



گزارش نهایی - گروه تخصصی فنی و مهندسی

ساخت و مشخصه یابی نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان، ژلاتین

و گل همیشه بهار

کد طرح: 20-2457

ویرایش: دوم

گروه پژوهشی: بیومواد سرامیکی

واحد سازمانی مجری: جهاد دانشگاهی استان یزد

مسئول اجرای طرح: مزده عزیز

آبان ماه 1396

شناسنامه گزارش

عنوان گزارش: گزارش مقطع اول طرح ساخت و مشخصه یابی نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار (گزارش نهایی) شماره ویرایش: دوم

عنوان فارسی طرح پژوهشی: ساخت و مشخصه یابی نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار (گزارش نهایی)

عنوان انگلیسی طرح: **Fabrication and Characterization of nanofibers fabricated from PCL, Gelatin and Cellulose microfibrils**

عنوان نهایی طرح در شبکه برنامه : ساخت و مشخصه یابی نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار
کد طرح: ۲۰-۲۴۵۷

نام فایل گزارش: **Azi zi Report 960811**

ویرایشگر: مژده عزیزی

تاریخ تصویب طرح: ۹۵/۱۰/۱۱

سطح دسترسی به سند: نامحدود

ردیف	نام و نام خانوادگی	مسئولیت در طرح	تخصص	رتبه	جمع کل نفر ساعت همکاری در طرح
1	مژده عزیزی	مجری	مهندسی مواد و متالورژی - بیومواد	مریی	700
2	مینا علاف زاده	جمع آوری منابع مطالعاتی و انجام آزمایشات مربوط به تولید نانوالیاف	مهندسی مکانیک - بیومکانیک	مریی	200
3	مسلم توکل	مشاور	مهندسی شیمی - بیوتکنولوژی و زیست پزشکی	استادیار	36
4	مصطفی عظیم زاده	انجام آزمایشات	نانوبیوتکنولوژی	-	48
5	سید حسین میرحسینی	تحلیل نتایج	مهندسی مواد - سرامیک	استادیار	16

این سند تقدیم به
همه کسانی که لحظه ای بعد انسانی و وجدانی خود را فراموش نمی کنند،
و بر آستان گران سنگ انسانیت سر فرود می آورند،
و انسان را با همه تفاوت هایش ارج می نهند.

Archive of SID

چکیده

در گزارش حاضر نتایج طرح تحقیقاتی ساخت و مشخصه یابی نانوالیاف ساخته شده از پلی-کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار ارائه شده است. به منظور ساخت نانوالیاف از روش الکترورسی استفاده شد و نانوالیافی با درصدهای متفاوت مواد اولیه تولید شدند. به منظور ارزیابی نانوالیاف تولید شده، آنالیزهای ساختاری و مکانیکی بر روی آنها انجام شد و همچنین رفتار آب دوستی آن ها بررسی گردید.

نتایج نشان دهنده تغییرات چشمگیر ایجاد شده در رفتار آب دوستی و تغییرات اندک در خواص مکانیکی نانوالیاف تولید شده می باشند. در همین راستا، با افزودن گل همیشه بهار به ساختار، خصوصیات مکانیکی تا حدودی افت کرده و از سویی دیگر آب دوستی نانوالیاف افزایش می یابد. همچنین با افزودن گل همیشه بهار به ساختار قطر نانوالیاف افزایش می یابد.

کلید واژگان: نانوالیاف، پلی کاپرولاکتان، ژلاتین، گل همیشه بهار

پیشگفتار

این طرح طبق نسخه نهایی طرحنامه مربوط (پیوست 1) به تاریخ 96/8/11، مصوب شورای بررسی نهایی طرح‌ها در تاریخ 95/10/11 در چارچوب برنامه پژوهشی گروه پژوهشی بیومواد سرامیکی به اجرا در آمده است.

مجری طرح خانم مهندس مژده عزیزی بوده‌اند که علاوه بر مدیریت فعالیت‌ها، انجام آزمایشات، آنالیز و تحلیل نتایج و امور دیگری را نیز بر عهده داشته‌اند. جناب آقای دکتر عظیم زاده نیز در فاز مطالعاتی همکاری داشته‌اند که بدینوسیله از ایشان تشکر می‌شود. لازم است از زحمات خانم دکتر علاف زاده که در خصوص برخی امور طرح را یاری نمودند تشکر شود.

در گزارش حاضر نتایج طرح ساخت و ارزیابی نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار ارائه شده‌اند. مطالب بیان شده در این گزارش در دو بخش گردآوری شده است. در بخش نخست مطالعات انجام شده در مورد موضوعات مرتبط با این تحقیق شامل نانوالیاف، الکترورسی و پارامترهای موثر برای تولید این محصولات به تفصیل بیان گردیده‌اند. در بخش دوم شرح کارهای عملی و آزمایشگاهی انجام شده در زمینه این طرح و نتایج مربوطه ارائه شده، و در فصلی جداگانه مورد تحلیل واقع شده‌اند. برای ساخت نانوالیاف پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار از روش الکترورسی استفاده شده است. نانوالیاف تولید شده از نظر خصوصیات مکانیکی، ساختاری و فیزیکی ارزیابی شده و همچنین رفتار آب دوستی آن‌ها مورد بررسی قرار گرفته است.

گروه فنی و
مهندسی

فهرست عناوین

4.....	فصل اول
4.....	مقدمه
6.....	فصل دوم
6.....	مرور کارهای قبلی
7.....	2-2- نانوفناوری
8.....	2-3- نانوالیاف
9.....	2-4- روش های ساخت نانوالیاف
9.....	2-4-1- روش قالب گیری
10.....	2-4-2- روش کشش
11.....	2-4-3- روش خود آرایی
12.....	2-4-4- روش جدایش فازی
13.....	2-4-5- روش الکترورسی
17.....	2-4-2- اثر حلال
19.....	2-4-3- بررسی اثر غلظت
19.....	2-4-4- اثر اختلاف پتانسیل
20.....	2-4-5- نرخ تغذیه
20.....	2-4-6- فاصله بین نوک سوزن و جمع کننده
21.....	2-6- پلی کاپرولاکتان
25.....	2-7- ژلاتین
27.....	2-8- نانوالیاف برای زخم پوش ها
28.....	2-9- مروری بر تحقیقات پیشین پلی کاپرولاکتان و ژلاتین
32.....	فصل سوم
32.....	بیان کارهای تجربی انجام شده
33.....	3-1- مشخصات مواد اولیه
33.....	3-1-1- پلی کاپرولاکتان (PCL)
34.....	3-1-2- ژلاتین
34.....	3-1-3- حلال تری فلئور استیک اسید (TFA)
35.....	3-2- عصاره گیری

36.....	3-3- عملیات محلول سازی
36.....	3-3-1- تجهیزات لازم جهت محلول سازی
36.....	3-3-2- نحوه محلول سازی
37.....	4-3- عملیات الکتروریسی
39.....	3-5- عملیات تثبیت کردن نانوالیاف توسط گلو تار آلدهید
39.....	3-6- عملیات کراس لینک با غوطه وری نانو الیاف در عصاره گل همیشه بهار
	3-7- بررسی ساختار شیمیایی با آنالیز طیف سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز (ATR)
40.....	FTIR
41.....	3-8- بررسی ریز ساختار نانوالیاف
42.....	3-9- بررسی آب دوستی نانوالیاف
42.....	3-10- بررسی استحکام مکانیکی نانو الیاف
43.....	فصل چهارم
43.....	تجزیه و تحلیل
44.....	4-1- نتایج FTIR
49.....	4-2- نتایج SEM
62.....	4-3- نتایج خواص آب دوستی
64.....	4-4- بررسی خواص مکانیکی
65.....	5- جمع بندی
66.....	مراجع

(قبل از پیوستها حتما بخشی با نام نتیجه و پیشنهادات می بایست وجود داشته باشد که در آن مجری ضمن ارائه نتایج طرح به طور خلاصه و ساده پیشنهادات خود را برای ادامه این طرح برای علاقمندان به اجرای طرح تکمیلی و یا تجاری سازی آن ارائه نماید.)

- شکل ۲ - ۱ انواع کاربردهای نانوالیاف الکترورسی شده ۹
- شکل ۲ - ۲ شکل کلی روش قالبی برای تولید نانوالیاف ۱۰
- شکل ۲ - ۳ نمایی از روش کشش برای تولید نانوالیاف، ب: نمودار طول الیاف بر حسب زمان ۱۱
- شکل ۲ - ۴ نمونه ای از خودآرایی نانوالیاف ۱۲
- شکل ۲ - ۵ نمایی از جدایش فازی برای دستیابی ساختار نانوالیاف ۱۳
- شکل ۲ - ۶ نمایی کلی از فرآیند ساخت الیاف به روش الکترورسی ۱۴
- شکل ۲ - ۷ ساختار شیمیایی پلی کاپرولاکتان ۲۱
- شکل ۲ - ۸ الیاف مهره دار (الف) و بدون مهره (ب) ۲۲
- شکل ۲ - ۹ جهت گیری الیاف جهت گیری تصادفی (الف). الیاف جهت دار و هم راستا (ب) ۲۳
- شکل ۲ - ۱۰ ساختار پلیمر ژلاتین ۲۵
- شکل ۲ - ۱۱ نمایش اثر متقابل احتمالی بین دو پلیمر الکترورسی شده پلی کاپرولاکتان/ژلاتین ۳۰
- شکل ۳ - ۱ پلی کاپرولاکتان ۳۳
- شکل ۳ - ۲ ژلاتین ۳۴
- شکل ۳ - ۳ حلال تری فلئور استیک اسید ۳۵
- شکل ۳ - ۴ عملیات عصاره گیری ۳۵
- شکل ۳ - ۵ عملیات محلول سازی ۳۷
- شکل ۳ - ۶ دستگاه الکترورسی استفاده شده ۳۸
- شکل ۳ - ۷ نانوالیاف ساخته شده ۳۹
- شکل ۳ - ۸ عملیات تصفیه سازی عصاره ۴۰
- شکل ۳ - ۹ دستگاه FTIR استفاده شده ۴۱
- شکل ۴ - ۱ آنالیز FTIR نانو الیاف پلی کاپرولاکتان ۴۵
- شکل ۴ - ۲ آنالیز FTIR نانو الیاف ژلاتین ۴۵
- شکل ۴ - ۳ آنالیز FTIR عصاره گل همیشه بهار به شکل پودر شده ۴۶
- شکل ۴ - ۴ آنالیز FTIR نانو الیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت نشده ۴۶
- شکل ۴ - ۵ آنالیز FTIR نانوالیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت شده ۴۷
- شکل ۴ - ۶ آنالیز FTIR نانوالیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت نشده ۴۷
- شکل ۴ - ۷ آنالیز FTIR نانوالیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت شده ۴۸
- شکل ۴ - ۸ شماتیک واکنش ممکن بین پلی کاپرولاکتان و ژلاتین در داربست کامپوزیتی پلی کاپرولاکتان و ژلاتین ۴۸
- شکل ۴ - ۹ نتایج SEM نانوالیاف ژلاتین با غلظت 10% در ولتاژ های 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13

- ۵۲ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۰ نتایج SEM نانوالیاف ژلاتین با غلظت 12% در ولتاژ های 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر
- ۵۳ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۱ نتایج SEM نانوالیاف ژلاتین با غلظت 14% در ولتاژ های 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر
- ۵۴ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۲ نتایج SEM نانوالیاف PCL با غلظت 10% در ولتاژ های 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر
- ۵۵ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۳ نتایج SEM نانوالیاف PCL با غلظت 12% در ولتاژ های 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر
- ۵۶ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۴ نتایج SEM نانوالیاف PCL با غلظت 14% در ولتاژ های 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر
- ۵۷ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۵ نتایج SEM نانوالیاف PCL-Gel تثبیت نشده و تثبیت شده با غلظت 12% در ولتاژ 20 کیلوولت و فاصله 13 سانتی متر
- ۵۸ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۶ نتایج SEM نانوالیاف PCL-Gel - Cal endul a الکتروریسی شده، تثبیت نشده و تثبیت شده با غلظت 12% در ولتاژ 20 کیلوولت و فاصله 13 سانتی متر
- ۵۹ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۷ نمودار توزیع اندازه تخلخل در نانوالیاف ساخته شده.
- ۶۱ سانتی متر
- شکل ۴ - ۱۸ تصاویر زاویه تماس (a) ژلاتین (b) پلی کاپرولاکتان (c) پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت نشده (d) پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت شده (e) پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت نشده و (f) پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت شده.
- ۶۳ سانتی متر

جدول 1-2	مقایسه روش های ساخت نانو الیاف	۱۵
جدول 2-2	پارامترها و عوامل موثر در نتیجه فرایند الکتروریسی	۱۶
جدول 3-2	پلیمر های استفاده شده در فرایند الکتروریسی و حلال های بکار رفته برای آنها	۱۷
جدول 4-2	رسانایی الکتریکی حلال های مختلف مورد استفاده در الکتروریسی	۱۹
جدول 5-2	خواص حلال های استفاده شده برای پلی کاپرولاکتان	۲۳
جدول 1-3	محلول های آماده شده	۳۶
جدول 2-3	آزمایشات انجام شده در مرود الکتروریسی	۳۷
جدول 1-4	قطر متوسط و اندازه تخلخل نانوالیاف ساخته شده	۶۲
جدول 2-4	استحکام کششی نانوالیاف پلی کاپرولاکتان/ ژلاتین تثبیت شده و نانوالیاف پلی کاپرولاکتان/ ژلاتین/ گل همیشه بهار تثبیت شده	۶۴

فصل اول

مقدمه

Archive of SID

در طول سال ها، توجه به گیاهان و روش های درمان با استفاده از گیاهان دارویی به ویژه در کشورهای در حال توسعه افزایش داشته است. در گذشته به دلیل نبودن آگاهی علمی و کمبود امکانات جهت آماده سازی دارو، پیشرفت این علم توجه چندانی را جلب نمی نمود و تنها در اوایل قرن 19 تجزیه و تحلیل شیمیایی میسر گردید. گل همیشه بهار با نام علمی **Calendula officinalis** از قدیم الایام بصورت موضعی به صورت پماد یا ضماد مورد استفاده قرار می گرفته و در حال حاضر به عنوان یک آنتی سپتیک و ترمیم دهنده زخم توسط کمیسیون E آلمان مورد تأیید قرار گرفته است. خواص آن عبارت است از:

- ✓ زیست سازگاری
- ✓ خاصیت ضد میکروبی
- ✓ ضد التهابی به علت تری ترپنوئیدها
- ✓ ضد تورم
- ✓ منعقد کننده خون
- ✓ ترمیم زخم به علت تحریک گرانولاسیون و افزایش گلیکوپروتئین ها و کلاژن در زخم ها
- ✓ قیمت مناسب و در دسترس بدون به عنوان گیاه بومی
- ✓ استحکام مکانیکی بالا نسبت به گیاهان مشابه در خواص ذکر شده

تکنولوژی نانو به عنوان ابزاری با حوزه عمل وسیع، توجه بسیاری از محققین را به عنوان یک راه حل برای چالش های کنونی در زمینه های مختلف، از جمله بیوپزشکی به خود جلب نموده است. در این میان نانوالیاف به دلیل خواص منحصر به فردی که دارند، در زمینه های بسیاری مورد استفاده قرار می گیرند. الکتروریسی از مهم ترین روش های تولید نانوالیاف می باشد که ساده ترین، کم هزینه ترین و کارآمد ترین روش است. بنابر کاربرد، گستره وسیعی از پلیمرها جهت تولید نانوالیاف مورد استفاده قرار می گیرند. پلیمرهای طبیعی به دلیل زیست سازگاری بالایشان برای کاربردهای پزشکی، نظیر داربست ها، بسیار مناسب هستند اما خواص مکانیکی مطلوبی از خود نشان نمی دهند. بنابراین با ترکیب کردن آنها با پلیمر مصنوعی زیست سازگار می توان استحکام این داربست ها را قوت بخشید. ژلاتین پلیمر طبیعی زیست سازگاری است که خواص بیولوژیکی بسیار خوبی دارد. اما دارای استحکام مکانیکی ضعیفی می باشد. از این رو، ترکیب کردن ژلاتین با پلیمر مصنوعی زیست سازگار همچون پلی کاپرولاکتان (PCL) راه حل مناسبی برای افزایش استحکام مکانیکی داربست است. همچنین با افزودن گل همیشه بهار به دلیل خواص دارویی بیشماری که دارد، می توان از آن داربست بسیار مناسبی جهت ترمیم زخم تهیه کرد.

فصل دوم

مرور کارهای قبلی

1-2- مقدمه

در این تحقیق تحت عنوان " ساخت و مشخصه یابی نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار " از روش الکترورسی برای ساخت نانوالیاف پلی کاپرولاکتان/ژلاتین/عصاره گل همیشه بهار استفاده شد. به منظور درک بهتر مفاهیم مطرح شده و همچنین شرح بهتر مطالب مورد بحث در ادامه این گزارش، نکات مقدمات و کلیاتی در مورد پروژه مذکور در این فصل شرح داده خواهد شد.

2-2- نانوفناوری

فناوری نانو به عنوان یک فناوری قدرتمند و نوین، توانایی ایجاد انقلاب و تحولات عظیم را در تمامی حوزه های زندگی بشر داشته و تاکنون پیشرفت های چشمگیری در این زمینه در سطح دنیا و کشورمان ایران تجربه شده است. در واقع فناوری نانو یک رویکرد بین رشته ای است که به علت عمومیت آن، می تواند در تمام علوم تحول ایجاد نماید. ماهیت فرارشته ای علوم و فناوری نانو به عنوان توانمندی تولید مواد، ابزارها و سیستم های جدید با دقت اتم و مولکول، موجب تعریف کاربردهای بسیاری در عرصه های مختلف علمی و صنعتی شده است (Michael and Fritzsche 2008, Bhushan 2017).

برای فناوری نانو کاربردهای بسیاری را در حوزه های دارو، غذا و بهداشت، درمان بیماری ها، محیط زیست، انرژی، الکترونیک، کامپیوتر و اطلاعات، مواد، ساخت و تولید، هوافضا، بیوتکنولوژی و کشاورزی و امنیت ملی و دفاع برشمردند. اگر چه هنوز فناوری نانو در این علوم در آغاز راه قرار دارد ولی در همین چند سال اخیر امیدهای زیادی را در بین دانشمندان برای دستیابی به نانو مواد با قابلیت های ویژه و کیفیت بالا جهت ایجاد تحولات در حوزه های مختلف علم ایجاد کرده است. دانشمندان امیدوارند با گسترش فعالیت ها در حوزه فناوری نانو علاوه بر صرفه جویی هایی که در اثر ارتقای کیفیت در محصولات سنتی ایجاد می کنند به مواد و محصولات با خواص جدید و چندمنظوره دست یابند. فناوری نانو در علوم پزشکی، مهندسی، الکترونیک، زیست شناسی، شیمی، فیزیک، کنترل فرآیند و بسیاری زمینه های عملی دیگر، کاربردهای وسیعی دارد. اصل چند رشته ای بودن نانوتکنولوژی بیانگر این حقیقت است که این علم رشته ی جدیدی نیست بلکه رویکردی جدید در تمام رشته هاست و تمام عرصه های مختلف علم و فناوری را در بر می گیرد (Riet h 2003, Ne, Xi ng et al . 2007, Paul and Robeson 2008).

یکی از مهمترین کاربردهای فناوری نانو در حوزه سلامت و پزشکی می باشد که در سال های اخیر پیشرفت های حیرت انگیز حوزه نانوپزشکی و کاربردهای متنوع آن، دنیای پزشکی را متحول ساخته است. علی رغم بحث و جدل های بسیاری که بر سر امنیت استفاده از نانومواد و همچنین مشکلات احتمالی استفاده از آن ها وجود دارد، پیشرفت های روز افزون کاربردهای نانو در پزشکی ادامه دارد. از علوم و فناوری های مربوط به نانوپزشکی می توان کمک به تشخیص و شناسایی بیماری ها، تصویربرداری پزشکی، کمک به درمان هدفمند و اختصاصی و همچنین به وجود مدن درمان های نوین اشاره کرد. علاوه بر این، یکی از حوزه های مهم نانومواد در پزشکی، بحث مهندسی بافت و

پزشکی بازساختی است که در این حوزه استفاده از نانوالیاف برای ساخت اندام های مصنوعی و یا برای ساخت زخم پوش ها استفاده های متنوعی یافته است (Azi nzadeh, Rahai e et al . 2016, Syednor adi ,) (Daneshpour et al . 2017).

3-2- نانوالیاف

با پیشرفت علوم نانو در ساخت نانوساختارهای لیفی شکل، کاربردهای متنوعی در این زمینه ابداع شده است. نانوالیاف به علت قطر کوچک شان خصوصیات ویژه ای مانند نسبت سطح به حجم بسیار زیاد، انعطاف پذیری در سطح، کاربردهای مکانیکی بهتر (مانند سختی و استحکام کششی) در مقایسه با هر شکل شناخته شده دیگری از مواد از خود نشان می دهند و لایه های نانولیفی تخلخل بالا با ارتباط بین منافذ عالی دارند.

نانوالیاف پلیمری با داشتن این خواص برجسته، مورد مناسبی برای خیلی از کاربردهای مهم می باشند. در واقع نانوالیاف برای کاربرد در مهندسی بافت به عنوان داربست از آن جهت که سلول ها به خوبی در اطراف الیافی با قطر کمتر از قطر سلول چسبیده و ارگانیزه می شود، بسیار مورد توجه قرار گرفته است. داربست های نانوالیاف دارای نسبت سطح به حجم و تخلخل بالا می باشند که باعث افزایش چسبندگی سلول ها به سطح آن ها می گردد (Li and Xi a 2004, Per sano, Camposeo et al . 2013).

نانوالیاف به عنوان یکی از زمینه های پژوهشی کاربردی در سطح دنیا مطرح گردیده است. الیاف ساختارهایی طویل از مواد هستند که دارای نسبت طول به قطر بالایی بوده و با توجه به اندازه ی قطرشان کاربردهای زیادی در صنایع مختلف دارند.

امروزه با پیشرفت فناوری و تکنولوژی نانو، تولید الیاف در مقیاس نانومتر یا نانوالیاف، مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است. ایجاد تغییرات شگفت انگیز در قطرالیاف معمولی و تبدیل آنها به نانو الیاف، سبب ایجاد تغییرات چشمگیری از جمله مساحت جانبی بالا (افزایش نسبت سطح به حجم)، انعطاف پذیری، انرژی سطحی بالا و نامعمول مربوط به اثر مقیاس نانو، هدایت الکتریکی و حرارتی بالا می گردد که این خواص برجسته، نانوالیاف را به گزینه ای مناسب جهت کاربردهای پزشکی، فیلتراسیون، نانوسنسورها و ... تبدیل کرده است. در شکل 1-1 کاربردهای عمده نانوالیاف الکترورسی شده را مشاهده می نمایید (Per sano, Camposeo et al . 2013, Per sano,) (Camposeo et al . 2017).



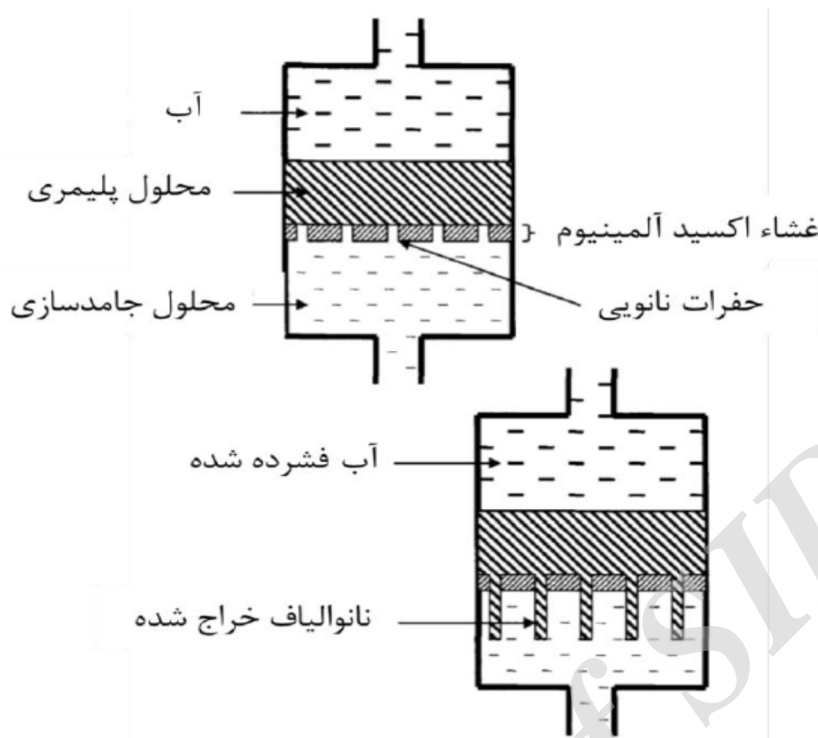
شکل 2-1 انواع کاربردهای نانوالیاف الکترورسی شده

4-2- روش های ساخت نانوالیاف

با پیشرفت ها و ابداع روش های نوین ساخت نانوالیاف، امروزه انتخاب روش مناسب بر اساس نیاز و کاربرد نهایی دشوارتر شده است. اما در حال حاضر استفاده از فرآیند الکترورسی در تولید نانوالیاف نسبت به سایر روش ها برتری دارد. این روش در مقایسه با سایر روش ها ساده، کم هزینه، تکرار پذیر میباشد. در ادامه به شرح مختصر از هر روش پرداخته و همچنین در جدولی مقایسه ای کلی از مزایا و معایب هر یک از این روش ها را انجام گرفته است (Zhang 2003, Schifman and Schauer 2008, Tran, Wang et al. 2008, Hasegawa and Iyoda 2010).

4-2-1- روش قالب گیری

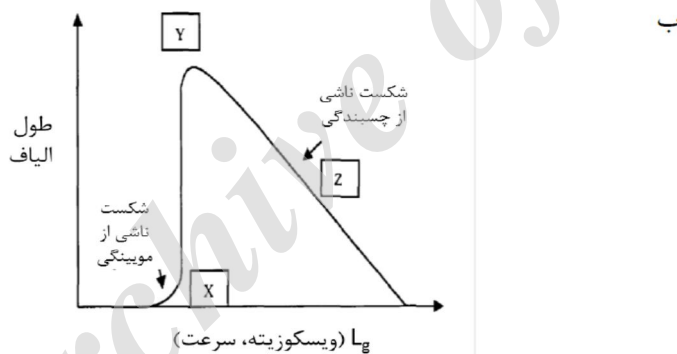
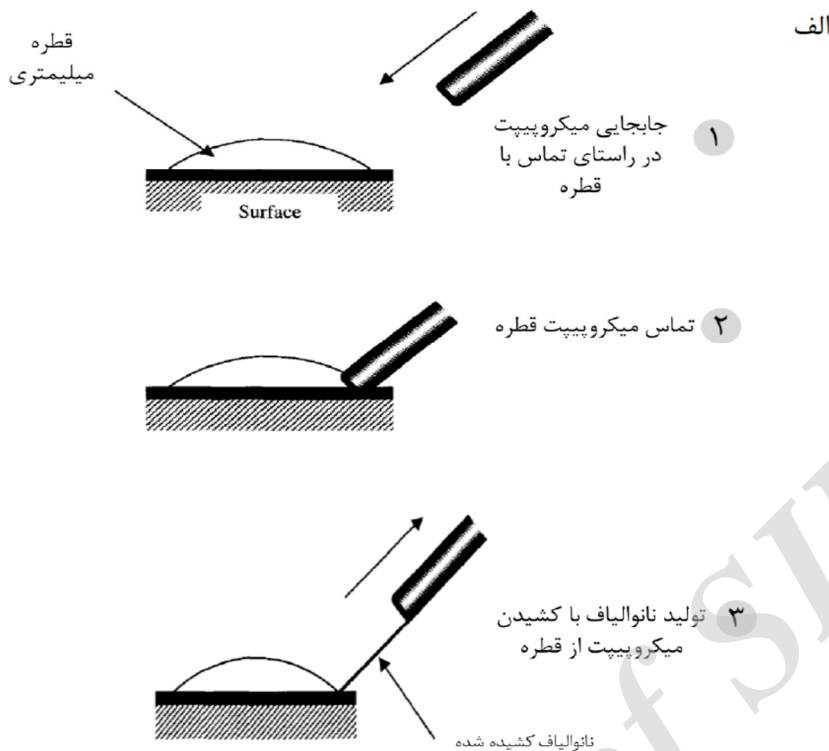
در این روش محلول پلیمری تحت فشار سیالی مانند آب، از یک قالب متخلخل که سایز حفرات آن نانو می باشد، عبور کرده و بلافاصله پس از خارج شدن از قالب در محلول اکستروژن قرار میگیرد و به این ترتیب نانوالیاف تولید می شوند.



