

### Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 52(12) (2021) 881-884 DOI: 10.22060/mej.2019.16159.6288

### Study of Young's Modulus and Failure Strength of Polyurethane-Based Binary Polymer Composite Structures Based on Stress-Strain Curve for Tissue Engineering Vascular Graft Application

N. Jirofti<sup>1</sup>, D. Mohebbi-Kalhori<sup>1\*</sup>, A. Hadjizadeh<sup>2</sup>, A. Samimi<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Chemical Engineering Department, University of Sistan and Baluchestan, Zahedan, Iran.

<sup>2</sup> Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

**ABSTRACT:** The coronary arteries are of the important cardiovascular diseases. The autograft is the main treatment for this problem, but in many patients, the autografts are not applicable. So, due to a large number of requirements, it needs to find suitable replacements for diseases of blood vessels. Nanomaterial structures are highly contributive in tissue engineering vascular scaffolds due to their ability in mimicking the nanoscale dimension of the natural extracellular matrix and the existing mechanical match between the native vessel and the structure. The aim of this research was developing and mechanically improving nanofibrous hybrid structures using blend electrospinning methods with different ratios of the polyethylene terephthalate, polyurethane and polycaprolactone. The morphological and mechanical properties of all fabricated structures were evaluated. The average fiber diameter, porosity, stress and Young's modulus changes' range in composite structures (polycaprolactone/polyurethane and polyethylene terephthalate/polyurethane ) were obtained 343 ± 94 to 382 ± 83 nm, 58.6 ± 3.12 to 81 ± 1.7 %, 2.66 ± 0.39 to 19.05 ± 3.2 MPa and  $3.18 \pm 0.09$  to  $41.4 \pm 3.31$  MPa, respectively. According to results, the fabricated scaffolds as well as polyethylene terephthalate/polyurethane structure exhibited suitable mechanical and biological properties and clinical requirements as a small-diameter vascular graft.

### **Review History:**

Received: 17 Apr. 2019 Revised: 10 Jul. 2019 Accepted: 2 Sep. 2019 Available Online: 16 Oct. 2019

#### **Keywords:**

Composite structure Mechanical properties Artificial blood vessels Electrospinning Tissue engineering

### **1. Introduction**

Atherosclerosis as an important cardiovascular diseases is a great cause of death worldwide [1]. The autograft is a common treatment for this problem but in some patients has limited clinical success due to small size, previous harvesting and the age of patients [2]. Therefore, synthetic vascular prostheses have been clinically approved to treat this disease [3]. The previously obtained results have shown the synthetic vascular prostheses were being successfully used in largediameter (> 6 mm) blood vessel replacement while in small diameter replacements have rejected due to series of problems such as thrombosis, lack of functional endothelial coverage and the intimal hyperplasia [4,5]. The desirable properties of the Nano-structure such as the high specific surface area, high porosity, good cell attachment makes it very attractive in vascular tissue applications [6]. Electrospinning as a simple and reliable technique has been applied for the fabrication of nanoscale structures such as vascular graft that can resemble the natural ExtraCellular Matrix (ECM) in native graft [7]. At the moment, the woven synthetic vascular prostheses such as PolyTetraFluoroEthylene (PTFE) and Poly Ethylene Terephthalate (PET) have been successfully used in vascular graft replacements with a large diameter but in a small diameter due to mismatch the properties of natural vascular have failed. In this regard, according to the composite structure of natural vessels, this study focused on the fabrication of synthetic

vascular prostheses using nonwoven hybrid nanofiber structure by the electrospinning method for replacing a small diameter vascular graft. In other hands, the aim of this research was developing and mechanically improved hybrid nanofiber structures using blend electrospinning methods with different ratios of the polyethylene terephthalate, PolyUrethane (PU) and PolyCaproLactone (PCL).

### 2. Methodology

### Materials and methods

The PCL (Mw 80,000), PET and PU, TetraHydroFuran (THF), N, N-DiMethylFormamide (DMF), DiChloroMethane (DCM), ethanol and chloroform were purchased from Sigma Aldrich, USA. TriFluoroacetic Acid (TFA), 1,1,1,3,3-HexaFuoro-2-Propanol (HFIP) were purchased from Merck, Germany. The solvents were used without further purification. The neat and hybrid nanofiber structures



Fig. 1. A schematic of electrospinning setup

\*Corresponding author's email: davoodmk@eng.usb.ac.ir

Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

fabricated using custom-designed electrospinning setup (Fig. 1). The information of the fabrication the neat and hybrid nanofiber structure and their electrospinning conditions have presented in Table 1. In following the morphological and mechanical properties all structures were evaluated using Scanning Electron Microscopy (SEM), Fourier Transform InfraRed spectroscopy (FTIR) and tensile properties.

Table 1 Electrospinning conditions of structures

	Electro	spinning	Condition	15
Structures	Concentration	Voltage (kV)	Flow rate (ml/hr)	Distance (cm)
PET	15 %w/w	25	0.5	25
PU	15 %w/w	20	2	20
PCL	10 %w/w	18	3	25
PET75/PU25	8 % v/v	20	2	25
PET50/PU50	8 % v/v	20	2	25
PET25/PU75	8 % v/v	20	2	25
PCL75/PU25	8 % v/v	20	2	25
PCL50/PU50	8 % v/v	20	2	25
PCL25/PU75	8 % v/v	20	2	25

### 3. Results and Discussion

The morphology of the neat and hybrid nanofiber structures evaluated using scanning electron microscopy images, FTIR analysis, and obtaining the porosity of the electrospun scaffolds. According to the results (Table 2), the average fiber diameter in hybrid nanofiber structures is significantly smaller than the neat structures.

 
 Table 2. Average fiber diameter and porosity of the neat and hybrid nanofiber structures

Samples	Average fiber diameter (nm)	Porosity (%)
PCL	$433 \pm 80$	89.1 ± 0.69
PU	$470 \pm 95$	$63.0 \pm 0.46$
PET	$404 \pm 44$	$74.0 \pm 1.37$
PCL75/PU25	$372 \pm 122$	$81.0 \pm 1.70$
PCL50/PU50	$363 \pm 85$	$78.8\pm\ 3.20$
PCL25/PU75	$382 \pm 83$	$74.3 \pm 0.15$
PET75/PU25	$375 \pm 89$	$69.5 \pm 2.30$
PET50/PU50	$369 \pm 91$	$65.0 \pm 1.50$
PET25/PU75	$343 \pm 94$	$58.6 \pm 3.12$

The results showed that with increasing the PCL and decreasing the PU ratios in the hybrid structures the porosity of the structures has increased.

The neat PET and PET50/PU50 as a hybrid nanofiber structures revealed the highest load, tensile and Young's modulus. According to the results (Table 3) the range of the maximum load, tensile stress, tensile strain and Young's modulus for the hybrid structures were obtained within 2.03  $\pm$  0.33 to 40.88  $\pm$  9.21 N, 2.66  $\pm$  0.39 to 19.05  $\pm$  3.20 MPa, 101  $\pm$  14 to 421  $\pm$  51.35 %, and 3.18  $\pm$  0.09 to 41.4  $\pm$  3.31 MPa, respectively.

The PET/PU as hybrid nanofiber structure due to high elasticity of PU and high tensile strength of PET has an optimum load, stress, strain and Young's modulus.

