

مترجم: مهندس الهه نیازخانی



نانو تکنولوژی

## نانو الیاف ترکیبی جهت کاربردهای پزشکی: چشم اندازه‌ها و چالش‌ها

### چکیده

پیشرفت در درمان بیماری‌ها و جایگزین سازی نسوج توسط مواد جدید و چند منظوره حمایت می‌گردد که با یکدیگر رقابت نموده و پیوسته با محیط کوچک پیرامون در تبادل می‌باشند. نانو الیاف ترکیبی طبقه‌ای نوظهور از نانو ساختارهایی بوده که از طبیعت الهام گرفته شده‌اند. این نانو الیاف موجب بهبود بیماران گشته و می‌توانند مانند بافت واقعی عمل کنند. این الیاف از اختلاط پلیمرهای مشتق شده طبیعی و مصنوعی تولید شده که با یکدیگر همراه گشته تا ترکیباتی منحصر به فرد از خصوصیات ساختاری شیمیایی و مکانیکی از خود به نمایش بگذارند. انعطاف پذیری سبب کاربرد نانوالیاف ترکیبی در طیف وسیعی از سیستم‌های تحویل دارو و مهندسی بافت می‌گردد. در این پژوهش، خصوصیات و ضوابط طراحی نانو الیاف پلیمر مخلوط و مورد مصرف آنها در مهندسی بافت و کاربردهای ارائه شده برای درمان موضعی، بررسی شده است.

### مقدمه

موضعی و کنترل شده‌ی داروهای مولکولی کوچک و عوامل بیولوژیکی (مانند اسیدهای هسته‌ای و پروتئینی) استفاده می‌گردند. این نانوالیاف به منظور پردازش خصوصیات مکانیکی و زیست پزشکی الیاف، از ترکیبات متنوعی از اجزای پلیمری تهیه گشته‌اند. نسبت زیاد مساحت سطح به جرم این ساختارها موجب تداخل بسیار حسی‌های نانو الیاف (ساختارهای سه بعدی نانولیفی بی بافت) گشته که ابعاد منافذ آنها متغیر می‌باشد. این امر داربست‌های نانولیفی ایجاد می‌کند که خصوصیات مکانیکی خوبی داشته، در حالی که دانسیته‌ی بسیار کمی دارند. این حسی‌های لیفی عموماً از توزیع‌های لیفی و روزه‌ای ساخته شده که ساختار قالب خارجی سلولی (ECM) بدنه، پروتئینی لیفی و شبکه‌ی GAG (glycosaminoglycin) را با یکدیگر مطابقت داده تا فعالیت سلولی را در بر گرفته و آن را تقویت کنند. به واسطه‌ی درمان موقت بافت‌های اصلی، نانو الیاف چند مخلوطه علاوه بر داشتن پروفیل تجزیه‌ای که ماده را طی طول عمرش به دو قسمت یکسان تقسیم کرده تا بافت اصلی به تدریج رشد کند، می‌توانند مطابق با ترتیب ساختاری بافت اصلی مهندسی گردند. در این بازنگری، با در نظر

اختلاط کنترل شده‌ی مواد نانواعادی، رده‌ی جدیدی از تجهیزات احیا کننده و درمانی را با خصوصیات زیست پزشکی، الکتریکی، مغناطیسی و نوری منحصر به فرد به جامعه‌ی زیست پزشکی عرضه نموده است. این مواد به طور ویژه برای کاربردهای پزشکی مناسب می‌باشند، چرا که شکل و اندازه‌ی آنها (ده‌ها الی صدها نانومتر) همانند ساختارها و مولکول‌های بیولوژیکی می‌باشد. نانو مواد که به صورت ذرات، وایرها و الیاف با اشکال پیچیده شکل گرفته‌اند، تقابلات سلولی فزاینده‌ای از خود نشان داده که شامل آرایش یافتگی، انسجام و جذب انتخابی مولکول‌ها توسط سلول‌ها می‌باشد.

تاکنون، نانو مواد به طور شگفت‌انگیزی قادر به تقلید و احیای مجدد محیط کوچک بیولوژیکی بوده تا بافت‌های آسیب دیده و معیوب را تکمیل نموده و بازسازی بافت‌های جدید را برانگیزند. نانو الیاف ترکیبی، یعنی توده‌های اسپاگتی مانند از مخلوط‌های باریک پلیمری، طبقه‌ای جدید از نانو مواد را معرفی نموده که به طور موفقیت آمیزی در تهیه‌ی داروهای احیا کننده (داربست‌های مهندسی بافت، منسوجات جهت پانسمان زخم و پیوندهای عروقی) و نیز در انتشار، تحویل



گرفتن محیط های زیست پزشکی که این الیاف می توانند درون آنها به ایفای نقش پرداخته و در معرض محیط های جدید توسعه قرار بگیرند، پیشرفت های اخیر در تولید مخلوط نانو الیاف مورد بررسی قرار گرفته است.

### نانو الیاف ترکیبی

جهت کاربردهای پزشکی، نانو الیاف توسط پلیمرهای مشتق شده طبیعی یا مصنوعی و با استفاده از یکی از روش محرز تفکیک فاز، self-assembly و الکتروسیسی، تهیه گشتند. کلیه روش های مذکور، داربست های نانولیفی سه بُعدی ایجاد می کنند که برای استفاده در کاربردهای مهندسی بافت مناسب بوده و هر یک جهت استفاده از مزیت های فردی شان خریداری شده اند. روش جداسازی فاز به تفکیک ساده ای نیاز دارد؛ روش self-assembly نیز در تولید الیاف با قطرهای بسیار کوچک کارا می باشد؛ اما الکتروسیسی تنها روشی است که برای آماده سازی نانو الیاف پلیمری پذیرفته می باشد که علت آن، انعطاف پذیری و قابلیت تغییر این روش بوده و موضوع مورد بحث این بازنگری نیز می باشد. این روش نانو الیافی را تولید می کند که قطر آنها از ۳ نانومتر تا ۶ میکرومتر تغییر کرده و می توانند در تبدیل طیف وسیعی از مواد پلیمری به نانو الیاف استفاده کردند که شامل مخلوط هایی از پلیمرهای طبیعی و مصنوعی می باشد. الیافی که بر روی یک سطح صاف الکتروسیسی می شوند نیز (به عنوان مثال لوله هایی برای پیوندهای عروقی) می توانند اصلاحاتی را در فرآیند الکتروسیسی ایجاد

