

تهیه نانوالیاف کیتوسان/ پلی اتیلن اکسید بر روی غشای کیتوسان: مدلی کاربردی در مهندسی بافت

عسگر امامقلی^۱، *غلامرضا کاکا^۲، مینو صدوری^۳، سیدهمايون صدرایی^۴، سیدحسین حسینی^۵

تاریخ اعلام قبولی مقاله: ۹۱/۸/۲۸

تاریخ اعلام وصول: ۹۱/۴/۲۱

چکیده

سابقه و هدف: نانوالیاف کاربرد وسیعی در مهندسی بافت به عنوان نانو داربست دارد. روش های مختلفی برای ساخت نانوداربست ها وجود دارد که یکی از این روش ها، الکتروریسی است. در این روش نانوالیاف بر روی ورقه های آلومینیومی تشکیل می شود. مشکل اساسی هنگامی است که برای اهداف کاربردی در مهندسی بافت نمی توان این نانوالیاف را به دلیل خاصیت شکنندگی از روی صفحه جمع کننده جدا و استفاده نمود. در مطالعه حاضر تهیه ترکیب نانوالیاف کیتوسان/ پلی اتیلن اکسید (CS/PEO) بر روی یک غشای بسیار نازک CS مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روش ها: پژوهش حاضر یک مطالعه تجربی بود. برای این منظور محلول کامپوزیتی با نسبت های حجمی - حجمی از CS و PEO به ترتیب با نسبت های ۱۰۰ به صفر (کیتوسان خالص)، ۹۰ به ۱۰، ۸۰ به ۲۰ در اسید استیک ۰/۵ مولار تهیه شد. تاثیر متقابل دو پلیمر بر روی یکدیگر با طیف سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز (FTIR) مورد بررسی قرار گرفت. برای تهیه غشای نازک CS، ابتدا این ماده با نسبت ۱٪ وزنی در آب دو بار تقطیر آماده و سپس ۰/۵ میلی لیتر اسید استیک گلاسیال به آن اضافه شد. محلول حاصل در پتری دیش ریخته و به مدت ۲۴ ساعت در دمای اتاق قرار داده شد به طوری که غشا با تبخیر حلال تشکیل گردید. غشا با اتانول تثبیت شده و در آب دو بار تقطیر شستشو داده و سپس در دمای اتاق خشک گردید. محلول پلیمر بر روی غشای CS به فاصله ۱۵-۱۰ cm و میدان الکتریکی ۱۸-۲۰ kv با نرخ تغذیه ۰/۵ ml/h الکتروریسی شد. قطر و اندازه نانوالیاف با میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مورد بررسی قرار گرفت.

یافته ها: FTIR انجام شده از کامپوزیت CS/PEO با نسبت ۸۰/۲۰، ۹۰/۱۰ پیک باند کششی هیدروکسیل (O-H) و گروه کربونیل (C=O) کیتوسان در نواحی خاصی را نشان داد. تصاویر SEM از نانوالیاف حاصل از کامپوزیت CS/PEO با نسبت های ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ و CS خالص بر روی ورقه های آلومینیومی و غشای CS نشان داد که CS خالص توانایی تولید نانوالیاف بر روی هیچ کدام از آن ها را نداشته و به صورت قطراتی ظاهر شدند در حالی که نسبت های ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ از کامپوزیت CS/PEO، هم بر روی ورقه آلومینیومی و هم بر روی غشای نازک CS نانوالیاف ایجاد گردید. نتایج تفاوت معنی داری بین دو نسبت مذکور از نظر ساخت نانوداربست مشاهده نشد.

بحث و نتیجه گیری: به نظر می رسد که ویسکوزیته بالای CS خالص مانع از تشکیل نانوالیاف شده، در حالی که نانوالیاف یکدست از ترکیب CS/PEO با نسبت های ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ بر روی غشای نازک CS به دست می آید.

کلمات کلیدی: نانوالیاف، الکتروریسی، کیتوسان، پلی اتیلن اکساید

۱- پژوهشگر، تهران، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله (عج)، مرکز تحقیقات علوم اعصاب و مرکز تحقیقات نانو بیوتکنولوژی، کارشناس ارشد نانو تکنولوژی

۲- استادیار، تهران، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله (عج)، مرکز تحقیقات علوم اعصاب و گروه آناتومی (* نویسنده مسئول)

تلفن: ۰۹۱۲۴۸۳۸۹۷ آدرس الکترونیک: gh_kaka@yahoo.com

۳- استادیار، تهران، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، پژوهشکده فناوری های زیستی

