

## مروری بر تولید فایبرها با استفاده از میتود ریسیدن برقی

پوهنیاړ محمد ذاکر پردیس<sup>۱</sup>، پوهاند ریحانه پوپلزای<sup>۲</sup>

<sup>۱،۲</sup>دپارتمنت کیمیاۍ فزیکۍ، پوهنځی کیمیا، پوهنتون کابل، کابل، افغانستان

ایمیل: pardis.zakir@gmail.com

### چکیده

ریسیدن برقی یک میتود کیمیاوی مرطوب است که برای ساخت پوشش‌های وظیفوی نانو بی مورد استفاده قرار می‌گیرد. با ظهور تکنالوژی نانو، محققان علاقه بیشتری به مطالعه خواص مواد در مقیاس نانو پیدا کرده‌اند. ریسیدن برقی یک میتود مؤثر برای ساخت فایبرها می‌باشد که به دلیل تطبیق‌پذیری و استفاده در بخش‌های مختلف در سال‌های اخیر توجه خیلی از محققان را به خود جلب نموده است. کاربردهای قابل توجه میتود فوق عبارتند از استفاده در حسگرهای بیولوژیکی، مهندسی نسج، فلتريشن و انتقال دوا به داخل بدن. در جریان سال‌ها اضافه‌تر از ۲۰۰ پلیمیر برای بدست آوردن اهداف مختلف به‌واسطه میتود ریسیدن برقی مورد استفاده قرار گرفته‌اند و این آمار به تدریج در حال افزایش می‌باشد. در این مقاله مروری روی تیوری ریسیدن برقی، پلیمیرهای قابل ریسیدن، پارامترهای وابسته به محلول و پروسه ریسیدن برقی که به مقدار زیاد روی مورفولوژی فایبرهای تولید شده و خواص محلول و مذاب به تأثیر می‌گذارد صحبت خواهیم نمود. اصطلاحات کلیدی: ریسیدن برقی؛ فایبر؛ مهندسی نسج؛ پوشش‌های نانو

## A Review on Fiber Production Using Electrospinning Technique

Teaching Asst. Mohammad Zakir Pardis<sup>1</sup>, Prof. Raihana Popalzai<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Department of Physical Chemistry, Faculty of Chemistry, Kabul University, Kabul, Afghanistan

Email: pardis.zakir@gmail.com

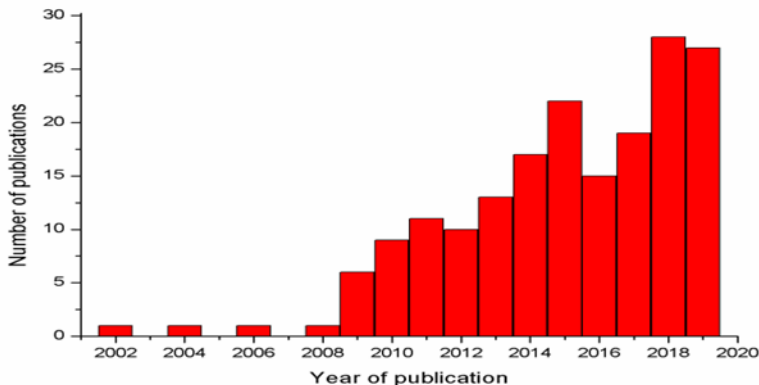
### Abstract

Electrospinning is a wet-chemistry technology used for nanofabrication of functional coatings. With the emergence of nanotechnology, researchers have become more interested in studying the properties of nanoscale materials. Electrospinning, an electrostatic fiber fabrication technique, has recently displayed more interest and attention due to its versatility and potential for applications in diverse fields. The notable applications include tissue engineering, biosensors, filtration, and drug delivery inside the body. Over the years, more than 200 polymers have been electrocuted for various applications, and the number is increasing gradually. With these perspectives, this article aims to present an overview of the electrospinning technique and its promising advantages and potential applications. The article also discusses electrospinning theory, spinnable polymers, and parameters (solution and processing), which significantly affect fiber morphology, solvent properties, and melt electrospinning (alternative to electrospinning solution).

**Keywords:** Electrospinning; Fibers; Tissue Engineering; Nano Coatings

## مقدمه

رسیدن برقی یک نوع تکنالوژی است که به طور گسترده برای تولید و شکل‌گیری نانو فایبرهای الکتروستاتیک با استفاده از قوه برقی در مقیاس‌های ۲ نانو متر الی چند میکرومتر به کار گرفته می‌شود. در این میتود استفاده از محلول‌های پولیمیرهای طبیعی و مصنوعی امکان‌پذیر بوده از سوی دیگر در جریان یک دهه گذشته افزایش فوق العاده در تحقیقات و توجه تجاری را شاهد بوده است (1) طوری که در شکل ذیل دیده می‌شود.



شکل ۱: تعداد تحقیقات انجام شده در مورد میتود رسیدن برقی در جریان سال‌های ۲۰۲۲-۲۰۰۲ (2)

میتود رسیدن برقی مزایا و قابلیت‌های منحصر به فرد را برای تولید نانو فایبرهای طبیعی و پارچه‌ها با ساختار منافذ قابل کنترل را دارا می‌باشد (3). از آغاز قرن بیست یکم به اینسو محققان در سراسر جهان تکنالوژی رسیدن برقی را مجدداً مورد بررسی قرار داده اند. با داشتن منافذ کوچک‌تر و سطح بالا نسبت به فایبرهای معمولی، فایبرهای تولید شده بواسطه میتود رسیدن برقی با موفقیت در عرصه‌های مختلف مانند تولید نانو کنتست‌ها، مهندسی نسج، لباس‌های محافظتی، فلتريشن، بیو-طبی، فارمسی، مراقبت‌های طبی، الکتروشیمی، دفاع و امنیت و انجینری محیط زیست به کار می‌روند (4). به طور کلی رسیدن برقی، یک میتود سریع و آسان برای تولید نانو فایبرها از طیف گسترده از پولیمیرها می‌باشد. نانو فایبر تولید شده نیز دارای چندین مزیت فوق العاده مانند نسبت سطح به حجم بالا، تخلخل قابل تنظیم، انعطاف‌پذیری به طیف گسترده از اندازه‌ها و توانایی کنترل ترکیب نانو فایبرها برای دستیابی به نتایج مطلوب می‌باشد (5). با در نظر داشت مزایای فوق، میتود رسیدن برقی نانو فایبرها در سال‌های اخیر نسبت استفاده در بخش‌های مختلف مانند فلتريشن، حسگرهای نوری برقی، الکترودها و بسته‌بندی‌های بیولوژیکی به طور گسترده مورد مطالعه قرار گرفته است (6). میتود رسیدن برقی بیش از ۶۰ سال می‌شود که در صنعت نساجی برای تولید پارچه‌های فایبری بافته نشده استفاده می‌شود. در سال‌های اخیر علاقه فزاینده راجع به میتود فوق برای تولید نانو فایبرها وجود دارد، به‌طور خاص تولید بسته‌بندی‌های نانو

فایبری از پولیمیرهای طبیعی و مصنوعی در بخش مهندسی بافت مهم می‌باشد (7) مانند پولی لکتیک اسید (8)، پولی اوریتان‌ها (9)، پروتین ابریشم (10)، کولاجین (11)، هیالورونیک اسید (12)، سلولوز (13) کیتوسان/کولاجین (14). با وجود مزیت‌های ارابه شده توسط میتود رسیدن برقی، توان عملیاتی نانو فایبرهای تولید شده مشکل جدی بوده که کاربرد آن‌ها را محدود می‌کند. برای افزایش نرخ تولید فایبرهای رسیده شده، یک سیستم رسیدن برقی دو لایه‌یی که لایه تحتانی آن یک محلول فیرومقناطیسی و لایه فوقانی آن یک محلول پولیمیری و چندین اسپینر یا سورنج مرتب شده در یک خط و یا دایره و یک جت گازی جدید پایین به بالا (رسیدن برقی حباب مانند) نوع از سیستم می‌باشد که توسط گروه‌های تحقیقاتی مختلف به مطالعه گرفته شده است (15). تولید مقدار زیاد نانو فایبرها به واسطه یک جت چندان امکان‌پذیر نبوده و برای کاربردهای مختلف نیاز به مقادیر زیاد نانو فایبر احساس می‌شود. گروه‌های تحقیقاتی مختلف برای افزایش مقدار نانو فایبرهای تولید شده از لوله‌های میان خالی متخلخل برای بدست آوردن جت‌های چندگانه که باعث افزایش در مقدار نانو فایبرها می‌گردد، استفاده نموده اند (16). جدا از موفقیت‌های بزرگ و فواید میتود رسیدن برقی و فایبرهای رسیده شده هنوز هم بعضی از مشکلات وجود دارد که نیاز به بررسی مناسب دارند. یک مشکل بزرگ در استفاده از فایبرهای تولید شده میتود رسیدن برقی در بخش مهندسی انساج یک‌نواخت نبودن توزیع حجروی در بسته‌بندی‌ها با افزایش عمق فایبرها در شرایط کشت غیر فعال می‌باشد. نانو فایبرها را می‌توان به طریقه ساده و ارزان با استفاده از میتود رسیدن برقی تولید نمود با این حال، در طول زمان ایجاد شبکه‌ها با تراکم فوق العاده فایبرها همچنان گزارش شده است (17). در این مقاله مروری اصول اولیه میتود رسیدن برقی، پولیمیرهای قابل ریسندگی، پارامترهای تأثیرگذار روی محلول و پروسه ریسندگی و در نهایت روی کاربردهای متنوع فایبرهای تولید شده توسط میتود رسیدن برقی و چشم‌انداز آینده آن صحبت نموده ایم.

### تاریخچه میتود رسیدن برقی

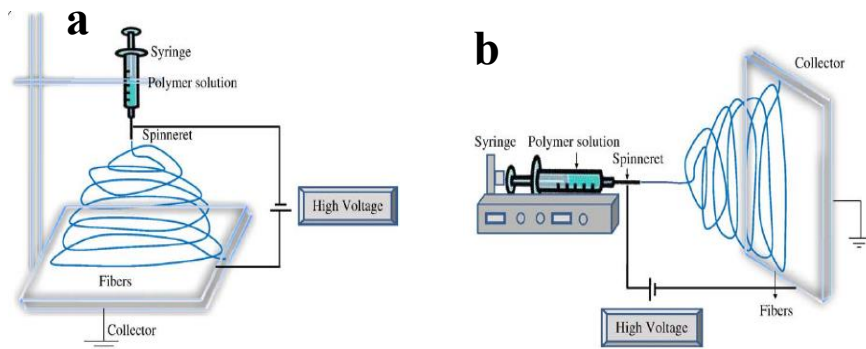
رسیدن برقی یک میتود قدیمی می‌باشد که برای بار اول توسط ریلی در سال ۱۸۹۷ مشاهده شد. توسط زیلینی در سال ۱۹۱۴ روی پاشیدن برقی به تفصیل مطالعه گردیده و توسط فورمهالس در سال ۱۹۳۴ منحنی یک میتود برای تولید فایبر ثبت گردیده است. از سوی هم تجارب تایلور در سال ۱۹۶۹ اساس میتود رسیدن برقی را فراهم نموده است. اصطلاح رسیدن برقی که در واقع از ریسندگی الکترواستاتیک گرفته شده است اخیراً (در سال ۱۹۹۴) برای این میتود به کار برده شده اما منشأ آن را می‌توان به بیش از ۶۰ سال پیش ردیابی نمود. در جریان سال‌های ۱۹۳۴ الی ۱۹۴۴، فورمهالس مجموعه از پتنت‌ها را منتشر

