

مروری بر برقریسی و کنترل ریزساختار مش‌های بی‌بافت و کاربردهای آن

Electrospinning and microstructure control of non-woven mat

مینا فرخزاده^۱ و هژیر کورکی^۲

۱ ایران، کرمان، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان، دانشکده شیمی و مهندسی شیمی، گروه بیوتکنولوژی ۷۶۳۱۸۱۸۳۵۶
۲ ایران، کرمان، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان، دانشکده شیمی و مهندسی شیمی، گروه مهندسی پلیمر ۷۶۳۱۸۱۸۳۵۶

چکیده

به‌طور کلی نانوالیاف به الیافی اطلاق می‌شود که قطر آنها کمتر از ۵۰۰ نانومتر و نسبت طول به قطر آنها بیشتر از ۵۰ باشد. لازم به ذکر است که تولید الیاف با ظرافت‌های بسیار بالا، به دلیل کارایی و خصوصیات منحصر به فرد آنها همواره مورد توجه محققین بوده است. یکی از روش‌های تولید الیاف در ابعاد نانومتری برقریسی می‌باشد. در این روش با کشیدن محلول یا مذاب پلیمر باردار شده در میدان الکتریکی بسیار قوی بین سوزن پاشش و جمع‌کننده مش‌های متشکل از الیاف در ابعاد نانومتری تولید می‌شوند. از ویژگی‌های مش‌های تولیدی که تاثیرگذار بر خواص آنها می‌باشد می‌توان به قطر الیاف، توزیع اندازه قطر الیاف، تخلخل، ساختار مولکولی، خواص مکانیکی و خواص سطحی آن اشاره نمود. ویژگی این مش‌ها را می‌توان با تغییر در شرایط محیطی تولید، خواص مواد محلول یا مذاب رسیده شده و عوامل فرآیندی تولید الیاف کنترل نمود. کنترل ویژگی‌های مش‌های تولیدی گستره وسیعی از کاربرد برای آنها فراهم آورده است. زمینه‌های تحقیقاتی همچون نساجی، بهبود زخم، رهایش دارو، بافت مصنوعی، کاتالیزگر و فیلتراسیون از برجسته‌ترین کاربردهای مش‌های تولیدی می‌باشند. در این مطالعه اصول برقریسی برای تولید مش‌ها، ویژگی‌ها و تاثیر عوامل مختلف بر ویژگی‌های مش‌ها، پلیمر زیستی پر کاربرد برای تولید مش‌ها و کاربردهای برجسته مش‌ها بررسی شده‌اند. حاصل نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که با کنترل ریزساختار مش‌های برقریسی شده می‌توان ویژگی‌های خاصی برای کاربردهای مختلف به آنها القا نمود.

مقدمه

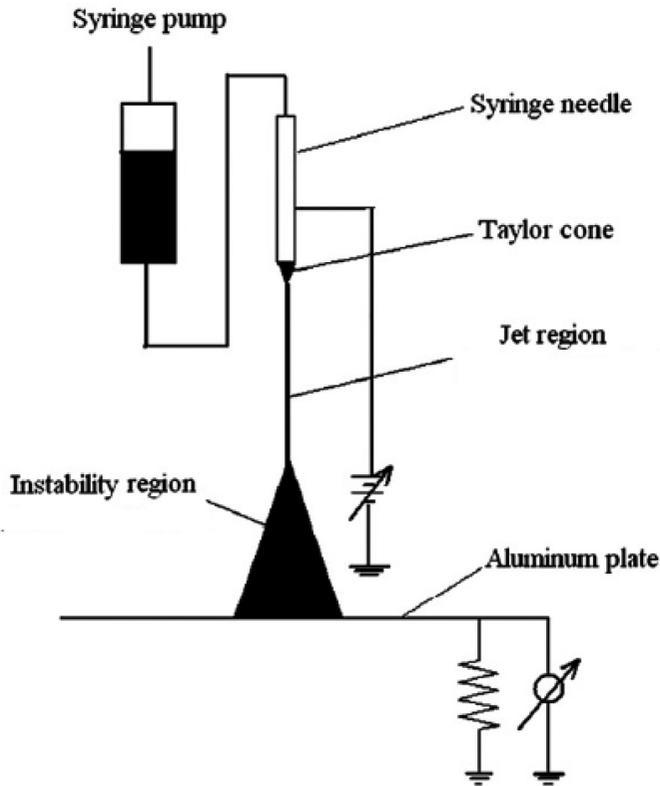
کلمات کلیدی

و پزشکی تولید عضوهای مصنوعی ساخته شده از سلول‌های بدن خود بیمار است. پیشرفت مهندسی بافت در مقیاس نانومتری سبب بهبود روند بازیابی و حفظ عملگرهای زیستی انسان می‌شود. بنابراین علم مهندسی بافت، وعده ای برای جایگزینی روش‌های معمول مانند پیوند اعضا یا ایمپلنت مصنوعی است. اگرچه بیماران مبتلا به بیماری و اندام‌های زخمی ممکن است با اندام‌های پیوند شده درمان شوند، اما کمبود اهداکننده عضو و عدم سازگاری طولانی مدت عضو اهدا شده، این بیماران را تهدید می‌نمایند. بنابراین مهندسی بافت می‌تواند راه‌حل

مهندسی بافت علمی گسترده برای بهبود و بازسازی عملگرهای فیزیولوژیکی است [۱]. مهندسی بافت به‌عنوان یک فناوری بیوتکنولوژی در ارتباط با شاخه‌های علمی همچون علوم فیزیکی، مهندسی مولکولی، بیوتکنولوژی، نانوتکنولوژی، مهندسی پلیمر و پزشکی است. از دانش به دست آمده از تکامل موجودات زنده برای اهداف این فناوری استفاده می‌شود. نانوبیوتکنولوژی حاصل تلفیق فیزیولوژی انسانی برای تکامل سامانه‌های پیچیده مصنوعی و فناوری نانو است. ارتباط نانوبیوتکنولوژی

نانوالیاف،
برقریسی،
کنترل ریزساختار،
ولتاژ،
غلظت،
بایو پلیمرها

* مسئول مکاتبات، پیام‌نگار: hajir.kourki@kgut.ac.ir



شکل ۱- فرآیند برق‌ریسی [۶]

شناسایی ریزساختار مش‌های برق‌ریسی شده ریخت‌شناسی

قطر متوسط الیاف، خلل و فرج سطح لیف و لایه‌های نانوالیاف، وابسته به ریخت‌شناسی آنها است. ریخت‌شناسی نانوالیاف برق‌ریسی شده را می‌توان به وسیله میکروسکوپ الکترونی روبشی و میکروسکوپ الکترونی عبوری مورد بررسی قرار داد. همچنین میکروسکوپ نیروی اتمی وسیله مناسب برای بررسی حفرات با اندازه‌های متفاوت در سطح الیاف است. مزیت میکروسکوپ نیروی اتمی نسبت میکروسکوپ الکترونی روبشی و میکروسکوپ الکترونی عبوری این است که علاوه بر اندازه توزیع حفرات می‌توان با میکروسکوپ نیروی اتمی عمق حفرات را نیز اندازه‌گیری کرد [۷]. اخیراً از بین روش‌های مورد استفاده در تعیین میزان تخلخل، روش برونر، امت و تدر که مبتنی بر جذب می‌باشد در ریخت‌شناسی مش‌ها بسیار مورد توجه قرار گرفته است [۸]. در شکل ۲ ساختار الیاف پلی لاکتیک گلیکولیک اسید تولیدی با استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی مشاهده گردید. که با افزایش ولتاژ از ۱۲ کیلوولت به ۱۸ کیلوولت قطر الیاف کاهش می‌یابد [۹].

ساختارشناسی مش‌های برق‌ریسی شده پلی لاکتیک گلیکولیک اسید با استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی در ولتاژهای (الف) ۱۲ کیلوولت، (ب) ۱۵ کیلوولت و (ج) ۱۸ کیلوولت انجام گرفت که قطر الیاف به ترتیب ۵/۲، ۳/۶ و ۳/۴ میکرومتر می‌باشد.

قطعی برای توسعه بازسازی بافت در شرایط آزمایشگاهی و داخل بدن ارائه دهد. در حقیقت مهندسی بافت امکان تولید یک بافت جدید با کمک سلول‌های بنیادی یا سلول‌های تمایز یافته‌ی، همان بافت را برای ما فراهم می‌آورد. ایجاد بافت جدید در بدن نیازمند یک بستر جهت قرار گرفتن سلول‌ها بر آن و تقلید از زمینه خارج سلولی در داخل بدن می‌باشد. در اصطلاح به این بستر داربست گفته می‌شود [۲].

داربست‌های تولید شده در مهندسی بافت باید خصوصیات فیزیکی و شیمیایی سطحی مناسب را داشته باشند تا پس از کشت سلول‌ها، چسبندگی و اتصال مناسبی بین سلول‌ها و داربست به وجود آید از جمله خصوصیتی که باید در طراحی داربست نانولیفی در نظر گرفته شود، یکنواختی زیاد، قطر کم، سرعت رشد سلول، زیست سازگاری، زیست تخریب پذیری، آرایش یافتگی، تخلخل، ناهمواری و سختی سطح می‌باشند [۳].

روش‌های مختلفی برای تولید چنین ساختارهای لیفی به کار گرفته شده است. از میان این روش‌ها، با برق‌ریسی می‌توان الیافی بسیار ظریف و پیوسته از مواد مختلف مانند پلیمرها در حالت محلول یا مذاب تهیه نمود [۴]. در روش برق‌ریسی از یک منبع ولتاژ بالا جهت تولید بار الکتریکی در جریان محلول یا مذاب پلیمری استفاده می‌شود. به منظور تولید الیاف یکی از الکترودهای منبع تغذیه ولتاژ بالا به محلول پلیمری و الکتروُد دیگر به جمع‌کننده رسانا متصل می‌گردند. با عبور محلول از درون لوله موئینه، در اثر میدان الکتریکی حاصل از منبع تغذیه ولتاژ بالا مابین نوک لوله موئینه و جمع‌کننده، سیال باردار شده و از نوک لوله موئین به سمت جمع‌کننده کشیده می‌شود. در حین حرکت سیال حلال تبخیر شده و رشته‌هایی با قطر زیر میکرون بر روی جمع‌کننده تولید می‌گردند. در اثر برهم‌کنش نیروی ویسکوالاستیک بر کشش سطحی سیال، حرکت مارپیچی به سیال باردار القا می‌شود. در نتیجه نانو الیاف به صورت لایه به هم پیوسته و بی بافت تولید می‌گردند [۵].

اصول فرآیند برق‌ریسی

اصل اساسی برق‌ریسی ساده است. این سیستم ساده شامل یک سیستم خروجی فلزی (برای مثال یک سرنگ همراه با یک سوزن فلزی)، یک منبع تغذیه با ولتاژ بالا و یک جمع‌کننده زمینی است. برق‌ریسی روشی با نیروی محرکه الکترواستاتیکی برای تولید نانوالیاف است. نانوالیاف از محلول مایع یا مذاب پلیمری که از لوله موئین به منطقه با میدان الکتریکی بالا تغذیه می‌شود، تشکیل می‌شوند. زمانی که نیروهای الکترواستاتیکی بر تنش سطحی مایع غلبه می‌کنند، یک مخروط تیلور تشکیل می‌شود و یک جت باریک به سرعت به سمت هدف (جمع‌کننده) متصل به زمین و یا با بار مخالف شتاب می‌گیرد. در هم رفتگی زنجیره‌های پلیمری در داخل محلول، مانع فروپاشی جت برق‌ریسی در اثر چرخش در میدان الکتریکی می‌شود. این امر موجب پیوسته بودن جت محلول می‌شود. در طی این فرآیند، حین حرکت سریع جت برق‌ریسی به سمت جمع‌کننده، حلال از آن خارج می‌شود. وقتی که قسمت عمده حلال تبخیر شد جت به سمت ناحیه با ولتاژ کمتر که غالباً جمع‌کننده‌ای متصل به قطب منفی است حرکت خواهد کرد [۶]. فرآیند برق‌ریسی در شکل ۱ نشان داده شده است:

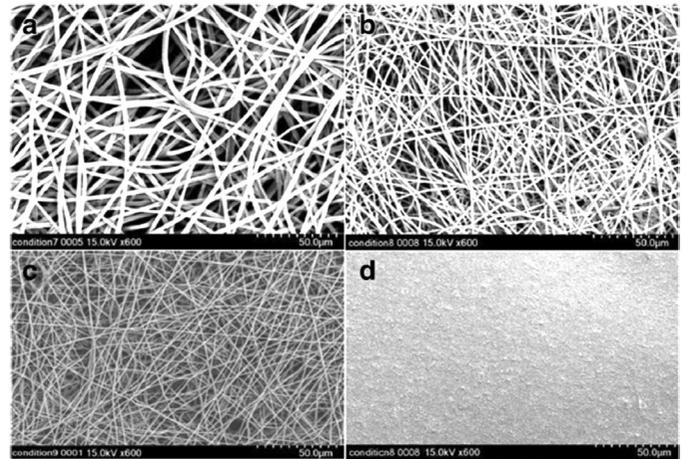
کششی متداول استفاده می‌شود. اما آزمایش کردن لیف منفرد به دانش بیشتری نیاز دارد زیرا تهیه نمونه و مشخصه‌یابی آن دشوار است [۱۱]، [۱۲]. از سه دستگاه ستون نگهدارنده آزاد یا مستقل از یک طرف، بر اساس سامانه تورفتگی و آزمایشگر استحکام کششی در مقیاس نانو می‌توان خواص استحکام کششی و خمشی نانوالیاف منفرد را سنجید.

