



مطالعه میزان تغییرات مدول یانگ و مقاومت شکست در ساختارهای کامپوزیت پلیمری دوتایی بر پایه ی پلی یورتان براساس بارگذاری تنش- کرنش جهت کاربرد در مهندسی بافت عروق خونی

نفیسه جیرفتی^۱، داود محبی کلهری^{۱*}، افرا حاجی زاده^۲، عبدالرضا صمیمی^۱

^۱ گروه مهندسی شیمی، دانشکده مهندسی، دانشگاه سیستان و بلوچستان، زاهدان، ایران.

^۲ گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۸/۰۱/۲۸

بازنگری: ۱۳۹۸/۰۴/۱۹

پذیرش: ۱۳۹۸/۰۶/۱۱

ارائه آنلاین: ۱۳۹۸/۰۷/۲۴

کلمات کلیدی:

ساختارهای کامپوزیت

خواص مکانیکی

عروق خونی مصنوعی

الکترورسی

مهندسی بافت.

خلاصه: بیماری عروق کرونر قلب از مهم‌ترین بیماری‌های قلبی و عروقی است. پیوند اتوگرافت درمان متداول این بیماری است که در بعضی بیماران به دلایل مختلف قابل استفاده نیست. از این رو داشتن جایگزین‌های مطلوب در این زمینه امری ضروری است. ساختارهای نانوالیافی به دلیل توانایی بالا در شبیه‌سازی ماتریس برون‌سولوی و ایجاد تطابق بین خواص مکانیکی در داربست‌های رگی مصنوعی با عروق طبیعی، به‌عنوان بسترهای بالقوه جهت کاربردهای مهندسی بافت عروق مطرح می‌شوند. هدف اصلی پژوهش پیش‌رو ساخت و بهبود خواص مکانیکی داربست‌های رگی مصنوعی با ساختارهای کامپوزیت دوتایی، با استفاده از نانوالیاف پلیمرهای پلی‌یورتان، پلی‌اتیلن ترفتالات و پلی‌کاپرولاکتون به روش الکترورسی آمیخته می‌باشد. تمام ساختارها از نظر ریخت‌شناسی و خواص مکانیکی مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. محدوده‌ی تغییرات تنش و مدول یانگ در ساختارهای پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن ترفتالات/پلی‌یورتان به ترتیب $0/39 \pm 2/66$ تا $3/20 \pm 19/05$ و $0/09 \pm 3/18$ تا $3/42 \pm 23$ مگاپاسکال است. همچنین محدوده تغییرات میانگین قطر الیاف و تخلخل در ساختارهای کامپوزیتی به ترتیب 94 ± 343 تا 83 ± 382 نانومتر) و $3/12 \pm 58/60$ تا $1/70 \pm 81/0$ درصد) گزارش شده است. بررسی ساختار و خواص مکانیکی داربست‌های ساخته شده نشان می‌دهد ساختار کامپوزیتی طراحی شده و بخصوص ساختار پلی‌اتیلن ترفتالات/پلی‌یورتان می‌تواند دستاورد مناسبی جهت کاربردهای مهندسی بافت عروق خونی باشد.

۱- مقدمه

علت محققین در زمینه مهندسی پزشکی و مهندسی بافت از طریق ساخت داربست‌های رگی مصنوعی با استفاده از مواد پلیمری تأیید شده توسط سازمان غذا و دارو آمریکا^۱ درصد حل محدودیت‌های موجود در زمینه جراحی عروق می‌باشند. داربست‌های رگی مصنوعی که در زمینه‌ی درمان بیماران مذکور، به‌صورت تجاری در دسترس هستند در جایگزینی عروق با قطر بزرگ و مقاومت کم (قطر بیشتر از ۶ میلی‌متر)، به‌صورت رضایت‌بخشی عمل کرده‌اند و دارای موفقیت‌های بالینی زیادی می‌باشند [۳]. اما برای کاربردهای بالینی در زمینه‌ی بازسازی و احیاء شریان‌ها با قطر کوچک (قطر کمتر از ۶ میلی‌متر) به دلیل ایجاد نیروهای سطحی، عدم شبیه‌سازی مطلوب خواص مکانیکی عروق طبیعی و جذب پروتئین پلاسمای خون توسط گرفت و در نتیجه انسداد، با شکست مواجه شده و عملکرد بالینی رضایت‌بخشی نداشتند [۴].

در این راستا با توجه به مطالب بیان شده مشخص می‌گردد که

بیماری مربوط به عروق کرونر قلب از مهم‌ترین بیماری‌های قلبی و عروقی است. پیوند اتوگرافت درمان متداول این بیماری است که در بسیاری از بیماران به دلایل مختلف قابل استفاده نیست. از این رو داشتن جایگزین‌های مطلوب در این زمینه امری اجتناب‌ناپذیر است. مهندسی بافت در مقیاس نانو می‌تواند منجر به توسعه‌ی جایگزین‌های زیست سازگار گردد که می‌توانند عملکرد بافت آسیب دیده را تا حد امکان حفظ کرده و یا بهبود بخشد. در این راستا با بی‌نتیجه ماندن یا عدم توانایی درمان‌های دارویی و استراتژی‌های متعارف در زمینه درمان بیماری‌های قلبی و عروقی (آنژیوپلاستی و پیوند با‌ی‌پس) به‌نظر می‌رسد [۱] می‌توان درمان این بیماران را از طریق ایمپلنت داربست‌های رگی مصنوعی، به‌عنوان بهترین گزینه درمانی، تحت پوشش قرار داد [۲]. از این رو با توجه به تعداد زیاد بیماران نیازمند پیوندهای جایگزینی عروق، تقاضا جهت جایگزینی و پیوند عروق به‌خصوص عروق با قطر کوچک بسیار زیاد است. به همین

1 Food and Drug Administration (FDA)

* نویسنده‌دار مکاتبات: davoodmk@eng.usb.ac.ir



سطحی، استحکام و خواص مکانیکی مطلوب می‌گردد. این خواص منحصربفرد باعث می‌شود نانوالیاف گزینه‌ی مناسب برای بسیاری از کاربردهای مهم از جمله مهندسی بافت، مهندسی پزشکی، فیلتراسیون و نانو سنسورها باشد [۸].

کارل [۹] در سال ۱۹۱۲ نخستین کسی بود که استفاده از لوله‌های فلزی و شیشه‌ای را تحت عنوان عروق مصنوعی در جراحی بای‌پس قلب در سگ توصیف کرد. در اوایل سال ۱۹۵۰ آرتور و همکاران [۱۰] نخستین گرفتار مصنوعی را جهت جایگزینی شریان ارائه کردند. آن‌ها با مورد بررسی قرار دادن ۱۸ مورد جایگزینی توانستند نتایج رضایت بخشی را از نظر کیفیت عملکرد پروتز و تطبیق پذیری آن کسب کرده و ناتوانی خود را در موفقیت کامل جایگذاری، عدم موفقیت‌شان در جلوگیری از عفونت و خونریزی، بیان نمودند.

همان‌طور که در قبل نیز مطرح شد داربست‌های عروقی ایده‌آل جهت کاربردهای کلینیکی باید دارای خصوصیات منحصربفردی باشند تا موجب نزدیکی عملکرد مکانیکی آن‌ها به عروق طبیعی گردد. در این راستا جنس پلیمری که در ساخت داربست‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد باید وابستگی معنادار و نزدیکی با خصوصیات عروق طبیعی و الزامات مورد نیاز در ساخت داربست‌های رگی مصنوعی داشته باشد.

یکی از پرکاربردترین پلیمرهای مصنوعی در مهندسی بافت عروق خونی، پلی‌کاپرولاکتون^۲ است که به‌عنوان پلی‌استر زیست‌سازگار و تخریب‌پذیر با خواص مکانیکی مطلوب مطرح می‌گردد. از مهم‌ترین مزایای این پلیمر حالت نیمه‌کریستالی و نرخ تخریب‌پذیری نسبتاً کند آن است که به‌واسطه‌ی هیدرولیز پیوندهای استری در شرایط فیزیولوژیکی بدن به آرامی صورت می‌گیرد [۱۱ و ۱۲].

پلی‌اتیلن ترفتالات^۳ به‌عنوان یک پلی‌استر ترموپلاستیک با نام تجاری داکرون در راستای تولید عروق مصنوعی به رسمیت شناخته شده است [۱۳] و به‌واسطه‌ی خواصی مانند زیست‌سازگاری، انعطاف‌پذیری، استحکام بالا و مقاومت در برابر تخریب‌پذیری به‌عنوان یک گزینه‌ی مناسب جهت کاربردهای مختلف مهندسی بافت عروق خونی معرفی می‌گردد. عروق مصنوعی داکرونی موجود در بازار به دو روش بافته شده و گره‌ای تولید می‌شوند که عروق بافته شده دارای تخلخل پایینی نسبت به نمونه‌ی گره‌ای می‌باشند [۳ و ۱۴]. خواص

موضوع مربوط به طراحی داربست‌های رگی مصنوعی با قطر کوچک هنوز هم به‌صورت یک چالش در تولید جایگزین‌های مناسب باقی مانده است. هم‌چنین توسعه طراحی و ساخت یک داربست رگی مصنوعی با انعطاف‌پذیری و زیست‌سازگاری مطلوب که بتواند به‌صورت پیش‌فرض خواص مکانیکی عروق طبیعی را شبیه‌سازی کند از ضروریات است. بهبود خواص مکانیکی بافت‌های عروقی مصنوعی، ساختار و روش ساخت آن‌ها از جمله الزامات مورد نیاز برای تولید گرفتار عروقی ایده‌آل است. بر این اساس بررسی و گزینش مواد مناسب جهت داشتن کاربردهای کلینیکی قلبی و عروقی برای جایگزینی‌های (ایمپلنت‌های) طولانی مدت و شبیه‌سازی خواص مکانیکی عروق طبیعی در داربست‌های رگی مصنوعی به‌عنوان معیارهای اصلی باید مورد بررسی قرار گیرد [۱۵].