کنند. خلاصه ای مشروحی از نحوه انجام فرآیند الکتروسیسی در توضیحات ۱ ارائه شده است. در گذشته، الیاف الکتروسیسی شده از منابع پلیمری واحد تولید می شدند، اما اخیراً از مخلوط های پلیمری برای تولید نانو الیاف ترکیبی استفاده شده است. نانو الیاف از محلول های پلیمری پیش آمیخته یا چند گانه تهیه شده که مزیت های متعددی نسبت به سیستم های تک جزئی دارند. نخست آنکه، ترکیب های مورد نظر خصوصیات بسیاری از پلیمرها را یکجا دارند. اگر چه هیچ پلیمر ویژه ای نمی تواند ابعاد ساختاری و شیمیایی یک بافت طبیعی را تأمین کند، پلیمرهایی که به صورت ترکیب استفاده می شوند، از مزیت های تجزیه، فعالیت های زیستی و کلیدی اجزای خود بهره می برند. دوم آنکه، برخی از پلیمرهای طبیعی قابل الکتروسیسی نمی باشند (به علت وزن مولکولی یا قابلیت حلالیت). پلیمرهای ترکیبی به انحلال پذیری این مواد و تولید نانو الیاف کمک می کنند. در مقایسه با نانو الیاف کوپلیمر و اصلاح شده، نانو الیاف ترکیبی رویکردی مناسب ارائه نموده که ساده و اقتصادی بوده و همچنین در طول آماده سازی، مواد بیولوژیکی ضایعاتی تولید نمی کنند. بدین منظور، رشته های کوپلیمری بخش های مختلف پلیمر، جهت الکتروسیسی ترکیب شدند. این امر، انتخاب مناسبی می باشد اما نیاز به طرح های مصنوعی پیچیده و مشکل در اصلاح پلیمرهای به طور طبیعی مشتق شده، آماده سازی کوپلیمر را مشکل می سازد.

راه دیگر، استفاده از نانو الیاف مصنوعی با استفاده از پوشش دهی فیزیکی و

### توضیحات (۱) الکتروسیسی الیاف

فرآیند الکتروسیسی مغزی شامل اعمال پتانسیل الکتریکی بالا (چندین KV) به قطره معلق محلول یا مذاب پلیمری آغازین برای تولید لیف نازک می باشد (همانطور که در شکل ۱ نشان داده شده است). به طور ویژه، ولتاژ به رشته ساز منبع پلیمر اعمال می شود که در کلکتورهایی که به عنوان الکتروده شمارنده انجام وظیفه می کند، نشانه گیری شده است. میدان الکتریکی خارجی حاصل، تنش غیر مستقیمی را بر روی محلول پلیمری اعمال می کند که موجب تغییر شکل قطره به مخروط تیلور می گردد. هنگامی که تنش سطحی محلول پلیمری از میدان الکتریکی تجاوز می کند، مایع هادی از مخروط تیلور به بیرون و به سمت کلکتور فوران می کند. پیش از رسیدن به کلکتور، حلال به سرعت تبخیر گشته و رشته تحت کشش و خمش قابل توجهی قرار می گیرد. نانو الیاف نتیجه شده، لایه ی لیفی بی بافت یا میزان شده ای ایجاد نموده که می تواند برای دارو و تحویل ژن یا تقلید ECM طبیعی استفاده گردد. متعاقباً، الیاف سازماندهی شده می توانند ترکیبات کشیده شده ی سلولی و جهت داری ایجاد کنند. آماده سازی پلیمر و پارامترهای الکتروسیسی می توانند بر روی خصوصیات نهایی نانو الیاف اثر گذار باشند. برخی از پارامترهای مهم حین انجام فرآیند، به قرار زیر می باشند:

#### ولتاژ اعمالی

افزایش در مقاومت میدان الکتریکی، نوعاً منجر به ایجاد نانو الیاف باریک تری می شود، چرا که افزایش در نیروهای دافع کولنی در جهت سیال، سبب کش آمدن محلول ویسکوالاستیک می گردد. ولتاژ بیشتر همچنین می تواند منجر به تشکیل قطره و شفافیت کمتر پلیمر گردد.

#### فاصله میان رشته ساز و کلکتور

در فواصل کمتر، حلال فرصت کمتری برای تبخیر دارد که منجر به ادغام الیاف روی کلکتور می گردد. فاصله های بیشتر نیز موجب کش آمدن پلیمر

(الیاف باریک تر) و یا کاهش مقاومت میدان الکترواستاتیک (الیاف ضخیم تر) می گردد.

#### نرخ تغذیه ی محلول پلیمری

نرخ تغذیه سرعتی است که تحت آن پلیمر از طریق رشته ساز اعمال می گردد. سرعت های تغذیه نوعاً متناظر با ولتاژ معین بوده تا ثبات مخروط تیلور را حفظ نمایند، یعنی جایی که سرعت تغذیه برابر با سرعتی می گردد که در آن، محلول توسط نیروهای الکتریکی زده می گردد. هنگامی که سرعت تغذیه بسیار بالا است، قطره های زیادی در نانو الیاف ایجاد می شوند.

#### خصوصیات پلیمر

وزن مولکولی پلیمر (MW) بر ویسکوزیته و هدایت محلول های پلیمری تأثیر گذار می باشد، استفاده از پلیمرهایی با MW کمتر می تواند نوعاً منجر به تشکیل قطره گردد، در حالی که پلیمرهایی با MW بیشتر، الیافی با قطرهای بیشتر تولید می نماید.

#### ویسکوزیته محلول

ویسکوزیته ی افزایش یافته به واسطه ی MW و یا غلظت افزایش یافته ی پلیمر می تواند باعث ایجاد الیافی با قطرهای بیشتر گردد.

هنگامیکه ویسکوزیته محلول افزایش می یابد، قطره شدن کمتر اتفاق می افتد، در حالی که اندازه قطره و یکنواختی با افزایش ویسکوزیته محلول، افزایش می یابد.

#### هادی بودن محلول

محلول های هادی قوی موجب افزایش کشش محلول، تحت میدادین الکتریکی شده که منجر به صاف تر و باریک تر شدن الیاف می گردد. مخلوط های الکتروسیسی توسط حلال های هادی نیرومند یا محلول های بارگذاری شده توسط نمک ها و یا پلی الکترولیت ها، ایجاد می گردند.



فیبرینوزن، چیتوسان و آلژینات تصفیه شده و به عنوان پلیمر آغازین برای آماده سازی نانوالیاف استفاده می گردد. بسیاری از این مواد، نگه دارنده اثرات بیومولکولی و مکان هایی هستند که با سلول محصور شده و می تواند بر واکنش سلول نسبت به نانو مواد و یا تقلید از بافت طبیعی اثر گذارد. به عنوان مثال، چیتوسان و آلژینات به عنوان پروکسی GAG عالی در نظر گرفته شده و زیست سازگار، زیست تجزیه پذیر و زیست تجزیه شذنی هستند. با این وجود، پردازش پلیمرهای طبیعی به آسانی تولید پلیمر ترکیبی نمی باشد. پلیمرهای طبیعی مشتق شده از بدن حیوانات می توانند آشکارا به تشکیل نانو الیاف اثر بگذارند. به عنوان مثال، منابع گوناگون کلاژن (پوست گوساله در برابر جفت) و هم نوع (نوع I در برابر III) نشان داده اند که می توانند مستقیماً به خصوصیات فیزیکی تاثیر گذار باشند که شامل آرایش معمار گونه ای از الیاف می باشد. از این گذشته، این مواد از خطر انتقال بیماری و امکان تولید پروتئین در خون جلوگیری می کنند. از این رو، توانایی ایجاد ماتریس های نانولینی از پلیمرهای طبیعی نشأت گرفته از منابع غیر حیوانی مانند چیتوسان و آلژینات، پیشرفت معنی داری از خود نشان داده که امکان غلبه بر چالش های میان منبع و تغییر پذیری دسته و همچنین منابع نامحدود و واقعی برای ایجاد داربست های بافت سازگار فراهم می کند.