For the PCL/PU hybrid nanofiber structures with 75 % of PCL, the maximum load, maximum stress, and maximum Young's modulus were obtained. Interestingly, in a hybrid nanofiber structure containing an equal value of the PCL and PU, the minimum load and stress were observed. In addition, due to optimum strength between PET and PU, in PET/PU structure the highest strain were obtained.

### 4. Conclusions

According to the results it has been obtained that the neat PCL, PU and PET polymers, due to the difference in their degradation, elasticity and stiffness can improve the mechanical properties of the PCL/PU and PET/PU as the hybrid nanofiber structures. Also it has been demonstrated that PCL/PU and PET/PU nanofiber structures due to mimic the properties of the extracellular matrix of the native vessels can be applied for vascular tissue engineering applications.

### References

- [1] J. Frostegård, Immunity, atherosclerosis and cardiovascular disease, BMC medicine, 11(1) (2013) 117.
- [2] D.D. Swartz, S.T. Andreadis, Animal models for vascular tissue-engineering, Current opinion in biotechnology, 24(5) (2013) 916-925.
- [3] 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

Tabl	e 3.	M	echanical	l properties of	f t	he neat and		hy	bric	l nanofib	er structu	ires
------	------	---	-----------	-----------------	-----	-------------	--	----	------	-----------	------------	------

Structures	Maximum load (N)	Tensile stress at maximum load (MPa)	Tensile strain at maximum load (%)	Young's modulus (MPa)
PET	$10.03\pm0.75$	$4.04 \pm 0.45$	$100\pm 8$	$18.0\pm1.8$
PU	$7.26\ \pm 0.90$	$3.19\pm0.54$	$321\pm71$	$1.2 \pm 0.39$
PCL	$7.00\pm1.68$	$2.7\pm0.44$	$142\pm17$	$4.8\pm0.11$
PCL75/PU25	$19.39\pm4.81$	$14.74\pm4.47$	$101\pm14$	$23.0\pm3.42$
PCL50/PU50	$2.03\pm0.33$	$3.00 \pm 0.66$	$288\pm12$	$6.0\pm0.548$
PCL25/PU75	$9.81 \pm 1.62$	$5.98 \pm 1.21$	$271\pm85$	$5.46 \pm 1.68$
PET75/PU25	$7.11 \pm 1.52$	$2.66\pm0.39$	$388 \pm 5.2$	$19.3\pm2.04$
PET50/PU50	$40.88\pm9.21$	$19.05\pm3.20$	$339\pm85$	$41.4\pm3.31$
PET25/PU75	$18.60\pm3.08$	$9.24\pm0.61$	421 ± 51.35	$3.18\pm0.09$

regression of coronary atherosclerosis: the ASTEROID trial, Jama, 295(13) (2006) 1556-1565.

- [4] D. Radakovic, J. Reboredo, M. Helm, T. Weigel, S. Schürlein, E. Kupczyk, R. Leyh, H. Walles, J. Hansmann, A multilayered electrospun graft as vascular access for hemodialysis, PloS one, 12(10) (2017) e0185916.
- [5] C.E. Macias, Nanoscale properties of poly (ethylene terephthalate) vascular grafts, Massachusetts Institute of

Technology, 2004.

- [6] J.-H. He, Y.-Q. Wan, L. Xu, Nano-effects, quantum-like properties in electrospun nanofibers, Chaos, Solitons & Fractals, 33(1) (2007) 26-37.
- [7] 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.

This page intentionally left blank

نشريه مهندسي مكانيك اميركبير

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۲، شماره ۱۲، سال ۱۳۹۹، صفحات ۳۵۶۷ تا ۳۵۸۲ DOI: 10.22060/mej.2019.16159.6288

# مطالعه میزان تغییرات مدول یانگ و مقاومت شکست در ساختارهای کامپوزیت پلیمری دوتایی بر پایهی پلییورتان براساس بارگذاری تنش-کرنش جهت کاربرد در مهندسی بافت عروق خونی

نفيسه جيرفتي، داود محبى كلهرى \* افرا حاجي زاده، عبدالرضا صميمي

<sup>۱</sup> گروه مهندسی شیمی، دانشکده مهندسی، دانشگاه سیستان و بلوچستان، زاهدان، ایران. <sup>۲</sup> گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

**خلاصه:** بیماری عروق کرونر قلب از مهم ترین بیماریهای قلبی و عروقی است. پیوند اتو گرافت درمان متداول این بیماری <sup>در</sup> است که در بعضی بیماران بهدلایل مختلف قابل استفاده نیست. از این رو داشتن جایگزینهای مطلوب در این زمینه امری <sup>در</sup> ضروری است. ساختارهای نانوالیافی به دلیل توانایی بالا در شبیه سازی ماتریس برون سلولی و ایجاد تطابق بین خواص بازی مکانیکی در داربستهای رگی مصنوعی با عروق طبیعی، بهعنوان بسترهای بالقوه جهت کاربردهای مهندسی بافت عروق پذ مطرح می شوند. هدف اصلی پژوهش پیشرو ساخت و بهبود خواص مکانیکی داربستهای رگی مصنوعی با ساختارهای ارا کامپوزیت دوتایی، با استفاده از نانوالیاف پلیمرهای پلی یورتان، پلی اتیلن ترفتالات و پلی کاپرولاکتون به روش الکتروریسی تنش و مدول یانگ در ساختارهای از فلر ریخت شناسی و خواص مکانیکی مورد ارزیابی قرار گرفته اند. محدوده ی تغییرات کار آمیخته می باشد. تمام ساختارها از نظر ریخت شناسی و خواص مکانیکی مورد ارزیابی قرار گرفته در موش الکتروریسی تنش و مدول یانگ در ساختارهای پلی و پلی تاین ترفتالات و پلی کاپرولاکتون به روش الکتروریسی تنش و مدول یانگ در ساختارهای پلی کاپرولاکتون به روش الکتروریسی کار می خواص راین و معروزیت دوتالات و پلی کاپرولاکتون به روش الکتروریسی کار می خواص می نود و پلی تلین ترفتالات و پلی کاپرولاکتون به روش الکتروریسی کار می خوا میخته می باشد. تمام ساختارها از نظر ریخت شناسی و خواص مکانیکی مورد ارزیابی قرار گرفته در محدوده ی تغییرات کار در ساختارهای پلی کاپرولاکتون پلی یورتان و پلی اتیلن ترفتالات/ پلی یورتان به ترتیب ۲۹،۰ ± ۱۰٫۶ کار تا کار خار کار خار کار تا کار تا کار تا کار خار می در در ساختارهای کامپوزیتی به ترتیب ۲۹،۰ ± ۲٫۶۶ تا ۲۰ تا ۲۰ کار تا ۲۰٫۰ ± ۲٫۶۶ تا ۲۰ تار کار تا ۲۰٫۰ تا ۲۰ مرحی گرون گرون شده است. مردوزیتی به ترتیب را ۲۰ تا ۲۸ ± ۲٫۸۲ تا ۲۸ تا ۲۸ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲۰٫۰ تا ۲۰٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰٫۰ تا ۲۰٫۰ تا ۲٫۰۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰۰ تا ۲٫۰ تا ۲٫۰۰ تا ۲٫۰۰

**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 الکتروریسی مهندسی بافت.

### ۱– مقدمه

بیماری مربوط به عروق کرونر قلب از مهم ترین بیماریهای قلبی و عروقی است. پیوند اتو گرافت درمان متداول این بیماری است که در بسیاری از بیماران بهدلایل مختلف قابل استفاده نیست. ازاین رو مهندسی بافت در مقیاس نانو میتواند منجر به توسعهی جایگزینهای مهندسی بافت در مقیاس نانو میتواند منجر به توسعهی جایگزینهای زیست ساز گار گردد که میتوانند عملکرد بافت آسیب دیده را تا حدامکان 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، نیزمند پیوندهای جایگزینی عروق، تقاضا جهت جایگزینی و پیوند نیازمند پیوندهای جایگزینی عروق، تقاضا جهت جایگزینی و پیوند \*نویسنده عهدهدار مکاتبات: add کوری با قطر کوچک بسیار زیاد است. به همین

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<sup>۱</sup> درصدد 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 گرافت و در نتیجه انسداد، با شکست مواجه شده و عملکرد بالینی رضایتبخشی نداشتند [۴].