۴- دانشیار، تهران، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله (عج)، مرکز تحقیقات علوم اعصاب و گروه آناتومی

۵- ایران، تهران، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله (عج)، کارشناس ارشد نانو تکنولوژی پزشکی، مرکز تحقیقات صنعتی

مقدمه

سیگما آلدریج آمریکا) با نسبت ۱٪ وزنی در آب دو بار تقطیر ۴۰ درجه سانتی گراد مخلوط شد. سپس میزان ۰/۵ میلی لیتر اسید استیک گلاسیال به آن اضافه گردید و به مدت ۲ ساعت روی استیرر قرار داده شد تا کاملاً مخلوط شد. برای از بین رفتن حباب‌های هوا، محلول به مدت ۱۰ دقیقه با ۲۵۰۰ دور بر ثانیه سانتریفیوژ شد. ۷/۵ ml از محلول در پتری دیش‌هایی به قطر ۷۵mm ریخته و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۲۵ درجه سانتی گراد قرار داده شد تا با تبخیر حلال، غشا تشکیل شود. غشا حاصل با کمک پنس از پتری دیش جدا و به مدت ۱۰ دقیقه در اتانول ۹۶٪ قرار گرفت. در پایان غشا تثبیت شده با آب دوبار تقطیر شستشو و در دمای اتاق خشک شد.

تهیه محلول کامپوزیتی CS/PEO

جهت تهیه محلول پلیمر CS (وزن مولکولی متوسط شرکت سیگما آلدریج) ۲٪ وزنی حجمی، ۰/۴۵ گرم پودر CS را در بالن ژوژه ریخته و با استیک اسید ۰/۵ مولار، به حجم ۲۵ ml رسانده شد. پس از بستن درب بالن مخلوط به مدت ۲۴ ساعت بر روی استیرر با دور پائین قرار گرفت. برای تهیه محلول پلیمر PEO ۳٪ وزنی حجمی، ۰/۷۵ گرم پودر PEO با روش فوق تهیه شد. سپس محلول‌های CS و PEO با نسبت ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ با هم مخلوط شدند. برای تولید نانوالیاف یکدست و بهتر ۰/۷۵ ml تریتون X-۱۰۰ و ۲ ml دی متیل سولفوکساید (DMSO) به آن اضافه شد و به مدت ۲۴ ساعت بر روی استیرر با دور ۲۰۰ در ثانیه قرار گرفت.

تعیین خصوصیات کامپوزیت CS/PEO

برای بررسی تاثیر و برهمکنش دو پلیمر CS و PEO که با نسبت‌های مختلف با یکدیگر مخلوط شدند، از دستگاه FTIR مدل spectrum one شرکت Perkin Elmer آلمان استفاده گردید.

انجام الکتروریسی

هر یک از محلول‌های تهیه شده ی ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ و CS خالص در سرنگ ۲ ml ریخته و سپس داخل دستگاه الکتروریسی قرار داده شد. ولتاژ دستگاه، در محدوده ۱۸-۲۲ kv (۷) و فاصله نوک سوزن سرنگ با صفحه جمع کننده (d) در فاصله ۱۵-۱۰ cm و با

الکتروریسی یکی از روش‌های تولید لیاف از چند میکرون تا چند نانومتر می باشد که در آن از یک میدان الکترواستاتیک با ولتاژ بالا استفاده می شود (۱). در این تکنیک لیاف می تواند به صورت تصادفی، جهت دار و یا داربست‌هایی سه بعدی با سطوح بسیار وسیع و متخلخل باشد (۲). عوامل بسیاری در شکل و ساختار نانوالیاف تاثیر گذارند، از جمله: ویسکوزیته، کشش سطحی، ثابت دی الکتریک حلال، رسانایی محلول، غلظت و وزن ملکولی محلول پلیمر و پارامترهای شامل ولتاژ، میزان تغذیه، فاصله نوک نازل تا صفحه جمع کننده، قطر داخلی سوزن و دما در فرآیند الکتروریسی می باشد (۳).

پلیمرهای زیادی در فرآیند الکتروریسی مورد استفاده قرار گرفته است که یکی از آنها کیتوسان است. این ماده در این تحقیق به همراه PEO به صورت کامپوزیت استفاده شده است. PEO یک پلیمر سنتزی زیست سازگار بوده که باعث کاهش ویسکوزیته CS می شود (۴). CS برای اولین بار در سال ۱۸۵۹ توسط پروفیسور Rouget کشف شد (۵) و به دلیل ویژگی‌هایی چون زیست تخریب پذیری، غیرآنتی ژنیک و زیست سازگاری (۶)، کاربرد وسیعی در زمینه‌های پزشکی مثل پوشش زخم (۷)، معالجه زخم (۸)، سیستم‌های انتقال دارو (۹) و مهندسی بافت (۱۰-۱۳) دارد.

