

تولید لایه نانولیفی زیست سازگار رسانا آمیزه پلیمرهای PLGA/PCL/PANI

فاطمه زمانی^{۱*}، محمد امانی تهران^۲

۱ استادیار، دانشگاه حضرت معصومه «سلام الله علیها»، قم، ایران

۲ استاد، دانشکده مهندسی نساجی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران



تاریخ دریافت:

۹۷/۰۴/۱۰

تاریخ پذیرش:

۹۷/۰۴/۳۱

چکیده

با توجه به کاربرد فراوان مواد رسانا و همچنین لایه‌های نانولیفی در مهندسی و علوم مختلف مانند مهندسی بافت، بیوسگرها و...، در این تحقیق به تولید لایه‌های نانولیفی زیست سازگار رسانا با استفاده از سامانه الکتروریسی پرداخته شد. به این منظور از ترکیب دو پلیمر زیست سازگار پلی کاپرولاکتان (PCL) و پلی لاکتیک گلایکولیک اسید (PLGA) به عنوان ماده اصلی و از پلیمر رسانای پلی آنیلین (PANI) برای ایجاد رسانایی در لایه‌ها استفاده شد. پس از تعیین و بهینه‌سازی مجموعه عوامل تاثیرگذار فرآیند الکتروریسی بر خصوصیات لایه نانولیفی، ۴ نوع لایه نانولیفی آرایش یافته با ۴ درصد وزنی پلی آنیلین (۰٪، ۱٪، ۱۰٪ و ۱۸٪)، تهیه شد. نتایج حاصل از بررسی خواص فیزیکی لایه‌های نانولیفی بیانگر آن است که با افزایش میزان پلی آنیلین، آبدوستی لایه‌ها و همچنین قطر الیاف به طور معنادار کاهش می‌یابد. رسانایی نمونه‌ها نیز به تدریج از 0.17×10^{-4} S/cm به 0.32×10^{-4} S/cm متناسب با افزایش غلظت پلی آنیلین افزایش می‌یابد.

لایه نانولیفی الکتروریسی شده، رسانایی نانوالیاف، پلیمر رسانا، پلیمر زیست سازگار

واژگان کلیدی

۱) مقدمه

استفاده از پلیمرهای رسانا با داشتن ویژگیهای عمومی مواد پلیمری، همچون سبکی، انعطاف پذیری، آسانی فرایند، پایداری شیمیایی و قیمت ارزان تر نسبت به فلزات، در برخی کاربردها مانند پزشکی بسیار مورد توجه قرار گرفته است. بزرگترین مشکل پلیمرهای رسانا در کاربردهای پزشکی عدم تخریب پذیری این پلیمرها در داخل بدن می باشد. از جمله راه کارهای ارائه شده تولید لایه های نانولیفی با استفاده همزمان از پلیمرهای رسانا و پلیمرهای زیست سازگار می باشد [۱].

الکتروروسی یک فناوری منحصر به فرد است که می تواند قطعات لیفی بی بافت با محدوده قطرهای لیفی ده ها نانومتر تا میکرون را تولید کند. از آن جا که لایه های نانولیفی الکتروروسی شده نسبت سطح مؤثر به حجم بالا، منافذ قابل تنظیم و قابلیت انعطاف پذیری مناسبی دارند، اندازه منافذ آن ها متناسب با ابعاد سلول های بدن می باشد و همچنین به دلیل سطوح عامل دار شده و انتقال جرم کم، می توان از این لایه ها در بدن انسان و در کاربردهای پزشکی استفاده کرد [۲، ۳].

