، اما ویژگی‌هایی مانند سبکی، انعطاف‌پذیری و زیست‌سازگاری باعث شده است که پلیمرها انتخاب اصلی در توسعه نانومولدهای تریبوالکتریک پوشیدنی و کاشتنی باشند.

۳ ساختار و عملکرد زخم‌پوش‌های پلیمری

۳-۱ انواع پلیمرهای زیست‌سازگار

پلیمرهای زیست‌سازگار به‌دلیل دارا بودن ویژگی‌هایی نظیر زیست‌سازگاری، زیست‌تخریب‌پذیری، انعطاف‌پذیری و فرایندپذیری مطلوب، به‌عنوان یکی از مهم‌ترین اجزای پایه در طراحی و توسعه زخم‌پوش‌های نوین مطرح شده‌اند. این دسته از مواد به‌طورکلی در دو گروه اصلی پلیمرهای سنتزی و پلیمرهای طبیعی طبقه‌بندی می‌شوند. در میان پلیمرهای سنتزی، پلی لاکتیک اسید، پلی‌کاپرولاکتون، پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن‌گلیکول جایگاه ویژه‌ای دارند. پلی‌لاکتیک‌اسید و پلی‌کاپرولاکتون به‌واسطه‌ی زیست‌تخریب‌پذیری مناسب و قابلیت ترکیب با سایر مواد، به‌طور گسترده در طراحی داربست‌های ترمیمی و سامانه‌های دارورسانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. پلی‌یورتان با برخورداری از انعطاف‌پذیری بالا و توانایی ایجاد ممانعت فیزیکی مؤثر در برابر نفوذ عوامل میکروبی، گزینه‌ای کارآمد برای زخم‌پوش‌های پیشرفته محسوب می‌شود. همچنین پلی‌اتیلن‌گلیکول به‌دلیل خاصیت رطوبت‌دوستی و قابلیت اصلاح سطح، نقش بسزایی در بهبود تبادل رطوبت و کنترل رهایش دارو ایفا می‌کند [۵].

از سوی دیگر، پلیمرهای طبیعی از جمله کیتوسان، آلژینات، سلولز، ژلاتین و فیبروئین ابریشم به‌طور گسترده در ساخت زخم‌پوش‌ها به‌کار گرفته می‌شوند. این پلیمرها افزون بر زیست‌سازگاری و تجزیه‌پذیری، دارای ویژگی‌های ذاتی ارزشمندی هستند، به‌عنوان مثال، کیتوسان خاصیت ضدباکتریایی دارد، آلژینات توانایی بالایی در جذب اگزودا(Exudate) (مایع ترشح‌شده از زخم) و تشکیل ژل نشان می‌دهد، سلولز استحکام مکانیکی مناسبی فراهم می‌کند و فیبروئین ابریشم و ژلاتین با تقویت تکثیر و مهاجرت سلولی، روند بازسازی بافت را تسریع می‌کنند [۵، ۴].

به‌طورکلی، ترکیب پلیمرهای سنتزی و طبیعی امکان توسعه زخم‌پوش‌هایی با عملکرد چندگانه را فراهم می‌آورد، زخم‌پوش‌هایی که قادرند هم‌زمان شرایط رطوبتی مطلوب را حفظ کرده، از آلودگی میکروبی جلوگیری کنند و فرایند ترمیم زخم را به شکل مؤثری تسریع کنند.

۳-۲ خواص مطلوب پلیمرها برای ساخت زخم‌پوش

زخم‌پوش ایده‌آل می‌بایست مجموعه‌ای از ویژگی‌های کلیدی را دارا باشد تا بتواند هم نقش حفاظتی مؤثری را ایفا کند و هم روند بازسازی بافت را تسریع بخشد. پلیمرها به‌دلیل خواص منحصربه‌فرد خود توانسته‌اند در این زمینه جایگاه ویژه‌ای پیدا کنند، زیرا قادرند چندین نیاز اصلی در ترمیم زخم را به‌طور هم‌زمان برآورده سازند. در ادامه به مرور این خواص می‌پردازیم.

• محافظت فیزیکی: مهم‌ترین وظیفه زخم‌پوش ایجاد سد مطمئن در برابر ریزاندام‌واره‌ها، آلودگی‌ها و تنش‌های مکانیکی است. پلیمرها به‌دلیل انعطاف‌پذیری و استحکام مناسب، این امکان را فراهم می‌کنند که هم از نفوذ عوامل خارجی جلوگیری شود و هم از آسیب مجدد به بافت تازه تشکیل‌شده پیشگیری شود [۱۴، ۱۳].

• تنظیم رطوبت: ایجاد محیط مرطوب از الزامات اساسی ترمیم زخم است، زیرا چنین محیطی فرایند مهاجرت سلولی، تکثیر فیبروبلاست‌ها و تشکیل بافت گرانوله (بافت گرانوله، بافتی تازه و پرعروق است که در طول ترمیم زخم تشکیل می‌شود تا فضای خالی ناشی از آسیب بافتی را پر کند) را تسهیل می‌کند. پلیمرها با قابلیت جذب و نگه‌داری رطوبت می‌توانند این تعادل حیاتی را برقرار کنند و بدین ترتیب درد بیمار را کاهش داده، سرعت بازسازی بافت را افزایش دهند [۱۵-۱۳].