کرد که در آن راه‌اندازی تجربه برای تولید رشته‌های پولیمیری با استفاده از قوه الکتروستاتیک نیز بود. اولین پتنت با موضوع رسیدن برقی در مورد ساخت نخ‌های نساجی از سلولوز اسیتات در ولتاژ 57Kv بود که در آن اسیتون و مونو میتایل ایتر به حیث محلل استفاده شده است. پروسه مذکور توسط انتونین فورمهالس به عنوان اولین پتنت رسیدن برقی در سال ۱۹۳۴ ثبت گردیده است (18). همانند دستگاه‌های معمولی رسیدگی که متشکل از یک استوانه برای جمع‌آوری نخ می‌باشد پروسه رسیدگی فورمهالس شامل یک دستگاه متحرک جمع‌آوری نخ به صورت کشیده شده می‌باشد (19). در ۶۰ سال گذشته در حدود ۵۰ نوع پتنت در مورد پولیمیرها و مذابه‌های ریسند برقی صورت گرفته است (20). محبوبیت رسیدن برقی را می‌توان با توجه به اینکه بیشتر از ۲۰۰ پوهنتون و انستیتوت‌های تحقیقاتی در سراسر جهان در حال مطالعه جنبه‌های مختلف میتود رسیدن برقی و فایبرهای تولید شده از آن هستند، برعلاوه تعداد پتنت‌ها در رابطه به میتود رسیدن برقی در سال‌های اخیر رشد چشم‌گیر داشته است. برخی از شرکت‌ها مانند eSpin Technologies, NanoTechnics, و KATO Tech به طور فعال در حال استفاده از مزایای منحصر به فرد میتود رسیدن برقی می‌باشند، در حالی که شرکت‌های مانند Donaldson و Freudenberg از این تکنالوژی برای دو دهه در تولید محصولات فیلترهای هوایی خویش استفاده نموده اند.

### پروسه رسیدن برقی

رسیدن برقی که یک تخنیک رسیدگی و یک روش برای تولید فایبرهای کوچک با استفاده از قوه‌های الکتروستاتیک از محلول‌های پولیمیری یا ذوب شده می‌باشد. فایبرهای تولید شده دارای قطر کوچک (از نانومتر الی میکرومتر) و مساحت سطح زیادی نسبت به میتودهای رسیدن معمولی می‌باشد. علاوه بر این یک منبع ولتاژ غیر مستقیم (DC) برای تولید رسیدن برقی ضروری می‌باشد. تخنیک‌های مختلف مانند رسوب‌دهنده‌های الکتروستاتیکی و سپری‌های حشره‌کش مشابه میتود رسیدن برقی عمل می‌نمایند. میتود رسیدن برقی عمدتاً بر اساس اینکه قوه‌های قوی دافعه برقی بر قوه‌های ضعیف کشش سطحی محلول پولیمیری چارجدار غلبه می‌نماید عمل می‌کند (21). در حال حاضر، دو میتود استاندارد برای رسیدن برقی وجود دارد که عبارت از رسیدن برقی افقی و عمودی می‌باشد. با رشد تکنالوژی رسیدن برقی، گروپ‌های تحقیقاتی مختلف میتودهای پیچیده‌تری را که توانایی تولید نانوفایبرهای مغلق‌تر را دارا اند مورد مطالعه قرار داده اند (22). رسیدن برقی در درجه حرارت اطاق و تحت شرایط اتموسفیری عملی می‌گردد. دستگاه معمولی رسیدن برقی در شکل شماره 2 a و b نشان داده شده است. اساساً یک دستگاه

ریسیدن برقی از سه جز اساسی تشکیل شده است. یک منبع برقی با ولتاژ بلند، یک اسپینر و یک صفحه (معمولاً صفحه فلزی مسطح و یا استوانه‌یی) برای جمع‌آوری نانو فایبرهای تولید شده می‌باشد.



شکل ۲: انواع دستگاه‌های ریسیدن برقی (a) شکل عمودی (b) شکل افقی (22)

اکثریت پولیمیرها قبل از ریسیدن برقی در محلول‌ها حل می‌گردند و زمانی که به صورت کامل حل شوند، محلول‌های پولیمیری را تشکیل می‌دهند. در مرحله بعدی محلول پولیمیری تولید شده وارد تیوب‌های کاپیلری می‌شود. در این هنگام ناگفته نباید گذاشت اینکه بعضی از پولیمیرها ممکن دارای بوی نامطبوع و یا حتی مضر باشد از اینرو پروسه ریسیدن برقی بهتر است تا در یک اتاق که دارای سیستم تهویه مناسب است، انجام شود (23). در پروسه ریسیدن برقی محلول پولیمیری که به واسطه قوه‌های کشش سطحی آن در انتهای تیوب کاپیلری قرار گرفته است در معرض جریان برقی قرار می‌گیرد و یک نوع چارج برقی روی سطح محلول پولیمیری که در میدان برقی قرار گرفته است حاصل می‌شود. زمانی که قوه ساحه برقی به یک نقطه بحرانی می‌رسد، قوه‌های برقی دافعه بر قوه‌های کشش سطحی محلول پولیمیری پیشی گرفته و در نهایت یک جریان مخروطی شکل و چارجدار محلول پولیمیری از نوک سورنج خارج شده و به طرف لوحه فلزی به حرکت آغاز می‌نماید. در فاصله بین سورنج و صفحه برای جمع‌آوری فایبر جریان به شکل سریع و ناپایدار می‌باشد که این عمل منجر به تبخیر محلول و تولید فایبر پولیمیری خالص می‌گردد. قابل ذکر است که جریان مذکور تنها در نوک سورنج پایدار بوده و با دور شدن از نوک سورنج ناپایداری آن بیشتر می‌گردد و به این ترتیب می‌تود ریسیدن برقی یک راه ساده برای تولید فایبر را ارائه می‌کند.

### پولیمیرهای مورد استفاده در میتود رسیدن برقی

طیف گسترده از پولیمیرها وجود دارد که در رسیدن برقی مورد استفاده قرار می‌گیرند و قادر به تولید فایبرها در مقیاس کم‌تر از میکرو می‌باشند که در بخش‌های مختلف کاربرد دارند. نانو فایبرهای ریسیده شده برقی را می‌توان از پولیمیرهای طبیعی، پولیمیرهای مصنوعی و از مخلوط هر دو نوع پولیمیر تولید نمود به شمول پروتین‌ها، نوکلئیک اسیدها و حتی پولی سکرایدها. در جریان سال‌ها، بیشتر از ۲۰۰ نوع پولیمیر با موفقیت با استفاده از میتود رسیدن برقی ریسیده شده‌اند. پولیمیرهای مختلف که به صورت برقی ریسیده شده‌اند، همراه با کاربردها و روش‌های شناسایی آن‌ها در جدول شماره ۱ آورده شده‌اند.

جدول ۱: پولیمیرهای مورد استفاده در روش رسیدن برقی، کاربرد و موارد شناسایی آن‌ها (24)

پولیمیر	کاربرد	روش‌های شناسایی	ریفرینس
Poly(glycolide) (PGA)	بسته‌بندی‌های بافته نشده	SEM, TEM, کلچر لابراتوری فیروبلاست قلب موش‌ها	(25)
Poly(lactide-co-glycolide)(PLGA)	کاربردهای بیو طبی	SEM, WAXD, SAXS, ارزیابی‌های تخریبی	(26)
Poly( $\epsilon$ -caprolactone) (PCL)	کاربردهای نسج و استخوان	SEM, مدل موش‌ها	(27)
Poly(L-lactide) (PLLA)	بستر حجروی سه‌بعدی	SEM, کلچر لابراتواری غضروف‌های انسانی	(28)
Polyurethane (PU)	قالب بافته نشده برای التیام زخم‌ها	SEM, مدل خوگک‌های هندی	(29)
Poly(ethylene-co-vinyl alcohol) (PEVA)	بسته‌بندی بافته نشده در مهندسی انساج	SEM, کلچر لابراتواری حجرات عضلی و فیروبلاست انسانی	(30)
Polystyrene (PS)	مهندسی انساج پوست	SEM, کلچر لابراتواری فیروبلاست انسانی و کیراتینوسیت و یا کلچر اندوتلیال	(31)
Syndiotactic 1,2-polybutadiene	مهندسی انساج	ESEM, XRD, FTIR	(32)
Fibrinogen	التیام زخم‌ها	SEM, TEM, ارزیابی‌های میخانیکی	(33)
Poly(vinyl alcohol)/cellulose acetate (PVA/CA)	بیو مواد	SEM, FTIR, WAXD ارزیابی‌های میخانیکی	(34)
Cellulose acetate	غشاء‌های جذبی / نمدها	SEM, FTIR	(35)

## پولیمیرهای طبیعی و مصنوعی

امروزه انواع مختلف پولیمیرها به صورت برقی ریسیده می‌شوند که نانو فایبرهای تولید شده از این پولیمیرها در زمینه‌های مختلف مانند مهندسی نسج، غشاءهای فلتر و بسیاری موارد دیگر بیو طبی مورد استفاده قرار می‌گیرند. پولیمیرهای طبیعی معمولاً سازگاری طبی بهتر و ایمنی‌زایی کم‌تر نسبت به پولیمیرهای مصنوعی در کاربردهای طبی از خود نشان می‌دهند. دلیل قوی استفاده از پولیمیرهای طبیعی برای رسیدن برقی توانایی ذاتی آن‌ها در اتصال حجره‌ها می‌باشد؛ زیرا پولیمیرهای فوق در ترکیب خویش دارای سلسله‌های پروتینی مشخص مانند RGD (arginine/glycine/aspartic acid) می‌باشند (36). در سال‌های اخیر رسیدن برقی پولیمیرهای مانند کولاژن، جیلاتین، الاستین و ابریشم گزارش شده است (37). فایبرهای تولید شده از این نوع پولیمیرها مشخصات کلینیکی بهتر را از خود به نمایش می‌گذارند. با وجود این، تغییر شکل قسمی پولیمیرهای طبیعی موضوع است که باید به آن توجه شود (38). کولاژن یک پولیمیر برجسته است و به دلیل خواص بیولوژیکی و فزیک و کیمیاوی عالی که دارد به شکل فزاینده در مهندسی انساج مورد استفاده قرار می‌گیرد. در حال حاضر متداول‌ترین روش برای رسیدن برقی کولاژن خالص و یا ترکیبات پولی کولاژن (3- کاپرولاکتون) شامل استفاده از فلوروالکول‌های مفر مانند 1,1,1,3,3,3-hexafluoro-2-propanol (39) و یا 2,2,2-trifluoroethanol به حیث محلل می‌باشد (40). اخیراً دیده شده است که در حدود ۴۵٪ از کولاژن در جریان رسیدن برقی فرار می‌نماید (41). لامینین یکی دیگر از پولیمیرهای طبیعی بوده و یکی از عناصر غشاء اساسی است که در شرایط لابراتواری به اتصال حجروی، رشد و تمایز کمک می‌کند (42). محققان نانوفایبرهای لامینین I را در محدوده ۹۰ الی ۳۰۰ nm تولید نموده‌اند که در مورفولوژی خود دارای گره‌ها می‌باشد. پولیمیرهای مصنوعی اغلب مزایای زیادی نسبت به پولیمیرهای طبیعی دارند؛ مانند انعطاف‌پذیری عالی. پولیمیرهای طبیعی را به گونه‌ی می‌توان طراحی کرد که طیف گسترده‌ای از خواص میخانیکی مانند (استحکام و ویسکوالاستیکی) را از خود به نمایش بگذارند (43). پولیمیرهای مصنوعی معمولی مورد استفاده در کاربردهای بیو طبی عبارت از پولی ایسترهای هایدروفوبیک قابل تجزیه بیولوژیکی مانند (44) polyglycolide (PGA)، (45) Polylactide (PLA) و poly( $\epsilon$ -caprolactone) (PCL) (46) که همه به شکل برقی ریسیده شده و به نانو فایبرها تبدیل شده‌اند. امروزه با استفاده از میتود رسیدن برقی از پولیمیرهای متعدد مانند poly( $\epsilon$ -caprolactone) (PCL)، Poly (glycolic acid) (PGA)، poly (lactic acid) (PLA)، copolymer poly (lactide-co-glycolide) (PLGA) و Polyurethane (PU), copolymer poly

{P(LLA-CL)} (L-lactide-co-ε-caprolactone) برای مهندسی بافت استخوان‌ها، پیوندهای قلبی، پانسمان زخم‌ها و تبدیلی رگ‌ها استفاده به عمل می‌آید (47). از جمله پولیمیرهای متعددی که در میتود ریسیدن برقی استفاده شده‌اند، ما برخی از پولیمیرهای معمول در میتود ریسیدن برقی را در این مقاله مرور خواهیم نمود.