خواص سطحی

خصوصیات آبدوستی و آبگریزی سطح مش‌های نانوالیاف می‌تواند چسبندگی اولیه سلول‌ها را تسهیل کند. به همین دلیل برای مشخص نمودن خصوصیت آبدوستی و آبگریزی سطح مش‌های نانوالیاف تست زاویه تماس گرفته می‌شود. اندازه‌گیری زاویه تماس با استفاده از تصاویر قطره‌های آب بر روی سطح مش‌های برقریسی، تعیین می‌شود. زاویه تماس برای هر نمونه در سه نقطه مختلف آن در دمای اتاق اندازه‌گیری می‌شود. ساختارهای متشکل از الیاف برقریسی شده خاصیت آبگریزی لایه را به طور بارزی افزایش می‌دهند و خاصیت آبگریزی فوق‌العاده‌ای را در پارچه‌های پلیمری ایجاد می‌کنند. با روش‌های اصلاح سطح می‌توان خاصیت آبگریزی را کاهش داد و سطحی آبدوست تهیه کرد. با استفاده از عملیات هوا پلاسما می‌توان زاویه تماس سطح را کاهش داد. طی عملیات پلاسما، گروه‌های قطبی شیمیایی وارد سطح بافت می‌شوند. در نتیجه انرژی سطحی پلیمر افزایش یافته، به دنبال آن زاویه تماس سطح کاهش می‌یابد [۱۳].

اثر پارامترهای برقریسی بر ریزساختار مش‌ها

عوامل موثر بر ریزساختار نانوالیاف تولید شده از طریق فرآیندهای برقریسی به سه دسته کلی فرآیندی، موادی و محیطی تقسیم می‌شوند. از جمله شرایط موادی می‌توان به غلظت محلول، گرانیوی، نوع حلال، کشش سطحی، هدایت الکتریکی، فراریت حلال، ثابت دی‌الکتریک حلال و دمای محلول اشاره نمود. ولتاژ اعمالی، فاصله ریسندگی، نرخ تغذیه، شکل جمع‌کننده‌ها، هندسه موئینه، دما، رطوبت و فشار محیط فرآیند برخی از شرایط فرآیندی و محیطی هستند [۱۴]. به‌طور خلاصه اثر عواملی همچون رطوبت، کشش سطحی، هدایت محلول، ولتاژ، فاصله سوزن برقریسی تا جمع‌کننده و غلظت در زیر اشاره شده است.



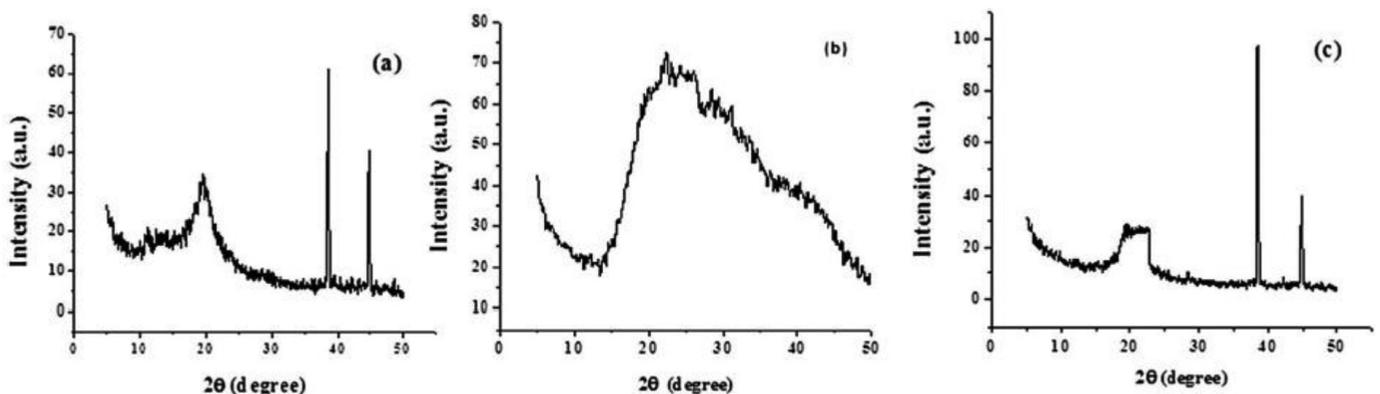
شکل ۲- ریزساختاری مش‌های برقریسی شده پلی لاکتیک گلیکولیک اسید با استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی در شرایط غلظت ۲۵ درصد وزنی، نرخ تغذیه ۱/۵ میلی لیتر بر ساعت، فاصله نوک سوزن برقریسی تا جمع‌کننده ۱۵ سانتی‌متر [۹]

ساختار مولکولی

ساختار مولکولی نانولیف بر رفتار مکانیکی، گرمایی و نوری لایه‌های نانوالیاف تأثیرگذار است. عملیات شیمیایی لایه‌های نانوالیاف بعد از ریسندگی، تغییرات مطلوبی در ساختار شیمیایی مولکول‌های پلیمر پدید می‌آورد. ساختار بلوری نانوالیاف پلیمری برقریسی شده با استفاده از تفرق اشعه ایکس و کالریتری تفاضلی روشی مطالعه می‌شود [۱۰]. در شکل ۳ تغییرات ساختاری با آزمون تفرق اشعه ایکس مطالعه و مشخص شد. با توجه به نتایج بدست آمده بارگذاری دارو در نانوالیاف کامپوزیت پلی‌وینیل الکل و آلژینات سدیم در طی پردازش توسط تفرق اشعه ایکس تایید شد [۱۰].

خواص مکانیکی

خواص مکانیکی نانوالیاف در کاربردهایی از قبیل جداسازی با غشا، بافت‌های مصنوعی، لباس‌های ایمنی و حسگرهای گازی و ... بسیار با اهمیت است. برای بررسی طول عمر و دوام مواد در چنین کاربردهایی، می‌بایست خواص مکانیکی لایه نانوالیاف و لیف منفرد نیز بررسی شود. برای آزمایش مکانیکی لایه‌های نانوالیاف، از روش آزمایش استحکام



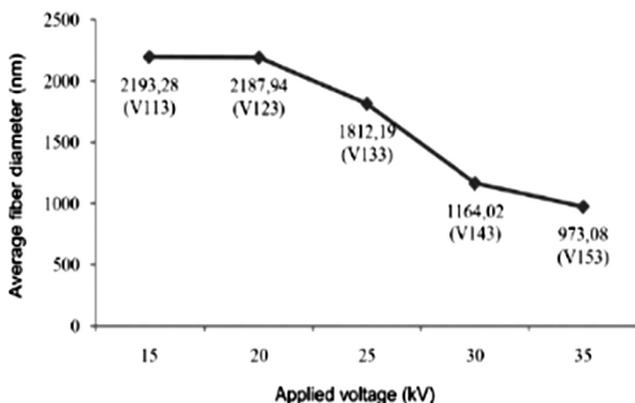
شکل ۳- طیف تفرق اشعه ایکس از (الف) نانوالیاف پلی‌وینیل الکل-آلژینات سدیم، (ب) انسولین خام (ج) انسولین بارگذاری شده در نانوالیاف پلی‌وینیل الکل-آلژینات سدیم [۱۰]

خواهد شد. با افزودن یون و افزایش بارها، کشیدگی جت بیشتر شده، در نتیجه الیاف با قطر کوچکتری تولید خواهد شد. اثر دیگر بارهای افزایش یافته، بیشتر شدن مساحت سطح رسوب دهی الیاف است. این امر به علت افزایش مسیر جت منجر به کاهش قطر الیاف تولید شده می‌شود. اندازه یون‌ها در مورفولوژی الیاف تأثیرگذار است. یون‌ها با شعاع اتمی کوچکتر قابلیت تحرک بیشتری در میدان الکترواستاتیک خارجی دارند. در نتیجه نیروی کشیدگی بیشتری بر جت اعمال کرده و الیافی با قطر کوچکتر را تولید خواهند کرد [۱۶، ۱۹].

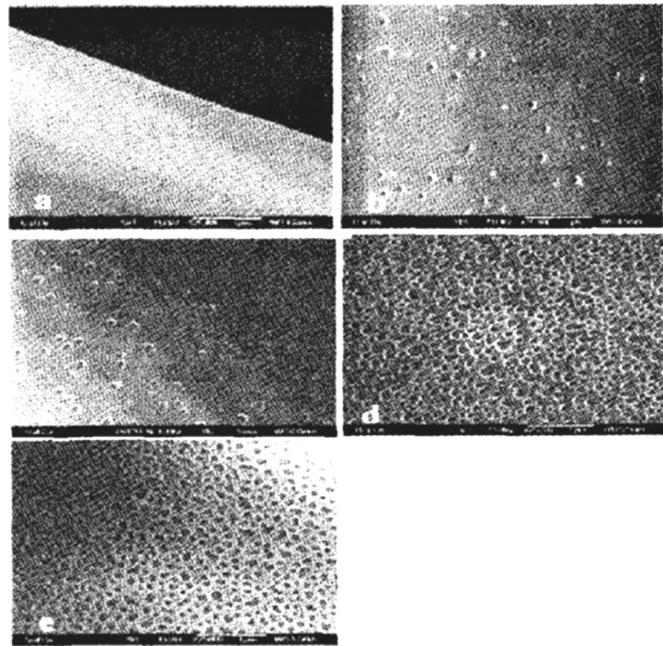
ولتاژ

یک شرط مهم عملیاتی، در کنترل قطر فیبرالیاف، ولتاژ اعمال شده است. ولتاژ مورد استفاده باید به اندازه کافی بالا باشد تا سبب مخروطی شکل شدن قطر محلول را در نوک سوزن برقریسی شود در نتیجه برقریسی نانوالیاف شروع شود [۲۱]. در حال حاضر به طوری تجربی ثابت شده است ولتاژ آستانه برای تغییر شکل قطره و شروع فرآیند برقریسی متأثر از گرانی و سرعت تغذیه می‌باشد. ولتاژ بالاتر ممکن است باعث کشش بیشتر محلول، به دلیل افزایش نیروهای الکترواستاتیک در جت و همچنین میدان الکتریکی قوی‌تر شود. در نتیجه، قطر لیف با افزایش ولتاژ کمتر می‌شود. از طرفی با افزایش ولتاژ زمان لازم برای برخواستن از نوک سوزن و نشستن محلول بر صفحه جمع‌کننده کاهش می‌یابد و با کاهش این زمان الیاف فرصت کافی برای نشستن ندارد در نتیجه سبب تشکیل الیاف قطورتر می‌شود. علاوه بر این، ولتاژ بالا نیز می‌تواند منجر به افزایش جرم جت کشیده شده شود که حاصل آن الیاف با قطر بزرگتر است. بنابراین رابطه‌ی بین ولتاژ اعمالی و قطر الیاف برقریسی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