نانوالیاف در مهندسی بافت به عنوان نانوداربست کاربرد وسیعی دارد. در روش الکتروریسی، نانوالیاف در اغلب موارد بر روی ورقه‌های آلومینیومی که به عنوان صفحه جمع کننده مورد استفاده قرار می گیرد، ساخته می شود. جدا کردن بسیاری از این نانوداربست‌ها، به ویژه نانوالیاف CS/PEO به دلیل ظرافت و شکنندگی آن، از ورقه‌های آلومینیومی برای اهداف کاربردی مثل مهندسی بافت و یا کشت سلول بسیار سخت و مشکل است. بنابراین در مطالعه حاضر ساخت نانوالیاف از کامپوزیت CS/PEO بر روی غشای بسیار نازک CS مورد بررسی قرار گرفته است که می توان این نانو داربست را به همراه غشای پایه زیر آن جهت اهداف پزشکی مورد استفاده قرار داد.

مواد و روش‌ها

آماده سازی غشای CS

در تهیه غشای نازک کیتوسان، ابتدا CS (وزن ملکولی پایین شرکت

ضخامت نانوالیاف ۵ تصویر SEM از نقاط مختلف تهیه و از هر تصویر میزان ضخامت ۱۰ نانوالیاف تهیه گردید این کار در سه زمان مختلف تکرار شد.

تجزیه و تحلیل آماری

در تجزیه و تحلیل اطلاعات از آزمون آماری Independent Samples T-Test و از نرم افزار ۱۳/۵ Spss استفاده گردید. مقادیر ارائه شده بر حسب $Mean \pm SD$ می باشد.

یافته ها

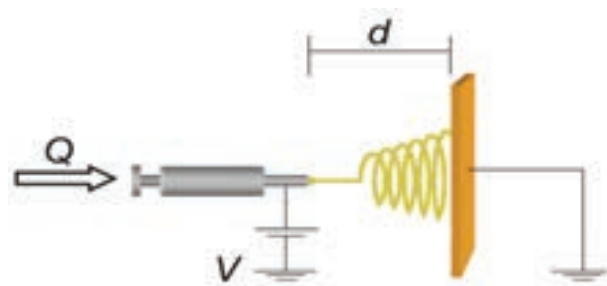
FTIR

نمودار ۱، FTIR از کامپوزیت CS/PEO با نسبت ۸۰/۲۰ را نشان می دهد. در ناحیه 3335.2 cm^{-1} پیک باند کششی هیدروکسیل (O-H) و در ناحیه 1629.71 cm^{-1} پیک باند کششی گروه کربونیل (C=O) دیده می شود.

در نمودار ۲، کامپوزیت CS/PEO با نسبت ۹۰/۱۰ در ناحیه 1639.68 cm^{-1} پیک کششی کربونیل (C=O) دیده می شود که نشان دهنده مخلوط شدن کامل PEO با CS می باشد.

نمودار ۳، دو نمودار قبلی را در کنار هم نشان می دهد. همان طور که مشاهده می شود این دو نسبت بسیار به هم نزدیک می باشند.

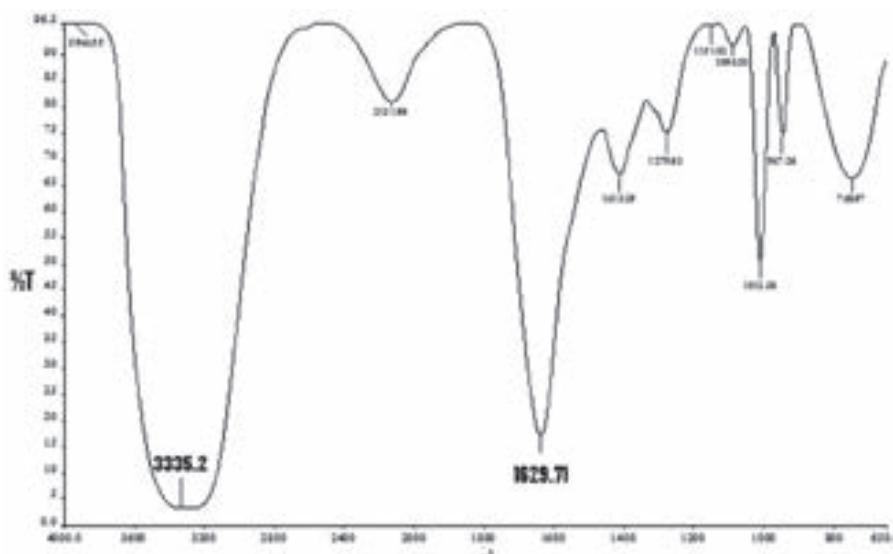
نرخ تغذیه 0.5 m/h (Q) تنظیم گردید. (شکل ۱) نحوه شکل گیری، تشکیل و تولید الیاف توسط هر محلول به طور جداگانه بر روی سطوح آلومینیومی و غشای CS مورد بررسی قرار گرفت. الکتروود منفی به صفحه جمع کننده و الکتروود مثبت به سوزن متصل و با روشن کردن دستگاه دسته الیاف با سرعت بر روی غشای CS و یا ورقه آلومینیومی پاشیده شد. (شکل ۱)