شکل 2-2 شکل کلی روش قالبی برای تولید نانوالیاف

2-4-2- روش کشش

این روش شبیه به فرایند نخریسی خشک در صنعت الیاف است که در آن هر نانولیف از یک میکروپیپت در حین تبخیر الیاف و در لحظه ی شروع انجماد کشیده می شود. این روش همواره با انجماد همراه بوده و مواد ریسیده شده را به الیاف جامد تبدیل می کند. شکل 1-3 به صورت شماتیک کلیات این روش را نشان می دهد.

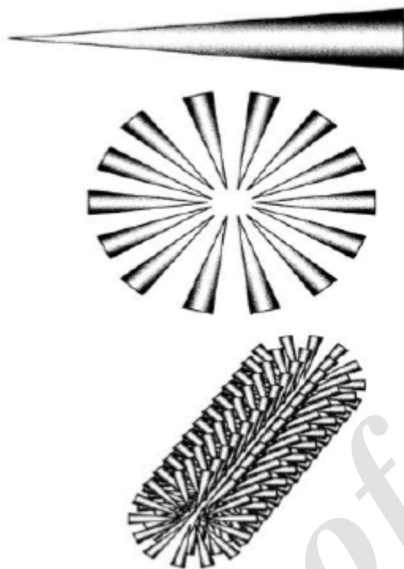


شکل 2-3 نمایی از روش کشش برای تولید نانوالیاف، ب: نمودار طول الیاف بر حسب زمان

3-4-2- روش خود آرایبی

در این روش از برقرار کردن پیوند بین چند مولکول کوچک توسط نیروهای بین مولکولی، نانوالیاف تشکیل میشوند. در واقع خودآرایبی یکی از روش های تولید نانو ساختارها با رویکرد پایین به بالا است. در این روش از مولکول ها و دسته های مولکولی به عنوان واحد سازنده ساختار بزرگتر استفاده می شود و معمولاً به دو شکل اعمال عامل خارجی از بیرون و هدایت واحدهای سازنده جهت شکل گیری نظم جدید و یا وجود یک عملکرد خود به خودی و شکل گیری نظم مورد نظر صورت می گیرد. در مورد خودآرایبی نانوالیاف، معمولاً یک مولکول در مرکز قرار گرفته و سایر مولکول ها در یک محور عمودی حول مرکزیت مولکول اول در کنار یکدیگر قرار گرفته و پیوند برقرار می کنند و

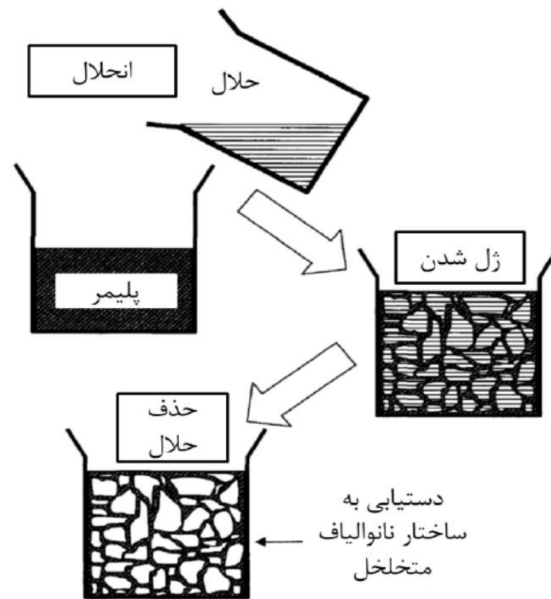
نهایتاً یک ساختار لیف مانند را شکل می دهند. با توجه به اینکه برای تولید الیاف به این روش بایستی تک تک واحدهای سازنده در کنار یکدیگر قرار بگیرند، میتوان حدس زد که این روش بسیار وقت گیر است و برای تولید در مقیاس انبوه روشی مطلوب به نظر نمی رسد. در شکل 1-4 نمونه هایی از خودآرایی الیاف دیده می شود.



شکل 2-4 نمونه ای از خودآرایی نانوالیاف

4-4-2- روش جدایش فازی

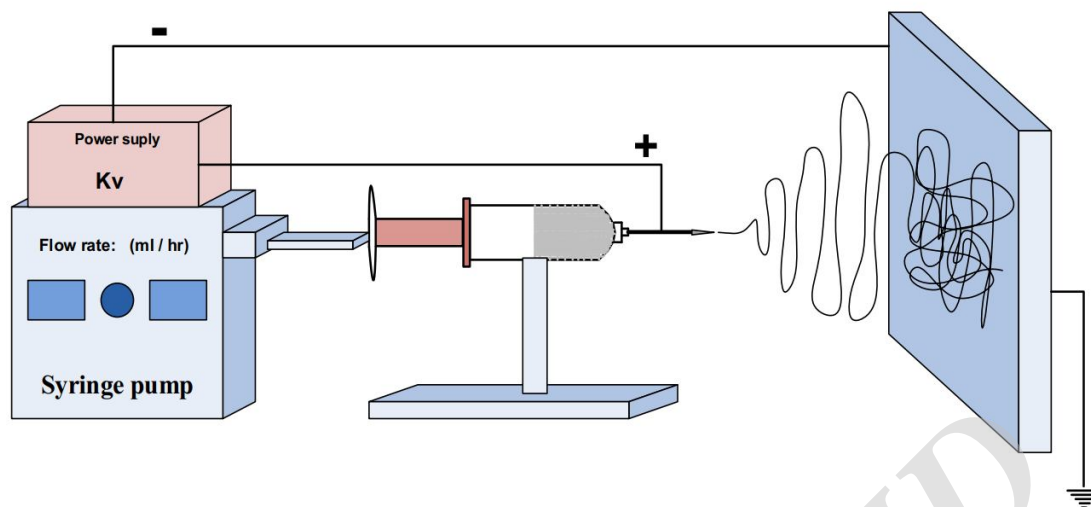
در این روش پلیمر ابتدا با یک حلال آمیخته شده و به صورت ژل های در می آید. سپس ژل از حلال به واسطه ی عمل استخراج جدا گردیده و پس از فیلترایسون مجدد درون فریزر قرار گرفته و در محیط خلأ خشک و منجر به تولید فوم متخلخل نانو مقیاس می گردد. شکل 1-5 نمای کلی این روش ساخت را نشان می دهد.



شکل 2-5 نمایی از جدایش فازی برای دستیابی ساختار نانوالیاف

5-4-2- روش الکترورسی

در این روش پس از قرار گرفتن یک محلول پلیمری و یا مذاب باردار در یک میدان الکتریکی قوی و غلبه کردن نیروهای الکترواستاتیک بر کشش سطحی، جت پیوسته ای از محلول تشکیل خواهد شد که با از دست دادن حلال خود توسط تبخیر، نانوالیاف را تشکیل می دهد. در واقع در فرایند الکترورسی از ولتاژ چند ده هزار ولت برای به جریان درآوردن سیال پلیمری از درون لوله موئینه و تولید نانوالیاف استفاده می شود. در اثر ولتاژ بالا محلول پلیمر یا مذاب پلیمری شارژ الکتریکی پیدا کرده و از لوله موئینه خارج و به سمت جمع کننده کشیده می شود. قبل از رسیدن جت پلیمر به جمع کننده، حلال تبخیر و الیاف بر روی جمع کننده جمع آوری می شوند. با اعمال نیرو به پیستون سرنگ حاوی سیال پلیمری توسط حرکت خطی اهرم پمپ سرنگ، سیال با نرخ ثابت و مشخصی پمپ شده و قطره ای در نوک سوزن سرنگ تشکیل می دهد. سوزن که از جنس فلز و هادی جریان الکتریکی است به یک منبع ولتاژ بالا متصل است و لذا می تواند جریان الکتریکی را به قطره پلیمری انتقال دهد. به این ترتیب بارهای هم نام روی سطح قطره تجمع کرده و یکدیگر را دفع می کنند. حال اگر این نیروی الکترواستاتیکی بر نیروی کشش سطحی قطره پلیمری غلبه کند، قطره کشیده شده و به شکل مخروطی موسوم به مخروط تیلور در می آید. با توجه به اینکه در مقابل نوک سوزن به فاصله چند سانتی متر یک جمع کننده فلزی وجود دارد که به زمین و یا ولتاژ مخالف ولتاژ سوزن متصل است، یک میدان الکترواستاتیک قوی در فضای بین سوزن و جمع کننده ایجاد می شود که باعث می شود یک جریان پیوسته و شتاب دار از محلول موسوم به جت از مخروط تیلور خارج شده و به سمت جمع کننده پرتاب شود تا بتواند بار الکتریکی را تخلیه کند. در شکل 1-6 شمای کلی فرایند الکترورسی نشان داده شده است (Subbi ah, Bhat et al . 2005, Ramakrishna, Fujihara et al . 2006, Patil, Mali et al . 2017).



شکل 2-6 نمایی کلی از فرآیند ساخت الیاف به روش الکترورسی

در بین تمام روشهای ساخت نانو الیاف، الکترورسی بهترین شیوه ای است که می تواند برای تولید انبوه نانوالیاف ممتد مجزا از پلیمرهای مختلف استفاده شود و قطر الیاف از نانومتر تا میکرون قابل تنظیم است. همچنین الکترورسی روشی نسبتا ساده و سریع برای تولید نانوالیاف می باشد. با توجه به امکان استفاده از تکنیک الکترورسی برای پلیمرهای مصنوعی و پلیمرهای طبیعی اخیرا تولید نانوالیاف از پلیمرهای طبیعی برای کاربردهای پزشکی مانند پانسمان زخم، سیستم انتقال و آزادسازی کنترل شده دارو، داربستهای کشت سلول و غیره مورد توجه واقع شده است (Per sano, Camposeo et al . 2017).

در حقیقت الکترورسی روشی چند بعدی برای ساخت الیاف با مقیاس میکرو/ نانو است که درمقایسه با روشهای دیگر تولید نانوالیاف، بواسطه ی انعطاف پذیری و جامعیت آن برای طیف گسترده ای از مواد پلیمری دارای موفقیت و توجه بیشتری است. اگرچه واژه ی الکترورسی از رسیدن الکترواستاتیک (Electrostatic Spinning) به دست آمده و از حدود سال 1994 با این عنوان مورد استفاده قرار گرفته است اما ایده ی اصلی آن به حدود 80 سال پیشتر بازمیگردد. این فرایند برای اولین بار توسط زلنی در سال 1914 مطرح و در سال 1934 توسط فرمهالس به عنوان روشی جهت تولید نانوالیاف به ثبت رسید. در فرایند الکترورسی، پس از غلبه ی میدان الکتریکی (نیروهای الکترواستاتیکی) بر کشش سطحی محلول باردار، جت پیوسته ای از محلول پلیمری شکل گرفته و پس از تبخیر حلال به صورت الیاف پیوسته ای به سمت جمع کننده جذب میگردد. در جدول 1-1 روش های مختلف ساخت نانوالیاف با یکدیگر مقایسه شده و مزایا و معایب هر کدام به اختصار ذکر شده است (Patil, Mali et al . 2017).

جدول 1-2 مقایسه روش های ساخت نانو الیاف

معایب	مزایا	روش
<ul style="list-style-type: none"> ✓ نرخ تولید کم ✓ ناپیوسته 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ روشی نسبتاً ساده ✓ قابل استفاده برای طیف وسیعی از مواد 	کشش
<ul style="list-style-type: none"> ✓ تلف شدن مواد ✓ محدودیت در جهت گیری الیاف 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ قابلیت کنترل الیاف ✓ عدم محدودیت در انتخاب مواد 	تولید از قالب
<ul style="list-style-type: none"> ✓ محدودیت انتخاب مواد ✓ دشوار و زمان بر ✓ عدم کنترل آرایش الیاف 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ آرایش سه بعدی منافذ ✓ تجهیزات کم 	جدایش فازی
<ul style="list-style-type: none"> ✓ دشوار و زمان بر ✓ محدودیت در قطر الیاف 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ آرایش سه بعدی منافذ 	خودآرایی
<ul style="list-style-type: none"> ✓ آرایش دو بعدی منافذ ✓ وجود حلالهای سمی 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ امکان صنعتی شدن ✓ مقرون به صرفه و سهولت کار ✓ توانایی کنترل ابعاد الیاف ✓ تکرار پذیری بالا ✓ عدم محدودیت در انتخاب مواد 	الکترورسی

در طی فرایند الکترورسی عوامل مختلفی تاثیرگذار هستند که با تغییر آنها مورفولوژی الیاف حاضر تغییر پیدا خواهد کرد. این عوامل به سه دسته ی کلی پارامترهای محلول غلظت محلول، نوع حلال، ثابت دی الکتریک و ... دستگاهی مانند ولتاژ، فاصله ی سوزن با جمع کننده، دبی و ... و محیطی مانند دما، فشار، رطوبت و ... تقسیم میگردند که این قابلیت تغییرپذیری باعث می شود داربست های ساخته شده به روش الکترورسی دارای پتانسیل های بالقوه ای جهت برنامه های کاربردی مختلف باشند. با توجه به موارد مذکور میتوان گفت روش الکترورسی به عنوان یک روش بهینه و پلیمر زیست سازگار و تخریب پذیر پلی کاپرولاکتان به علت خواص مکانیکی قابل قبولی که دارد، به طور گسترده ای در تولید نانوالیاف مورد استفاده قرار می گیرد (Thompson, Chase et al . 2007, Li and Wang) (2013).

شرایط دخیل در فرایند الکترورسی شامل تغییر ولتاژ، فاصله جمع کننده تا سر سوزن، دبی پمپ بعنوان پارامترهای دستگاهی و غلظت محلول، نوع حلال بعنوان پارامترهای محلول و دما و فشار به عنوان پارامترهای محیطی هر یک میتواند تاثیر زیادی بر خواص الیاف تولیدی به روش الکترورسی داشته باشند. اما در این بین در زمینه ی

بررسی ساختار و مورفولوژی نانوالیاف، یکی از کلیدی ترین پارامترها، قطر متوسط الیاف است که به شدت تحت تاثیر نوع حلال و غلظت محلول پلیمری است. این عامل کلیدی بشدت بر روی ساختار الیاف بویژه میزان تخلخل و سایز حفرات تاثیرگذار است. بطوری که الیاف با قطر بیشتر منجر به ایجاد تخلخل بیشتر و منافذ بزرگتر میگردند. مجموعه ای از شرایط دخیل در فرایند الکترورسی در جدول 1-2 آمده است.

جدول 2-2 پارامترها و عوامل موثر در نتیجه فرایند الکترورسی

غلظت	خصوصیات محلول
ویسکوزیته	
کشش سطحی	
وزن مولکولی پلیمر	
هدایت الکتریکی	شرایط عملیات
ولتاژ اعمالی	
فاصله نازل از ریسنده	
سرعت خروج پلیمر از نازل	
قطر داخلی نازل	
رطوبت	شرایط محیطی
درجه حرارت	
فشار هوا	

در ادامه توضیح مختصری برای هر کدام از این پارامترهای دخیل در فرایند الکترورسی آورده شده است.

2-4-1- نوع پلیمرهای رایج در ساخت نانو الیاف

پلیمرهای متنوع بسیاری اعم از طبیعی و مصنوعی با روش الکترورسی به الیاف تبدیل شده اند. پلیمرهای طبیعی معمولاً زیست سازگار، ارزان و در دسترس بوده و نسبت به پلیمرهای مصنوعی ساختار سازمان یافته ای دارند. از مهمترین پلیمرهای طبیعی میتوان کلاژن (**Col l a g e n**)، ژلاتین (**Gel at i n**)، کیتوسان (**Chi t o s a n**)، فیبرین (**Fi b r i n**) و الاستین (**E l a s t i n**) را نام برد. در مقابل پلیمرهای طبیعی، پلیمرهای مصنوعی هستند که توسط تکنیک های مختلفی تولید و در دو گروه زیست تخریب پذیر و زیست تخریب ناپذیر دسته بندی میگردند. عدم دسترسی آسان به پلیمرهای طبیعی و بعضاً خواص مکانیکی نامطلوب آنها در مقابل انعطاف پذیری پلیمرهای مصنوعی در خواص مکانیکی، باعث توجه بیشتر محققین به پلیمرهای مصنوعی در ساخت الیاف گردیده است. همچنین نظر به

این که پلیمرهای مصنوعی از نظر شیمیایی سنتز شده هستند، لذا کنترل وزن مولکولی آنها آسان و امری دست یافتنی است که تاثیر بسزایی روی خواص فیزیکی آنها از جمله نرخ تخریب پذیری دارد. پلیمرهای مصنوعی رایجی اعم از پلی یورتان، پلی کاپرولاکتان، پلی اتیلن ترفتالات، پلی ونیل الکل، پلی اتیلن اکساید در ساخت نانوالیاف مورد استفاده قرار میگیرند (Frenot and Chronakis 2003, Huang, Zhang et al. 2003).

پلی کاپرولاکتان (PCL) به عنوان یک پلیمر تخریب پذیر با سرعت تخریب پذیری پایین و آب گریز با خواص فیزیکی، مکانیکی رئولوژیکی مطلوب و انعطاف پذیری بالا نسبت به بسیاری از همتایان خود توانسته است جایگاه ویژه ای در زمینه ی تولید نانوالیاف کسب کند. در جدول 1-3 خلاصه ای از پلیمر های رایج در الکتروریسی و حلال های رایج هر کدام آورده شده است.

جدول 2-3 پلیمر های استفاده شده در فرایند الکتروریسی و حلال های بکار رفته برای آنها

پلیمر	حلال
Polystyrene (PS)	Dimethyl formamide (DMF) and diethyl formamide
Poly (3-hydroxyl butyrate-co- poly (3-hydroxyl valerate)	Chloroform
Polycaprolactone (PCL)	Dichloromethane/DMF
Polyethylene oxide (PEO) and polyethylene glycol (PEG)	Water/chloroform
Poly (methyl methacrylate) (PMMA)	Toluene/DMF
Cellulose acetate	Acetone
Nylon 6 (PA6)	DMF, m-cresol, formic acid
Polyvinyl chloride (PVC)	DMF, tetra hydro furan (THF)
Gelatin	Glacial acetic acid (AA), AA/2,2,2-trifluoroethanol (TFE), AA/dimethyl sulfoxide (DMSO), AA/ethylene glycol (EG), AA/formamide (F)
PEO, polycarbonate (PC) and polyurethane (PU)	Isopropyl alcohol (IPA), DMF and THF
Polyacrylonitrile (PAN)	DMF
Poly (ethylene terephthalate) (PET)	Mixture of dichloromethane and trifluoro acetic acid (TFA)
PET and poly (ethylene naphthalate) (PEN)	O- chlorophenol/o-chlorobenzene
Poly(ethylene-co-vinyl acetate) (PEVA),	Chloroform
Poly(lactic acid (PLA) and PEVA/PLA.	
Dextran (Dex)	Water
Poly-L-lactide (PLLA), (PC), Polyvinylcarbazole	Dichloromethane (DCM)
Silk and silk like polymer with	Formic acid/hexafluoro isopropanol
Fibronectin functionality (SLPF)	
Poly (vinyl alcohol) (PVA)	Water
Chitosan	(TFA)
Polybenzimidazole (PBI)	N,N-dimethyl acetamide (DMAc)
PLA/poly (glycolic acid) (PGA)	DCM

2-4-2- اثر حلال

با توجه به نقش پر اهمیت حلال در فرایند الکتروریسی، تا کنون حلال های گوناگونی پلیمرهای مختلف استفاده شده اند که در جدول 1-4 مهمترین آنها و رسانایی هر کدام بررسی شده است. یکی از عواملی که روی گرانیروی محلول اثر دارد وزن مولکولی پلیمر است. وقتی یک پلیمر با وزن مولکولی بالاتر در حلالی حل شود، نسبت به محلولی از پلیمر مشابه با وزن مولکولی پایین تر، گرانیروی بیشتری خواهد داشت. یکی از شرایط لازم برای شکل گیری الیاف این است که محلول الکتروریسی از پلیمری با وزن مولکولی مناسب تهیه شود تا گرانیروی محلول برای الکتروریسی کافی

باشد. وقتی جریان باریک و پرشتاب پلیمر (جت) نوک سوزن را ترک می کند، همزمان که محلول پلیمری به طرف صفحه جمع کننده حرکت می کند، کشیده نیز می شود. در حین کشش محلول پلیمری، گره خوردگی زنجیره ای مولکولی از قطع شدن جت که به وسیله نیروهای الکتریکی رانده می شود جلوگیری می کند و در نتیجه یک جت محلول پیوسته به دست می آید. بنابراین الکتروریسی یک محلول مونومری، موجب تشکیل الیاف نمی شود. وزن مولکولی پلیمر مشخصه ای از طول زنجیر پلیمری است و لذا مقدار گره خوردگی زنجیره ای پلیمری در حلال و به تبع آن گرانی محلول را تعیین می کند. عامل دیگری که بر گرانی محلول مؤثر است، غلظت پلیمر است. افزایش در غلظت، مشابه افزایش وزن مولکولی موجب افزایش گره خوردگی زنجیره ای پلیمری می شود که برای رسیدن به تداوم جریان شتابدار محلول در طول الکتروریسی لازم است (Son, Youk et al . 2004, Geng, Kwon et al . 2005).

با افزایش گرانی، تغییری تدریجی در شکل مهره از حالت کروی به حالت استوانه ای ایجاد می شود، تا جایی که نهایتاً لیفی کاملاً همواره دست آید. کشش سطحی حلال نیز بسیار مهم است. شروع الکتروریسی به محلول باردار شده نیاز دارد، تا بر کشش سطحی آن غلبه کند. به هر حال، وقتی جریان به سمت صفحه جمع کننده حرکت می کند، کشش سطحی ممکن است باعث تشکیل مهره ها در طول جت شود. کشش سطحی، نسبت سطح بر واحد جرم یک سیال را کاهش می دهد. در یک جت محلول، وقتی غلظت مولکول های آزاد حلال زیاد است، مولکول های محلول بیشتر تمایل دارند تا دور هم جمع شوند و یک شکل کروی (در اثر کشش سطحی) را به وجود آورند (Deitzel, Kl einmeyer et al . 2001, Nezarati, Eifert et al . 2013).

فرایند الکتروریسی اساساً نیازمند انتقال بار الکتریکی از الکتروده به قطره تشکیل شده در نوک سوزن است. بنابراین یک هدایت الکتریکی حداقل در محلول برای الکتروریسی ضروری است. محلول هایی که هدایت آنها صفر است نمی توانند الکتروریسی شوند. حلال هایی که استفاده از آنها در الکتروریسی رایج است هدایت هایی بسیار کم، حتی کمتر از آب مقطر دارند. اما معمولاً در اثر انحلال پلیمر در حلال، هدایت محلول به علت دسترسی به اجزاء یونی هادی (غالباً ناشی از ناخالصی ها یا افزودنی ها) موجود در پلیمر افزایش می یابد. با افزایش غلظت پلیمر در محلول، هدایت الکتریکی آن ممکن است کاهش یابد. اما در مواردی که پلیمر، خود دارای عوامل یونی است (مثلاً پلی الکترولیت ها)، هدایت الکتریکی محلول به مراتب بیشتر (در مقایسه با پلیمرهای بدون بار) و به شدت وابسته به غلظت خواهد بود (Uyar and Besenbacher 2008, Bhardwaj and Kundu 2010).

جدول 2-4 رسانایی الکتریکی حلال های مختلف مورد استفاده در الکتروریسی

رسانایی (mS/m)	حلال
۰/۰۳۴	دی کلرواتان
۰/۰۲۰۲	استون
۰/۰۰۳۶	بوتانول
۰/۰۰۶۱	تتراهیدروفوران
۱/۰۹۰	دی متیل فرمامید
۰/۴۴۷	آب مقطر
۰/۱۲۰۷	متانول
۰/۰۳۸۵	پروپانول
۰/۰۵۵۴	اتانول
۰/۰۶۲۴	اتانول (۹۵٪)
۰/۱۵۰	اتانول-آب (۶۰/۴۰)
۰/۵۰۵	دی کلرومتان-دی متیل فرمامید (۶۰/۴۰)
۰/۲۷۳	دی کلرومتان-دی متیل فرمامید (۲۵/۷۵)
۰/۰۳۷	تتراهیدروفوران-اتانول (۵۰/۵۰)

2-4-3- بررسی اثر غلظت

همانطور که قبلا نیز گفته شد یکی از مهمترین عوامل تاثیرگذار بر ساختار و مرفولوژی الیاف در طی فرآیند الکتروریسی، غلظت پلیمر در محلول میباشد. با توجه به اینکه نوع حلال و همچنین میزان پلیمر استفاده شده در محلول پلیمری، ویسکوزیته ی آن را تحت تاثیر قرار میدهند. لذا میتوان گفت افزایش غلظت سبب افزایش ویسکوزیته و در نتیجه قویتر شدن پیوند بین زنجیره های پلیمری و مقاوت آنها در برابر کشیده شدن میشود. لذا دستیابی به غلظت بهینه نقش بسزایی در فرایند الکتروریسی و تولید الیاف با ساختار دلخواه دارد (Theron, Zussman et al . 2007, Thompson, Chase et al . 2004).

2-4-4- اثر اختلاف پتانسیل

یکی از عناصر مهم الکتروریسی، ولتاژ بالایی است که به محلول اعمال می شود. ولتاژ قوی، بار الکتریکی لازم را به محلول القا می نماید. فرآیند الکتروریسی، در یک میدان الکتریکی خارجی، وقتی که نیروهای الکترواستاتیکی درون محلول بر کشش سطحی محلول غلبه می کنند، آغاز می شود. به طور کلی، هم ولتاژ مثبت بسیار قوی و هم ولتاژ منفی بسیار قوی که بیشتر از 6 KV باشد، توانایی به حرکت درآوردن جریان شتابدار محلول از نوک سوزن را دارد. شکل این حرکت مخروطی است که آنرا مخروط تیلور نامیده اند. وابسته به نرخ تغذیه محلول، برای اینکه مخروط تیلور پایدار گردد امکان دارد نیاز به ولتاژ بالاتر باشد. نیروی دافعه کولمبیک در جت، محلول ویسکوالاستیک را می کشد. اگر ولتاژ به کار رفته بیشتر باشد مقدار بارهای الکتریکی بیشتر باعث می شوند که جریان شتابدار محلول سریعتر شتاب گیرد و حجم بیشتری از محلول از نوک سوزن کشیده شود. این کار می تواند به کوچک شدن مخروط تیلور و کاهش ناپایداری

کمک نماید. وقتی کشیده شدن محلول به سمت جمع کننده، سریعتر از نرخ تغذیه محلول به سر سوزن باشد، ممکن است مخروط تیلور به سمت سوزن عقب نشینی کند. از آنجا که هم ولتاژ اعمال شده و هم میدان الکتریکی حاصل از آن، بر روی کشش و شتاب جت محلول اثر دارند، هر دوی آنها روی مورفولوژی الیاف به دست آمده نیز تأثیر خواهند داشت. ولتاژ بالا نه تنها بر شکل فیزیکی لیف تأثیرگذار است، بلکه بر آرایش یافتگی لیف پلیمری نیز اثر دارد. میدان الکترواستاتیکی می تواند باعث شود، مولکول های پلیمر آرایش یافتگی بیشتری در طول الکتروریسی داشته باشند و در نتیجه باعث افزایش درجه تبلور لیف می گردد. البته بیشتر از یک ولتاژ خاص، آرایش-یافتگی لیف کاهش می یابد. با افزایش ولتاژ، شتاب الیاف نیز افزایش می یابد. این اتفاق زمان پرواز جریان شتابدار محلول الکتروریسی را کاهش می دهد. از آنجا که آرایش یافتگی مولکول های پلیمر تابعیت زمانی دارد، لذا کاهش زمان پرواز بدین معناست که قبل از اینکه مولکول های پلیمر زمان لازم را برای موازی کردن خود داشته باشند، الیاف بر روی جمع کننده نشستند. بنابراین در صورت وجود زمان پرواز کافی، با ولتاژ بالاتر بلورینگی لیف بهبود خواهد یافت (He and Van 2004, Hsu and Shi vkunar 2004).

2-4-5- نرخ تغذیه

نرخ تغذیه، مقدار محلول مورد استفاده برای الکتروریسی را تعیین می کند. در یک ولتاژ مشخص، اگر هدف داشتن یک مخروط تیلور پایدار باشد، نرخ تغذیه متناسبی وجود دارد. وقتی نرخ تغذیه افزایش می یابد، افزایش متقابلی در قطر لیف یا اندازه مهره ها به وجود می آید. این پدیده بدیهی است، چرا که حجم بزرگتری از محلول از نوک سوزن بیرون کشیده می شود. به هر حال برای افزایش قطر لیف با استفاده از نرخ تغذیه بیشتر، یک محدودیت وجود دارد. بدین معنی که اگر نرخ تغذیه افزایش یابد، بارهای الکتریکی نیز باید افزایش یابند و افزایش بارهای الکتریکی باعث ایجاد افزایش متقابلی در کشش محلول شده که با افزایش قطر مخالفت می کند. از سوی دیگر، برای حجم بیشتر محلول کشیده شده از نوک سوزن، مدت زمان بیشتری طول میکشد تا جریان شتابدار محلول خشک شود. در نتیجه ممکن است مدت لازم برای تبخیر حلال در زمان پرواز کافی نباشد و حلال باقیمانده بر سطح لیف موجب به هم چسبیدن الیاف شود. بنابراین برای آن که حلال وقت بیشتری برای تبخیر داشته باشد، نرخ تغذیه کمتر، مطلوب تر است (Jalili, Hssei ni et al. 2005, Tan, Inai et al. 2005).