### پروتین ابریشم

ابریشم یک نوع فایبر طبیعی بوده که از کرم ابریشم (*Bombyx mori* و *Antheraea mylitta*) و عنکبوت بدست می‌آید که از هزاران سال به اینسو در صنایع نساجی استفاده می‌شود. اساساً پروتین ابریشم به دو نوع می‌باشد که اولی آن فیبرون<sup>۲۰۸</sup> آب‌گریز و دومی سیریسین<sup>۲۰۹</sup> آب‌دوست می‌باشد. پروتین فیبرون ابریشم به حیث یک ماده امیدوارکننده در کاربردهای بیوطبی به طور گسترده مطالعه شده است. از سوی دیگر پروتین فیبرون دارای چندین ویژگی بیولوژیکی متمایزکننده؛ مانند تخریب‌پذیری بیولوژیکی، سازگاری طبی، التهاب کمتر و خواص میخانیکی عالی نیز می‌باشد (49). این خواص ابریشم و فواید بالقوه آن، علاقمندی به ریسیدن برقی ابریشم حاصل شده از منابع مختلف مانند کرم پيله، عنکبوت<sup>۲۱۰</sup> (49) و پولیمیرهای ترکیبی ابریشم مانند با عملکرد فایبرونکتین (50) را افزایش داده است.

### کیتوسان

کیتوسان یک پولیمیر سازگار طبی، تخریب‌پذیر بیولوژیکی و طبیعی است که در کاربردهای بیو طبی و همچنان مواد آرایشی مورد استفاده قرار می‌گیرد. کیتوسان به دلیل خواص فزیکو کیمیای آن از جمله ساختار حالت جامد و ترکیب حالت انحلال آن یک پولیمیر جالب به شمار می‌آید (51). تولید پارچه‌های ریسیده شده برقی الی سال ۲۰۰۴ از کیتوسان خالص توسعه نیافته بود. کارهای قبلی با استفاده از ترکیبات مانند پولی وینایل الکل و غیره انجام شده بود تنها بعد از سال ۲۰۰۴ ریسیدن برقی مستقیم کیتوسان خالص توسط برخی از محققان انجام شد که در آن از تتراهایدروفوران<sup>۲۱۱</sup> و استیتیک اسید به حیث محلل استفاده صورت گرفته بود. فایبرهای بافته نشده کیتوسان خالص با قطر متوسط ۱۳۰ nm بواسطه میتود ریسیدن برقی تولید شده است (52).

### کولازن

کولازن وافرترین خانواده پروتین در بدن انسان می‌باشد که در مهندسی بافت داخل حجروی و بیرون حجروی از آن استفاده می‌شود. در اکثر بافت‌های بومی، پولیمیرهای نوع I و نوع III عناصر اصلی

<sup>208</sup> fibroin

<sup>209</sup> Sericin

<sup>210</sup> Nephila clavipe

<sup>211</sup> THF



ساختار متریکس خارج حجروی بافت را تشکیل می‌دهند (53). در حال حاضر انواع مختلف کولاژن موجود می‌باشد که از منابع مختلف حاصل شده‌اند. بیشتر از ۸۰٪ کولاژن موجود در بدن از نوع I، II و III بوده که دارای خواص مشابه به هم در همه موجودات زنده می‌باشند. کولاژن پولیمیر بسیار محافظت شده و نسبتاً برای صحت مضر می‌باشد با آن‌هم در مهندسی انساج انواع از کاربردهای خود را دارد (54). وظیفه اصلی کولاژن این است که از نسجی که در آن وجود دارد، حمایت ساختاری نماید ولی همزمان با این کولاژن در جداسازی بسیاری از فکتورهای مورد نیاز برای نگهداری و بازسازی انساج پولیمیر شناخته شده می‌باشد (55). بنابراین، کولاژن به‌عنوان یک پولیمیر ایده‌آل در بخش مهندسی انساج شمرده می‌شود.

### جیلاتین

جیلاتین یک پولیمیر طبیعی می‌باشد که توسط عملیه هایدرولیز کنترل شده از کولاژن به‌دست می‌آید. جیلاتین به دلیل داشتن خواص مانند تخریب‌پذیری بیولوژیکی و سازگاری طبی در محیط فزیولوژیکی که دارد، معمولاً در زمینه‌های فارمسی و طبی کاربردهای متنوع را دارا می‌باشد (56). به‌صورت عموم جیلاتین نظر به شرایط هایدرولیز و جداسازی از کولاژن دو نوع می‌باشد؛ نوع A و نوع B. میکروفاایبرهای جیلاتین که به‌صورت عملی به‌واسطه میتودهای معمولی رسیدن مرطوب/خشک تولید شده‌اند، به دلیل ماهیت طبیعی پولی الکترولیتیکی جیلاتین همراه با رابطه‌های هایدروجنی مستحکم که دارد خیلی زیاد رایج نمی‌باشند؛ زیرا خواص فوق مانع تشکیل فایبرهای با ظرفیت بلند می‌گردند (57) جدا از این خواص، مشکلات در حل شدن جیلاتین به‌صورت یک سول کلوییدی در حرارت  $37^{\circ}\text{C}$  و یا بالاتر از آن در آب و تبدیل شدن آن به ژل در حرارت‌های پایین‌تر مانند حرارت اطاق نیز باعث می‌گردد تا جیلاتین به ندرت به عنوان ماده‌ی کاندید در مهندسی انساج مد نظر گرفته شود. ولی جیلاتین را می‌توان با ترکیب نمودن با پولیمیرهای دیگر در تهیه بسته‌بندی‌ها برای مهندسی انساج استفاده نمود (58).

### کوپولیمیرها

رسیدن برقی کوپولیمیرها باعث بهتر شدن خواص مانند پایداری حرارتی، استحکام میخانیکی کوپولیمیرها می‌شود. از این‌رو اغلب در کاربردهای مهندسی انساج با استفاده از میتودهای کوپولیمیرایشن، اختلاط مذابه پولیمیری و ادغام مواد پرکننده‌ی غیر عضوی مورد استفاده قرار می‌گیرد (59). استفاده از کوپولیمیرها یک مودل قابل اجرا برای تولید مواد جدید با خواص مطلوب می‌باشد. و زمانی که به درستی انجام شود، عملکرد بسته‌بندی‌های تولید شده با استفاده از کوپولیمیرها

به طور قابل توجهی نسبت به هوموپولیمیرها افزایش میابد. پولی ایسترهای لیوفوییک قابل تخریب بیولوژیکی دارای خواص میخانیکی عالی بوده ولی میل حجروی کمتری را دارا میباشند. از این رو در کاربردهای مهندسی بافت نمی توان از آنها استفاده نمود؛ اما در صورت افزودن پولیمیر آب دوست مناسب می توان میل حجروی آنها را افزایش داد. جدا از میل حجروی خاصیت های دیگری مانند خواص میخانیکی، مورفولوژی، ساختار، اندازه و توزیع منافذ، تخریب پذیری بیولوژیکی و سایر خواص فیزیکی کوپولیمیرها را می توان با استفاده از میتود رسیدن برقی طراحی نمود. به طور مثال حصیرهای PEVA (poly (ethylene-co-vinyl alcohol) elastic poly بعد از افزودن poly (glycolide) (PGA) مستحکم تر می شود (60). محققان توانستند یک پولیمیر سه بلاکی حاوی PLA, p-dioxanone و PEG (PLA-b-DX-b-PEG) را تولید نمایند (61). پولیمیر تولید شده تعادل خوبی بین اندازه تخریب و آب دوستی را از خود به نمایش می گذارد. پایداری حرارتی poly methyl methacrylate (PMMA) می تواند از طریق کوپولیمیرایشن methyl methacrylate (MMA) همراه با methacrylic acid (MAA) بهبود یابد. از آنجایی که حرارت انتقال شیشه یی (PMAA) poly (methacrylic acid) بلندتر از (PMMA) است. به دلیل تولید آنها در دمای حرارت تخریب بلندتری از خود به نمایش می گذارد (62). از این رو رسیدن برقی کوپولیمیرها یک گزینه عالی در کاربردهای مهندسی انساج می باشد.

### تأثیر پارامترهای مختلف روی رسیدن برقی

پروسه رسیدن برقی توسط پارامترهای زیادی کنترل می شود که شامل پارامترهای مربوط به محلول پولیمیری، پارامترهای مربوط به پروسه رسیدن برقی و پارامترهای مربوط به محیط می باشد. پارامترهای محلول شامل غلظت، لزوجیت و وزن مالیکولی می باشد. هم چنان پارامترهای مربوط به پروسه رسیدن برقی شامل تأثیر ساحه برقی اعمال شده، سرعت جریان پولیمیر و فاصله بین نوک سورنج و لوحه می باشد. هر یک از پارامترها به طور قابل توجهی روی مورفولوژی فایبرهای حاصل شده تأثیرگذار می باشند. با طراحی درست پارامترهای فوق می توان نانو فایبرهایی با مورفولوژی و قطر دل خواه را حاصل نماییم (63). علاوه بر پارامترهای ذکر شده پارامترهای محیطی؛ مانند حرارت و رطوبت نیز روی مورفولوژی و قطر نانو فایبرها تأثیرگذار هستند (64). در این مقاله مروری بعضی از این پارامترها را مورد پژوهش قرار داده ایم که به ترتیب ذکر شده اند.

### پارامترهای محلول

۱. **غلظت:** در پروسه رسیدن برقی دیده شده است که برای تولید فایبرها به حد اقل غلظت ضرورت می باشد. طوری که در غلظت های کم تر مخلوط از گره ها و فایبرها تولید می شود و با افزایش غلظت، شکل گره ها از کروی به یک نواخت تبدیل می شود که دلیل آن افزایش لزوجیت محلول می باشد (65).