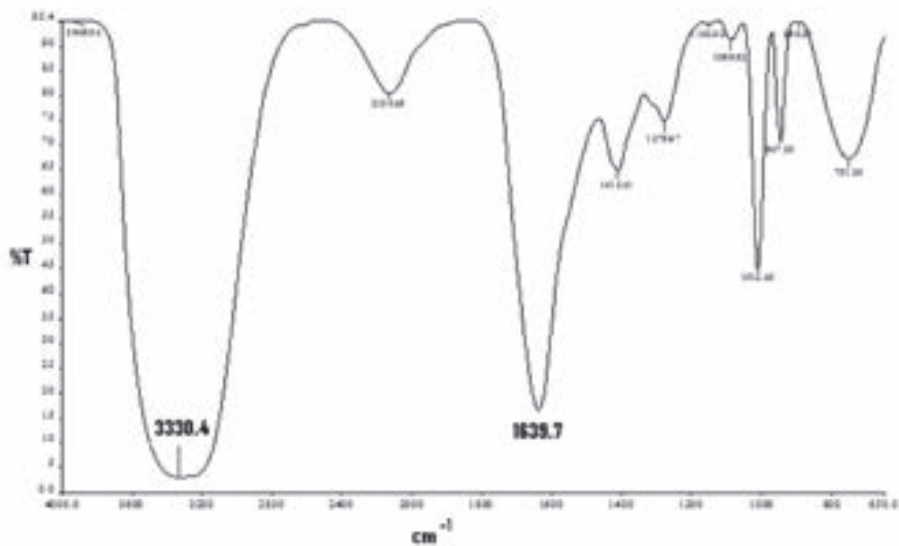
شکل ۱- دستگاه الکترورسی به صورت شماتیک، ولتاژ دستگاه (V)، فاصله نوک سوزن سرنگ با صفحه جمع کننده (d) و نرخ تغذیه (Q)

تعیین ضخامت نانوالیاف با SEM

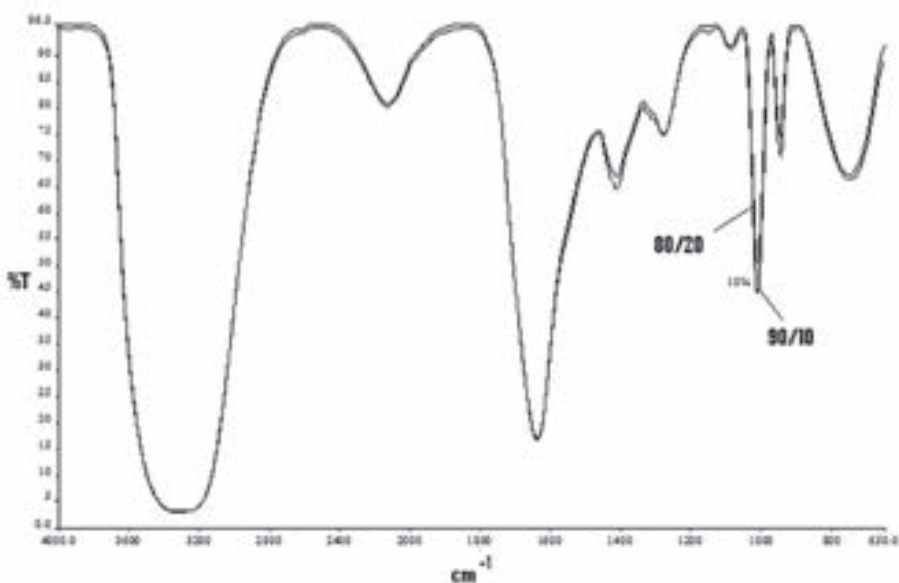
شکل و میانگین قطر نانوالیاف حاصل از روند الکترورسی با استفاده از دستگاه SEM شرکت LEO مدل ۱۴۵۵ VP ساخت کشور انگلیس تعیین شد. برای این منظور ابتدا بخش کوچکی از سطح غشای CS و شبکه نانولیفی CS/PEO با نسبت های ۸۰/۲۰، ۹۰/۱۰ الکترورسی شده روی پایه نگه دارنده نمونه قرار گرفته و سپس با دستگاه لایه نشانی با طلا روکش داده شد. جهت تعیین میانگین