پلی آنیلین، پلی پیرول و پلی تیوفون ها مهم ترین پلیمرهای رسانایی هستند که در کاربردهای پزشکی نیز مورد استفاده قرار گرفته اند و زیست سازگاری این پلیمرها نیز به میزان وسیعی مورد بررسی قرار گرفته است. جهت برطرف کردن مشکل عدم تخریب پذیری پلیمرهای رسانا محققین تلاش های زیادی را انجام داده اند. شی و همکارانش با مخلوط کردن پلیمرهای رسانا و پلیمرهای زیست تخریب پذیر، کامپوزیتی شامل پلیمرهای رسانای زیست تخریب پذیر تهیه نمودند. اشمیت و همکارانش نیز با توجه به تخریب پذیری گروه های استری توسط آنزیم های ترشح شده از سلول ها، با اتصال الیگومر پیرول و تیوفون با استفاده از پیوندهای استری موفق به ساخت پلیمر رسانای زیست تخریب پذیر شدند [۴-۶]. پلی پیرول یکی از پلیمرهای رسانا است که در مواردی مانند بیوسنسورها، رهایش دارو و بازسازی عصب به کار گرفته شده است [۷]. پلی آنیلین یکی دیگر از پلیمرهای رسانا است که امروزه جهت کاربرد در مصارف پزشکی مورد استفاده قرار گرفته است. کاربرد پلی آنیلین بعد از پلی پیرول و با سرعت کمتری در مهندسی بافت مورد توجه قرار گرفته است. در سال های اخیر، آزمایشات انجام شده متعددی نشان دهنده سازگاری پلی آنیلین با سلول های مختلف و عدم هر گونه واکنش منفی و زیست ناسازگار پلی آنیلین با بافت های بدن می باشد [۸-۱۱]. پلی آنیلین یکی از پلیمرهای رسانای آلی و پلیمری افزایشی است که از پلیمریزاسیون آنیلین در شرایط اسیدی تهیه گردیده است. این پلیمر مانند سایر پلیمرهای رسانا دارای پیوند π و الکترون های آزاد در بدنه زنجیر پلیمری خود می باشد. طی پروسه ای که دوپینگ نامیده می شود،

زنجیر پلیمری به حالت اکسید یا احیاء درآمده و دارای بارهای مثبت یا منفی می گردد. به این ترتیب پلیمر خاصیت رسانایی و هدایت الکتریکی پیدا خواهد کرد. فرایند دوپینگ شامل انتقال بار از مولکول دوپانت به زنجیر پلیمری است و انجام این پروسه باعث تغییر پلیمر از حالت غیر رسانا به حالت رسانا خواهد گردید. به عبارت دیگر بدون انجام عملیات دوپینگ پلیمرهای رسانا فاقد خاصیت رسانایی می باشند [۸، ۴].

روش های متفاوتی برای تولید نانوالیاف رسانا ارائه شده است. به طور کلی پلیمرهای رسانا به علت وزن مولکولی کم، حلالیت کم و ساختار محکم زنجیره اصلی پلیمری، نمی توانند به راحتی الکتروروسی شوند. این خصوصیت قابلیت ریسندگی پلیمرها را کم و محدود می کند. برای حل کردن این گونه مشکلات پلیمرهای رسانا، گروه های تحقیقاتی زیادی راه کارهای متعددی را پیشنهاد کرده اند، از جمله آن ها، اضافه کردن زنجیر جانبی به زنجیر اصلی پلیمر، کنترل ساختار زنجیره اصلی پلیمر، طراحی نوع جدیدی از مونومر و استفاده از گروه های عاملی، ترکیب با سایر پلیمرها برای شکل دهی یک ساختار کامپوزیتی، روکش دهی با استفاده از پلیمرهای رسانا و تولید نانوالیاف رسانا با استفاده از روش هسته-پوسته می باشد. در بین این روش ها، ترکیب پلیمرهای رسانا با پلیمرهایی که به آسانی الکتروروسی می شوند، روش رایج برای جبران قابلیت الکتروروسی کم پلیمرهای رسانا است [۱۲]. با توجه به اهمیت استفاده از لایه های نانولیفی زیست سازگار [۱۵-۱۳] و همچنین استفاده از پلیمرهای رسانا در کاربردهای پزشکی از جمله مهندسی بافت، در پژوهش حاضر به بررسی قابلیت تولید لایه نانولیفی زیست سازگار رسانا، با میزان هدایت پذیری های متفاوت پرداخته شد. از آنجاکه تهیه نانو الیاف از پلی آنیلین امکان پذیر نیست از روش ترکیب آن با پلیمرهایی که قابلیت الکتروروسی داشتند استفاده شد. همچنین قابل ذکر است که با توجه به کاربرد لایه الکتروروسی شده در مهندسی بافت، آمیزه پلیمری پیشنهاد شده در این پژوهش: PLGA/PCL/PANI، (پژوهش مشابهی در این زمینه ارائه نشده است) ضمن کنترل میزان زیست پذیری و سرعت تجزیه پذیری لایه، قابلیت کنترل میزان رسانایی و همچنین سمیت زایی لایه (به دلیل حضور PANI) را نیز دارا می باشد.

۲) تجربیات

۱) مواد

پلیمرهای مورد استفاده در این پژوهش پلی لاکتیک گلایکولیک اسید (BoehringerIngelheim) dL/g ; $\mu = 5/9$ ؛ LA/GA:85/15، (PLGA، پلی کاپرولاکتان (Sigma-Al- $M_w=80,000$ ، PCL، $M_w=50,000$ ؛ PANI، emeraldine base، $M_w=50,000$) و پلی آنیلین (drich

باشد استفاده می شود.