در پروسه رسیدن برقی غلظت مطلوب باید موجود باشد؛ زیرا در غلظت‌های کم‌تر به جای فایبر گره تولید می‌شود و در غلظت‌های بلند تولید فایبرهای پیوسته به دلیل عدم توانایی حفظ جریان در نوک سوزن قابل اجرا نمی‌باشد و در نتیجه فایبرهای با قطر بیشتر تولید می‌گردد.

**۲. وزن مالیکولی:** وزن مالیکولی تأثیر زیادی روی خواص ریولوژیکی<sup>۳۳</sup> (خواص وابسته به جریان ماده) و برقی پولیمیرها دارد؛ مانند لزوجیت، کشش سطحی و هدایت برقی (66). وزن مالیکولی یکی از پارامترهای مهم محلول پولیمیری می‌باشد که روی مورفولوژی فایبرهایی که توسط میتود رسیدن برقی تولید می‌شوند، تأثیرگذار می‌باشد و به صورت عموم پولیمیرهای که دارای وزن مالیکولی بلند هستند در پروسه رسیدن برقی مورد استفاده قرار گرفته‌اند؛ زیرا قادر به مهیا ساختن لزوجیت مورد نظر برای تولید فایبرها می‌باشند. همچنان دیده شده است، این که پولیمیرهای که دارای وزن مالیکولی خیلی کم‌تر هستند، نسبت به فایبر تمایل به تولید گره دارند و پولیمیرهایی که دارای وزن مالیکولی بلندتری هستند، توانایی تشکیل فایبرها با قطر بیشتر را دارا می‌باشند. وزن مالیکولی پولیمیر منعکس‌کننده‌ی تعداد درهم‌تندگی‌های زنجیر پولیمیری در یک محلول می‌باشد و اینجاست که لزوجیت محلول به وجود می‌آید. در هم‌تندگی زنجیرهای پولیمیری رول مهم در رسیدگی برقی ایفای می‌نماید. از این رو حتی زمانی که غلظت پولیمیر کم باشد، HM-PLLA (پولی لکتیک اسید که دارای وزن مالیکولی بلند است) تعداد کافی درهم‌تندگی‌های زنجیره‌یی را دارا می‌باشد (67).

**۳. لزوجیت:** لزوجیت محلول‌ها نیز یکی از خاصیت‌های مهم را در تعیین مورفولوژی و اندازه فایبرها در جریان پروسه رسیدن برقی دارد. محققان دریافته‌اند که در لزوجیت‌های پایین تولید فایبرها به صورت پیوسته امکان‌پذیر نمی‌باشد در حالی که در لزوجیت‌های بلند بیرون شدن جت (جریان پولیمیری) از محلول مشکل می‌باشد از این رو برای تعیین بهترین لزوجیت برای محلول‌ها یک نیازمندی دیده می‌شود. از سوی هم گزارش شده است این که در رسیدن برقی پولیمیرها لزوجیت محلول‌های پولیمیری از ۱ الی ۲۱۵ بویز (واحد لزوجیت) تغییر می‌نماید (68). در یک تحقیق موردی محققان با استفاده از پولی ایتلین اوکساید تولید نانو فایبرها را در لزوجیت‌های مختلف مطالعه نمودند و دریافتند که لزوجیت‌های ۱ الی ۲۰ بویز برای تولید فایبرهای یک‌سان به‌طریقه رسیدن برقی مناسب می‌باشد (69). لزوجیت، وزن مالیکولی و غلظت پارامترهای به هم وابسته می‌باشند و لزوجیت محلول‌ها به شدت وابسته به غلظت محلول پولیمیری می‌باشد. رابطه بین لزوجیت و غلظت محلول پولیمیری و تولید فایبر از این پولیمیرها در یک تعداد از سیستم‌ها به مطالعه گرفته شده است که شامل poly (lactic-co-glycolic

<sup>۳۳</sup> Rheological

Poly (vinyl alcohol) (PVA) و (71) Poly (ethylene oxide) (PEO) ، (70) acid (PLGA) (72) است. در پروسه ریسیدن برقی لزوجیت محلول‌ها در تعیین غلظت‌های که توانایی تولید فایبرهای پیوسته را دارا اند، رول بسیار مهم را بازی می‌نماید. روی هم رفته مطالعات فوق نشان می‌دهد که لزوجیت تأثیر قابل توجهی روی تولید و مورفولوژی فایبرها را دارا می‌باشد.

### پارامترهای مربوط به پروسه ریسیدن برقی

۱. **مقدار ولتاژ اعمال شده:** در پروسه ریسیدن برقی یک پارامتر بسیار مهم مقدار ولتاژ اعمال شده روی محلول پولیمیری می‌باشد. تشکیل فایبر پس از رسیدن به یک ولتاژ مناسب صورت می‌گیرد. اعمال ولتاژ باعث القای چارج‌های موجود روی سطح محلول شده و باعث به‌وجود آوردن میدان برقی می‌شود. از سوی هم تجارب واضح نموده است این‌که شکل قطرات اولیه با تغییر شرایط ریسیدن (ولتاژ، سرعت جریان پولیمیری و لزوجیت) تغییر می‌نماید (73). در مورد رفتار ولتاژ اعمال شده روی پروسه ریسیدن برقی اختلاف اندکی وجود دارد. محققان (74) بیان نموده اند که مقدار ولتاژ اعمال شده تأثیر چندانی روی قطر فایبرهای تولید شده از پولی ایتلین اوکساید<sup>۲۱۳</sup> ندارد. بعضی از محققان پیشنهاد نموده اند که اعمال ولتاژهای بلند باعث خارج نمودن مقدار بیشتر پولیمیر از سورنج شده و در نتیجه فایبرهایی با قطر بزرگ‌تر تولید می‌گردد (75). محققان دیگری بیان نموده اند این‌که در اثر افزایش مقدار ولتاژ اعمال شده (یعنی افزایش قدرت ساحه برقی) نیروی دافعه برقی روی جت سیال (پولیمیری) افزایش یافته و به کاهش قطر فایبرهای تولید شده کمک می‌کند. در بسیاری موارد اعمال ولتاژ بلند به دلیل موجودیت قوه‌های کولمبی بلند در جت و همچنان ساحه برقی قوی باعث کشش بیشتر محلول پولیمیری می‌گردد و این اثرات باعث کاهش قطر فایبرها و افزایش سرعت تبخیر ماده محلل از فایبر حاصل شده می‌شود. از سوی دیگر اعمال ولتاژ بلند همچنان باعث تشکیل گره‌ها در فایبرهای تولید شده می‌گردد (76).

۲. **سرعت جریان پولیمیری:** سرعت جریان پولیمیری از سورنج یک پارامتر مهم می‌باشد که تأثیر زیادی روی سرعت جت پولیمیری و انتقال مواد دارد. سرعت جریان آهسته نسبت به سرعت جریان سریع مطلوب‌تر می‌باشد؛ زیرا زمان کافی برای تبخیر ماده محلل را در دسترس قرار می‌دهد (77). از این‌رو لازم است تا سرعت جریان محلول پولیمیری رسیده‌شونده دارای سرعت آهسته باشد. به‌طور مثال در مورد فایبرهای تولید شده از پولی ستیرین (PS) دریافت شده است این‌که قطر منافذ و قطر فایبرهای تولید شده با افزایش جریان پولیمیر افزایش می‌یابد و با تغییر سرعت جریان پولیمیری ساختار مورفولوژیکی فایبرها تا اندازه‌ای تغییر می‌نماید. مطالعات اندکی به‌طور سیستماتیک به بررسی رابطه بین سرعت جریان

پولیمیری و مورفولوژی فایبرها پرداخته اند (78). در جریان سریع به دلیل در دسترس نبودن زمان کافی خشک شدن، محلول پولیمیری باعث تشکیل گره‌ها در فایبرهای تولید شده می‌گردد (79).

۳. **فاصله بین نوک سورنج و لوحه:** فاصله بین نوک سورنج و لوحه (جمع‌کننده فایبر) به عنوان یک رویکرد مهم دیگری برای کنترل مورفولوژی و قطر فایبرها مورد بررسی قرار گرفته است. حد اقل فاصله میان نوک سورنج و لوحه جهت فراهم کردن زمان کافی برای خشک شدن محلول پولیمیری قبل از رسیدن به لوحه نیاز است، در غیر آن در فواصل بسیار نزدیک یا خیلی دور در فایبرهای تولید شده گره‌ها مشاهده گردیده است (80). تأثیر پارامتر فوق مانند سایر پارامترها روی مورفولوژی فایبرهای تولید شده قابل توجه نیست که در رسیدن برقی PVA<sup>214</sup> (81)، جلاتین<sup>215</sup> (82)، کیتوسان<sup>216</sup> (83) و پولی (وینایلیدن فلوراید)<sup>217</sup> مشاهده گردیده است (84).

### پارامترهای محیطی

بر علاوه پارامترهای محلول و پارامترهای مربوط به پروسه رسیدن برقی، پارامترهای محیطی که شامل رطوبت و حرارت می‌شوند نیز بالای عملیه رسیدن برقی مؤثر می‌باشند. مطالعات زیادی روی تأثیر پارامترهای محیطی انجام شده است (85). تأثیر حرارت را روی رسیدن برقی فایبرهای پولی آماید-۶ از ۲۵ الی ۶۰ درجه سانتی گراد را مطالعه نمودند و دریافتند که با افزایش حرارت فایبرها با قطر کوچک‌تر تولید می‌گردد که دلیل آن در کاهش لزوجیت محلول‌ها می‌باشد که این امر نشان‌دهنده‌ی رابطه معکوس میان لزوجیت و حرارت می‌باشد. تغییرات رطوبت هنگام رسیدن برقی محلول پولی ستیرین به مطالعه گرفته شده است و دریافت شده است که با افزایش رطوبت منافذ کوچک دایروی روی سطح فایبرها تشکیل گردیده و با افزایش بیشتر رطوبت منافذ با همدیگر ادغام می‌گردد (86). هم‌چنان در رطوبت‌های بسیار پایین، از آنجایی که تبخیر مواد محلل سریع می‌باشد، محلل‌های بی‌ثبات به صورت سریع خشک می‌شوند. از این رو بر علاوه از پارامترهای محلول و پروسه رسیدن برقی پارامترهای محیطی نیز پروسه رسیدن برقی را متأثر می‌سازند.