یکی از روش‌های مؤثر برای ساخت داربست‌های رگی مصنوعی با ویژگی‌های منحصربفرد استفاده از تکنیک‌های نانوفناوری و مهندسی بافت است. با علم به این مطلب که ماتریس برون سلولی طبیعی^۱ به فرم شبکه‌ای سه‌بعدی با ابعاد نانومقیاس است [۱۶]، نانوالیاف می‌توانند به‌عنوان ابزاری مناسب برای ساخت داربست‌های رگی مصنوعی و تقلید زیستگاه بیولوژیکی آن‌ها به کار رود. زیرا الیاف در مقیاس نانو، ابعادی مشابه با رشته‌های ماتریس برون سلولی در بافت‌های طبیعی بدن دارند. بر این اساس سعی بر آن است که با استفاده از داربست‌های رگی مصنوعی نانوالیافی با ساختار منفرد و کامپوزیت بر مشکلات موجود در زمینه ساخت عروق با قطر کوچک غلبه کرده و راهکاری جهت ارائه محصولات با حداکثر شبیه‌سازی خواص مکانیکی عروق طبیعی ارائه گردد.

فن‌آوری مهندسی نانو بر مبنای این واقعیت پایه‌گذاری شده است که خواص مکانیکی موادی که ساختار عملکردی آن‌ها حداقل در یک بعد در مقیاس نانومتر است به طور چشمگیری دستخوش تغییرات می‌گردد. با پیشرفت فناوری و ظهور فناوری نانو (علم نانو تکنولوژی) تولید الیاف در مقیاس نانومتری (نانوالیاف) مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است [۱۷]. مواد در شکل نانوالیاف علاوه بر داشتن مساحت جانبی استثنائی و بالا، امکان قرار گرفتن سهم بالایی از اتم‌ها را بر روی سطح لیف فراهم می‌کنند. این مسأله منجر به انرژی سطحی خیلی بالا مربوط به اثر مقیاس نانو، واکنش‌پذیری

2 PolyCaproLactone (PCL)
3 PolyEthylene Terephthalate (PET)

1 ExtraCellular Matrix (ECM)

در پژوهشی دیگر محبی کلهری و همکاران [۱۸] (۲۰۱۲) داربست‌های رگی پلی‌یورتانی را با دو ساختار متفاوت چین‌دار شعاعی و چین‌دار محوری به روش الکترورسی تهیه کرده و خواص آن‌ها را با عروق طبیعی مورد مقایسه قرار دادند. نتایج کار آن‌ها نشان داد عروق با ساختار چین‌دار محوری خواص مکانیکی نزدیکتری به عروق طبیعی بدن دارند. مختار [۱۹] (۲۰۱۳) با بکارگیری روش بافندگی^۳ اقدام به تولید ساختارهای کامپوزیت از پلیمرهای پلی‌کاپرولاکتون و پلی‌اتیلن ترفتالات نمود بطوری که داربست‌های الکترورسی شده‌ی پلی‌کاپرولاکتون را توسط لایه‌ای بافته شده از پلی‌اتیلن ترفتالات مستحکم کرده و پس از بررسی و مقایسه خواص مکانیکی، دریافت داربست‌های تولیدی به این روش شباهت گسترده‌ای به عروق طبیعی داشته و می‌توانند دستاورد مناسبی جهت کاربردهای مهندسی بافت عروق باشند.

هم‌چنین وانگ و همکاران [۲۰] (۲۰۱۴) اقدام به ساخت داربست سه لایه‌ای از پلیمر تخریب‌ناپذیر پلی‌اتیلن ترفتالات و پلیمر تخریب‌پذیر پلی‌کاپرولاکتون نمودند. جهت ساخت این داربست، لایه‌ی اول و سوم را توسط روش خشک‌شدن انجمادی^۴ پلی‌کاپرولاکتون و لایه‌ی میانی را از داربست بافته شده‌ی پلی‌اتیلن ترفتالات تولید کرده و با این کار توانستند خواص مکانیکی داربست را تا حد زیادی بهبود بخشند. ساخت داربست‌های رگی مصنوعی با استفاده از نانوالیاف پلی‌کاپرولاکتون و پلی‌دی‌اکسان^۵ توسط پان و همکاران [۲۱] (۲۰۱۷) انجام شد. نتیجه پژوهش این گروه تحقیقاتی نشان داد که استفاده از پلی‌دی‌اکسان به‌عنوان پلیمری با استحکام بالا و زمان تخریب کوتاه نسبت به پلی‌کاپرولاکتون منجر به ایجاد خواص مطلوبی در ساختارهای کامپوزیت عروقی پلی‌کاپرولاکتون و پلی‌دی‌اکسان می‌گردد.

در سال ۲۰۱۵ جانسون و همکاران [۲۲] طی انجام یک کار تحقیقاتی گسترده از پلیمرهای پر کاربرد در مهندسی بافت شامل پلی‌کاپرولاکتون، پلی‌گلاکولیک‌اسید^۶، پلی‌دی‌اکسان، پلی‌لاکتیک‌کو‌کاپرولاکتون^۷، پلی‌لاکتیک‌گلاکولیک‌اسید^۸ و پلی‌ال-

مطلوب پلی‌اتیلن ترفتالات سبب شده است تا این پلیمر به‌عنوان گزینه‌ای پر کاربرد در زمینه‌های مختلف مورد استفاده قرار بگیرد. با این حال کاربرد عمده‌ی این پلیمر در عروق مصنوعی، همان عروق تجاری با نام داکرون می‌باشد که با استفاده از صنعت نساجی تولید می‌گردد. اما با توجه به پیشرفت علم الکترورسی در چند دهه‌ی اخیر، استفاده از نانو و میکروالیاف این پلیمر مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است.

قطعات پلی‌یورتان^۱ در واقع کوپلیمرهایی ترکیبی از سه مونومر مختلف هستند، بخش سخت که از دی‌ایزوسیانات مشتق شده است، زنجیره بسط‌دهنده و بخش نرم که معمولاً از پلی‌ال می‌باشد. اساساً بخش نرم عامل انعطاف‌پذیری است در حالی که بخش سخت در استحکام نقش چشمگیری دارد. انتخاب این پلیمر می‌تواند موادی با خواص مکانیکی متفاوت تولید کند. همین موضوع باعث شده است پلی‌یورتان با خواص مکانیکی مطلوب و زیست‌سازگاری بالا به ماده‌ای جذاب برای کاربردهای مهندسی بافت عروق خونی تبدیل شود. در این راستا با در نظر گرفتن ساختار عروق طبیعی بدن و نقش الاستین و کلاژن در ایجاد ارتجاعی بودن همراه با استحکام در این عروق؛ ساخت داربست‌های رگی مصنوعی به صورت ساختارهای کامپوزیت دوتایی با استفاده از پلیمرهایی که استحکام و خاصیت کشسانی و تخریب‌پذیری مطلوبی دارند می‌تواند انتخاب ایده‌آلی جهت داشتن ساختارهای مناسب برای مهندسی بافت عروق خونی در نظر گرفته شود [۱۵].

با توجه به این که یکی از پارامترهای مؤثر بر خواص مکانیکی داربست‌های نانوالیافی، جهت‌گیری الیاف می‌باشد بر این اساس گروهی از محققان در پژوهشی که در سال ۲۰۱۰ صورت گرفت نشان دادند که هم‌راستا شدن و جهت‌گیری الیاف نه تنها در بهبود خواص مکانیکی بلکه در بهبود چسبندگی سلول‌ها تأثیر بسزایی دارد [۱۶]. محبی کلهری و همکاران [۱۷] (۲۰۱۰)، داربست‌های پلی‌اتیلن ترفتالات را با استفاده از روش دمیدن مذاب^۲ تولید کرده و خواص مکانیکی، میزان چسبندگی و رویش سلول بر روی آن‌ها را مورد بررسی قرار دادند. نتایج حاصل از کار آن‌ها نشان داد که داربست‌های ساخته شده به این روش، خواص مکانیکی نزدیکی به رگ‌های طبیعی داشته و چسبندگی و رویش سلول‌ها را به‌خوبی پشتیبانی می‌کنند.

3 Knitted
4 Freeze-drying
5 PolyDioxanone (PDS)
6 PolyGlycolic Acid (PGA)
7 Poly Lactic-co-Caprolactone (PLCL)
8 Poly Lactic-co-Glycolic Acid (PLGA1090)

1 PolyUrethane (PU)
2 Melt-Blowing

از بررسی خواص مکانیکی داربست‌های رگی مصنوعی نشان می‌دهد ساختارهای طراحی شده می‌توانند دستاوردهای مناسبی جهت کاربردهای مهندسی بافت عروق خونی باشند. از این رو با توجه به خواص مکانیکی مطلوب پلیمرهای پلی‌کاپرولاکتون، پلی‌اتیلن ترفتالات و پلی‌یورتان به عنوان پلیمرهایی با خواص بهینه و تأیید شده توسط انیستیتو غذا و دارو آمریکا [۲۳-۲۵] جهت کاربردهای پزشکی، در پژوهش پیش‌رو ساخت داربست‌های رگی مصنوعی با ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن ترفتالات/پلی‌یورتان به روش الکترورسی آمیخته مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مواد

در پژوهش پیش‌رو از پلیمرهای پلی‌کاپرولاکتون، پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن ترفتالات به منظور طراحی ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن ترفتالات/پلی‌یورتان استفاده شده است. هم‌چنین ترکیب تری‌فلورواستیک‌اسید^۲ و دی‌کلرومتان^۳ به‌عنوان حلال‌های پلی‌اتیلن ترفتالات، ترکیب ان-دی‌متیل فورمامید^۴ و تتراهیدروفوران^۵ به‌عنوان حلال‌های پلی‌یورتان و ترکیب کلروفرم^۶ و اتانول^۷ با خلوص ۹۹/۶٪ به‌عنوان حلال‌های پلی‌کاپرولاکتون جهت طراحی ساختارهای منفرد و از حلال ۱،۱،۱،۳،۳،۳-هگزاfluoro-2-Propanol^۸ جهت طراحی ساختارهای کامپوزیت دوتایی به روش الکترورسی آمیخته استفاده شده است. خواص فیزیکی مواد نام برده به ترتیب در جدول ۱ آورده شده است. مواد خریداری شده بدون هیچ‌گونه خالص‌سازی مورد استفاده قرار گرفتند.