### مخلوط های پلیمری مصنوعی

نانو الیاف ترکیبی، عمدتاً برای روان سازی سرعت های تجزیه الیاف آماده می شوند. بسیاری از این مواد زیست تجزیه پذیر هستند، ویژگی که مجوز طراحی داربست ها را به مهندسی مواد می دهد، تجزیه به صورت بافت جدید تشکیل شده یا آزاد شدن بار مفید داروی آنها می باشد. گروه های پایدار مانند استرها، آمیدها، اوره ها، اورتان ها، انیدریدها و کرنات ها، به وسیله ی فساد آنزیمی شکسته می شوند. این تجزیه ی ویژه، پلیمرها را به محصولاتی بی ضرر تبدیل می نماید، مانند متابولیت های غیرسمی که توسط PGA، PLA، PIGA به صورت آب و دی اکسید کربن دفع می گردند. سرعت این چنین تجزیه هایی می تواند متغیر باشد (PGA آب دوست طی چندین هفته تجزیه شده در حالی که PIA آب گریز طی چندین ماه و حتی سال تجزیه می گردد)، این امر می تواند پلیمرهای متفاوتی را برای کاربردهای گوناگونی مناسب سازد. PGA و PLA به واسطه ی تجزیه ی سریع خود، برای کاربردهای مهندسی بافت مناسب بوده، در حالی که PCL به واسطه ی تجزیه ی کند خود برای کاشت های طولانی مدت مناسب می باشد. سرعت های تجزیه ی نانو الیاف الکترورسی شده بیشتر می توانند توسط کوپلیمرهای مصنوعی با نسبت های جزئی متغیر، مانند (CL-PLLA) (PLA، PCL)، (PLGA، PLA، PGA) یا با استفاده از ترکیباتی از پلیمرهای مشابه تطبیق داده شوند. لیستی از نانو الیاف ترکیبی متداول و همچنین کاربردهای هدف گذاری شده ی آنها در جدول (۱) ارائه شده است.

### مخلوط های پلیمری طبیعی

نانو الیاف ترکیبی طبیعی برای تقلید بهتر ECM ابداع شده اند. چندین نانو الیاف ترکیبی طبیعی متداول و کاربردهای هدف گذاری شده ی آنها در جدول (۱) ارائه شده است. نانو الیاف ترکیبی کلاژن - چیتوسان برای تقلید بهتر ECM که به طور مشابه از پروتئین های لیفی GAGS تشکیل شده اند (توضیحات ۲)، آماده گشتند. اگر چه پروتئین های لیفی از پلیمرهای پلی ساکاریدی طبیعی گران تر هستند، اما در عوض آسان تر به نانو الیاف رسیده می شوند. پلی ساکاریدهای موادی هستند که به سختی الکترورسی می شوند، چرا که غلظت



شکل (۱) دستگاه الکترورسی: (a) الیاف پلیمری بر روی سطح تختی پهن شده و لایه هایی نانولینی ایجاد می نمایند، در حالی که الیاف با استفاده از هدف اسپیندل چرخشی قادر به سازماندهی می باشند (b) نانو الیاف کواکسیال با ساختارهای پوسته مغزی توسط رشته ساز که از دو مجرای بسیار کوچک کواکسیال که محلول پلیمری گوناگونی حمل می کند، ایجاد شده است.

پیوندزنی شیمیایی برای انتقال محل های شناسایی و زیستی، مانند RGD (Lys- Gly- Asp) و سایر خصوصیات بیوشیمیایی است که آنها کم دارند.

کوپلیمریزاسیون و پوشش دهی فیزیکی، هر دو کاربردهای جدیدی فراهم می کنند که متاسفانه پر زحمت، ناکافی و پرهزینه می باشند. گفتنی است که انتقال جرم کند بیومولکول ها در داخل داربست های متخلخل، اصلاحات سطحی را محدود می کند.

### انواع اجزای پلیمر

بسیاری از انواع مختلف پلیمرهای زیست سازگار به نانو الیاف الکترورسی شده و عمدتاً به دو دسته ی به طور مصنوعی یا طبیعی مشتق شده طبقه بندی می گردند. خصوصیات گوناگون مواد تشکیل دهنده ی آنها، مورد مصرف آنها را وابسته به کاربرد می نماید.

این ویژگی های کلیدی که شامل تجزیه بیولوژیکی، زیست سازگاری، مقاومت مکانیکی، آب دوستی (یا آب گریزی) می گردد، در شکل (۱) به طور مشروح برای پلیمرهایی که به طور متداول در الکترورسی استفاده می شوند، عنوان شده است.

پلیمرهای ترکیبی (به سبب تنوع خصوصیات فیزیکی و شیمیایی، مدول و استحکام تسلیم) به طور گسترده برای ساخت نانوالیاف ترکیبی استفاده شده که شامل خصوصیات آب دوستی، آب گریزی، بارسطحی و استحکام مکانیکی می گردد.

اغلب پلیمرهای ترکیبی الکترورسی شده، شامل پلی استرهای چربی دار خطی گلیکولید و لاکتید محور، اسید پلی لاکتیک (PLA)، اسید پلی گلیکولیک (PGA) و کوپلیمر آنها، اسید پلی لاکتیک گلیکولیک (PLGA) می شود. کلیه ی این مواد زیست سازگار بوده و با قیمت کمی از منابع مواد خام مورد اطمینان تهید شده و به طور گسترده در بازسازی بافت های نرم به عنوان حامل هایی برای تحویل کنترل شده ی دارو، مورد استفاده قرار می گیرند. اگر چه مواد ترکیبی نیرومند، ارزان و قابل اطمینان می باشند، اما در اثرات بیوشیمیایی تشریح شده در نسوج طبیعی بدن سهیم نمی باشند. رویکردی پژوهشی برای تولید نانو الیاف الهام گرفته شده از طبیعت استفاده شده تا پلیمرهای به طور طبیعی مشتق شده را به نانو الیاف تبدیل نماید. کلاژن، ژلاتین (کلاژن ناقص هیدرولیز شده)،



جلوگیری کنند. در حقیقت، حساسیت مواد به آب بسیار مهم می باشد، تا آنجا که اعمال گلو تارالدهید به عنوان بخار، به جای محلول آبی متصل کنند عرضی لازم است تا از متلاشی شدن مواد حین اتصال عرضی جلوگیری کند. اگر چه اتصال عرضی موجب تقویت و ثبات ساختارهای نانولیفی می گردد، عواملی مانند گلو تارالدهید می تواند موجب افزایش خطر سمی شدن و طبقه بندی سلول های مواد در محیط طبیعی گردد.