در این راستا با توجه به مطالب بیان شده مشخص می گردد که

(Creative Commons License) حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) کی کی این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Ritps://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

<sup>1</sup> Food and Drug Administration (FDA)

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 گرافت 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 [۵].

یکی از روشهای مؤثر برای ساخت داربستهای رگی مصنوعی با ویژگیهای منحصربفرد استفاده از تکنیکهای نانوفناوری و مهندسیبافت است. با علم به این مطلب که ماتریس برونسلولی طبیعی <sup>۱</sup> به فرم شبکهای سهبعدی با ابعاد نانومقیاس است [۶]، 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 برونسلولی 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.

فن آوری مهندسی نانو بر مبنای این واقعیت پایه گذاری شده است که خواص مکانیکی موادی که ساختار عملکردی آنها حداقل در یک بعد در مقیاس نانومتر است به طور چشمگیری دستخوش تغییرات می گردد. با پیشرفت فناوری و ظهور فناوری نانو (علم نانوتکنولوژی) تولید الیاف در مقیاس نانومتری (نانوالیاف) مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است [۷]. 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 می کنند. این مسأله منجر به انرژی سطحی خیلی بالا مربوط به اثر مقیاس نانو، واکنش پذیری

سطحی، استحکام و خواص مکانیکی مطلوب می گردد. این خواص منحصربفرد باعث می شود نانوالیاف گزینه ی مناسب برای بسیاری از کاربردهای مهم از جمله مهندسی بافت، مهندسی پز شکی، فیلتراسیون و نانوسنسورها باشد [۸].

کارل [۹] در سال ۱۹۱۲ نخستین کسی بود که استفاده از لولههای فلزی و شیشهای را تحت عنوان عروق مصنوعی در جراحی بای پس قلب در سگ توصیف کرد. در اوایل سال ۱۹۵۰ آرتور و همکاران [۱۰] نخستین گرافت 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.

همان طور که در قبل نیز مطرح شد داربستهای عروقی ایده آل جهت کاربردهای کلینیکی باید دارای خصوصیات منحصر بفردی باشند تا موجب نزدیکی عملکرد مکانیکی آن ها به عروق طبیعی گردد. در این راستا جنس پلیمری که در ساخت داربستها مورد استفاده قرار می گیرد 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<sup>۲</sup> است که بهعنوان پلیاستر زیستسازگار و تخریب پذیر با خواص مکانیکی مطلوب مطرح می گردد. از مهم ترین مزایای این پلیمر حالت نیمه کریستالی و نرخ تخریب پذیری نسبتاً کند آن است که بهواسطهی هیدرولیز پیوندهای استری در شرایط فیزیولوژیکی بدن به آرامی صورت می گیرد [۱۱ و ۱۲].

پلیاتیلن ترفتالات<sup>۳</sup> بهعنوان یک پلیاستر ترموپلاستیک با نام تجاری داکرون در راستای تولید عروق مصنوعی به رسمیت شناخته شده است [۱۳] و بهواسطهی خواصی مانند زیستسازگاری، انعطاف پذیری، استحکام بالا و مقاومت در برابر تخریب پذیری بهعنوان یک گزینهی مناسب جهت کاربردهای مختلف مهندسی بافت عروق خونی معرفی می گردد. عروق مصنوعی داکرونی موجود در بازار به دو روش بافته شده و گرهای تولید می شوند که عروق بافته شده دارای تخلخل پایینی نسبت به نمونهی گرهای می باشند [۳ و ۱۴]. خواص

<sup>1</sup> ExtraCellular Matrix (ECM)

<sup>2</sup> PolyCaproLactone (PCL)

<sup>3</sup> PolyEthylene Terephthalate (PET)

مطلوب پلیاتیلن ترفتالات سبب شده است تا این پلیمر بهعنوان گزینهای پرکاربرد 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 می گردد. اما با توجه به پیشرفت علم الکتروریسی در چند دههی اخیر، استفاده از نانو و میکروالیاف این پلیمر مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است.

قطعات پلییورتان <sup>۱</sup> در واقع کوپلیمرهایی ترکیبی از سه مونومر مختلف هستند، بخش سخت که از دی ایزوسیانات مشتق شده است، زنجیره بسط دهنده و بخش نرم که معمولا از پلی ال میباشد. اساسا بخش نرم عامل انعطاف پذیری 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 ساختارهای مالوبی دارند میتواند انتخاب ایدهآلی جهت داشتن مود [16].

با توجه به این که یکی از پارامترهای مؤثر بر خواص مکانیکی داربستهای نانوالیافی، جهت گیری الیاف میباشد بر این اساس گروهی از محققان در پژوهشی که در سال ۲۰۱۰ صورت گرفت نشان دادند که همراستا شدن و جهت گیری الیاف نه تنها در بهبود خواص مکانیکی بلکه در بهبود چسبندگی سلولها تأثیر بسزایی دارد [17]. محبی کلهری و همکاران [۱۷] (۲۰۱۰)، داربستهای پلی اتیلن ترفتالات را با استفاده از روش دمیدن مذاب<sup>۲</sup> 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

درپژوهشی دیگر محبی کلهری و همکاران [۱۸] (۲۰۱۲) داربستهای رگی پلی یورتانی را با دو ساختار متفاوت چیندار شعاعی و چیندار محوری به روش الکتروریسی 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<sup>۳</sup> اقدام به تولید ساختارهای کامپوزیت از پلیمرهای پلی کاپرولاکتون و پلی اتیلن ترفتالات نمود بطوری که داربستهای الکتروریسی شدهی پلی کاپرولاکتون را توسط لایه ای بافته شده از پلی اتیلن ترفتالات مستحکم کرده و پس از بررسی و مقایسه خواص مکانیکی، دریافت داربستهای تولیدی به این روش شباهت گسترده ای به عروق طبیعی داشته و می توانند دستاورد مناسبی جهت کاربردهای مهندسی بافت

همچنین وانگ و همکاران [۲۰] (۲۰۱۴) اقدام به ساخت داربست سه لایهای از پلیمر تخریبناپذیر پلیاتیلن ترفتالات و پلیمر تخریب پذیر پلی کاپرولاکتون نمودند. جهت ساخت این داربست، لایهی اول و سوم را توسط روش خشکشدن انجمادی<sup>†</sup> پلی کاپرولاکتون 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 پلی کاپرولاکتون و پلی دی اکسان<sup>۵</sup> توسط پان و همکاران [۲۱] استفاده از پلی دی اکسان بهعنوان پلیمری با استحکام بالا و زمان تخریب کوتاه نسبت به پلی کاپرولاکتون منجر به ایجاد خواص مطلوبی در ساختارهای کامپوزیت عروقی پلی کاپرولاکتون و پلی دی اکسان