۲-۲- روش الکترورسی

دستگاه الکترورسی مورد استفاده در این پژوهش (مطابق شکل ۱) شامل اجزای زیر می‌باشد:

- 2 TriFlouroacetic Acid (TFA)
- 3 DiChloroMethane (DCM)
- 4 N,N-Dimethylmethanamide (DMF)
- 5 TetraHydroFuran (THF)
- 6 Chloroform (ChCl3)
- 7 Ethanol
- 8 1,1,1,3,3,3-HexaFluoro-2-Propanol (HFIP)

لاکتیک اسید^۱ جهت ساخت داربست‌های رگی مصنوعی با استفاده از روش الکترورسی بهره گرفتند. آن‌ها خواص مکانیکی داربست‌های ساخته شده را مورد بررسی قرار دادند. نتایج حاصل از تحقیقات آن‌ها نشان داد که تمام ساختارهای طراحی شده پتانسل‌های بالقوه‌ای جهت کاربردهای مهندسی بافت عروق خونی و جایگزینی به‌عنوان عروق کرونر، کاروتید و عروق با قطر کوچک دارند.

همانطور که بیان گردید پلیمرهای زیادی وجود دارند که جهت کاربردهای پزشکی مورد تأیید انیستیتو غذا و دارو آمریکا قرار گرفته‌اند که تعدادی از این پلیمرها در ساخت عروق مصنوعی به‌صورت موفقیت آمیزی مورد استفاده قرار گرفته و به‌صورت تجاری در دسترس هستند. این عروق مصنوعی که عمدتاً از جنس داکرون و تفلون می‌باشند با روش‌های نساجی (بافندگی) ساخته می‌شوند و در عروق با قطر بزرگ به دلیل کم بودن مقاومت و تنش‌های ناشی از جریان خون، کاربرد کلینیکی موفق و قابل توجهی را کسب کرده‌اند. اما این عروق به دلیل ساختار و روش ساختشان هیچ‌گاه نتوانسته‌اند در سایز کوچک کاربرد کلینیکی موفق داشته باشند. این عدم موفقیت ناشی از عدم تطابق خواص مکانیکی در حوزه‌ی ارتجاعیت و استحکام عروق مصنوعی با عروق طبیعی است که منجر می‌شود ساخت عروق مصنوعی به‌صورت بافته شده در سایز کوچک بعد از گذشت زمان کوتاهی منجر به انسداد و گرفتگی گردد.

در این راستا جهت رفع این مشکل در مطالعه پیش‌رو سعی شده است عروق مصنوعی با قطر کوچک به‌صورت داربست‌های کامپوزیتی دوتایی متخلخل و با استفاده از پلیمر الاستیک پلی‌یورتان، پلیمر مستحکم پلی‌اتیلن ترفتالات و پلیمر پلی‌کاپرولاکتون با نرخ تخریب‌پذیری مطلوب طراحی و ساخته شوند.

هم‌چنین ساخت داربست‌های رگی با استفاده از روش الکترورسی سبب می‌گردد داربست‌های طراحی شده ساختاری متخلخل داشته و تنظیم اندازه این تخلخل‌ها (حفرات) با تنظیم یا تغییر شرایط الکترورسی باعث می‌شود ساختارهای به‌دست آمده شرایطی مناسب برای لانه‌گزینی و رشد و تکثیر سلول‌ها را ایجاد کند. در نتیجه سلول‌ها می‌توانند داخل داربست رگی مصنوعی ساخته شده نفوذ کرده و با گذر زمان تکثیر و نوزایی پیدا کنند و شرایط تبدیل رگ مصنوعی را به بافت رگ طبیعی در شرایط فیزیولوژی بدن فراهم کنند. نتایج حاصل

1 Poly-L-Lactide Acid (PLLA)

جدول ۱- مشخصات حلال‌های مورد استفاده در پژوهش پیش‌رو.

Table 1. Characterization of the solvent used in the present study .

شرکت خریداری شده	نقطه جوش (°C)	ثابت دی-الکتریک	دانسیته در ۲۰°C (g/ml)	جرم مولکولی (g/mol)	فرمول شیمیایی	حلال
مرک آلمان	۷۲/۲	—	۱۰/۴۹	۱۱۴/۰۲	CF ₃ COOH	تری‌فلورواستیک‌اسید
مرک آلمان	۳۹/۶	۸/۹۳	۱/۳۳	۸۴/۹۳	CH ₂ Cl ₂	دی‌کلرومتان
مرک آلمان	۶۱/۲	۴/۸۱	۱/۴۹	۱۱۹/۳۸	CHCl ₃	کلروفرم
مرک آلمان	۷۸/۲۴	۲۴/۵	۰/۷۸۹	۴۶/۰۷	C ₂ H ₆ O	اتانول ۹۹/۶٪
مرک آلمان	۱۵۳	۳۸/۳	۰/۹۹۴	۷۳/۰۹	HCON(CH ₃) ₂	ان-دی‌متیل‌فورامید
مرک آلمان	۶۶	۷/۶	۰/۸۸۹	۷۲/۱۱	-CH ₂ (CH ₂) ₃ O-	تتراهیدروفوران
مرک آلمان	۵۸/۲	—	۱/۵۶۹	۱۶۸/۰۵	C ₃ H ₂ F ₆ O	۳،۳،۳،۱،۱،۱-هگزا فلورو ۲ پروپانول

همزن با دور پایین قرار داده شد و در نهایت با استناد به پژوهش‌های صورت گرفته [۲۶ و ۲۷] مطابق شرایط موجود در جدول ۲ الکترورسی گردید. همچنین در مورد پلیمر پلی‌یورتان با توجه به مراجع [۲۳ و ۲۸] شرایط مندرج در جدول ۲ به‌عنوان شرایط اولیه برای ساخت محلول و الکترورسی آن انتخاب گردید. در این راستا بر اساس غلظت مورد نظر مقدار مناسب از این پلیمر درون ترکیبی از حلال‌های مربوطه با نسبت‌های بیان شده حل و ۱۲ ساعت بر روی همزن مغناطیسی با دور پایین قرار داده شد و در نهایت با شرایط موجود در جدول الکترورسی گردید. با استناد به پژوهش صورت گرفته [۲۹] شرایط اولیه الکترورسی پلی‌کاپرولاکتون مطابق جدول ۲ انتخاب گردید و بر اساس غلظت مورد نظر برای محلول پلیمری پلی‌کاپرولاکتون، مقدار معین از این پلیمر در ترکیب حلال‌های مورد نظر حل شد و به مدت ۳ ساعت روی همزن مغناطیسی با دور پایین (به‌منظور جلوگیری از تشکیل حباب) قرار گرفت و در نهایت با شرایط ارائه شده در جدول ۲ الکترورسی گردید.

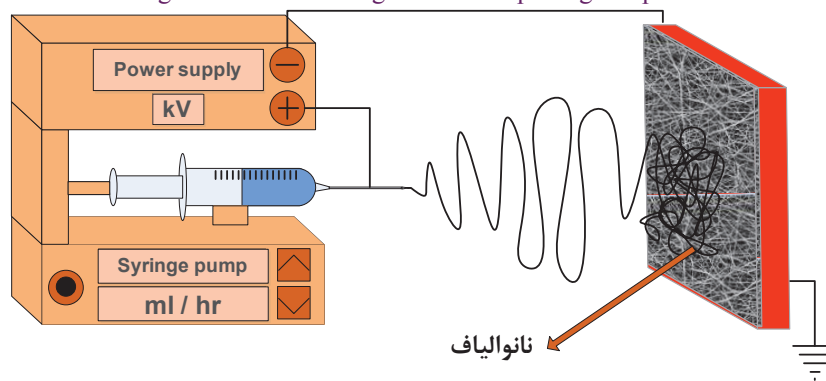
- پمپ سرنگی^۱ اتوماتیک (pp-s14 و wz-50c6) با دقت ۰/۱ میلی‌لیتر بر دقیقه.
- منبع تغذیه ولتاژ بالا (LD Didactic GmbH ۵۲۱۷۲۱) با توانایی ایجاد حداکثر ۲۵/۴ کیلوولت اختلاف پتانسیل به‌منظور ایجاد میدان الکتریکی مناسب.
- جمع‌کننده میله‌ای دارای حرکت دورانی به‌منظور شکل‌دهی داربست و حرکت رفت و برگشتی به‌منظور دستیابی به ضخامت یکسان و جلوگیری از تجمع الیاف.
- دماسنج و رطوبت‌سنج به‌منظور کنترل شرایط محیطی.
- هود آزمایشگاهی به‌منظور تهویه هوای مطبوع.

۲-۳- جزئیات تهیه محلول‌های پلی‌اتیلن‌ترفتالات، پلی‌یورتان و پلی‌کاپرولاکتون و الکترورسی آن‌ها به‌صورت منفرد

به‌منظور ساخت محلول پلی‌اتیلن‌ترفتالات مقدار مناسب از این پلیمر در ترکیب حلال‌های مورد نظر حل و به مدت ۲۴ ساعت روی

شکل ۱. طرحواره‌ای از دستگاه الکترورسی

Fig. 1. Schematic design of electrospinning setup



1 Syringe pump

جدول ۲- شرایط اولیه الکتروسی پلی کاپرولاکتان، پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات.
Table 2. Electrospinning conditions of PCL, PU and PET.

پلیمر	حلال‌ها	غلظت	ولتاژ (kV)	فاصله (cm)	دبی (ml/hr)	سرریز (G)
PCL	CHCl ₃ /C ₂ H ₆ O (7:3)	۱۰ (%v/v)	۱۸	۲۵	۳	۱۸
PU	DMF/THF (1:3)	۱۵ (%w/w)	۲۰	۲۰	۲	۱۸
PET	DCM/TFA (1:1)	۱۵ (%w/w)	۲۵	۲۵	۰/۵	۱۸

۳- بررسی ساختار، ریخت شناسی و خواص مکانیکی ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی

۳-۱- تصویربرداری میکروسکوپ الکترونی روبشی^۱

آنالیز ساختار الیاف تولید شده، توسط تصویربرداری میکروسکوپ الکترونی روبشی انجام گرفت. به این منظور، سطح داخلی نمونه‌ها پس از پوشش دهی طلا، توسط دستگاه میکروسکوپ الکترونی روبشی (مدل VEGA II TESCAN و مدل MIRA II TESCAN) با شتاب ۱۵ kV تصویربرداری شد و تصاویر مورد نظر به کمک نرم‌افزار Image J آنالیز گردید.