جینمی دیو و همکارانش [۲۰] در سال ۲۰۰۸ اثر ولتاژ را بر فرآیند برقریسی پلیمر پلی‌اکریلونیتریل بعلاوه نمک استیل اکتونات آهن در محلول دی میتل فرمامید بررسی کرده‌اند. آنها این فرآیند را در ولتاژهای ۱۰، ۱۱/۸، ۱۳/۸ کیلووات انجام دادند و لیف‌های با قطر ۶۲۳، ۷۰۳، ۱۲۶۴ نانومتر تولید نمودند. نتایج آنها نشان‌دهنده افزایش قطر الیاف با



شکل ۵- میانگین قطر نانوالیاف در ولتاژهای اعمالی مختلف نرخ تغذیه ۰/۱ میلی لیتر بر ساعت، فاصله سوزن برقریسی تا جمع‌کننده ۸۰ میلی متر، قطر سرنگ ۱۰ میلی‌متر [۲۱]



شکل ۴ تأثیر افزایش رطوبت بر ریخت شناسی الیاف در شرایط ولتاژ ۱۰ کیلوولت، غلظت ۳۵ درصد وزنی و فاصله سوزن برقریسی تا جمع‌کننده ۳۵ سانتی‌متر (ز a تا e رطوبت بیشتر شده): (a) >۲۵٪، (b) ۳۱-۳۸٪، (c) ۴۰-۴۵٪، (d) ۵۰-۵۹٪، (e) ۶۰-۷۲٪ [۱۵]

شرایط محیط

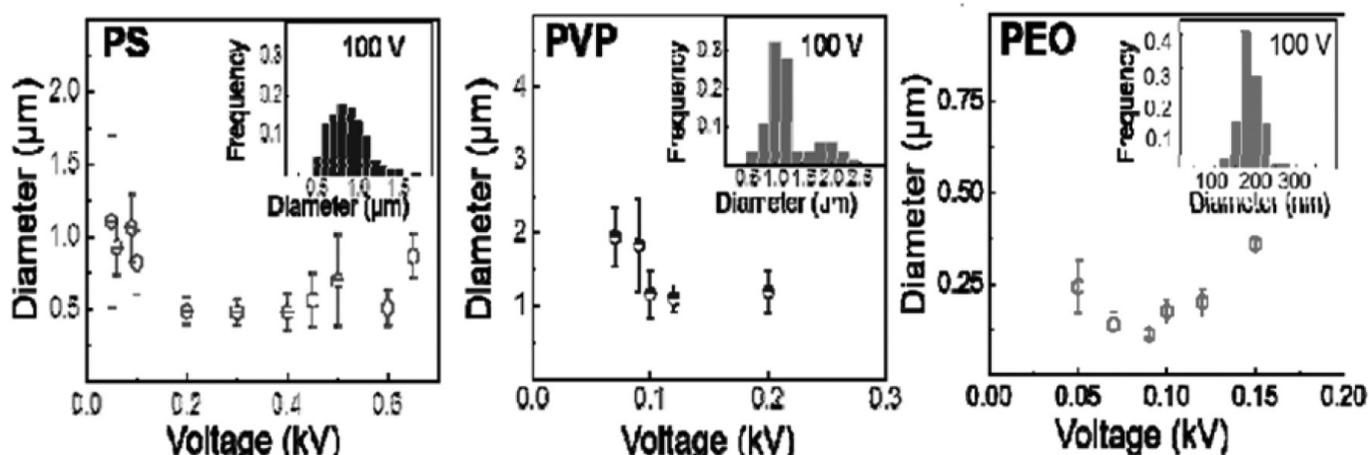
شرایط محیط مانند میزان رطوبت ممکن است بر فرآیند برقریسی اثرگذار باشد. در شکل ۴ اثر میزان رطوبت بر مش‌های برقریسی شده برای پلیمر پلی‌استایرن در نشان داده شده است. همانطور که در شکل قابل مشاهده است با افزایش میزان رطوبت میزان خلل و فرج افزایش می‌یابد.

کشش سطحی

کشش سطحی به تشکیل دانه کمک می‌کند. در واقع کاهش کشش سطحی برای تشکیل الیاف بدون دانه مفید خواهد بود. با افزودن پایدار کننده به محلول نیز می‌توان کشش سطحی را کاهش داد. افزودن پایدار کننده، بازدهی تولید الیاف یکنواخت را افزایش می‌دهد. حتی زمانی که پایدار کننده نامحلول به عنوان پودرهای ظریف در محلول توزیع می‌شود، ریخت‌شناسی الیاف بهبود خواهد یافت. ضریب کشش سطحی به حلال و پلیمر بستگی دارد و با تغییر نسبت آنها، تغییر خواهد کرد [۱۶، ۱۷].

هدایت محلول

فرآیند برقریسی اساساً نیازمند انتقال بار الکتریکی از الکتروده به قطره ریسندگی در انتهای روزنه می‌باشد. بنابراین حداقل رسانایی الکتریکی در محلول برای برقریسی ضروری است و محلول‌های فاقد رسانایی نمی‌توانند برقریسی شوند. حلال‌هایی که عمدتاً در برقریسی استفاده می‌شوند رسانایی به مراتب کمتر از آب مقطر دارند [۱۸]. هدایت محلول با افزودن یون‌ها افزایش خواهد یافت. همانطور که قبلاً ذکر شد، هنگامی که کشش محلول به طور کامل صورت نگیرد، دانه‌هایی در الیاف تشکیل



شکل ۶: میانگین قطر الیاف در ولتاژ اعمال شده برای PVP، PS و PEO [۲۴]

نتایج این تحقیق نشان دهنده کاهش قطر با افزایش ولتاژ است. آنها بر این باورند این تغییر در قطر الیاف به علت افزایش نیروی مخروطی تیلور در نوک سوزن است و افزایش درجه‌ی جهت یافتگی مولکولی در الیاف به دلیل افزایش نیروی اعمالی، مسئول کاهش قطر الیاف پلی لاکتید کو گلیکولید اسید می‌باشد.

سایر محققین نیز دیگر گزارش کرده‌اند که افزایش ولتاژ اعمال شده (به استثنای افزایش قدرت میدان الکتریکی)، نیروی جاذبه الکترواستاتیک را در جت مایع افزایش می‌یابد که در نهایت باعث کاهش اندازه قطر لیف می‌شود. در بیشتر موارد ولتاژ باعث کشش بیشتر محلول به دلیل نیروهای بیشتر الکترواستاتیک در جت و همچنین میدان الکتریکی قوی‌تر می‌شود و این اثرات منجر به کاهش قطر لیف می‌شوند [۲۲، ۲۳].

اما علاوه بر گزارشات قبل ژای لی و همکارانش [۲۴] در سال ۲۰۱۶ اثر ولتاژ بر روی قطر الیاف محلول‌های پلیمری پلی سولفون، پلی وینیل پیرولید و پلی اتیلن اکسید بررسی کردند. همانطور که در شکل ۶ مشخص است آنها رفتار غیریکنواخت از اثر ولتاژ بر قطر لیف را یافته‌اند. طبق مشاهدات آنها قطر الیاف تا یک محدوده از ولتاژ اعمالی با افزایش ولتاژ، کاهش می‌یابد و پس از آن افزایش می‌یابد.

ما بر این اعتقادیم که رفتار دوگانه از اثر ولتاژ بر قطر لیف بدلیل وجود یک ولتاژ مشخص برای محلول است که تا قبل از آن با افزایش ولتاژ بر اثر افزایش نیروهای کولمبیک قطر کم می‌شود و بعد از آن با افزایش ولتاژ به دلیل یکدفعه کشیدن محلول پلیمری قطر لیف زیاد می‌شود.

افزایش ولتاژ است. آنها بر این اعتقادند افزایش ولتاژ منجر به افزایش اثر میدان الکترواستاتیک بر جت شارژ محلول می‌شود و سرعت پرواز جت افزایش می‌یابد بنابراین زمان جت برای حرکت از آند به جمع کننده سریع می‌شود. بنابراین فرصت برای جت شارژ برای تقسیم شدن و بلند شدن کم می‌شود بنابراین لیف‌های با قطر بزرگتر تشکیل می‌شود.

بوگدان کرامریوک و همکارانش [۲۱] در سال ۲۰۱۳ اثر ولتاژ را بر محلول پلی اتیلن آمین + دی میتیل استامید + تتراهیدروفوران (نسبت یک به یک) در میزان خوراک دهی ۰/۱ میلی لیتر بر ساعت، فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده ۸۰ میلی متر، قطر سرنگ ۱۰ میلی‌متر، ظرف سرنگ ۳ میلی لیتر، قطر داخلی سوزن ۰/۴ میلی‌متر بررسی کردند. برخلاف نتایج جینمی دیو و همکارانش [۹] همانطور که در شکل ۵ مشخص است آنها مشاهده کردند با افزایش ولتاژ قطر الیاف کاهش می‌یابد.

آنها بر این اعتقادند که افزایش ولتاژ اعمال شده قدرت میدان الکتریکی را افزایش می‌دهد بنابراین با افزایش قدرت میدان الکتریکی نیروی الکترواستاتیک وارده بر محلول باردار شده افزایش می‌یابد این افزایش سبب کشیده شدن بیشتر الیاف می‌گردد که حاصل آن الیافی باریکتر است.

همچنین جی وان کوون و همکارانش [۹] در سال ۲۰۱۷ اثر ولتاژ را بر قطر الیاف محلول ۲۵ درصد وزنی پلی لاکتید کو گلیکولید اسید در مخلوط ۳:۱ از تتراهیدروفوران و دی میتیل فرمامید با شرایط ارایه شده در جدول ۱ بررسی کردند.

جدول ۱- پارامترهای برقریسی شده از میکروالیاف پلی لاکتید کو گلیکولید اسید [۹]

قطر الیاف	قصر سرنگ	نرخ تغذیه	فاصله کار	ولتاژ	محلول	پلیمر
۵/۲±۰/۰۱۴ µm	۲۰ G	۱/۵ ml/h	۱۵ Cm	۱۲ kV	THF:DMF 3:1	PLGA 25wt%
۳/۶±۰/۰۱۲ µm	۲۰ G	۱/۵ ml/h	۱۵ Cm	۱۲ kV	THF:DMF 3:1	PLGA 25wt%
۳/۴±۰/۰۱۱ µm	۲۰ G	۱/۵ ml/h	۱۵ Cm	۱۲ kV	THF:DMF 3:1	PLGA 25wt%

فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده

شکل گرفته است، دارد. برای به دست آوردن الیاف بدون نقص (بدون چسبیدن به هم) و نانوالیاف خشک، جت پلیمری نیاز به زمان کافی برای تبخیر حلال به عنوان مثال زمان مناسب پرواز دارد. با کاهش فاصله سوزن تا جمع کننده، فاصله سفر جت پلیمری کاهش می یابد. در عین حال، قدرت میدان الکتریکی افزایش می یابد که منجر به افزایش سرعت سفر جت پلیمری در طول مسیر خود به جمع کننده می شود. در نتیجه، زمان لازم برای جت برای رسیدن به جمع کننده، کاهش می یابد و می تواند برای تبخیر حلال نامناسب باشد. در مورد این خاص، تتراهیدروفوران به طور کامل از جت تبخیر نمی شود.

فورهاد حسین و همکارانش [۲۷] در سال ۲۰۱۵ اثر فاصله از نوک سوزن تا جمع کننده را برای قطر نانوالیاف محلول هیدروکسی پروپیل بتا-سیکلودکسترین / پلی (اتیلن اکسید) با ۰.۸٪ وزنی ۷۰:۳۰ هیدروکسی پروپیل بتا-سیکلودکسترین / پلی (اتیلن اکسید) و نرخ تغذیه ۱ میلی لیتر بر ساعت و ولتاژ اعمالی ۷ کیلو وات می باشد و یک سرنگ (۱۰ میلی لیتر با سوزن نوک تیز G18) بررسی کردند. نتایج مشاهدات آنها در شکل ۸ ارایه شده است. طبق داده های شکل مشخص است که الیاف در فاصله ۱۰ سانتی متر زمان کافی برای کشیده شدن نداشته است و قطر زیاد میشود اما با افزایش فاصله تا ۱۲ سانتی متر زمان کشیده شدن و تبخیر حلال را پیدا کرده و قطر کم میشود اما با افزایش فاصله تا ۱۶ سانتی متر با داشتن زمان کافی برای کشیده شدن به دلیل میدان الکتریکی ضعیفتر، قطر زیاد می شود.