2-4-6- فاصله بین نوک سوزن و جمع کننده

تغییرات فاصله بین نوک سوزن و جمع کننده، تأثیر مستقیمی بر زمان پرواز و همچنین بر نیروی میدان الکتریکی دارد. در قسمت های قبل اشاره شد که زمان پرواز و اندازه نیروی میدان الکتریکی، فرآیند الکتروریسی و الیاف بدست آمده را تحت تأثیر قرار می دهند. برای شکل گیری الیاف مجزا از هم، برای بیشتر حلال ها باید به جریان شتابدار محلول الکتروریسی فرصت داده شود تا حلال آن تبخیر گردد. وقتی فاصله بین نوک نازل و جمع کننده کاهش یابد، جریان شتابدار محلول فاصله کمتری را برای رسیدن به جمع کننده می پیماید. به علاوه، اگر نیروی میدان

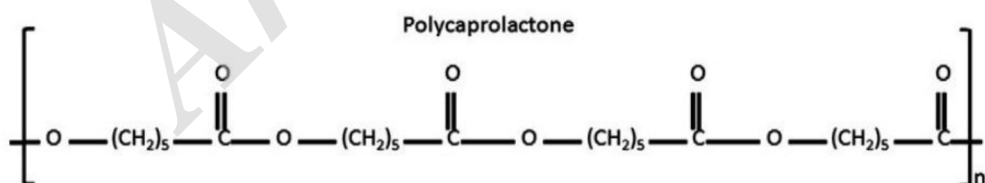
الکتریکی نیز در زمان مشابه افزایش یابد، شتاب جریان شتابدار محلول به سمت جمع کننده افزایش می یابد. لذا ممکن است زمان لازم برای تبخیر شدن حلال ها، پیش از برخورد به جمع کننده وجود نداشته باشد. وقتی فاصله بسیار کم باشد، باقیمانده حلال ممکن است موجب فرو رفتن الیاف در یکدیگر شود (Doshi and Reneker 1995, Reneker and Yar i n 2008).

افزایش فاصله می تواند منجر به کاهش قطر میانگین الیاف شود. فاصله بیشتر به این معناست که زمان پرواز بیشتری برای جت محلول و در نتیجه برای کشیده شدن جت وجود دارد. باین وجود، در برخی موارد مشاهده شده است که در فاصله بیشتر، قطر الیاف افزایش می یابد. این پدیده می تواند ناشی از کاهش نیروی میدان الکترواستاتیکی و در نتیجه کمتر کشیده شدن الیاف باشد. بنابراین، به نظر می رسد نیروی میدان الکترواستاتیکی بهینه ای وجود دارد که تحت مقادیر کمتر از آن کشش محلول کاهش خواهد یافت و باعث افزایش قطر الیاف خواهد شد. البته وقتی فاصله نوک نازل تا جمع کننده بسیار زیاد باشد، عملاً لیفی بر سطح جمع کننده نمی نشیند (Doshi and Reneker 1995, Thompson, Chase et al . 2007, Reneker and Yar i n 2008).

به دلیل اینکه در تحقیق حاضر از پلیمر های پلی کاپرولاکتان و ژلاتین استفاده شده است، در ادامه شرح مختصری در مورد این دو پلیمر و خصوصیات کلی آنها آورده شده است.

6-2- پلی کاپرولاکتان

پلی کاپرولاکتان یک پلی استر آلیفاتیک است که جز پلیمرهای خطی محسوب می شود. با توجه به ساختار این پلیمر در شکل 7-1 شاهد زنجیره ی آلیفاتیک نسبتاً بلند پلی کاپرولاکتان هستیم که دارای 5 گروه متیلن است که این پلیمر را تبدیل به یک پلیمر هیدروفوب نموده است که در سال های اخیر تلاش های زیادی جهت افزایش آب دوستی و قرار دادن گروه های فعال بر پلی کاپرولاکتان انجام شده است (Woodruff and Hutnacher 2010).



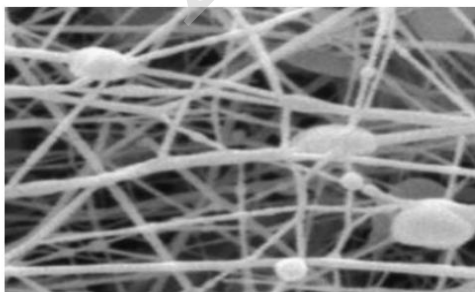
شکل 7-2 ساختار شیمیایی پلی کاپرولاکتان

پلی کاپرولاکتان دارای خواص فیزیکی قابل توجهی از جمله دمای تبدیل شیشه ای پایین در حدود 60- درجه سانتی گراد و نقطه ی ذوب متوسط در حدود 60 درجه ی سانتی گراد می باشد. این پلیمر دارای حلالیت بالا در حلال های آلی و پایداری حرارتی قابل توجهی تا دمای 350 درجه سانتی گراد می باشد که در مقایسه با دیگر پلی استرهای خطی آلیفاتیک مانند پلی گلاکولیک اسید کتیک اسید و شماری از کوپلیمرهای سنتزی پلی کاپرولاکتانژگی های

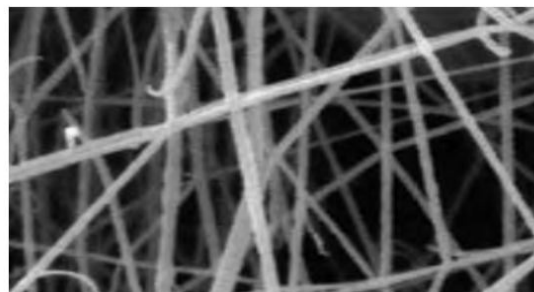
فیزیکی متفاوتی است که پژوهشگران را به خود جذب کرده است. این پلیمر به دلیل نیمه کریستال بودن و آبگریز بودنش یک سرعت تخریب پایین (2-4) سال را دارد که بستگی به وزن مولکولی آن دارد. زیست تخریب پذیری آرام باعث شده است که از این پلیمر مصنوعی در حوزه پزشکی استفاده گردد (Label and Thi el emans 2009). زیست سازگاری یا سمیت سلولی آزمایشگاهی به طور کلی از طریق سیستم های کشت سلولی مورد بررسی قرار گرفته است. در بررسی تجربی داخل بدن، بررسی پاتولوژی و بافت شناسی اطراف ایمپلنت و پاسخ بدن میزبان مانند پاسخ ایمنی، سرطان زا بودن و ... مورد بررسی قرار گرفته است. پیچیدگی واکنش های پاسخ بدن نتیجه یک سری از فرآیندهای زمانی و مکانی مربوط به مکانیزم واکنش هایی است که در بافت صورت می گیرد. همین فعل و انفعالات است که عملکرد نهایی یک ماده را در محیط بیولوژیکی کنترل می کند. هدف اصلی به حداقل رساندن و تنظیم تعاملات و واکنش ها در بافت مجاور ایمپلنت است. بنابراین زیست سازگاری عامل مهمی است که باید قبل از انتخاب بیومواد زیست تخریب پذیر در نظر گرفته شود (Li mSoo, Luo et al . 2002, Serrano, Pagani et al . 2004).

با وجود حلالیت پلی کاپرولاکتان در اکثر حلال ها فقط تعدادی از محلول ها توانایی الکتروریسی مطلوب و تولید الیاف بهینه را دارند. علاوه بر این، آنها امکان استفاده از سیستم مخلوط حلالهای دوتایی را با استفاده از نمودار مثلثی بیان کرده و مخلوط استیک اسید و فرمیک اسید را با نسبتهای مختلف جهت دستیابی به نانوالیاف مورد استفاده قرار دادند و پس از بررسی سیستم مذکور، ثابت دی الکتریک حلالها را به عنوان پارامتری تاثیرگذار بر روی قطرالیاف معرفی شده اند (Van der Schueren, De Schoenmaker et al . 2011).

همچنین جهت گیری الیاف و یا به عبارتی دیگر، زاویه ای که الیاف تولید شده با یکدیگر میسازند نیز، در خواص سطحی الیاف تاثیر بسزایی دارد. علاوه بر این ساختار و مورفولوژی الیاف تولید شده نیز در شرایط و کاربردهای متنوعی بسیار مهم است. در شکل 1-8 به دو حالت نانوالیاف الکتروریسی شده مهره دار و بدون مهره اشاره شده است. علاوه بر این، جهت گیری و زاویه الیاف به یکدیگر نیز از خصوصیات پر اهمیت نانو الیاف تولید شده جهت مصارف پزشکی و زیستی به شمار می رود که در شکل 1-9 دو حالت کلی این خصوصیت بررسی و نمایش داده شده است.

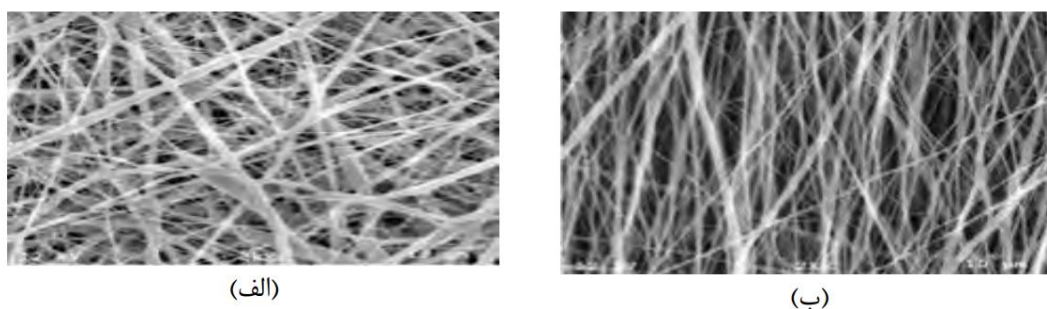


(الف)



(ب)

شکل 2-8 الیاف مهره دار (الف) و بدون مهره (ب)



شکل 2-9 جهت گیری الیاف. جهت گیری تصادفی (الف). الیاف جهت دار و هم راستا (ب)

با توجه به قابلیت انحلال پذیری پلی کاپرولاکتان در گستره وسیعی از حلالهای متفاوت، اما جهت دستیابی به نانوالیاف پلی کاپرولاکتان با ساختار بهینه، علاوه بر نوع حلال باید پارامترهای دیگری از جمله قابلیت و توانایی الکترورسی محلول را نیز مورد بررسی قرار داد. چرا که خواصی از حلال مانند ثابت دیالکتریک و نقطه جوش آن بر مورفولوژی الیاف تاثیر بسزایی دارد که در جدول 2 مقادیر عددی این دو پارامتر مربوط به حلالهای متفاوت پلی کاپرولاکتان آورده شده است. چنانچه فراریت یک حلال و یا مخلوط دو حلال زیاد باشد، تبخیر آن حلال زودتر از موعد مورد نظر رخ داده و موجب مسدود شدن سوزن و یا خشک شدن آن قبل از رسیدن به جمع کننده و در نتیجه افزایش قطر الیاف تولیدی میگردد. این در حالی است که حلالیت بسیار کم حلال سبب خشک نشدن الیاف در فاصله ی مورد نظر و در نتیجه نفوذ الیاف خیس در یکدیگر می گردد. بنابراین خواص محلول با تغییر حلال، به علت تفاوت در برهمکنش بین مولکولهای حلال و پلیمر، بشدت تغییرپذیر است (Chkava, Cha et al . 2004, Luo, Sri de et al . 2012). در جدول 1-5 حلال های مختلف استفاده شده در الکترورسی پلی کاپرولاکتان آورده شده است و ثابت دی الکتريک و نقطه جوش هر حلال نیز ذکر شده است.

جدول 2-5 خواص حلال های استفاده شده برای پلی کاپرولاکتان

نام حلال	ثابت دی الکتريک در دمای °C	نقطه جوش حلال °C
	20	
استیک اسید	6/2	118
فرمیک اسید	58	100/8
اتانول	22/4	78
متانول	32/6	64
متیلن کلراید	9/1	41
تولون	2/4	111
کلروفرم	4/8	61

56	20/6	استون
153	36/7	دی متیل فرمامید
100	79/7	آب

پلی کاپرولاکتان به دلیل نوع ساختارش پلیمری آبگریز می باشد اما روش هایی جهت برطرف کردن این اشکال به منظور بهبود آبدوستی وب نانوالیاف پیشنهاد شده است. زیرا خاصیت آبگریزی باعث عدم چسبندگی سلول و همچنین باعث فعل و انفعالات بیولوژیکی کنترل نشده می گردد. در واقع سطح با آب دوستی متوسط می تواند مقدار کافی از پروتئین را جذب کند در حالیکه ساختار طبیعی خود را حفظ می کند برخلاف سطح آبگریز که دارای الصاق سلول ضعیفی می باشد. به دلیلی وجود گروه استر در ساختار پلی کاپرولاکتان، این ماده بسیار حساس به هیدرولیز در مجاورت محیط قلیایی می باشد. در محیط های قلیایی نظیر محلول سود، گروه های استری در مجاورت قلیا هیدرولیز شدن و این امر منجر به تشکیل یک گروه کربوکسیل و یک گروه هیدروکسیل شده و باعث افزایش گروه های آب دوست و در نتیجه بهبود آب دوستی پلی کاپرولاکتان و همچنین نانوالیاف آن می شود (**Si par sky, Voor hees** et al . 1998, Chen, Bei et al . 2000).

ترکیب کردن این پلیمر با پلیمرهای طبیعی مانند ژلاتین به منظور تهیه ی نانوالیاف از روش الکتروریسی بسیار مطلوب است. از آنجایی که پلی کاپرولاکتان خالص الکتروریسی شده چسبندگی سلول را محدود می کند و پلیمرهای بیولوژیک با تشکیل الیاف دارای مشکل هستند و همچنین به دلیل حفظ تمامیت مکانیکی لایه ی الکتروریسی شده برخی محققان ژلاتین را با پلی کاپرولاکتان جهت الکتروریسی به منظور تهیه ی نانوالیاف مخلوط کرده اند. در چهار دهه اخیر مطالعات مطالعات گوناگونی در رابطه با زیست سازگاری مواد ساخته شده از پلی استرهای آلیفاتیک منتشر شده است (**Lam Hut nacher et al . 2009, Chong, Li met al . 2015**).

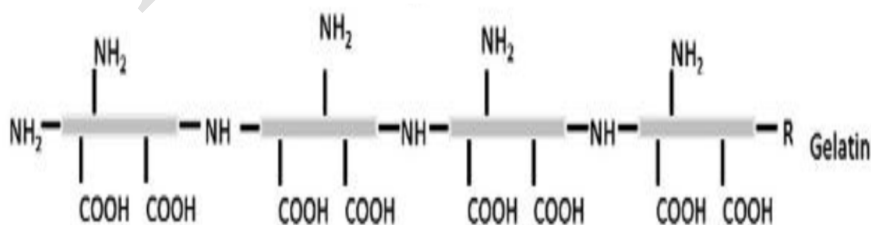
برخی از کاربردهای **PCL** عبارتند از استفاده در داربست های سلولی در مهندسی بافت، پانسمان زخم ها، مصارف اورتوپدی و دندانپزشکی. به منظور مهندسی بافت استخوان از نانوالیاف پلی کاپرولاکتان استفاده های فراوانی شده است. همچنین از نانوالیاف این پلیمر جهت کشت سلول های غضروفی در محیط فاقد خونابه استفاده شده و نتایج نشان داده است که ساختار منحصر به فرد و شباهت ماهیت نانوالیاف پلی کاپرولاکتان با نمونه های زیستی، این نانوالیاف را به نمونه ای ایده آل جهت تولید و کشت سلول در محیط فاقد خونابه مبدل ساخته است. شخصی به نام پیت در سال 1980 پیشتاز در بررسی خصوصیات و کاربرد پلیمرهای قابل جذب از جمله **PCL** بوده است و مطالعات متعددی در مورد تخریب این پلیمر در محیط آزمایشگاه و بدن انسان انجام دادند. از آن زمان به بعد **PCL** به عنوان یک فیلم بسیار نازک برای پانسمان زخم های پوستی همچنین به عنوان یک عامل برای رهایی کلروهکسیدین ضد عفونی کننده استفاده شد (**Coombes, Rl zzi et al . 2004, Domingos, D nucci et al . 2009**).

سازمان غذا و داروی آمریکا (FDA) پلی کاپرولاکتان را به عنوان پلی استر زیست تخریب پذیر تایید کرده است. خصوصیات مکانیکی فوق العاده (انعطاف پذیری مکانیکی)، زیست سازگاری خوب، آنتی ژنیسیته پایین، فرآیند پذیری ساده و آسان، نقطه ذوب پایین $T_m \approx 60^\circ C$ و غیرسمی بودن محصول حاصل از تخریب آن، را داراست، همچنین به علت داشتن ساختار انعطاف پذیر در بهبود الاستیسیته لاستیک ها و زیست سازگاری و نرخ زیست تخریب پذیری پایین در پزشکی، کاربرد دارد (Venugopal and Ranakrishna 2005).

از میان نانوالیاف الکترورسی شده زیست سازگار، نانوالیاف پلی کاپرولاکتون می تواند خصوصیتی را فراهم کند که مورد علاقه برای کاربردهای پزشکی است، فراهم کند. با ترکیب خصوصیات عالی ذاتی پلی کاپرولاکتان با خصوصیات منحصر به فرد ساختار نانوالیافی، یک ماده امیدبخش را برای کاربردهای پزشکی فراهم می شود، به عبارت دیگر برای بازسازی هم بافت های سخت و هم بافت نرم بدن می تواند به کار گرفته شود. اندازه تخلخل و داشتن ساختار سه بعدی یک غشای نانوالیافی PCL تقلیدی از ماتریس خارج سلولی طبیعی می باشد. از این رو می تواند چسبندگی، رشد، تکثیر و تمایز سلولی را بهبود بخشد. برای مثال داربست نانوالیافی پلی کاپرولاکتون قویا رشد سلولهای فیبروبلاست، کراتینوسیت ها و پرئوستال را حمایت کرده است، علاوه بر این نشان داده شده است که نانوالیاف پلی کاپرولاکتون قادر است گستره وسیعی از انواع سلولها را حمایت کند (Coomes, Rzzi et al. 2004, Williams, Adewunmi et al. 2005, Domingos, Dnucci et al. 2009).

7-2- ژلاتین

ژلاتین یک پلی پپتید با وزن مولکولی بالاست که از کلاژن بافت های پیوندی، پوست، استخوان و رباط ها مشتق می شود. طبق تعریف USP (United States Pharmacopeia) در سال 1990 ژلاتین عبارتند از محصول بدست آمده از هیدرولیز جزئی کلاژن پوست، بافت پیوندی و استخوان دام ها می باشد. از لحاظ ظاهری ژلاتین پلیمری جامد، نیمه شفاف، بی رنگ، ترد و کم و بیش بی مزه است. همان طور که از ساختار این پلیمر در شکل مشخص است ژلاتین دارای گروه های فعالی نظیر هیدروکسیل، کربوکسیل و آمین می باشد (Huang, Zhang et al. 2004).



شکل 2-10 ساختار پلیمر ژلاتین

ژلاتین به علت ویژگیهایی از قبیل افزایش چسبندگی، مهاجرت، تکثیر و تمایز سلولی، زیست سازگاری بالا و

زیست تخریب پذیری به عنوان ماده ای زیستی برای ساخت داربست مهندسی بافت استفاده می شود. ژلاتین ساده ترین نوع پروتئین طبیعی با وزن مولکولی بالاست که از تجزیه گرمایی، و یا تخریب فیزیکی و شیمیایی کلاژن، جزء تشکیل دهنده بافت های اتصالی حیوانات از جمله پوست، استخوان و تاندون تهیه می شود. ژلاتین به دلیل دارا بودن سکانس شبه **RGD** که لیگاند بسیاری از اینتگرین های سلولی است و در بهبود اتصال سلول به داربست مؤثر بوده و ترکیب آن با کیتوسان به برهمکنش لیگاندهای اینتگرین **RGD** در ساختار و ایجاد بستر مناسب برای کشت سلول کمک می کند.

ژلاتین اگرچه یک پلیمر محلول در آب است اما امکان الکتروروسی محلولهای آبی آن وجود ندارد زیرا در طی فرایند الکتروروسی به سرعت در لوله موینه ژل و منعقد می گردد. همچنین از آنجائیکه آب به سرعت تبخیر نمی شود حلال مناسبی برای الکتروروسی نمی باشد. بنابراین در تحقیقات انجام شده توسط محققین برای الکتروروسی ژلاتین از حلالهای مختلفی همچون اسید استیک و اسید فرمیک استفاده شده است که ژلاتین به تنهایی یا در مخلوط با پلیمرهای مصنوعی و یا طبیعی الکتروروسی شده است. از آنجائیکه برخی از این حلالها سمی بوده و یا باعث تجزیه ژلاتین می شوند تلاشهایی در استفاده از حلالهای آبی غیرسمی شده است (Huang, Zhang et al . 2004).

ژلاتین بعنوان یک محصول فرعی از ضایعات دامی نظیر پوست و استخوان بدست آمده و برای مصارف غذایی، پزشکی و مصارف دیگر مورد استفاده قرار میگیرد. برخی خواص ژلاتین مانند زیست سازگاری و زیست تخریب پذیری سبب شد تا در داروسازی، کشت سلول و ترمیم بافت مورد استفاده قرار گیرد. در جراحی افرادی که زخمهای آنان دیر ترمیم میشود، از پودر ژلاتین در محل زخم برای ترمیم سریع تر آن استفاده شده است. در کشت سلول از ژلاتین بعنوان غذای سلول استفاده میشود. محققان به تازگی داربستهای کشت سلول را نیز از ژلاتین اصلاح شده تهیه کرده و آنرا هم بعنوان داربست کشت سلول و هم بعنوان غذای سلول بکار می برند. اصلاح ژلاتین به منظور بهبود خواص زیست تخریب پذیری آن صورت میگیرد (Mari od and Fadul 2013).

عملیات اصلاح ژلاتین به طرق مختلفی امکان پذیر است. روشهای اصلاح مورد استفاده در این زمینه به اصلاح شیمیایی یا فیزیکی محدود می شوند. ایجاد پیوند عرضی بین زنجیرهای ژلاتین توسط منومرهای دیگر از روش های شیمیایی بشمار می رود. در اصلاح فیزیکی، ژلاتین با مواد افزودنی دیگر که معمولاً از نوع پلیمری هستند، مخلوط می شود. افزایش زمان زیست تخریب پذیری ژلاتین عاملی مهم در تهیه داربست های کشت سلول از این ماده است. اصلاح کننده های شیمیایی که تاکنون مورد استفاده قرار گرفته اند، از نوع زیست سازگار نبوده و معمولاً در حین تجزیه داربست توسط سلولهای در حال کشت، ماده اصلاح کننده آزاد شده و تاثیر سوء بر سلول ها می گذارد. محققان با ایجاد پیوند عرضی بین زنجیرهای ژلاتین و افزایش وزن مولکولی آن پایداری داربست های ژلاتینی را افزایش دادند. تاکنون مواد زیادی در این زمینه برای پایداری نانوالیاف ژلاتین بکار گرفته شده است. همه این مواد پس از الکتروروسی مورد استفاده قرار گرفته و تأثیری بر الکتروروسی ژلاتین نداشته اند. الکتروروسی ژلاتین و تولید نانوالیاف زیر 100 نانومتر به راحتی امکان پذیر نیست. معمولاً برای تسهیل الکتروروسی ژلاتین، می توان از این مواد استفاده

کرد. استفاده از پیوند عرضی دائمی، حتی در غلظت های پائین، موجب افزایش شدید ویسکوزیته محلول و از بین رفتن قابلیت الکترورسی ژلاتین شده است. برای تسهیل الکترورسی ژلاتین، از مخلوط ژلاتین با پلیمرهایی مانند کیتوسان، پلی وینیل الکل و کلاژن استفاده شده است (E nerson, St evens et al . 2003, Kol odzi ej ska,) (Kaczorowski et al . 2004).

همان طور که مختصری اشاره شده خواص ژلاتین از قبیل انعطاف پذیری، خواص چسبندگی مناسب، زیست سازگاری، عدم سمیت، قابلیت حلالیت در آب، قابلیت تشکیل فیلم، قابلیت تشکیل ژل، قابلیت تشکیل کف، دارای خواص تغذیه ای و کمک به هضم مواد غذایی می باشند. این خواص باعث شده اند تا کاربردهای متنوعی برای ژلاتین تاکنون در نظر گرفته شده باشد. از ژلاتین به عنوان عامل تصفیه کننده در نوشیدنی ها و آب میوه ها و در داروسازی برای تهیه ی کپسول های دارویی و قرص ها به کار می رود. همچنین استفاده در صنعت نساجی، استفاده در ساخت فیلتر لامپ های جیوه ای، به عنوان شفاف کننده ی اجسام و مخصوصا استفاده در صنایع مختلف غذایی، دارویی، عکاسی، آرایشی، بهداشتی و پزشکی از دیگر کاربردهای مهم این ماده ارزشمند بوده است (Nat u, Sar di nha et al . 2007, Haj i al i , Shahgasempour et al . 2011, Hanani , Roos et al . 2014).

در بین پلیمرهای طبیعی، ژلاتین که از تجزیه حرارتی یا شیمیایی کولاژن حاصل می شود، به علت سازگاری با محیط و قابلیت تجزیه پذیری و ارزان بودن مورد توجه بسیار قرار گرفته است. ژلاتین نیز یک ساختار پروتئینی بزرگتر از کلاژن است که بافتهای کلاژنی را دربر دارد. از جمله مزایای ژلاتین نسبت به کلاژن می توان به فرایند تولید و فرآوری آسانتر، قیمت پائین تر و الکترورسی آسانتر اشاره کرد. از پارامترهای مهم در انتخاب ماده تشکیل دهنده داربست کشت سلول، زمان تخریب آن ماده توسط بافت در حال کشت است. زمان تجزیه کلاژن نسبت به ژلاتین طولانی تر است و این ویژگی سبب شده تا از کلاژن بیشتر برای تهیه داربست کشت استفاده شود. نانوالیاف ژلاتین از زمان تخریب پائینی برخوردار بوده و چندان مناسب تهیه داربست کشت سلول نیست. برای حل این مشکل محققان به پایدار کردن نانو الیاف ژلاتین روی آوردند (Mar i od and Fadul 2013, Hanani , Roos et al . 2014,) (Dul ni k, Deni s et al . 2016).

8-2- نانوالیاف برای زخم پوش ها

پوست به عنوان خارجی ترین اندام بدن انسان حدود 16 درصد از وزن بدن را تشکیل داده و سطحی در حدود 1/8 مترمربع را پوشانده است و چون حصاری بدن را در برابر محیط بیرون از بدن محافظت می نماید و با تنظیمات حرارتی نقش اساسی در حفظ مایعات بدن که عملکردی حیاتی است ایفاء می نماید. علاوه بر عملکردهای حیاتی، پوست به طور پیوسته در حال جوان سازی خود و انجام فرآیندهای ترمیم زخم هاست. این اندام به عنوان خارجی ترین عضو بدن در معرض انواع جراحات و صدمات قرار دارد. بهبود زخم فرآیندی بسیار پیچیده است که شامل آسیب های

شدید بافتی مانند سوختگی، یا نواقص پوستی مانند زخم های قدیمی و کهنه و یا شرایط مادرزادی و بیماری ها می باشد (Thakur, Fl or ek et al . 2008, Fan, Li u et al . 2014, Madaghi el e, Demit ri et al . 2014).

درمان زخم یک فرایند بیولوژیکی پیچیده می باشد و به واکنش انواع سلول ها و عوامل رشد بستگی دارد. به منظور آسان کردن درمان زخم، معمولاً از پانسمان های زیستی استفاده می کنند. به دلیل سطح ویژه زیاد، ساختار متخلخل و تخلخل زیاد نانوالیاف کامپوزیتی، این مواد می توانند از میکرو ریخت شناسی ماتریس خارج سلولی تقلید کرده و انتقال و تکثیر سلولی را افزایش دهد. نانوالیاف الکتروریسی شده کاربرد وسیعی در زمینه های بیوپزشکی از قبیل داربست مهندسی بافت و مواد پانسمان زخم دارند. نانوالیاف بر پایه کیتوسان به دلیل دارا بودن ساختار ویژه نانوالیاف الکتروریسی شده و همچنین مشخصات منحصر به فرد کیتوسان توجهات بسیاری را در زمینه کاربردهای پانسمان به خود جلب کرده اند. نانوالیاف کامپوزیتی کیتوسان به طور موفقیت آمیزی توسط روش الکتروریسی تولید شده اند. این امر نشان این محصول دارای اثر ضد باکتریایی قوی بوده و الحاق کیتوسان درون نانوالیاف الکتروریسی شده خواص ضد چسبندگی نسبت به باکتری های بیماری زا را افزایش می دهد (Chen, Chang et al . 2008, Maneer ung, Tokur a et al . 2008, Jayakumar , Prabahar an et al . 2011, Unni t han, Barakat et al . 2012).

