http://pmse.scu.edu.cn

基于纺织材料的人造血管制备及应用进展

刘世雪[1]，李成才[1]，刘国金[1]，郭玉海[1,2]，刘炳荣[3]，殷 向[3]，刘小辉[4]

（1. 浙江理工大学 浙江省纤维材料和加工技术研究重点实验室，浙江 杭州 310018；2. 现代纺织技术创新中心（鉴湖实验室），浙江 柯桥 312030；3. 江西三鑫医疗科技股份有限公司，江西 南昌 330200；4. 江西省医疗器械检测中心，江西 南昌 330200）

摘要：为了制备具有良好顺应性、安全性能高的纺织人造血管，从人造血管的研究背景、研究价值和发展历程出发，阐述了涤纶（PET）、聚氨酯(PU)、聚四氟乙烯(PTFE)和丝素蛋白(SF)等几种用于人造血管的主要材料的特点，阐述了机织、针织、编织、非织造及3D打印制备人造血管主要方法的特点、适用范围及最新研究进展，归纳了在人造血管领域目前现存的问题，最后对未来纺织材料在人造血管中的应用研究趋势进行了展望，以期为开发理想的人造血管提供一定的参考。

关键词：人造血管；纺织材料；血管移植

中图分类号：TS106.6+7　　**文献标识码：**A　　**文章编号：**1000-7555（2024）02-0173-09

纺织材料在医学领域中发挥着重要的作用。医用纺织材料是指以医学应用为目的，具有生物相容性且无毒副作用、基于纤维的一种功能性纺织材料[1]。

对于血管病变患者，自体血管来源较少，异体血管可能会出现排异反应且价格昂贵。人造血管作为一种修复和替代病变血管的假体，是一种非来源于自然器官和组织的血管替代品，人造血管移植将成为患者首选的治疗方案之一。人造血管按照口径分为2种：一种是口径大于6 mm的大口径人造血管；另一种是口径小于6 mm的人造血管[2]。人造血管按照手术方式分为替换型和腔内隔绝型2种[3]。

开发理想的人造血管假体对于血管病变患者至关重要。理想型的人造血管具有以下特征：具有良好的生物相容性、生物力学性能、顺应性，同时，还要抗菌抗感染、易于缝合，移植入体内还需具备一定的抗血栓性及较高的远期通畅率，且材料来源广泛、价格低廉，可以满足大规模的生产以及满足不同的临床需求。

本文以纺织材料在人造血管中应用的发展历史为切入点，简要阐述了几种用于人造血管的主要材料以及几种制备人造血管常用的方法，归纳了人造血管现存的问题，最后对未来纺织材料在人造血管中的应用研究趋势进行了展望。

1　纺织材料在人造血管中的应用发展

早在20世纪初期，各国学者先后采用由玻璃、聚乙烯、金属和硅橡胶等材料制成的管状结构物品对动物进行血管移植手术试验[4]。20世纪40年代初期，Hufnaged开始研究生物体血管移植手术实验，由于当时条件限制，其只能采用硬质塑料管代替血管植入生物体内，术后短期内便发生了严重的凝血反应，实验没有一例成功[5]。

1952年，Voorhees在一次实验中偶然发现植入生物体内的真丝缝线上覆盖有一层内皮细胞[6]，受此启发，他设想假如植入生物体内的织物也发生同样的现象，就能避免血液与植入物的直接接

doi:10.16865/j.cnki.1000-7555.2024.0039
收稿日期：2023-05-05
基金项目：南昌市科技计划“揭榜挂帅”项目（洪科字【2023】52号-4）；江西省药品监督管理局科研项目（2022JS08）
通讯联系人：李成才，主要从事高分子分离膜材料的研究，E-mail: lcc692716700@163.com