غلظت

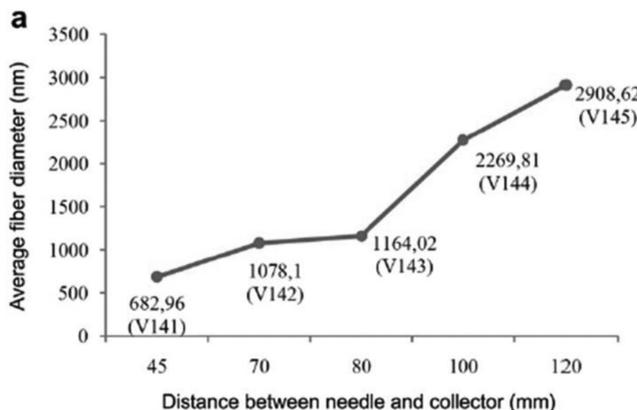
در فرآیند برقریسی برای تشکیل لیف باید حداقل غلظت محلول مورد نیاز باشد. زیرا که طبق یافته ها مشخص شده است که در غلظت کم پلیمر ترکیبی از دانه ها و لیف ها به دست می آید و با افزایش غلظت محلول، شکل دانه ها از کروی به کشیده تغییر می کند و بدلیل بالاتر رفتن ویسکوزیته در اثر افزایش غلظت الیاف یکنواخت و ضخیمتر شکل می گیرد. بنابراین باید یک غلظت بهینه برای پروسه برقریسی برای تولید الیاف با حداقل قطر وجود داشته باشد. همانطور که در غلظت های پایین، دانه ها به جای

فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده به عنوان یک رویکرد دیگر برای کنترل قطر لیف و ریزساختار بررسی شده است. برای دست یابی به الیاف عاری از حلال، حداقل فاصله برای دادن زمان کافی به منظور خشک شدن آنها قبل از نشست بر جمع کننده لازم است. اما آنچه مشخص است قطر الیاف متأثر از فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده می باشد [۲]. ژویان یوان و همکارانش [۲۵] در سال ۲۰۰۴ اثر فاصله نوک سوزن تا جمع کننده را بر قطر نانو الیاف پلیمر پلی سولفون در محلول دیمتیل استامید با غلظت ۰.۲٪ وزنی پلی سولفون / دی متیل استامید، ولتاژ ۱۰ کیلو وات، نرخ تغذیه ۰.۴ میلی لیتر بر ساعت و در فاصله های ۱۰ و ۱۵ سانتی متر بررسی کردند. آنها مشاهده نمودند هیچ اختلاف واضح بین مورفولوژیکی لیف های پلی سولفون برقریسی در ۱۰ سانتیمتر و ۱۵ سانتیمتر وجود ندارد. اما در فاصله ۱۰ سانتیمتر قطر نانوالیاف ۴۳۸ نانومتر و در فاصله ۱۵ سانتیمتر قطر نانوالیاف ۳۶۸ نانومتر می باشد. آنها بر این اعتقادند با افزایش فاصله، قطر کاهش می یابد زیرا با افزایش فاصله زمان کافی برای تبخیر حلال و تقسیم شدن محلول باردار وجود دارد.

جیانگ بی ژائو و همکارانش [۲۶] در سال ۲۰۱۶ اثر فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده را بر قطر الیاف پلیمر زیست تخریب پذیر پلی لاکتید اسید را بررسی کرد. محلول پلی لاکتیداسید با غلظت ۶٪ وزنی با مخلوطی از حلال های کلروفرم و دی متیل فرمامید با نسبت های مختلف وزنی، نرخ تغذیه ۲ میلی لیتر بر ساعت، سرنگی با ظرفیت ۱۰ میلی لیتر، ولتاژ ۱۰ کیلوولت و با اندازه فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۲۵ سانتی متر استفاده شده است. آنها مشاهده کردند با افزایش فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده قطر کم می شود که در فاصله ۱۰ سانتیمتر قطر الیاف ۱۶۰۲/۷۵ نانومتر و در فاصله ۱۵، ۲۰، ۲۵ سانتیمتر به ترتیب ۱۵۷۹/۴۷، ۱۴۰۴/۲۳ و ۱۳۷۲/۸۸ نانومتر می باشد. آنها بر این اعتقادند در فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده مناسب، محلول زمان کافی برای خشک شدن و کشیده شدن دارد. علاوه بر این، هنگامی که مقادیر سرعت جریان و ولتاژ اعمال شده ثابت می باشند، با افزایش فاصله نوک تا جمع کننده، جت شارژ شده راحت تر می تواند به سرعت های بالاتر قبل از نشست بر جمع کننده شتاب بگیرد.

بوگدان کرامیک و همکارانش [۲۱] در سال ۲۰۱۳ اثر فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده را بر قطر الیاف پلیمر پلی اتیلن آمید با غلظت ۱.۲٪ در محلول دی متیل استامید و تتراهیدروفوران با نسبت یک به یک، نرخ تغذیه ۰.۱ میلی لیتر بر ساعت، قطر سرنگ ۱۰ میلی متر، ظرفیت سرنگ ۳ میلی لیتر، قطر داخلی سوزن ۰.۴ میلی متر است و ولتاژ ۳۰ کیلوولت بررسی کردند طبق داده های شکل ۱۷ آنها با مشاهده نمودند که با افزایش فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده قطر الیاف زیاد می شود.

آنها بر این اعتقادند که با افزایش فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده میدان الکتریکی ضعیف می شود بنابراین نیروهای الکترواستاتیکی وارده بر محلول های باردار شده کاهش می یابد این کاهش سبب کشیدگی کمتر الیاف شده در نتیجه قطر آنها با افزایش فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده افزایش می یابد. فاصله سوزن تا جمع کننده، تاثیر مستقیمی هم در زمان پرواز و هم در قدرت میدان الکتریکی که بین سوزن و جمع کننده



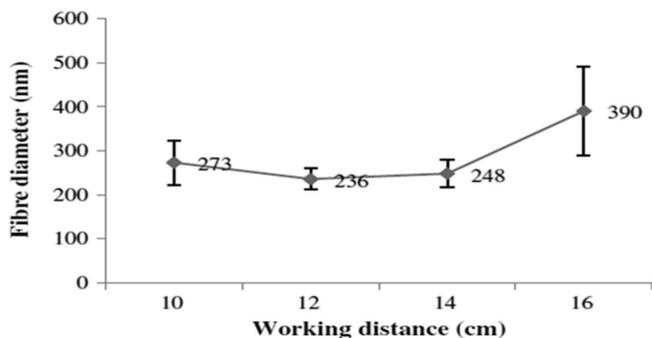
شکل ۷- فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده در مقایسه با قطر الیاف برای ولتاژ اعمال ۳۰ کیلو ولت غلظت ۱۲ درصد وزنی، نرخ تغذیه ۰.۱ میلی لیتر بر ساعت [۲۱]

غلظت‌های ۹ و ۱۲/۵ درصد وزنی به ترتیب الیافی با قطر متوسط ۲۳۵ و ۴۵۷ نانومتر تولید کردند نتایج مطالعات آنها بدین صورت بود که حاصل محلول‌های غلیظ‌تر در فرآیند برق‌ریسی الیاف قطورتر است.

یان یوایی دینگ و همکارانش [۲۳] در سال ۲۰۰۹ اثر غلظت محلول شامل نایلون ۶ و ۶ درصد دی‌اکسید سیلیکون در اسیدفرمیک بر قطر الیاف را بررسی نمودند برای فرآیند برق‌ریسی آنها قطر نوک مویرگی سوزن را ۰/۳ میلی‌متر و فاصله سوزن برق‌ریسی تا جمع‌کننده ۱۵ سانتی‌متر و ولتاژ اعمالی در محدوده ۳۵-۴ کیلوولت در نظر گرفتند. طبق داده‌های ارائه شده در شکل ۱۰ آنها به این نتیجه رسیدند که با افزایش غلظت در محدوده ۲۵-۴ درصد وزنی محلول، قطر نانو الیاف زیاد می‌شود.

پلیمرهای زیستی پر کاربرد برای تولید مش‌های برق‌ریسی شده

پلیمرهای متداول امروزی از نفت خام ساخته می‌شوند که با توجه به محدود بودن منابع نفتی باید به تدریج با زیست‌پلیمرها که از منابع تجدید شونده ساخته می‌شوند، جانشین شوند. زیرا می‌توانند وابستگی به نفت خام را کاهش دهند. زیست‌پلیمرها از ماده طبیعی از جمله پوسته سخت پوستان، قارچ‌ها و یا جنگل استخراج می‌شوند. دلیل استفاده از زیست‌پلیمرها در این بررسی عمدتاً بر اساس خواص ذاتی آنها است. زیست‌پلیمرها منابع تجدیدپذیر هستند، اما به طور ذاتی فعالیت ضد باکتری، تجزیه‌زیستی و زیست‌سازگاری را نشان می‌دهند. بنابراین، آنها ایده‌آل برای استفاده در طیف گسترده‌ای از صنایع مانند چشم پزشکی، پزشکی، کشاورزی، منسوجات، پوشش کاغذ و خودرو هستند [۳۰]. مش‌های برق‌ریسی غیربافته ساخته شده از زیست‌پلیمرها می‌تواند برنامه‌های خاصی از جمله فیلتر هوا، لباس‌های محافظ، جایگزین برای آفت‌کش‌ها کشاورزی و نانو کامپوزیت‌ها ارائه دهد. بر مبنای منبع تولید زیست‌پلیمرها دارای وزن مولکولی، خلوص و بلورینگی متفاوت خواهد بود. این تنوع برای همه زیست‌پلیمرها درست است. از جمله زیست‌پلیمرهای طبیعی و مصنوعی که برای ساخت داربست برق‌ریسی استفاده می‌شوند می‌توان به کیتوسان، آلژینات، سلولز، کیتین، ژلاتین، کربوکی متیل، پلی (لاکتید گلیکولید اسید)، اسید هیالورونیک، پلی اتیلن اکسید، پلی (لاکتید)، پلی (کاپرولاکتون)، پلی (وینیل الکل)



شکل ۹ وابستگی قطر نانوالیاف متوسط با غلظت زانتان غلظت‌های ۰/۵، ۱، ۲، ۵، ۱۰، ۲۰، ۵۳ نانومتر تغذیه ۰/۱ میلی‌لیتر بر دقیقه، فاصله نوک سوزن برق‌ریسی تا جمع‌کننده، ولتاژ ۲۰ کیلوولت [۲۸]

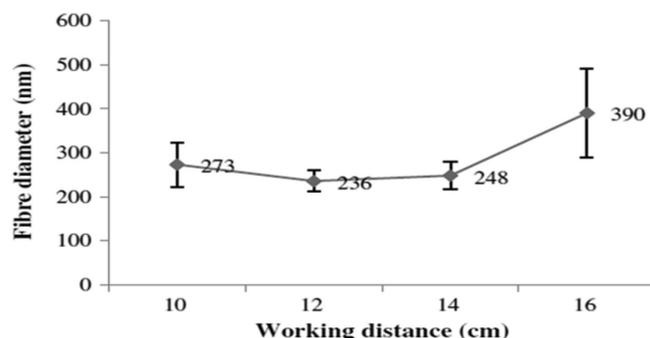
الیاف شکل می‌گیرند در غلظت‌های بالا به علت عدم توانایی میدان الکتریکی برای کشیدن الیاف و حجم بالای ماده پلیمری در نوک سوزن الیاف ضخیم تری تشکیل می‌شود [۲].

الهام السادات شکار فروش و همکاران [۲۸] در سال ۲۰۱۷ اثر غلظت را بر نانوالیاف پلی ساکارید زانتان خالص با استفاده از اسید فرمیک به عنوان حلال بررسی کردند. محلول زانتان در اسید فرمیک در غلظت‌های ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵ درصد وزن بر حجم در دمای اتاق هم زده شده است. نصب دستگاه شامل یک ژنراتور ولتاژ بالا برای ارائه ولتاژ ۲۰ کیلوولت و پمپ سرنگ برای تغذیه محلول زانتان با سرعت جریان ۰/۱ میلی‌لیتر بر دقیقه بود. الیاف زانتان بر روی یک صفحه فلزی پوشش داده شده با فویل آلومینیوم که در فاصله ۸ سانتی‌متر از نوک سوزن قرار داده شده، جمع آوری شدند. این فرآیند برق‌ریسی در شرایط محیطی انجام شد. همانطور که در شکل ۹ مشخص است آنها مشاهده نمودند که با افزایش غلظت قطر نانوالیاف زیاد می‌شود.