• چسبندگی کنترل‌شده: یکی دیگر از نیازهای مهم، داشتن چسبندگی کافی به سطح زخم است تا زخم‌پوش در جای خود باقی بماند و از ورود آلودگی جلوگیری کند، ولی در عین حال، در هنگام تعویض، موجب جدا شدن بافت‌های تازه و آسیب دوباره به زخم نشود. پلیمرها با خاصیت انعطاف‌پذیری و قابلیت طراحی به شکل‌های مختلف، خواص لازم برای این شرایط را فراهم می‌کنند [۱۴، ۱۳].

• فعالیت ضدباکتریایی: کنترل عفونت در بستر زخم نقش حیاتی در موفقیت درمان دارد. پلیمرها به‌طور مستقیم یا در ترکیب با عوامل ضدباکتریایی مانند نانوذرات فلزی، قادر به کاهش رشد میکروبی و جلوگیری از تشکیل زیست‌فیلم هستند. این ویژگی به‌طور قابل‌توجهی خطر عفونت را کاهش داده، روند ترمیم زخم را سرعت می‌بخشد[۵، ۱۵-۱۳].

• زیست‌سازگاری و زیست‌تخریب‌پذیری: پلیمرهای

زیست‌سازگار در تماس با بافت بدن واکنش التهابی حداقلی ایجاد کرده و محصولات حاصل از تخریب آن‌ها نیز برای بدن بی‌خطر هستند. این ویژگی، همراه با قابلیت تجزیه طبیعی، آن‌ها را به گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای پزشکی و زخم‌پوش‌های پیشرفته تبدیل کرده است [۱۴، ۵].

وجود این خصوصیات سبب شده است زخم‌پوش‌های پلیمری نسبت به انواع سنتی زخم‌پوش عملکرد بسیار کارآمدتری داشته باشند، زیرا ضمن ایجاد حفاظت مؤثر، محیطی مناسب برای بازسازی سریع‌تر و ایمن‌تر بافت فراهم می‌کنند. این امر موجب شده است که پلیمرها به‌عنوان ماده‌ای اصلی در توسعه زخم‌پوش‌های نوین مورد توجه گسترده قرار گیرند.

۳-۳ پیشرفت های اخیر در ساخت زخم‌پوش‌های پلیمری هوشمند

در سال‌های اخیر، زخم‌پوش‌های پلیمری از لایه محافظ ساده به سامانه‌هایی هوشمند و فعال ارتقا یافته‌اند. این زخم‌پوش‌ها علاوه بر حفاظت از بافت آسیب‌دیده، می‌توانند رطوبت محیط زخم را تنظیم کرده، دارو را به‌صورت کنترل‌شده آزاد کنند و در برابر عفونت نقش فعالی ایفا کنند [۱۵].

یکی از مهم‌ترین پیشرفت‌ها، طراحی زخم‌پوش‌های پاسخ‌گو به محرک (Stimuli-responsive Wound Dressings) است. این سامانه‌ها قادرند براساس تغییرات دما، pH یا حضور باکتری‌ها عملکرد خود را تنظیم کنند. به‌عنوان مثال، برخی از آن‌ها تنها در شرایط عفونی دارو آزاد می‌کنند و بدین ترتیب مصرف غیرضروری دارو را کاهش داده و احتمال مقاومت میکروبی را کم می‌کنند [۱۶، ۱۳].

ترکیب پلیمرها با نانوذرات فلزی و عوامل زیست‌فعال نیز موجب شده است ضمن تقویت خواص ضدباکتریایی، استحکام مکانیکی در زخم‌پوش‌ها افزایش یابد. این ویژگی‌ها علاوه بر جلوگیری از عفونت، به ترمیم سریع‌تر بافت کمک می‌کنند. همچنین، ادغام پلیمرها با فناوری‌های نوین مانند حسگرهای زیستی و تحریک الکتریکی افق‌های تازه‌ای گشوده است. چنین زخم‌پوش‌هایی قادرند وضعیت زخم را به‌طور مداوم پایش کرده و در صورت نیاز، درمان هدفمند و شخصی‌سازی‌شده ارائه دهند. این رویکرد نه‌تنها ترمیم زخم را تسریع می‌کند، بلکه بار درمانی بیمار را کاهش داده و کیفیت زندگی او را به شکل معناداری بهبود می‌بخشد [۱۶، ۱۵].