نمودار ۱ - نمودار FTIR از کامپوزیت CS/PEO با نسبت ۸۰/۲۰



نمودار ۲- نمودار FTIR از کامپوزیت CS/PEO با نسبت ۹۰/۱۰



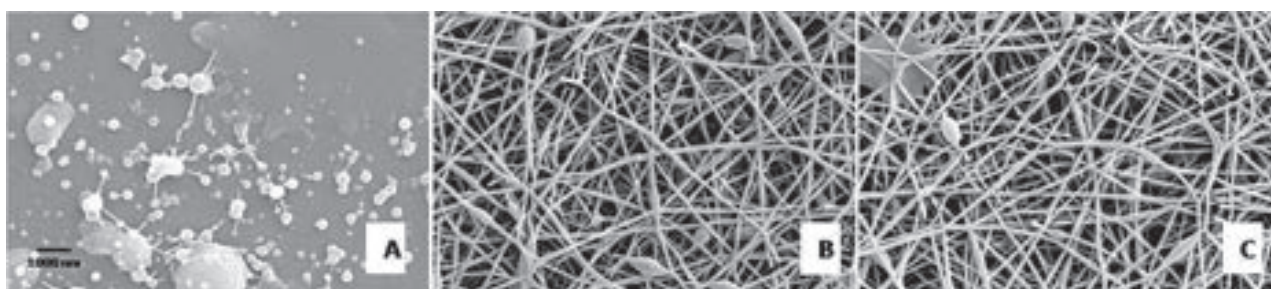
نمودار ۳- نمودارهای FTIR از کامپوزیت CS/PEO با نسبت‌های ۹۰/۱۰، ۸۰/۲۰

میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)

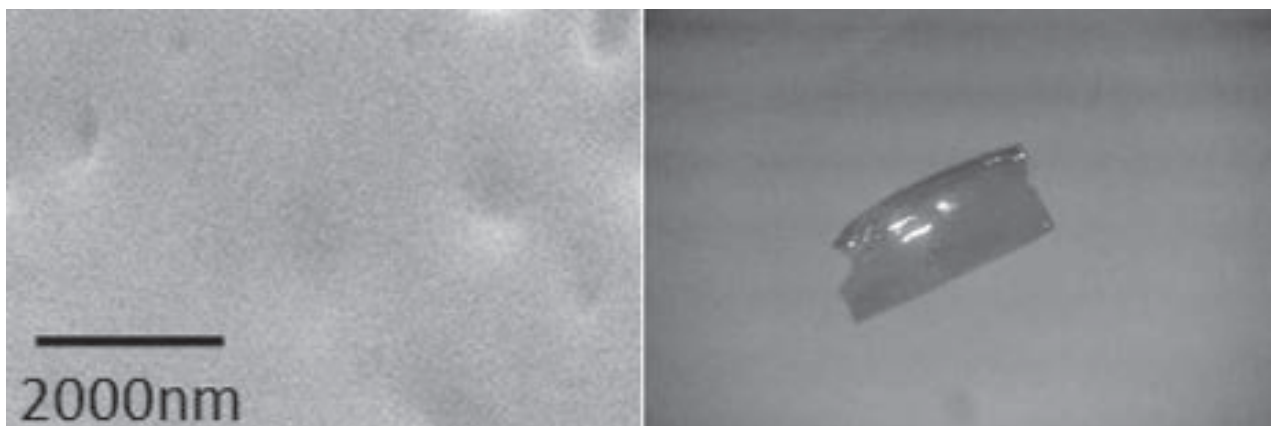
تصویر ماکروسکوپی از سطح غشای CS که سطحی صاف و هموار را نشان می‌دهد. تصویر SEM از سطح همین غشا وجود خلل و فرج را در ابعاد میکرو و نانو را نشان می‌دهد. (شکل ۳)