اثر غلظت بر روی قطر لیف به طور کلی با اثر ویسکوزیته مرتبط است. با افزایش غلظت پلیمر، ویسکوزیته محلول افزایش می‌یابد. در نتیجه نیروهای بین مولکولی بر نیروی کشش حاصل از میدان الکترواستاتیکی غلبه می‌کند بنابراین قطر الیاف با افزایش ویسکوزیته یا به عبارتی افزایش غلظت محلول، افزایش می‌یابد [۱۴].

کاهش غلظت زیر ۰/۱ وزنی/حجمی به دلیل غلبه‌ی نیروی الکترواستاتیکی بر نیروهای بین مولکولی منجر به تولید دانه در نانو الیاف می‌شود. و همچنین محلول زانتان بیش از ۵، ۲/۵ وزنی/حجمی بسیار چسبناک بود بنابراین محلول با غلظت‌های بالاتر از ۲/۵ درصد برای برق‌ریسی مناسب نیست.

و همچنین ابراهیم حسینی الوند [۲۹] در سال ۲۰۱۷ اثر غلظت پلی اتر اورتان با وزن مولکولی ۶۵۰۰۰ در حلال تتراهیدروفوران و دی‌متیل فرامید را در فرآیند برق‌ریسی بررسی نمودند. برای تهیه‌ی محلول پلیمری ابتدا آنها پلیمر در تتراهیدروفوران به مدت ۱ ساعت و سپس در دی‌متیل فرامید به مدت ۳ ساعت در دمای ۴۰ درجه سانتی‌گراد در حلال با نسبت ۶/۱ تتراهیدروفوران/دی‌متیل فرامید هم زدند. آنها برق‌ریسی را در ولتاژ ۱۲ کیلوولت و فاصله سوزن برق‌ریسی تا جمع‌کننده ۱۲ سانتی‌متر برای غلظت‌های ۹ و ۱۲/۵ درصد وزنی انجام دادند. آنها برای



شکل ۸- فاصله سوزن برق‌ریسی تا جمع‌کننده در مقایسه با قطر الیاف نرخ تغذیه ۱ میلی‌لیتر بر ساعت، ولتاژ ۷ کیلوولت، فاصله نوک سوزن تا جمع‌کننده ۱۶، ۱۴، ۱۲، ۱۰، ۸ غلظت ۰/۵ درصد وزنی [۲۷]

ذیل اشاره کرد: بهبود زخم، مهندسی بافت، ساخت حامل های دارویی در رهایش دارو، ساخت نانوحامل های کیتوسان در رهایش داروهای ضد سرطان اشاره نمود [۳۴].

سلولز

سلولز باکتریایی که توسط سویه هایی از استوباکتیرها تولید می شود به عنوان یک پلیمر بسیار مهم و متنوع به وفور در طراحی و توسعه محصولات نوآورانه از منابع تجدیدپذیر در علوم مختلف از جمله پزشکی و فناوری های بین رشته ای استفاده می شود سلولز باکتریایی با همان فرمول سلولز گیاهی دارای ساختار سه بعدی متخلخل منحصر به فرد و شبکه پیچیده ای از نانو الیاف است از سلولز باکتریایی برای زخم بند، درمان سوختگی، ترمیم بافت، جایگزین پوست، کاتالیزور سنجش مواد و دستگاه های الکترونیکی استفاده می شود. طبیعت خالص سطح گسترده و هندسه متغیر منافذ، برای سلولز باکتریایی خواص قابل توجهی از جمله قدرت بالای مکانیکی، بهبود تبلور، ظرفیت بالای نگهداری آب قابلیت کند تبخیر آب، توانایی تغییرات گسترده شیمیایی، زیست تخریب پذیری، زیست سازگاری و توانایی ایجاد ساختار سه بعدی منظم در طول سنتز را رقم زده اند [۳۱].

پلی (اتیلن اکسید)

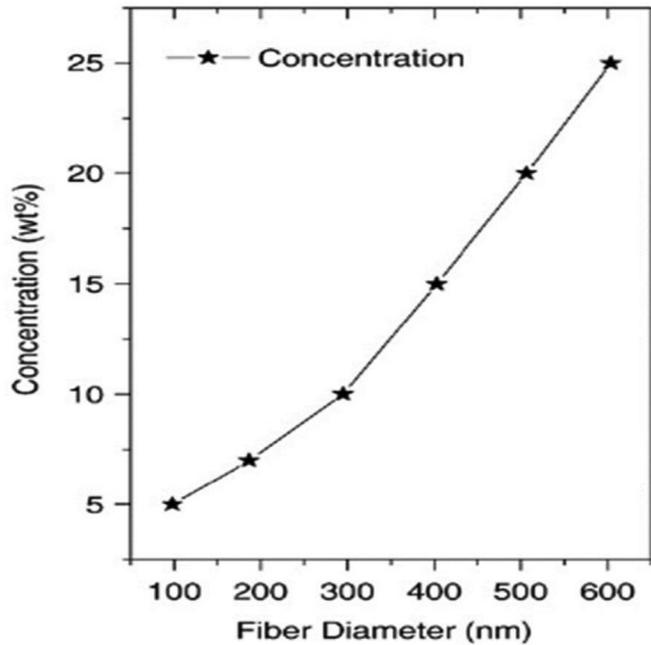
یک پلیمر زیست سازگار است. پلی اتیلن نظر پزشکان و دانشمندان را به دلیل جنس و بافت مخصوص اش به خود جلب کرده به طوری که از این محصول جهت تولید اعضای مصنوعی بدن انسان و زخم بند استفاده می شود [۳۵].

پلی لاکتیک گلیکولیک اسید

پلی لاکتیک گلیکولیک اسید یکی از توسعه یافته ترین پلیمرهای زیست تخریب پذیر است و به خاطر خواص جذابش به طور گسترده ای در اهداف دارورسانی مورد استفاده قرار می گیرد. این پلیمر یکی از موفق ترین پلیمرهای مورد استفاده در دارورسانی است، چون هیدرولیز آن منجر به تولید مونومرهای متابولیتی لاکتیک اسید و گلیکولیک اسید می شود. چون این دو مونومر اندوژن بوده و به راحتی توسط بدن و از طریق چرخه کربس متابولیزه می شوند، بنابراین با استفاده از پلی لاکتیک گلیکولیک اسید کمترین سمیت سیستماتیک در کاربردهای دارورسانی یا بیوپزشکی ایجاد می شود [۳۶].

کاربرد مش های برقریبی شده

به طور کلی نانو الیاف به الیافی اطلاق می شود که قطر آنها کمتر از ۵۰۰ نانومتر و نسبت طول به قطر آنها بزرگتر از ۵۰ باشد. لازم به ذکر است که تولید الیاف با ظرافت های بسیار بالا، به دلیل کارایی و خصوصیات منحصر به فرد آنها همواره مورد توجه محققین بوده است. این نانوساختارها در علوم و زمینه هایی همچون نساجی، زخم بند، ذخیره انرژی، رهایش دارو، بافت مصنوعی، کاتالیزگر، تصفیه و ... کاربرد دارند. در ادامه به برخی از آنها اشاره می شود.



شکل ۱۰: تاثیر غلظت روی قطر نایلون-۶/۶ دی اکسید سیلیکون فاصله سوزن برقریبی تا جمع کننده ۱۵ سانتی متر، ولتاژ ۳۵-۴ کیلو ولت، قطر نوک سوزن ۰/۳ میلی متر، غلظت ۲۵-۴ درصد وزنی [۲۳]

اشاره نمود. مش های الیاف زیست پلیمری به دلیل ویژگی های ذاتی بالقوه این مواد تجدیدپذیر برای کاربردهای پزشکی مورد استفاده قرار می گیرند. زمینه های پزشکی و دارویی می تواند از نانوکامپوزیت ها برای ساخت زخم بند، داربست مهندسی بافت برای تحویل دارو یا سایر وسایل پزشکی استفاده نمود. میزان موفقیت بازسازی مصنوعی زمینه خارج سلولی و دیگر کاربردی مهندسی بافت به خواص داربست ها، مانند سازگاری زیستی، تجزیه پذیری، سطح بالا نسبت به حجم و خواص مکانیکی بستگی دارد [۳۱]. در ادامه به طور مختصر چندین زیست پلیمر پر کاربرد در مهندسی پزشکی اشاره می شود:

پلی وینیل الکل

پلیمری آبدوست، غیر سمی، زیست سازگار، زیست تخریب پذیر و فرآیند پذیر با قابلیت تولید فیلم و خواص مکانیکی مناسب است [۳۲]. در بین پلیمرهای زیست تخریب پذیر پلی وینیل الکل به دلیل داشتن گروه های OH فراوان روی ساختارش و امکان اتصال دارو، دارای اهمیت بیشتری است. علاوه بر این در خون پایدار و غیر سمی بوده و از مضراتی همچون: لخته کردن خون، تحریک سیستم ایمنی، التهاب زایی و فعال کردن نوتروفیل ها عاری هستند [۳۳].

کیتوسان

پلیمرهای طبیعی مانند کیتین، کیتوسان و کلاژن، به دلیل خواص زیستی بسیار مناسب همچون قابلیت های زیست چسبندگی، زیست سازگاری و ضد میکروبی بسیار مورد توجه پژوهشگران قرار دارند. از کاربردهای در حال گسترش پلیمر کیتوسان در مهندسی پزشکی می توان به موارد

محلول	خواص
حفاظت در مقابل اشعه ماوراء بنفش، تابش مادون قرمز دور، حفظ گرما، عایق گرمایی	نور/ گرما
دفع آب، ضد آب، جذب رطوبت، جذب آب و خشک شدن سریع	رطوبت/ آب
مواد کشی و کم وزن	کش و کم وزنی
مقاومت در برابر آب رفتن، چین و چروک، دفع‌کننده خاک	سهولت استفاده
قدرت بالا، مقاوم در برابر شعله، جلوگیری از بار ساکن رسانا	ایمنی
ضد میکروب، ضدباکتری، ضد انگل، تابش یونی منفی و بی‌بو کردن	سلامت و بهداشت
کالاهای بازیافتی	هماهنگ با محیط زیست و صرفه‌جویی انرژی

نساجی

چالش اصلی در فناوری مواد نساجی ساخت یک ماده و یا ترکیب اصلی است به طوری که بتواند کارآیی‌های مختلف را در یک تک سامانه نساجی ایجاد نماید. مواد نساجی چندکاره به منسوجاتی گفته می‌شود که چندین خاصیت را همزمان دارا باشند [۲، ۳۷]. به عنوان مثال یک لباس علاوه بر مقاومت در برابر آتش دارای وزن کم، راحتی و ضدآب نیز باشد. پارچه‌های نفاخته که از نانوالیاف ساخته شده اند می‌توانند در ترکیب با پارچه‌های معمولی خواص متفاوتی را برای محصول القا نمایند. فناوری نانو به منسوجات امکان ترکیب خواص مختلف را می‌دهد بدین ترتیب آنها می‌توانند به سمت چند کاره شدن حرکت کنند. برای مثال از فناوری پلاسما می‌توان برای تغییر لایه‌های نانومتری سطحی منسوجات استفاده کرد که باعث ایجاد خواص ضد باکتری، ضدقارچ و دفع آب در آنها می‌شود. موارد جالب دیگر شامل لباس‌های کار قابل برگشت الاستیکی با مقاومت گرمایی بالا، به همراه حفاظت بالستیک، حسگرها و قابلیت استتار است. که در خواص الیاف در تبدیل به نانو الیاف ذکر شده است [۳]. در جدول ۲ ویژگی‌هایی که پارچه‌های نانویی با توجه به خواص نانوالیاف در منسوجات دست می‌یابند مشاهده می‌شود.

همانطور که گفته شد پوشش‌دهی منسوجات با استفاده از فناوری نانو می‌تواند خواص ویژه‌ای را به همراه داشته باشد. برای مثال سانگزی لی و همکاران [۳۹] مواد نساجی ضد نفوذ مایع را برای لباس‌های محافظتی برای کشاورزان از الیاف پلی‌پروپیلن تولید شده با برق‌ریسی مذاب توسعه داده‌اند. برای بررسی تأثیر الیاف بر خواص محافظتی / حرارتی، الیاف‌ها بر روی پارچه‌های غیر بافته لایه‌بندی شدند. آزمون ضد نفوذ مایع برای الیاف برق‌ریسی با استفاده از دو مخلوط آفت‌کش که نشان دهنده طیف وسیعی از کشش سطحی و ویسکوزیته است مورد بررسی قرار گرفت. آنها مشاهده کردند که الیاف برق‌ریسی پلی‌پروپیلن عملکرد فوق‌العاده‌ای را در مقابل نفوذ مایع کشش سطحی بالا ارائه می‌دهد.