به منظور جلوگیری از استفاده ی مواد شیمیایی سمی، پلیمرهای طبیعی توسط شیمی N-hydroxysuccinimide و

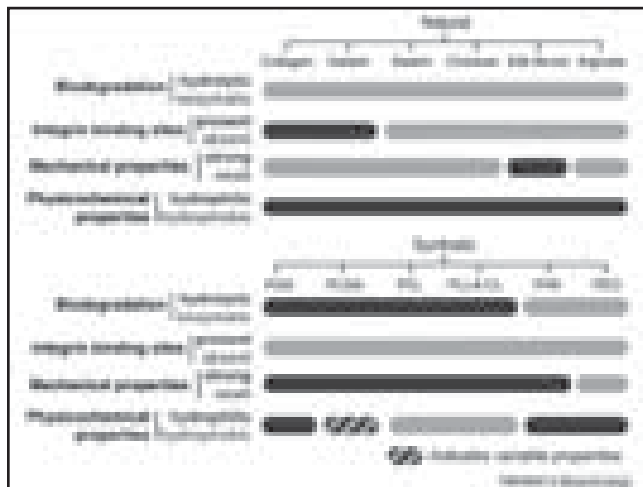
### 1-ethyl-3(3-dimethyl aminopropyl carbodiimide)

و یا بدون استفاده از متصل کننده های عرضی، اتصال عرضی شدند. به عنوان مثال، نانو الیاف ترکیبی لیفی چیتوسان ابریشم، توسط بخار آب فرآیند سازی شده تا از تورم لیفی یا انحلال در آب جلوگیری نماید. همچنین، ضخامت و آرایش یافتگی نانو الیاف در داربست، و نیز تخلخل و ابعاد منافذ داربست می تواند به طور معنا داری بر روی استحکام کلی مواد تأثیر گذار باشد.

ترکیبات کلاژن، به صورت فیبریل های موازی کلاژن تهیه شده تا دار بست های پلیمری طبیعی را محکم تر سازند (نسبت به حصیرهای لیفی بی نظم نانوالیاف یکسان).

### مخلوط های پلیمری طبیعی و مصنوعی

نانو الیاف هیبریدی توسط ترکیباتی از پلیمرهای طبیعی - مصنوعی به طور گسترده ای نسبت به نانو الیاف چند مخلوطه ی طبیعی - مصنوعی - مصنوعی مورد بررسی قرار گرفتند. علت این امر قابلیت مهندسی نانوالیاف بوده تا استحکام مکانیکی، دوام اجزای مصنوعی و قابلیت کارایی پلیمر طبیعی را حفظ نماید. این ترکیبات سیستم های موازی ایجاد می کنند که برای استفاده در سیستم عروقی (elastin - PLGA)، قلبی - عروقی (elastin - gelatin)



شکل ۱- پلیمرهای طبیعی و مصنوعی متداول برای ایجاد نانوالیاف ترکیبی با خصوصیات کلیدی واکنش آنها مانند خصوصیات بیولوژیکی، مکانیکی و فیزیوشیمیایی.

ژلاتین هنگام انحلال آغازین آنها کمتر از حدی است که باید باشد. اگر چه مواد طبیعی، نمایانگر مواد بیوشیمیایی یکسان یافت شده در بافت طبیعی می باشد، فرآوری شیمیایی غیرقابل کشش در طول ایزولاسیون و پالایش می تواند سبب انقطاع ساختار ذاتی آنها گردد، که این امر موجب ضعیف شدن نانو الیاف تشکیل شده از پلیمرهای طبیعی می شود. بعلاوه، این پلیمرها معمولاً در داخل آب انبساط پذیر می باشند. لذا، نانو الیاف پلیمری طبیعی، عموماً توسط عامل های پیوندی متقاطع کربوآمید و یا گلو تارالدهید محور پس از امتزاج، تقویت می شوند. چند مخلوطه های کلاژن - چیتوسان، کلاژن - کلاژن (با منابع مختلف) و کلاژن - الاستین توسط گلو تارالدهید به طور متقاطع پیوند خورده تا از فساد

جدول ۱- پلیمرهای طبیعی و مصنوعی

توضیحات	کاربردهای هدف گذاری شده	قطر لیف (nm)	حلال	پلیمرهای تشکیل دهنده
چند مخلوطه های مصنوعی - مصنوعی				
PLGA با اسید لاکتیک های مختلف: نسبت های اسید گلیکولیک با هم مخلوط شدند	نوسازی غضروف	~۵۵۰	DMF/THF	PLGA و PLGA
انعطاف پذیری بیشتر نسبت به راهنمایان کانال سابق	بازسازی جنبی عصب	۲۸۰-۸۰۰۰	DMF/DCM	PLGA و PCL
پلاسمیدهای DNA پیش از تولید نانوالیاف به محلول اضافه شدند	نوسازی عصب - پوست و DNA درمانی	۲۵۰-۵۰۰۰	آبدار	PEG-PLA و PLGA
مخلوط چها رجزئی PEO-PLA-PLGA-PLA و لاکنید	مهندسی بافت	۵۰-۵۰۰	DMF	مخلوط PLA بنیان
چند مخلوطه های طبیعی - طبیعی				
بدون کراسلینگر، کلیه این نانوالیاف با بنیان پلیمری طبیعی ناپایدار می باشند	مهندسی بافت عصبی و عروقی	۴۳۴-۶۹۱	HFP	کلاژن و چیتوسان
مخلوط ها با کلاژن نوع 1 (calfskin) و نوع 3 (human placenta) آماده گشتند	مهندسی بافت	~۳۹۰	HFP	کلاژن و کلاژن
بدون کراسلینگر، کلیه این نانوالیاف با بنیان پلیمری طبیعی ناپایدار می باشند	مهندسی بافت قلبی عروقی	۱۱۰-۱۱۲۰	HFP	کلاژن و الاستین
تفکیک فاز میان پلیمرها مشاهده گشت	مهندسی بافت	۳۴۰-۹۲۰	HFP	فیبروئین ابریشم و چیتین