تصاویر SEM در شکل ۴، انجام الکتروریسی را بر روی غشای CS نشان می‌دهد. همان طور که قابل انتظار بود از محلول CS خالص نانوالیاف بر روی غشای CS تشکیل نشد. اما از کامپوزیت CS/PEO با نسبت‌های ۹۰/۱۰، ۸۰/۲۰ بر روی غشای CS نانوالیافی یکدست و با کیفیتی عالی به ترتیب به ضخامت 115 ± 19 nm و 100 ± 16 nm تهیه گردید که این نتایج نیز هیچ گونه اختلاف معنی‌داری را بین

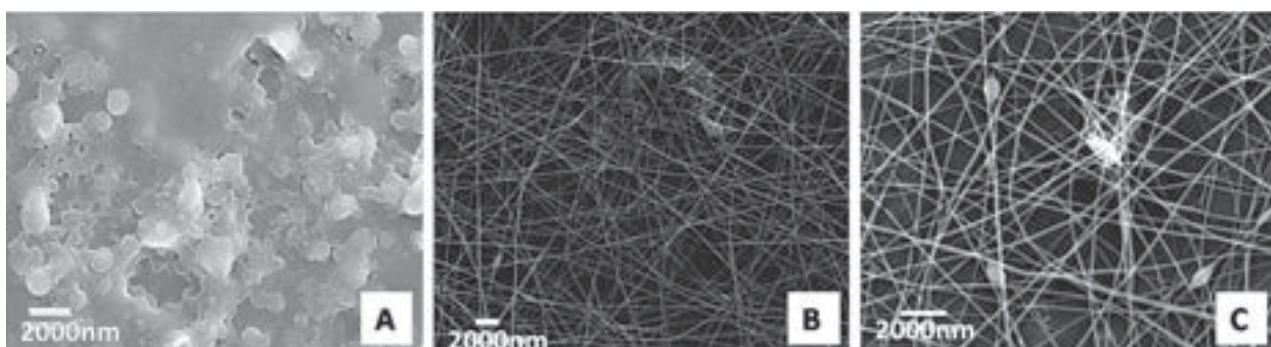
شکل ۲، تصاویر SEM از نانوالیاف حاصل از کامپوزیت CS/PEO در نسبت‌های ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ و CS خالص بر روی ورقه‌های آلومینیومی را نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود محلول CS خالص به دلیل ویسکوزیته بالا قابلیت تشکیل لیف را نداشته و CS به صورت قطراتی روی صفحه جمع کننده تشکیل شد، اما از محلول کامپوزیتی CS/PEO با نسبت ۹۰/۱۰ الیافی به قطر nm 115 ± 29 و از نسبت ۸۰/۲۰ الیافی به قطر nm 110 ± 24 به دست آمد. نتایج اختلاف معنی‌داری را بین این دو گروه نشان نداد.



شکل ۲- تصاویر SEM از نانوالیاف بر روی ورقه آلومینیومی با نسبت‌های کیتوسان خالص (A)، کامپوزیت CS/PEO با نسبت ۹۰/۱۰ (B) و کامپوزیت CS/PEO با نسبت ۸۰/۲۰ (C). محلول CS خالص قابلیت تشکیل لیف را نداشت. اما در کامپوزیت‌های الکترورسی انجام و لیف تشکیل شد.



شکل ۳- تصاویر میکروسکوپی (سمت راست) و SEM (سمت چپ) از سطح غشای کیتوسان را نشان می‌دهد.



شکل ۴- تصاویر SEM از الکترورسی محلول کیتوسان خالص (A)، کامپوزیت CS/PEO ۹۰/۱۰ (B) و کامپوزیت CS/PEO ۸۰/۲۰ (C) بر روی غشای کیتوسان را نشان می‌دهد. محلول CS خالص نتوانست الیاف تشکیل دهد. اما الکترورسی با هر دو نسبت CS/PEO نانو الیاف خوبی را بر روی غشا ایجاد کرده است.

طوری که محلول کیتوسان خالص قادر به تشکیل نانوالیاف نمی‌باشد ولی با اضافه کردن PEO کامپوزیت قابل الکترورسی به دست آمد. Bhattarai و همکارانش گزارش کردند که افزودن تریتون X-۱۰۰ (به عنوان سورفکتانت) ساختار الکترورسی شده را بهبود بخشید و با اضافه کردن DMSO (به عنوان کمک حلال) به محلول پلیمر نانوالیاف یکنواختی به دست آمد. دیدگاه‌های مشابهی در استفاده کمک حلال‌های قطبی و غیرقطبی برای بهبود قابلیت الکترورسی محلول‌های پلیمر گزارش شده است (۱۴، ۱۵) در این رابطه مطالعه

این نسبت‌ها نشان نداد.