### محلل‌های مورد استفاده در پروسه رسیدن برقی

محلل‌هایی که در تهیه محلول‌های پولیمیری استفاده می‌شوند، روی قابلیت رسیدن پولیمیرها تأثیر به‌سزایی را دارا می‌باشند؛ زیرا اولین و مهم‌ترین قدم در پروسه رسیدن برقی پولیمیرها حل نمودن پولیمیر در ماده محلل مناسب می‌باشد. محلل‌ها باید دارای خواص مانند مفریت بلند، فشار بخار و درجه غلیان

<sup>214</sup> Polyvinyl alcohol

<sup>215</sup> Gelatin

<sup>216</sup> Chitosan

<sup>217</sup> Polyvinyl florid

عالی باشند. از این رو برای یک پروسه رسیدن برقی موفق انتخاب سیستم ماده محلل مناسب مهم می‌باشد. تعاملات بین مالیکول در یک سیستم دوگانه ماده محلل-پولیمیر می‌توانند از نوع جاذبه و یا دافعه باشند که بستگی به نوع ماده محلل دارد (87). در پروسه رسیدن برقی به دلیل نازک شدن جت محلول پولیمیری تبخیر سریع ماده محلل و جداسازی فاز صورت می‌گیرد. فشار بخار ماده محلل رول مهم را در تعیین سرعت تبخیر و زمان خشک شدن محلول ایفا می‌نماید. مفریت ماده محلل نیز نقش مهم در ایجاد ساختارهای نانویی را دارا بوده و پروسه جداسازی فاز را متأثر می‌سازد. محققان مختلف تأثیرات ماده محلل؛ مانند کلوروفارم<sup>218</sup>، ایتانول<sup>219</sup>، دای میتایل ایتر<sup>220</sup> (DME)، پولی ستیرین<sup>221</sup> و پولی ایتلین تیری فنالات<sup>222</sup> را مورد بررسی قرار داده اند و تأثیرات خواص ماده محلل و غلظت پولیمیر بر روی مورفولوژی، ساختار و خواص میخانیکی و حرارتی فایبرها را مورد مطالعه قرار داده اند (88). این یک موضوع معلوم است که مورفولوژی و اندازه فایبر رسیده شده برقی به شدت وابسته به خواص محلول مانند لزوجیت و کشش سطحی را دارا می‌باشد و یک‌سان نبودن ماده‌های محلل باعث تولید کشش‌های سطحی متفاوت در سرتاسر محلول می‌گردد. لزوجیت محلول پولیمیری را می‌توان به اساس غلظت پولیمیر تعیین نماییم در حالی که کشش سطحی وابسته به هردو یعنی پولیمیر و ماده محلل می‌باشد (89). محققان اشاره نموده اند که با کاهش کشش سطحی یک محلول پولیمیری می‌توان فایبرهای بدون گره حاصل کرد ولی باید با احتیاط عمل شود (90). به نظر می‌رسد که کشش سطحی تابع از ترکیب پولیمیر باشد ولی در واقع به مقدار ناچیزی وابسته به غلظت پولیمیر می‌باشد. فهرستی از محلل‌های معمولی مورد استفاده در پروسه رسیدن برقی به همراه اوسط قطر نانوفایبرهای تولید شده در جدول شماره ۲ وجود دارد. محلل‌های مورد استفاده از سوی دیگر می‌توانند معلومات مفیدی را در مورد خصوصیات محلول مانند؛ هدایت برقی فراهم نمایند. دای میتایل فارم امید (DMF) یک ماده محلل آپروتیک<sup>223</sup> دو قطبی است که دارای ثابت دای الکتریک و دایپول مومنت بلند می‌باشد. ماده مذکور به صورت موفقانه به عنوان ماده محلل در رسیدن برقی پولیمیرهای Poly (acrylonitrile) و Polyurethane urea copolymer استفاده شده است که افزودن آن باعث افزایش هدایت برقی محلول‌های می‌شود که از پیش‌نیازهای اساسی برای تولید نانوفایبرهای بدون گره می‌باشد (91).

---

<sup>218</sup> Chloroform

<sup>219</sup> Ethanol

<sup>220</sup> Dimethyl ether

<sup>221</sup> Polystyrene

<sup>222</sup> Polyethylene terephthalate

<sup>223</sup> Aprotic

جدول ۲: محلل‌های مختلف استفاده شده در پروسه رسیدن برقی (24)

ریفرنس	موارد استفاده	قطر فایبر (nm)	ماده محلل	پولیمیر
(92)	مهندسی استخوان و انساج	590±60	Water (آب)	Silk fibroin/PEO
(93)	بسته بندی بیو مواد	109-761	Acetic/Formic acid	Gelatin
(94)	علوم و مهندسی مواد	100-600	HFP <sup>a</sup>	Collagen type I
(95)	مهندسی غضروف	496	HFP	Collagen type II
(96)	نشر کنترل شده دارو	133-447	Formic acid	Gelatin/PVA
(97)	کاربردهای بیو طبی	130	Acetic acid	Chitosan
(98)	انتقال ادویه	250-300	Water (آب)	PVA

### موارد استفاده

در سال‌های اخیر محققان در مورد استفاده‌های مختلف فایبرهای ریسیده شده برقی نظر به فواید مانند نسبت سطح به حجم بالا، تخلخل بالا و داشتن خواص فزیکتی و میخانیکتی دل‌چسب به تحقیق پرداخته اند. در این پروسه با دستکاری محلول و پارامترهای مربوط به پروسه می‌توان مورفولوژی مطلوب و خواص میخانیکتی مستحکم فایبرها را بدست آورد. علاوه بر این‌ها، فایبرهای ریسیده شده برقی اکثراً به مقدار بسیار کم ضرورت می‌شود که در این عرصه می‌تود رسیدن برقی یک میتود همه‌کاره بوده و می‌توانیم با استفاده از آن فایبرها را به هر شکلی با استفاده از طیف وسیع پولیمیرها تولید نمود (99). نانو فایبرهای ریسیده شده برقی به‌طور گسترده در کاربردهای طبی؛ مانند انتقال ادویه همچنان در فلتریشن به‌عنوان غشای وابسته ترکیبی، در بخش ذخیره و تولید انرژی و در بخش‌های مانند حس‌گرهای بیولوژیکی مورد استفاده قرار می‌گیرند (100).

### کاربرد فایبرهای ریسیده شده برقی در انتقال دوا

انتقال وجابه‌جایی کنترل شده دوا به سرعت مشخص و در یک دوره زمانی مشخص با استفاده از متریکس‌های انتقال پولیمیرهای سازگار طبی امکان‌پذیر می‌باشد. از این‌رو پولیمیرهای تخریب‌پذیر بیولوژیکی بیشتر به‌عنوان سیستم‌های دارورسانی برای انتقال فکتورهای درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرند (101). حصیرهای تولید شده از نانو فایبرها به دلیل داشتن ویژه‌گی‌های عملکردی بسیار عالی و به دلیل اتکا سیستم تحویل دوا بر آن‌ها اکثراً به‌عنوان سیستم‌های حامل دارو مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ زیرا سیستم تحویل دارو بر این اصل که سرعت انحلال یک دارو با افزایش سطح تحویل دهنده و سطح دارو افزایش می‌نماید، استوار است. نکته مهم این که سطح بزرگ نانو فایبرهای ریسیده شده امکان

تبخیر سریع و مؤثر ماده محلل را فراهم می‌نماید، که این امر برای داروی گنجانیده شده وقت کم‌تر برای تبلور مجدد و به تشکیل پراکنده‌گی‌های آمورف و یا محلول کمک می‌نماید (102). نشر دوز دوایی در محیط فزیولوژیکی بدن وابسته به حامل آن بوده و سرعت نشر آن می‌تواند به شکل سریع، فوری، تأخیری و یا منحل شدن اصلاح شده، طراحی گردد. بعضی از محققان موفق شده‌اند تا داروهای پوشیده شده به فایبرهای ریسیده شده برقی را به‌دست آورند. یعنی با مخلوط کردن داروها در محلول پولیمیری که باید ریسیده شود، می‌توان داروهای پوشیده به فایبر را به‌دست آورد (104). از جمله می‌توان از داروهای هایدروفوبیک (چربی‌دوست) مانند (104) ibuprofen، (105) cefazolin، rifampin، (106) paclitaxel، (107) Itraconazole و داروهای هایدروفیلیک (آب‌دوست) مانند Mefoxin (108) و Tetracycline hydrochloride (109) اشاره نمود. برعلاوه پروسه عادی رسیدن برقی، روش دیگری برای به‌دست آوردن نانو فایبرهای پولیمیری حاوی دارو برای انتشار کنترل‌شده‌ی داروها عبارت از رسیدن برقی هم‌محور می‌باشد که محققان توانسته‌اند دو نوع داروی طبی را از طریق این روش پوش نمایند (110).

### کاربرد فایبرهای ریسیده‌شده برقی در فلتريشن

نانو فایبرهای پولیمیری برای بیشتر از چنددهه می‌شود که در فلتر نمودن هوا کاربرد داشته و استفاده شده است. در عملیه فلتريشن، کانال‌ها و ساختار عناصر یک فلتر با اندازه ذرات یا قطرات که قرار است به‌واسطه فلتر گرفته شوند، هم‌خوانی داشته باشد. از این رو، ما می‌توانیم از مزیت خواص منحصر به فرد غشاهای ریسیده‌شده برقی متشکل از فایبرهای که دارای قطر بسیار کم‌تر هستند، استفاده نماییم. می‌توان گفت که میتود رسیدن برقی برای چالش‌های موجود در فلتر نمودن ذرات که اندازه آن‌ها کوچک‌تر از میکرون است، راه حل‌های منطقی‌ارایه می‌نماید. به‌طور کلی، به دلیل داشتن نسبت سطح بر حجم بلند و به دلیل چسپندگی بلند، ذرات کوچک‌تر از ۰٫۵ ملی متر به راحتی در فلترهای ساخته شده از نانو فایبرهای ریسیده شده‌ی برقی به دام می‌افتند که این کار سرعت پروسه فلتريشن را بهبود می‌بخشد. غشای نانو فایبری حذف بسیار مؤثر را از خود به نمایش می‌گذارد و (حدود ۱۰۰٪ دفع) ذرات معلق در هوا با قطر بین ۱ الی ۵ میکرومتر را نه تنها توسط میکانیسم تله (دام)‌های فزیکي بلکه توسط جذب الکترو کینتیک در فلتر هوا حذف می‌نماید (111). نانو فایبرهای پولیمیری همچنان می‌توانند دارای چارج برقی باشند که از این خاصیت آن‌ها نیز برای افزایش مؤثریت فلتريشن ذرات با استفاده از قوه‌های الکترواستاتیکی استفاده به عمل می‌آید (112). مؤثریت فلتريشن که ارتباط مستقیم با ظرافت فایبرها دارد، یک مشکل اساسی برای عملکرد فلترها به شمار می‌رود. به‌صورت عموم، مؤثریت فلترها با کاهش



ضخامت غشاهای فلتر و فشار اعمال شده به صورت خطی افزایش میابد. افزایش مؤثریت عملیه فلتریشن با کاهش یک‌سان فشار و موجودیت فایبرهای با قطر  $0.5\mu m$ ، امکان‌پذیر است (113). محققان کارایی فلترهای nylon-6 را با داشتن فایبرهای با قطر  $80-200nm$  را در کاهش فشار یک‌سان در سراسر فلتر و استفاده از ذرات تجربی با قطر  $3\mu m$ ، ارزیابی نموده اند و دریافتند که مؤثریت فلتریشن نانو فلترهای nylon-6 در حدود  $99.993\%$  نسبت به فلترهای تجاری برتر بوده است (114).