زخم بند

یکی از کاربردهای جالب نانو الیاف برق‌ریسی شده درمان زخم‌های بزرگ حاصل از سوختگی و خراش است. محققین یافته‌اند اگر این نوع زخم‌ها

توسط یک ورقه نازک از نانولیف‌ها، پلیمری زیست تجزیه‌پذیر پوشیده شوند به سرعت و بدون عوارض بهبود می‌یابند [۴۰]. زخم‌بند‌های متشکل از نانوالیاف دارای حفره‌های کافی برای تبادل مایع ترشح یافته از زخم و انتقال اکسیژن به سطح آن و از طرفی مانع از ورود باکتری‌ها می‌شود. مش‌های نانوالیاف برق‌ریسی معمولاً چسبندگی بسیار خوبی به زخم‌های مرطوب دارند. علاوه بر این سطح ویژه بالای آنها بسیار مناسب برای جذب مایعات و انتشار موضعی دارو بر روی پوست است. در نتیجه در مقایسه با درمان زخم معمولی، زخم‌بند‌های متشکل از نانوالیاف کارآیی بهتری در سرعت بهبود زخم دارند [۴۱]. در نهایت می‌توان گفت الیاف‌های متخلخل حاصل از برق‌ریسی می‌توانند به عنوان زخم‌بند بکار گرفته شوند. طبیعت متخلخل این لایه‌ها برای خشک کردن ترشحات زخم بسیار مناسب می‌باشد و همچنین امکان نفوذ مطلوب اکسیژن هوا به زخم را ایجاد می‌نماید. چنین پانسمان‌هایی سبب جلوگیری از حمله میکروب‌ها و نفوذ عفونت‌های رایج که نهایتاً به تاخیر در بهبود زخم می‌گردد، می‌شوند [۴۲]. یک سازوکار احتمالی برای آماده‌سازی پانسمان نانوالیاف مخصوص به صورت برق‌ریسی در شکل ۱۱ نشان داده شده است.

دونگ و همکاران [۴۱] بهبود یک زخم را توسط زخم‌بند اعمال شده با یک دستگاه برق‌ریسی دستی را بررسی نموده‌اند. در شکل ۱۲ نحوه‌ی اعمال زخم بند توسط این دستگاه بر روی زخم ارائه شده است.

اعمال دارو مناسب به غشاء نانوالیاف برق‌ریسی یک عامل مهم برای تولید یک زخم‌بند مناسب است. دونگ و همکاران نانوذرات سیلیس مزوپور پر شده با نانوذرات نقره به عنوان مواد افزودنی به غشاء-نخ‌ریسی استفاده نموده‌اند. نانوذرات سیلیس مزوپور پر شده با نانوذرات نقره می‌تواند با آزاد کردن مداوم یون‌های نقره و فعالیت ضد باکتری طولانی مدت داشته باشد. آنها مشاهده کردند زخم‌بند‌های پلی‌کاپرولاکتون حاوی نانو ذرات سیلیکا-نقره در مقابل زخم‌بند‌های گازی سرعت بهبود و انعطاف‌پذیری عملکردی بهتری دارند. نتایج آنها نشان می‌دهد که طی ۵ هفته نمونه زخم‌بند گازی و کنترلی دارای زخم‌تهابی و بدون انسداد است. اما زخم، پوشش داده شده توسط مش نانوالیاف حاوی و بدون دارو بهبود کامل یافته است.

رهایش دارو

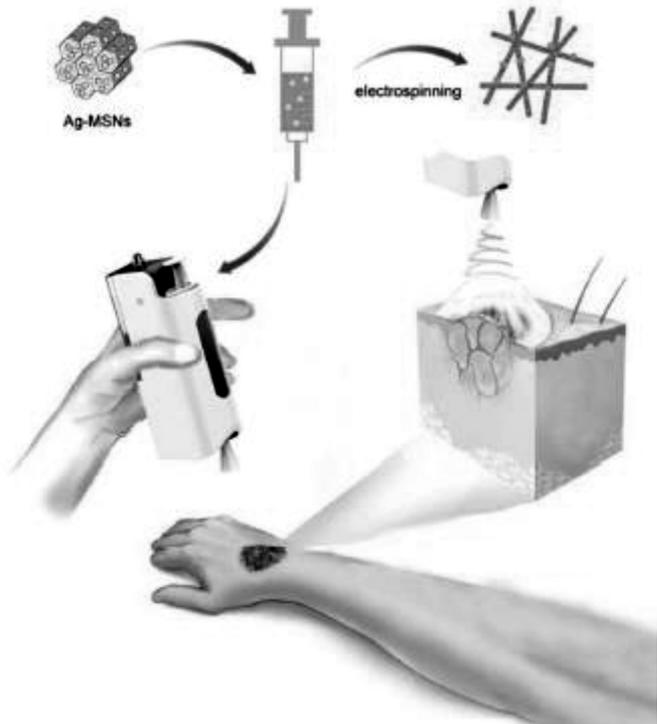
معمولاً داروها به دو طریق گوارشی (ورود از طریق دهان) و غیر گوارشی (تزریق) وارد بدن می‌شوند. ورود دارو از این روش‌ها مشکلاتی در بدن

پلیمری محبوس می‌گردد. برقریسی هم محور یک روش برقریسی پیشرفته برای تولید ساختارهای پوسته-هسته می‌باشد. این روش مزایایی از جمله بازده بارگذاری بالای دارو و کنترل بهتر بر سازگار رهایش دارو نسبت به روش‌های زمینه‌ای دارد. در برقریسی هم محور، اثر رهایش اضافی بسیار کاهش می‌یابد؛ اما به طور کامل حذف نمی‌شود. رهایش دارو در این مدل‌ها با دو سازوکار کلی نفوذ و انحلال (تخریب) صورت می‌پذیرد. در سازوکار نفوذ دارو باید به غشای پلیمری نفوذ کند و از آن عبور کرده تا در بافت هدف رها گردد. میزان نفوذ بستگی به تخلخل زمینه‌ها دارد. به طوریکه در حالت متخلخل، دارو از حفره‌ها عبور کرده و به بافت می‌رسد و در حالت غیر متخلخل دارو از فضای بین زنجیرهای پلیمری نفوذ کرده و از ساختار خارج می‌شود (فضای میان زنجیرها در حد چند نانو متر است). اما در روش انحلال (تخریب)، نرخ رهایش دارو توسط نرخ انحلال غشا یا زمینه، کنترل می‌گردد. از آنجایی که انحلال مواد زمینه اساس این روش می‌باشد، پلیمرهایی که قابلیت انحلال یا تخریب در آب را داشته باشند مورد استفاده قرار می‌گیرند. انتخاب یک پلیمر خاص برای رهایش کنترل شده دارو به عواملی همچون سازوکار نفوذ و انحلال، دوره زمانی رهایش، مسیر رهایش دارو و غیره بستگی دارد [۴۴، ۴۵].

پیشرفت‌های اخیر در سامانه رهایش دارو به منظور رهایش عوامل رشد فرصت‌های درمانی مناسبی برای ترمیم زخم و بهبود پوست فراهم آورده است. بدین منظور نانوالیاف‌های برقریسی شده حاوی دارو اخیراً در آزمایشات برون تن، توسط بسار و همکارانش [۴۶] در زخم‌بند برای آزادسازی کنترل شده داروهای ضدالتهابی کتوپروفن مورد بررسی قرار گرفته است. شکل ۸ نشانگر میزان آزاد شدن کتوپروفن از نانوالیاف برقریسی شده پلی‌کاپرولاکتون و نانوالیاف اتصال متقاطع پلی‌کاپرولاکتون/ژلاتین می‌باشد. همانطور که از داده‌های شکل ۱۳ (الف) مشخص است. طی ۱۲ دقیقه حدود ۹۰٪ از دارو آزاد شده است. در مورد نانوالیاف اتصال متقاطع پلی‌کاپرولاکتون/ژلاتین، آزادسازی پایدارتری از دارو کتوپروفن را می‌توان در شکل ۱۳ (ب) مشاهده کرد. به طور خاص، رهایش دارو به مدت ۴ روز ادامه می‌یابد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که نانوالیاف اتصال متقاطع پلی‌کاپرولاکتون/ژلاتین، توانایی بیشتری برای رهایش کنترل شده دارو دارند.

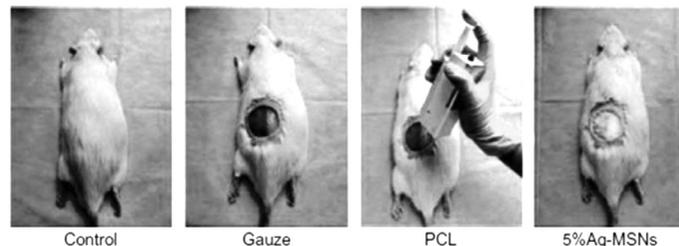
بافت مصنوعی

یک زمینه در حال توسعه برای استفاده از نانو الیاف پلیمر برقریسی شده بهبود و بازسازی بافت‌های زنده است. غضروف، استخوان، بافت پوست، رگ‌های خونی، عروق لنفاوی، بافت ریه و بافت قلب، بافت‌هایی هستند که امکان بازسازی برای آنها وجود دارد. یکی از روش‌های بازسازی در مهندسی بافت، استفاده از داربست یا زمینه حامل است که می‌توان بر روی آن سلول‌های بنیادی یا سلول‌های بدن انسان را کشت داد [۴۷]. داربست می‌بایست دارای خواص مکانیکی مناسب و جسبندگی کافی با سلول داشته باشد و همچنین، به مهاجرت، تکثیر و تفکیک سلول‌ها کمک نماید. از دیگر ویژگی‌های یک داربست می‌توان به سازگاری زیستی، تجزیه‌پذیری زیستی، ریزساختار مناسب، استریل پذیری، تخلخل، توانایی ترکیب و انتشار مواد اشاره نمود [۴۸]. داربست‌ها بسته

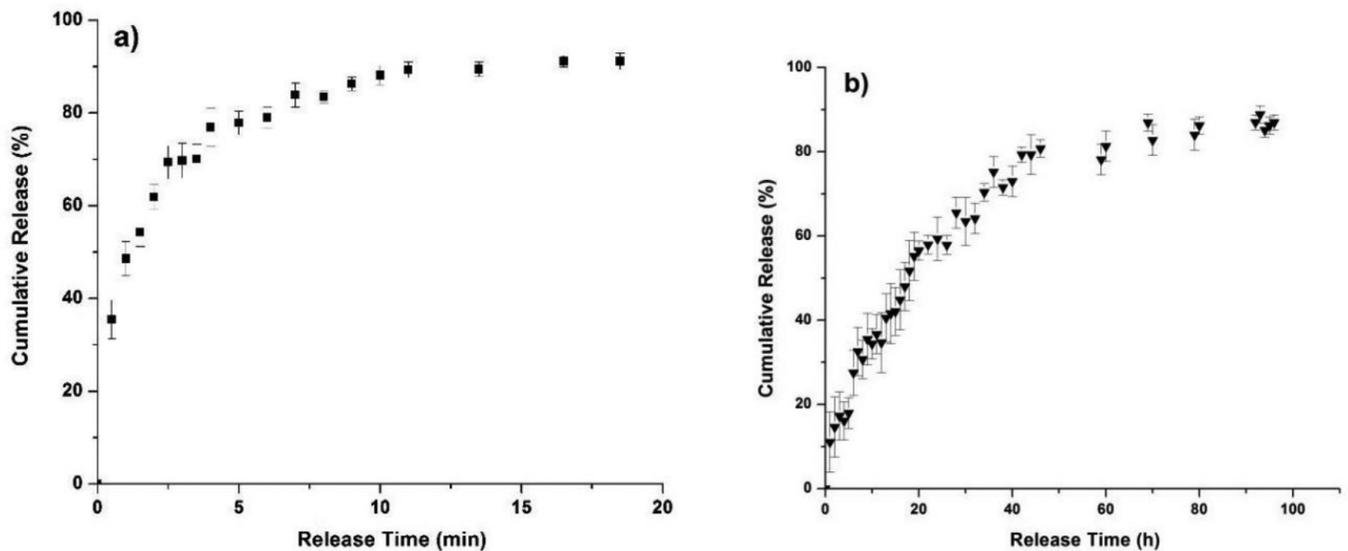


شکل ۱۱- طرح شبیه سازی پانسمان نانوالیاف مخصوص با استفاده از دستگاه برقریسی دستی برای بهبود زخم