触从而防止凝血现象的产生，这就为纺织品在人造血管的开发提供了思路[7]，这在纺织材料在人造血管中的应用发展历史上具有重大意义。

随着纤维材料和医学生物材料的不断发展，继Voorhees之后，各国学者研究了各种材料和加工工艺来制备人造血管，并进行了大量的动物和临床试验。1970年，Gore等研制了膨体聚四氟乙烯[8]，这种新颖材料制成的血管替代物称为膨体聚四氟乙烯人造血管（简称e-PTFE人造血管）。1972年，Soyer等首先将内径6~12 mm的e-PTFE人造血管用猪做静脉移植实验[9]，之后越来越多的学者开始关注e-PTFE人造血管[10]。

为了更好地治疗心血管疾病，各国科学家对人造血管的制备方法和材料进行了大量的研究与改进。现今的血管替代用品已取得了长足进步，可将涤纶（PET）、聚四氟乙烯（PTFE）、聚氨酯（PU）、丝素蛋白（SF）等材质通过针织、机织、编织和非织造等方式加工成人造血管，并应用于临床[11]。与此同时，更多的研究人员开始利用3D打印、生物涂层、组织工程等技术制备人造血管，也取得了很好的研究成果。

2 制备人造血管的材料和方法

材料是人造血管的基础，也直接影响其性能。材料学发展到今天，还没有一种材料能完全满足人体自身血管组织的性能要求。人们通过优化选配不同的材料，取长补短，避免了单一材料性能不足的问题，从而更好地适应人体移植的需要。选择合适的材料和制备技术将有助于改善所需的组织力学，提供良好的血管结构、生物相容性、抗血栓形成性和血管的长期通畅性。

目前，人造血管使用最多的原料为PET，PU，SF，PTFE等高分子材料。这是因为它们的结构稳定性好，可以在体内长期工作且不发生降解。这些材料可以通过机织、针织、编织、静电纺丝、挤出成形、3D打印等方法以及上述方法的组合制备人造血管[12,13]。

2.1 制备人造血管的材料

2.1.1 涤纶：PET化学名称为聚对苯二甲酸乙二醇酯，是最常用于制备人造血管的高分子材料之一。PET的吸水率极低，不会在体内大量吸收水分发生膨胀，理化性能稳定，组织相容性良好，但是血液相容性较差。在移植涤纶人造血管之后，血管壁上会形成一层凝血层，虽然这有利于内皮细胞和平滑肌细胞的生长，但是凝血层不会分解，不能被人体消化吸收[14]。PET人造血管移植物在植入体内之前需要对患者的血液进行预凝血处理，以避免相邻纤维之间的间隙出血。

2.1.2 聚氨酯：PU化学名称为聚氨基甲酸酯。PU具有良好的弹性、耐磨性和顺应性。PU可以通过调节其化学组成来获得优异的强度、耐磨性、抗挠曲性等[15]。PU人造血管有接近天然血管顺应性的优异表现，同时其具有独特的微相分离结构，这种特征使其具有极好的血液和组织相容性[7]。PU的优异弹性特征可以提供类似于天然血管组织的机械环境，因此，近年来被广泛应用在医学领域。

2.1.3 膨体聚四氟乙烯：膨体聚四氟乙烯（e-PTFE）是20世纪60年代发展起来的新型材料，其是由聚四氟乙烯材料经挤出、膨化拉伸等工艺后得到的一种含氟疏水聚合物，具有独特的结点-纤维网状微观结构，能够产生大量的中空空间，人体组织细胞及血管可在其微孔中生长，形成组织连接，如同自体组织一样，可以有效提高人造血管的长期通畅率[10]。e-PTFE具有相当好的韧性、生物相容性及化学惰性，可以抵抗微生物的降解和酶促反应[16]。

2.1.4 丝素蛋白：天然桑蚕丝经过特殊处理之后得到的SF可以用作制备针织人造血管。其所制备的人造血管的口径可以低至1 mm，且不易生成血栓。蚕丝的天然蛋白质结构具有极好的组织相容性和生物安全性，但由于制备的天然桑蚕丝网状结构不够稳定，可导致血管吸瘪，保形性差，且强度较低，这限制了SF人造血管的临床应用[12]。