به این ترتیب برای تهیه محلول آمیزه پلیمری PLGA/PCL/PANI، مقادیر مختلف محلول پروتونه شده PANI به محلول پلیمری PLGA/PCL با نسبت ۵٪ وزنی-حجمی، اضافه شده و به مدت ۱ ساعت بر روی همزن مغناطیسی همزده و یکنواخت می شوند تا محلول PLGA/PCL/PANI با ۱٪، ۱۰٪ و ۱۸٪ وزنی-حجمی از پلی آنیلین آماده شود.

۳(۲) الکتروریسی لایه نانولیفی رسانا

جهت انجام فرایند الکتروریسی محلول ۵٪ وزنی-حجمی از PLGA/PCL، با نسبت وزنی ۷۵/۲۵، در حلال کلروفرم/دی متیل فرمامید با نسبت حجمی ۲۰/۸۰ تهیه و الکتروریسی شد. ولتاژ، نرخ تغذیه و فاصله ریسندگی بهینه مورد استفاده در تهیه لایه نانولیفی PLGA/PCL به ترتیب ۲۰ kV، ۰.۳ ml/h و ۲۰ cm می باشد (شکل ۲). همچنین جهت تولید لایه های نانولیفی رسانا، محلول ترکیبی PLGA/PCL/PANI با درصدهای مختلف پلی آنیلین (۱٪، ۱۰٪ و ۱۸٪) تهیه شده در قسمت قبل، با تنظیمات ولتاژ، نرخ تغذیه و فاصله ریسندگی به ترتیب ۲۰ kV، ۰.۵ ml/h و ۲۰ cm الکتروریسی می شود.

یک نکته حائز اهمیت در ارتباط با لایه های پلیمری رسانا، حساسیت بسیار بالای هدایت به مورفولوژی الیاف است. بنابراین آرایش یافتگی بهتر الیاف در مجموع سبب هدایت بهتر لایه می شود [۲۰، ۲۱]. از این رو در این پژوهش تمامی نمونه های مورد مقایسه به صورت آرایش یافته تولید شدند. برای بدست آوردن الیاف آرایش یافته از یک درام جمع کننده با سرعت دوران ۱۲ rpm و ۱۵ rpm استفاده شد. سرعت دوران ۶ rpm و ۱۵ rpm به ترتیب به علت عدم آرایش یافتگی و ایجاد کشش زیاد در الیاف حذف و نمونه های اصلی در سرعت دوران ۱۲ rpm تهیه گشتند.

۴(۲) بررسی ساختاری لایه نانولیفی

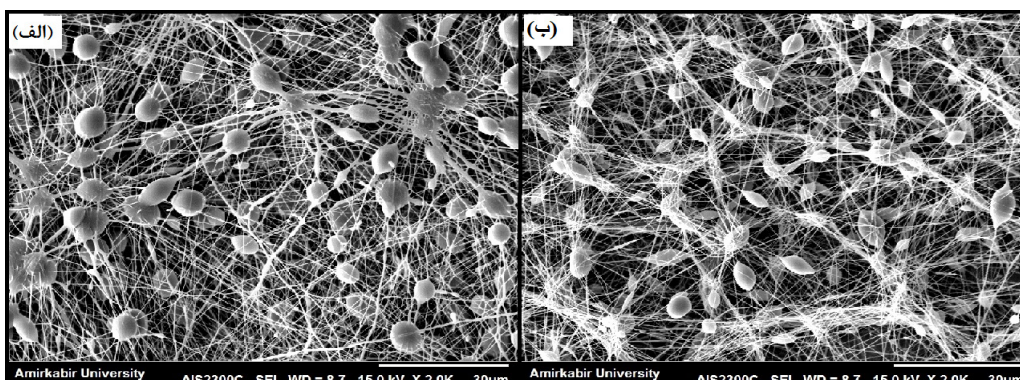
پس از پوشش لایه های نانولیفی با طلا، از میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، برای مشاهده ساختار نمونه ها استفاده شد. اندازه گیری متوسط قطر الیاف با استفاده از نرم افزار Image J و اندازه گیری شاخص آرایش یافتگی لایه با نرم افزار Image Processing I انجام شد. شاخص آرایش یافتگی، درصد الیاف آرایش یافته را نشان می دهد که بر اساس زاویه الیاف محاسبه می شود. جهت تعیین میزان آب دوستی لایه های نانولیفی، زاویه تماس لایه ها با آب اندازه گیری گردید. به این منظور تصویر یک قطره آب مقطر (۵ μl)، ۵ ثانیه بعد از رهائش، توسط میکروسکوپ دیجیتالی Dino-Lite عکس برداری شده و توسط نرم افزار Di-

(Sigma-Aldrich) می باشند. همچنین از دی متیل فرمامید /DMF (Merck)، کلروفرم (Merck) و کامفورسولفونیک اسید (CSA; Sigma-Aldrich) برای تولید لایه استفاده شد.