9-2- مروری بر تحقیقات پیشین پلی کاپرولاکتان و ژلاتین

تحقیقات بر روی نانو الیاف تولید شده در الکتروریسی با پلیمرها و ترکیبات گوناگون پلیمری انجام شده است. در این بین با توجه به موضوع تحقیق حاضر، به بررسی پلیمرهای پلی کاپرولاکتان و ژلاتین الکتروریسی شده در منابع معتبر علمی پرداخته ایم.

Nguyen و همکارش برای الکتروریسی ژلاتین نیز از محلول 10٪ وزنی ژلاتین در آب/اسید استیک استفاده کرد که نانوالیاف یکنواخت بدون دانه تسبیحی با قطر 200 تا 300 نانومتر تولید شدند اما وقتی که ژلاتین بصورت هیبریدی با پلیمر **PLGA** رسیده می شود قطر الیاف بین 200 تا 500 نانومتر تغییر می کند که در اثر کراس لینک کردن با گلو تار آلدئید قطر الیاف افزایش می یابد (Nguyen and Lee 2010). **Songchoti kunpan** و دیگر همکارانش از حلال آبی اسید استیک و یا اسید فرمیک برای دستیابی به نانوالیاف ژلاتینی استفاده کردند و نشان دادند که در محلولهای با غلظت کم ژلاتین و غلظت کم اسید استیک یا اسید فرمیک ترکیبی از الیاف صاف و دانه تسبیحی دیده می شود (Songchoti kunpan, Tat ti yakul et al . 2008).

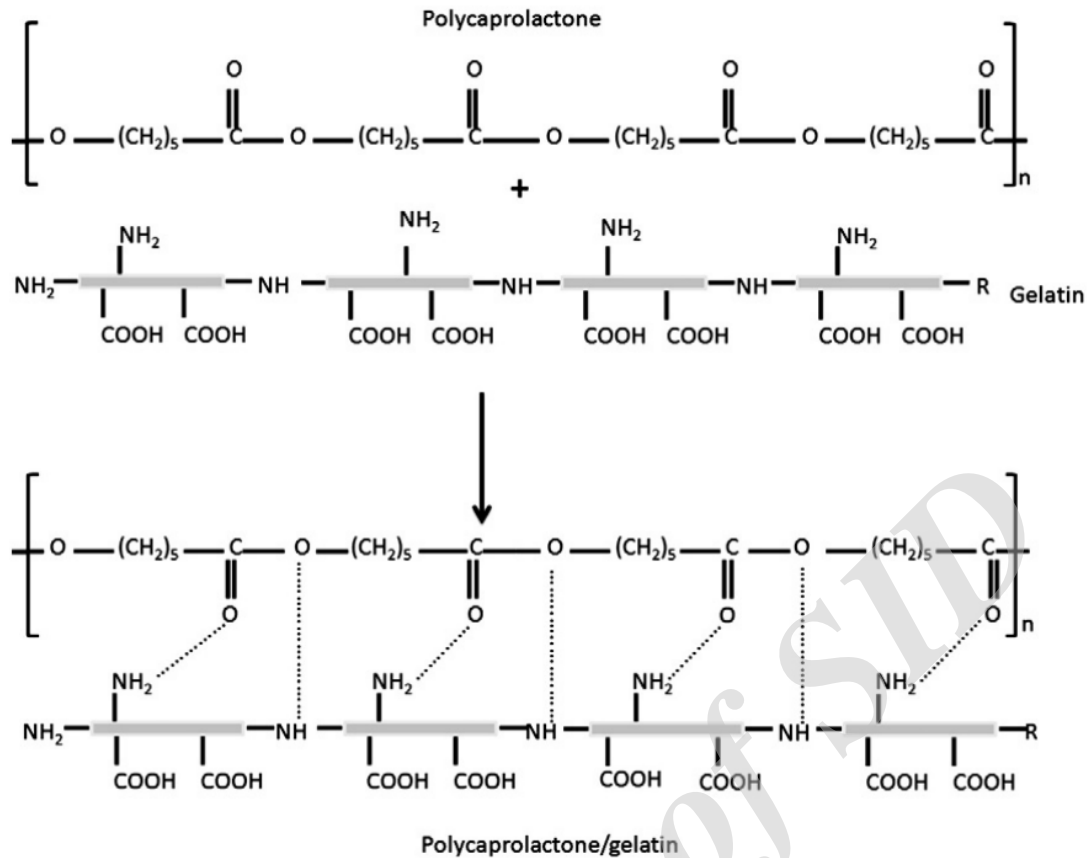
کنعانی و بهرامی نیز با الکتروریسی پلی کاپرولاکتان با غلظت های متفاوت در سیستمهای حلالی متفاوت شامل اسیداستیک، فرمیک اسید، متیلن کلراید و دی متیل فرمامید، توانستند تاثیر همزمان غلظت و حلال را بر ساختار و قطر متوسط الیاف مورد بررسی قرار دهند. همچنین گروهی دیگر از پژوهشگران با در نظر گرفتن حلالهای کلروفرم و

مخلوط استیک اسید و فرمیک اسید برای ساخت محلول پلیمری PCL و الکتروریسی آن، به تاثیر سیستمهای حلالی بر ساختار الیاف پرداختند. به طور کلی میتوان گفت مطالعات زیادی در راستای اثرگذاری نوع حلال و غلظت بر قطر و ساختار الیاف پلی کاپرولاکتان صورت گرفته است (Kanani and Bahr ani 2010, Kanani and Bahr ani 2011).

اما در مورد نانوفیبرهای ترکیبی پلی کاپرولاکتان/ژلاتین تحقیق جامعی توسط Yao و همکاران در سال 2016 انجام شده است که خصوصیات مکانیکی و مورفولوژیکی نانوالیاف الکتروریسی شده مذکور بررسی شده است. در تحقیق مذکور نسبت های مختلف کاپرولاکتان:ژلاتین در فرایند الکتروریسی تست شدند و نتایج بررسی های مورفولوژیکی نشان داد که یکنواختی نانو الیاف تولید شده در نسبت هایی از پلیمر ها که ژلاتین بیشتری داشتند، بهتر بوده است. علاوه بر این مقاومت مکانیکی نسبت دو به یک پلی کاپرولاکتان به ژلاتین از همه نسبت های دیگر بالاتر بود و علاوه بر این همین نسبت دارای بهترین رشد سلولی و همچنین چسبندگی سلول به پلیمر را داشت (Yao, He et al . 2016).

در پژوهش دیگری که در سال 2015 منتشر شده است، عصاره گل همیشه بهار به پلی کاپرولاکتان اضافه شده و در الکتروریسی نانو الیاف تولید شده بررسی شده است. نتایج نشان داد که با افزایش غلظت عصاره، قطر الیاف نیز افزایش می یابد. از نظر مقاومت مکانیکی، نمونه های حاوی عصاره نسبت به نمونه های بدون عصاره ضعیف تر بودند. اما نتایج تست های سلولی نشان داد که نمونه های حاوی عصاره گل همیشه بهار دارای چسبندگی و رشد و تکثیر بیشتر سلولی هستند. در نتیجه گیری تحقیق، افزودن عصاره همیشه بهار به پلی کاپرولاکتان، باعث افزایش زیست سازگاری نانو الیاف تولید شده می شود (Hbsseinkazeni, Bi azar et al . 2015).

نانوفیبرهای حاصل از ترکیب پلی کاپرولاکتان و ژلاتین در الکتروریسی در زمینه مهندسی بافت نیز استفاده شده اند (Hwang, Mirdock et al . 2016). در روش جدید و نسبتا ارزانی که توسط Gaut am و همکاران در سال 2013 معرفی شد از حلال کلروفورم/متانول برای پلی کاپرولاکتان و از اسید استیک برای ژلاتین استفاده شد. در تحقیق مذکور بهترین نانوالیاف با سایز و مورفولوژی مناسب از ترکیب وزنی 1 به 10 ژلاتین به پلی کاپرولاکتان به دست آمد. تست های بیشتر شناسایی و همچنین مطالعات سمیت سنجی نشان دادند که ترکیب دو پلیمر مصنوعی و طبیعی پلی کاپرولاکتان و ژلاتین می تواند گزینه بسیار مناسبی برای مهندسی بافت و رشد سلول باشد. طبق نظر نویسندگان، اثرات متقابل مولکولی بین این دو پلیمر به نحو شکل ... توضیح داده شده است (Gaut am, Dinda et al . 2013).



شکل 2- 11 نمایش اثر متقابل احتمالی بین دو پلیمر الکترورسی شده پلی کاپرولاکتان/ژلاتین

در مطالعه دیگری که توسط **Ji ang** و همکاران در سال 2017 انجام شد، کامپوزیت کراس لینک شده ژلاتین/ پلی کاپرولاکتان را در نسبت های مختلف غلظت دو پلیمر برای مهندسی بافت استفاده کردند. نتایج به دست آمده از بررسی های آبدوستی، زیستی و سلولی ماتریس تولید شده نشان دهنده مناسب بودن آن برای کاربردهای مهندسی بافت و زخم پوش بود (**Ji ang, Ji ang et al . 2017**). نتایج مشابه که نشان دهنده زیست سازگار بودن و رشد مناسب سلول ها بر روی این ترکیب الکترورسی شده بود نیز در سال 2005 توسط **Zhang** و همکاران نیز گزارش شده بود (**Zhang, Qiyang et al . 2005**)

همچنین در مطالعه دیگری زیست تخریب پذیر بودن پلی کاپرولاکتان/ژلاتین الکترورسی شده در حلال های مختلفی تست شد که نتایج جالبی در راستای اصلاح خواص زیست تخریب پذیری پلی کاپرولاکتان به سبب امتزاج با ژلاتین به دست آمد (**Dul ni k, Deni s et al . 2016**). علاوه براین، در تحقیق دیگری زیست سازگاری این ترکیب الکترورسی شده برای مهندسی بافت استخوان نیز تایید شده است که نتایج مطلوب و اثر بخش آن در سال 2016 توسط **Rong** و همکاران منتشر شده است (**Rong, Chen et al . 2016**).

همچنین در مطالعه دیگری که توسط **Chong** و همکاران در سال 2015 منتشر شد خواص آنتی باکتریال برای پلی کاپرولاکتان/ژلاتین الکترورسی شده گزارش شد که این نتیجه می تواند اثر بخشی و مزیت دوچندان دیگری برای

بکارگیری این ترکیب در زخم پوش ها باشد (Chong, Li met al . 2015).

Archive of SID

فصل سوم

بیان کارهای تجربی انجام شده

Archive of SID

در این پژوهش، ساخت نانوالیاف پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار به روش الکترورسی مورد بررسی قرار گرفت.

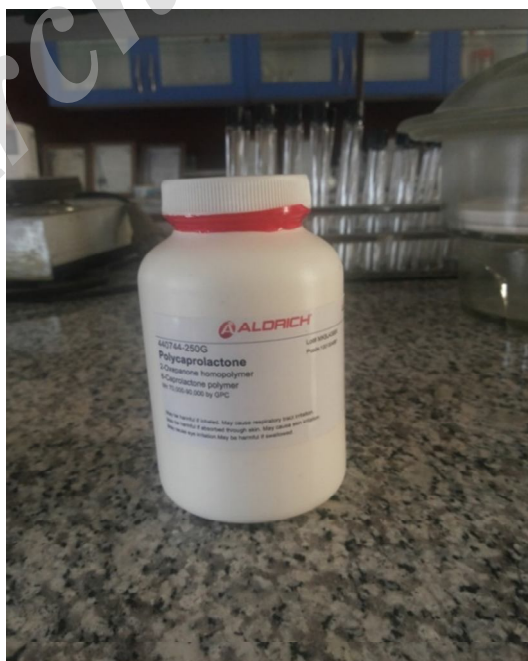
مراحل انجام تحقیق بطور خلاصه شامل موارد زیر می باشد:

- تهیه مواد اولیه و تجهیزات مورد نیاز آزمایشگاهی.
- توزین دقیق مقادیر مشخص از مواد اولیه طبق آزمایشات طراحی شده.
- انجام عملیات عصاره گیری.
- انجام عملیات محلول سازی به منظور ایجاد محلولی شفاف، پایدار و بدون رسوب.
- انجام عملیات الکترورسی.
- انجام عملیات پایدار سازی.
- انجام آنالیز FTIR به منظور بررسی ساختار شیمیایی و ترکیبات آلی.
- انجام آنالیز SEM به منظور بررسی مورفولوژی و قطر نانوالیاف و تخلخل ها.
- انجام آنالیز اندازه گیری زاویه تماس به منظور بررسی آب دوستی نانوالیاف تولیدی.
- انجام آنالیز مکانیکی به منظور بررسی خواص کششی نانوالیاف تولیدی.

1-3- مشخصات مواد اولیه

1-1-3- پلی کاپرولاکتان (PCL)

گرید 440744-250G از شرکت **Al dri ch** آلمان تهیه گردید. این پلیمر پلیت و به رنگ سفید می باشد.

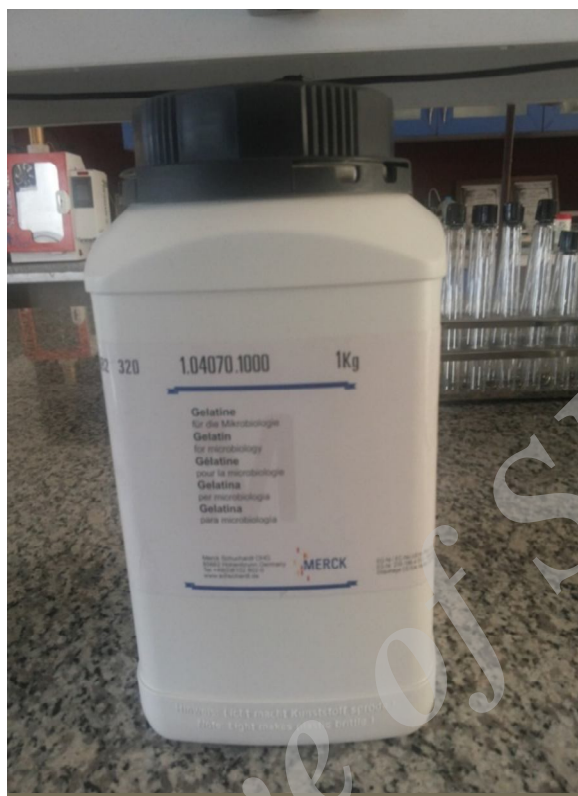


شکل 1-3 پلی کاپرولاکتان

ساخت و مشخصه یابی نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار

3-1-2- ژلاتین

گريد 1.04070.1000 از شرکت Merck آلمان تهیه گردید. این پلیمر پودری تقریباً زرد رنگ می باشد.



شکل 3-2 ژلاتین

3-1-3- حلال تری فلئور استیک اسید (TFA)

جهت تهیه محلول از پلیمر های پلی کاپرولاکتان و ژلاتین از حلال های کلرینه، اسید استیک، تترا هیدروفوران، استون و اتیل استات استفاده می شود. حلال انتخابی برای این پروژه، تری فلئور استیک اسید (TFA) شرکت Merck می باشد.



شکل 3-3 حلال تری فلئور استیک اسید

3-2- عصاره گیری

ابتدا 25 گرم گل همیشه بهار را در 200 سی سی آب مقطر ریخته و سپس با دستگاه عصاره گیر مرکز گیاهان دارویی جهاددانشگاهی استان یزد، عملیات عصاره گیری انجام شد.



شکل 3-4 عملیات عصاره گیری

3-3- عملیات محلول سازی

جهت تهیه محلول های با 10، 12 و 14 درصد وزنی پودر پلیمری مطابق جدول زیر مواد توزین می شوند.

جدول 3-1 محلول های آماده شده

عصاره گل همیشه بهار (سی سی)	TFA (سی سی)	Gel (گرم)	PCL (گرم)	نام نمونه
-	1	-	0/1	10%
-	1	-	0/12	12%
-	1	-	0/14	14%
-	1	0/1	-	10%
-	1	0/12	-	12%
-	1	0/14	-	14%
-	2	0/24	0/24	12%
1	3	0/36	0/36	12%

3-3-1- تجهیزات لازم جهت محلول سازی

دی جی باتل 10 سی سی، هات پلیت، مگنت، پارا فیلم، سمپلر، سر سمپلر، دستکش و ماسک

3-3-2- نحوه محلول سازی

ابتدا مواد اولیه را بر اساس جدول طراحی شده وزن کرده و با استفاده از سمپلر، مقدار مورد نظر از حلال TFA را در دی جی باتل ریخته و درب آن را محکم با پارا فیلم می بندیم تا بخارات سمی TFA به بیرون متصاعد نشود و به مدت تقریباً دو ساعت محلول مورد نظر استیرر می گردد تا کاملاً شفاف شود و آماده الکتروریسی گردد.



شکل 3-5 عملیات محلول سازی

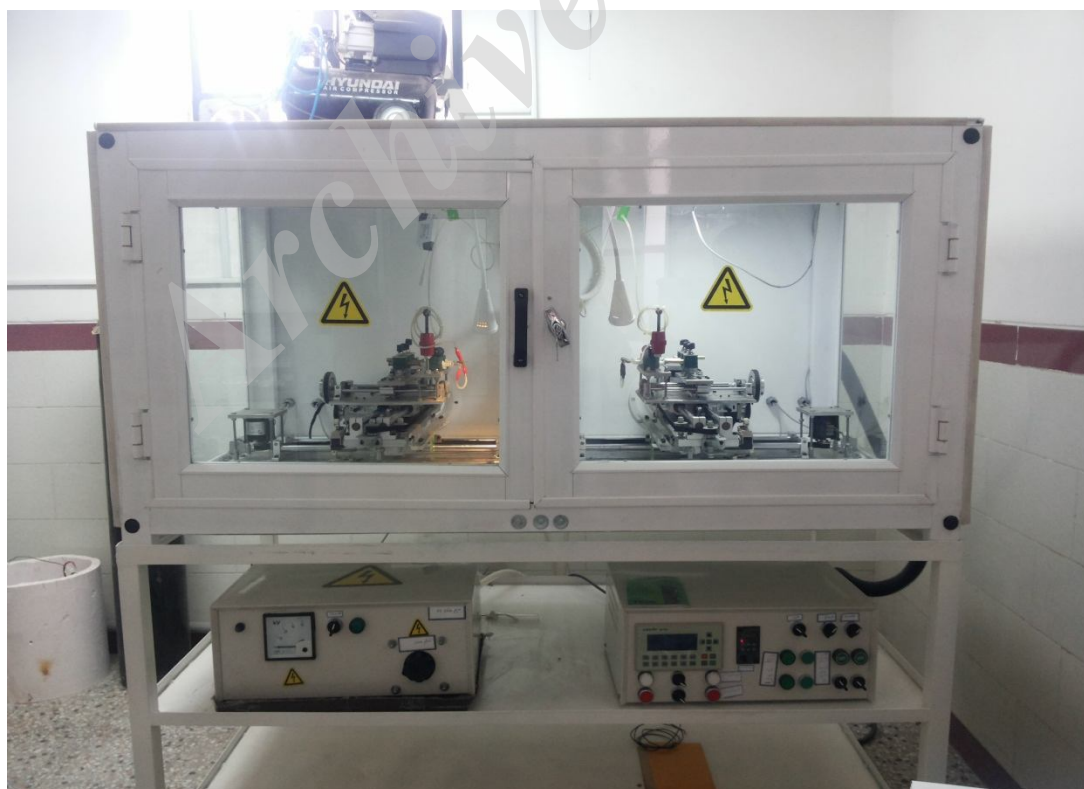
3-4- عملیات الکترورسی

جهت ساخت نانوالیاف از دستگاه دست ساز پژوهشکده نانوساختار پیام نور یزد استفاده شد. محلول های آماده شده از سرنگ پلاستیکی 2ml با سوزن گرید 21 و با نرخ تغذیه 0/2ml/h و دور 155rpm الکترورسی شدند. پارامترهای مورد بررسی در این مرحله ولتاژ و فاصله بودند که طبق جدول زیر تست ها انجام شدند.

جدول 3-2 آزمایشات انجام شده در مورد الکترورسی.

فاصله (cm)	ولتاژ (KV)	غلظت	نمونه
13	20	PCL 10%	1
10	20	PCL 10%	2
13	18	PCL10%	3
13	20	PCL 12%	4
10	20	PCL 12%	5
13	18	PCL12%	6

13	20	PCL 14%	7
10	20	PCL 14%	8
13	18	PCL14%	9
13	20	Gel 10%	10
10	20	Gel 10%	11
13	18	Gel 10%	12
13	20	Gel 12%	13
10	20	Gel 12%	14
13	18	Gel 12%	15
13	20	Gel 14%	16
10	20	Gel 14%	17
13	18	Gel 14%	18
13	20	PCL-Gel 12%	19
13	20	PCL-Gel -12% Cal endul a	20



شکل 3- 6 دستگاه الکترورسی استفاده شده



شکل 3-7 نانوالیاف ساخته شده.

3-5- عملیات تثبیت کردن نانوالیاف توسط گلو تار آلدهید

جهت تثبیت کردن نانوالیاف، نانوالیاف ساخته شده از پلی کاپرولاکتان و ژلاتین را در دسیکاتور در مجاورت گلو تار آلدهید (Gutaraldehyde) به مدت 24 ساعت قرار داده شد تا توسط بخارات آن تثبیت گردند.

3-6- عملیات کراس لینک با غوطه وری نانو الیاف در عصاره گل همیشه بهار

جهت انجام این فرایند ابتدا عصاره را توسط توری مش و سپس فیلتر سرنگی به محلول شفاف و زلال تبدیل کرده و سپس نانوالیاف تثبیت شده و تثبیت نشده پلی کاپرولاکتان و ژلاتین را به مدت 20 دقیقه در عصاره قرار داده و سپس بیرون می آوریم.

0



شکل 3-8 عملیات تصفیه سازی عصاره.

7-3- بررسی ساختار شیمیایی با آنالیز طیف سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز (ATR-FTIR)

طیف سنجی مادون قرمز بر اساس جذب تابش و بررسی جهش‌های ارتعاشی مولکول‌ها و یون‌های چند اتمی صورت می‌گیرد. این روش به عنوان روشی پر قدرت و توسعه یافته برای تعیین ساختار و اندازه‌گیری گونه‌های شیمیایی به کار می‌رود. همچنین این روش عمدتاً برای شناسایی ترکیبات آلی به کار می‌رود، زیرا طیف‌های این ترکیبات معمولاً پیچیده هستند و تعداد زیادی پیک‌های ماکسیمم و مینیمم دارند که می‌توانند برای اهداف مقایسه‌ای به کار گرفته شوند.



شکل 3-9 دستگاه FTIR استفاده شده.

8-3- بررسی ریز ساختار نانوالیاف

جهت بررسی ساختار متخلخل و قطر نانو الیاف و مورفولوژی آن، از میکروسکوپ الکترون روبشی (SEM) مدل **XL30** ساخت شرکت فیلیپس استفاده گردید. به منظور جلوگیری از تمرکز الکترون ها باید نمونه های عایق توسط دستگاه پوشش ده، هادی جریان الکتریکی شوند. این کار با پوشش بسیار نازک طلا و بهروش اسپاترینگ صورت گرفت. وقتی که نمونه های غیر هادی در **SEM** مورد بررسی قرار می گیرند، تمایل به جمع آوری الکترون های اضافی روی سطوح خود دارند یا به عبارت دیگر دارای بار منفی می شوند وقتی که الکترون ها در سطح نمونه انباشته شدند، به علت ایجاد یک میدان مقاوم در برابر پرتوی فرودی، کیفیت تصویر کاهش می یابد. تصاویر **SEM** نانوالیاف به وسیله نرم افزارهای **J image** و **easy fit** مورد آنالیز و بررسی قرار گرفت.

9-3- بررسی آب دوستی نانوالیاف

جهت اندازه گیری این خواص، یک قطره آب رنگی با سمپلر بر روی نانوالیاف ریخته شده و با دوربین کیفیت بالا عکس گرفته و سپس با نرم افزار **Digi mizer** زاویه تماس اندازه گیری شد.

10-3- بررسی استحکام مکانیکی نانو الیاف

خواص مکانیکی نانوالیاف توسط دستگاه استحکام سنج تک محور با اعمال نیروی حدود 10 نیوتن و با سرعت 10 میلی متر بر دقیقه مورد بررسی قرار داده شد. به منظور انجام این تست، نمونه ها در ابعاد 7×1 سانتی متر برش داده شدند.

Archive of SID

فصل چهارم

تجزیه و تحلیل

1-4- نتایج FTIR

طیف سنجی مادون قرمز (FTIR) نانوالیاف در اشکال زیر نشان داده شده است.

در مورد PCL پیک ظاهر شده شامل 2949 cm^{-1} (کشش نامتقارن CH_2)، 2027 cm^{-1} (کشش متقارن CH_2)، 1725 cm^{-1} (کشش کربونیل)، 1294 cm^{-1} (کشش باندهای C-O-C)، 1239 cm^{-1} (کشش نامتقارن C-O-C) و 1170 cm^{-1} (کشش متقارن C-O-C) است.

در مورد ژلاتین، پیک 3280 cm^{-1} مربوط به پیوند N-H ، پیک 1638 cm^{-1} مربوط به پیوند C=O ، پیک 1532 cm^{-1} و 723 cm^{-1} نیز مربوط به پیوند های N-H (آمید) می باشد.

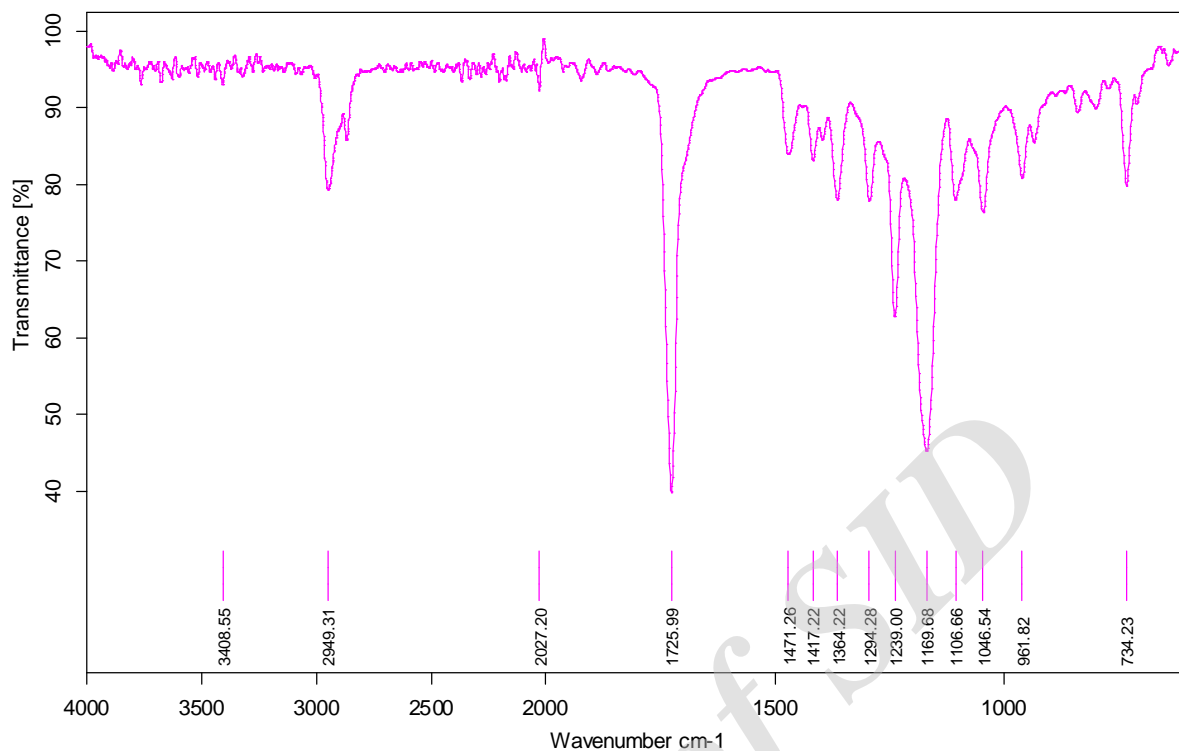
در مورد عصاره گل همیشه بهار، پیک 1398 cm^{-1} مربوط به گروه متیل، پیک 1031 cm^{-1} مربوط به ترپنوئید یا فلاونوئید، پیک 1596 cm^{-1} و 3073 cm^{-1} نیز مربوط به اتر و گروه هیدروکسیل می باشد.