۳-۴ چالش‌های زخم‌پوش‌های پلیمری بدون تحریک الکتریکی

زخم‌پوش‌های پلیمری سنتی علی‌رغم نقش مؤثر در محافظت فیزیکی و ایجاد محیط مرطوب، فاقد قابلیت تحریک الکتریکی هستند و همین مسئله یکی از محدودیت‌های اساسی آن‌ها به شمار می‌رود. در شرایط طبیعی، میدان‌های الکتریکی طبیعی بدن در هدایت مهاجرت سلولی، افزایش تکثیر فیبروبلاست‌ها و تسریع رگ‌زایی نقش کلیدی ایفا می‌کنند. اما زخم‌پوش‌های رایج نمی‌توانند چنین علایمی را بازتولید یا تقویت کنند. فقدان این محرک باعث می‌شود فرایند ترمیم تنها بر اساس ویژگی‌های فیزیکی و شیمیایی زخم‌پوش انجام گیرد. به همین دلیل، حتی اگر این سامانه‌ها بتوانند رطوبت را تنظیم یا محیطی زیست‌سازگار فراهم کنند، همچنان در فعال‌سازی مسیرهای زیستی حیاتی برای بازسازی بافت ناکارآمد هستند [۴]. افزون بر این، در غیاب تحریک الکتریکی، بسیاری از مشکلات بالینی مانند تأخیر در بسته‌شدن زخم، احتمال بالاتر عفونت و کیفیت پایین‌تر بافت بازسازی‌شده مشاهده می‌شود. این مسئله به‌ویژه در زخم‌های مزمن نظیر زخم دیابتی اهمیت پیدا می‌کند، چراکه چنین زخم‌هایی ذاتاً با اختلال در علایم‌دهی الکتریکی همراه هستند [۱۶].در نتیجه، می‌توان گفت محدودیت اصلی زخم‌پوش‌های پلیمری سنتی آن است که بیشتر رویکردی منفعل دارند و قادر به ایفای نقش فعال در تحریک فرایندهای ترمیمی نیستند. این خلأ، ضرورت توسعه نسل جدید زخم‌پوش‌ها را که بر پایه ادغام پلیمرها با سامانه‌های تحریک الکتریکی طراحی شده‌اند، آشکار می‌سازد.

۴ کاربرد نانومولدهای تریبوالکتریک در ساخت زخم‌پوش‌های پلیمری

۴-۱ چگونگی ادغام TENG در زخم‌پوش‌های پلیمری

پیشرفت‌های اخیر در حوزه فناوری‌های پوشیدنی و پزشکی، زمینه را برای توسعه زخم‌پوش‌های هوشمند و فعال فراهم کرده است. در این میان، ترکیب نانومولدهای تریبوالکتریک با زخم‌پوش‌های پلیمری، به‌عنوان رویکردی نوآورانه و چندمنظوره، قابلیت بالایی در ارائه درمان‌های فعال، مستقل از منبع انرژی خارجی و مبتنی بر تحریک الکتریکی موضعی از خود نشان داده است [۱۷]. در این ترکیب، نانومولد تریبوالکتریک به‌صورت مستقیم در ساختار فیزیکی زخم‌پوش ادغام می‌شود. این نانومولدها معمولاً از دو لایه با بار الکتریکی مخالف تشکیل شده‌اند که هنگام تماس و جدایش مکانیکی (برای مثال ناشی از حرکت پوست بیمار) جریان الکتریکی تولید می‌کنند. هنگامی که TENG درون زخم‌پوش تعبیه می‌شود، حرکت‌های فیزیولوژیک بدن بیمار مانند انقباض عضلانی، تنفس یا ضربان قلب، به‌عنوان منبع انرژی مکانیکی عمل کرده و TENG این انرژی را به جریان

الکتریکی تبدیل می‌کند [۱۷]. ویژگی منحصربه‌فرد این سامانه در آن است که جریان تولیدشده به‌طور مستقیم و بی‌واسطه در محل زخم اعمال می‌شود و با ایجاد میدان الکتریکی یکنواخت و کم‌شدت، بر رفتار سلول‌های کلیدی حاضر در بستر زخم تأثیر می‌گذارد. مطالعات متعدد نشان داده است که تحریک الکتریکی در سطح سلولی می‌تواند موجب افزایش مهاجرت و تکثیر فیبروبلاست‌ها و کراتینوسیت‌ها (Keratinocyte)، که دو نوع سلول بنیادی مهم در فرایند بازسازی پوست هستند، شود. همچنین، این تحریک الکتریکی باعث افزایش ترشح فاکتورهای رشد و پروتئین‌های زیستی فعال شده و از این طریق، موجب فعال‌سازی مسیرهای ترمیم بافت و تسریع فرایند اپیتلیال‌سازی و نوسازی بافتی می‌شود [۸].

۴–۲ تحریک الکتریکی با ولتاژ پایین

تحریک الکتریکی با ولتاژ پایین به‌عنوان یکی از رویکردهای نوین در ترمیم زخم شناخته شده است. اعمال میدان‌های الکتریکی در محدوده ایمن و ضعیف می‌توانند مسیرهای پیام‌رسانی درون‌سلولی را فعال کرده و تکثیر سلول‌ها، مهاجرت فیبروبلاست‌ها و تشکیل رگ‌های خونی جدید را تسریع کنند [۱۹، ۱۸]. از سوی دیگر، تحریک الکتریکی با ولتاژ پایین نقشی کلیدی در فرایند رگ‌زایی ایفا می‌کند. میدان‌های الکتریکی سبب افزایش ترشح فاکتورهای رشد از جمله عامل رشد اندوتلیال عروقی شده و این موضوع تشکیل رگ‌های خونی جدید در بستر زخم را تسهیل می‌کند. وجود این رگ‌ها، انتقال اکسیژن و مواد غذایی به بافت آسیب‌دیده را بهبود داده و شرایط لازم برای بازسازی مؤثرتر را فراهم می‌سازد [۱۸].