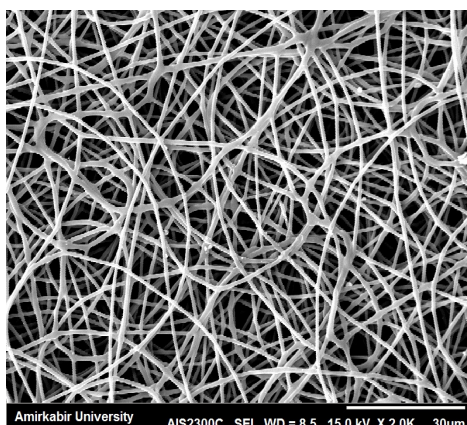
۲(۲) تهیه محلول پلیمری و محلول پروتونه شده پلی آنیلین

در این پژوهش بعلاوه کاربرد نهایی لایه نانولیفی حاصل در مهندسی بافت سلول خواهد بود، از دو پلیمر زیست سازگار PCL و PLGA به عنوان پلیمرهای اصلی لایه نانولیفی استفاده شد. هر دو پلیمر PCL و PLGA در تحقیقات انجام شده نسبت به برخی پلیمرهای مصنوعی دیگر نتایج قابل قبولی ارائه داده اند [۱۶، ۱۷]. اما هر یک نقاط ضعف خود را دارند، مانند آگریزی بیشتر PCL و یا انعطاف پذیری کمتر PLGA. به این منظور تصمیم گرفته شد که از ترکیب این دو پلیمر به گونه ای استفاده شود که خواص مطلوب برای داربست زیستی (scaffold) مورد نظر را ارائه دهد. از آنجا که پژوهش مشابهی در ارتباط با الکتروریسی PLGA/PCL، منطبق با ویژگی پلیمرها و حلال های موجود، مشاهده نشد [۱۸]، ترکیبات مختلفی از این پلیمرها با نسبت ها و غلظت های مختلف تهیه شد: محلول ۵٪ و ۱۰٪ وزنی-حجمی از PLGA/PCL، با سه نسبت وزنی ۵۰/۵۰، ۷۵/۲۵ و ۲۵/۷۵، با استفاده از حلال کلروفرم/دی-متیل فرمامید با نسبت حجمی ۲۰/۸۰ تهیه و الکتروریسی شد. با بررسی تصاویر، نهایتاً محلول ۵٪ وزنی-حجمی از PLGA/PCL، با نسبت وزنی ۷۵/۲۵، در حلال کلروفرم/دی-متیل فرمامید با نسبت حجمی ۲۰/۸۰ تهیه و الکتروریسی شد.

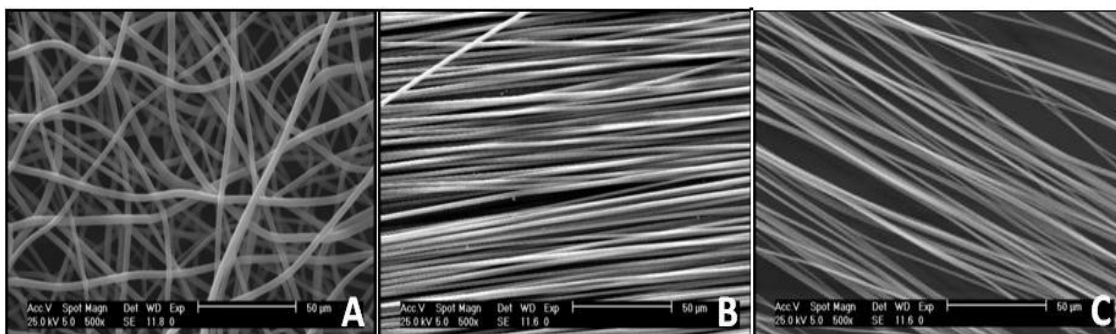
در تهیه محلول پروتونه شده پلی آنیلین، با انجام عملیات دوپینگ و با استفاده از دوپانت ها، پلی آنیلین از حالت عایق به فرم هادی تبدیل می گردد. در این تحقیق جهت پروتونه کردن پلی آنیلین از اسید استیک و کامفورسولفونیک اسید [۹] استفاده شد. اسید استیک در مقایسه با کامفورسولفونیک، که یک اسید آلی است، یک اسید معدنی قوی محسوب می شود و پروتونه کردن پلی آنیلین را بهتر و سریعتر انجام می دهد. با توجه به مطالعات صورت گرفته و با توجه به کاربرد پلیمر مورد نظر به عنوان داربست زیستی، از اسید آلی کامفورسولفونیک برای پروتونه کردن پلیمر آلی-پلی آنیلین استفاده شد. به این شیوه که میزان مول مساوی از پلی آنیلین (۱۰ mg) و کامفورسولفونیک اسید (mg ۱۳) در دی متیل فرمامید (۱ ml)، به عنوان حلال، مخلوط شده و به مدت ۲۴ ساعت در دمای اتاق بر همزن مغناطیسی قرار داده می شود. الکتروریسی پلی آنیلین به علت وزن مولکولی پایین و انحلال پذیری کم آن امکان پذیر نیست [۱۹، ۲۰]. بنابراین برای غلبه بر این نقطه ضعف از ترکیب پلی آنیلین با پلیمری که قابلیت الکتروریسی داشته