بحث

پیچیدگی اصلی الکترورسی کیتوسان خالص، انحلال پذیری ضعیف CS و ویسکوزیته بالای آن است و PEO با برهم کنش با CS بوسیله پیوند هیدروژنی، محلول قابل ریسنجی را ایجاد می‌نماید (۴). همان طور که یافته‌های تصاویر SEM نشان می‌دهد، حضور یا عدم حضور PEO فاکتور مهمی در تهیه نانوالیاف به شمار می‌رود به

شد تا محلول کامپوزیتی مناسب و بهینه جهت این منظور به دست آید و سپس سنتز آن بر روی غشای نازک CS مورد بررسی قرار گرفت. همان طور که یافته‌ها نشان می‌دهد کیفیت ساختار نانوالیاف تهیه شده از هر دو نوع کامپوزیت CS/PEO با نسبت‌های ۸۰/۲۰، ۹۰/۱۰ بر روی ورقه آلومینیومی تفاوت محسوسی با نانوالیاف سنتز شده روی غشای CS را نداشت. در پایان می‌توان نتیجه‌گیری کرد تشکیل نانوداربستی با استفاده از ترکیب CS/PEO با نسبت‌های ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ بر روی غشای نازک CS امکان پذیر است.

پیشنهادات

بررسی تزیاید و مرگ سلولی در سلول‌های بنیادی بر نانوداربست CS/PEO با نسبت‌های ۸۰ به ۲۰، ۹۰ به ۱۰ بر روی غشای نازک CS بررسی بروز تمایز یا عدم تمایز در سلول‌های بنیادی بر نانوداربست CS/PEO با نسبت‌های ۸۰ به ۲۰ و ۹۰ به ۱۰ بر روی غشای نازک CS استفاده از نانوداربست CS/PEO بر روی غشای نازک CS در ترمیم ضایعات مانند سوختگی در حیوان

حاضر نیز تاثیر کاربرد این مواد را بر روی نانو الیاف سنتز شده بر غشای کیتوسان نشان داد. نانوالیاف کیتوسان در فرایند الکتروریسی مانند یک حصیر نفاخته‌ای بر روی صفحه جمع کننده قرار گرفت که این حصیر نفاخته بسیار ترد و شکننده بود و از لحاظ مکانیکی استحکام بسیار کمی نسبت به بعضی از نانوالیاف‌های دیگر دارد، بنابراین جدا کردن و کندن آن از صفحه جمع کننده یا ورقه آلومینیومی سخت و مشکل است. بر این اساس در این مطالعه فرایند ساخت نانوالیاف بر روی یک غشای بسیار نازک مورد بررسی قرار گرفت. در این روش الزاماً نیاز به جدا کردن نانوالیاف از غشا نمی‌باشد و غشا را همراه با نانوالیاف می‌توان برای اهداف درمانی به عنوان یک نانو داربست زیست تخریب پذیر در بدن و یا کشت سلول‌های مختلف بر روی آن مورد استفاده قرار داد. نانوالیاف با فضای مناسبی که برای سلول ایجاد می‌کند می‌تواند برای رشد سلول‌ها بسیار مناسب باشد ضمن این که برای این منظور باید از موادی استفاده کرد که کاملاً زیست سازگار و زیست تخریب پذیر باشند.