در مورد کامپوزیت پلی کاپرولاکتان/ژلاتین تثبیت نشده، پیک های 1725 cm^{-1} و 1167 cm^{-1} مربوط به باندهای پلی کاپرولاکتان در پیک 1725 cm^{-1} و 1170 cm^{-1} می باشد که تقریبا به اعداد موج کمتر شیفت پیدا کرده است و پیک های 1468 cm^{-1} و 1417 cm^{-1} و 731 cm^{-1} مربوط به باندهای آمید ژلاتین در پیک های 1638 cm^{-1} و 1532 cm^{-1} و 723 cm^{-1} می باشد.

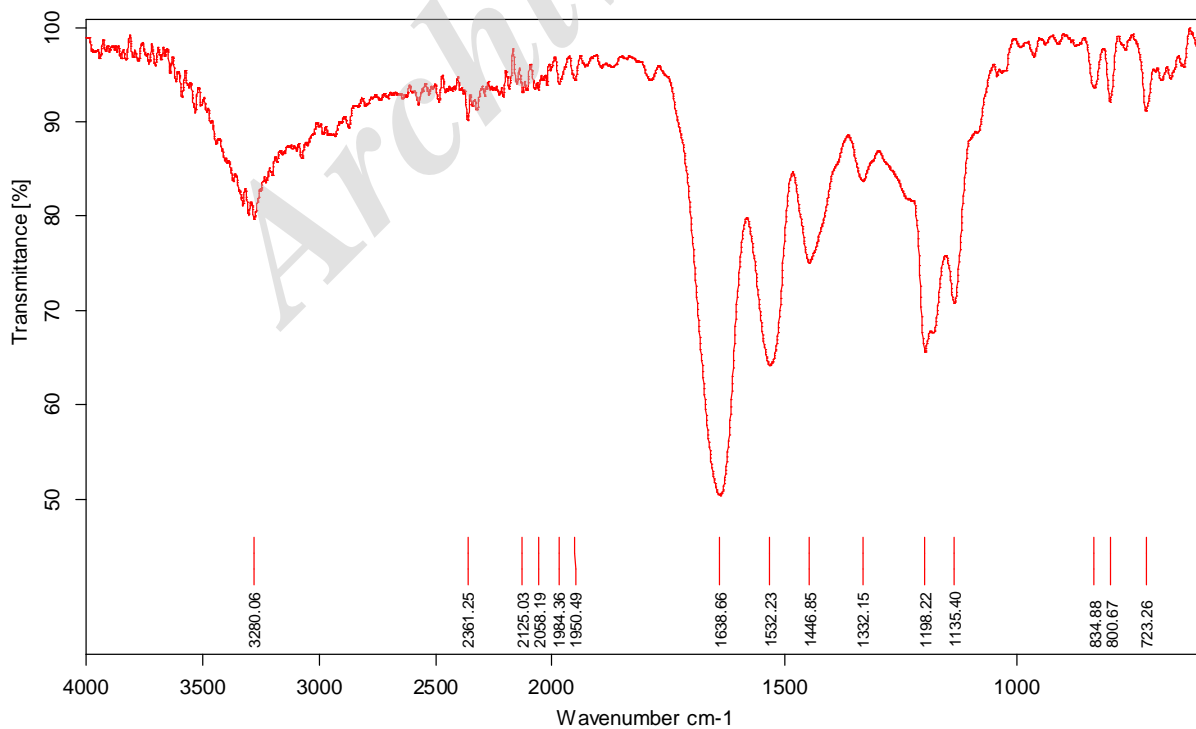
در مورد کامپوزیت پلی کاپرولاکتان/ژلاتین تثبیت شده، پیک های 2943 cm^{-1} و 1727 cm^{-1} و 1169 cm^{-1} مربوط به باندهای پلی کاپرولاکتان در پیک 2949 cm^{-1} و 1725 cm^{-1} و 1170 cm^{-1} می باشد و پیک های 1643 cm^{-1} و 1544 cm^{-1} و 731 cm^{-1} مربوط به باندهای آمید ژلاتین در پیک های 1638 cm^{-1} و 1532 cm^{-1} و 723 cm^{-1} می باشد.

در مورد کامپوزیت پلی کاپرولاکتان/ژلاتین/عصاره گل همیشه بهار تثبیت نشده، پیک های 2948 cm^{-1} و 1726 cm^{-1} و 1170 cm^{-1} مربوط به باندهای پلی کاپرولاکتان در پیک 2949 cm^{-1} و 1725 cm^{-1} و 1170 cm^{-1} می باشد و پیک های 1470 cm^{-1} و 1417 cm^{-1} و 733 cm^{-1} مربوط به باندهای آمید ژلاتین در پیک های 1638 cm^{-1} و 1532 cm^{-1} و 723 cm^{-1} می باشد و پیک های 1364 cm^{-1} و 1048 cm^{-1} و 1238 cm^{-1} مربوط به باندهای عصاره گل همیشه بهار در پیک های 1398 cm^{-1} و 1031 cm^{-1} و 1596 cm^{-1} می باشد.

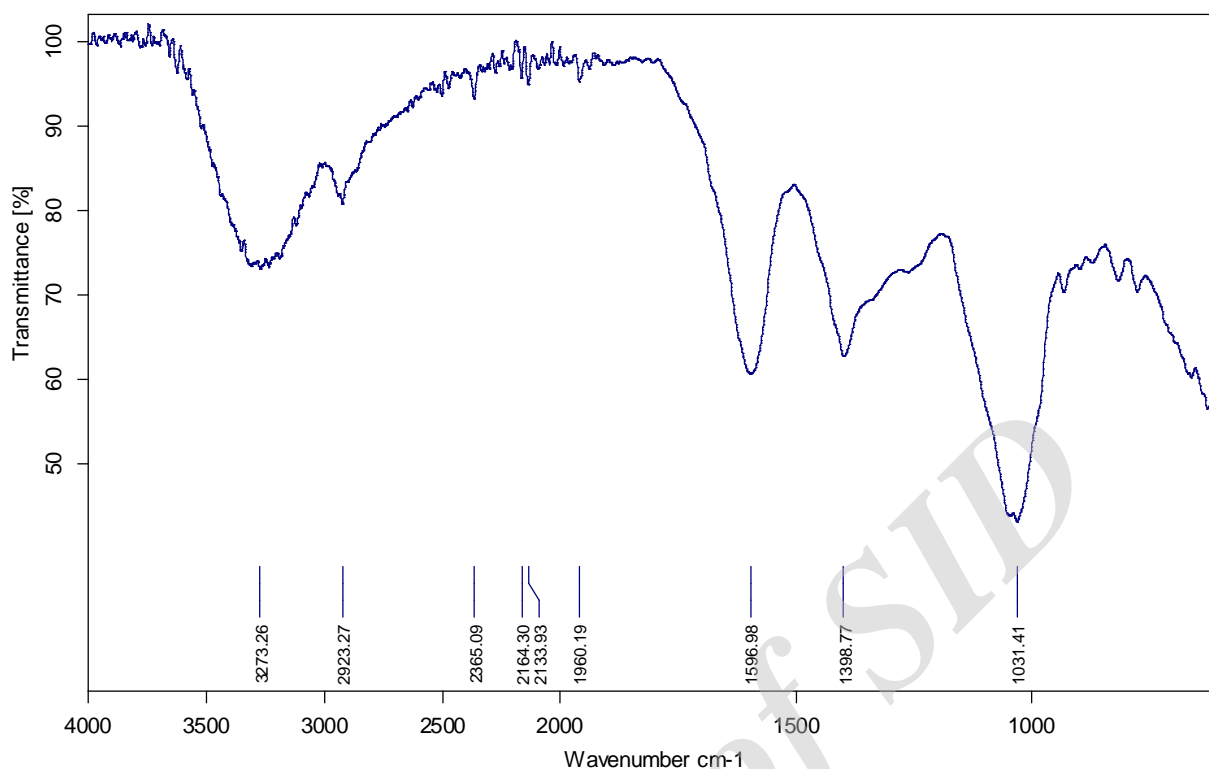
در مورد کامپوزیت پلی کاپرولاکتان/ژلاتین/عصاره گل همیشه بهار تثبیت شده، پیک های 2941 cm^{-1} و 1727 cm^{-1} و 1173 cm^{-1} مربوط به باندهای پلی کاپرولاکتان در پیک 2949 cm^{-1} و 1725 cm^{-1} و 1170 cm^{-1} می باشد و پیک های 1649 cm^{-1} و 1538 cm^{-1} و 734 cm^{-1} مربوط به باندهای آمید ژلاتین در پیک های 1638 cm^{-1} و 1532 cm^{-1} و 723 cm^{-1} می باشد و پیک های 1455 cm^{-1} و 1455 cm^{-1} و 1649 cm^{-1} و 3303 cm^{-1} مربوط به باندهای عصاره گل همیشه بهار در پیک های 1398 cm^{-1} و 1596 cm^{-1} و 3073 cm^{-1} می باشد.



شکل 4-1 آنالیز FTIR نانو الیاف پلی کاپرولاکتان



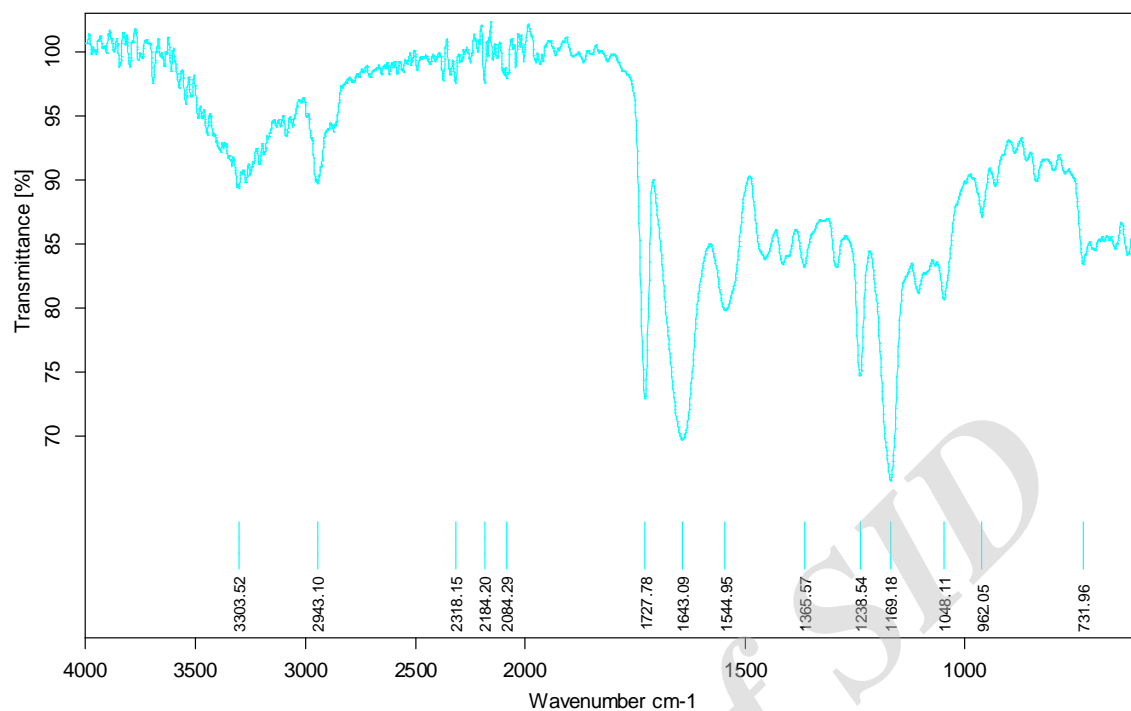
شکل 4-2 آنالیز FTIR نانو الیاف ژلاتین



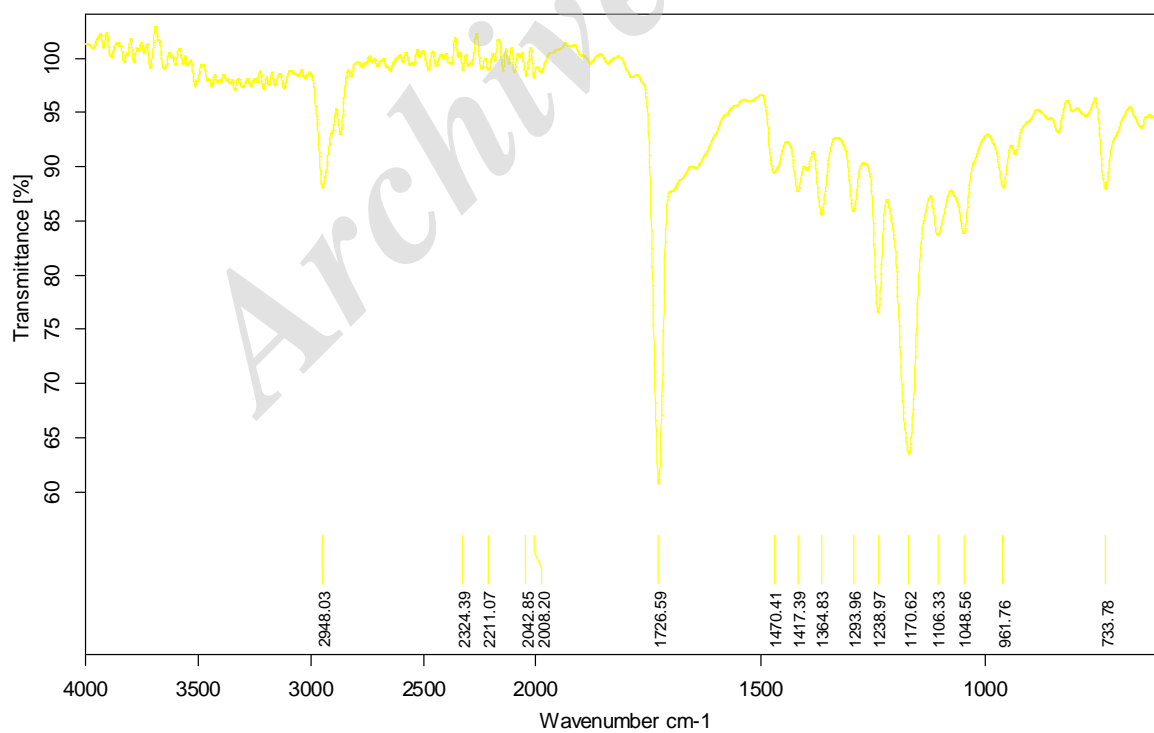
شکل 3-4 آنالیز FTIR عصاره گل همیشه بهار به شکل پودر شده



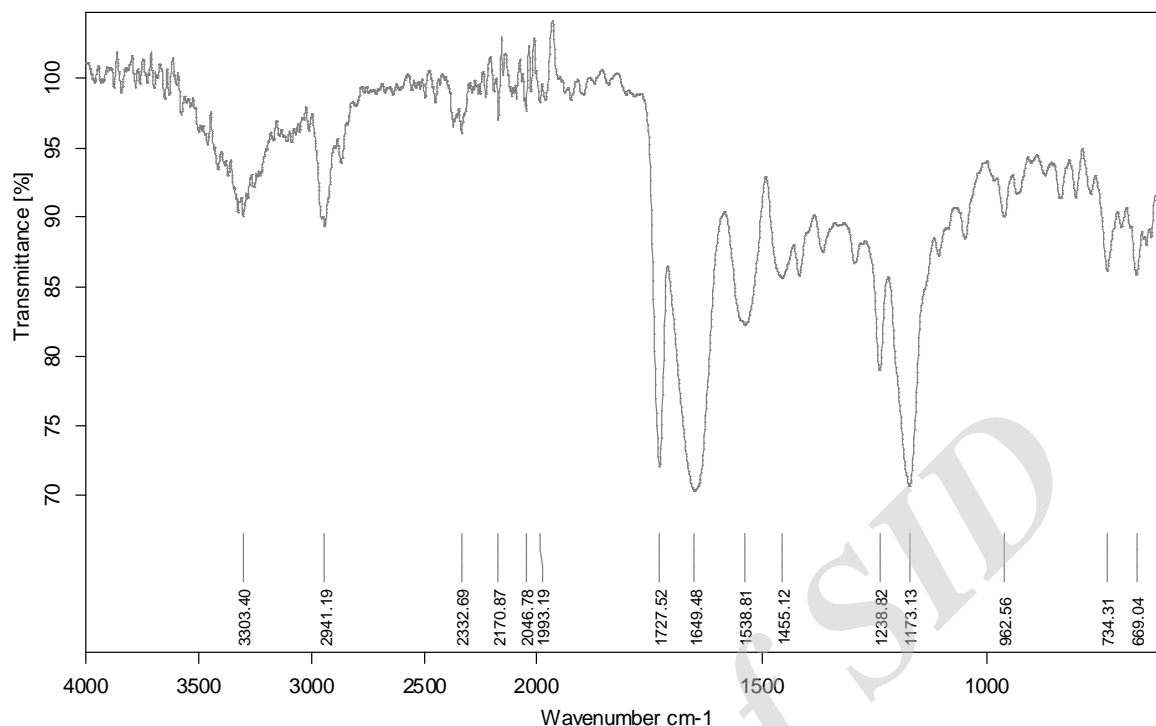
شکل 4-4 آنالیز FTIR نانوالیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت نشده



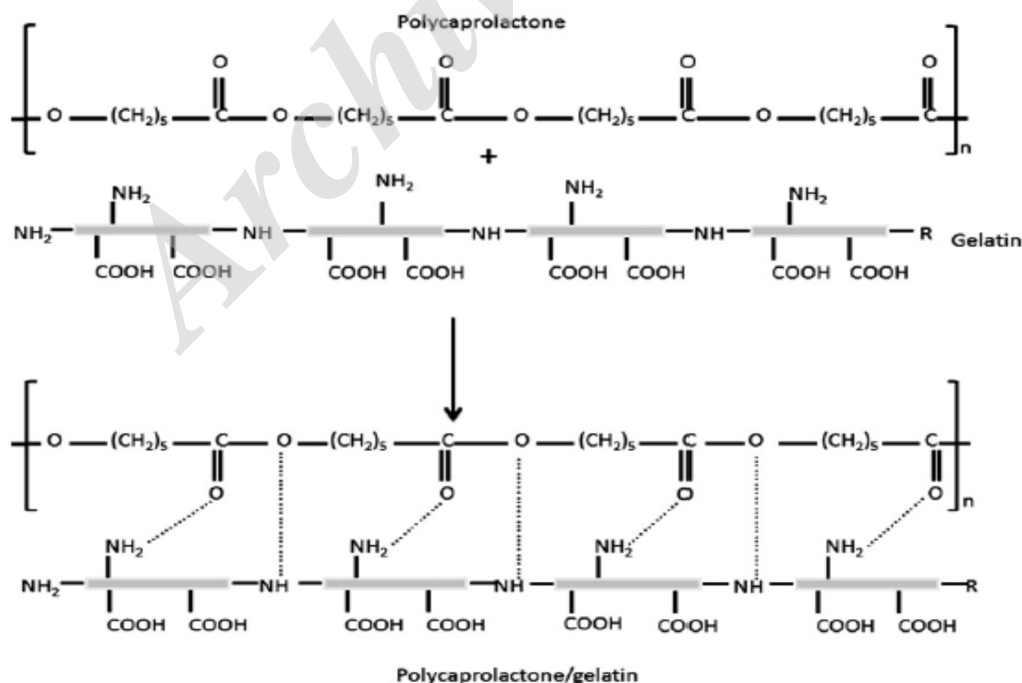
شکل 4-5 آنالیز FTIR نانوالیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت شده



شکل 4-6 آنالیز FTIR نانوالیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت نشده



شکل 4-7 آنالیز FTIR نانوالیاف پلی کاپرولاکتان و ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت شده



شکل 4-8 شماتیک واکنش ممکن بین پلی کاپرولاکتان و ژلاتین در داربست کامپوزیتی پلی کاپرولاکتان و ژلاتین.

2-4- نتایج SEM

یکی از مهمترین عوامل تاثیرگذار بر ساختار و مرفولوژی الیاف در طی فرآیند الکترورسی، غلظت پلیمر در محلول می باشد. افزایش در غلظت، مشابه افزایش وزن مولکولی موجب افزایش گره خوردگی زنجیرهای پلیمری می شود که برای رسیدن به تداوم جریان شتابدار محلول در طول الکترورسی لازم است.

با توجه به اینکه نوع حلال و همچنین میزان پلیمر استفاده شده در محلول پلیمری، ویسکوزیته ی آن را تحت تاثیر قرار می دهند. لذا می توان گفت افزایش غلظت سبب افزایش ویسکوزیته و در نتیجه قوی تر شدن پیوند بین زنجیره های پلیمری و مقاومت آن ها در برابر کشیده شدن می شود. لذا دستیابی به غلظت بهینه نقش بسزایی در فرآیند الکترورسی و تولید الیاف با ساختار دلخواه دارد. برای تهیه الیاف بدون مهره¹، یک گرانیروی حداقل لازم است. در گرانیروی های پایین، معمولاً در الیاف الکترورسی شده مهره یافت می شود، در حالی که با افزایش گرانیروی، تغییری تدریجی در شکل مهره از حالت کروی به حالت استوانه ای² ایجاد می شود، تا جایی که نهایتاً لیفی کاملاً هموار به دست آید.

در گرانیروی کمتر که به معنای مقدار بیشتر مولکول های حلال و گره خوردگی زنجیری کمتر است، کشش سطحی با تأثیری آشکار روی طول جریان شتابدار محلول الکترورسی، باعث تشکیل مهره ها در طول لیف می شود. با افزایش گرانیروی، درگیری بین زنجیرهای پلیمری در محلول بیشتر می شود و لذا بارهای الکتریکی که بر روی جریان شتابدار محلول الکترورسی سوار هستند قادر خواهند بود که محلول را به طول کامل بکشند. معمولاً با افزایش گرانیروی، قطر الیاف نیز افزایش می یابد. این امر به احتمال زیاد به دلیل مقاومت بیشتر محلول در مقابل کشیده شدن توسط بارهای سوار شده بر روی جریان شتابدار محلول اتفاق می افتد.

در غلظت بیشتر مساحت منطقه ته نشینی الیاف بر روی صفحه جمع کننده کوچکتر است. در غلظت های بالا، گرانیروی محلول به اندازه کافی زیاد است تا از ناپایداری خمشی جریان شتاب دار محلول نسبت به محل خارج شدن از نوک سوزن جلوگیری کند و در واقع این امر باعث می شود مسیر جریان شتابدار محلول کوتاه تر شده و الیاف در محدوده ای با مساحت کمتر تجمع نمایند. همچنین کاهش مسیر جت می تواند به این علت باشد که محلول تحت کشش کمتری قرار می گیرد. این کاهش مسیر جت در نهایت باعث افزایش قطر الیاف می گردد. بنابراین غلظت محلول پلیمری، تعیین کننده قطر الیاف الکترورسی شده است.

البته بایستی در نظر داشت که اگرچه یک مقدار حداقل گره خوردگی زنجیرهای پلیمری و به تبع آن گرانیروی برای تشکیل الیاف بدون مهره لازم است، اما گرانیروی بسیار بالا هم موجب خشک شدن محلول در نوک سوزن قبل از شروع الکترورسی و انسداد مسیر خروجی می شود.

با توجه به مطالب بیان شده مشخص می گردد بررسی اثر حلال و غلظت در فرآیند الکترورسی به واسطه تأثیری که بر

¹ Unbeaded fibers

² Cylindrical

روی قطریالیاف دارند امری ضروری است.

در مورد تاثیر پارامتر غلظت در تحقیق حاضر، نتایج حاکی از آن است که غلظت 10٪ غلظت مناسب نبوده و الیاف دارای مهره (بید) می باشد و غلظت 12٪ غلظت بهینه است. همچنین در غلظت 14٪ با افزایش قطر نانوالیاف همراه است.

یکی از عناصر مهم الکتروریسی، ولتاژ بالایی است که به محلول اعمال می شود. ولتاژ قوی، بار الکتریکی لازم را به محلول القا می نماید. فرآیند الکتروریسی، در یک میدان الکتریکی خارجی، وقتی که نیروهای الکترواستاتیکی درون محلول بر کشش سطحی محلول غلبه می کنند، آغاز می شود. به طور کلی، هم ولتاژ مثبت بسیار قوی و هم ولتاژ منفی بسیار قوی که بیشتر از 6 KV باشد، توانایی به حرکت درآوردن جریان شتابدار محلول از نوک سوزن را دارد. شکل این حرکت مخروطی است که آنرا مخروط تیلور نامیده اند. وابسته به نرخ تغذیه محلول، برای اینکه مخروط تیلور پایدار گردد امکان دارد نیاز به ولتاژ بالاتر باشد. نیروی دافعه کولمبیک در جت، محلول ویسکوالاستیک را می کشد. اگر ولتاژ به کار رفته بیشتر باشد مقدار بارهای الکتریکی بیشتر باعث می شوند که جریان شتابدار محلول سریعتر شتاب گیرد و حجم بیشتری از محلول از نوک سوزن کشیده شود. این کار می تواند به کوچک شدن مخروط تیلور و کاهش ناپایداری کمک نماید. وقتی کشیده شدن محلول به سمت جمع کننده، سریع تر از نرخ تغذیه محلول به سر سوزن باشد، ممکن است مخروط تیلور به سمت سوزن عقب نشینی کند. از آنجا که هم ولتاژ اعمال شده و هم میدان الکتریکی حاصل از آن، بر روی کشش و شتاب جت محلول اثر دارند، هر دوی آنها روی مورفولوژی الیاف به دست آمده نیز تاثیر خواهند داشت. در بیشتر موارد، یک ولتاژ بالاتر منجر به کشش بیشتر محلول و در نتیجه نیروهای کولومبیک بیشتر در جت محلول، متناسب با میدان الکتریکی قوی تر خواهد شد. این ها اثر کاهشی روی قطر الیاف دارند و نیز به تبخیر سریع تر محلول برای حصول الیاف خشک تر کمک می کنند. وقتی یک محلول با گرانی پایین تر استفاده می شود، ولتاژ بالاتر می تواند به شکل گیری جریان های ثانویه در طول الکتروریسی کمک کند. این عمل منجر به کاهش قطر الیاف خواهد شد. عامل دیگری که می تواند روی قطر الیاف اثر بگذارد زمان پرواز جت محلول الکتروریسی است. زمان پرواز طولانی تر، مهلت بیشتری به الیاف می دهد تا قبل از نشستن بر روی صفحه جمع کننده کشیده شده و ازدیاد طول یابد. بنابراین در یک ولتاژ پایین تر، به دلیل کاهش شتاب جریان محلول الکتروریسی و افزایش زمان پرواز جت الکتروریسی می توان الیاف ظریف تری به دست آورد. در این حالت، ولتاژی نزدیک به ولتاژ بحرانی برای الکتروریسی می تواند برای به دست آوردن الیاف ظریف تر مناسب باشد.

افزایش ولتاژ، هم می تواند باعث افزایش تعداد و اندازه مهره ها گردد و هم می تواند آن را کاهش دهد. با افزایش ولتاژ به دلیل افزایش در بارهای حمل شده توسط جت پلیمری و در نتیجه افزایش میزان نیروی کششی اعمال شده بر روی جت پلیمری، میزان مهره ها کاهش یافته است. این در حالی است که افزایش ولتاژ می تواند باعث افزایش سرعت پرواز جت باردار نیز در میدان الکتریکی شده و در نتیجه زمان پرواز که معادل است با مدت زمانی که نیروی کششی بر روی جت پلیمری اعمال می شود را کاهش دهد. کاهش مدت زمان کشش می تواند باعث کاهش میزان کشش اعمال شده بر روی جت پلیمری و یا افزایش اندازه و یا تعداد مهره ها گردد.