2.2 制备人造血管的方法

2.2.1 机织人造血管：机织人造血管采用经纬2个方向的纱线按照相互交错的一定规律进行制造得到。组织结构不同，机织人造血管的性能也存在一定的差异。例如最早商业化的人造血管是平纹组织[17]。在参数相同的条件下，平纹组织人造血管的结构稳定，血渗透率相对较小，但血管的刚度

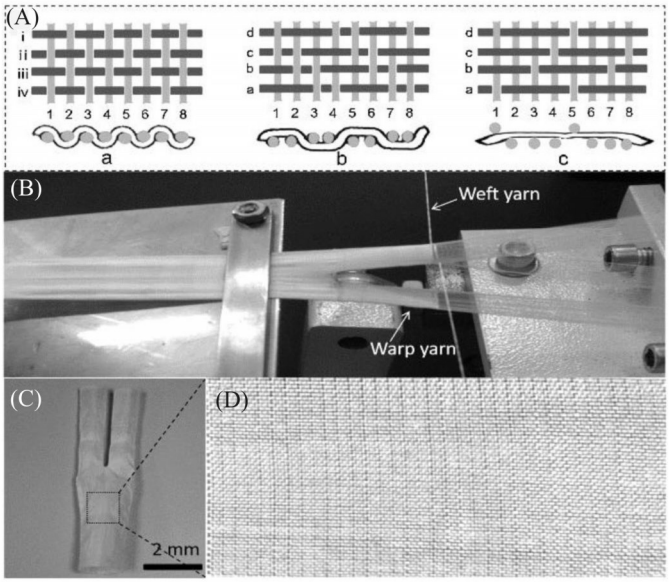


Fig. 1 Weave design and fabrication of BSGs: (A) fabric structure diagrams of (a) plain, (b) 2/2 twill and (c) 3/1 twill weave; (B~D) photos showing the weaving process, a finished sample and the surface of BSG[18]

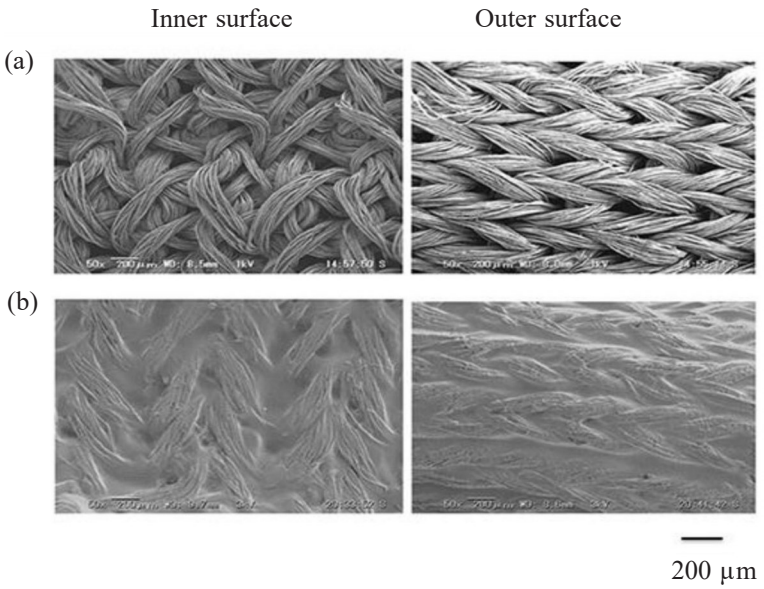


Fig. 2 Scanning electron microscope images of (a) double-raschel knitted silk fibroin (SF) vascular graft and (b) elastin (EL)-SF knitted graft. The inner and outer surfaces of the SF graft appear to be properly coated with EL[20]