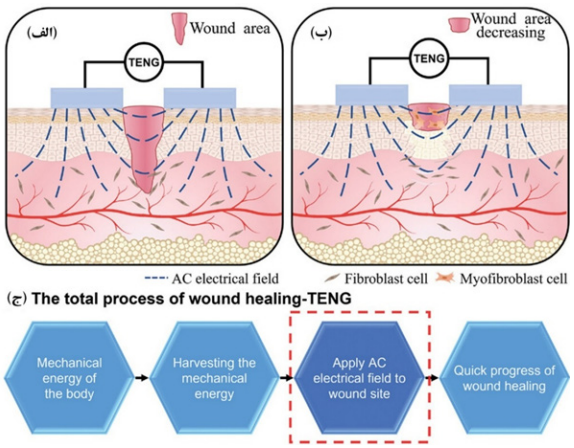
به‌طورکلی، تحریک الکتریکی با ولتاژ پایین راهکاری ایمن و مؤثر است که نه‌تنها فرایندهای حیاتی مانند تکثیر سلول‌ها، مهاجرت فیبروبلاست‌ها و رگ‌زایی را تسریع می‌کند، بلکه کیفیت ترمیم بافتی را نیز ارتقا داده و می‌تواند به‌عنوان راهکاری برای طراحی زخم‌پوش‌های نوین مورد استفاده قرار گیرد.

۴–۳ قابلیت عملکرد خودکار با حرکات بدن بیمار

یکی از نوآوری‌های مهم در طراحی زخم‌پوش‌های پلیمری مجهز به نانومولدهای تریبوالکتریک، توانایی آن‌ها برای بهره‌برداری مستقیم از حرکات طبیعی بدن بیمار است. در این سامانه‌ها، حرکت‌های فیزیولوژیک روزمره مانند انبساط و انقباض قفسه سینه هنگام تنفس، خم و راست شدن مفاصل، یا حتی جابه‌جایی‌های کوچک پوست و عضلات در اثر فعالیت‌های سبک، به‌عنوان منبع انرژی مکانیکی به کار گرفته می‌شوند. این انرژی مکانیکی بلافاصله در سطح زخم‌پوش به علایم الکتریکی تبدیل می‌شود و محرک لازم برای تحریک بافت‌های آسیب‌دیده را فراهم می‌سازد (شکل ۳) [۱۹، ۱۷]. چنین قابلیتی باعث می‌شود زخم‌پوش بدون نیاز به باتری یا تجهیزات خارجی به‌طور پیوسته عمل کند. در نتیجه، فرایند درمان هوشمند با حرکات طبیعی بدن همگام شده و حتی در شرایطی که بیمار فعالیت اندکی دارد، جریان الکتریکی کافی برای فعال‌سازی مسیرهای سلولی مرتبط با ترمیم ایجاد می‌شود. این ویژگی نه‌تنها وابستگی به دستگاه‌های خارجی را حذف می‌کند، بلکه استفاده بالینی و روزمره از این فناوری را ساده‌تر و ایمن‌تر می‌سازد.

۴–۴ نمونه‌هایی از ترکیب زخم‌پوش‌های پلیمری با TENG

در سال‌های اخیر، پژوهش‌های مختلفی روی زخم‌پوش‌های پلیمری مجهز به TENG انجام شده است. برای مثال جانگ و همکاران، در پژوهشی نوآورانه، وصله (Patch) نانومولد تریبوالکتریک یونی (Ionic TENG) را به‌عنوان سامانه‌ی پوشیدنی و خودتأمین انرژی برای تسریع ترمیم زخم طراحی و معرفی کردند. با توجه به شکل ۴، این وصله از سکویی کاملاً کشسان و ژل‌پایه تشکیل شده است که شامل بخش‌های تولیدکننده تریبوالکتریک، سیم‌های رسانای یونی و لایه‌ی کشسان محافظ است. در این ساختار، از ژل رسانای یونی بر

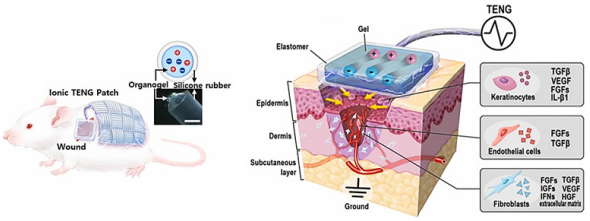


شکل ۳ سازوکار و فرایند تحریک میدان الکتریکی متناوب با استفاده از نانومولد تریبوالکتریک. الف) مرحله تکثیر: در این مرحله، میدان الکتریکی اعمال‌شده عمدتاً بر فیبروبلاست‌ها و میوفیبروبلاست‌ها تأثیر گذاشته و موجب افزایش تکثیر و هم‌راستایی آن‌ها می‌شود. ب) مرحله بازسازی: در این مرحله، الیاف ماتریس خارج‌سلولی (ECM) سازمان‌یافته شده و در نتیجه انقباض زخم رخ می‌دهد. ج) طرح‌واره‌ای از فرایند کلی ترمیم زخم تحت تأثیر تحریک الکتریکی تولیدشده توسط نانومولد تریبوالکتریک [۱۷].