در سال ۲۰۱۵ جانسون و همکاران [۲۲] طی انجام یک کار تحقیقاتی گسترده از پلیمرهای پر کاربرد در مهندسی بافت شامل پلیکاپرولاکتون، پلیگلایکولیکاسید<sup>۶</sup> ، پلیدیاکسان ، پلیلاکتیککوکاپرولاکتون<sup>۷</sup>، پلیلاکتیکگلایکولیکاسید<sup>۸</sup> و پلی-ال-

PolyUrethane (PU)

<sup>2</sup> Melt-Blowing

<sup>3</sup> Knitted

<sup>4</sup> Freeze-drying

<sup>5</sup> PolyDioxanone (PDS)

<sup>6</sup> PolyGlycolic Acid (PGA)

<sup>7</sup> Poly Lactic-co-CaproLactone (PLCL)

<sup>8</sup> Poly Lactic-co-Glycolic Acid (PLGA1090)

لاکتیک اسید<sup>۱</sup> جهت ساخت داربستهای رگی مصنوعی با استفاده از روش الکتروریسی 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 خواص مکانیکی در حوزهی ارتجاعیت و استحکام عروق مصنوعی با عروق طبیعی است که منجر میشود ساخت عروق مصنوعی با ابنده 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 پلیاتیلنترفتالات و پلیمر پلیکاپرولاکتون با نرخ تخریبپذیری مطلوب طراحی و ساخته شوند.

همچنین ساخت داربستهای رگی با استفاده از روش الکتروریسی سبب می گردد داربستهای طراحی شده ساختاری متخلخل داشته و تنظیم اندازه این تخلخلها (حفرات) با تنظیم یا تغییر شرایط الکتروریسی باعث می شود ساختارهای به دست آمده شرایطی مناسب برای لانه گزینی و رشد و تکثیر سلولها را ایجاد کند. در نتیجه سلولها می توانند 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

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 پلی کاپرولاکتون، پلیاتیلن ترفتالات و پلییورتان به عنوان پلیمرهایی با خواص بهینه و تأیید شده توسط انیستیتو غذا و دارو آمریکا [۲۵–۲۳] جهت کاربردهای پزشکی، در پژوهش پیشرو ساخت داربستهای رگی مصنوعی با ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلییورتان و پلیاتیلن ترفتالات/ پلییورتان به روش الکتروریسی آمیخته مورد ارزیابی قرار گرفته است.

### ۲- مواد و روشها ۲-۱- مواد

در پژوهش پیشرو از پلیمرهای پلیکاپرولاکتون، پلییورتان و پلیاتیلنترفتالات بهمنظورطراحی ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیکاپرولاکتون/پلییورتان و پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان استفاده شده است. همچنین ترکیب تریفلورواستیکاسید<sup>۲</sup> و دیکلرومتان<sup>۳</sup> بهعنوان حلالهای پلیاتیلنترفتالات، ترکیب ان-دیمتیل فورمامید <sup>7</sup> و تتراهیدروفوران<sup>۵</sup> بهعنوان حلالهای پلییورتان و ترکیبکلروفرم<sup>2</sup> و اتانول<sup>۷</sup> با خلوص ٪۶/۹۹ بهعنوان حلالهای پلیکاپرولاکتون جهت طراحی ساختارهای منفرد و از حلال۳،۳،۳،۱۱۱ هگزافلورو۲پروپانول<sup>۸</sup> جهت طراحی ساختارهای کامپوزیت دوتایی بهروش الکتروریسی آمیخته استفاده شده است. خواص فیزیکی مواد نام برده به ترتیب در جدول ۱ آورده شده است. مواد خریداری شده بدون هیچگونه خالص سازی مورد استفاده قرار گرفتند.

### ۲-۲- روش الكتروريسي

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

<sup>1</sup> Poly-L-Lactide Acid (PLLA)

<sup>2</sup> TriFlouroacetic Acid (TFA)3 DiChloroMethane (DCM)

<sup>4</sup> N'N-Dimethylmethanamide (DMF)

<sup>5</sup> TetraHydroFuran (THF)

<sup>6</sup> Chloroform (ChCl3)

<sup>7</sup> Ethanol

<sup>8 1,1,1,3,3,3-</sup>HexaFluoro-2-Propanol (HFIP)

ش کت	نقطه مرث	ثابت دی -	دانسىتە در	151		
خریداری شدہ	نقطة جوس (°C)	الکتریک	۲۰°C (g/ml)	جرم مولکولی (g/mol)	فرمول شيميايى	حلال
مرک آلمان	۷۲/۲	_	1./49	114/07	CF <sub>3</sub> COOH	ترىفلورواستيكاسيد
مرک آلمان	٣٩/۶	٨/٩٣	۱/۳۳	86/93	CH <sub>2</sub> Cl <sub>2</sub>	دى كلرومتان
مرک آلمان	۶١/٢	۴/۸۱	1/49	۱۱۹/۳۸	CHCl <sub>3</sub>	كلروفرم
مرک آلمان	۷۸/۲۴	24/2	٠/٧٨٩	46/07	C <sub>2</sub> H <sub>6</sub> O	اتانول ٪ ۹۹/۶
مرک آلمان	۱۵۳	$\gamma / \chi_{\lambda}$	•/99۴	۷۳/۰ ۹	HCON(CH <sub>3</sub> ) <sub>2</sub>	ان- دىمتيل فورماميد
مرک آلمان	<i>89</i>	٧/۶	۰/۸۸۹	V7/11	-CH <sub>2</sub> (CH <sub>2</sub> ) <sub>3</sub> O-	تتراهيدروفوران
با اآ ج			1/269	194/20	C.H.F.O	۳،۳،۳،۱،۱،۱ هگزا فلورو ۲
مر ک المان	ω// 1	-	1707 (	17 1/ 0	C3H2F6O	پروپانول

جدول ۱- مشخصات حلالهای مورد استفاده در پژوهش پیشرو. Table 1. Characterization of the solvent used in the present study .

- پمپ سرنگی ' اتوماتیک (pp-s۱۴ و wz-۵۰c۶) با دقت ۰/۱ میلیلیتر بر دقیقه.
- منبع تغذیهی ولتاژ بالا (LD Didactic GmbH ۵۲۱۷۲۱) با توانایی ایجاد حداکثر ۲۵/۴ کیلوولت اختلاف پتانسیل بهمنظور ایجاد میدان الکتریکی مناسب.
- جمع کننده ی میله ای دارای حرکت دورانی به منظور شکل دهی
   داربست و حرکت رفت و برگشتی به منظور دستیابی به ضخامت
   یکسان و جلوگیری از تجمع الیاف.
  - دماسنج و رطوبتسنج بهمنظور کنترل شرایط محیطی.
    - هود آزمایشگاهی بهمنظور تهویهی هوای مطبوع.