## توزیع مخلوط

پلیمرهای امتزاج پذیر معمولاً پیش از الکتروریسی پیش آمیخته گشته تا از طریق نانوالیاف الکتروریسی شده با توزیع فازی یکنواختی ایجاد گردند (شکل ۲)، اما این پدیده مدنظر نمی باشد. هنگامیکه محتوای پلیمری به حد معینی می رسد، توده ای موضعی از پلیمر مخلوط نشده ایجاد می گردد. این تفکیک فاز در مخلوط های رسیده شده ی کلاژن - PCL، هنگامی که جزء PCL به ۳۰٪ رسیده و همچنین در ترکیب کلاژن - PLCL که اجزای آن به نسبت یکسان با هم مخلوط گشته اند، مشاهده می گردد. طبق بررسی های انجام شده چنین گزارش شده است که ممکن است حین پرواز نانوالیاف در فرآیند الکتروریسی، شاهد عدم اختلاط اجزای ترکیب باشیم که به واسطه ی خصوصیت یونی کلاژن می باشد. نایکنواختی های فازی منتج، می تواند منجر به تضعیف خصوصیات فیزیکی، به ویژه هنگامی که ابعاد مواد به سایز نانو می رسد، گردد. به طور مشابه، میزان بلورینگی در داخل مخلوط می تواند بر نرخ تجزیه ی بیولوژیکی تأثیر گذارد. نانوالیاف همچنین با ساختارهای مغزی - پوسته نیز، توسط روش الکتروریسی کوآکسیال تولید می گردند (شکل ۲). در این روش دو مایع امتزاج ناپذیر، از طریق سوزن هایی که به طور متحدالمرکز قرار گرفته اند، فشار داده شده که خروجی واحدی را تشکیل می دهد. هنگامی که دو مایع از داخل سوزن ها به بیرون پمپ می شوند، هر چه پوسته های پلیمر در لایه های بیرونی تری قرار گیرند، مغزی در لایه های درونی تری قرار گرفته و نانولیف پلیمری رسوب شده، ساختار پوسته - مغزی بهتری خواهد داشت. این روش به طور گسترده ای برای آماده سازی نانوالیاف سرامیکی تو خالی و یا پوسته - مغزی و همچنین در فرمول بندی های چند پلیمری نیز استفاده می گردد. به عنوان مثال، PCL در داخل پوسته ی ژلاتینی پیچیده شده تا نانوالیافی با مغزی نیرومندتری از نظر مکانیکی و نیز طبیعی زیست فعال ایجاد نماید. نانو ساختار پوسته مغزی همچنین مفاهیم

(PCL -)، پوست (کلاژن - PCL) و بازسازی عصب (چیتوسان - PCL) تطبیق داده شده اند. از آن مهمتر، این مواد به فرآیند اضافی (اتصال عرضی شیمیایی) پس از الکتروریسی نیازی ندارند. لیست جامعی از نانو الیاف ترکیبی از پلیمرهای طبیعی - مصنوعی در جدول ۲ ارائه شده است. علاوه بر ترکیب خصوصیات، این ترکیبات برای تسهیل آماده سازی الیاف پلیمری طبیعی، توسط پلیمرهایی که قابلیت الکتروریسی ندارند، استفاده می گردد. به عنوان مثال، کازئین (پروتئین شیر)، فیبروئین ابریشم و چیتوسان بلافاصله پس از الکتروریسی، بدون فرآیند پذیری سخت با اسیدهای آلی و نمک های طبیعی که می توانند منجر به تجزیه ی پلیمری و یا آسیب ناخواسته گردند، تولید نمی گردند. این امر نوعاً در نتیجه ی نیروهای بین مولکولی قوی یا ساختارهای سه بُعدی پلیمرهای طبیعی می باشد. فیبروئین ابریشم رسوبات نامحلول B - sheet ایجاد نموده که از الکتروریسی نانو الیاف ظریف فیبروئین ابریشم جلوگیری می نماید. این پلیمرها حتی می توانند با اضافه نمودن پلیمرهایی معین، انحلال پذیر باشند. پلی اتیلن اکسید (PEO) یا پلی وینیل استات (PVAc) با فیبروئین ابریشم، آلژینات و چیتوسان مخلوط شده تا ترکیبی ایجاد کنند که می تواند به راحتی به صورت نانوالیاف آماده گردد.

بسیاری از پلیمرهایی که تاکنون معرفی شدند، در حلال های آلی قابل حل می باشند. این مواد آلی اجازه ی گسترش کامل پلیمر را در داخل محلول داده و به سبب نقطه ی جوش پایینی که دارند، می توانند طی فرآیند آماده سازی خشک گردند. با این وجود، حلال های آلی باقیمانده در داربست نانولیفی هنگام استفاده در محیط طبیعی می توانند مضر باشند. همچنین، پلیمر آب دوست (PEO) به منظور حل نمودن پلیمرهای طبیعی محلول در آب استفاده شده که شامل فیبروئین ابریشم، کلاژن، الاستین، و کلاژن - الاستین می شود.

## توضیحات (۲) اجزای ماتریس خارجی سلولی (ECM)

### پروتئین های ساختاری

کلاژن - بخش عمده ی پروتئین ECM، از خانواده ی بزرگ کلاژن تأمین می گردد (بیش از ۹۰٪). این کلاژن ها (عمدتاً انواع ۱ و ۲ و ۳ و ۴) از مضمون ساختاری سه زنجیره ای پلی پپتید سهم برده که شکلی مارپیچ مانند ایجاد می کنند. تقابلات میان این مارپیچ ها، ساختارهای فیبریلی بزرگتری ایجاد می کند (از ۵۰ به ۲۰۰ نانومتر). آرایش یافتگی لیف کلاژن، نقش مهمی در ساختار و عملکرد بافت ایفا می کند (الیاف سازمان دهی شده در رباط ها، آرایش حلزونی در ماهیچه ها).

الاستین - به مقدار زیادی در رباط تاندون، پوست و قلب یافت می گردد، مولکول های الاستین از زنجیره های پلی پپتید نسبتاً بدون ساختار معین تشکیل می شوند که با یکدیگر اتصال عرضی ایجاد نموده تا شبکه ای لاستیکی ایجاد کنند.

این ماده به طور الاستیک کش آمده و به طور برگشت پذیری جمع می گردد.

### پروتئین های مخصوص

### پروتئین های چسبنده

بسیاری از پروتئین های ماتریسی اتصالی سلولی فیلامنتی، که شامل لامینین ها و فیبرونکتین ها می گردد، فضاهای درون شبکه ای ECM را اشغال می کنند. این گلاکوپروتئین ها (پروتئین های تغییر یافته توسط پسماندهای کربوهیدراتی کوتاه)، پلی ساکاریدها و گیرنده های چسبنده ی سطحی بر روی سطح سلول،

اینترگرین نامیده می شوند. این پروتئین های طولانی می توانند ابعاد، مهاجرت و اتصال سلول را اصلاح نموده و اجزای ECM را تشکیل دهند.

## Proteoglycans

Proteoglycans، زیر گروه متنوعی از glycoproteins می باشد که با زنجیره های خطی پلی ساکارید اصلاح شده اند (glycosaminoglycans یا GAGS) مقدار کربوهیدرات آنها (۹۵٪) نوعاً به طور آشکاری نسبت به مقدار پروتئین (۵٪) بیشتر می باشند.

آرایش یافتگی باقیمانده های ماده قندی در این GAGS ویژه، به نوع بافت و حجم آن بستگی دارد. ECM Proteoglycans نقش پرکننده فضا، الحاق مولکول های آب و کاتیون ها را میان اجزای فیبریلی ECM ایفا می کند. علاوه، زنجیره های GAGS به پروتئین های ECM می چسبند تا از طریق proteoglycan محصور به رویه، به سلول های تثبیت کمک کنند.

## پسماندهای معدنی

Apatite: علاوه بر بخش آلی استخوان ECM، (به عنوان مثال، نوع ۱ کلاژن و Proteoglycans)، بخش معدنی بزرگی به صورت apatite وجود دارد. این فسفات کلسیم کریستالی، نقش مهمی در استحکام مکانیکی استخوان و ذخیره ی یون های کلسیم و فسفات بدن ایفا می کند. این مواد معدنی، کریستال های آپاتیت متورقی با قطرهای ۵۰ nm در داخل ECM ایجاد می نماید.