۳-۲- تخلخل

تخلخل یک داربست، نسبت حجم حفرات به حجم کل داربست را نشان می‌دهد. در پژوهش پیش‌رو با استفاده از مطالعات انجام شده و مروری بر کارهای گذشته [۲۳]، از روش ثقل‌سنجی به‌منظور محاسبه تخلخل نمونه‌ها استفاده شده است. جزییات روابط مورد استفاده در این روش در ادامه بیان می‌گردد.

دانشیته ظاهری داربست با استفاده از رابطه (۱) قابل محاسبه

می‌باشد:

$$\rho_A = \frac{m_s}{A_s T_s} \quad (1)$$

جدول ۳. مشخصات ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان.
Table 3. Characterization of the PCL/PU, PET/PU hybrid structures

نمونه	ترکیب درصد	غلظت (%v/v)	دبی (ml/hr)	ولتاژ (kV)	فاصله (cm)	سرریز (G)
PCL/PU	(۲۵:۷۵)	۸%	۲	۲۰	۲۵	۲۰
PCL/PU	(۵۰:۵۰)	۸%	۲	۲۰	۲۵	۲۰
PCL/PU	(۷۵:۲۵)	۸%	۲	۲۰	۲۵	۲۰
PET/PU	(۲۵:۷۵)	۸%	۲	۲۰	۲۵	۲۰
PET/PU	(۵۰:۵۰)	۸%	۲	۲۰	۲۵	۲۰
PET/PU	(۷۵:۲۵)	۸%	۲	۲۰	۲۵	۲۰

1 Scanning Electron Microscopy (SEM)

آن به ضخامت و یا تنش کششی استفاده می‌شود. تنش کششی در دو راستای محوری و شعاعی قابل اندازه‌گیری می‌باشد. در پژوهش حاضر تنش محوری داربست‌ها بر اساس دستگاه کشش مدل Instron ۵۵۶۶، ساخت ایالات متحده آمریکا و برای ۵ نمونه از هر داربست، اندازه‌گیری شد. به همین منظور بر اساس استاندارد ارائه شده توسط ایالات متحده آمریکا^۳ هر کدام از داربست‌ها به صورت مستطیلی شکل به طول ۲ سانتی‌متر و عرض ۰/۵ سانتی‌متر برش داده شد. در نهایت نمونه‌ها تا نقطه‌ی گسیختگی تحت نیروی کششی ۱۰ نیوتن و با سرعت ۲ میلی‌متر بر دقیقه قرار گرفتند و خواص کششی آن‌ها محاسبه گردید.

۳-۵- کرنش تسلیم

یکی دیگر از پارامترهای مهم که در آزمون کشش مورد ارزیابی قرار می‌گیرد، میزان کرنش در ساختارهای طراحی شده است. این کمیت میزان تغییر طول نمونه نسبت به طول اولیه‌ی آن را بر حسب درصد بیان می‌کند. کرنش در نقطه‌ی تنش کشش نهایی در واقع میزان تغییر طول داربست در زمان تحمل حداکثر نیروی وارد شده را بیان می‌کند.

۳-۶- مدول یانگ

منحنی تنش بر حسب کرنش در آزمون کشش در واقع مهم‌ترین نتیجه این آزمون می‌باشد. شیب این نمودار در ناحیه‌ی خطی یا الاستیک، مدول یانگ نامیده می‌شود. مدول یانگ نشان دهنده‌ی میزان استحکام در ساختارهای منفرد و کامپوزیت می‌باشد. در پژوهش پیش‌رو با ترسیم نمودار تنش بر حسب کرنش برای هر نمونه و تعیین میانگین شیب ناحیه‌ی خطی در هر نمودار، میانگین آن‌ها به‌عنوان مدول یانگ ساختارها و میزان استحکام آن گزارش گردیده است.

۳-۷- آنالیز آماری

به‌منظور بررسی معنی‌دار بودن یا نبودن اختلاف خواص اندازه‌گیری شده در ساختارهای طراحی شده، آنالیز آماری صورت گرفت (با در نظر گرفتن حداقل ۵ تکرار در هر آزمایش). برای این

که در آن T_s و $A_s m_s \rho_A$ به ترتیب معرف دانسیته ظاهری داربست بر حسب گرم بر میلی‌لیتر، جرم داربست بر حسب گرم، مساحت سطح داربست بر حسب سانتی‌متر مربع و ضخامت داربست بر حسب میکرومتر می‌باشد. میزان تخلخل داربست‌های منفرد با توجه به این‌که دانسیته‌ی توده‌ی آن‌ها مشخص می‌باشد با استفاده از رابطه‌ی (۲) به‌دست می‌آید [۲۳]:

$$\varepsilon = \left(1 - \frac{\rho_A}{\rho_{bulk}} \right) \times 100 \quad (2)$$

که در آن ρ_{bulk} معرف دانسیته‌ی توده و مقدار آن در پلیمرهای پلی‌اتیلن‌ترفتالات، پلی‌یورتان و پلی‌کاپرولاکتون به ترتیب gr/cm^۳ ۱۲۵، ۱/۶۹۹ و ۱/۱۷ می‌باشد. دانسیته‌ی توده در ساختارهای کامپوزیت که به‌روش الکتروسی آمیخته ساخته شده‌اند، با در نظر گرفتن دانسیته توده‌ی هر پلیمر و ترکیب درصد آن در ساختار کامپوزیتی، محاسبه می‌گردد.

۳-۳- طیف‌سنجی مادون قرمز تبدیل فوریه^۱

طیف‌سنجی مادون قرمز تبدیل فوریه بر پایه‌ی میزان جذب تابش اشعه‌ی مادون قرمز و بررسی جهش‌های ارتعاشی مولکول‌ها و یون‌های چند اتمی، جهت تعیین گروه‌های عاملی پلیمرهای موجود در ترکیبات پلیمری صورت می‌گیرد. این روش برای تعیین و شناسایی ترکیبات آلی و گروه‌های عاملی موجود در یک نمونه به‌کار می‌رود. در پژوهش پیش‌رو از دستگاه Perkin Elmer C-۹۲۲۶۴ جهت انجام این آزمون استفاده شده است. به همین منظور مقدار مشخصی از داربست‌های تولید شده با پتاسیم‌برمید ترکیب و فشرده می‌گردد و سپس توسط یک نگه‌دارنده در دستگاه طیف‌سنج و در محدوده‌ی 400 cm^{-1} تا 4000 cm^{-1} قرار داده می‌شود.

۳-۴- تنش کششی نهایی^۲

یکی از مهم‌ترین خواص مورد بررسی جهت تعیین کارایی ساختارهای کامپوزیت پلیمری، حداکثر نیروی کششی است که داربست می‌تواند در راستای محور تحمل کند. با توجه به رابطه‌ی مستقیم بین نیرو و ضخامت داربست، معمولاً به جای نیرو از نسبت

3 Association for the Advancement of Medical Instrumentation (ANSI/AAMI/ISO 7198:1998/2001)

1 Fourier Transform InfraRed spectroscopy (FTIR)
2-Ultimate Tensile Stress (UTS)

یا جوش خورگی می‌باشد. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی به دست آمده و نتایج ارائه شده در جدول ۴ که براساس آنالیزهای انجام گرفته از طریق نرم‌افزار Image J به دست آمده است، نشان داد میانگین قطر الیاف در ساختارهای کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/ پلی‌یورتان با ۲۵٪، ۵۰٪ و ۷۵٪ از پلیمر پلی‌کاپرولاکتون (شکل‌های ۲(د) تا ۲(و)) به ترتیب 83 ± 382 نانومتر، 85 ± 363 نانومتر و 122 ± 372 نانومتر می‌باشد که از میانگین قطر الیاف در ساختارهای منفرد پلی‌کاپرولاکتون (80 ± 433 نانومتر) و پلی‌یورتان (95 ± 470 نانومتر) کمتر است. در حقیقت می‌توان ادعا نمود ساخت محلول‌های پلیمری از این دو پلیمر و الکترورسی آن تحت شرایط مندرج در جدول ۳ منجر به طراحی ساختارهای کامپوزیت دوتایی با میانگین قطر الیاف کمتر درمقایسه با نمونه‌های منفرد می‌گردد ولی مقدار این اختلاف خیلی قابل توجه نمی‌باشد.

هم‌چنین براساس نتایج ارائه شده در جدول ۴، مقدار تخلخل در داربست‌های منفرد پلی‌کاپرولاکتون 0.69 ± 0.1 و بیشتر از مقدار تخلخل در داربست‌های منفرد پلی‌یورتان 0.46 ± 0.63