پایه پلی‌آکریل‌آمید با آرایش ریز لوله‌ای درون ماتریس کشسان استفاده شده است که ضمن برخورداری از انعطاف‌پذیری و کشسانی بالا، به‌صورت هم‌زمان نقش سیم رسانا و ژنراتور پوشیدنی را ایفا می‌کنند. وصله طراحی‌شده علاوه بر عملکرد به‌عنوان زخم‌پوش محافظ، قادر است به‌عنوان الکترود زیستی فعال، میدان الکتریکی یکنواخت و متقارنی را به‌طور مستقیم بر سطح زخم اعمال کند. بررسی‌های برون‌تنی این گروه پژوهشی نشان داد که میدان الکتریکی تولیدشده توسط iTENG منجر به افزایش مهاجرت و تکثیر فیبروبلاست‌ها و تحریک ترشح فاکتورهای رشد در سلول‌های فیبروبلاست پوستی انسان سالم و بیماران دیابتی می‌شود. علاوه بر آن، نتایج مطالعات درون‌تنی نیز تأیید کرد که استفاده از وصله‌های iTENG موجب تسریع قابل‌توجه در بسته‌شدن زخم و بازسازی بافتی در مدل‌های حیوانی می‌شود [۲۰].

در پژوهشی دیگر، ژاو و همکاران سامانه‌ای نوین با عنوان LH-TENG را توسعه دادند که با بهره‌گیری از انرژی مافوق‌صوت و استفاده از هیدروژل رسانای چسبنده حاوی هیدروکسی‌پروپیل سلولز و پلی‌آکریل‌آمید به‌عنوان الکترود، قادر است بدون نیاز به منبع تغذیه خارجی، میدان الکتریکی یکنواختی در ناحیه زخم ایجاد کند. این میدان موجب افزایش مهاجرت و تکثیر سلولی و در نتیجه تسریع ترمیم زخم می‌شود. همچنین، دستگاه دارای خاصیت ضدباکتریایی بوده و به‌دلیل زیست‌سازگاری و ساختار ساده‌اش، گزینه‌ای امیدبخش برای درمان زخم‌های مزمن عفونی و قابل‌کاشت محسوب می‌شود [۲۱].

ژنگ و همکاران، نوعی نانومولد تریبوالکتریک زیست‌سازگار را بر پایه‌ی پروتئین ابریشم عنکبوت طراحی و معرفی کردند تا گامی مؤثر در توسعه الکترونیک‌های خودتأمین انرژی و سازگار با محیط زیست بردارند. آن‌ها با بهره‌گیری از مهندسی ژنتیک پروتئین‌های ابریشم، موفق به ساخت ماده‌ای شدند که دارای ویژگی‌های تریبوالکتریک قابل‌برنامه‌ریزی، قابلیت عملکرد چندمنظوره، امکان تولید در مقیاس بزرگ و بازده الکتریکی بالا است. نانومولد توسعه‌یافته ژنگ و همکاران با بهره‌گیری



شکل ۴ طرح‌واره‌ای از فرایند ترمیم سریع زخم از طریق ترشح زیست‌مولکول‌ها و تشکیل بافت پوستی جدید تحت تأثیر میدان الکتریکی ایجادشده توسط وصله‌ی یونی نانومولد تریبوالکتریک [۲۰].

از ساختار سبز و زیست‌سازگار خود، توانست انرژی مکانیکی محیطی را به توان الکتریکی قابل استفاده تبدیل کند. آن‌ها همچنین وصله بدون دارو مبتنی بر این فناوری طراحی کردند که در آزمون‌های درون‌تنی و برون‌تنی، عملکرد ضدمیکروبی قابل‌توجهی از خود نشان داد. این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از پلیمرهای بر پایه پروتئین‌های ابریشم می‌تواند مسیر تازه‌ای برای توسعه TENG زیستی با عملکرد بالا و کاربردهای گسترده در حوزه‌های پزشکی، حسگری هوشمند و برداشت انرژی پایدار فراهم سازد [۲۲].

شارما و همکاران نوعی زخم‌پوش تعاملی خودتأمین انرژی طراحی کردند که با ترکیب هیدروژل رسانا و نانومولد تریبوالکتریک مبتنی بر غشای پلی‌وینیلیدین‌فلورید قادر است هم‌زمان تحریک الکتریکی و محیط مرطوب و بهینه برای ترمیم زخم را فراهم کند. هیدروژل متشکل از پلی‌دوپامین کربنی‌شده/ پلی‌دوپامین/ پلی‌آکریل‌آمید بوده و ضمن چسبندگی و کشسانی بالا، به‌عنوان الکترود رسانا عمل می‌کند. نتایج آزمایش‌های درون‌تنی و برون‌تنی نشان داد که این سامانه با افزایش مهاجرت و تکثیر سلولی موجب تسریع ترمیم زخم‌های دیابتی می‌شود. این پژوهش نشان می‌دهد که ترکیب نانومولد تریبوالکتریک با هیدروژل رسانا می‌تواند رویکردی مؤثر برای درمان زخم‌های مزمن و دیرترمیم باشد [۲۳].

نتایج این پژوهش‌ها نشان می‌دهد که ادغام مؤلفه‌های تریبوالکتریک در زخم‌پوش‌های پلیمری نه‌تنها تحریک الکتریکی کنترل‌شده‌ای برای سلول‌های پوستی فراهم می‌کند، بلکه از طریق افزایش فعالیت ضدباکتری، کنترل التهاب و بهبود کیفیت بافت جدید، کارایی زخم‌پوش‌های پیشرفته را به‌طور چشمگیری ارتقا می‌دهد.