大、易散边,手术操作过程困难。

Liu等使用织机制备了新型分叉支架移植物(BSG),以SF包封的肝素(Hep)作为表面涂层,通过水蒸气进一步处理,实现了Hep从SF涂层中的持续释放,进而改善了其通畅性[18];肝素官能化的BSG具有良好的厚度、耐透水性和抗闭塞功能,在Hep修饰的BSGs中培养的人血管平滑细胞的活力和附着表明,Hep修饰的BSGs可以显著抑制人血管平滑细胞的增殖。Shadanov等将PET纤维采用平纹、斜纹和缎纹组织制成波纹状人造血管假体[19];对比了单双层机织人造血管的透水性及力学性能可得出,平纹组织人造血管透水性低,抗径向变形能力强,而双层编织假肢的特点是透水性增加,对径向弯曲的抵抗力较差。

机织人造血管具有结构较为稳定、质地均匀、厚度薄和力学性能高的特点,非常适合制备腔内

隔绝用人造血管，但是其顺应性较小，与患者体内血管的顺应性有较大差异，从而会导致缝合处应力集中，最终导致血管堵塞。

2.2.2 针织人造血管：针织人造血管由纱线连续穿套成圈而成，针织人造血管最早在1955年被应用于临床。针织人造血管分为纬编和经编2种，纬编人造血管具有易卷边、易脱散、弹性恢复性相对较差等缺陷，因此纬编人造血管已基本被淘汰。经编人造血管可以克服纬编人造血管的缺陷，同时综合了纬编和机织人造血管的优点，在临床中被广泛应用。

Tanaka等利用双针床拉舍尔针织法制备了直径小于6 mm的多孔SF涂层PET人造血管移植物，其在大鼠的植入实验结果表明，该移植物与明胶包被的PET移植物相比，其在体内可迅速降解，并能促进向自身组织的重塑[20]。Lee等应用聚乙醇酸（PGA）纤维制成管状针织物作为人造血管，PGA针织管状物提供了一个中空的基质，以重建由内皮细胞内层和平滑肌细胞外层形成的血管屏障，多孔和中空结构可以促进营养和氧气输送到内皮细胞和平滑肌细胞，研究表明PGA管状人造血管具有良好的柔韧性，易与天然血管缝合，可以实现可变和多种结构的配置[21]。Hu等将PET和PU纤维经编或纬编成管状针织人造血管，测试了该针织人造血管的物理性能，结果表明，PET/PU针织人造血管的变形良好，PU纤维的掺入增加了经编管状针织沿轴向的变形水平[22]。由于人造血管与体内天然血管在缝合处具有交叉处的运动，编织人造血管在体内移植应用中并不是很成功。因此，引入了使用多层编织设计的概念，以在保持柔韧性的同时降低移植物的孔隙率，并已被用于制造新型血管移植物。

相对于机织人造血管，针织人造血管结构更柔软、更灵活、顺应性更好。但是由于纱线的线密度有最小值的限制，这就影响了针织人造血管的应用范围。

2.2.3 编织人造血管：编织人造血管是以特定的方式将多个细丝编织得到。通过编织技术制备的人造血管的弹性和抗压性有所提高，同时血管的顺应性也有所增强。

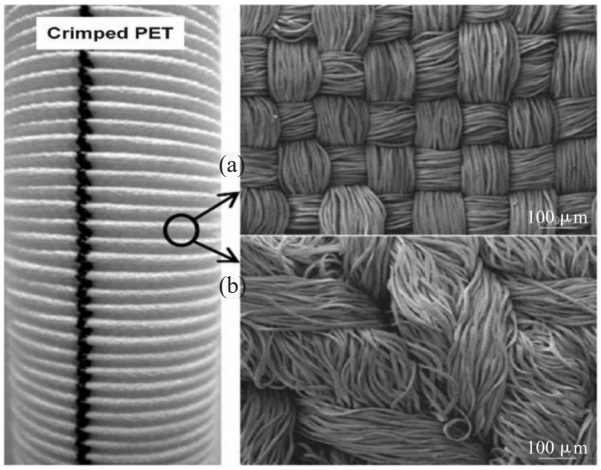


Fig. 3 (a) Photograph and (b) SEM micrograph of woven form of crimped PET graft[23]