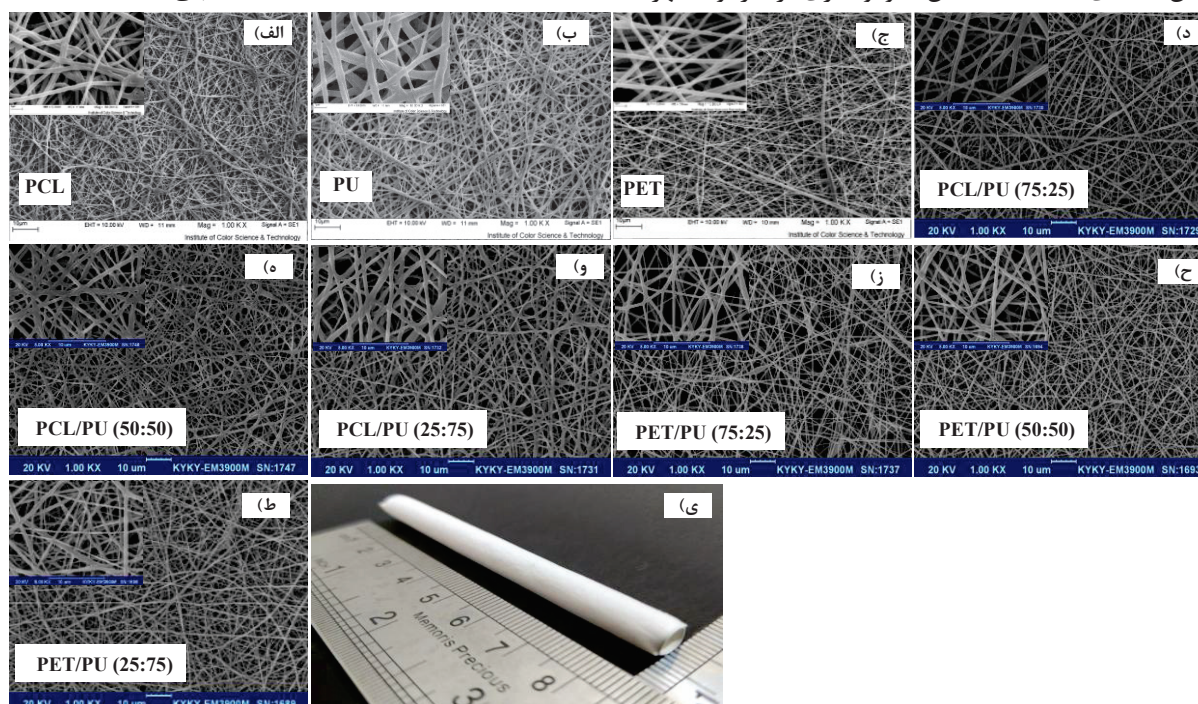
منظور به کمک نرم‌افزار IBM SPSS Statistics ۱۹، از آزمون آماری آنوا یک طرفه^۱ و از روش مقایسه چندگانه‌ی بونفرونی^۲ استفاده شد. لازم به ذکر است که در این عملیات سطح اطمینان ۹۵٪ جهت بررسی معنی‌دار بودن تفاوت‌ها در نظر گرفته شد. نتایج نیز به صورت میانگین \pm انحراف استاندارد^۳ گزارش شده است.

۴- نتایج و بحث

۴-۱- بررسی ساختار و ریخت‌شناسی ساختارهای نانوالیافی منفرد پلی‌کاپرولاکتون، پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن ترفتالات و ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی‌کاپرولاکتون/ پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن ترفتالات/ پلی‌یورتان

۴-۱-۱- تعیین میانگین قطر الیاف و تخلخل

تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (با در نظر گرفتن دو تکرار تصادفی از یک نمونه) مربوط به ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی مطابق شکل‌های ۲(الف) تا ۲(ط) تهیه گردیده است. تصاویر نشان‌دهنده‌ی الیاف با مقیاس نانو و عاری از هرگونه مهره



شکل ۲. تصاویر SEM مربوط به ساختارهای منفرد و کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/ پلی‌یورتان و پلی‌اتیلن ترفتالات/ پلی‌یورتان به ترتیب ساختارهای: (الف) پلی‌کاپرولاکتون، (ب) پلی‌یورتان، (ج) پلی‌اتیلن ترفتالات، (د) پلی‌کاپرولاکتون/ پلی‌یورتان (۷۵:۲۵)، (ه) پلی‌کاپرولاکتون/ پلی‌یورتان (۵۰:۵۰)، (و) پلی‌کاپرولاکتون/ پلی‌یورتان (۲۵:۷۵)، (ز) پلی‌اتیلن ترفتالات/ پلی‌یورتان (۷۵:۲۵)، (ح) پلی‌اتیلن ترفتالات/ پلی‌یورتان (۵۰:۵۰)، (ط) پلی‌اتیلن ترفتالات/ پلی‌یورتان (۲۵:۷۵) و (ی) نمایی از داربست‌های رگی مصنوعی ساخته شده

Fig. 2. SEM image of the neat and hybrid structures A) PCL, B) PU, C) PET, D) PCL75/PU25, E) PCL50/PU50 F) PCL25/PU75, G) PET75/PU25, H) PET50/PU50, I) PET25/PU75 and K) artificial blood vessels

- 1 One-way ANOVA
- 2 Bonferroni
- 3 Mean \pm STD

ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان در شکل ۳ ارائه گردیده است. نتایج به دست آمده نشان می دهد که پیک های اصلی در تمام ساختارها (منفرد و مرکب) در محدوده های $1800-1000\text{ cm}^{-1}$ و 2800 cm^{-1} قابل مشاهده هستند. با توجه به شباهت ساختار مولکولی دو پلیمر پلی کاپرولاکتون و پلی یورتان، گروه های عاملی کربونیل کتونی $\text{C}=\text{O}$ (محدوده $1705-1725\text{ cm}^{-1}$)، CH_2 (محدوده 2844 cm^{-1} و 2942 cm^{-1} نامتقارن در محدوده 2942 cm^{-1} و $\text{C}-\text{O}$ (محدوده $1000-1300\text{ cm}^{-1}$) برای پلی کاپرولاکتون و گروه های عاملی کربونیل کتونی $\text{C}=\text{O}$ (محدوده $1730-1750\text{ cm}^{-1}$)، $\text{O}-\text{H}$ (محدوده $3200-3400\text{ cm}^{-1}$ و $\text{C}-\text{O}$ (محدوده $1000-1300\text{ cm}^{-1}$) برای پلی یورتان هر کدام در پیک های خاصی قابل مشاهده هستند. آزمون طیف سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز مربوط به ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان و ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان انجام و نتایج آن در شکل ۳(ب) ارائه شده است. با توجه به ساختار مولکولی هر دو پلیمر، گروه های عاملی کربونیل کتونی (محدوده $1705-1725\text{ cm}^{-1}$)، $\text{C}-\text{H}$ (محدوده 2850 cm^{-1} و $\text{C}-\text{O}$ (محدوده $1000-1300\text{ cm}^{-1}$) برای پلیمر پلی یورتان و گروه های عاملی استری (محدوده $1730-1750\text{ cm}^{-1}$)، $\text{C}-\text{H}$ (محدوده 2850 cm^{-1})، $\text{O}-\text{H}$ (محدوده $3400-3500\text{ cm}^{-1}$) و $\text{C}-\text{N}$ (محدوده $1300-1400\text{ cm}^{-1}$) نیز برای پلیمر پلی اتیلن ترفتالات هر کدام در پیک های خاصی قابل مشاهده هستند. همچنین مطابق شکل ۳، پیک های مربوط به گروه های عاملی کربونیل، $\text{C}-\text{H}$ و $\text{C}-\text{O}$ به ترتیب در اعداد موجی 1725 cm^{-1} ، 2924 cm^{-1} و 1108 cm^{-1} در پلیمر پلی یورتان و پیک های مربوط به گروه های عاملی استر، $\text{C}-\text{H}$ و $\text{C}-\text{O}$ در نواحی 1723 cm^{-1} ، 2925 cm^{-1} و 1101 cm^{-1} در پلیمر پلی اتیلن ترفتالات مشاهده می شوند که همگی به وضوح در شکل مربوطه قابل مشاهده می باشد. گروه عاملی $\text{C}-\text{O}-\text{C}$ در دو حالت متقارن و نامتقارن در نواحی 1293 cm^{-1} و 1162 cm^{-1} قابل مشاهده می باشد. در شکل های ۳(الف) و ۳(ب) پیک های مربوط به گروه های عاملی تمام ساختارها به همراه عدد موجی مربوط به آن ها، مشخص گردیده است.

جدول ۴. میانگین قطر الیاف و تخلخل در ساختارهای منفرد و کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان.

Table 4. The average fiber diameter and porosity of neat structures and PCL/PU, PET/PU hybrid structures

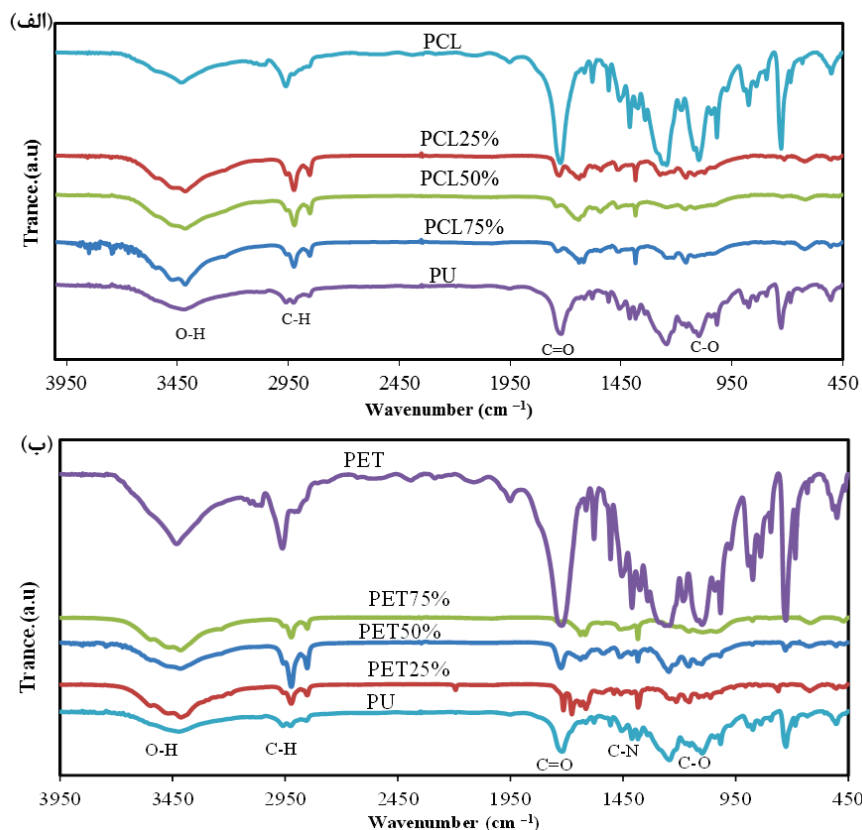
نمونه	میانگین قطر الیاف (nm)	تخلخل (%)
PCL	423 ± 80	$89/1 \pm 0/69$
PU	470 ± 95	$63/0 \pm 0/46$
PET	403 ± 44	$74/00 \pm 1/37$
PCL/PU (۷۵:۲۵)	372 ± 122	$81/0 \pm 1/70$
PCL/PU (۵۰:۵۰)	363 ± 85	$78/8 \pm 3/20$
PCL/PU (۲۵:۷۵)	382 ± 83	$74/3 \pm 0/15$
PET/PU (۷۵:۲۵)	357 ± 89	$69/50 \pm 2/30$
PET/PU (۵۰:۵۰)	369 ± 91	$65/00 \pm 1/50$
PET/PU (۲۵:۷۵)	343 ± 94	$58/60 \pm 3/12$

است. بر این اساس می توان گفت در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان با افزایش مقدار پلیمر پلی کاپرولاکتون میزان تخلخل افزایش و با افزایش مقدار پلیمر پلی یورتان تخلخل کاهش می یابد.