۵ چالش‌ها و چشم‌اندازهای آتی

۵–۱ مشکلات پایداری و بازده

با وجود پیشرفت‌های حاصل از ترکیب نانومولدهای تریبوالکتریک با زخم‌پوش‌های پلیمری، پایداری و بازده عملکرد پایین همچنان مانع اصلی در کاربرد بالینی این سامانه‌ها است. تماس و جدایش متوالی سطوح تریبوالکتریک آن‌ها را در برابر رطوبت، ترشحات زخم و سایش مکانیکی آسیب‌پذیر می‌سازد و منجر به کاهش چگالی بار سطحی و افت ولتاژ خروجی می‌شود [۱۹، ۸]. علاوه بر این، انرژی مکانیکی حاصل از حرکات طبیعی بدن محدود بوده و موجب نوسان در تحریک الکتریکی می‌شود، ازاین‌رو، استفاده از مدارهای تنظیم و ذخیره ولتاژ ضروری است. به‌کارگیری مواد نانوساختار رسانا

یا دی‌الکتریک، لایه‌های چندگانه و اصلاح سطحی در مقیاس نانو می‌تواند بازده را بهبود دهد. همچنین، دوام مکانیکی به‌دلیل تماس‌های مکرر کاهش می‌یابد، اما استفاده از پوشش‌های آب‌گریز، لایه‌های خودترمیم‌شونده و بسته‌بندی‌های محافظ به افزایش عمر عملکردی کمک می‌کند. در مجموع، بهبود پایداری، بازده و تولید جریان پایدار در شرایط متغیر بدن برای انتقال این فناوری از سطح آزمایشگاهی به عرصه‌ی بالینی ضروری است.

۵–۲ چالش‌های تولید صنعتی و هزینه‌ی مواد

یکی از مهم‌ترین چالش‌ها در گسترش کاربرد زخم‌پوش‌های مجهز به نانومولد تریبوالکتریک، محدودیت در تولید صنعتی و هزینه‌ی بالای مواد اولیه است. بیشتر نمونه‌های موجود تنها در مقیاس آزمایشگاهی و با روش‌های دستی یا چاپ محدود ساخته شده‌اند، در حالی‌که برای کاربرد بالینی، نیاز به فرایندهای تولید دقیق، پایدار و اقتصادی وجود دارد. از نظر اقتصادی، مواد تریبوالکتریک و اجزای رسانا از جمله عوامل تعیین‌کننده هزینه هستند، موادی مانند فلوئوروپلیمرها و پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان (PDMS) با وجود بازده بالا، به‌دلیل قیمت زیاد و دشواری فرایندپذیری برای تولید انبوه مناسب نیستند [۲۰]. همچنین، اتصال لایه‌های فعال به بستر پلیمری زخم‌پوش باید به‌گونه‌ای انجام شود که ضمن حفظ انعطاف‌پذیری، از جداشدگی در اثر رطوبت یا حرکت پوست جلوگیری کند، فرایندی که در مقیاس صنعتی نیازمند کنترل دقیق دما، فشار و ضخامت لایه‌ها است [۱۹]. در سال‌های اخیر، راهکارهایی نظیر فناوری چاپ و رول‌به‌رول، استفاده از الکترودهای کربنی یا الیاف رسانا و بهره‌گیری از پلیمرهای زیست‌تخریب‌پذیر کم‌هزینه‌تر برای کاهش هزینه‌ها پیشنهاد شده‌اند. با این حال، ترکیب الزامات زیستی (زیست‌سازگاری، انعطاف‌پذیری، ضدالتهاب بودن) با ویژگی‌های مکانیکی و الکتریکی مطلوب (رسانایی، دوام و بازده بالا) همچنان دشوار است. با این حال، دستیابی به تعادل میان کارایی، هزینه و قابلیت تولید در مقیاس بزرگ، همراه با توسعه‌ی روش‌های ساخت ساده‌تر و مواد در دسترس‌تر، گام اساسی برای انتقال این فناوری از سطح آزمایشگاهی به کاربردهای بالینی عملی به شمار می‌آید.

۵–۳ چالش‌های فنی در عملکرد زخم‌پوش‌های تریبوالکتریکی

یکی از چالش‌های اصلی در زخم‌پوش‌های تریبوالکتریک، کاهش پایداری عملکرد در محیط مرطوب و زیستی زخم است، زیرا رطوبت، ترشحات زخم و تغییرات pH موجب تخلیه بار و افت توان خروجی می‌شوند. برای رفع این مشکل، از پوشش‌های آب‌گریز، لایه‌های کشسان محافظ و ساختارهای ترکیبی مایع–جامد استفاده می‌شود، اما افزایش ضخامت این لایه‌ها ممکن است تهویه زخم و اپی‌تلیال‌سازی را مختل کند. همچنین، حرکات پوست و تغییرات مکانیکی باعث نوسان میدان الکتریکی می‌شوند که با به‌کارگیری پلیمرهای نرم، هیدروژل‌های رسانا و نانوالیاف می‌توان آن را کاهش داد [۱۷، ۸]. در نتیجه، دستیابی به عملکرد پایدار در این زخم‌پوش‌ها نیازمند طراحی هم‌زمان مواد و ساختار زیستی به‌صورت متعادل و سازگار با بدن است.