### کاربرد فایبرهای رسیده‌شده‌ی برقی در تولید انرژی

غشاهای هادی پولیمیری پوتانشیل کاربرد در بخش‌هایی مانند؛ حفاظت از زنگ‌زده‌گی، ضایعات برقی، دستگاه‌های فوتولتاییک، ساخت وسایل کوچک برقی مانند؛ حسگرها، محرک‌ها و غیره را دارا اند، که سرعت تعاملات کیمیاوی متناسب به سطح الکتروود می‌باشد (115). غشاهای هادی نانو فایبری همچنان برای ساخت الکتروودهای متخلخل نیز مناسب شمرده می‌شوند، از الکتروودهای مذکور برای توسعه عملکرد بطری‌ها و حجره‌های سوختی پولیمیر-الکتروولیت (PEMFCs) به دلیل داشتن تخلخل و سطح عالی استفاده به عمل می‌آید. بطری‌های پولیمیری برای موبایل‌های همراه جای‌گزین مناسب برای بطری‌های حجیم لیتیومی می‌باشد که اجزای بطری‌های پولیمیری عبارت اند از یک انود کاربنی، کتود ساخته شده از لیتیم اوکساید و یک ژل پولیمیری که به حیث الکتروولیت عمل می‌کند. نانو فایبرهای هادی پولیمیری خواص قابل توجه را ارایه می‌نمایند؛ مانند نشت کم‌تر الکتروولیت، انعطاف‌پذیری در ابعاد مختلف و نسبت کثافت انرژی و وزن بلند (116). با این حال هنوز هم نیاز مبرم برای اصلاح نسبت کثافت انرژی و وزن برای افزایش قیمت تجاری آن‌ها دیده می‌شود.

### کاربرد فایبرهای رسیده‌شده‌ی برقی در حس‌گرهای بیولوژیکی

حسگرهای بیولوژیکی که معمولاً از غشاهای وظیفوی بیولوژیکی و مبدل‌ها ساخته شده اند، به‌طور گسترده در بخش‌های محیط زیست، صنایع مواد غذایی و اهداف کلینیکی استفاده می‌شوند. پارامترهای زیادی وجود دارد که بر روی عملکرد حس‌گر تأثیرگذار هستند که شامل حساسیت، انتخاب، زمان پاسخ‌گویی و تکرارپذیری بوده که همه آن‌ها وابسته به غشا استفاده شده که در ترکیب حس‌گر می‌باشد. مخصوصاً، حساسیت حس‌گر رول مهم را بازی می‌نماید؛ زیرا نیاز شدید به تشخیص گازها و مواد بیولوژیکی حتی در غلظت‌های پایین دیده می‌شود. حس‌گرهای جدید بیو طبی با داشتن ساختمان‌های پیشرفته میکرو و قابلیت بهتر پروسس سیگنال از یک‌سو روزه‌روز دقیق‌تر شده و از سوی دیگر ارزان‌تر می‌شوند (117). در حال حاضر، تمرکز اصلی روی کوچک‌سازی وسایل بزرگ و تولید حس‌گرهای قابل حمل و همچنان در توسعه مالیکول‌هایی خاص برای آنالیت‌ها می‌باشد که از تمرکز بالای برخوردار اند.

غشاهای نانوفایبری رسیده شده‌ی برقی در کاربردهای حس‌گر نسبت داشتن مساحت سطح بزرگ مورد توجه بسیاری قرار گرفته است. مساحت سطح بزرگ مطلوب‌ترین خاصیت برای بهبود حساسیت می‌باشد. زیرا، مقدار بیشتر سمپل را در خود جذب نموده و در هدایت برقی حس‌گر به صورت قابل توجهی تغییر وارد می‌نماید. حس‌گرهای ساخته شده از ابریشم پروتین به‌طور گسترده برای تجزیه و تحلیل مواد مختلف مانند گلوکوز<sup>۲۲۴</sup>، هایدروجن پراکساید<sup>۲۲۵</sup> و یوریک اسید<sup>۲۲۶</sup> مورد استفاده قرار گرفته اند (118). بر علاوه، کارهای تحقیقاتی نشان‌دهنده‌ی دخالت سایر پولیمرهای رسیده شده برقی مانند Polyaniline، Poly(pyrrole)، Polyamic acid، Nylon-6، Poly(vinyl alcohol) (PVA) و Poly(acrylic acid) نیز می‌باشد (119).

### چشم‌انداز آینده

برای بهبود در کاربرد فایبرهای رسیده شده‌ی برقی نوآوری‌های جدید در پروسه رسیدن برقی مورد استفاده قرار می‌گیرد. این نوآوری‌ها شامل رسیدن برقی هم‌محور، رسیدن برقی چندگانه، رسیدن برقی پوسته‌دار، رسیدن برقی به کمک ضربه و غیره می‌باشد. رسیدن برقی هم‌محور روشی است که در آن برای ساخت نانو فایبرها از دو پولیمر که از هسته یک پولیمر و پوسته پولیمر دومی به کمک دو جت هم‌محور استفاده می‌شود (120). با استفاده از این روش پولیمرهای که رسیدن آن‌ها دشوار است، در داخل پوسته پولیمر دومی تولید هسته می‌نمایند. این روش مورد توجه زیادی قرار گرفته است؛ زیرا ویژه‌گی‌ها و عملکردهای جدیدی دستگاه‌ها در مقیاس نانو را از طریق مخلوط نمودن مواد پولیمری در جهت‌های محوری و شعاعی را ارایه می‌کند. روش رسیدن برقی هم‌محور معمولاً برای کنترل انتشار انفجاری (یک‌بارگی) داروها استفاده می‌شود؛ زیرا قشر پولیمر به عنوان یک مانع در مقابل انتشار دارو عمل می‌نماید. سایر نوآوری‌های جدی هم‌چنان مزایای جدیدی را ارایه می‌دهند. رسیدن برقی به کمک دمیدن<sup>۲۲۷</sup> در رسیدن برقی پولیمرهایی که دارای وزن مالیکولی بلند هستند، کمک می‌کند که در شرایط معمولی رسیدن آن‌ها دشوار می‌باشد. از سوی هم، با ظهور کوپولیمیرایشن و مخلوط پولیمری دستیابی به خواص فزیکایی و بیولوژیکی مورد نظر شبکه‌های نانوفایبری امکان‌پذیر شده است. تحقیقات برای بهبود خواص نانو فایبرهای رسیده شده‌ی برقی در جریان می‌باشد و در آینده نانو فایبرهای رسیده شده‌ی برقی کاندید مناسب برای طیف وسیع از کاربردها ثابت خواهد گردید.

224 Glucose

225 Hydrogen peroxide

226 Uric acid

227 Blowing assisted electrospinning

## نتیجه‌گیری

ریسیدن برقی یک تکنالوژی ساده، همه‌کاره و مقرون به صرفه‌جویی است که فایبرهای بافته نشده با نسبت سطح بر حجم بالا، تخلخل بالا و قابل تنظیم را تولید می‌کند. از این رو، به نظر می‌رسد که این تکنالوژی یک کاندید امیدوارکننده برای کاربردهای مختلف مخصوصاً در رشته مهندسی به شمار بیاید. پارامترهای وابسته به محلول و پروسه ریسیدن برقی مانند لزوجیت، وزن مالیکولی، غلظت پولیمیر، ولتاژ اعمال شده، فاصله بین نوک سورنج و لوحه، سرعت جریان پولیمیری و غیره تأثیر قابل توجهی روی مورفولوژی فایبرها داشته و می‌توان با تغییر در پارامترهای فوق به خواص مورد نظر فایبرها برای کاربردهای مختلف دست یافت.

فایبرهای ریسیده شده در زمینه‌های مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرند مانند انتقال ادویه به داخل بدن، حس‌گرهای بیولوژیکی، فلتريشن، تولید انرژی و غیره می‌باشد.

با وجود مزیت‌های زیاد هنوز هم محدودیت‌های حیاتی در برابر میتود فوق وجود دارد؛ مانند کوچک بودن منافذ و عدم نفوذ مناسب حجروی در داخل فایبر. تلاش‌های متعدد در این جهت برای بهبود طراحی و مهاجرت حجروی از طریق چندین لایه کردن فایبر، گنجاندن هپراسیل<sup>۲۲۸</sup> و اختلاط با پولیمیرها با رفتار تخریب متفاوت صورت گرفته است. به صورت عموم، می‌توان گفت که ریسیدن برقی یک روش امیدوارکننده در زمینه‌های مختلف مخصوصاً کاربردهای طبی به شمار می‌رود.

1. Alessandrino A, Marelli B, Arosio C, Fare S, Tanzi MC, Freddi G. Electrospun silk fibroin mats for tissue engineering. *Engineering in life sciences*. 2008 Jun;8(3):219-25.
2. Rivero, P. J., Redin, D. M., & Rodríguez, R. J. Electrospinning: A powerful tool to improve the corrosion resistance of metallic surfaces using nanofibrous coatings. 2020, *Metals*, 10(3), 350.
3. Zussman E, Theron A, Yarin AL. Formation of nanofiber crossbars in electrospinning. *Applied physics letters*. 2003 Feb 10; 82(6):973-5.
4. Teo WE, Ramakrishna S. A review on electrospinning design and nanofibre assemblies. *Nanotechnology*. 2006 Jun 30; 17(14):R89.
5. Liang D, Hsiao BS, Chu B. Functional electrospun nanofibrous scaffolds for biomedical applications. *Advanced drug delivery reviews*. 2007 Dec 10;59(14):1392-412.
6. Luu YK, Kim K, Hsiao BS, Chu B, Hadjiargyrou M. Development of a nanostructured DNA delivery scaffold via electrospinning of PLGA and PLA-PEG block copolymers. *Journal of controlled release*. 2003 Apr 29;89(2):341-53.
7. Chong EJ, Phan TT, Lim IJ, Zhang YZ, Bay BH, Ramakrishna S, Lim CT. Evaluation of electrospun PCL/gelatin nanofibrous scaffold for wound healing and layered dermal reconstitution. *Acta biomaterialia*. 2007 May 1;3(3):321-30.
8. Yang F, Murugan R, Wang S, Ramakrishna S. Electrospinning of nano/micro scale poly (L-lactic acid) aligned fibers and their potential in neural tissue engineering. *Biomaterials*. 2005 May 1;26(15):2603-10.
9. Stankus JJ, Guan J, Wagner WR. Fabrication of biodegradable elastomeric scaffolds with sub-micron morphologies. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2004 Sep 15;70(4):603-14.
10. Alessandrino A, Marelli B, Arosio C, Fare S, Tanzi MC, Freddi G. Electrospun silk fibroin mats for tissue engineering. *Engineering in life sciences*. 2008 Jun;8(3):219-25.
11. Matthews JA, Wnek GE, Simpson DG, Bowlin GL. Electrospinning of collagen nanofibers. *Biomacromolecules*. 2002 Mar 11;3(2):232-8.
12. Um IC, Fang D, Hsiao BS, Okamoto A, Chu B. Electro-spinning and electro-blowing of hyaluronic acid. *Biomacromolecules*. 2004 Jul 12;5(4):1428-36.
13. Ma Z, Kotaki M, Ramakrishna S. Electrospun cellulose nanofiber as affinity membrane. *Journal of membrane science*. 2005 Nov 15;265(1-2):115-23.
14. Chen Z, Mo X, Qing F. Electrospinning of collagen-chitosan complex. *Materials Letters*. 2007 Jun 1;61(16):3490-4.
15. Yarin AL, Zussman E. Upward needleless electrospinning of multiple nanofibers. *Polymer*. 2004 Apr 1;45(9):2977-80.