موجود زنده به دنبال دارد، بنابراین جهت رفع این مشکلات سامانه‌های رهایش کنترل شده دارو مطرح شده‌اند. نانوالیاف پلیمری به دلیل داشتن ویژگی‌های منحصر بفرد خود دامنه کاربرد وسیعی در انواع سامانه‌های رهایش دارو را دارا می‌باشند. مواد فعال بیولوژیکی (مانند داروهای ضد سرطان، داروهای ضد التهاب، آنتی بیوتیک‌ها و پروتئین‌ها) و ژن‌ها (مانند دزوکسی ریبو نوکلئیک اسید (DNA) می‌توانند در نانوالیاف به عنوان یک حامل، بارگذاری شده و به بافت مورد نظر انتقال داده شوند. رهایش دارو در نانوالیاف برقریسی شده در مقایسه با فیلم‌ها، به دلیل نسبت سطح به حجم بالاتر، با کنترل بهتری صورت می‌گیرند [۴۳]. سازوکار رهایش دارو به نوع توزیع دارو در زمینه پلیمری بستگی دارد به طور کلی دو مدل توزیع زمینه‌ای و مخزنی دارو در نانوالیاف وجود دارد. در مدل زمینه‌ای، داروها در محلول پلیمری قبل از برقریسی حل می‌شوند که منجر به حضور دارو در سطح و درون ساختار الیاف می‌گردد. این روش، رهایش اضافی دارو در مراحل اولیه را به دنبال دارد که مطلوب نمی‌باشد. در مدل مخزنی با استفاده از برقریسی هم محور، دارو درون ساختار نانوالیاف



شکل ۱۲- اعمال زخم‌بند با دستگاه برقریسی بر روی یک موش [۴۱]



شکل ۱۳- میزان رهایش دارو از نانوالیاف: الف) الیاف پلی (ε کاپرولاکتون) حاوی کترورپفن؛ ب) الیاف متقابل پیوند پلی (ε کاپرولاکتون) / ژلاتین حاوی کتوپروفن [۴۶]

کاتالیزگر

یک گام مهم در کاربرد کاتالیزگرها، حذف و بازیافت آنها از محصولات پس از واکنش است. ننشستن کاتالیزگرهای همگن یا ناهمگن در بستر یا سطح نانولیفها یک راه حل جالب برای این مشکل است. نانوالیاف سرامیکی و پلیمری برقریسی شده غیربافتی می توانند به عنوان حامل کاتالیزگرها و آنزیمهای کاتالیزگری مورد استفاده قرار گیرند. دلیل این مساله هم نسبت سطح به حجم بسیار بالا و بازیابی راحت آنها است. بازیابی راحت از مزایای استفاده از نانوالیاف به جای نانوذرات به عنوان حامل کاتالیزگر می باشد. بازیابی حامل به این معنی است که بعد از انجام فرآیند، حامل (در اینجا الیاف نانومتری) به راحتی از سامانه واکنش خارج شود [۵۲].

تدوا پهاآساپ آنان و همکارانش [۵۳] غشای کامپوزیتی فتوکاتالیستی که توسط برقریسی سوسپانسیون نانوذرات دی اکسیدتیتانیوم به شکل میکروکلاستر که در غشای لیفی برقریسی نایلون ۶ پراکنده شده بود را ساختند. غشاهای شامل میکروکلاسترهای دی اکسیدتیتانیوم، در اندازه های مختلف از ۰/۳ تا ۱۰ میکرومتر، به طور یکنواخت در شبکه نانولیفی نایلون ۶ توزیع شد. آنها غشاهای کامپوزیتی فتوکاتالیستی با سه غلظت دی اکسیدتیتانیوم از ۵۲/۰، ۸۳/۶ و ۹۱/۷ درصد وزنی ساختند و مشاهده نمودند که فعالیت فتوکاتالیستی غشای کامپوزیتی در برابر متیلن آبی در محلول آبی، پس از ۱۲۰ دقیقه اکسیداسیون فتوکاتالیستی، راندمان حذف متیل آبی بیش از ۹۸٪ را برای تمام غشای کامپوزیتی فتوکاتالیستی ها نشان داد. همچنین بیشتر محتوای دی اکسیدتیتانیوم درون ساختار نانولیفی باقی می ماند.

فیلتراسیون

الیاف سلولز از نانوالیاف بزرگتر هستند بنابراین فضای خالی بیشتری بین الیاف سلولز وجود دارد که منجر به ورود آلودگی ها در عمق قطعه شده و مسیر عبور هوا را مسدود می کنند، در نتیجه ظرفیت کاری فیلتر کاسته

به کارآیی دارای ریزساختارهای متفاوتی هستند. از جمله داربست های مورد استفاده می توان به پودرها، فومها، غشاها و ژل های متشکل از انواع پلیمرهای طبیعی و مصنوعی و همچنین سرامیک های متخلخل اشاره نمود. آنچه مشخص است، داربست هایی که معماری ماتریس خارج سلولی را تقلید می کنند باید شامل یک شبکه لیفی سه بعدی باشد. داربست ایده آل باید ساختار و عملکرد زمینه خارج سلولی طبیعی را تا ایجاد یک زمینه جدید از سلول های بذر، تا حد امکان شبیه سازی نماید به نظر می رسد استفاده از نانوالیاف های مصنوعی یا طبیعی برای ساخت داربست ها مناسب می باشد [۴۹]. برقریسی به عنوان روش ساخت برای این داربست از اهمیت ویژه ای برخوردار است. به عنوان زمینه حامل از پلیمرهای طبیعی و مصنوعی زیست سازگار و زیست تخریب پذیر مانند پلی گلیکولید، کولیمیرهای مختلف، کلاژن ها، ژلاتین، کیتوسان، ابریشم و آلژینات ها به منظور تولید داربست ها استفاده می شود [۵۰]. بیشتر آن به عنوان مواد داربست در برنامه های کاربردی مهندسی بافت استفاده می شود. در این باره عادل قلی پور و همکارانش [۵۱] برای بررسی مقدار زیست سازگاری و بررسی خواص زیستی داربست های نانولیفی مخلوط پلی کاپرولاکتون - کیتوسان - پلی وینیل الکل تولید شده، سلول های فیبروبلاست روی نمونه های مدنظر کشت دادند. نتایج آزمون های زیستی نشان دهنده سلول سازگاری بسیار عالی داربست های نانولیفی حاصل بوده است. در بحث مهندسی بافت، روی نیمی از داربست ها، سلول های بنیادی بند ناف انسانی کاشته شده است. آنها با توجه به داده های در جدول ۳ مشاهده کردند اثر بهبود داربست های با سلول بنیادی در مقایسه با داربست های بدون سلول به دلیل قابلیت کلاژن سازی سلول های بنیادی بهتر بوده است.

جدول ۳ معیارهای کدگذاری شده با توجه به نتایج پاتولوژی برای نمونه های کنترل و نمونه های حاوی داربست بدون سلول و با سلول در روزهای مختلف پس از عمل جراحی [۵۱].

دلخواه و قابل کنترل می‌شود. خواص یک سامانه تشکیل شده از الیاف برقریسی شده تابع ریزساختار آن می‌باشد. لذا داشتن دانش کنترل ریزساختار یک داربست زیستی کمک شایانی به تولید داربست با خواص از پیش تعیین شده می‌نماید. اندازه و توزیع اندازه قطر، یکنواختی، آرایش یافتگی، تخلخل، ناهمواری و استحکام سطح از جمله خصوصیات هستند که می‌بایست در طراحی داربست نانولیفی در نظر گرفته شود. عواملی همچون غلظت پلیمر، ولتاژ اعمال شده، فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده و غیره به طور قابل توجهی بر ریزساختار لیف و داربست حاصل تاثیر می‌گذارد بنابراین می‌توان با تغییر این پارامترها به خواص مورد نظر برای کاربرد ویژه دست یافت. یکی از عوامل بسیار مهم تاثیر گذار بر قطر الیاف تشکیل شده به روش برقریسی ولتاژ اعمالی است. با افزایش ولتاژ به دلیل افزایش نیروهای الکترواستاتیک در جت، کشش محلول بیشتر می‌شود بنابراین قطر لیف با افزایش ولتاژ کمتر می‌شود. از طرفی با افزایش ولتاژ زمان لازم برای برخواستن از نوک سوزن و نشستن محلول بر صفحه جمع کننده کاهش می‌یابد. با کاهش این زمان الیاف فرصت کافی برای کشیده شدن نخواهند داشت در نتیجه الیاف قطورتری تشکیل خواهند شد.

اما آنچه مشخص است قطر الیاف متأثر از فاصله سوزن برقریسی تا جمع کننده می‌باشد. حداقل فاصله برای دادن زمان کافی به منظور خشک شدن و کشیده شدن الیاف قبل از نشستن بر جمع کننده لازم است. در واقع با افزایش فاصله، قطر کاهش می‌یابد زیرا با افزایش فاصله زمان کافی برای تبخیر حلال و تقسیم شدن محلول باردار وجود دارد اما با افزایش فاصله و ضعیف شدن میدان الکتریکی برای کشیده شدن محلول، الیافی با قطری قطورتر خواهیم داشت.

در فرآیند برقریسی حداقل غلظت برای شکل‌گیری نانوالیاف لازم است. همانطور که در غلظت‌های پایین، دانه‌ها به جای الیاف شکل می‌گیرند در غلظت‌های بالا به علت عدم توانایی میدان الکتریکی برای کشیدن الیاف و حجم بالای ماده پلیمری در نوک سوزن الیاف ضخیم‌تری تشکیل می‌شود. آنچه در نهایت از این مطالعه می‌توان نتیجه گرفت این است که با کنترل عوامل موادی، محیطی و فرآیندی می‌توان یک مش با ریزساختار مشخص برای هدفی از پیش تعیین شده طراحی و تولید نمود.

مرجع‌ها

1. Uyar, T. and E. Kny, *Electrospun Materials for Tissue Engineering and Biomedical Applications*. 2017: Matthew Deans. 1.
2. Bhardwaj, N. and S.C. Kundu, *Electrospinning: a fascinating fiber fabrication technique*. *Biotechnol Adv*, 2010. 28(3): p. 325-47.
3. Greiner, A. and J.H. Wendorff, *Electrospinning: a fascinating method for the preparation of ultrathin fibers*. *Angew Chem Int Ed Engl*, 2007. 46(30): p. 5670-703.
4. Castilho, M., et al., *Melt Electrospinning Writing of Poly-Hydroxymethylglycolide-co-epsilon-Caprolactone-Based Scaffolds for Cardiac Tissue Engineering*. *Adv Healthc Mater*, 2017. 6(18): p. 9.
5. Hanako Asai, M.K., Naoki Shimada and Koji Nakane, *Effect of melt and solution electrospinning on the formation and structure of poly(vinylidene fluoride) fibres*. *RSC Advances*, 2017. 7(29): p. 17593-17598.
6. Enlong Yang, Xiaohong Qin, and S. Wang, *Electrospun*

می‌شود. با اعمال نانوالیاف تولید شده بر روی سطح فیلترهای سلولزی، ذرات و آلودگی‌های با اندازه کمتر از میکرومتر بر روی سطح فیلترها گیر افتاده و از ورود آنها به عمق قطعه جلوگیری می‌شود. غشاهای بی‌بافت تولید شده از نانوالیاف، حفره‌های خیلی کوچکی دارند و تخلخل این غشاهای زیاد است، پس بازده فیلتراسیون در آنها بالاست بنابراین کاربردهای متنوع برای آنها از جمله زمینه‌های نظامی مانند ماسک‌های شیمیایی، صنعتی مانند فیلتر برای موتورها و ژنراتورها و بهداشتی مانند فیلترهای هوا داشته باشند. اخیراً نشان داده شده است که بازده فیلتراسیون نانوفیلترها را می‌توان توسط الیاف باردار شده‌ای که دارای خصوصیت جذب الکترواستاتیکی ذرات هستند، افزایش داد. [۵۴]

ژنگ پینگ ژوا و همکارانش [۵۵] ساخت و خصوصیات فیلتراسیون غشاهای لیفی استات سلولز برای تصفیه آب جریان بالا گزارش دادند. کارایی فیلتراسیون غشاهای لیفی استات سلولز با کنترل‌های تصفیه آب بر پایه کولئیدهای مصنوعی تهیه شده از طریق پراکنده شدن ذرات پلی استایرن با قطر ۲ میکرومتر، ۵ میکرومتر، ۵۰۰ نانومتر و ۱۰۰ نانومتر در آب مشخص شد. آنها از آب‌های طبیعی رودخانه‌ای برای ارزیابی قابلیت فیلتراسیون غشاهای لیفی برقریسی استفاده کردند. ژنگ پینگ ژوا و همکارانش مشاهده کردند که نرخ عدم پذیرش غشاهای لیفی برای ذرات پلی استایرن با قطر ۲ میکرون تا ۹۹٫۸٪ بود. همچنین فیلتراسیون غشاهای لیفی با تغییر قطر الیاف با استفاده از روش برقریسی برای استفاده در تصفیه آب ساخته شده است. علاوه بر این، تخلخل، اندازه منافذ و ضخامت غشاهای لیفی برقریسی به راحتی طراحی می‌شود و متناسب با تنظیم پارامترهای مواد و فرآیند مورد استفاده در فرآیند برقریسی، یک فرصت بسیار عالی برای بهینه‌سازی ریزساختاری و عملکرد غشاهای فیلتر ارائه می‌دهد.