۵–۴ چالش‌های زیستی و ایمنی بلندمدت

در کنار چالش‌های فنی، ایمنی زیستی و اثرات بلندمدت تحریک الکتریکی از موانع مهم در توسعه‌ی زخم‌پوش‌های تریبوالکتریکی محسوب می‌شود. هرچند مطالعات نشان داده‌اند که میدان‌های الکتریکی ضعیف می‌توانند موجب افزایش تکثیر فیبروبلاست‌ها، تحریک فاکتورهای رشد و تسریع ترمیم بافت شوند، اما هنوز دامنه‌ی ایمن شدت و مدت تحریک برای کاربرد بالینی مشخص نیست. تحریک بیش‌ازحد یا تماس نامناسب ممکن است باعث التهاب یا اختلال در بازسازی طبیعی بافت شود. همچنین، پایداری مواد و الکترودها در تماس طولانی‌مدت با پوست و زخم باید بررسی شود، زیرا برخی مواد مانند فلوئوروپلیمرها و نانوذرات فلزی می‌توانند واکنش‌های ایمنی خفیف ایجاد کنند. استفاده از پلیمرهای زیست‌سازگار، الکترودهای نرم و مواد طبیعی زیست‌تخریب‌پذیر می‌تواند این خطرات را کاهش دهد و سازگاری با بدن را افزایش دهد [۱۹، ۱۸]. در نهایت، انجام آزمایش‌های بلندمدت حیوانی و تدوین استانداردهای مشخص برای شدت تحریک، مدت استفاده و ترکیب مواد، برای اطمینان از کاربرد ایمن و پایدار این فناوری در درمان‌های بالینی آینده ضروری است.

۵–۵ فرصت‌ها و مسیر آینده

با وجود چالش‌های فنی و زیستی، زخم‌پوش‌های تریبوالکتریک چشم‌انداز روشنی در درمان زخم‌های پیچیده و مزمن دارند. این سامانه‌ها با تولید خودکار انرژی از حرکات بدن، می‌توانند جایگزین مؤثری برای تجهیزات الکتریکی خارجی در تحریک الکتریکی هدفمند، بهبود جریان خون و تسریع بازسازی بافت باشند. افزون بر این، ادغام این زخم‌پوش‌ها با سامانه‌های هوشمند پایش زخم و حسگرهای زیستی، امکان کنترل هم‌زمان روند ترمیم، دما، pH و میزان رطوبت را فراهم می‌سازد. چنین رویکردی می‌تواند مسیر توسعه‌ی زخم‌پوش‌های خودکار و

پاسخ‌گو به شرایط فیزیولوژیکی را هموار کند.
در نهایت، گسترش پژوهش‌های میان‌رشته‌ای در زمینه‌ی مهندسی مواد، زیست‌الکترونیک و پزشکی بازساختی، می‌تواند پایه‌گذار نسل آینده‌ی زخم‌پوش‌های هوشمند و خودتغذیه‌کننده باشد که توانایی ترکیب درمان، پایش و ترمیم هم‌زمان زخم را خواهند داشت.

۶ نتیجه‌گیری

زخم‌پوش‌های تریبوالکتریکی با توانایی تبدیل انرژی مکانیکی حرکات بدن به تحریک الکتریکی، رویکردی نوین و کارآمد در حوزه ترمیم بافت و درمان زخم‌ها ارائه کرده‌اند. این سامانه‌ها بدون نیاز به منبع تغذیه خارجی، با استفاده از حرکات طبیعی بدن بیمار مانند تنفس یا انقباض عضلات، جریان الکتریکی ملایمی تولید می‌کنند که موجب تحریک فیبروبلاست‌ها، افزایش ترشح فاکتورهای رشد، بهبود جریان خون موضعی و تسریع فرایند بازسازی بافتی می‌شود. با این حال، چالش‌هایی همچون کاهش پایداری در محیط مرطوب، افت عملکرد در تماس با ترشحات زخم، بازده پایین در تبدیل انرژی مکانیکی به الکتریکی و هزینه بالای تولید مواد و اجزای رسانا، مانع از گسترش کاربرد بالینی این فناوری شده است. علاوه بر موانع فنی، ایمنی بلندمدت تحریک الکتریکی و سازگاری مواد با محیط زیستی بدن نیز از نگرانی‌های اساسی محسوب می‌شود. در صورت اعمال تحریک بیش‌ازحد یا استفاده از مواد ناپایدار، احتمال بروز التهاب، تحریک ایمنی یا اختلال در بازسازی طبیعی بافت وجود دارد. ازاین‌رو، طراحی زخم‌پوش‌هایی با مواد زیست‌سازگار، رسانای نرم و قابل‌تجزیه طبیعی می‌تواند خطرات زیستی را کاهش داده، سازگاری سامانه را با بافت بدن افزایش دهد. پیشرفت در این حوزه‌ها می‌تواند زمینه‌ساز نسل آینده زخم‌پوش‌های هوشمند، خودتغذیه‌کننده و چندعملکردی شود که قادرند انرژی تولید کنند، فرایند ترمیم را تسریع بخشند و به‌صورت بلادرنگ وضعیت زخم را پایش کنند.