همچنین آنالیز تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی به دست آمده نشان می دهد میانگین قطر الیاف در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان نسبت به ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان مقادیر کمتری را به خود اختصاص داده است که البته مقدار این اختلاف قابل توجه نمی باشد. ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات (شکل ۲(ج)) تخلخل بالاتر $74/00 \pm 1/37\%$ و میانگین قطر الیاف کمتری 403 ± 44 نانومتر را نسبت به ساختار منفرد پلی یورتان (شکل ۲(ب)) با میانگین قطر الیاف 470 ± 95 نانومتر و تخلخل $63/00 \pm 0/46\%$ نشان می دهند. همچنین مطابق شکل ۲(ز) ساختار کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان (۷۵:۲۵) کمترین میانگین قطر الیاف ($357 \pm 89\text{ nm}$) و بالاترین تخلخل ($69/50 \pm 2/3\%$) را به خود اختصاص داده است. همچنین ساختار کامپوزیت با 25% از پلیمر پلی اتیلن ترفتالات (شکل ۲(ط)) کمترین میانگین قطر الیاف ($343 \pm 94\text{ nm}$) کمترین مقدار تخلخل ($58/60 \pm 3/12\%$) را در بین ساختارهای کامپوزیت دارا می باشد.

۴-۱-۲- طیف سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز

نتایج آزمون طیف سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز مربوط به



شکل ۳. نمودار طیف‌سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز: الف) ساختارهای کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان و ب) ساختارهای کامپوزیت پلی‌اتیلن ترفتالات/پلی‌یورتان
Fig. 3. FTIR spectra of A) PCL/PU hybrid structure, B) PET/PU hybrid structure

می‌دهد. در ساختار (۵۰:۵۰) پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان میزان تحمل نیرو نسبت به ساختارهای منفرد روند کاهشی و مدول یانگ و کرنش نسبت به ساختارهای منفرد پلی‌کاپرولاکتون روند افزایشی را به دنبال داشته است. مقدار کرنش در ساختارهای منفرد پلی‌کاپرولاکتون و پلی‌یورتان به ترتیب $17 \pm 142\%$ و $71 \pm 321\%$ و در ساختارهای کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان با ۲۵٪، ۵۰٪ و ۷۵٪ از پلیمر پلی‌کاپرولاکتون به ترتیب $85 \pm 271\%$ ، $12 \pm 288\%$ و $14 \pm 101\%$ گزارش شده است.

آنالیز آماری انجام گرفته نشان می‌دهد که بین تنش نهایی ساختار کامپوزیت دوتایی پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان با ۷۵٪ از پلیمر پلی‌کاپرولاکتون با تمام ساختارها (منفرد و کامپوزیت) تفاوت معناداری ($P\text{-value} < 0.05$) وجود دارد. هم‌چنین بین مدول یانگ در تمام ساختارهای منفرد و کامپوزیت تفاوت معناداری ($P\text{-value} < 0.05$) دیده می‌شود. در مورد پارامتر کرنش نیز تفاوت معناداری ($P\text{-value} < 0.05$) بین مقادیر مربوط به ساختارهای منفرد پلی‌کاپرولاکتون و پلی‌یورتان با ساختار کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان (۷۵:۲۵) مشاهده می‌گردد.

۲-۴- بررسی خواص مکانیکی ساختارهای منفرد و کامپوزیت

۱-۴- محاسبه تنش کششی، کرنش و مدول یانگ در ساختارهای منفرد

و کامپوزیت پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان پلی‌اتیلن ترفتالات/پلی‌یورتان

نتایج به دست آمده از انجام آزمون کشش در ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان در جدول ۵ و شکل‌های ۴(الف) و ۴(ج) ارائه گردیده است. بر اساس نتایج ارائه شده در جدول ۵، در ساختار کامپوزیت با ۷۵٪ از پلیمر پلی‌کاپرولاکتون مقادیر تحمل نیرو $4/81 \pm 19/39$ نیوتن، تنش $4/47 \pm 74/74$ مگاپاسکال و ۱۴ و مدول یانگ $3/42 \pm 23$ مگاپاسکال گزارش شده است. در ساختارهای کامپوزیتی پلی‌کاپرولاکتون/پلی‌یورتان، ساختار با ۷۵٪ از پلیمر پلی‌کاپرولاکتون بیشترین مدول یانگ $3/42 \pm 23$ مگاپاسکال و ساختار با ۲۵٪ از پلیمر پلی‌کاپرولاکتون کمترین مقدار مدول یانگ $1/68 \pm 5/46$ مگاپاسکال را نشان می‌دهد. هم‌چنین مقدار حداکثر تحمل نیرو، تنش و مدول یانگ در ساختارهای کامپوزیتی با ترکیب درصد ۷۵٪ و ۲۵٪ از پلیمر پلی‌کاپرولاکتون نسبت به ساختارهای منفرد پلی‌کاپرولاکتون و پلی‌یورتان روند افزایشی را نشان

جدول ۵. خواص مکانیکی (حداکثر تحمل نیرو، تنش، کرنش و مدول یانگ) در ساختارهای منفرد و کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان.

Table 5. Mechanical properties (maximum load, stress, strain and Young's Modulus) in neat structures and PCL/PU and PET/PU hybrid structures

مدول یانگ (MPa)	کرنش نهایی (%)	تنش نهایی (MPa)	نیرو (N)	نمونه
۴/۸۰ ± ۰/۱۱	۱۴۲ ± ۱۷	۲/۷ ± ۰/۴۴	۷/۰۰ ± ۱۶/۰۸	PCL
۱/۲۰ ± ۰/۳۹	۳۲۱ ± ۷۱	۳/۱۹ ± ۰/۵۴	۷/۲۶ ± ۰/۹۶	PU
۱۸/۰۲ ± ۱/۸	۱۰۰ ± ۸	۴/۰۴ ± ۰/۴۵	۱۰/۰۳ ± ۰/۷۵	PET
۲۳/۰۰ ± ۳/۴۲	۱۰۱ ± ۱۴	۱۴/۷۴ ± ۴/۴۷	۱۹/۳۹ ± ۴/۸۱	PCL/PU(۷۵:۲۵)
۶/۰۳ ± ۰/۵۴	۲۸۸ ± ۱۲	۳ ± ۰/۶۶	۲/۰۳ ± ۰/۳۳	PCL/PU(۵۰:۵۰)
۵/۴۶ ± ۱/۶۸	۲۷۱ ± ۸۵	۵/۹۸ ± ۱/۲۱	۹/۸۱ ± ۱/۶۲	PCL/PU(۲۵:۷۵)
۱۹/۳۰ ± ۲/۰۴	۳۸۸ ± ۵/۲۴	۲/۶۶ ± ۰/۳۹	۷/۱۱ ± ۱/۵۲	PET/PU(۷۵:۲۵)
۴۱/۴۰ ± ۳/۳۱	۳۳۹ ± ۸۵	۱۹/۰۵ ± ۳/۲۰	۴۰/۸۸ ± ۹/۲۱	PET/PU(۵۰:۵۰)
۳/۱۸ ± ۰/۰۹	۴۲۱ ± ۵۱/۳۵	۹/۲۴ ± ۰/۶۱	۱۸/۶۰ ± ۳/۰۸	PET/PU(۲۵:۷۵)

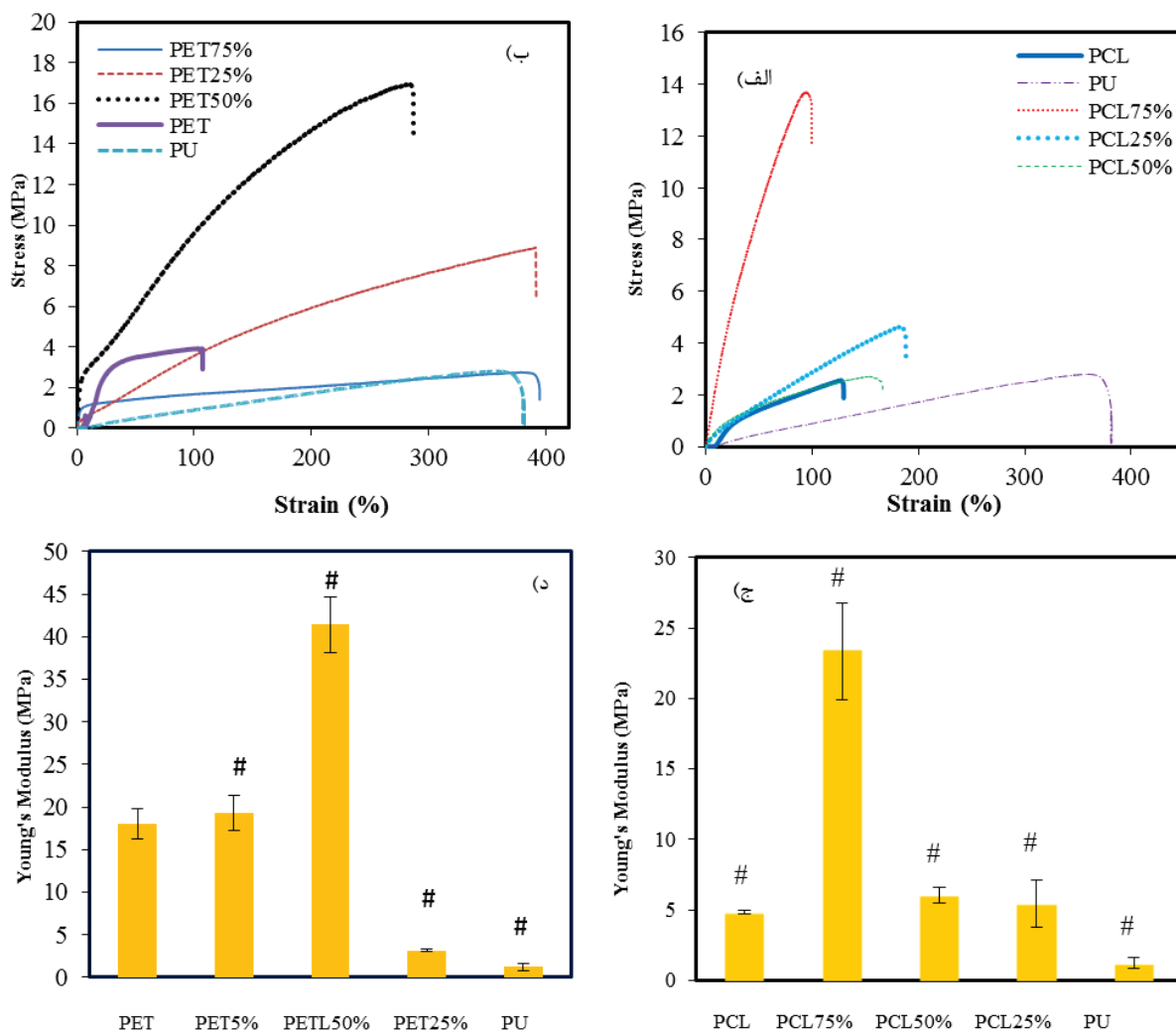
۴۰/۸۸ ± ۹/ نیوتن، بالاترین مقدار تنش ۱۹/۰۵ ± ۳/۲۰ مگاپاسکال و بالاترین مدول یانگ ۴۱/۴ ± ۳/۳۱ مگاپاسکال را بین داربست‌های منفرد و کامپوزیت به خود اختصاص داده است.