16. Dosunmu OO, Chase GG, Kataphinan W, Reneker DH. Electrospinning of polymer nanofibres from multiple jets on a porous tubular surface. *Nanotechnology*. 2006 Feb 2;17(4):1123.
17. Eichhorn SJ, Sampson WW. Statistical geometry of pores and statistics of porous nanofibrous assemblies. *Journal of the royal society Interface*. 2005 Sep 22;2(4):309-18.
18. Pawlowski KJ, Barnes CP, Boland ED, Wnek GE, Bowlin GL. Biomedical nanoscience: electrospinning basic concepts, applications, and classroom demonstration. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*. 2004 Jan;827:BB1-7.
19. Subbiah T, Bhat GS, Tock RW, Parameswaran S, Ramkumar SS. Electrospinning of nanofibers. *Journal of applied polymer science*. 2005 Apr 15;96(2):557-69.
20. Li D, Xia Y. Electrospinning of nanofibers: reinventing the wheel?. *Advanced materials*. 2004 Jul 19;16(14):1151-70.
21. Chew SY, Wen Y, Dzenis Y, Leong KW. The role of electrospinning in the emerging field of nanomedicine. *Current pharmaceutical design*. 2006 Dec 1;12(36):4751-70.
22. Kidoaki, S., Kwon, I. K., & Matsuda, T. Mesoscopic spatial designs of nano-and microfiber meshes for tissue-engineering matrix and scaffold based on newly devised multilayering and mixing electrospinning techniques. 2005. *Biomaterials*, 26(1), 37-46.
23. Huang ZM, Zhang YZ, Kotaki M, Ramakrishna S. A review on polymer nanofibers by electrospinning and their applications in nanocomposites. *Composites science and technology*. 2003 Nov 1;63(15):2223-53.
24. Bhardwaj, N., & Kundu, S. C. Electrospinning: A fascinating fiber fabrication technique. 2010, *Biotechnology advances*, 28(3), 325-347.
25. Boland ED, Telemeco TA, Simpson DG, Wnek GE, Bowlin GL. Utilizing acid pretreatment and electrospinning to improve biocompatibility of poly (glycolic acid) for tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2004 Oct 15;71(1):144-52.
26. Zong X, Ran S, Fang D, Hsiao BS, Chu B. Control of structure, morphology and property in electrospun poly (glycolide-co-lactide) non-woven membranes via post-draw treatments. *Polymer*. 2003 Aug 1;44(17):4959-67.
27. Yoshimoto H, Shin YM, Terai H, Vacanti JP. A biodegradable nanofiber scaffold by electrospinning and its potential for bone tissue engineering. *Biomaterials*. 2003 May 1;24(12):2077-82.
28. Fertala A, Han WB, Ko FK. Mapping critical sites in collagen II for rational design of gene-engineered proteins for cell-supporting materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2001 Oct;57(1):48-58.
29. Khil MS, Cha DI, Kim HY, Kim IS, Bhattarai N. Electrospun nanofibrous polyurethane membrane as wound dressing. *Journal of Biomedical Materials Research*

- Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. 2003 Nov 15;67(2):675-9.
30. Kenawy ER, Layman JM, Watkins JR, Bowlin GL, Matthews JA, Simpson DG, Wnek GE. Electrospinning of poly (ethylene-co-vinyl alcohol) fibers. *Biomaterials*. 2003 Mar 1;24(6):907-13.
  31. Sun T, Mai S, Norton D, Haycock JW, Ryan AJ, Macneil S. Self-organization of skin cells in three-dimensional electrospun polystyrene scaffolds. *Tissue engineering*. 2005 Jul 1;11(7-8):1023-33.
  32. Hao X, Zhang X. Syndiotactic 1, 2-polybutadiene fibers produced by electrospinning. *Materials Letters*. 2007 Mar 1;61(6):1319-22.
  33. Wnek GE, Carr ME, Simpson DG, Bowlin GL. Electrospinning of nanofiber fibrinogen structures. *Nano letters*. 2003 Feb 12;3(2):213-6.
  34. Ding B, Kimura E, Sato T, Fujita S, Shiratori S. Fabrication of blend biodegradable nanofibrous nonwoven mats via multi-jet electrospinning. *Polymer*. 2004 Mar 1;45(6):1895-902.
  35. Zhang L, Menkhaus TJ, Fong H. Fabrication and bioseparation studies of adsorptive membranes/felts made from electrospun cellulose acetate nanofibers. *Journal of membrane science*. 2008 Jul 1;319(1-2):176-84.
  36. Pierschbacher MD, Ruoslahti E. Cell attachment activity of fibronectin can be duplicated by small synthetic fragments of the molecule. *Nature*. 1984 May 3;309(5963):30-3.
  37. Zhong S, Teo WE, Zhu X, Beuerman RW, Ramakrishna S, Yung LY. An aligned nanofibrous collagen scaffold by electrospinning and its effects on in vitro fibroblast culture. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006 Dec 1;79(3):456-63.
  38. Zeugolis DI, Khew ST, Yew ES, Ekaputra AK, Tong YW, Yung LY, Hutmacher DW, Sheppard C, Raghunath M. Electro-spinning of pure collagen nano-fibres—just an expensive way to make gelatin?. *Biomaterials*. 2008 May 1;29(15):2293-305.
  39. Kwon IK, Matsuda T. Co-electrospun nanofiber fabrics of poly (L-lactide-co-ε-caprolactone) with type I collagen or heparin. *Biomacromolecules*. 2005 Jul 11;6(4):2096-105.
  40. Zhang Y, Ouyang H, Lim CT, Ramakrishna S, Huang ZM. Electrospinning of gelatin fibers and gelatin/PCL composite fibrous scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2005 Jan 15;72(1):156-65.
  41. Yang L, Fitié CF, Van Der Werf KO, Bennink ML, Dijkstra PJ, Feijen J. Mechanical properties of single electrospun collagen type I fibers. *Biomaterials*. 2008 Mar 1;29(8):955-62.

42. Neal RA, McClugage III SG, Link MC, Sefcik LS, Ogle RC, Botchwey EA. Laminin nanofiber meshes that mimic morphological properties and bioactivity of basement membranes. *Tissue Engineering Part C: Methods*. 2009 Mar 1;15(1):11-21.
43. Hakkarainen M. Aliphatic polyesters: abiotic and biotic degradation and degradation products. *Degradable aliphatic polyesters*. 2002:113-38.
44. Fang XD, Reneker DH. DNA fibers by electrospinning. *Journal of Macromolecular Science, Part B: Physics*. 1997 Mar 1;36(2):169-73.
45. Xue J, Wu T, Dai Y, Xia Y. Electrospinning and electrospun nanofibers: Methods, materials, and applications. *Chemical reviews*. 2019 Mar 27;119(8):5298-415.
46. Hsu CM, Shivkumar S. N, N-Dimethylformamide Additions to the Solution for the Electrospinning of Poly ( $\epsilon$ -caprolactone) Nanofibers. *Macromolecular Materials and Engineering*. 2004 Apr;289(4):334-40.
47. Li WJ, Laurencin CT, Catterson EJ, Tuan RS, Ko FK. Electrospun nanofibrous structure: a novel scaffold for tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2002 Jun 15;60(4):613-21.
48. Altman GH, Diaz F, Jakuba C, Calabro T, Horan RL, Chen J, Lu H, Richmond J, Kaplan DL. Silk-based biomaterials. *Biomaterials*. 2003 Feb 1;24(3):401-16.
49. Zarkoob S, Reneker DH, Eby RK, Hudson SD, Ertley D, Adams WW. Generation of synthetic elastin-mimetic small diameter fibers and fiber networks. *Polym Preprints Am Chem Soc*. 1998;39:244-5.
50. Buchko CJ, Chen LC, Shen Y, Martin DC. Processing and microstructural characterization of porous biocompatible protein polymer thin films. *Polymer*. 1999 Dec 1;40(26):7397-407.
51. Pa JH, Yu TL. Light scattering study of chitosan in acetic acid aqueous solutions. *Macromolecular Chemistry and Physics*. 2001 Apr 1;202(7):985-91.
52. Singh P. *Electrospinning—A Novel Approach to Developing Drug Delivery System* (Doctoral dissertation, Brac University).
53. Parry DA, Craig AS. Collagen fibrils during development and maturation and their contribution to the mechanical attributes of connective tissue. In *Collagen 2018* Jan 18 (pp. 1-23). CRC Press.
54. Matthews JA, Wnek GE, Simpson DG, Bowlin GL. Electrospinning of collagen nanofibers. *Biomacromolecules*. 2002 Mar 11;3(2):232-8.
55. Pawlowski KJ, Barnes CP, Boland ED, Wnek GE, Bowlin GL. Biomedical nanoscience: electrospinning basic concepts, applications, and classroom demonstration. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*. 2004 Jan;827:BB1-7.
56. Balakrishnan B, Jayakrishnan A. Self-cross-linking biopolymers as injectable in situ forming biodegradable scaffolds. *Biomaterials*. 2005 Jun 1;26(18):3941-51.
57. Nagura M, Yokota H, Ikeura M, Gotoh Y, Ohkoshi Y. Structures and physical properties of cross-linked gelatin fibers. *Polymer journal*. 2002 Oct;34(10):761-6.

58. Ma Z, He W, Yong T, Ramakrishna S. Grafting of gelatin on electrospun poly (caprolactone) nanofibers to improve endothelial cell spreading and proliferation and to control cell orientation. *Tissue engineering*. 2005 Jul 1;11(7-8):1149-58.
59. Wang M, Hsieh AJ, Rutledge GC. Electrospinning of poly (MMA-co-MAA) copolymers and their layered silicate nanocomposites for improved thermal properties. *Polymer*. 2005 Apr 25;46(10):3407-18.
60. Wang M, Hsieh AJ, Rutledge GC. Electrospinning of poly (MMA-co-MAA) copolymers and their layered silicate nanocomposites for improved thermal properties. *Polymer*. 2005 Apr 25;46(10):3407-18.
61. Saito N, Okada T, Horiuchi H, Murakami N, Takahashi J, Nawata M, Ota H, Nozaki K, Takaoka K. A biodegradable polymer as a cytokine delivery system for inducing bone formation. *Nature biotechnology*. 2001 Apr;19(4):332-5.
62. Huang CF, Chang FC. Comparison of hydrogen bonding interaction between PMMA/PMAA blends and PMMA-co-PMAA copolymers. *Polymer*. 2003 May 1;44(10):2965-74.
63. Chong EJ, Phan TT, Lim IJ, Zhang YZ, Bay BH, Ramakrishna S, Lim CT. Evaluation of electrospun PCL/gelatin nanofibrous scaffold for wound healing and layered dermal reconstitution. *Acta biomaterialia*. 2007 May 1;3(3):321-30.
64. Li D, Xia Y. Electrospinning of nanofibers: reinventing the wheel?. *Advanced materials*. 2004 Jul 19;16(14):1151-70.
65. Liu S, Reneker DH. Droplet-jet shape parameters predict electrospun polymer nanofiber diameter. *Polymer*. 2019 Apr 2;168:155-8.
66. Haghi AK, Akbari M. Trends in electrospinning of natural nanofibers. *physica status solidi (a)*. 2007 Jun;204(6):1830-4.
67. Tan EP, Lim CT. Mechanical characterization of nanofibers—a review. *Composites Science and Technology*. 2006 Jul 1;66(9):1102-11.
68. Baumgarten PK. Electrostatic spinning of acrylic microfibers. *Journal of colloid and interface science*. 1971 May 1;36(1):71-9.
69. Fong H, Reneker DH. Elastomeric nanofibers of styrene–butadiene–styrene triblock copolymer. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*. 1999 Dec 15;37(24):3488-93.
70. Kim KH, Jeong L, Park HN, Shin SY, Park WH, Lee SC, Kim TI, Park YJ, Seol YJ, Lee YM, Ku Y. Biological efficacy of silk fibroin nanofiber membranes for guided bone regeneration. *Journal of biotechnology*. 2005 Nov 21;120(3):327-39.
71. Son WK, Youk JH, Park WH. Preparation of ultrafine oxidized cellulose mats via electrospinning. *Biomacromolecules*. 2004 Jan 12;5(1):197-201.
72. Ding B, Kim HY, Lee SC, Shao CL, Lee DR, Park SJ, Kwag GB, Choi KJ. Preparation and characterization of a nanoscale poly (vinyl alcohol) fiber aggregate produced by an electrospinning method. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*. 2002 Jul 1;40(13):1261-8.
73. Baumgarten PK. Electrostatic spinning of acrylic microfibers. *Journal of colloid and interface science*. 1971 May 1;36(1):71-9.
74. Ko FK. Nanofiber technology. *Nanotubes and nanofibers*. 2006 Jun 20;233.