۲-۳- جزئیات تهیهی محلولهای پلیاتیلن ترفتالات،
 پلییورتان و پلیکاپرولاکتون و الکتروریسی آنها به صورت
 منفرد

بهمنظور ساخت محلول پلی اتیلن ترفتالات مقدار مناسب از این پلیمر در ترکیب حلال های مورد نظر حل و به مدت ۲۴ ساعت روی

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 الکتروریسی 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 الکتروریسی 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 هم<sub>ا</sub>زن مغناطیسی با دور پایین قرار داده شد و در نهایت با شرایط موجود در جدول الکتروریسی گردید. با استناد به پژوهش صورت گرفته [۲۹] شرایط اولیهی الکتروریسی پلی کاپرولاکتون مطابق جدول پلی کاپرولاکتون، 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) قرارگرفت و درنهایت با شرایط ارائه شده در جدول ۲ الکتروریسی گردید.



1 Syringe pump

سرسوزن ( G )	دبی ر (ml/hr)	فاصله (cm)	ولتاژ (kV)	غلظت	حلالها	ېليمر
١٨	٣	۲۵	١٨	۱ • (%v/v)	CHCl <sub>3</sub> /C <sub>2</sub> H <sub>6</sub> O (7:3)	PCL
١٨	٢	۲.	۲.	۱۵ (%w/w)	DMF/THF (1:3)	PU
۱۸	• /۵	۲۵	۲۵	۱۵ (%w/w)	DCM/TFA (1:1)	PET

جدول ۲- شرایط اولیهی الکتروریسی پلی کاپرولاکتان، پلییورتان و پلیاتیلنرفتالات. Table 2. Electrospinning conditions of PCL, PU and PET.

# ۲-۴- جزئیات طراحی ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیکاپرولاکتون/پلییورتان و پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان

در این قسمت به استنادپژوهش انجام شده [۳۰]، ساخت محلولهای پلیاتیلنترفتالات، پلییورتان و پلیکاپرولاکتون بصورت ۷/۷ ٪ ۸با استفاده از حلال ۱،۱،۱،۳،۳ هگزا فلورو ۲ پروپانول انجام گرفت. جهت ساخت محلول پلیمری، مقدار معینی از پلیمرها داخل حلال مورد نظر حل شده و به مدت ۳ ساعت بروی همزن مغناطیسی با دمای ۲<sup>°</sup> ۵۰ قرار گرفت. سپس محلولها به صورت دوتایی با ترکیب درصدهای مختلف مخلوط شدند. در نهایت توسط دستگاه الکتروریسی و با استفاده از یک پمپ سرنگی الکتروریسی گردیدند. الیاف تولید شده به سمت جمع کننده هدایت شدند. در نهایت طراحی ۳ نوع اساختار کامپوزیت دوتایی با ترکیب درصدهای (۲۵:۷۵)، (۲۵:۲۵) و انجام گرفت. نمونهها جهت تبخیر کامل حلال به مدت ۲۲ ساعت در زیر هود در شرایط استاندارد محیطی قرار گرفتند. اطلاعات تکمیلی در مورد طراحی و روش ساخت داربستهای طراحی شده در جدول ۳ ارائه شده است.

# ۳- بررسی ساختار، ریخت شناسی و خواص مکانیکی ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی ۳-۱- تصویربرداری میکروسکوپ الکترونی روبشی<sup>۱</sup>

# 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

### 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 محاسبهی تخلخل نمونهها استفاده شده است. جزییات روابط مورد استفاده در این روش در ادامه بیان می گردد.

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

$$\rho_A = \frac{m_s}{A_s T_s}$$

				,		
سرسرنگ	فاصله	ولتاژ	دبى	غلظت	تركيب	at. t
(G)	(cm)	(kV)	(ml/hr)	(%v/v)	درصد	تموت
۲.	۲۵	۲.	٢	٨%	(20:70)	PCL/PU
۲.	۲۵	۲.	٢	٨%	(۵۰:۵۰)	PCL/PU
۲.	۲۵	۲.	٢	٨%	(۲۵:۲۵)	PCL/PU
۲.	۲۵	۲.	٢	٨%	(٢٥:٧٥)	PET/PU
۲.	۲۵	۲.	٢	٨%	(۵۰:۵۰)	PET/PU
۲.	۲۵	۲.	٢	٨%	(۲۵:۲۵)	PET/PU

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

میباشد: (۱)

1 Scanning Electron Microscopy (SEM)

که در آن  $A_s m_s \rho_A$  و  $T_s$  به ترتیب معرف دانسیته ظاهری داربست بر حسب گرم بر میلی لیتر، جرم داربست بر حسب گرم، مساحت سطح داربست بر حسب سانتی متر مربع و ضخامت داربست بر حسب میکرومتر می باشد. میزان تخلخل داربستهای منفر دبا توجه به این که دانسیته ی توده ی آن ها مشخص می باشد با استفاده از رابطه ی (۲) به دست می آید [۲۳]:

$$\varepsilon = \left(1 - \frac{\rho_A}{\rho_{bulk}}\right) \times 100 \tag{(7)}$$

که در آن پلیمرف دانسیتهی توده و مقدار آن در پلیمرهای پلیاتیلنترفتالات، پلییورتان و پلیکاپرولاکتون به ترتیب /gr ۱/gr/cm<sup>۳</sup>۶۹۹ ،۱/cm<sup>۳</sup>۲۵ میباشد. دانسیتهی توده در ساختارهای کامپوزیت که بهروش الکتروریسی آمیخته ساخته شدهاند، با در نظر گرفتن دانسیته تودهی هر پلیمر و ترکیبدرصد آن در ساختار کامپوزیتی، محاسبه میگردد.

### ۳-۳- طيفسنجي مادون قرمز تبديل فوريه'

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 به کار 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

### ۳-۴- تنش کششی نهایی <sup>۲</sup>

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

آن به ضخامت و یا تنش کششی استفاده می شود. تنش کششی در دو راستای محوری و شعاعی قابل اندازه گیری می باشد. در پژوهش حاضر تنش محوری داربستها بر اساس دستگاه کشش مدل Instron ۵۵۶۶، ساخت ایالات متحده امریکا و برای ۵ نمونه از هر داربست، اندازه گیری شد. به همین منظور بر اساس استاندارد ارائه شده توسط ایالات متحده آمریکا<sup>۳</sup> هر کدام از داربستها به صورت مستطیلی شکل به طول ۲ سانتی متر و عرض ۰۵/ سانتی متر برش داده شد. در نهایت نمونه ها تا نقطه ی گسیختگی تحت نیروی کششی ۱۰ نیوتن و با سرعت ۲ میلی متر بر دقیقه قرار گرفتند و خواص کششی آن ها 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 مهم ترین نتیجه این آزمون میباشد. شیب این نمودار در ناحیهی خطی یا الاستیک، مدولیانگ 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 معنی دار بودن یا نبودن اختلاف خواص اندازه گیری شده در ساختارهای طراحی شده، آنالیز آماری صورت گرفت (با در نظر گرفتن حداقل ۵ تکرار در هر آزمایش). برای این

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

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

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

### ۴- نتایج و بحث

۴–۱– بررسی ساختار و ریخت شناسی ساختارهای نانوالیافی منفرد پلی کاپرولاکتون، پلی یور تانوپلی اتیلن ترفتالات وساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون / پلی یور تان و پلی اتیلن ترفتالات / پلی یور تان