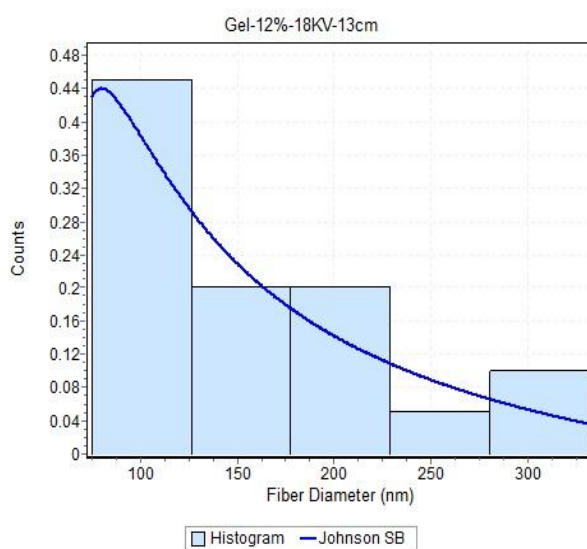
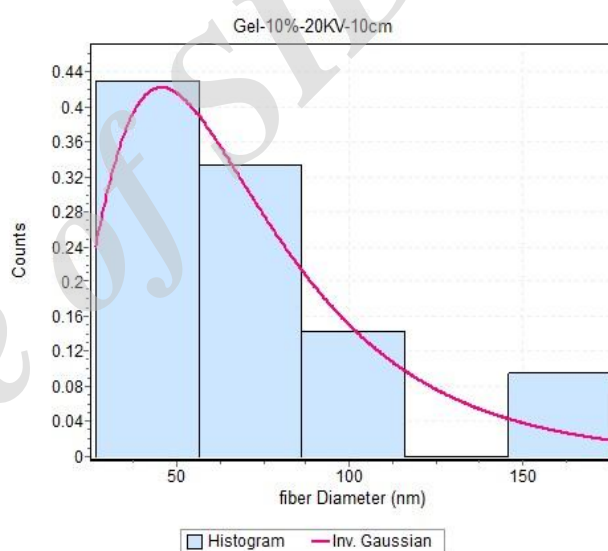
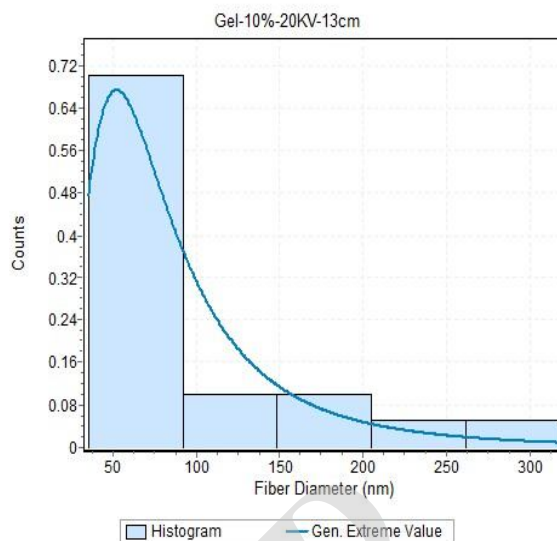
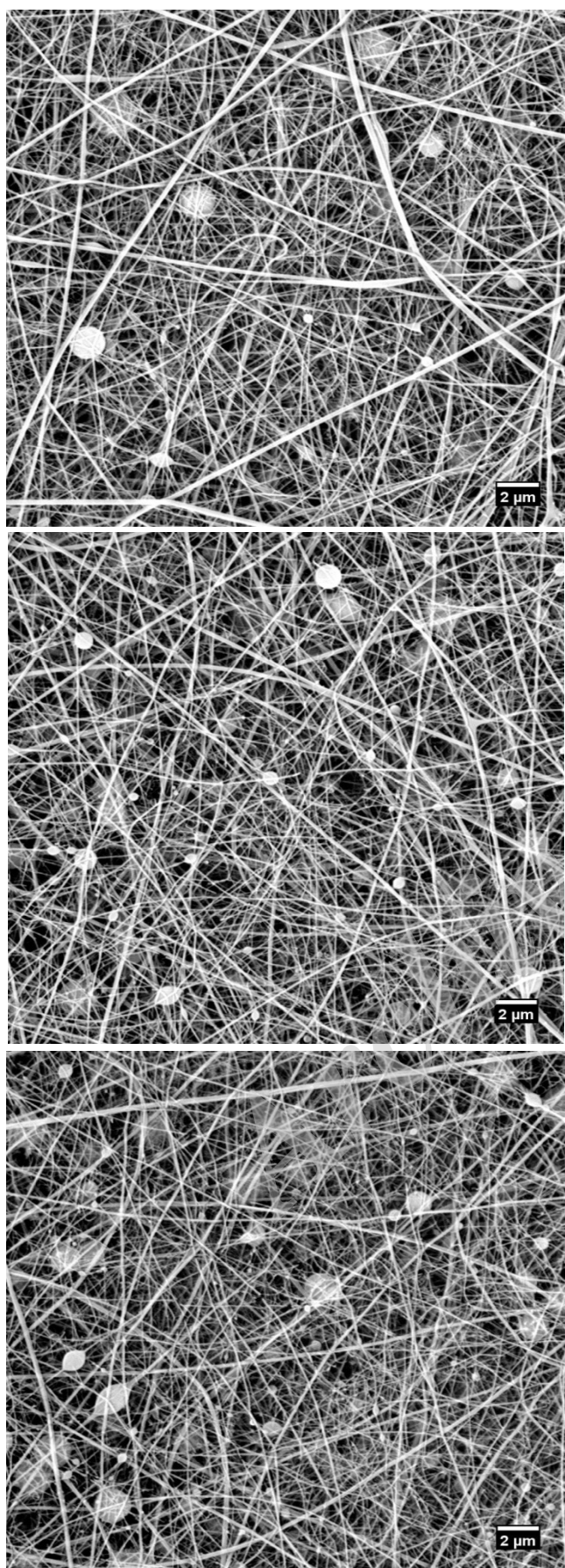
تغییرات فاصله بین نوک سوزن و جمع کننده، تأثیر مستقیمی بر زمان پرواز و همچنین بر نیروی میدان الکتریکی دارد.

برای شکل‌گیری الیاف مجزا از هم، برای بیشتر حلال‌ها باید به جریان شتابدار محلول الکترورسی فرصت داده شود تا حلال آن تبخیر گردد. وقتی فاصله بین نوک نازل و جمع کننده کاهش یابد، جریان شتابدار محلول فاصله کمتری را برای رسیدن به جمع کننده می‌پیماید. به علاوه، اگر نیروی میدان الکتریکی نیز در زمان مشابه افزایش یابد، شتاب جریان شتابدار محلول به سمت جمع کننده افزایش می‌یابد. لذا ممکن است زمان لازم برای تبخیر شدن حلال‌ها، پیش از برخورد به جمع کننده وجود نداشته باشد. وقتی فاصله بسیار کم باشد، باقیمانده حلال ممکن است موجب فرو رفتن الیاف در یکدیگر شود.

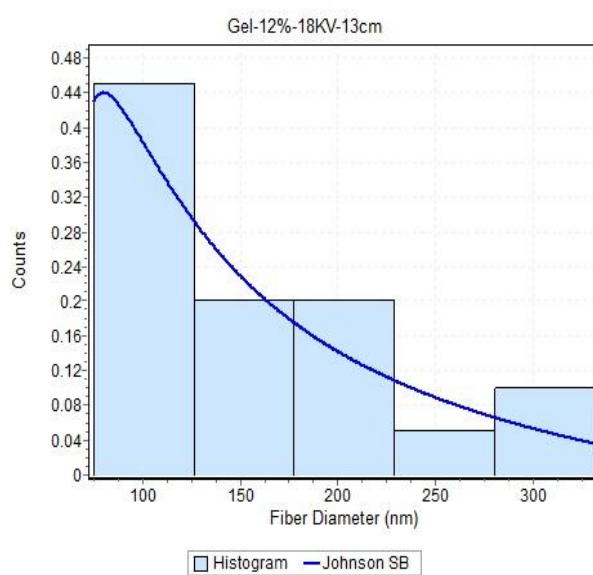
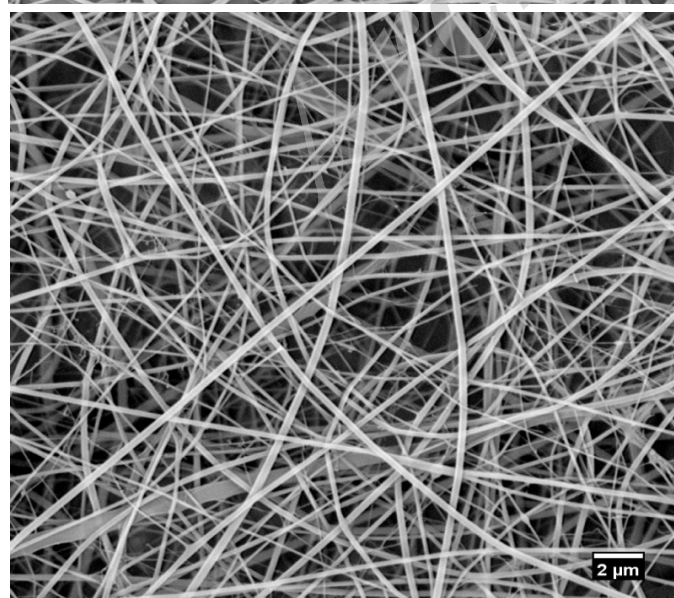
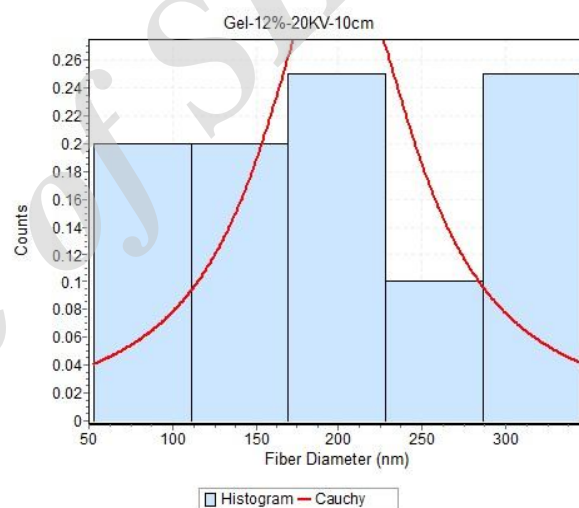
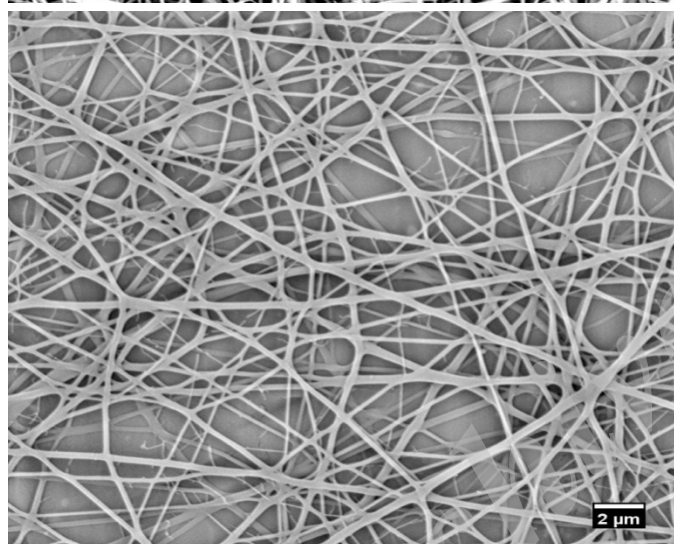
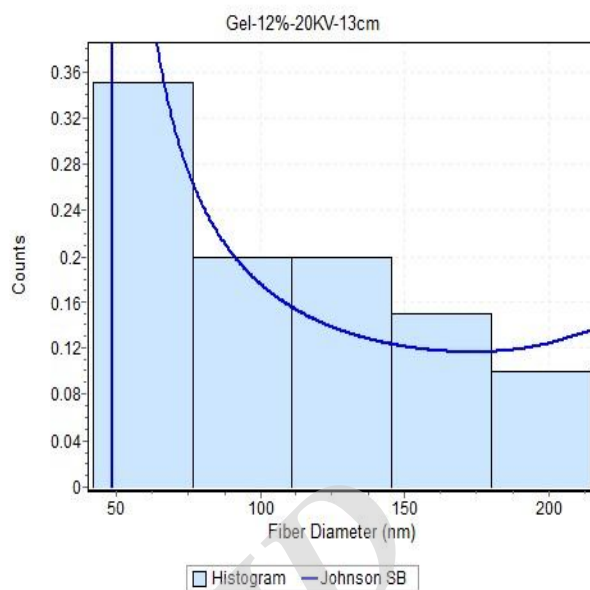
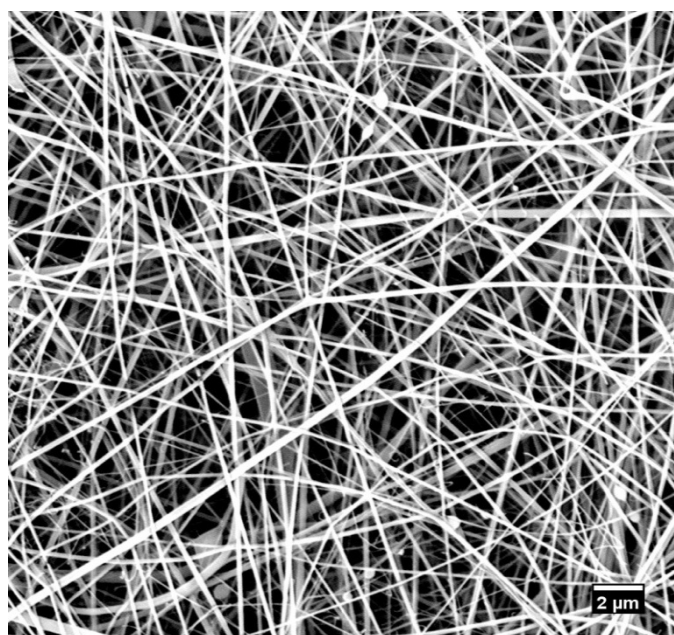
مشاهده شده است که وقتی فاصله خیلی کوتاه است، مهره‌ها تشکیل می‌شوند. شکل‌گیری مهره‌ها می‌تواند در نتیجه افزایش نیروی میدان الکتریکی بین نوک سوزن و جمع کننده باشد. کاهش فاصله اثر مشابهی مانند افزایش ولتاژ ورودی دارد و منجر به افزایش نیروی میدان می‌شود. چنان که قبلاً گفته شد، اگر شدت میدان الکتریکی خیلی زیاد باشد، افزایش ناپایداری جریان می‌تواند به تشکیل مهره‌ها کمک کند. به هر حال اگر فاصله به قدری باشد که شدت میدان در مقدار بهینه باشد، مهره‌های کمتری تشکیل می‌شوند، چرا که میدان الکترواستاتیکی نیروی کشش کافی را برای جریان مهیّا می‌کند.

افزایش فاصله می‌تواند منجر به کاهش قطر میانگین الیاف شود. فاصله بیشتر به این معناست که زمان پرواز بیشتری برای جت محلول و در نتیجه برای کشیده شدن جت وجود دارد. با این وجود، در برخی موارد مشاهده شده است که در فاصله بیشتر، قطر الیاف افزایش می‌یابد. این پدیده می‌تواند ناشی از کاهش نیروی میدان الکترواستاتیکی و در نتیجه کمتر کشیده شدن الیاف باشد. بنابراین، به نظر می‌رسد نیروی میدان الکترواستاتیکی بهینه‌ای وجود دارد که تحت مقادیر کمتر از آن کشش محلول کاهش خواهد یافت و باعث افزایش قطر الیاف خواهد شد. البته وقتی فاصله نوک نازل تا جمع کننده بسیار زیاد باشد، عملاً لیفی بر سطح جمع کننده نمی‌نشیند.

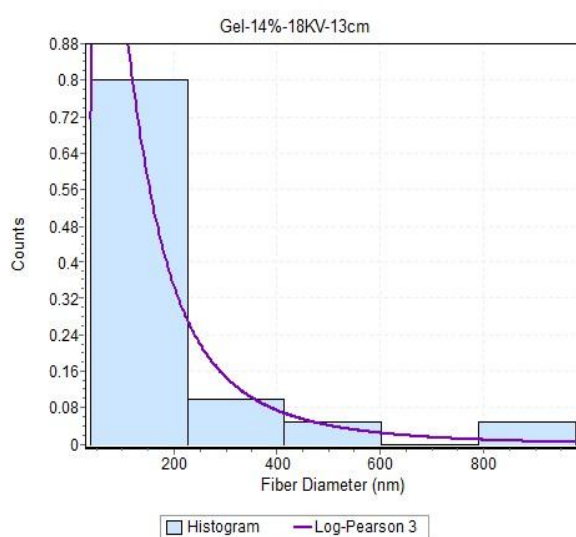
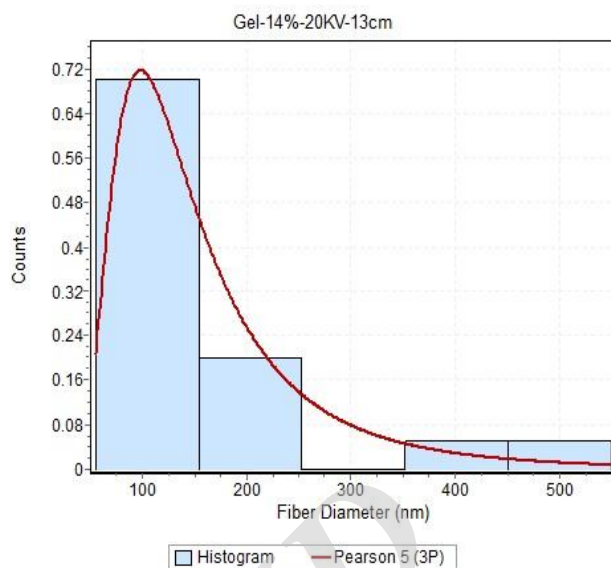
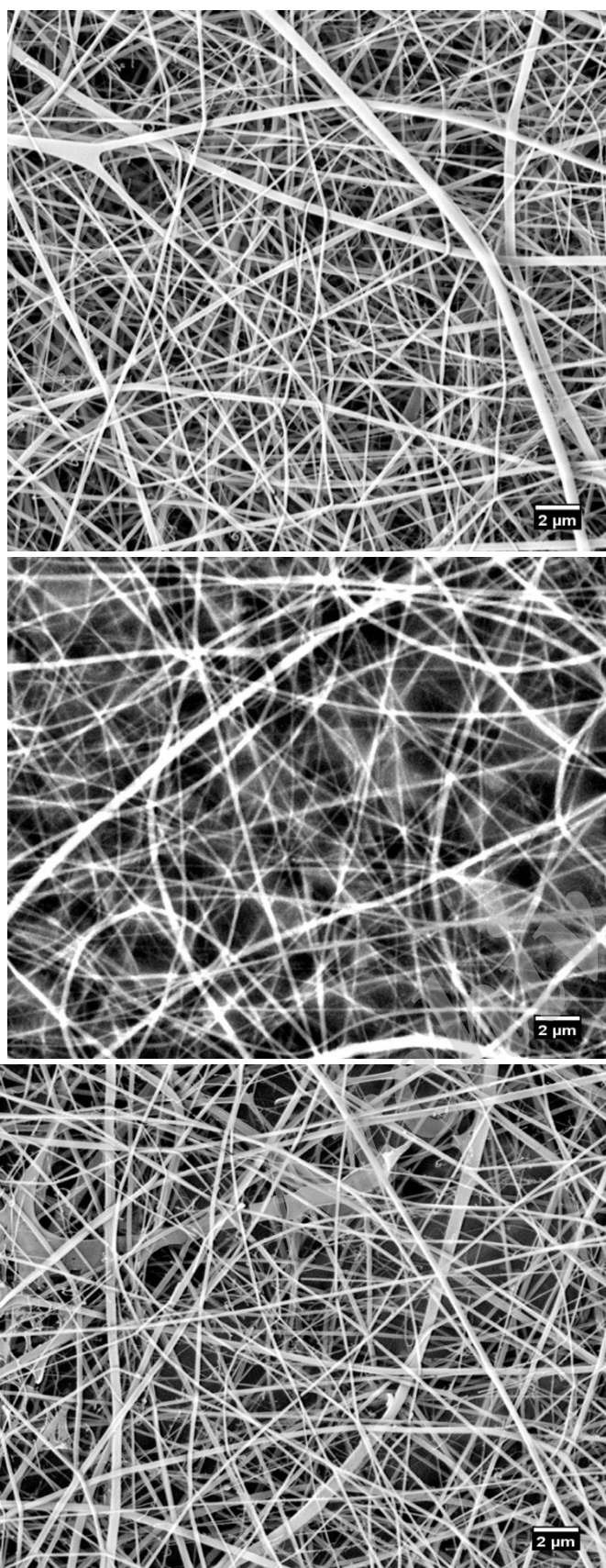
در اینجا، ولتاژ بهینه 20 کیلو ولت می‌باشد که نسبت به ولتاژ 18 کیلو ولت قطر نانوالیاف کاهش یافته است. همچنین پارامتر فاصله تأثیر خود را نشان داده است که با افزایش فاصله، قطر نانوالیاف کاهش یافته است.



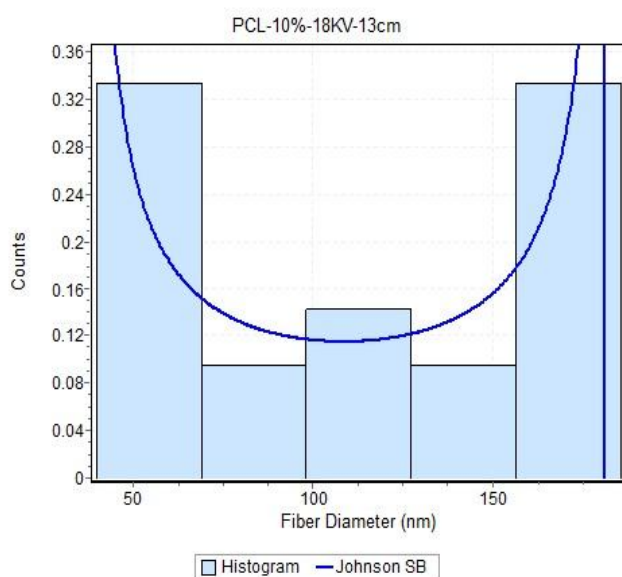
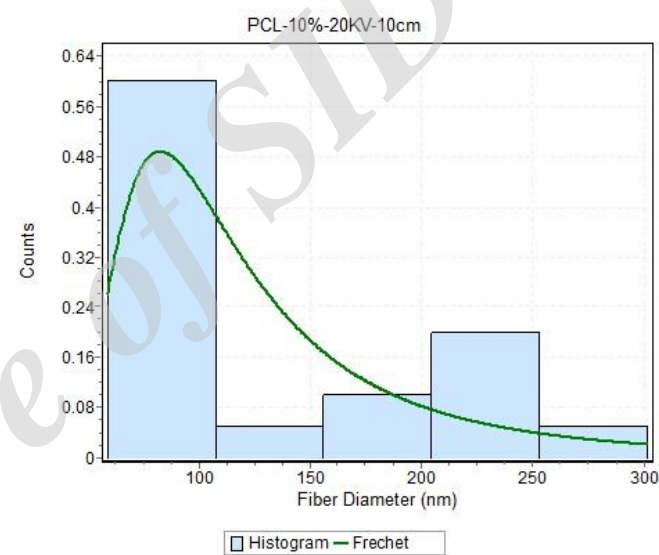
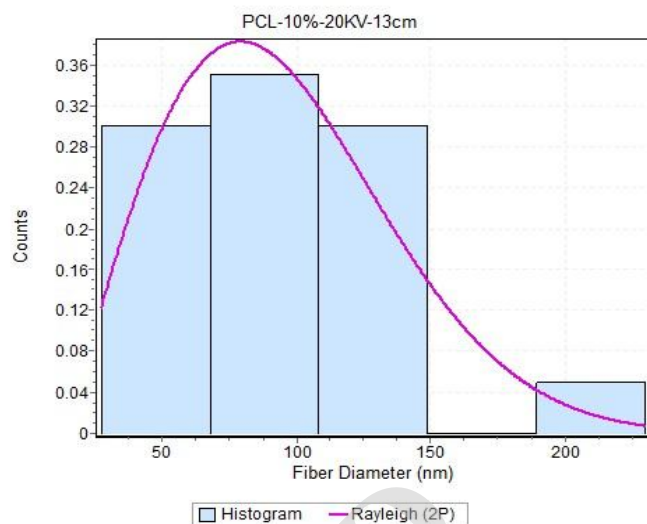
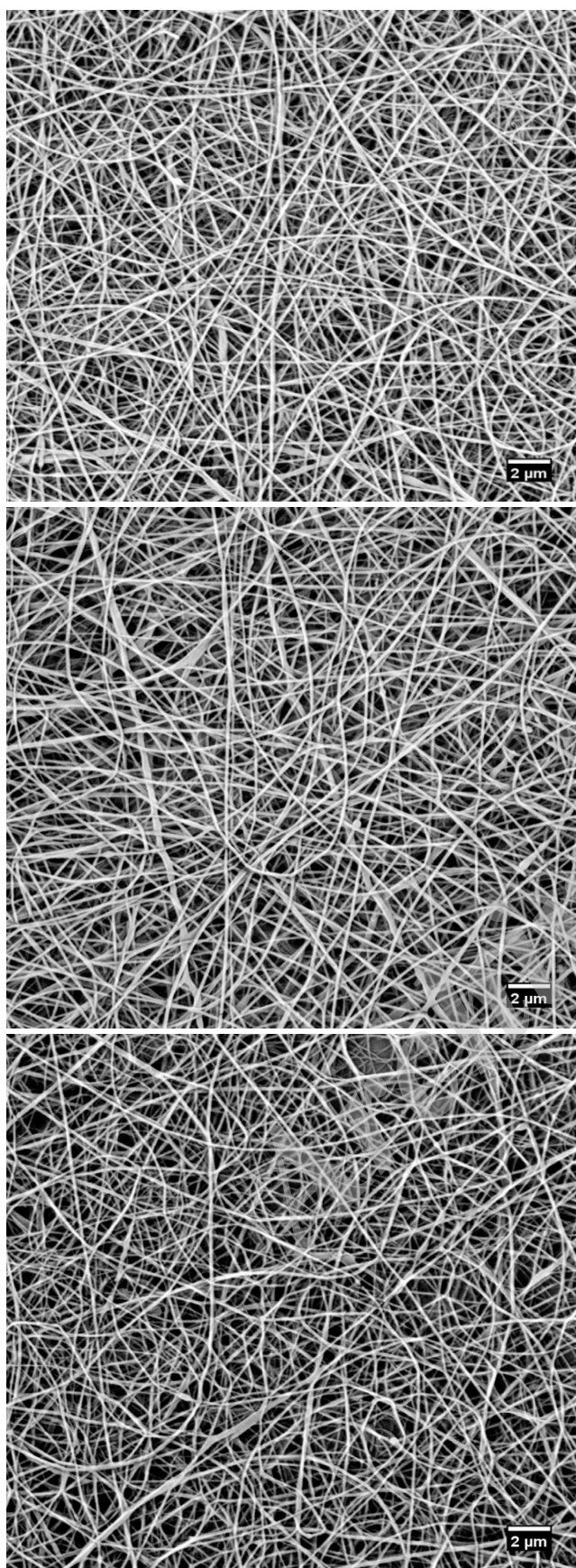
شکل 4-9 نتایج SEM نانوالیاف ژلاتین با غلظت 10% در ولتاژهای 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر



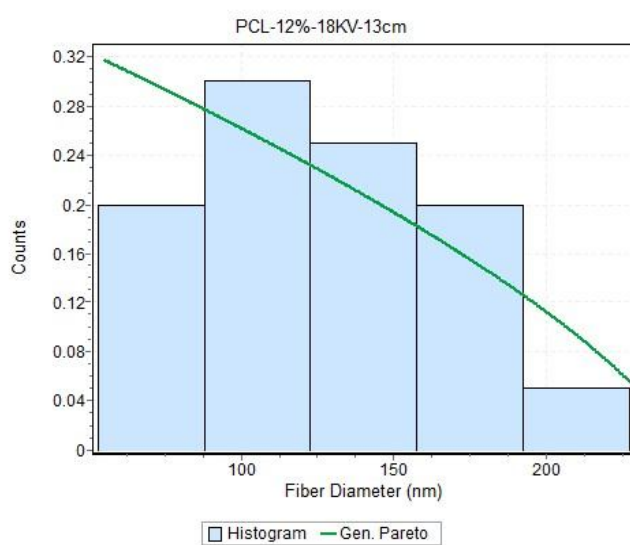
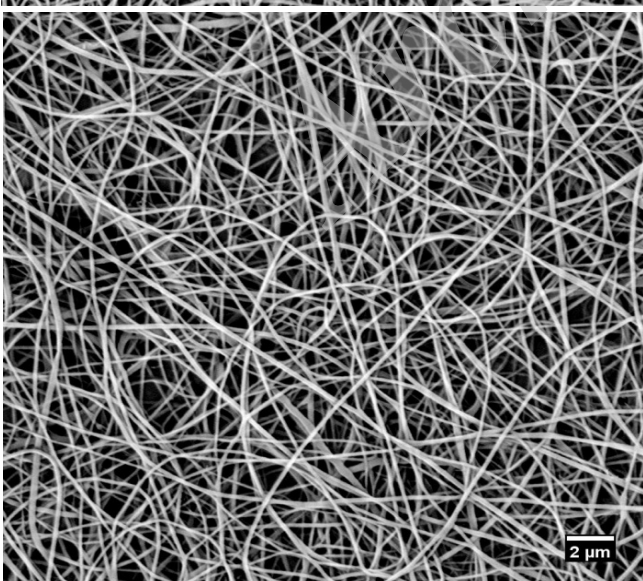
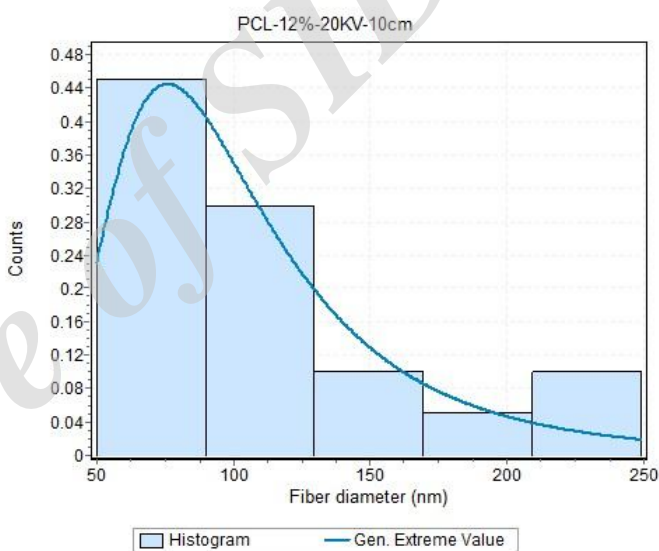
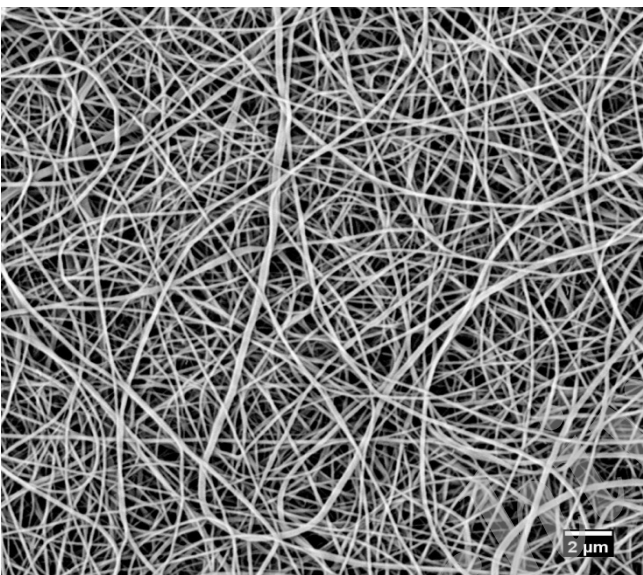
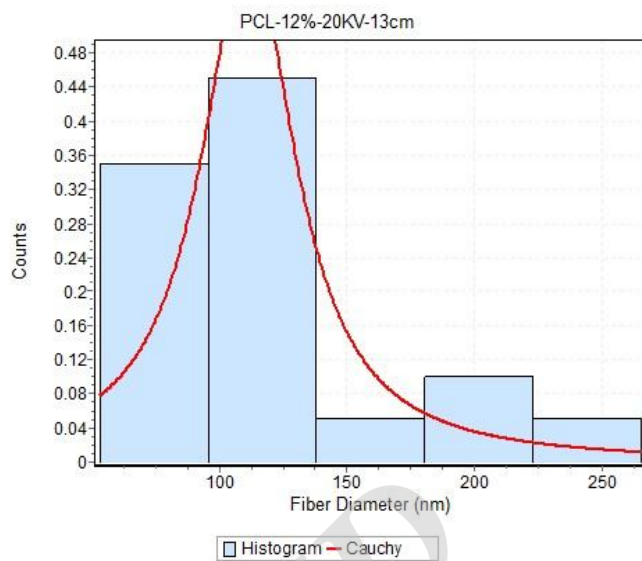
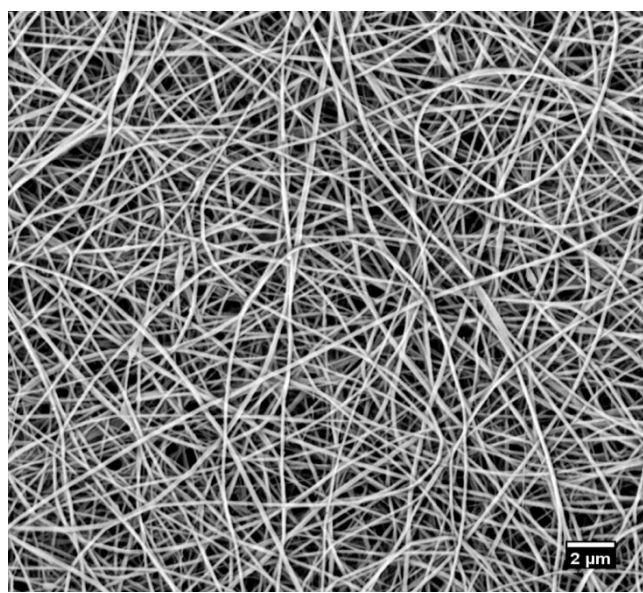
شکل 4-10 نتایج SEM نانوالیاف ژلاتین با غلظت 12% در ولتاژهای 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر



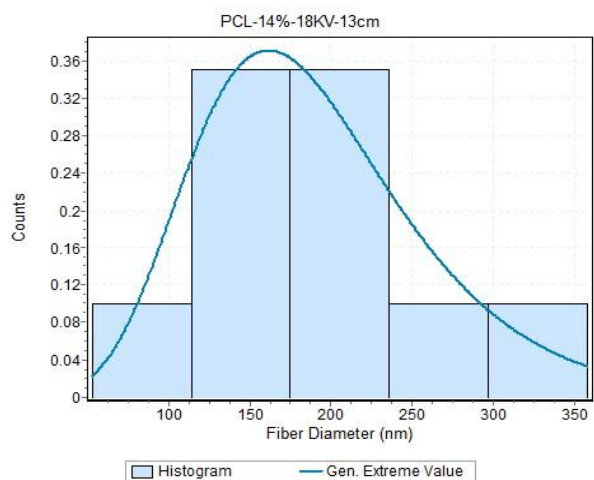
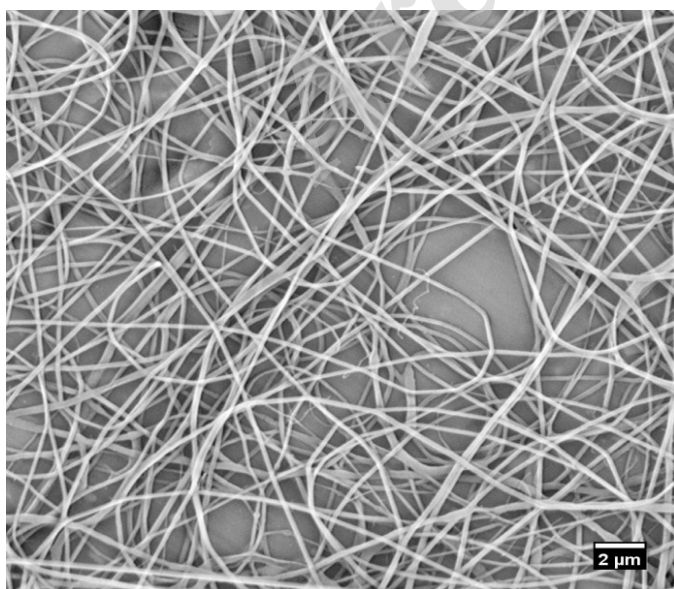
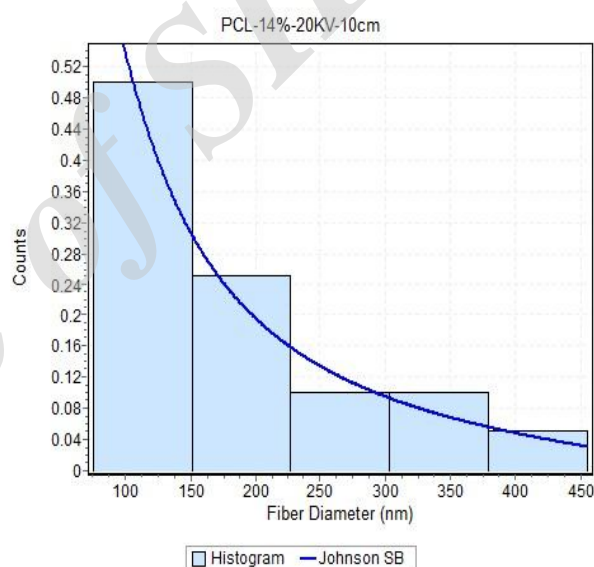
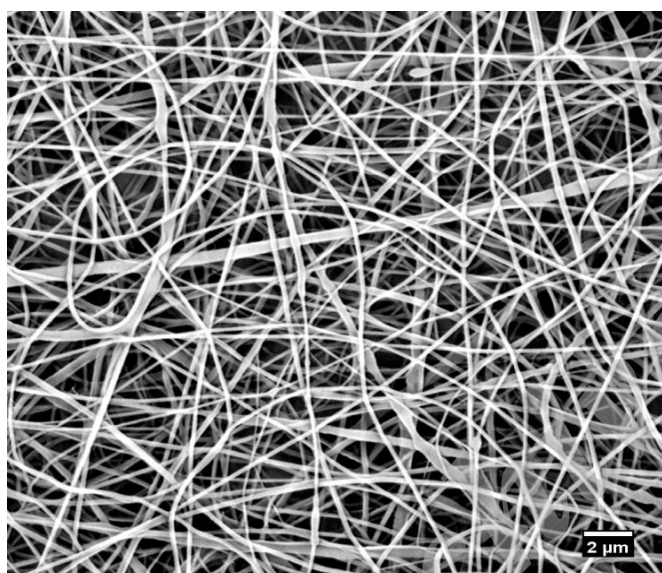
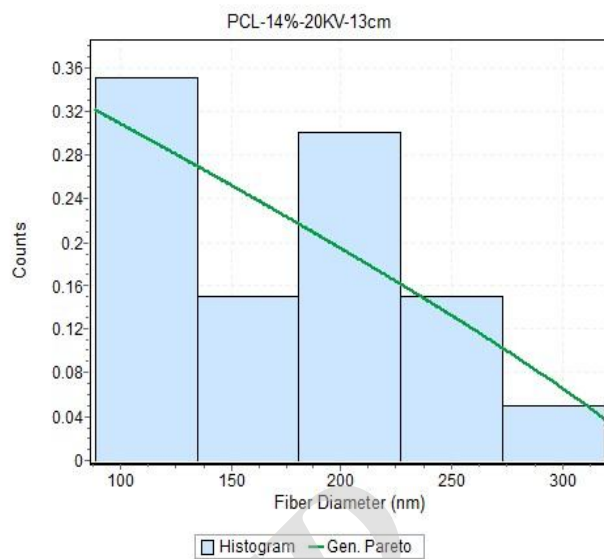
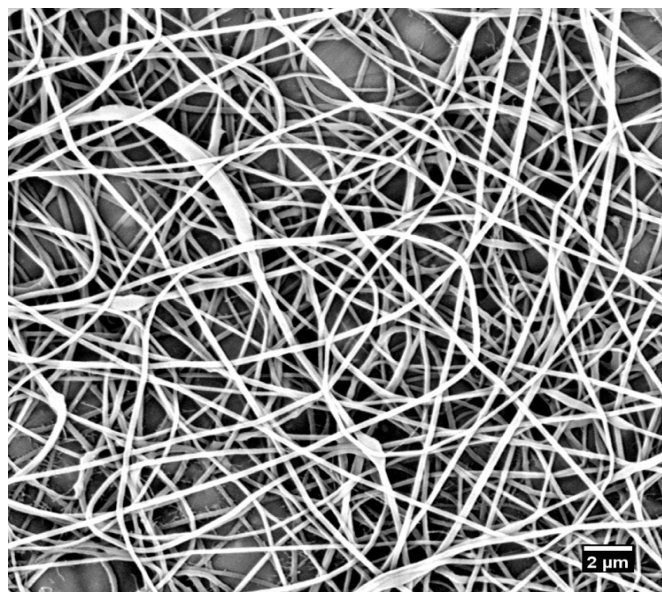
شکل 4-11 نتایج SEM نانوالیاف ژلاتین با غلظت 14% در ولتاژهای 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر



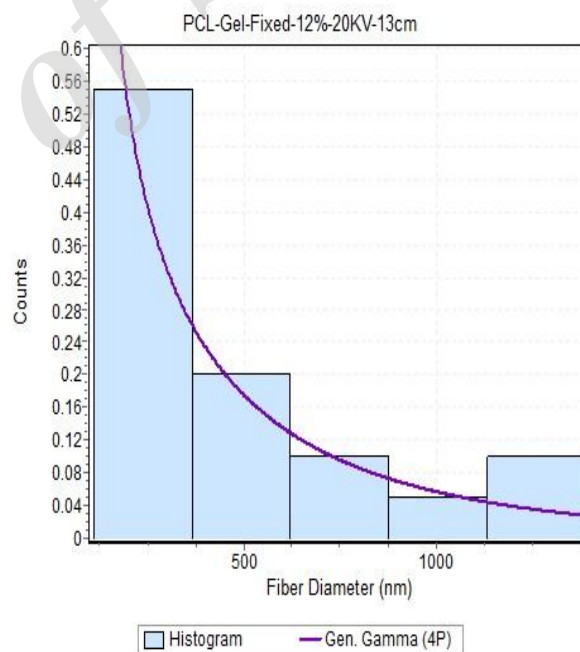
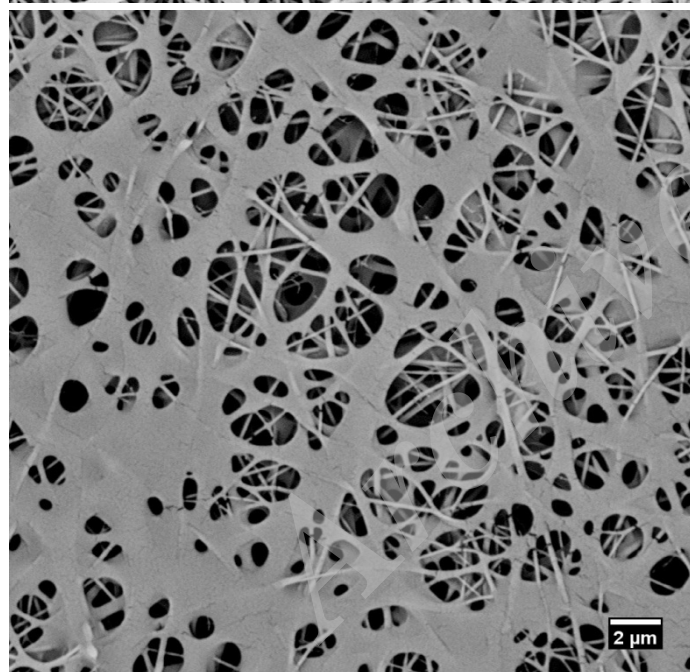
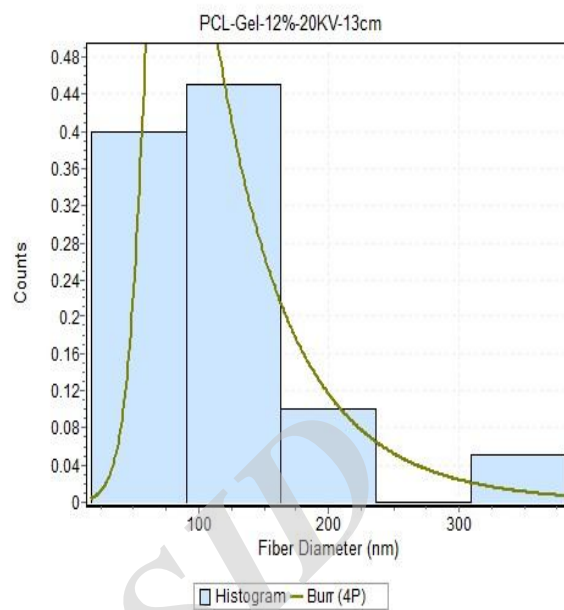
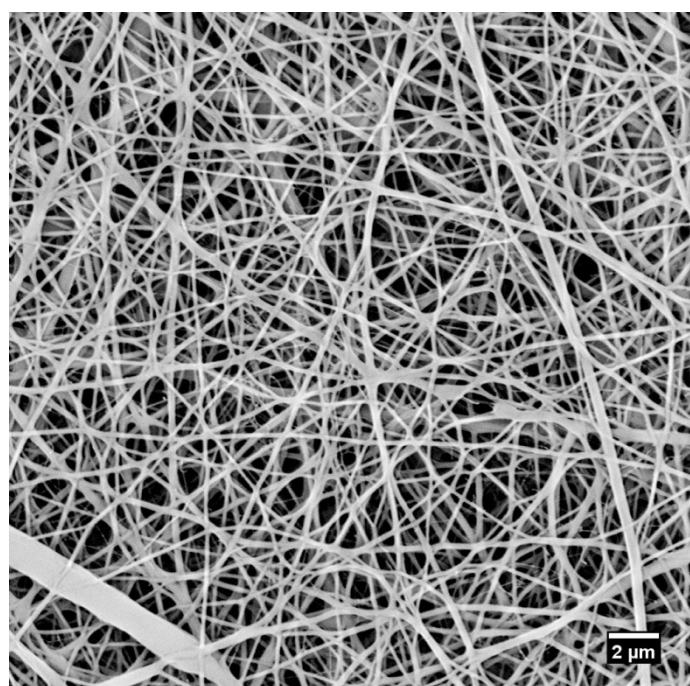
شکل 4-12 نتایج SEM نانوالیاف PCL با غلظت 10% در ولتاژهای 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر



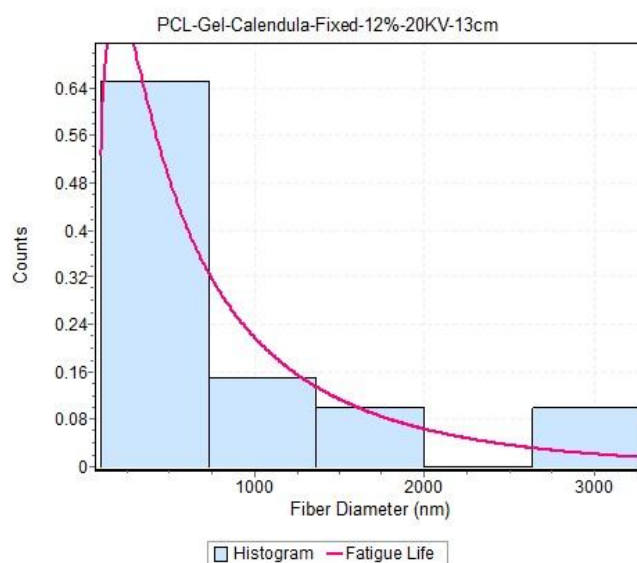
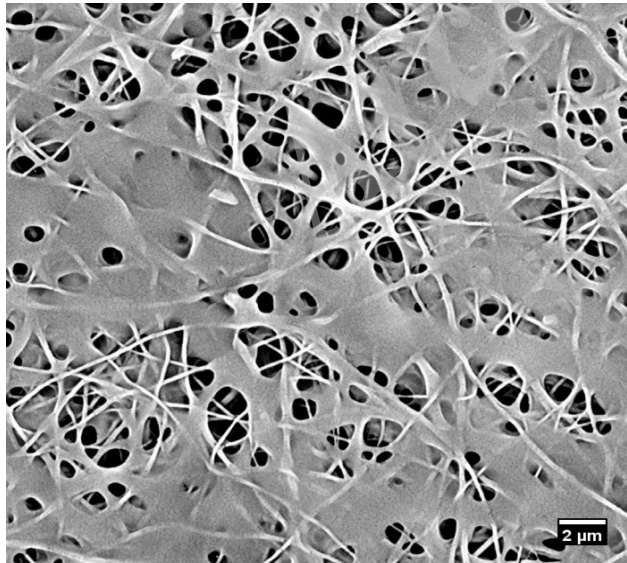
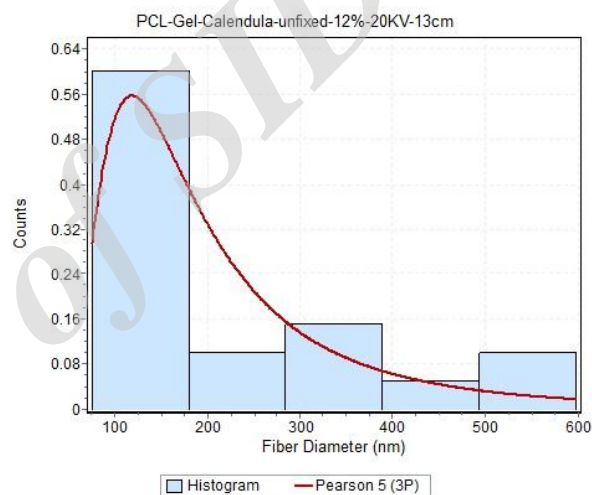
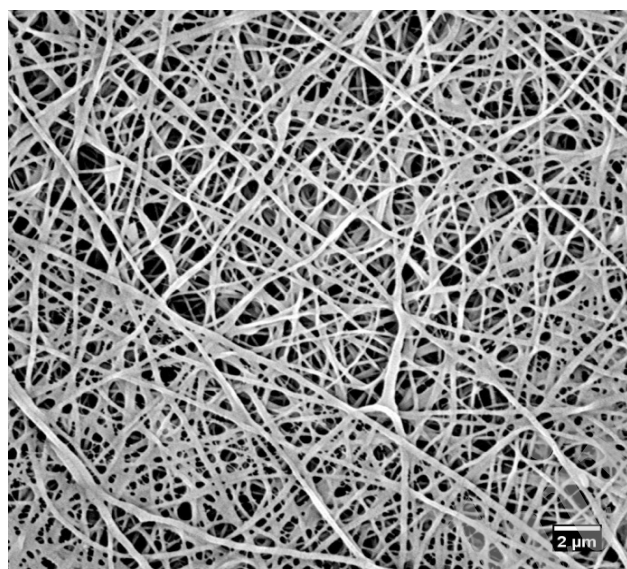
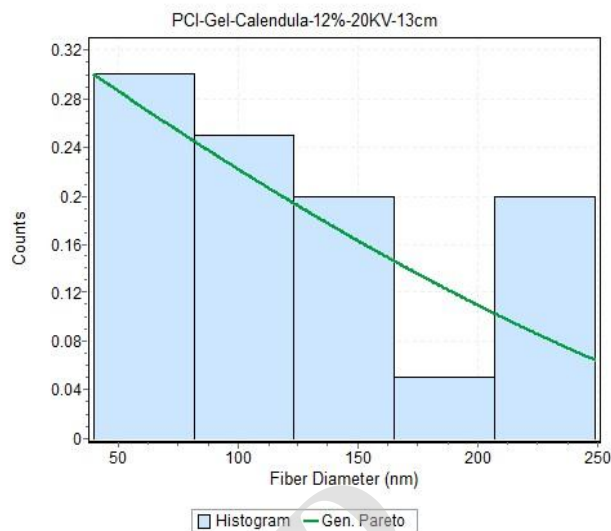
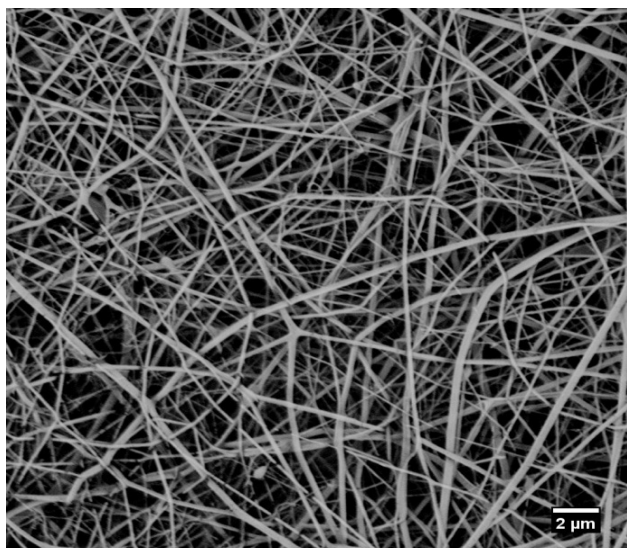
شکل 4- 13 نتایج SEM نانوالیاف PCL با غلظت 12% در ولتاژهای 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر



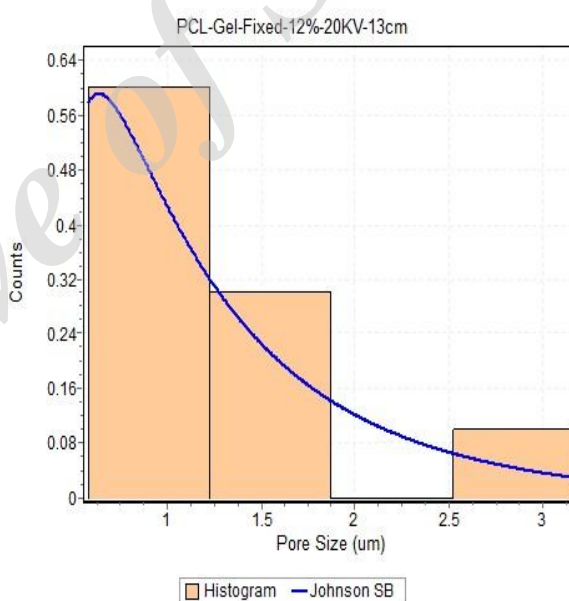
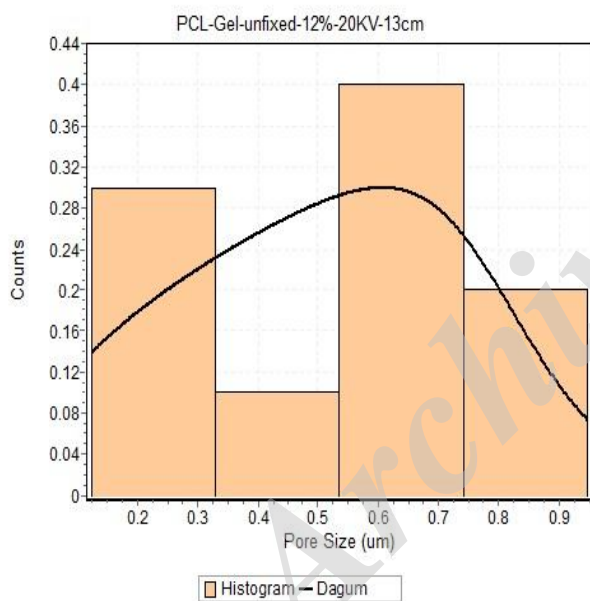
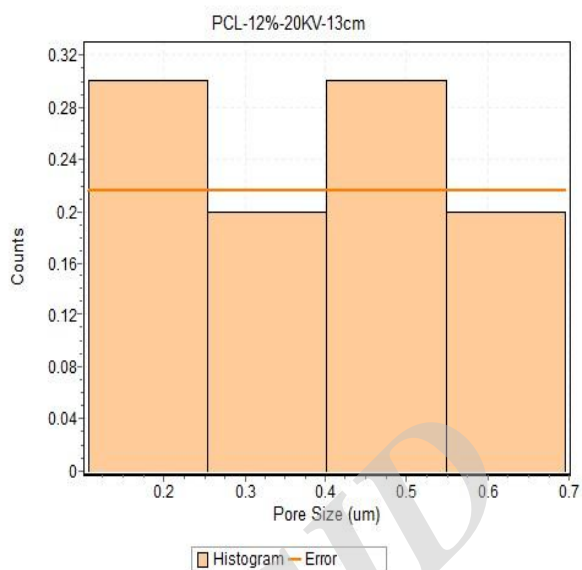
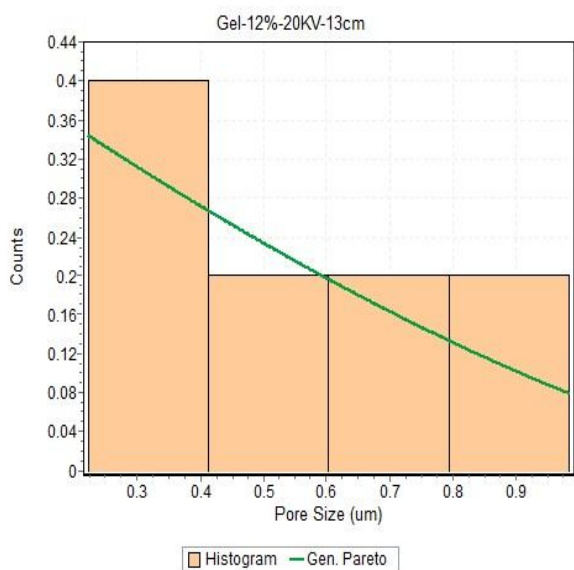
شکل 4- 14 نتایج SEM نانوالیاف PCL با غلظت 14% در ولتاژهای 18 و 20 کیلوولت و فواصل 10 و 13 سانتی متر