شکل ۱) تصاویر SEM نمونه‌ای از محلول PLGA/PCL، با نسبت وزنی الف) ۲۵/۷۵ و ب) ۵۰/۵۰.



شکل ۲) تصویر SEM نمونه‌ای از نمونه الکتروریسی شده از محلول PLGA/PCL، تولید شده با نسبت وزنی ۷۵/۲۵



شکل ۳) تصویر SEM نمونه‌های الکتروریسی شده با سرعت‌های جمع‌کننده الف): ۶، ب): ۱۲ و ج): ۱۵ rpm

۵(۲) تحلیل آماری

نتایج بدست آمده با استفاده از آزمون تحلیل واریانس (آنوا) با استفاده از نرم افزار SPSS تحلیل می‌شوند. مقادیر در سطح اطمینان ۹۵٪ بررسی می‌شوند.

۳) نتایج و بحث

مطابق جدول ۱ با افزودن پلی آنیلین به آمیزه پلیمری قطر الیاف بطور معنادار کاهش می‌یابد. علت این امر می‌تواند حضور پلیمر رسانا در میدان قوی الکتریکی فرایند الکتروریسی باشد، که باعث اعمال نیروی شدیدتری به الیاف شده و نهایتاً منجر به کاهش قطر الیاف گردیده است. انتظار می‌رود با افزایش میزان این ماده در

noCapture 2.0 زاویه تماس قطره با سطح لایه اندازه گیری می‌شود. تعداد تکرار برای هر آزمایش، ۵ نمونه می‌باشد. جهت اندازه‌گیری میزان هدایت الکتریکی لایه‌ها از روش 2-probe استفاده شد. در این روش، رسانایی لایه‌ها با استفاده از فرمول $\sigma = L/A.R$ محاسبه می‌شود. در حالی که L و A به ترتیب ضخامت، سطح مقطع و مقاومت الکتریکی نمونه‌ها هستند. مقاومت الکتریکی نمونه‌های نازک که قبلاً هیدراته شده‌اند بین دو صفحه رسانا از جنس پلاتین توسط دستگاه Autolabpoten-tiostat/galvanostat (PGSTAT 302N, Eco Chemie, the Netherlands) اندازه‌گیری می‌شوند.

۱۰٪، ۲۰٪ و ۳۰٪) آماده و تحت سنجش مقاومت الکتریکی قرار گرفتند (جدول ۴). بر اساس نتایج بدست آمده از اندازه گیری مقاومت الکتریکی نمونه ها و انجام محاسبات لازم، با استفاده از فرمول $\sigma=L/A.R$ ، در حالی که L ، A و R به ترتیب ضخامت (cm)، سطح مقطع (cm) و مقاومت الکتریکی (Ω) نمونه ها هستند، هدایت الکتریکی نمونه ها بدست آمد. نمودار شکل ۶ نتایج حاصل را نشان می دهد.

نهایتاً بررسی ۴ نمونه اصلی که در ۴ غلظت مختلف از پلی آنیلین (۰٪، ۱۰٪، ۱۰٪ و ۱۸٪) آماده شده بود، نشان داد رسانایی نمونه ها به تدریج از 0.17×10^{-4} S/cm به 0.32×10^{-4} S/cm متناسب با افزایش غلظت پلی آنیلین افزایش می یابد. همانطور که در شکل ۶ مشاهده می شود، میزان هدایت الکتریکی لایه های پلیمری نسبت به میزان پلی آنیلین مصرف شده، تقریباً افزایشی است ولی خطی نمی باشد.