مراجع

1. Rezvani Ghomi E., Niazi M., and Ramakrishna S., The Evolution of Wound Dressings: From Traditional to Smart Dressings, *Polymers for Advanced Technologies*, 34, 2, 520-530, **2023**.
2. Koosha M., Modern Commercial Wound Dressings and Introducing New Wound Dressings for Wound Healing: A Review, *Basparesh*, 6, 4, 65-80, **2017**.
3. Rezvani Ghomi E., Khalili S., Nouri Khorasani S., Esmaeely Neisiany R., and Ramakrishna S., Wound Dressings: Current Advances and Future Directions, *Journal of Applied Polymer Science*, 136, 27, 47738, **2019**.
4. Sheokand B., Vats M., Kumar A., Srivastava C. M., Bahadur I., and Pathak S. R., Natural Polymers Used in the Dressing Materials for Wound Healing: Past, Present, and Future, *Journal of Polymer Science*, 61, 14, 1389-1414, **2023**.
5. Sadeghi M., Rahimnejad M., Adeli H., and Feizi F., Wound Healing: An Overview of Wound Dressings in Health Care, *Current Pharmaceutical Biotechnology*, 23, **2022**.
6. Stechmiller J. K., Understanding the Role of Nutrition and Wound Healing, *Nutrition in Clinical Practice (NCP)*, 25, 1941-2452, **2010**.
7. Farazin A., Torkpour Z., Dehghani S., Mohammadi R., Fahmy M., Saber-Samandari S., Labib K., and Khandan A., A Review of Polymeric Wound Dress for the Treatment of Burns and Diabetic Wounds, *International Journal of Basic Science in Medicine*, 6, 44-50, **2021**.
8. Xiao X., Xiao X., Nashalian A., Libanori A., Fang Y., Li X., and Chen J., Triboelectric Nanogenerators for Self-Powered Wound Healing, *Advanced Healthcare Materials*, 10, 20, 2100975, **2021**.
9. Zhu G., Peng B., Jing Q., and Wang Z., Triboelectric Nanogenerators as a New Energy Technology: From Fundamentals, Devices, to Applications, *Nano Energy*, 14, 126-138, **2015**.
10. Wang S., Lin L., and Wang Z. L., Triboelectric Nanogenerators as Self-powered Active Sensors, *Nano Energy*, 11, 436-462, **2015**.
11. Wang Z. L., Triboelectric Nanogenerators as New Energy Technology for Self-Powered Systems and as Active Mechanical and Chemical Sensors, *ACS Nano*, 7, 11, 9533-9557, **2013**.
12. Zhang R., and Olin H., Material Choices for Triboelectric Nanogenerators: A Critical Review, *EcoMat*, 2, 4, e12062, **2020**.
13. Cheng T., Shao J., and Wang Z., Triboelectric Nanogenerators, *Nature Reviews Methods Primers*, 3, **2023**.
14. Savencu I., Sonia I., Porfire A., Bogdan C., and Tomuta I., Review of Advances in Polymeric Wound Dressing Films, *Reactive and Functional Polymers*, 168, 105059, **2021**.
15. Madaghiele M., Demitri C., Sannino A., and Ambrosio L., Polymeric Hydrogels for Burn Wound Care: Advanced Skin Wound Dressings and Regenerative Templates, *Burns & Trauma*, 2, 4, **2014**.
16. Pan Z., Ye H., and Wu D., Recent Advances on Polymeric Hydrogels as Wound Dressings, *APL Bioengineering*, 5, 011504, **2021**.
17. Yum H.-Y., Han S. A., Konstantinov K., Kim S.-W., and Kim J. H., Smart Triboelectric Nanogenerators Toward Human-Oriented Technologies: Health Monitoring, Wound Healing, Drug Delivery, *Advanced Materials Technologies*, 8, 10, 2201500, **2023**.
18. Kao F. C., Ho H. H., Chiu P. Y., Hsieh M. K., Liao J. C., Lai P. X., Huang Y. F., Dong M. Y., Tsai T. T., and Lin Z., Self-Assisted Wound Healing Using Piezoelectric and Triboelectric Nanogenerators, *Science and Technology of Advanced Materials*, 23, 1468-6996, **2022**.
19. Wang W., Sun W., Du Y., Zhao W., Liu L., Sun Y., Kong D., Xiang H., Wang X., Li Z., and Ma Q., Triboelectric Nanogenerators-Based Therapeutic Electrical Stimulation on Skin: from Fundamentals to Advanced Applications, *ACS Nano*, 17, 9793–9825, **2023**.
20. Jeong S.-H., Lee Y., Lee M.-G., Song W., Park J. U., and Sun J.-Y., Accelerated Wound Healing With an Ionic Patch Assisted by a Triboelectric Nanogenerator, *Nano Energy*, 79, 105463, **2021**.
21. Lv X., Guo C., Luo S., Qi L., Shi J., Zhao J., Chen Y., He A., and Fan Q., Self-Adhesive Ultrasound-Mediated Triboelectric Nanogenerator Device for Subcutaneous Antibacterial Treatment and Accelerated Wound Healing, *Science China Materials*, 68, **2024**.
22. Zhang Y., Zhou Z., Sun L., Liu Z., Xia X., and Tao T., Genetically Engineered Bio-Functional Triboelectric Nanogenerators Using Recombinant Spider Silk, *Advanced Materials*, 30, 1521-4095 **2018**.
23. Sharma A., Panwar V., Mondal B., Prasher D., Bera M. K., Thomas J., Kumar A., Kamboj N., Mandal D., and Ghosh D., Electrical Stimulation Induced by a Piezo-Driven Triboelectric Nanogenerator and Electroactive Hydrogel Composite Accelerate Wound Repair, *Nano Energy*, 99, 107419, **2022**.