### 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

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 بهدست 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)) بهترتیب ۸۳  $\pm ۲۸۳$  نانومتر ۸۵۸  $\pm ۳۶۳$  نانومتر و منفرد پلیکاپرولاکتون (۸۰  $\pm ۳۳۴$  نانومتر) و پلییورتان (۵۹  $\pm ۴۲۴$ نانومتر) کمتر است. در حقیقت میتوان ادعا نمود ساخت محلولهای نانومتر) کمتر است. در حقیقت میتوان ادعا نمود ساخت محلولهای و پلیمری از این دو پلیمر و الکتروریسی آن تحت شرایط مندرج در پلیمری از این دو پلیمر و الکتروریسی آن تحت شرایط مندرج در خدول ۳ منجر به طراحی ساختارهای کامپوزیت دوتایی با میانگین قطر الیاف کمتر درمقایسه با نمونههای منفرد میگردد ولی مقدار این



شکل ۲. تصاویر SEM مربوط به ساختارهای منفرد و کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلییورتان و پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان

بەترتیب ساختارهای: الف) پلی کاپرولاکتون، ب) پلییورتان، ج) پلیاتیلن ترفتالات، د) پلی کاپرولاکتون/پلییورتان (۵۰:۵۰ (، ۵)پلی کاپرولاکتون/پلییورتان(۵۰: ۵۰)، و) پلی کاپرولاکتون/پلییورتان(۲۵:۷۵ (، ز) پلیاتیلن ترفتالات/پلییورتان(۲۵: ۲۵ (، ح) پلیاتیلن ترفتالات/پلییورتان(۲۵: ۵ 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

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

تخلخل	ميانگين قطر الياف	نمونه
(/.)	(nm)	
$\lambda q/1 \pm \cdot/9q$	<sup>ዮ</sup> ۳۳ ± እ •	PCL
88/+ ± +/48	۴۷۰ ± ۹۵	PU
۷۴/۰۰ ± ۱/۳۷	۶۰۳ ± ۴۴	PET
$\lambda 1/\cdot \pm 1/V \cdot$	۳۷۲ ± ۱۲۲	ΡCL/PU (νδ:γδ)
$VA/A \pm V/V \cdot$	۳۶۳ ± ۸۵	$PCL/PU$ ( $\Delta \cdot : \Delta \cdot$ )
۷۴/۳ ± ۰/۱۵	ፖለፕ ± አኖ	ΡCL/PU (۲۵:۷۵)
89/20 ± 7/80	٣ΔΥ ± λ٩	PET/PU (V2:72)
$\rho_{0/} \cdot \cdot \pm 1/0 \cdot$	٣۶٩ ± ٩١	$PET/PU (\Delta \cdot : \Delta \cdot )$
۵۸/۶۰ ± ٣/١٢	84 ± 94	ΡΕΤ/Ρυ (γδ:γδ)

است. بر این اساس میتوان گفت در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/پلییورتان با افزایش مقدار پلیمر پلی کاپرولاکتون میزان تخلخل افزایش و با افزایش مقدار پلیمر پلییورتان تخلخل کاهش مییابد.

همچنین آنالیز تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی بهدست آمده نشان میدهد میانگین قطر الیاف در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان نسبت به ساختارهای منفرد پلیاتیلنترفتالات و پلییورتان مقادیر کمتری را به خود اختصاص داده است که البته مقدار این اختلاف قابل توجه نمیباشد. ساختارهای منفرد پلیاتیلنترفتالات (شکل ۲(ج)) تخلخل بالاتر  $\%71/1 \pm 100$ و میانگین قطر الیاف کمتری ۴۴ ± ۴۰۳ نانومتر را نسبت به ساختار منفرد پلییورتان (شکل ۲(ب)) با میانگین قطر الیاف ۹۵ ± ۰۷۴ نانومتر و تخلخل  $\%71/0 \pm 100$  نشان میدهند. همچنین مطابق شکل ۲(ز) ساختار کامپوزیت دوتایی پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان شکل ۲(ز) ساختار کامپوزیت دوتایی پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان ساختار کامپوزیت با ۲۵٪ از پلیمر پلیاتیلنترفتالات (شکل ۲(ط)) مساختار کامپوزیت با ۲۵٪ از پلیمر پلیاتیلنترفتالات (شکل ۲(ط))

### ۴-۱-۲- طیفسنجی تبدیل فوریه مادون قرمز

نتايج آزمون طيفسنجى تبديل فوريه مادون قرمز مربوط به

ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلیکاپرولاکتون/پلییورتان و پلیاتیلن ترفتالات/پلییورتان در شکل ۳ ارائه گردیده است. نتایج بهدست آمده نشان میدهد که پیکهای اصلی در تمام ساختارها (منفرد و مرکب) در محدودههای <sup>۱</sup>-۱۸۰۰ cm و ۱۰۰۰ و ۲۸۰۰ - - - ۱۰ و ۳۵۰۰ قابل مشاهده هستند. با توجه به شباهت ساختار مولکولی دو پلیمر پلیکاپرولاکتون و پلییورتان، گروههای عاملی کربونیل کتونی C=O (محدودہی  $^{-1}$  CH, (۱۷۲۵–۱۷۲۵)، C= (محدودہی و -CH $_{\star}$  (۳۰۰۰-۲۸۵۰ cm $^{-1}$  متقارن در محدوده -CH $_{\star}$ <sub>--</sub>-نامتقارن در محدوده <sup>۲۹۴۲</sup> cm<sup>-۱</sup> و C-O (محدودهی <sup>۲</sup> ۱۳۰۰-۱۳۰۰) برای پلیکاپرولاکتون و گروههای عاملی کربونیل کتونی C=O (محدودہی  $^{-1}$  C=O (محدودہی C=O $(1^{-1} - 1^{-1} - 1^{-1} - 1^{-1})$  و C-O (محدودهی  $cm^{-1}$ برای پلییورتان هر کدام در پیکهای خاصی قابل مشاهده هستند. آزمون طيفسنجى تبديل فوريه مادون قرمز مربوط به ساختارهاى منفرد پلیاتیلن ترفتالات و پلییورتان و ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان انجام و نتایج آن در شکل ۳(ب) ارائه شده است. با توجه به ساختار مولکولی هر دو پلیمر، گروههای عاملی کربونیل کتونی (محدودهی <sup>۱۰</sup>-۱۷۲۵ /۱۷۲۵)،  $cm^{-1}$  (محدودهی C-O ) و C-O (محدودهی C-T۱۳۰۰-۱۳۰۰) برای پلیمر پلییورتان و گروههای عاملی استری -۲۸۵۰ cm<sup>-1</sup> (محدودهی C-H (۱۷۵۰–۱۷۳۰ cm<sup>-1</sup>) (محدودهی (۳۰۰۰)، C-N و (۳۵۰۰–۳۴۰۰  $cm^{-1}$  محدودهی O-H (محدودهی) ۱۴۰۰-۱۳۰۰ cm<sup>-۱</sup>) نیز برای پلیمر پلیاتیلن ترفتالات هر کدام در پیکهای خاصی قابل مشاهده هستند. همچنین مطابق شکل ۳، پیکهای مربوط به گروههای عاملی کربونیل، C-H و C-O به ترتیب در اعداد موجی ۱۲۲۵ cm<sup>-۱</sup> و ۱۹۲۴ در پلیمر پلییورتان و پیکهای مربوط به گروههای عاملی استر، C-H  $11.1 \text{ cm}^{-1}$  و C-O  $cm^{-1}$  ، 1977  $cm^{-1}$  و C-O  $cm^{-1}$ در پلیمر پلیاتیلن ترفتالات مشاهده می شوند که همگی به وضوح در شكل مربوطه قابل مشاهده مىباشد. گروه عاملى C-O-C در دوحالت متقارن و نامتقارن در نواحی <sup>۱</sup>-۲۹۳ cm و ۱۱۶۲ و cm قابل مشاهده می باشد. در شکلهای ۳ (الف) و ۳ (ب) پیکهای مربوط به گروههای عاملی تمام ساختارها به همراه عدد موجی مربوط به آنها، مشخص گردیده است.