محلول پلیمری، به شرط آنکه همچنان قابلیت الکترورسی داشته باشد، همچنان روند کاهش قطر الیاف مشاهده شود.

بر اساس جدول ۲ مشاهده می شود با افزایش میزان پلی آنیلین از ۱٪ به ۱۸٪ نیز قطر الیاف از $763/48 \pm 31/88$ به $511/59 \pm 34/46$ نانومتر کاهش یافته است.

شکل ۴ تصویر SEM لایه های نانولیفی حاوی درصد های مختلف پلی آنیلین همراه با توزیع قطری الیاف را نمایش می دهد. مطابق شکل ۵ زاویه تماس آب در نمونه بدون پلی آنیلین به طور معنادار کمتر از زاویه تماس نمونه های حاوی پلی آنیلین است. همان گونه که در جدول ۳ مشاهده می شود با افزایش میزان پلی آنیلین از ۱٪ به ۱۸٪ زاویه تماس نمونه ها تغییر یافته و آبدوستی لایه ها کاهش می یابد. این امر به دلیل افزایش حضور پلیمر آبگریز پلی آنیلین می باشد.

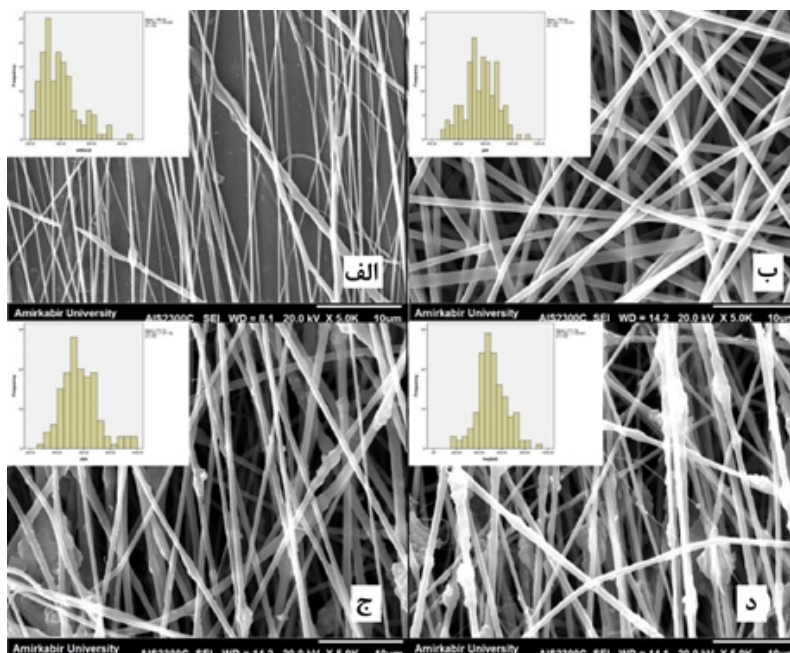
جهت بررسی اثر حضور پلی آنیلین بر رسانایی PLGA/PCL، ابتدا لایه ها در ۸ غلظت مختلف (۰٪، ۱٪، ۲٪، ۳٪، ۵٪، ۱۰٪، ۱۵٪، ۲۰٪) اثر حضور پلی آنیلین بر کاهش قطر الیاف بدون آرایش یافتگی

جدول ۲) اثر درصد پلی آنیلین بر کاهش قطر الیاف دارای آرایش یافتگی

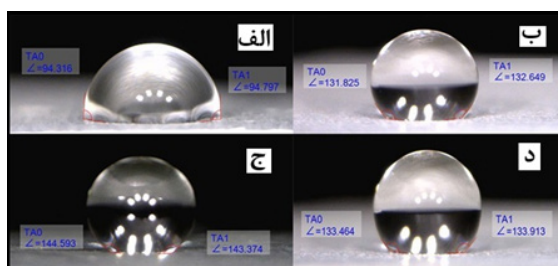
لایه	PANI%	Tol \pm قطر (nm)
A	۱	763.48 ± 31.88
B	۱۰	575.69 ± 25.67
C	۱۸	511.59 ± 34.46