آشکاری برای تحویل داروی موضعی از طریق حمایت انتخابی و آزاد سازی بار مفید کپسول شده داشته که متعاقباً مورد بحث قرار خواهد گرفت.

### کاربردهای نانوالیاف ترکیبی

توانایی متناسب نمودن خصوصیات فیزیکی و شیمیایی نانوالیاف با استفاده از مخلوط های پلیمری، این امکان را برای مهندسی فراهم می سازد تا مواد بسیار ویژه ای با کاربردهایی منحصر به فرد تولید کنند. این حوزه های اجرای زیست پزشکی به طور گسترده به عنوان مهندسی بافت و یا خدمات درمانی طبقه بندی گشته که هر یک به خصوصیات مکانیکی و بیولوژیکی ویژه ای نیاز دارند.

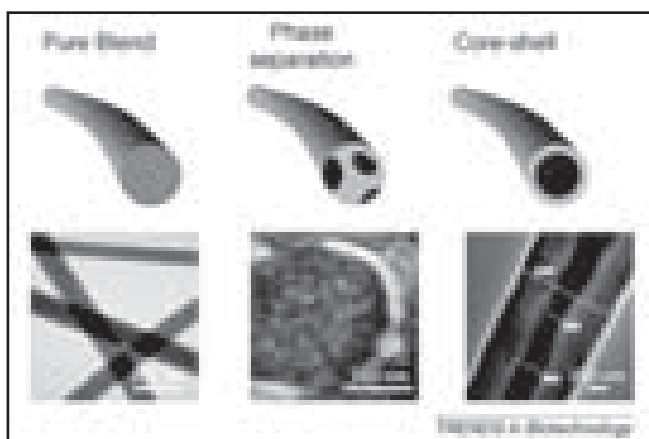
### مهندسی بافت

جایگزین سازی و احیای موفقیت آمیز بافت به توانایی داربست مکانیکی جهت پرورش رشد درونی سلولی بستگی دارد. این امر، برای تقلید ECM طبیعی بافت های مختلف که شامل بافت عضلانی-استخوانی (استخوان، رباط، غضروف، پوست، عصب و بافت رگ دار) می شود، به محلول های مصنوعی نیاز دارند. همانطور که در جعبه ۲ توضیح داده شد، ECM مجموعه ای از پروتئین های لیفی است که سلول های داخلی را احاطه نموده و محافظت می کنند. توزیع و ترکیب این شبکه ی پلیمری - پلی ساکارید، اندازه ی سلول را کنترل کرده، ساختار بافت را تشریح نموده و به تنظیم عملکرد بیولوژی کمک می کند. جهت آماده سازی نانو آلیافی که توانایی تقلید ترکیب بیوشیمیایی و توپوگرافی را دارند، داربست های نانولیفی باید با استفاده از پروتئین های ECM و پلی ساکاریدها یا فرمول بندی های مصنوعی که خصوصیات فیزیکی آنها با یکدیگر مطابقت دارند، تهیه شوند. الکترورسی این اجازه را به پلیمرها می دهد تا تحت ساختارهای درجه بندی شده با تنظیم یکنواخت پشته سازی که ماهیت متخلخل بافت طبیعی را مطابقت می دهد، آماده گردند. به علاوه، الکترورسی روش ملایمی است که پروتئین ها و سایر ماکرو مولکول های الکترورسی شده را متراکم نکرده و تنزل نمی دهد.

این امر، در حال کار بودن فعالیت زیستی پلی آمیدهای طبیعی (کلاژن-الاستین-ژلاتین) و پلی ساکاریدها (چتین و چیتوسان) را تضمین می نماید. این پایگاه های بیومولکولی چسبندگی و مهاجرت سلول را ترفیع داده و می تواند دومین سیستم پیغام رسان را فعال کند. این سیستم اصلاح ژن سلول های موضعی را که به تغییرات جسمانی (تکثیر، تفکیک و تجهیز کردن) منجر می شود، تغییر می دهد. این نشانه ها می توانند علت تغییرات ترکیب ECM از طریق تغییر وضع توسط میزبان باشند. علاوه بر تقلید از محیط ساختاری و بیوشیمیایی، سیستم های بافت کراتین تقاضای بیشتری دارند. به عنوان مثال، بافت عروقی باید با جریان و فشار جدید مطابقت نماید، در حالی که باید مقاومت زیادی را نیز در برابر تنش به شیء از خود نشان دهد. مخلوط های PCL-کلاژن، در برابر تنش های طولانی مدت استحکام و کشسانی مناسبی داشته که آنها را جانشین های مناسبی می سازد. همچنین، بسیاری از ترکیبات PLGA بنیان، با خصوصیات مکانیکی شبیه به خصوصیات مکانیکی پوست و غضروف تهیه می گردند.

نانوالیافی که بر روی مجموعه صفحات مسطح الکترورسی می گردند، لایه های لیفی بی بافتی ایجاد نموده که برای داربست های تخت، مانند پیوندهای پوست و پانسمان زخم بسیار مناسب می باشند. با الکترورسی ترکیب ها بر روی اسپندیل های دورانی، نانوالیاف به سازه های لوله ای شکل تبدیل می گردند. این

داربست ها به عنوان راهنماهای عصب، برای احیای عصبی محیطی، در جایی که عصب ها نمی توانند توسط بخیه ترمیم شوند، بسیار مناسب می باشد. این راهنماهای عصبی مصنوعی می توانند جایگزین خود پیوندها گشته تارشد عصب را در امتداد گپ بحرانی کنترل نمایند. این مواد توسط ترکیبات PCL همراه با چیتوسان، کلاژن و PLGA تهیه شده و خصوصیات مکانیکی نیرومندی از خود نشان می دهند، در حالی که مستعد بخیه زده شدن به انتهای عصب و حفظ ثبات ساختاری در محیط طبیعی نیز می باشند. در صورت موفقیت، مهندسی بافت سبب تشکیل بافت جدید می گردد که مستلزم شکستگی و تصفیه ی داربست های کاشته شده می باشد. پلی استرهای مصنوعی مانند PCL، PLGA، تجزیه ی کنترل شده ای را حین هیدرولیز فراهم نموده که نیاز به بازیابی جراحی را پس از استفاده، منتفی می سازد. پلیمرهای طبیعی علاوه بر آنکه زیست تجزیه پذیر می باشند، تحت یک تجزیه ی پروتئولیکی سلول تحمیلی قرار گرفته که منجر به تغییر وضعیت بافت طبیعی می گردد. لذا، این پلیمرها شکسته خواهند



شکل ۲- ساختار داخلی ترکیب های نانولیفی، پیش مخلوط شدن اجزای متعدد استفاده شده در تولید نانولیف، معمولاً مخلوط های خالص یکنواختی ایجاد می کند (سمت چپ) اما جداسازی فازهای مواد می تواند در نتیجه ی الگو ایجاد گردد (سمت راست) و یا در نتیجه ی پارامترهای پردازشی (وسط).