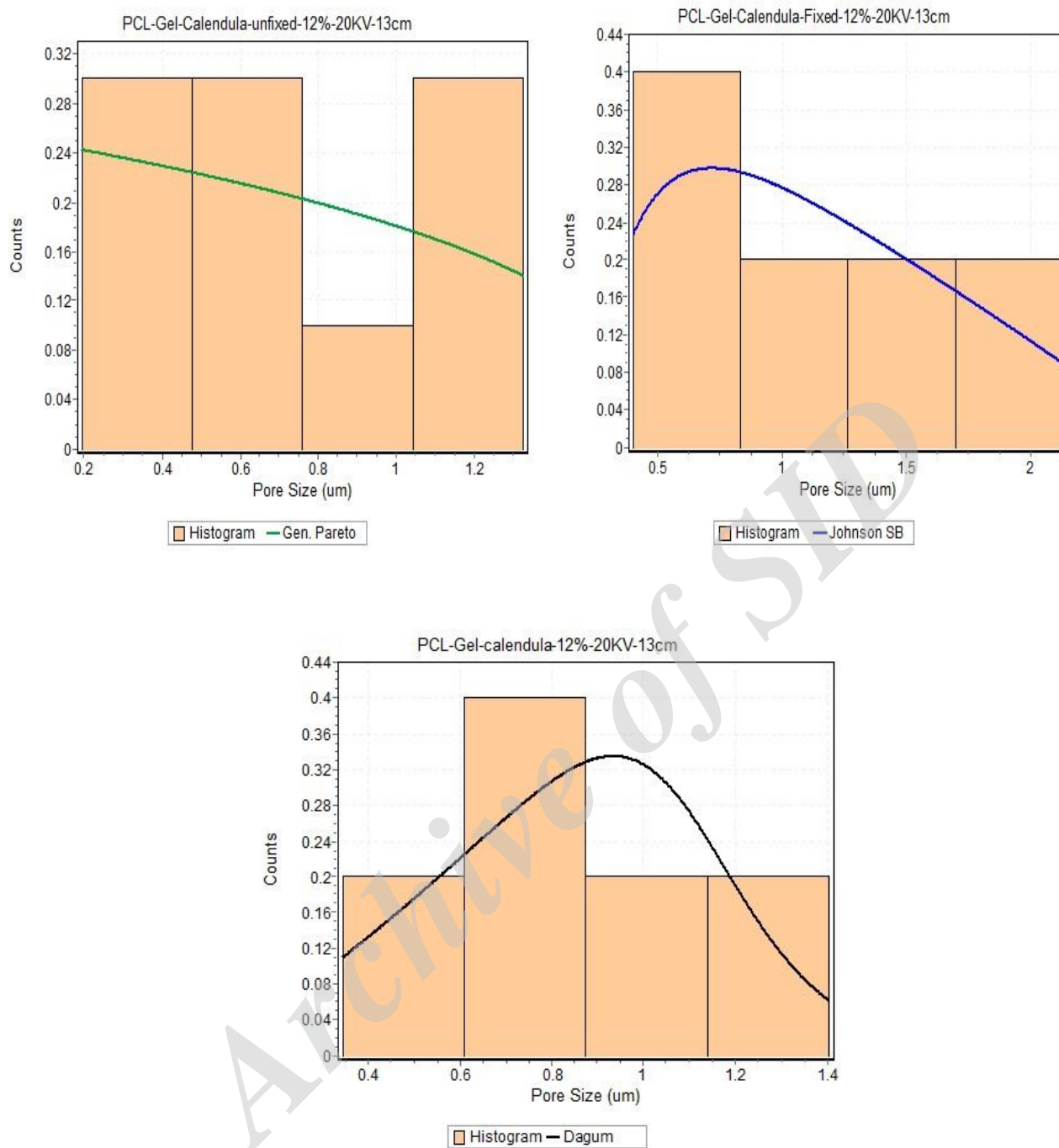


شکل 4-15 نتایج SEM نانوالیاف PCL-Gel تثبیت نشده و تثبیت شده با غلظت 12٪ در ولتاژ 20 کیلوولت و فاصله 13 سانتی متر



شکل 4-16 نتایج SEM نانوالیاف PCL-Gel - Cal endul a الکتروریسی شده، تثبیت نشده و تثبیت شده با غلظت 12% در ولتاژ 20 کیلوولت و فاصله 13 سانتی متر





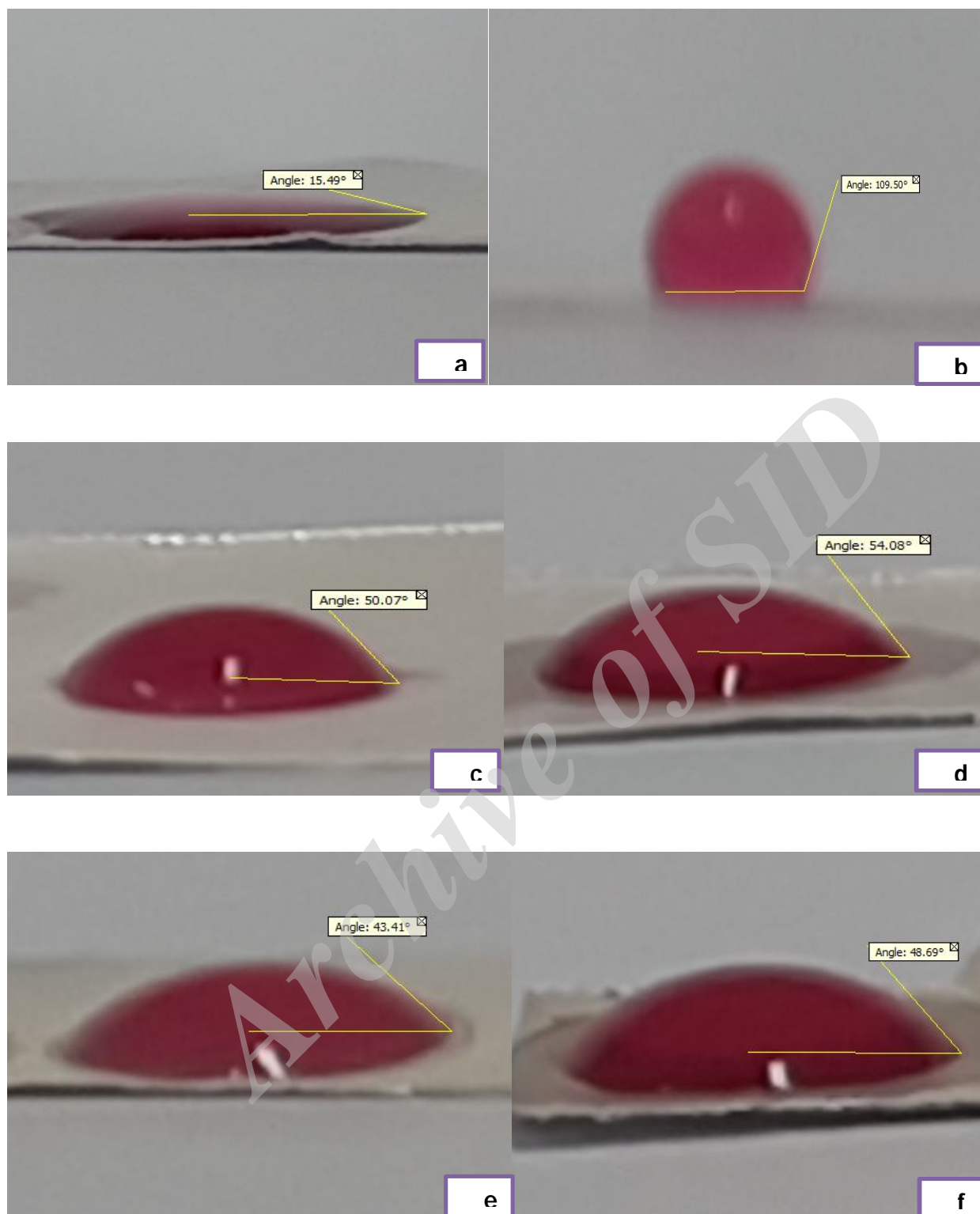
شکل 4-17 نمودار توزیع اندازه تخلخل در نانوالیاف ساخته شده.

جدول 4-1 قطر متوسط و اندازه تخلخل نانوالیاف ساخته شده.

اندازه تخلخل (um)	قطر متوسط الیاف (nm)	نمونه
0/389	122±1	PCL
0/529	108±1	Gel
0/513	120±1	PCL-Gel - Uhf i xed
1/289	457±1	PI -Gel - Fi xed
0/754	227±1	PCL-Gel - Cal endul a- Uhf i xed
1/142	881±1	PCL-Gel - Cal enndul a- Fi xed
0/843	126±1	PI -Gel - Cal endul a- el ect r ospi nni ng

3-4- نتایج خواص آب دوستی

همان طور که از شکل های زیر مشخص است، پلی کاپرولاکتان یک پلیمر آب گریز با زاویه تماسی حدود 110 درجه می باشد و ژلاتین یک پلیمر آب دوست با زاویه تماسی نزدیک 16 درجه است. نانوالیاف پلی کاپرولاکتان- ژلاتین به صورت تثبیت نشده زاویه تماسی حدود 50 درجه و تثبیت شده آن زاویه تماسی 54 درجه را نشان می دهد که این زاویه تماسی بینابین زاویه دو پلیمر می باشد. با افزودن عصاره گل همیشه بهار به ساختار زاویه تماسی به حدود 48 درجه در حالت تثبیت شده و 43 درجه در حالت غیر تثبیت شده کاهش می یابد که این امر حاکی از آن است که عصاره گل همیشه بهار خواص آب دوستی را بهبود می بخشد.



شکل 4-18 تصاویر زاویه تماس (a) ژلاتین (b) پلی کاپرولاکتان (c) پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت نشده (d) پلی کاپرولاکتان و ژلاتین تثبیت شده (e) پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت نشده و (f) پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و عصاره گل همیشه بهار تثبیت شده.

4-4- بررسی خواص مکانیکی

همان طور که نتایج تست خواص مکانیکی نشان می دهد، با افزودن عصاره گل همیشه بهار خواص مکانیکی افت می کند اما کاهش آن خیلی قابل ملاحظه نیست.

جدول 4-2 استحکام کششی نانوالیاف پلی کاپرولاکتان/ژلاتین تثبیت شده و نانوالیاف پلی کاپرولاکتان/ژلاتین/گل همیشه بهار تثبیت شده

استحکام کششی (MPa)	نمونه
4±0/7	نانوالیاف PCL-Gel تثبیت شده
۲±۰/۲	نانوالیاف PCL-Gel - Cal endul a تثبیت شده

5- جمع بندی

هرچند افزودن عصاره گل همیشه بهار اندکی منجر به کاهش خواص مکانیکی در نانوالیاف می شود اما آب دوستی نانوالیاف را به مقدار زیادی افزایش می دهد که از پارامترهای مهم جهت کاربرد نانوالیاف به عنوان زخم پوش می باشد چرا که زخم پوش مطلوب باید نفوذ آب خوبی داشته باشد تا محیط زخم را مرطوب نگه دارد و بهبود زخم را تسریع دهد. بنابر این نانوالیاف با ترکیب سه تایی پلی کاپرولاکتان، ژلاتین و گل همیشه بهار می توانند نامزد خوبی جهت کاربردهای زیستی مانند زخم پوش باشند.

Archive of SID

مراجع

Archive of SID

- Azi nzadeh, M, M Rahai e, N Nasi ri zadeh, K Asht ar i and H Nader i -Manesh (2016). "An el ect rochemi cal nanobi osensor for pl asna ni RNA-155, based on gr aphene oxide and gol d nanor od, for earl y det ect i on of br east cancer." Bi osensor s and Bi oel ect roni cs 77: 99-106.
- Bhar dwaj , N and S C Kundu (2010). "El ect rospi nni ng: a fasci nati ng fi ber fabri cat i on t echni que." Bi ot echnol ogy advances 28(3): 325-347.
- Bhushan, B (2017). Int roduct i on t o nanot echnol ogy. Springer handbook of nanot echnol ogy, Spr i nger: 1-19.
- Chen, D, J. Bei and S Wang (2000). "Pol ycapr ol act one mi cr opart i cl es and t hei r bi odegr adat i on." Pol ymer Degradat i on and St abi l i ty 67(3): 455-459.
- Chen, J.-P., G-Y. Chang and J.-K. Chen (2008). "El ect rospun col l agen/chi tosan nanof i brous membrane as wound dressi ng." Col l oids and Surfaces A Physi cochemi cal and Engi neer i ng Aspect s 313: 183-188.
- Chong, L H, M M Li mand N Sul t ana (2015). "Fabri cat i on and eval uat i on of pol ycapr ol act one/gel at i n-based el ect rospun nanof i ber s wi t h ant i bact eri al proper t i es." Journal of Nanomat er i al s 2015: 15.
- Coombes, A, S R zzi , M W I l i anson, J. Barr al et , S Downes and W W I l ace (2004). "Pre ci pi tat i on cast i ng of pol ycapr ol act one for appl i cat i ons i n t i ssue engi neer i ng and dr ug del i ver y." Biomat er i al s 25(2): 315-325.
- Dei t zel , J. M, J. Klei nneyer , D Harri s and N B Tan (2001). "The effect of processi ng vari abl es on the morphol ogy of el ect rospun nanof i ber s and t ext i l es." Pol ymer 42(1): 261-272.
- Domí ngos, M, D Di nucci , S Conet a, M Al der i ghi , P. J. Bárt ol o and F. Chi el l i ni (2009). "Pol ycapr ol act one scaf f ol ds fabri cat ed vi a bi oext r usi on for t i ssue engi neer i ng appl i cat i ons." Int er nat i onal journal of biomat er i al s 2009.
- Doshi , J. and D H Reneker (1995). "El ect rospi nni ng process and appl i cat i ons of el ect rospun fi ber s." Journal of el ect rost at i cs 35(2-3): 151-160.
- Dul ni k, J., P. Deni s, P. Saj ki ewi cz, D Koł buk and E Choińska (2016). "Bi odegr adat i on of bi component PCL/gel at i n and PCL/col l agen nanof i ber s el ect rospun from al t er nat i ve sol vent syst em." Pol ymer Degradat i on and St abi l i ty 130: 10-21.
- Ei nerson, N J., K R St evens and WJ. Kao (2003). "Synt hesi s and physi cochemi cal anal ysi s of gel at i n-based hydr ogel s for dr ug carrier mat r i ces." Biomat er i al s 24(3): 509-523.

- Fan, Z, B Li u, J. Wang, S Zhang, Q Li n, P. Gong, L Ma and S Yang (2014). "A novel wound dressing based on Ag/graphene polymer hydrogel: effectively kill bacteria and accelerate wound healing." Advanced Functional Materials 24(25): 3933-3943.
- Frenot, A and I. S Chronakis (2003). "Polymer nanofibers assembled by electrospraying." Current opinion in colloid & interface science 8(1): 64-75.
- Gautam, S, A K Dinda and N C Mishra (2013). "Fabrication and characterization of PCL/gelatin composite nanofibrous scaffold for tissue engineering applications by electrospraying method." Materials Science and Engineering: C 33(3): 1228-1235.
- Geng, X, O-H Kwon and J. Jang (2005). "Electrospraying of chitosan dissolved in concentrated acetic acid solution." Biomaterials 26(27): 5427-5432.
- Hajiali, H, S Shahgasempour, M R Nai ni -Jamal and H Peirovi (2011). "Electrospun PVA/gelatin nanofibrous scaffolds and their potential application in vascular tissue engineering." International journal of nanomedicine 6: 2133.
- Hanani, Z N, Y. Roos and J. Kerry (2014). "Use and application of gelatin as potential biodegradable packaging materials for food products." International journal of biological macromolecules 71: 94-102.
- Hasegawa, M and M Iyoda (2010). "Conducting supramolecular nanofibers and nanorods." Chemical Society Reviews 39(7): 2420-2427.
- He, J.-H and Y.-Q Wan (2004). "Allometric scaling for voltage and current in electrospraying." Polymer 45(19): 6731-6734.
- Hosseinkazemi, H, E Bazar, S Bonakdar, M-T. Ebadi, M-A Shokrgozar and M Rabi ee (2015). "Modification of PCL electrospun nanofibrous mat with Calendula officinalis extract for improved interaction with cells." International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials 64(9): 459-464.
- Hsu, C-M and S Shi vkumar (2004). "Nano-sized beads and porous fiber constructs of poly(ϵ -caprolactone) produced by electrospraying." Journal of Materials Science 39(9): 3003-3013.
- Huang, Z-M, Y.-Z Zhang, M Kotaki and S Ramakrishna (2003). "Review on polymer nanofibers by electrospraying and their applications in nanocomposites." Composites science and technology 63(15): 2223-2253.

- Huang, Z-M, Y. Zhang, S Ramakrishna and C Li m(2004). "Electrospinning and mechanical characterization of gelatin nanofibers." Polymers 45(15): 5361-5368.
- Hwang, P. T., K Murdock, G C Alexander, A D Salam, J. I. Ng, D J. Lim, D Dean and H W Jun (2016). "Poly (ϵ -caprolactone)/gelatin composite electrospun scaffolds with porous crater-like structures for tissue engineering." Journal of Biomedical Materials Research Part A 104(4): 1017-1029.
- Jalili, R, S A Hosseini and M Morshed (2005). "The effects of operating parameters on the morphology of electrospun polyacrylonitrile nanofibers." Iranian Polymer Journal 14(12): 1074.
- Jayakumar, R, M Prabakaran, P. S. Kumar, S Nair and H Tamura (2011). "Biochemicals based on chitin and chitosan in wound dressing applications." Biototechnology advances 29(3): 322-337.
- Jiang, Y.-C, L Jiang, A Huang, X-F. Wang, Q Li and L-S Turing (2017). "Electrospun polycaprolactone/gelatin composites with enhanced cell-matrix interactions as blood vessel endothelial layer scaffolds." Materials Science and Engineering: C71: 901-908.
- Kanani, A G and S H Bahrani (2010). "Review on electrospun nanofiber scaffolds and biomedical applications." Trends Biotechnology and Artificial Organs 24(2): 93-115.
- Kanani, A G and S H Bahrani (2011). "Effect of changing solvents on poly (ϵ -caprolactone) nanofibrous webs morphology." Journal of Nanomaterials 2011: 31.
- Kołodziej ska, I., K Kaczorowski, B Piotrowska and M Sadowska (2004). "Modification of the properties of gelatin from skins of Baltic cod (*Gadus morhua*) with transglutaminase." Food Chemistry 86(2): 203-209.
- Labet, M and W Thielmans (2009). "Synthesis of polycaprolactone: a review" Chemical Society Reviews 38(12): 3484-3504.
- Lam, C X, D W Huttmacher, J. T. Schantz, M A Woodruff and S H Teoh (2009). "Evaluation of polycaprolactone scaffold degradation for 6 months in vitro and in vivo." Journal of biomedical materials research Part A 90(3): 906-919.
- Li, D and Y. Xia (2004). "Electrospinning of nanofibers: reinventing the wheel?" Advanced materials 16(14): 1151-1170.
- Li, Z and C Wang (2013). Effects of working parameters on electrospinning. One-Dimensional Nanostructures, Springer: 15-28.
- Lim Soo, P., L Luo, D Maysinger and A Eisenberg (2002). "Incorporation and

release of hydrophobic probes in biocompatible polycaprolactone-block-poly (ethylene oxide) micelles: implications for drug delivery." Langmuir 18(25): 9996-10004.

Luo, C, E Stride and M Edirisinghe (2012). "Mapping the influence of solubility and dielectric constant on electrospinning polycaprolactone solutions." Macromolecules 45(11): 4669-4680.

Madaghiel, M, C Denitri, A Sannino and L Ambrosio (2014). "Polymeric hydrogels for burn wound care: Advanced skin wound dressings and regenerative templates." Burns & Trauma 2(4): 153.

Maneung, T., S Tokura and R Rujiravanit (2008). "Impregnation of silver nanoparticles into bacterial cellulose for antimicrobial wound dressing." Carbohydrate Polymers 72(1): 43-51.

Mariod, A A and H Fadul (2013). "Gelatin, source, extraction and industrial applications." Acta Scientiarum Polonom Technologia Alimentaria 12(2): 135-147.

Michael, K and W Fritzsche (2008). Nanotechnology: an introduction to nanotechnology techniques, John Wiley & Sons.

Natu, M V, J. P. Sardinha, I. J. Correia and M G I (2007). "Controlled release gelatin hydrogels and lyophilisates with potential applications as ocular inserts." Biomaterials 2(4): 241.

Nezarati, R M M B Eifert and E Cosgriff-Hernandez (2013). "Effects of humidity and solution viscosity on electrospun fiber morphology." Engineering Part C Methods 19(10): 810-819.

Nguyen, T.-H and B.-T. Lee (2010). "Fabrication and characterization of cross-linked gelatin electrospun nanofibers." Journal of Biomaterial Science and Engineering 3(12): 1117.

Ne, S, Y. Xi ng, G.J. Kim and J. W. Sions (2007). "Nanotechnology applications in cancer." Annu. Rev. Biomed. Eng. 9: 257-288.

Ohkawa, K, D Cha, H Kim, A Nishi da and H Yamamoto (2004). "Electrospinning of chitosan." Macromolecular Rapid Communications 25(18): 1600-1605.

Patil, J. V., S S Mali, A S Kamble, C K Hong, J. H Kim and P. S Patil (2017). "Electrospinning: A versatile technique for making of 1D growth of nanostuctured nanofibers and its applications: an experimental approach." Applied Surface Science.

- Paul , D and L M Robeson (2008). "Pol ymer nanot echnol ogy: nanocomposi t es." Pol ymer 49(15): 3187-3204.
- Per sano, L, A Camposeo and D Pi si gnano (2017). "Advanci ng t he Sci ence and Technol ogy of El ect rospinni ng and Funct i onal Nanof i ber s." Macr onol ecul ar Mat eri al s and Engi neer i ng 302(8).
- Per sano, L, A Camposeo, C Teknen and D Pi si gnano (2013). "I ndust ri al upscal i ng of el ect rospinni ng and appl i cat i ons of pol ymer nanof i ber s: a revi ew" Macr onol ecul ar Mat eri al s and Engi neer i ng 298(5): 504-520.
- Ramakri shna, S, K Fuj i har a, W/E Teo, T. Yong, Z Ma and R Ramaseshan (2006). "El ect rospun nanof i ber s: sol vi ng gl obal i ssues." Mat eri al s t oday 9(3): 40-50.
- Reneker , D H and A L Yari n (2008). "El ect rospinni ng jet s and pol ymer nanof i ber s." Pol ymer 49(10): 2387-2425.
- Ri et h, M(2003). Nano-engi neer i ng i n Sci ence and Technol ogy: an I nt r oduct i on t o t he W orl d of Nano-desi gn, W orl d Sci ent i fi c.
- Rong, D, P. Chen, Y. Yang, Q Li , W Wan, X Fang, J. Zhang, Z Han, J. Ti an and J. Qiyang (2016). "Fabri cat i on of Gel at i n/PCL El ect rospun Fi ber Mat w i t h Bone Powder and t he St udy of I t s Bi ocompat i bi l i ty." Journal of funct i onal biomat eri al s 7(1): 6.
- Schi f fman, J. D and C L Schauer (2008). "A revi ew el ect rospinni ng of bi opol ymer nanof i ber s and t hei r appl i cat i ons." Pol ymer revi ew s 48(2): 317-352.
- Serrano, M, R Pagani , M Val l et -Regi , J. Pena, A Rami l a, I. Izqui erdo and M Portol es (2004). "I n vi t ro bi ocompat i bi l i ty assessm ent of poly (ε-caprol act one) fi l ms usi ng L929 mouse fi brobl ast s." Biomat eri al s 25(25): 5603-5611.
- Si par sky, G L, K J. Voor hees and F. Miao (1998). "Hydr ol ysi s of pol yl act i c aci d (PLA) and pol ycaprol act one (PCL) i n aqueous acet onit r i l e sol ut i ons: autocat al ysi s." Journal of Pol ymer s and t he Envi ronment 6(1): 31-41.
- Son, W K, J. H Youk, T. S Lee and W H Park (2004). "The effect s of sol ut i on propert i es and pol yel ect r ol yte on el ect rospinni ng of ul t raf i ne pol y (et hyl ene oxi de) fi ber s." pol ymer 45(9): 2959-2966.
- Songchot i kunpan, P., J. Tatt i yakul and P. Supaphol (2008). "Ext ract i on and el ect rospinni ng of gel at i n from fi sh ski n." I nt ernat i onal Journal of Bi ol ogi cal Macr onol ecul es 42(3): 247-255.
- Subbi ah, T., G Bhat , R Tock, S Paraneswaran and S Rankumar (2005). "El ect rospinni ng of nanof i ber s." Journal of Appl i ed Pol ymer Sci ence 96(2):

557-569.

Syednoradi, L, M Daneshpour, M Alvandipour, F. A Gonzalez, H Hajghassem and K Onidfar (2017). "Point of care testing: The impact of nanotechnology." Biosens Bioelectron 87: 373-387.

Tan, S, R Inai, M Kotaki and S Ramakrishna (2005). "Systematic parameter study for ultra-fine fiber fabrication via electrospinning process." Polymer 46(16): 6128-6134.

Thakur, R, C Florak, J. Kohn and B Michniak (2008). "Electrospun nanofibrous polymeric scaffold with targeted drug release profiles for potential application as wound dressing." International journal of pharmaceutics 364(1): 87-93.

Theron, S, E Zussman and A Yarin (2004). "Experimental investigation of the governing parameters in the electrospinning of polymer solutions." Polymer 45(6): 2017-2030.

Thompson, C, G G Chase, A Yarin and D Reneker (2007). "Effects of parameters on nanofiber diameter determined from electrospinning model." Polymer 48(23): 6913-6922.

Tran, H D, Y Wang, J. M Darcy and R B Kaner (2008). "Toward an understanding of the formation of conducting polymer nanofibers." ACS nano 2(9): 1841-1848.

Uhnithan, A R, N A Barakat, P. T. Pichai, G Ghanasekaran, R Nirmala, Y.-S Cha, C-H Jung, M El-Newehy and H Y. Kim (2012). "Wound-dressing materials with antibacterial activity from electrospun polyurethane-dextran nanofiber mats containing ciprofloxacin HCl." Carbohydrate polymers 90(4): 1786-1793.

Uyar, T. and F. Besenbacher (2008). "Electrospinning of uniform polystyrene fibers: The effect of solvent conductivity." Polymer 49(24): 5336-5343.

Van der Schueren, L, B De Schoenmaker, Ö I. Kaloglu and K Decker (2011). "An alternative solvent system for the steady state electrospinning of polycaprolactone." European Polymer Journal 47(6): 1256-1263.

Venugopal, J. and S Ramakrishna (2005). "Applications of polymer nanofibers in biomedicine and biotechnology." Applied biotechnology and biotechnology 125(3): 147-157.

Williams, J. M, A Adewunmi, R M Schek, C L Flanagan, P. H Krebsbach, S E Feinberg, S J. Hblister and S Das (2005). "Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering."

Biomaterials 26(23): 4817-4827.

Woodruff, M.A. and D.W. Hutmacher (2010). "The return of a forgotten polymer – polycaprolactone in the 21st century." Progress in polymer science 35(10): 1217-1256.

Yao, R., J. He, G. Meng, B. Jiang and F. Wu (2016). "Electrospun PCL/Gelatin composite fibrous scaffolds: mechanical properties and cellular responses." Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition 27(9): 824-838.

Zhang, S. (2003). "Fabrication of novel biomaterials through molecular self-assembly." Nature Biotechnology 21(10): 1171-1178.

Zhang, Y., H. Qiyang, C. T. Lim, S. Ramakrishna and Z. M. Huang (2005). "Electrospinning of gelatin fibers and gelatin/PCL composite fibrous scaffolds." Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials 72(1): 156-165.

Abstract

The results of research plan titled as "Fabrication and Characterization of nanofibers fabricated from PCL, Gelatin and Calendula officinalis" are presented in current report. Nanofibers manufactured using electrospinning method and different concentrations of precursor were examined. Structural and mechanical analysis of nanofibers were carried out as well as hydrophilicity behavior.

Results demonstrate vast hydrophilicity changes in nanofibers and also slight changes in the mechanical properties such as tensile strength. In the same way, by adding the calendula officinalis to the structural, the mechanical properties decrease slightly and on the other hand, the nanofiber hydrophilicity behavior increases. Also, with the addition of the calendula officinalis to the structural, the diameter of the nanofibers increases.

Keywords: Nanofibers, PCL, Gelatin, Calendula Officinalis



ACECR

**Research and Technology
Deputy**



Islamic Republic of Iran

FINAL REPORT

**Fabrication and Characterization of nanofibers
fabricated from PCL, Gelatin and Calendula
officinalis
(Ver. 2)**

(Code No. 2457-20)

Yazd Branch

Mojdeh Azizi

Ceramic Biomaterials Research Group

November 2017