جدول ۱) اثر حضور پلی آنیلین بر کاهش قطر الیاف بدون آرایش یافتگی

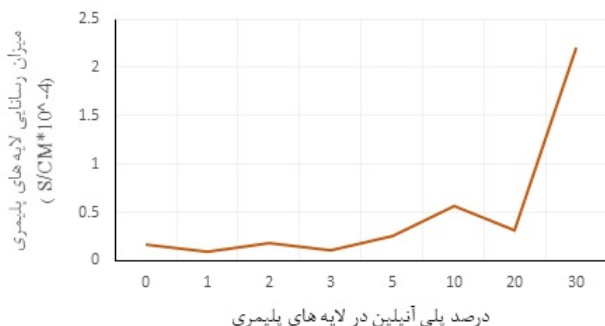
لایه ها	Tol \pm قطر (nm)
PLGA/PCL	1425.29 ± 102.77
PLGA/PCL/PANI(10%)	1260.26 ± 129.07



شکل ۴) لایه های تولیدی با درصدهای مختلف پلی آنیلین (الف: ۰٪، ب: ۱۰٪، ج: ۱۰٪، د: ۱۸٪) و توزیع قطری الیاف



شکل ۵) تصویر زاویه تماس آب بر لایه‌های نانولیفی حاوی درصدهای مختلف پلی آنیلین (الف: ۰٪، ب: ۱٪، ج: ۱۰٪، د: ۱۸٪)



شکل ۶) نمودار هدایت الکتریکی فیلم‌های پلیمری با درصدهای متفاوت پلی آنیلین

جدول ۳) زاویه تماس آب بر لایه‌های نانولیفی حاوی درصدهای مختلف پلی آنیلین

درصد پلی آنیلین	Tol ± زاویه تماس (o)
۰	۹۸.۰۱ ± ۲.۶۵
۱	۱۲۹.۵۴ ± ۲.۲۲
۱۰	۱۲۷.۷۰ ± ۷.۴۴
۱۸	۱۳۲.۰۲ ± ۲.۲۷

جدول ۴) مقاومت و هدایت الکتریکی اندازه‌گیری شده برای لایه‌های پلیمری

درصد پلی آنیلین در لایه پلیمری	مقاومت اندازه‌گیری شده (Ω)	هدایت اندازه‌گیری شده (S/CM * 10 ⁻⁴)
۰	۵۰۶/۳۸۳	۰/۱۷
۱	۳۸۸/۴۳۴	۰/۰۸۷
۲	۱۸۸/۷۱۲	۰/۱۸
۳	۲۷۸/۷۶۵	۰/۱۱
۵	۱۶۲/۸۲۵	۰/۲۶
۱۰	۸۷/۹۱۱	۰/۵۶
۲۰	۱۳۷/۲۶۸	۰/۳۲
۳۰	۲۳/۷۶۷	۲/۲

از بررسی خواص فیزیکی لایه‌ها بیانگر آن است که با افزایش میزان پلی آنیلین، آبدوستی لایه‌ها و همچنین قطر الیاف به طور معنادار کاهش می‌یابد. رسانایی نمونه‌ها نیز به تدریج از S/cm^{-۴} × ۰/۱۷ به S/cm^{-۴} × ۰/۳۳ متناسب با افزایش غلظت پلی آنیلین افزایش می‌یابد. نهایتاً با توجه به نتایج بدست آمده هم از نظر خصوصیات ساختاری لایه و هم از نظر میزان رسانایی، استفاده از این لایه‌های نانولیفی رسانا جهت مهندسی بافت پیشنهاد می‌گردد.

۴) نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر به بررسی قابلیت تولید لایه نانولیفی زیست سازگار رسانا، با میزان هدایت پذیری‌های متفاوت پرداخته شد. به این منظور از پلیمر رسانای پلی آنیلین و ترکیب دو پلیمر PCL و PLGA استفاده شد. از آنجا که پلی آنیلین در ابتدا خاصیت رسانایی ندارد، پس از انجام فرآیند دوپینگ با استفاده از کامفورسولفونیک اسید خاصیت رسانایی در آن ایجاد و سپس مورد استفاده قرار گرفت. به این ترتیب ۴ نوع لایه نانولیفی آرایش یافته با ۴ درصد وزنی پلی آنیلین (۰٪، ۱٪، ۱۰٪ و ۱۸٪)، تهیه شد. نتایج حاصل

Polymer blends”, *J. Molecular Structure.*, Vol. 701, pp. 13-18, 2004.

[۱۲] Yanilmaz, M. and Sarac, A.S., “A review: effect of conductive polymers on the conductivities of electrospun mats”. *Textile Research Journal*, 2014. 84(12): p. 1325-1342.