شد، همچنانکه سلول ها به سمت مجاور داربست حرکت نموده که آنها را برای کاربردهای احیای بافت بسیار مناسب می گرداند.

### تحویل دارو

داربست های نانولیفی به واسطه ی زیاد بودن مساحت سطحی شان و تجزیه ی کنترل شده، به عنوان وسائیل نقلیه ای موضعی برای تحویل دارو محسوب می گردند. ترکیب ها توسط داروها، و از طریق یکی از استراتژی های مشارکت پیوسته، بار گذاری می گردند:

(i) مخلوط های پلیمر - دارو

(ii) تلفیق امولسیون های محلول در آب

(iii) متقارن داخل ساختارهای محلول در آب

داروها توسط از مخلوط نمودن مقدماتی محلول پلیمر با Thera peuc پیش از الکترورسی به نانو لیف های چند مخلوط ملحق می گردند. این امر توسط دو آنتی بیوتیک آشکار می گردد: هیدروکلرید تتراسایکلین (در پلی اتیلن کووینیل



جدول ۲- پلیمرهای طبیعی و ترکیبی

پلیمرهای طبیعی	پلیمرهای مصنوعی	حلال	قطر لیف (nm)	کاربردهای هدف گیری شده	توضیحات
چیتوسان	PEO	اسید استیک DMF/DMSO	۴۰- چند میکرون	پانسمان زخم و خدمات دارویی	استفاده شده در طول تولید برای بهبود surfactant پایدار در آب؛ ساختار نانولیف
	PVA	TFA/DCM	۱۲۰-۴۷۰	مهندسی بافت	به شکست تقابلات میان زنجیره های چیتوسان برای PVA الکتروریسی کمک می کند
	PCL	TFA/TFE	۱۰۰-۲۰۰	بازیابی عصب محیطی	نانوالیاف پایداری زیادی در برابر اسپان های طولانی مدت دارد
	PLLA-CL	HFP	۱۲۴-۴۲۶	مهندسی بافت	استفاده شده PLLA-CL تخلخل با افزایش نسبت وزنی چیتوسان:
چیتین	PGA	HFP	۵۰-۳۵۰	مهندسی بافت پوست انسان	در حضور چیتین سرعت گرفت PGA تجزیه
کلاژن	PCL	HFP	۵۲۰	مهندسی بافت عروقی	خصوصیات مکانیکی و استحکام فشاری بالا
	PCL	HFP	۶۰۰-۹۰۰	مهندسی بافت پوست انسان	داربست ها به طور شیمیایی کراس لینک شدند؛ افزایش در مقدار منجر به خصوصیات مکانیکی بهتر گشت PCL
	PEO	آبی	۱۰۰-۱۵۰	پانسمان زخم و مهندسی بافت	تغییر کرد PEO استحکام کششی با تغییر در نسبت کلاژن/
	PCL	HFP	۵۰۰-۶۰۰	بازیابی عصب محیطی	مشاهده گشت PCL در کلاژن/axon راهنمایی بهتر
	PLLA-CL	HFP	۱۰۰-۲۰۰	مهندسی بافت عروقی	نرمال مشاهده گشت endothelial رشد و الحاق سلولی
	PLLA-CL	HFP	۱۲۰-۵۲۰	مهندسی بافت عروقی	تفکیک فاز کلاژن در برخی از آماده سازی ها مشاهده گشت
کلاژن و الاستین	PCL	HFP	۴۷۰-۱۶۰۰	مهندسی بافت قلبی عروقی	خصوصیات مکانیکی نانوالیاف را افزایش داد مقدار
	PLGA, PCL, PLLA یا PLLA-CL	HFP	۴۷۰-۷۷۰	مهندسی بافت قلبی عروقی	داربست ها به طور شیمیایی کراس لینک شدند: غلظت نسبی کلاژن/الاستین/پلیمر مصنوعی 45/15/40
الاستین، کلاژن یا الاستین و کلاژن	PEO	آبی	۲۲۰-۶۰۰	مهندسی بافت	نانوالیاف به طور شیمیایی کراس لینک شدند: محلول های الکتروریسی شامل هیچگونه حلال آلی نمی باشند
ژلاتین	PLLA-CL	TFE	۵۰-۵۰۰	مهندسی بافت پوست انسان	مقدار ژلاتین آب دوستی را افزایش داده و از استحکام مکانیکی می کاهد
	PCL	HFP یا TFE	۴۶۰-۸۸۰ (HFP) ۵۰-۱۰۰۰ (TFE)	مهندسی بافت قلبی عروقی	استحکام مکانیکی نانولیف را افزایش داد PCL
	PCL	TFE	۲۷۹۰-۴۶۳۰	مهندسی بافت	به عنوان مغزی و ژلاتین به عنوان PCL تشکیل پوسته/مغزی ( پوسته)؛ به کارگیری کراس لینکر
	PCL	TFE	232-160	مهندسی بافت طبیعی	سلول ها بر روی هر دو لایه ی نانولیفی راندوم و موازی تکثیر می گردد
	Polyaniline	HFP	۶۰-۸۰۰	مهندسی بافت قلبی و عصبی	داربست ها به طور شیمیایی کراس لینک شدند: پلی آنیلین و نانوالیاف مخلوط شده از آن به طور الکتریکی هدایت شدند
ژلاتین و الاستین	PLGA	HFP	۳۸۰~	مهندسی بافت قلبی و عروقی	نانوالیاف، حتی بدون نیاز به کراس لینکرها پایداری خوبی از خود نشان می دهند
فیبروئین ابریشم	PLLA-CL	HFP	۱۳۰-۶۵۰	مهندسی بافت عروقی	نرخ تجزیه قابل کنترل، مقدار فیبروئین ابریشم آب دوستی الیاف را افزایش می دهد
	PEO	PEO	۷۰۰-۸۰۰	مهندسی بافت	محلول های الکتروریسی شامل هیچگونه حلال آلی نمی باشند
آلژینات	PEO	PEO	۷۵~	مهندسی بافت	هر دو پیوند یونی و کووالانس خصوصیات ساختاری را بهبود می بخشند



دکستران	PLGA	DMSO/DMF	۱۰۰~	مهندسی بافت	نانوالیاف فوتو- پیوند شدند
کاربنین یا آنزیم لیباز	PVA یا PEO	آب بافر TEA	۱۰۰-۵۰۰	مصرف عمومی پلیمرهای طبیعی	داربست ها به طور شیمیایی کراس لینک شدند؛ فعالیت آنزیم حفظ گشت

گردند، در حالی که از تغییر ماهیت حفاظت می کنند. دوم آنکه، آزادسازی کنترل شده ی ماده می توانند توسط نرخ تجزیه یا تخریب پوسته ی پلیمری تنظیم گردند. سیستم های مغزی - پوسته به منظور حمل آنتی بیوتیک ها، پروتئین های بیوفعال و آنتی اکسیدان ها (برای التیام زخم) استفاده می گردند.