بالا بودن همزمان مقدار کرنش و مدول یانگ در ساختارهای کامپوزیت پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان که شامل ۷۵٪ و ۵۰٪ از پلیمر پلی اتیلن ترفتالات است، نشان دهنده‌ی بالا بودن انعطاف پذیری و استحکام بالا در این ساختارها می‌باشد. دلیل مورد بیان شده اتصالات درونی و انقباض ذاتی پلیمر پلی یورتان و خاصیت ذاتی آن در مستحکم کردن الیاف پلیمرهای دیگر است. همچنین در داربست کامپوزیت با ترکیب درصد بالاتر از پلیمر پلی اتیلن ترفتالات میزان مدول یانگ ۱۹/۳ ± ۲/۰۴ مگاپاسکال شباهت زیادی به این مقادیر در ساختار منفرد پلی اتیلن ترفتالات ۱۸/۰۲ ± ۱/۸ مگاپاسکال دارد.

نتایج نشان می‌دهد ساختارهای کامپوزیت در حالت آمیخته می‌توانند خواصی از خود نشان دهند که قابل پیش‌بینی نباشد و فاصله زیادی از خواص پلیمرهای تشکیل دهنده‌ی آن‌ها داشته باشد. بر اساس آنالیز آماری انجام گرفته تفاوت معناداری ($P\text{-value} < 0/05$) بین مقدار تنش و کرنش در ساختار منفرد پلی اتیلن ترفتالات با ساختار منفرد پلی یورتان و تمام ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان مشاهده می‌شود. همچنین بررسی مقادیر به دست آمده برای مدول یانگ نشان می‌دهد که اختلاف معناداری ($P\text{-value} < 0/05$) بین مقدار مدول یانگ در ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان با ساختارهای کامپوزیت دوتایی

نتایج انجام تست کشش در مورد ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان که به صورت آمیخته الکترونیسی گردیده‌اند نیز در جدول ۴ ارائه شده است. همچنین شکل‌های ۴(ب) و ۴(د) منحنی‌های تنش-کرنش و مدول یانگ در ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان را نشان می‌دهد.

بر اساس نتایج ارائه شده در جدول ۴ در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان با ۲۵٪، ۵۰٪ و ۷۵٪ از پلیمر پلی یورتان محدوده‌ی تغییرات حداکثر نیرو، تنش، کرنش و مدول یانگ به ترتیب ۱/۵۲ ± ۷/۱۱ تا ۹/۲۱ ± ۴۰/۸۸ نیوتن، ۰/۳۹ ± ۲/۶۶ تا ۳/۲۰ ± ۱۹/۰۵ مگاپاسکال، ۸۵ ± ۳۳۹ تا ۵۱/۳۵ ± ۴۲۱ درصد و ۰/۰۹ ± ۳/۱۸ تا ۳/۳۱ ± ۴۱/۴۰ مگاپاسکال به دست آمده است. نتایج نشان می‌دهد مقدار تحمل نیرو و تنش در ساختارهای کامپوزیت پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان (۲۵:۷۵) و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان (۵۰:۵۰) نسبت به ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان افزایش پیدا کرده است. همچنین مقدار مدول یانگ در ساختارهای کامپوزیت پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان (۷۵:۲۵) و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان (۵۰:۵۰) نسبت به ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان روند افزایشی را به دنبال داشته است. کرنش در تمام ساختارهای کامپوزیت پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان نسبت به ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان افزایش پیدا کرده است. همچنین ساختار با مقدار مساوی از هر دو پلیمر (پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان (۵۰:۵۰)) بالاترین میزان تحمل نیرو ۲۱



شکل ۴. الف) منحنی تنش-کرنش ساختار کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان، ب) منحنی تنش-کرنش ساختار کامپوزیت پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان، ج) مدول یانگ ساختار کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان و د) مدول یانگ ساختار کامپوزیت پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان.

Fig 4. Stress-strain curve of A) PCL/PU hybrid structure, B) PET/PU hybrid structure and Young's Modulus of C) PCL/PU hybrid structure, D) PET/PU hybrid structure

الکترورسی آمیخته نشان می‌دهد، استفاده از این روش منجر به طراحی ساختارهای کامپوزیت با میانگین قطرالیاف بهینه در محدوده 94 ± 343 نانومتر تا 83 ± 382 نانومتر می‌گردد و با توجه به اینکه بافت‌های طبیعی ماتریس برون سلولی ساختاری سه بعدی و دربرگیرنده الیاف پروتئینی و پلی ساکارییدی با قطر $50-500$ نانومتر هستند مقادیر به دست آمده مورد قبول می‌باشند. میزان تخلخل در این داربست‌ها مقدار قابل قبولی داشته و مقدار آن در ساختارهای کامپوزیتی دوتایی تقریباً نزدیک به تخلخل پلیمری است که بالاترین ترکیب‌درصد را در ساختار به خود اختصاص داده است. از نظر میزان تخلخل نیز نتایج نشان می‌دهد که ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان تخلخل بالاتری را نسبت به ساختارهای

پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان با ترکیب‌درصد 25% و 50% از پلیمر پلی اتیلن ترفتالات وجود دارد.

۵- نتیجه‌گیری

ساختارهای کامپوزیت تولید شده در این مطالعه با در نظر گرفتن ترکیب‌درصدی بکار رفته منجر به تولید الیاف با مقیاس نانو و عاری از هر گونه بید، مهره و جوش خوردگی گردید. میانگین قطر الیاف در این ساختارها کمتر از میانگین قطر الیاف در ساختارهای منفرد و تقریباً نزدیک به آن‌ها به دست آمده است. مقایسه ساختار و ریخت‌شناسی در نمونه‌های کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان ساخته شده با روش

بیان شده ناشی از این است که در ترکیب پلیمرهای پلی کاپرولاکتون و پلی یورتان در ترکیب درصدهای خاصی از دو پلیمر اتصالات ذاتی مستحکمی شکل می‌گیرد که منجر به استحکام در ساختار می‌گردد و میزان انعطاف‌پذیری و خاصیت کشسانی پلیمر پلی یورتان را کاهش می‌دهد. در ساختارهای کامپوزیتی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان بصورت هم‌زمان مقادیر بالایی از مدول یانگ (استحکام) و کرنش (انعطاف‌پذیری) مشاهده می‌گردد که به دلیل توانایی الیاف پلیمر پلی یورتان در ایجاد استحکام همراه با انعطاف‌پذیری در ساختار می‌باشد. به بیانی دیگر با توجه به اینکه پلیمر پلی یورتان از دو جزء نرم و سخت تشکیل شده است وقتی در مجاورت پلیمر مستحکی مانند پلی اتیلن ترفتالات قرار می‌گیرد قسمت نرم آن بواسطه ماهیت نرم و انقباضات ذاتی خود منجر به مستحکم تر شدن الیاف پلی اتیلن ترفتالات می‌شود و مانع از گسیختگی زود هنگام الیاف در ساختار کامپوزیتی می‌گردد و در عین حال جزء سخت آن استحکام مضاعف را در ساختار ایجاد می‌کند. با توجه به نتایج به دست آمده رفتار پلیمر پلی یورتان در ساختارهای کامپوزیت (که به ماهیت ذاتی و حضور جز نرم و سخت در ساختار پلی یورتان برمی‌گردد) وابسته به رفتار پلیمری است که در ساختار کامپوزیت در مجاورت آن قرار می‌گیرد. به همین دلیل در ساختار کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/ پلی یورتان با وجود حضور پلیمر پلی یورتان در ساختار، حالت مشابهی با ساختارهای پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان مشاهده نمی‌شود. این تفاوت مربوط به تفاوت‌های ساختاری پلیمرهای پلی اتیلن ترفتالات و پلی کاپرولاکتون است که در ساختار در کنار پلی یورتان قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد ساختارهای پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان خواص مکانیکی مطلوب‌تری را نسبت به ساختارهای کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان نشان می‌دهند.

تشکر و قدردانی

از حوزه معاونت پژوهشی دانشگاه سیستان و بلوچستان برای تامین هزینه این تحقیق سپاسگذاری می‌گردد.

منابع

[1] D.D. Swartz, S.T. Andreadis, Animal models for vascular tissue-engineering, Current opinion in biotechnology, 24(5) (2013) 916-925.

دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان دارا می‌باشند که ناشی از حضور پلی کاپرولاکتون به عنوان ساختار با تخلخل بالا در ساختارهای پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان می‌باشد.

بررسی خواص مکانیکی ساختارهای کامپوزیت دوتایی ساخته شده به روش الکترورسی آمیخته نشان می‌دهد که میزان تنش و مدول یانگ در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/ پلی یورتان نسبت به نمونه‌های منفرد پلی کاپرولاکتون و پلی یورتان روند افزایشی را به دنبال داشته است. نتایج نشان می‌دهد ترکیب درصد ۲۵ و ۷۵ درصدی از پلیمر پلی کاپرولاکتون در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان منجر به افزایش میزان استحکام به دلیل افزایش استحکام اتصالات درونی در ساختار کامپوزیتی می‌شود. این مورد در ساختار با ترکیب درصد ۵۰٪ از پلیمر پلی کاپرولاکتون مشاهده نمی‌شود زیرا در این ترکیب درصد اتصالات درونی به دلیل ایجاد جدایی فاز در ساختار، استحکام قابل ملاحظه‌ای را به وجود نمی‌آورد.

در ساختارهای کامپوزیتی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان با ترکیب درصد ۲۵ و ۵۰ درصد از پلیمر پلی یورتان در ساختار، مدول یانگ افزایش قابل توجهی پیدا می‌کند که دلیل این امر انقباضات ذاتی الیاف پلی یورتان و توانایی آن در مستحکم کردن الیاف پلیمر پلی اتیلن ترفتالات به عنوان یک پلیمر با استحکام ذاتی می‌باشد. میزان استحکام در پلیمر پلی اتیلن ترفتالات نسبت به پلیمر پلی کاپرولاکتون خیلی بالاتر است و در ساختارهای کامپوزیت دوتایی نیز ساختارهای ترکیبی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان نسبت به ساختارهای کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان استحکام بالاتری را نشان می‌دهند و در عین حال کرنش بالاتری نیز دارند. همانطور که نتایج نشان می‌دهد پلیمر پلی کاپرولاکتون نسبت به پلی اتیلن ترفتالات میزان کرنش بالاتری دارد ولی هنگامی که این دو پلیمر در ساختارهای کامپوزیتی دوتایی در کنار پلیمر پلی یورتان قرار می‌گیرند (ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان) میزان کرنش در ساختارهای پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان نسبت به ساختارهای پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان مقادیر بیشتری را نشان می‌دهد در صورتیکه انتظار می‌رود ساختارهای پلی کاپرولاکتون/ پلی یورتان به دلیل ماهیت انعطاف پذیر پلیمر پلی کاپرولاکتون نسبت به پلیمر پلی اتیلن ترفتالات، کرنش بیشتری را نشان دهند. دلیل مورد

- [12] D. Pankajakshan, D.K. Agrawal, Scaffolds in tissue engineering of blood vessels, *Canadian journal of physiology and pharmacology*, 88(9) (2010) 855-873.
- [13] H.w. Choi, J.K. Johnson, J. Nam, D.F. Farson, J. Lannutti, Structuring electrospun polycaprolactone nanofiber tissue scaffolds by femtosecond laser ablation, *Journal of Laser Applications*, 19(4) (2007) 225-231.
- [14] F. Hess, History of (MICRO) vascular surgery and the development of small-caliber blood vessel prostheses (with some notes on patency rates and re-endothelialization), *Microsurgery*, 6(2) (1985) 59-69.
- [15] N. Jirofti, D. Mohebbi-Kalhari, A. Samimi, A. Hadjizadeh, G.H. Kazemzadeh, Small-diameter vascular graft using co-electrospun composite PCL/PU nanofibers, *Biomedical Materials*, 13(5) (2018) 055014.
- [16] H. Wu, J. Fan, C.-C. Chu, J. Wu, Electrospinning of small diameter 3-D nanofibrous tubular scaffolds with controllable nanofiber orientations for vascular grafts, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(12) (2010) 3207-3215.
- [17] D. MohebbiKalhari, M. Moreno, S. Dimitrievska, A. Ajji, M. Bureau, Design, Mechanical Optimization and Cell Seeding of Novel Non-woven PET Scaffolds, in: *Tissue Engineering and Regenerative Medicine International Society EU Meeting*, Galway, Ireland, 2010.
- [18] D. Mohebbi-Kalhari. S. Akbari, M. Khorram, and A. Samimi, Electrospinning of Thermoplastic Polyurethane for Vascular Scaffolds, in: *ISPST*, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, 2012.
- [19] M.A.A. Mukhtar, Relationship between the Structure and Mechanical Properties of PCL Prototype Vascula Graft Reinforced with Knitted PET Fabric, Donghua University College of Textiles 2013.
- [20] F. Wang, A. Mohammed, C. Li, P. Ge, [2] S.E. Nissen, S.J. Nicholls, I. Sipahi, P. Libby, J.S. Raichlen, C.M. Ballantyne, J. Davignon, R. Erbel, J.C. Fruchart, J.-C. Tardif, Effect of very high-intensity statin therapy on regression of coronary atherosclerosis: the ASTEROID trial, *Jama*, 295(13) (2006) 1556-1565.
- [3] L. Xue, H.P. Greisler, Biomaterials in the development and future of vascular grafts, *Journal of vascular surgery*, 37(2) (2003) 472-480.
- [4] B.C. Isenberg, C. Williams, R.T. Tranquillo, Small-diameter artificial arteries engineered in vitro, *Circulation research*, 98(1) (2006) 25-35.
- [5] R. Guidoin, R. Snyder, J. Awad, M. King, Biostability of vascular prostheses, in: *Cardiovascular biomaterials*, Springer, 1992, pp. 143-172.
- [6] A. Hasan, A. Memic, N. Annabi, M. Hossain, A. Paul, M.R. Dokmeci, F. Dehghani, A. Khademhosseini, Electrospun scaffolds for tissue engineering of vascular grafts, *Acta biomaterialia*, 10(1) (2014) 11-25.
- [7] S. Ramakrishna, An introduction to electrospinning and nanofibers, World Scientific, 2005.
- [8] J.-H. He, Y.-Q. Wan, L. Xu, Nano-effects, quantum-like properties in electrospun nanofibers, *Chaos, Solitons & Fractals*, 33(1) (2007) 26-37.
- [9] J. Heyligers, C. Arts, H. Verhagen, P.G. De Groot, F. Moll, Improving small-diameter vascular grafts: From the application of an endothelial cell lining to the construction of atissue-engineered blood vessel, *Annals of vascular surgery*, 19(3) (2005) 448-456.
- [10] A.B. Voorhees Jr, A.H.B. Alfred Jaretzki III, The use of tubes constructed from vinyon "N" cloth in bridging arterial defects: a preliminary report, *Annals of surgery*, 135(3) (1952) 332.
- [11] M.Y. Kariduraganavar, A.A. Kittur, R.R. Kamble, Polymer synthesis and processing, in: *Natural and Synthetic Biomedical Polymers*, Elsevier, 2014, pp. 1-31.

- Solar Energy Materials and Solar Cells, 92(11) (2008) 1382-1387.
- [28] H. Karakaş, A. Sarac, T. Polat, E. Budak, S. Bayram, N. Dağ, S. Jahangiri, Polyurethane nanofibers obtained by electrospinning process, World Academy of Science, Engineering and Technology, 7 (2013) 498-501.
- [29] S. Chen, J. An, L. Weng, Y. Li, H. Xu, Y. Wang, D. Ding, D. Kong, S. Wang, Construction and biofunctional evaluation of electrospun vascular graft loaded with selenocystamine for in situ catalytic generation of nitric oxide, Materials Science and Engineering: C, 45 (2014) 491-496.
- [30] F. Ajallouei, M.L. Lim, G. Lemon, J.C. Haag, Y. Gustafsson, S. Sjöqvist, A. Beltrán-Rodríguez, C. Del Gaudio, S. Baiguera, A. Bianco, Biomechanical and biocompatibility characteristics of electrospun polymeric tracheal scaffolds, Biomaterials, 35(20) (2014) 5307-5315.
- L. Wang, M.W. King, Degradable/non-degradable polymer composites for in-situ tissue engineering small diameter vascular prosthesis application, Bio-medical materials and engineering, 24(6) (2014) 2127-2133.
- [21] Y. Pan, X. Zhou, Y. Wei, Q. Zhang, T. Wang, M. Zhu, W. Li, R. Huang, R. Liu, J. Chen, Small-diameter hybrid vascular grafts composed of polycaprolactone and polydioxanone fibers, Scientific reports, 7(1) (2017) 3615.
- [22] J. Johnson, D. Ohst, T. Groehl, S. Hettterscheidt, M. Jones, Development of novel, bioresorbable, small-diameter electrospun vascular grafts, Journal of Tissue Science & Engineering, 6(2) (2015) 1.
- [23] M. Khodadoust, D. Mohebbi-Kalhari, N. Jirofti, Fabrication and characterization of electrospun Bi-hybrid PU/PET scaffolds for small-diameter vascular grafts applications, Cardiovascular engineering and technology, 9(1) (2018) 73-83.
- [24] M. Mirbagheri, D. Mohebbi-Kalhari, N. Jirofti, Evaluation of mechanical properties and medical applications of polycaprolactone small diameter artificial blood vessels, International Journal of Basic Science in Medicine, 2(1) (2017) 58-70.
- [25] N. Jirofti, D. Mohebbi Kalhari, G.H. Kazemzadeh, A. Samimi, Evaluation of biocompatibility and reaction of the immune system of the rat in single and composite electrospun nanofiber structures (PCL/PU) for tissue engineering applications, Journal of Cell & Tissue, 8 (2017) 242-249.
- [26] C. Chen, L. Wang, Y. Huang, A novel shape-stabilized PCM: electrospun ultrafine fibers based on lauric acid/polyethylene terephthalate composite, Materials Letters, 62(20) (2008) 3515-3517.
- [27] C. Chen, L. Wang, Y. Huang, Morphology and thermal properties of electrospun fatty acids/polyethylene terephthalate composite fibers as novel form-stable phase change materials,