شكل ٣. نمودار طيفسنجى تبديل فوريه مادون قرمز: الف) ساختارهاى كامپوزيت پلىكاپرولاكتون/پلىيورتان و ب) ساختارهاى كامپوزيت پلىاتيلن ترفتالات/پلىيورتان Fig. 3. FTIR spectra of A) PCL/PU hybrid structure, B) PET/PU hybrid structure

۲-۴ بررسی خواص مکانیکی ساختارهای منفرد و کامپوزیت
 ۲-۴ محاسبهتنش کششی،کرنشومدولیانگ درساختارهایمنفرد
 وکامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان

نتایج بهدست آمده از انجام آزمون کشش در ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلی کاپرولاکتون/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 ۲۵٪ از پلیمر پلی کاپرولاکتون مقادیر تحمل نیرو۸۱ / ۴ ± ۱۹/۳۹نیوتن، تنش ۴/۴۱ ± ۲۴/ مگاپاسکال ۱۴ و مدولیانگ ۴/۲۲ ± ۲۳ مگاپاسکال گزارش شده است. در ساختارهای کامپوزیتی پلی کاپرولاکتون/پلییورتان، ساختار با ۲۵٪ از پلیمر پلی کاپرولاکتون بیشترین مدولیانگ ۴/۴۲ ± ۰۰/ ۲۳مگاپاسکال و ساختار با ۲۵٪ از پلیمر پلی کاپرولاکتون کمترین مقدار مدول یانگ ۸۶/۱ ± ۴/۹۵ مگاپاسکال را نشان میدهد. همچنین مقدار مداکثر تحمل نیرو، تنش و مدولیانگ در ساختارهای کامپوزیتی با ترکیبدرصد ۲۵٪ و ۲۵٪ از پلیمر پلی کاپرولاکتون نسبت به

میدهد. در ساختار (۵۰:۵۰) پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان میزان تحمل نیرو نسبت به ساختارهای منفرد روند کاهشی و مدول یانگ و کرنش نسبت به ساختارهای منفرد پلی کاپرولاکتون روند افزایشی را به دنبال داشته است. مقدار کرنش در ساختارهای منفرد پلی کاپرولاکتون و پلی یورتان بهترتیب ٪ ۱۷ ± ۱۴۲و ٪ ۷۱ ± ۳۲۱ و در ساختارهای کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان با ۲۵٪، ۵۰٪ و ۲۵٪ از پلیمر پلی کاپرولاکتون به ترتیب٪ ۸۵ ± ۲۷۱، ٪ ۱۲ ± ۲۸۸ و ٪ ۱۴ ± ۱۰۱، 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 (۵۰/۰ > P-value) وجود دارد. همچنین بین مدولیانگ در تمام ساختارهای منفرد و کامپوزیت تفاوت معناداری (۵۰/۰ P-value) دیده میشود. در مورد پارامتر کرنش نیز تفاوت معناداری پلیکاپرولاکتون و پلییورتان با ساختار کامپوزیت پلیکاپرولاکتون/ پلیکاپروتان (۷۵:۲۵) مشاهده میگردد.

مدولیانگ (MPa)	کرنش نهایی (٪)	تنش نھایی (MPa)	نيرو (N)	نمونه
۴/۸۰ ±۰ /۱۱	142 T 11	7/Y ± •/۴۴	$Y/ \cdot \cdot \pm 18/ \cdot \Lambda$	PCL
۱/۲۰ ± ۰/۳۹	771 ± γ1	۳/۱۹ ± ۰/۵۴	$V/Y \not\in \cdot/9 $	PU
$\lambda/ \cdot \tau \pm 1/\lambda$	$\cdots \pm \lambda$	۴/•۴± •/۴۵	$1 \cdot / \cdot \psi \pm \cdot / \psi $	PET
73/10 ± 7/47	1 • 1 ± 14	14/VF ± 4/4V	۱۹/۳۹ ± ۴/۸۱	$PCL/PU(Y\Delta:T\Delta)$
۶/•۳±•/۵۴	۲۸۸ ± ۲۱	۳± •/۶۶	۲/•۳± •/۳۳	$PCL/PU$ ( $\Delta \cdot : \Delta \cdot$ )
0/169 ± 1/91	۲۷۱ ± ۸۵	$\partial/2\lambda \pm 1/11$	۹/۸۱ ± ۱/۶۲	$PCL/PU(T\Delta:V\Delta)$
19/80 ± 7/08	۳۸۸ ± ۵/۲۴	۲/۶۶ ± ۰/۳۹	۷/۱۱ ± ۱/۵۲	ΡΕΤ/Ρυ(γδ:γδ)
41/4• ± 4/41	۳۳۹ ± ۸۵	$19/10 \pm 7/71$	$f \cdot / \lambda \lambda \pm g / \chi $	$PET/PU$ ( $\Delta \cdot : \Delta \cdot$ )
۳/۱۸ ± ۰/۰۹	۴۲۱±۵۱/۳۵	۹/۲۴ ± ۰/۶۱	$N A / F \cdot \pm T / \cdot A$	ΡΕΤ/ΡU(τδ:νδ)

جدول ۵. خواص مکانیکی (حداکثر تحمل نیرو، تنش، کرنش و مدولیانگ) در ساختارهای منفرد و کامپوزیت پلی کاپرولاکتون/پلییورتان و پلی اتیلن ترفتالات/پلییورتان. Table 5. Mechanical properties (maximum load, stress, strain and Young's Modulus) in neat structures and PCL/PU and PET/PU hybrid structures

نتایج انجام تست کشش در مورد ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یور تان که به صورت آمیخته الکتروریسی گردیدهاند نیز در جدول ۴ ارائه شده است. هم چنین شکل های ۴(ب) و ۴(د) منحنی های تنش – کرنش و مدول یانگ در ساختارهای منفرد و کامپوزیت دوتایی پلی اتیلن ترفتالات/پلی یور تان را نشان می دهد.