75. Zhang C, Yuan X, Wu L, Han Y, Sheng J. Study on morphology of electrospun poly (vinyl alcohol) mats. *European polymer journal*. 2005 Mar 1;41(3):423-32.
76. Megelski S, Stephens JS, Chase DB, Rabolt JF. Micro-and nanostructured surface morphology on electrospun polymer fibers. *Macromolecules*. 2002 Oct 22;35(22):8456-66.
77. Yun YH, Goetz DJ, Yellen P, Chen W. Hyaluronan microspheres for sustained gene delivery and site-specific targeting. *Biomaterials*. 2004 Jan 1;25(1):147-57.
78. Zong X, Kim K, Fang D, Ran S, Hsiao BS, Chu B. Structure and process relationship of electrospun bioabsorbable nanofiber membranes. *polymer*. 2002 Jul 1;43(16):4403-12.
79. Wannatong L, Sirivat A, Supaphol P. Effects of solvents on electrospun polymeric fibers: preliminary study on polystyrene. *Polymer International*. 2004 Nov;53(11):1851-9.
80. Lee JS, Choi KH, Ghim HD, Kim SS, Chun DH, Kim HY, Lyoo WS. Role of molecular weight of atactic poly (vinyl alcohol)(PVA) in the structure and properties of PVA nanofabric prepared by electrospinning. *Journal of Applied Polymer Science*. 2004 Aug 15;93(4):1638-46.
81. Zhang C, Yuan X, Wu L, Han Y, Sheng J. Study on morphology of electrospun poly (vinyl alcohol) mats. *European polymer journal*. 2005 Mar 1;41(3):423-32.
82. Ki CS, Baek DH, Gang KD, Lee KH, Um IC, Park YH. Characterization of gelatin nanofiber prepared from gelatin-formic acid solution. *Polymer*. 2005 Jun 27;46(14):5094-102.
83. Geng X, Kwon OH, Jang J. Electrospinning of chitosan dissolved in concentrated acetic acid solution. *Biomaterials*. 2005 Sep 1;26(27):5427-32.
84. Zhao Z, Li J, Yuan X, Li X, Zhang Y, Sheng J. Preparation and properties of electrospun poly (vinylidene fluoride) membranes. *Journal of applied polymer science*. 2005 Jul 15;97(2):466-74.
85. Mit-uppatham C, Nithitanakul M, Supaphol P. Ultrafine electrospun polyamide-6 fibers: effect of solution conditions on morphology and average fiber diameter. *Macromolecular chemistry and physics*. 2004 Nov 26;205(17):2327-38.
86. Casper CL, Stephens JS, Tassi NG, Chase DB, Rabolt JF. Controlling surface morphology of electrospun polystyrene fibers: effect of humidity and molecular weight in the electrospinning process. *Macromolecules*. 2003 Dec 18;37(2):573-8.
87. Zhang Y, Qian J, Ke Z, Zhu X, Bi H, Nie K. Viscometric study of poly (vinyl chloride)/poly (vinyl acetate) blends in various solvents. *European polymer journal*. 2002 Feb 1;38(2):333-7.
88. Veleirinho B, Rei MF, Lopes-DA-Silva JA. Solvent and concentration effects on the properties of electrospun poly (ethylene terephthalate) nanofiber mats. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*. 2008 Mar 1;46(5):460-71.
89. Yang Q, Li Z, Hong Y, Zhao Y, Qiu S, Wang CE, Wei Y. Influence of solvents on the formation of ultrathin uniform poly (vinyl pyrrolidone) nanofibers with electrospinning. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*. 2004 Oct 15;42(20):3721-6.

90. Doshi J, Reneker DH. Electrospinning process and applications of electrospun fibers. *Journal of electrostatics*. 1995 Aug 1;35(2-3):151-60.
91. Buchko CJ, Chen LC, Shen Y, Martin DC. Processing and microstructural characterization of porous biocompatible protein polymer thin films. *Polymer*. 1999 Dec 1;40(26):7397-407.
92. Li C, Vepari C, Jin HJ, Kim HJ, Kaplan DL. Electrospun silk-BMP-2 scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*. 2006 Jun 1;27(16):3115-24.
93. Songchotikunpan P, Tattiyakul J, Supaphol P. Extraction and electrospinning of gelatin from fish skin. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2008 Apr 1;42(3):247-55.
94. Yang L, Fitié CF, Van Der Werf KO, Bennink ML, Dijkstra PJ, Feijen J. Mechanical properties of single electrospun collagen type I fibers. *Biomaterials*. 2008 Mar 1;29(8):955-62.
95. Shields KJ, Beckman MJ, Bowlin GL, Wayne JS. Mechanical properties and cellular proliferation of electrospun collagen type II. *Tissue engineering*. 2004 Sep 1;10(9-10):1510-7.
96. Yang D, Li Y, Nie J. Preparation of gelatin/PVA nanofibers and their potential application in controlled release of drugs. *Carbohydrate Polymers*. 2007 Jun 25;69(3):538-43.
97. Geng X, Kwon OH, Jang J. Electrospinning of chitosan dissolved in concentrated acetic acid solution. *Biomaterials*. 2005 Sep 1;26(27):5427-32.
98. Zeng J, Hou H, Wendorff JH, Greiner A. Photo-Induced Solid-State Crosslinking of Electrospun Poly (vinyl alcohol) Fibers. *Macromolecular Rapid Communications*. 2005 Oct 6;26(19):1557-62.
99. Kim JS, Reneker DH. Mechanical properties of composites using ultrafine electrospun fibers. *Polymer composites*. 1999 Feb;20(1):124-31.
100. Stitzel JD, Pawlowski KJ, Wnek GE, Simpson DG, Bowlin GL. Arterial smooth muscle cell proliferation on a novel biomimicking, biodegradable vascular graft scaffold. *Journal of biomaterials applications*. 2001 Jul;16(1):22-33.
101. Kost J, Langer R. Responsive polymeric delivery systems. *Advanced drug delivery reviews*. 2012 Dec 1;64:327-41.
102. Verreck G, Chun I, Peeters J, Rosenblatt J, Brewster ME. Preparation and characterization of nanofibers containing amorphous drug dispersions generated by electrostatic spinning. *Pharmaceutical research*. 2003 May;20:810-7.
103. Luu YK, Kim K, Hsiao BS, Chu B, Hadjiargyrou M. Development of a nanostructured DNA delivery scaffold via electrospinning of PLGA and PLA-PEG block copolymers. *Journal of controlled release*. 2003 Apr 29;89(2):341-53.
104. Jiang H, Fang D, Hsiao B, Chu B, Chen W. Preparation and characterization of ibuprofen-loaded poly (lactide-co-glycolide)/poly (ethylene glycol)-g-chitosan electrospun membranes. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*. 2004 Jan 1;15(3):279-96.
105. Katti DS, Robinson KW, Ko FK, Laurencin CT. Bioresorbable nanofiber-based systems for wound healing and drug delivery: Optimization of fabrication parameters.

- Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. 2004 Aug 15;70(2):286-96.
- 106.Zeng J, Xu X, Chen X, Liang Q, Bian X, Yang L, Jing X. Biodegradable electrospun fibers for drug delivery. *Journal of controlled release*. 2003 Oct 30;92(3):227-31.
  - 107.Verreck G, Chun I, Peeters J, Rosenblatt J, Brewster ME. Preparation and characterization of nanofibers containing amorphous drug dispersions generated by electrostatic spinning. *Pharmaceutical research*. 2003 May;20:810-7.
  - 108.Zhang YZ, Venugopal J, Huang ZM, Lim CT, Ramakrishna S. Crosslinking of the electrospun gelatin nanofibers. *Polymer*. 2006 Apr 5;47(8):2911-7.
  - 109.Zong X, Kim K, Fang D, Ran S, Hsiao BS, Chu B. Structure and process relationship of electrospun bioabsorbable nanofiber membranes. *polymer*. 2002 Jul 1;43(16):4403-12.
  - 110.Loscertales IG, Barrero A, Guerrero I, Cortijo R, Marquez M, Ganan-Calvo AM. Micro/nano encapsulation via electrified coaxial liquid jets. *Science*. 2002 Mar 1;295(5560):1695-8.
  - 111.Kattamuri N, Shin JH, Kang B, Lee CG, Lee JK, Sung C. Development and surface characterization of positively charged filters. *Journal of Materials Science*. 2005 Sep;40:4531-9.
  - 112.Tsai, P. P., Schreuder-Gibson, H., & Gibson, P. (). Different electrostatic methods for making electret filters. *Journal of electrostatics*, 2002; 54(3-4), 333-341.
  - 113.Subbiah T, Bhat GS, Tock RW, Parameswaran S, Ramkumar SS. Electrospinning of nanofibers. *Journal of applied polymer science*. 2005 Apr 15;96(2):557-69.
  - 114.Ahn YC, Park SK, Kim GT, Hwang YJ, Lee CG, Shin HS, Lee JK. Development of high efficiency nanofilters made of nanofibers. *Current applied physics*. 2006 Oct 1;6(6):1030-5.
  - 115.Senecal KJ, Ziegler DP, He J, Mosurkal R, Schreuder-Gibson H, Samuelson LA. Photoelectric Response from Nanofibrous Membranes. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*. 2001 Jan;708:BB9-5.
  - 116.Choi SW, Jo SM, Lee WS, Kim YR. An electrospun poly (vinylidene fluoride) nanofibrous membrane and its battery applications. *Advanced Materials*. 2003 Dec 3;15(23):2027-32.
  - 117.Figeys D, Pinto D. Lab-on-a-chip: a revolution in biological and medical sciences.
  - 118.Liu Y, Liu H, Qian J, Deng J, Yu T. Feature of an amperometric ferrocyanide-mediated H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> sensor for organic-phase assay based on regenerated silk fibroin as immobilization matrix for peroxidase. *Electrochimica acta*. 1996 Jan 1;41(1):77-82.
  - 119.Wang X, Drew C, Lee SH, Senecal KJ, Kumar J, Samuelson LA. Electrospun nanofibrous membranes for highly sensitive optical sensors. *Nano letters*. 2002 Nov 13;2(11):1273-5.
  - 120.Sun Z, Zussman E, Yarin AL, Wendorff JH, Greiner A. Compound core-shell polymer nanofibers by co-electrospinning. *Advanced materials*. 2003 Nov 17;15(22):1929-32.