نتیجه‌گیری

در این تحقیق ساخت نانوالیاف ابتدا بر روی ورقه آلومینیومی انجام

References

- Homayoni H, Ravandi SAH, Valizadeh M. Electrospinning of chitosan nanofibers: processing optimization. *Carbohydrate Polymers* 2009; 77(3): 656-61.
- Pillai C, Sharma CP. Electrospinning of Chitin and Chitosan Nanofibres. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs* 2009; 22(3): 179-201.
- Vondran J, Rodriguez M, Schauer C and Sun W. Preparation of Electrospun Chitosan-PEO Fibers. *Biomedical, Materials and Mechanical Engineering*. Philadelphia, PA 19104.
- Bhattarai N, Edmondson D, Veisheh O, Matsen FA, Zhang M. Electrospun chitosan-based nanofibers and their cellular compatibility. *Biomaterials* 2005; 26(31): 6176-84.
- Khor E, Lim LY. Implantable applications of chitin and chitosan. *Biomaterials* 2003; 24(13): 2339-49.
- Ravi Kumar MNV. A review of chitin and chitosan applications. *Reactive and functional polymers* 2000; 46(1): 1-27.
- Hirano S, Itakura C, Seino H, Akiyama Y, Nonaka I, Kanbara N, et al. Chitosan as an ingredient for domestic animal feeds. *Journal of agricultural and food chemistry* 1990; 38(5): 1214-7.
- Aiedehe K, Gianasii E, Orienti I, Zecchi V. Chitosan microcapsules as controlled release systems for insulin. *Journal of microencapsulation* 1997; 14(5): 567-76.
- Berger J, Reist M, Mayer J, Felt O, Gurny R. Structure and interactions in chitosan hydrogels formed by complexation or aggregation for biomedical applications. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics* 2004; 57(1): 35-52.
- Yagi K, Michibayashi N, Kurikawa N, Nakashima Y, Mizoguchi T, Harada A, et al. Effectiveness of fructose-modified chitosan as a scaffold for hepatocyte attachment. *Biological & pharmaceutical bulletin* 1997; 20(12): 1290-4.
- Zhang Y, Zhang M. Calcium phosphate/chitosan composite scaffolds for controlled in vitro antibiotic drug release. *J Biomed Mater Res* 2002; 62(3): 378-86.
- Zhang Y, Zhang M. Three-dimensional macroporous calcium phosphate bioceramics with nested chitosan sponges for load-bearing bone implants. *J Biomed Mater Res* 2002; 61(1): 1-8.
- Zhang Y, Zhang M. Synthesis and characterization of macroporous chitosan/calcium phosphate composite scaffolds for tissue engineering. *Journal of biomedical materials research* 2001; 55(3): 304-12.
- Jayaraman K, Kotaki M, Zhang Y, Mo X, Ramakrishna S. Recent advances in polymer nanofibers. *J Nanosci Nanotechnol* 2004; 4(1-2): 52-65.
- Bhattarai SR, Bhattarai N, Yi HK, Hwang PH, Cha DI, Kim HY. Novel biodegradable electrospun membrane: scaffold for tissue engineering. *Biomaterials* 2004; 25(13): 2595-2602.

The synthesis of chitosan / polyethylene nanofibersoxide on chitosan membrane: an applicable model in tissue engineering

Asgar Emamgholi¹, *Gholam Reza Kaka², Mino Sadri³, Seyyed Homayoon Sadraee⁴
Seyyed Hasan Hosseini⁵

Received: 11 Jul 2012

Accepted: 11 Nov 2012

Abstract

Background: Nanofibers as nano-scaffolds are widely used in tissue engineering. Electrospun is a way to produce these fibers. In this study, the synthesis of chitosan nanofibers / polyethylene oxide (CS / PEO) on a very thin membrane of CS as a basement membrane has been investigated.

Materials and Methods: For this purpose, composite solutions with volume fractions - density of CS and PEO, respectively, with ratios of 100 to zero (pure chitosan), 90 to 10 and 80 to 20 in Acetic Acid 5/0 M were prepared. Interactions of two polymers on each other were studied by Fourier transform infra-red spectroscopy (FTIR). Nanofiber diameter and size were studied with Scanning Electron Microscope (SEM). CS membrane polymer solution on the interval the electric field kv 20-18 cm 15-10 and feed rate ml / h 5/0 was electrospun. Nanofiber diameter and size were studied by Scanning Electron Microscope (SEM).

Results: FTIR study of the composite CS / PEO ratio of 20/80 and 10/90 peak tensile bond hydroxyl (OH) and (C = O) chitosan showed in certain areas. Scanning Electron Microscopic images showed that pure CS could not produce nanofibers on any ratios, and they appeared as a droplet. Whereas, nanofibers were created with ratios 80 to 20 and 90 to 10 of CS / PEO composite both on the aluminum foils and thin membrane of CS.

Conclusion: It seems that high viscosity of pure CS prevents nanofibers formation. Whereas, homogeneous nanofibers obtained from the composite of CS / PEO with the ratios 80 to 20, 90 to 10 and pure CS on thin membrane of CS.

Keywords: Nanofibers, Electrospinning, Chitosan, Polyethylene Oxide

1- Researcher, MSc in Nano-biotechnology, Neuroscience Research Center and Nano-biotechnology research center, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2- (*Corresponding Author) Assistant Professor, Neuroscience Research Center and Anatomy Department, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Tel: +98 912 483897 E-Mail: gh_kaka@yahoo.com

3- Assistant Professor, Biological Technology Research Institute, Malek Ashtar University of Technology, Tehran, Iran

4- Associated Professor, Neuroscience Research Center and Anatomy Department, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

5- Researcher, MSc in Nano-biotechnology, Industrial research center, Baqiyatallah University of Medical Sciences, Tehran, Iran