براساس نتایج ارائه شده در جدول ۴ در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان 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، ۳۹/۰ ± ۲/۶۶ تا ۳/۲۰ ± ۱۹/۰۵ مگایاسکال، ۸۵ ± ۳۳۹ تا ۵۱/۳۵ ± ۴۲۱ درصد و ۰/۰۹ ± ۳/۱۸ تا ۳/۱۸ ± ۴۱/۴۰ مگایاسکال بهدست آمده است. نتایج نشان میدهد مقدار تحمل نیرو و تنش در ساختارهای كامپوزيت پلىاتيلنترفتالات/پلىيورتان (٢٥:٧٥) و پلىاتيلنترفتالات/ پلی یورتان (۵۰:۵۰) نسبت به ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان افزایش پیدا کرده است. هم چنین مقدار مدول یانگ در ساختارهای کامپوزیت پلی اتیلن ترفتالات/پلی یورتان (۷۵:۲۵) و پلیاتیلن ترفتالات/پلییورتان (۵۰:۵۰) نسبت به ساختارهای منفرد پلیاتیلن ترفتالات و پلی یورتان روند افزایشی را به دنبال داشته است. کرنش در تمام ساختارهای کامپوزیت پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان نسبت به ساختارهای منفرد پلی اتیلن ترفتالات و پلی یورتان افزایش پیدا کرده است. همچنین ساختار با مقدار مساوی از هر دو پلیمر ( يلى اتيلن ترفتالات/يلي يورتان (٥٠: ٥٠)) بالاترين ميزان تحمل نيرو ٢١

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

بالا بودن همزمان مقدار کرنش و مدول یانگ درساختارهای کامپوزیت پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان که شامل ۷۵٪ و ۵۰٪ از پلیمر پلیاتیلنترفتالات است، نشاندهندهی بالا بودن انطعاف پذیری و استحکام بالا در این ساختارها میباشد. دلیل مورد بیان شده اتصالات درونی و انقباض ذاتی پلیمر پلییورتان و خاصیت ذاتی آن در مستحکم کردن الیاف پلیمرهای دیگر است. هم چنین در داربست کامپوزیت با ترکیب درصد بالاتر از پلیمر پلیاتیلن ترفتالات میزان مدول یانگ ۲/۰۴ ± ۱۹/۳ مگاپاسکال شباهت زیادی به این مقادیر در ساختار منفرد پلیاتیلن ترفتالات ۸/۱ ± ۱۰/۸۲ مگاپاسکال دارد.

نتایج نشان می دهد 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 (۵-/۰۰) P-value بین مقدار تنش و کرنش در ساختار منفرد پلیاتیلن ترفتالات با ساختار منفرد پلییورتان و تمام ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیاتیلن ترفتالات/پلییورتان مشاهده میشود. همچنین بررسی مقادیر بهدست امده برای مدولیانگ نشان میدهد که اختلاف معناداری (۵-/۰۰ P-value) بین مقدار مدولیانگ در ساختارهای



شکل ۴. الف) منحنی تنش-کرنش ساختار کامپوزیت پلیکاپرولاکتون/پلییورتان، ب) منحنی تنش- کرنش ساختار کامپوزیت پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان، ج) مدولیانگ ساختار کامپوزیت پلیکاپرولاکتون/پلییورتان و د) مدولیانگ ساختار کامپوزیت پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان.

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

پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان با ترکیبدرصد ۲۵٪ و ۵۰٪ از پلیمر پلیاتیلنترفتالات وجود دارد.

### ۵- نتیجهگیری

ساختارهای کامپوزیت تولید شده در این مطالعه با در نظر گرفتن ترکیبدرصدهای بکار رفته منجر به تولید الیاف با مقیاس نانو و عاری از هر گونه بید، مهره و جوشخوردگی گردید. میانگین قطر الیاف در این ساختارها کمتر از میانگین قطر الیاف در ساختارهای منفرد و تقریبا نزدیک به آنها بهدست آمده است. مقایسه ساختار و ریختشناسی در نمونههای کامپوزیت دوتایی پلیکاپرولاکتون/ پلییورتان و پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان ساخته شده با روش

الکتروریسی آمیخته نشان میدهد، استفاده از این روش منجر به طراحی ساختارهای کامپوزیت با میانگین قطرالیاف بهینه در محدوده ۹۴ ± ۳۴۳ نانومتر تا ۸۳ ± ۳۸۲ نانومتر می گردد و با توجه به اینکه بافتهای طبیعی ماتریس برون سلولی ساختاری سه بعدی و دربرگیرنده الیاف پروتئینی و پلی ساکاریدی با قطر ۵۰۰–۵۰ 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 تقریبا 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/پلییورتان تخلخل بالاتری را نسبت به ساختارهای

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

بررسی خواص مکانیکی ساختارهای کامپوزیت دوتایی ساخته شده به روش الکتروریسی آمیخته نشان میدهد که میزان تنش و مدولیانگ در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیکاپرولاکتون/ پلییورتان نسبت به نمونههای منفرد پلیکاپرولاکتون و پلییورتان روند افزایشی را به دنبال داشته است. نتایج نشان میدهد ترکیبدرصد ۲۵ و ۲۵ درصدی از پلیمر پلیکاپرولاکتون در ساختارهای کامپوزیت دوتایی پلیکاپرولاکتون/پلییورتان 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 پلیکاپرولاکتون مشاهده نمیشود زیرا در این ترکیب درصد اتصالات درونی به دلیل ایجاد جدایی فاز در ساختار، استحکام قابل ملاحظهای را بهوجود نمیآورد.

در ساختارهای کامپوزیتی پلیاتیلنترفتالات/پلییورتان با ترکیبدرصد ۲۵ و ۵۰ درصد از پلیمر پلی یورتان در ساختار، مدول یانگ افزایش قابل توجهی پیدا می کند که دلیل این امر انقباضات ذاتی الیاف پلییورتان و توانایی آن در مستحکم کردن الیاف پلیمر پلی اتیلن ترفتالات به عنوان یک پلیمر با استحکام ذاتی می باشد. میزان استحكام در پليمر پلى اتيلن ترفتالات نسبت به پليمر پلى كاپرولاكتون خیلی بالاتر است و در ساختارهای کامپوزیت دوتایی نیز ساختارهای تركيبى پلىاتيلن ترفتالات/پلىيورتان نسبت به ساختارهاى كامپوزيت پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان استحکام بالاتری را نشان می دهند و در عین حال کرنش بالاتری نیز دارند. همانطور که نتایج نشان میدهد پليمر پلىكاپرولاكتون نسبت به پلىاتيلن ترفتالات ميزان كرنش بالاتری دارد ولی هنگامی که این دو پلیمر در ساختارهای کامپوزیتی دوتایی در کنار پلیمر پلی یورتان قرار می گیرند (ساختارهای کامپوزیت دوتايى پلىكاپرولاكتون/پلىيورتان و پلىاتيلنترفتالات/پلىيورتان) میزان کرنش در ساختارهای پلیاتیلن ترفتالات/پلییورتان نسبت به ساختارهای پلی کاپرولاکتون/پلی یورتان مقادیر بیشتری را نشان مىدهد در صورتيكه انتظار مىرود ساختارهاى پلىكاپرولاكتون/ پلى يورتان به دليل ماهيت انعطاف پذير پليمر پلى كاپرولاكتون نسبت به پلیمر پلیاتیلن ترفتالات، کرنش بیشتری را نشان دهند. دلیل مورد

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

### تشکر و قدردانی

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

### منابع

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

- [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-Kalhori, A. Samimi, A. Hadjizadeh, G.H. Kazemzadeh, Smalldiameter 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. MohebbiKalhori, 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-Kalhori. 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. Ajalloueian, 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/nondegradable 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, Smalldiameter hybrid vascular grafts composed of polycaprolactone and polydioxanone fibers, Scientific reports, 7(1) (2017) 3615.
- [22] J. Johnson, D. Ohst, T. Groehl, S. Hetterscheidt, 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-Kalhori, 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-Kalhori, 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 Kalhori, 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 shapestabilized 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,

بی موجع محمد ا