### نتیجه گیری

استفاده از نانوالیاف ترکیبی در کاربردهای بیوپزشکی توجه زیادی را در سال های اخیر به خود جلب نموده است. این نانو الیاف ترکیبی که توسط الکتروریسی مخلوط هایی از پلیمرهای طبیعی و مصنوعی آماده می گردند، خصوصیات مکانیکی، ساختاری و بیوشیمیایی پایدار و خوبی از خود نشان می دهند که توسط هیچ پلیمر دیگری حاصل نمی شود. این روش نه تنها نانو ساختارهایی ایجاد می کند که دارای خصوصیات هر یک از اجزاء می باشند، بلکه استفاده از پلیمرهای طبیعی را که شامل پروتئین ها و پلی ساکاریدها می گردد نیز، ممکن می سازد. الکتروریسی روش ساده، کارآمد و انعطاف پذیری است. لذا خوش بینی های آشکاری در خصوص نانوالیاف ترکیبی و تاثیر پتانسیل آنها بر داروهای احیا کننده و تحویل کنترل شده ی دارو وجود دارد. ابعاد این مخلوط نانولیفی از ابعاد فیبریل های طبیعی ECM بدنه تقلید می کند. تحقیقات شروع به اسمبل کردن این نانوالیاف در طبقه بندی هایی می کند که سیستم های بافت موضعی را بهتر تقلید می نماید. با تعدیل توازی و آرایش یافتگی لیف، داربست هایی سه بعدی شکلی می گیرند که دارای خصوصیات مکانیکی و محیط های کوچک گوناگونی می باشند (به عنوان مثال الیاف رباط موازی در برابر الیاف ماهیچه ای صیقلی مارپیچ). آرایش یافتگی لیفی ترکیب ها نقش مهمی در ارائه اطلاعات مهمی از بدن انسان دارد که می تواند فعالیت سلولی را به بازتولید بافت های عملکردی، مانند تاندون ها، اعصاب و مندهای تنفسی وابسته به قرینه، بافت قلبی و ماهیچه ای هدایت کند. به عنوان مثال، آرایش یافتگی لیف به طور ویژه در هدایت ازدیاد طول آکسونی در بازیابی (احیا) عصب و تمایز سلولی، امری مهم می باشد. به علاوه، تنظیم تخریب نانولیفی و اندازه ی منافذ، به انتقال بهتر مواد مغذی و ضایعات، تحریک سلولی و نیز رها سازی کنترل شده ی دارو منجر می گردد. چالش اصلی در ایجاد نانو الیاف ترکیبی، شناسایی پارامترهای عملکردی و عوامل مخلوط سازی ترکیب ها می باشد که ویژگی های فیزیکی و بیولوژیکی سیستم پلیمر هیبرید دو جزئی را کنترل می کنند. فعالیت های زیستی، توزیع فازی در داخل نانولیف و نرخ تجزیه، همگی فاکتورهایی کلیدی هستند که باید کاربرد به کاربرد توضیح داده شوند. آماده سازی نانوالیاف ضخیم و خوب موازی شده برای مصرف کاربردی، نیاز به چالش دیگری دارد: توازی الیاف در نتیجه ی شارژ باقیمانده ی الیاف، کاهش یافته و در نتیجه ضخامت لایه ی لیفی افزایش می یابد. نهایتاً، پیش از استفاده از این مواد برای انسان، لازم است تا آزمایشات دقیقی در محیط طبیعی صورت گیرد.

استات و PIA) و سفاکستین سدیم (در PLGA/PEG-b-PLA/PLA). مهمتر از آن، افزودن دارو می تواند بر خصوصیات فیزیکی نانو لیاف الکتروریسی شده تأثیر گذارد. سفاکستین سدیم موجب کاهش قطر لیف (۲۵۰ نانو متر در برابر ۳۵۰ نانو متر) و تغییرات مورفولوژی شده و تا حدی موجب افزایش هدایت محلول پلیمر می گردد (با افزودن مولکول داروی یونیزه شده). درمان های محلول در آب همچنین داخل پلیمرهای آب گریز، توسط الکتروریسی تجزیه های آبی در داخل مخلوط حلال پلیمری - آلی وارد شده اند. الکتروریسی امولسیون محور در ترکیبات به منظور تصرف پروتئین آب دوست cytochrom c در ایمین پلی اتیلن / PLLA و نانوالیاف PLLA / Polylysine مورد استفاده قرار می گیرد.

این چند ترکیب توسط افزایش تناسب جزء پلیمری آب دوست، موجب تسریع نرخ آزاد سازی پروتئین می گردند. استفاده از امولسیون ها برای اصلاح خصوصیات نانوالیاف در طول الکتروریسی نیز استفاده می گردد. SY و همکارانش نشان دادند که با تغییر سهم نسبی فاز آلی و آبی در مخلوط، ویسکوزیته نانو الیاف تغییر می کند.

علاوه بر بارگذاری پروتئین ها و مولکول های کوچک، اسیدهای هسته ای تابع به طور موفقیت آمیزی برای تحویل ژن به نانو الیاف ملحق می گردد. Liu و همکارانش نیز به طور موفقیت آمیزی DNA پلاسمایی را به نانو الیاف پلیمری معرفی نمودند که منجر به ایجاد یک مخلوط داربست زیست فعال می گردد. DNA رها شده از انتقال سلولی جلوگیری می نماید. چنین مشاهده شده است که DNA به طور گسترده ای در نزدیک سطح نانوالیاف حمل شده که منجر به رهایی DNA می گردد. با کنترل خصوصیات قابل تنظیم نانو الیاف (به عنوان مثال قطر لیف، تخریب و سرعت تجزیه)، نرخ آزادسازی کنترل می گردد. به منظور افزایش راندمان نسخه برداری، DNA بر روی سطح چیتوسان متراکم شده و به داربست های نانولیفی PLGA/hydroxyapatite ملحق می گردد (hydroxyapatite استحکام مکانیکی ساختار را افزایش می دهد). چیتوسان با DNA مخلوط شده تا نانو ذراتی را ایجاد کند که از تجزیه ی اسیدهای هسته ای حفاظت می کند.

DNA می تواند با نانوالیاف مخلوط گردد (با جذب سطحی ساده، جذب با نانو ذرات چیتوسان - DNA یا تلفیق نانو ذرات پیش از الکتروریسی) علاوه بر این، الکتروریسی DNA را در طول تلفیق سازی غیرفعال نمی کند، در حالی که نشان دهنده سرعت های رها سازی بلند مدت می باشد. کامپوزیت دوروی (DNA, hydroxyapatite) شانس مهمی برای درمان همکاری کننده نشان می دهند. مضاف بر مخلوط کردن دارو و مخلوط پلیمر، کامپوزیت دارو- پلیمر می تواند توسط تلفیق داده ها یا بیومولکول ها توسط الکتروریسی کوآکسیال آماده شوند، در حالی که ساختارهای پوسته - مغزی تشکیل می دهند.

این دستیافت مزیت های زیادی دارد. نخست آنکه، ماده ی تلفیق شده با مغزی، نیازی به الکتروریسی ندارند. در عوض، دارو، پروتئین، اسیدهای هسته ای یا فاکتورهای رشد می توانند به سادگی در محلول مغزی آماده