نتیجه‌گیری

برقریسی یکی از روش‌های ممکن در تولید نانوالیاف است. تحقیقات در زمینه برقریسی و بررسی هر چه دقیقتر عوامل موثر بر فرآیند برقریسی باعث افزایش کارایی در تولید نانوالیاف پلیمری با قطر و ریخت شناسی

- crosslinked polyvinyl alcohol membrane. *Materials Letters*, 2008. 62(20): p. 3555-3557.
7. Nicole E. Zander, et al., Coaxial Electrospun Poly(methyl methacrylate) Polyacrylonitrile Nanofibers: Atomic Force Microscopy and Compositional Characterization. *Chemistry and Biochemistry*, 2011. 115(43): p. 12441-12447.
 8. Yosep Han, et al., Synthesis and characterization of orthorhombic-MoO₃ nanofibers with controlled morphology and diameter. *Industrial and Engineering Chemistry*, 2018. 62: p. 231-238.
 9. Gi-Wan Kwon, et al., Lamination of microfibrillar PLGA fabric by electrospinning a layer of collagen hydroxyapatite composite nanofibers for bone tissue engineering. *Biomaterials Research*, 2017. 21(1): p. 12.
 10. A. Sharma, et al., Electrospun composite nanofiber-based transmucosal patch for anti-diabetic drug delivery. *Journal of Materials Chemistry B*, 2013. 1(27): p. 3410-3418.
 11. Jonathan J. Elsner, Adaya Shefy-Peleg, and M. Zilberman, Novel Biodegradable Composite Wound Dressings With Controlled Release of Antibiotics: Microstructure, Mechanical and Physical Properties. *Biomedical Materials Research Part B*, 2010. 93(2): p. 425-435.
 12. Dai, J., et al., Electrospinning of PLA/pearl powder nanofibrous scaffold for bone tissue engineering. *RSC Adv.*, 2016. 6(108): p. 106798-106805.
 13. Vigneswari, S., et al., Simultaneous dual syringe electrospinning system using benign solvent to fabricate nanofibrous P(3HB-co-4HB)/collagen peptides construct as potential leave-on wound dressing. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2016. 66: p. 147-155.
 14. Kim, J.F., et al., Thermally induced phase separation and electrospinning methods for emerging membrane applications: A review. *AIChE Journal*, 2016. 62(2): p. 461-490.
 15. Cheryl L. Casper, et al., Controlling Surface Morphology of Electrospun Polystyrene Fibers: Effect of Humidity and Molecular Weight in the Electrospinning Process. *Macromolecules*, 2004. 37: p. 573-578.
 16. Zheng-Ming Huang, et al., A review on polymer nanofibers by electrospinning and their applications in nanocomposites. *Composites Science and Technology*, 2003. 63(15): p. 2223-2253.
 17. H Fong, I Chun, and D.H. Reneker, Beaded nanofibers formed during electrospinning. *Polymer*, 1999. 40(16): p. 4585-4592.
 18. Ma, P.X. and R. Zhang, Synthetic nano-scale fibrous extracellular matrix. *Biologic and Materials Sciences*, 1999. 46(1): p. 60-72.
 19. Jorge, B.C.D., et al., Novel nanoscale pheromone dispenser for more accurate evaluation of *Grapholita molesta* (Lepidoptera: Tortricidae) attract-and-kill strategies in the laboratory pest management science, 2017. 73(9): p. 1921-1926.
 20. Du, J., S. Shintay, and X. Zhang, Diameter control of electrospun polyacrylonitrile/iron acetylacetonate ultrafine nanofibers. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, 2008. 46(15): p. 1611-1618.
 21. Cramariuc, B., et al., Fiber diameter in electrospinning process. *Journal of Electrostatics*, 2013. 71(3): p. 189-198.
 22. Geng, X., O.-H. Kwon, and J. Jang, Electrospinning of chitosan dissolved in concentrated acetic acid solution. *Biomaterials Research*, 2005. 26(27): p. 5427-5432.
 23. Yanhuai Ding, et al., Mechanical properties of nylon-6/SiO₂ nanofibers prepared by electrospinning. *Materials Letters*, 2009. 63(1): p. 34-36.
 24. Li, X., et al., Low-Voltage Continuous Electrospinning Patterning. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2016. 8(47): p. 32120-32131.
 25. Yuan, X., et al., Morphology of ultrafine polysulfone fibers prepared by electrospinning. *Polymer International*, 2004. 53(11): p. 1704-1710.
 26. Zhao, J., et al., Experimental and theoretical study on the electrospinning nanoporous fibers process. *Materials Chemistry and Physics*, 2016. 42(25): p. 294-302.
 27. Hossain, M.F., R.H. Gong, and M. Rigout, Optimization of the process variables for electrospinning of poly(ethylene oxide)-loaded hydroxypropyl- β -cyclodextrin nanofibers. *The Journal of The Textile Institute*, 2015. 107(1): p. 1-11.
 28. Shekarforoush, E., et al., Electrospinning of Xanthan Polysaccharide. *Macromolecular Materials and Engineering*, 2017. 302(8): p. 1700067.
 29. Hosaini-Alvand, E., et al., Fabricating and robust artificial neural network modeling nano-scale polyurethane fiber using electrospinning method. *APPL. POLYM. SCI*, 2017.
 30. S. Van Vlierberghe, P. Dubruel, and E. Schacht, Biopolymer-Based Hydrogels As Scaffolds for Tissue Engineering Applications: A Review. *Biomacromolecules*, 2011. 12(5): p. 1387-1408.
 31. Schiffman, J.D. and C.L. Schauer, A Review: Electrospinning of Biopolymer Nanofibers and their Applications. *Polymer Reviews*, 2008. 48(2): p. 317-352.
 32. Marzieh Noori, Fatemeh Ravari, and Morteza Ehsani,

- Preparation of PVA nanofibers reinforced with magnetic graphene by electrospinning method and investigation of their degradation kinetics using master plot analyses on solid state. *Thermal Analysis and Calorimetry*, 2018. 132(1): p. 397-406.
33. Xiaoqiang Li, et al., Electrospun polyvinyl-alcohol nanofibers as oral fast-dissolving delivery system of caffeine and riboflavin. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2013. 103: p. Pages 182-188.
34. CHA, D.S., M. S., and CHINNAN, Biopolymer-Based Antimicrobial Packaging: A Review. *Critical Reviews in Food Science and Nutrition* 2004. 44(4): p. 223-237
35. Melissa Gurgel Adeodato Vieira, et al., Natural-based plasticizers and biopolymer films: A review. *European Polymer Journal*, 2011. 47(3): p. 254-263.
36. Mukherjee, T. and N. Kao, PLA Based Biopolymer Reinforced with Natural Fibre: A Review. *Polymers and the Environment*, 2011. 19: p. 714-725.
37. J.M. Deitzel, J.K., D. Harris, N.C. Beck Tan, The effect of processing variables on the morphology of electrospun nanofibers and textiles. *Polymer*, 2001. 42(1): p. 261-272.
۳۸. عباسی، ع. کاربرد فناوری نانو در صنعت نساجی. ۲۰۱۲.
39. Seungsin Lee and S.K. Obendorf, Developing protective textile materials as barriers to liquid penetration using melt-electrospinning. *Applied Polymer Science*, 2006. 102(4): p. 3430-3437.
40. Gregory K. Sewall, et al., Effect of Topical Mitomycin on Skin Wound Contraction. *Arch Facial Plast Surg*, 2003. 5(1): p. 59-62.
41. Rui-Hua Dong, et al., In-situ deposition of personalized nanofibrous dressing via a handy electrospinning device for skin wound care. *Nanoscale*, 2016. 8(6): p. 3482-3488
42. Mele, E., Electrospinning of natural polymers for advanced wound care: towards responsive and adaptive dressings. *Materials Chemistry B*, 2016. 4(28): p. 4801-4812
43. A.O. Basar, S.C., S. Torres-Giner, J.M. Lagaron, and H. Turkoglu Sasmazel, Novel Poly(ϵ -caprolactone)/Gelatin Wound Dressings Prepared by Emulsion Electrospinning With Controlled Release Capacity of Ketoprofen Anti-inflammatory Drug. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2017. 81(1): p. 459-468.
44. Sill, T.J. and H.A.v. Recum, Electrospinning: Applications in drug delivery and tissue engineering. *Biomaterials Research*, 2008. 29(13): p. 1989-2006.
45. Repanas, A., S. Andriopoulou, and B. Glasmacher, The significance of electrospinning as a method to create fibrous scaffolds for biomedical engineering and drug delivery applications. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 2016. 31: p. 137-146.
46. Basar, A.O., et al., Novel poly(ϵ -caprolactone)/gelatin wound dressings prepared by emulsion electrospinning with controlled release capacity of Ketoprofen anti-inflammatory drug. *Materials Science and Engineering: C*, 2017. 81: p. 459-468.
47. Ingavle, G.C. and J.K. Leach, Advancements in electrospinning of polymeric nanofibrous scaffolds for tissue engineering. *Tissue Eng Part B Rev*, 2014. 20(4): p. 277-93.
48. Kwak, S., et al., Micro/Nano Multilayered Scaffolds of PLGA and Collagen by Alternately Electrospinning for Bone Tissue Engineering. *Nanoscale Res Lett*, 2016. 11(1): p. 323.
49. Adeleh Gholipour-Kanani, et al., Nanofibrous Scaffolds based on Poly(caprolactone)/Chitosan/ Poly(vinyl alcohol) Blend for Skin Tissue Engineering. *Polymer Science and Technology*, 2013. 26(2): p. 159-170.
50. Jiang, T., et al., Electrospinning of polymer nanofibers for tissue regeneration. *Progress in Polymer Science*, 2015. 46: p. 1-24.
۵۱. کنعانی، ع.ق.ب.، et al، تولید داربست بر پایه پلی کاپرولاکتون-کیتوسان-پلی وینیل الکل برای مهندسی بافت پوست. *مجله علوم و تکنولوژی پلیمر*، ۱۳۹۲: P. ۱۵۹-۱۷۰.
52. Ahmed, F.E., B.S. Lalia, and R. Hashaikeh, A review on electrospinning for membrane fabrication: Challenges and applications. *Desalination*, 2015. 356: p. 15-30.
53. Pahasup-anan, T., et al., Fabrication and photocatalytic activity of TiO₂ composite membranes via simultaneous electrospinning and electrospaying process. *Environmental Sciences*, 2017. 44(1): p. 12.
54. Yeong, C.K.C.W.Y., *Bioprinting Principles and Applications*. 2015: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.
55. Zhou, Z., W. Lin, and X.-F. Wu, Electrospinning ultrathin continuous cellulose acetate fibers for high-flux water filtration. *Physicochemical and Engineering Aspects*, 2015. 494: p. 21-29.