[۱۳] Zamani, F., Amani-Tehran, M., Latifi, M., Shokrgozar, MA., “The influence of surface nanoroughness of electrospun PLGA nanofibrous scaffold on nerve cell adhesion and proliferation”, *J Mater Sci, Mater Med*, vol. 24, pp. 1551–1560, 2013.

[۱۴] Zamani, F., Amani-Tehran, M., Latifi, M., Shokrgozar, MA., Zaminy, A., “Promotion of spinal cord axon regeneration by 3D nanofibrous core-sheath scaffolds”, *J Biomed Mater Res Part A*, vol. 102, pp. 506–513, 2014.

[۱۵] Jahanmard, F., Amani-Tehran, M., Zamani, F., “Effect of Nanoporous Fibers on Growth and Proliferation of Cells on Electrospun Poly (ϵ -caprolactone) Scaffolds”, *Int Poly Mat & Poly Biomat*, vol. 63, pp. 57–64, 2013.

[۱۶] Bhang, S. H., J. S. Lim, C. Y. Choi, Y. K. Kwon, and B.-S. Kim. The behavior of neural stem cells on biodegradable synthetic polymers. *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.* vol. 18, pp. 223–239, 2007.

[۱۷] Ellis, M. J., and J. B. Chaudhuri. Poly (lactico-glycolic acid) hollow fiber membranes for use as a Tissue engineering Scaffold. *Biotechnol. Bioeng.* vol. 96, pp. 177–187, 2007.

[۱۸] Subramanian, S., Krishnan, UM., “Fabrication, Characterization and In Vitro Evaluation of Aligned PLGA–PCL Nanofibers for Neural Regeneration”, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 10, pp. 2098–2110, 2012.

[۱۹] Yang A, Huang Z, Yin G, Pu X, Fabrication of aligned, porous and conductive fibers and their effects on cell adhesion and guidance, *Colloid Surf. B, Biointerfaces*, 134, 2015, 469-474.

[۲۰] Zamani, F., Latifi, M., Amani-Tehran, M., Shokrgozar, MA., “Effects of PLGA Nanofibrous Scaffolds Structure on Nerve Cell Directional Proliferation and Morphology”, *Fiber Polym*, vo. 14, pp. 568–702, 2013.

[۱] Zamani, F., Post Postdoctoral Thesis. Tehran: Amirkabir University of Technology. 2014.

[۲] Tabesh, H., Amoabediny, Gh., Salehi Nik, N., “The role of biodegradable engineered scaffolds seeded with Schwann cells for spinal cord regeneration”, *Neurochemistry International*, vol. 54, pp.73–83, 2009.

[۳] Yuan, X., Zhang, Y., Dong, C., Sheng, J., “Morphology of ultrafine polysulfone fibers prepared by electrospinning”, *Polymer International*, Vol. 53, pp. 1704-1710, 2004.

[۴] Ghasemi-Mobarakeh, L., Prabhakaran, M., Morshed, M., “Application of conductive polymers, scaffolds and electrical stimulation for nerve tissue engineering”, *J Tissue Eng Regen Med*, Vol. 5, pp. 17-35, 2011.

[۵] Schmidt, C.E., Shastri, V.R.,”Stimulation of neurite outgrowth using an electrically conducting polymer”, *Applied Biological Sciences*, Vol. 94, pp. 8948–8953, 1997.

[۶] Shi G., Rouabhia M., Meng S., Zhang Z.,” Electrical stimulation enhances viability of human cutaneous fibroblasts on conductive biodegradable substrates”, *J. Biomedical Materials Research: Part A.*, Vol. 84A, pp. 1026-1037, 2007.

[۷] Cong, Y., Liu, S., Chen, H.,”Fabrication of Conductive Polypyrrole Nanofibers by Electrospinning”, *Journal of Nanomaterials*, pp. 1-6, 2013.

[۸] Hopkins AR., Rasmussen PG., “Characterization of Solution and Solid State Properties of Undoped and Doped Polyanilines Processed from Hexafluoro-2-propanol”, *Macromolecules.*, Vol. 29, pp. 7838-7846, 1996.

[۹] Li, M., Guo. Y., “Electrospinning Polyaniline-Contained gelatine nanofibers for tissue engineering applications”, *Biomaterials*, vol. 27, pp. 2705–2715, 2006.

[۱۰] Lee, J.Y.,”Electrically Conducting Polymer Based Nanofibrous Scaffolds for Tissue Engineering Applications”, *Polymer Reviews*, Vol. 53, pp. 443–459, 2013.

[۱۱] Laska J., “Conformations of Polyaniline in