Fujita等编织了一种新型小口径负载肝素的涤纶超细纤维（HL-PET）人造血管，将其植入动物的颈动脉中观察记录通畅率和愈合情况[24]；HL-PET人造血管在植入动物体内没有早期血栓形成，并且能够表现出高通畅率，24周后未观察到吻合接口处有内膜增生和严重的慢性炎症反应。Liu等利用混合编织技术制备了左旋聚乳酸（PLLA）自膨胀编织人造血管支架，并评价了其力学性能，特别是径向支撑性能和柔韧性，结果表明，混合编织支架保持了薄单丝编织支架优异的柔韧性，同时具有厚单丝编织支架良好的径向支撑性能[25]。

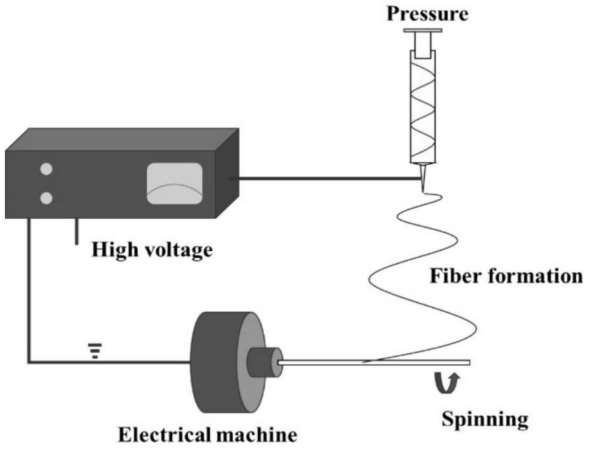


Fig. 4 Preparation schematic of artificial blood vessel

编织人造血管可以根据编织结构来适应不同部位的血管压力及扭力，相比于机织和针织人造血管，其孔隙率和力学性能都可以在空间上进行

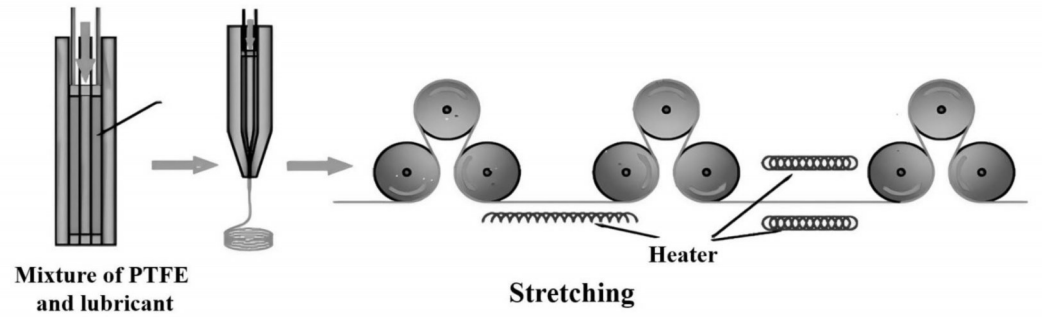


Fig. 5 Expanded polytetrafluoroethylene stretching process[16]

调整。

2.2.4 非织造人造血管:非织造布是由定向或随机排列的纤维经过摩擦、抱合或黏合的方法制得的片状或者网状物。非织造人造血管一般由湿法纺丝、静电纺丝和挤出成形法制备得到,由于湿法纺丝的材料长时间暴露在化学物质中,导致制备的人造血管对细胞有害,因此,以下仅阐述静电纺丝和挤出成形法。

静电纺丝是一种在高压静电场作用下使聚合物溶液或熔体形成纳米纤维的过程。可以利用接收装置制备与圆柱形收集杆直径相等的血管。

郭凤云等利用静电纺丝技术结合浸泡脱管法制备了具有2 mm,3 mm,5 mm内径的聚己内酯/聚氨酯(PCL/PU)人造血管支架[26]。该复合人造血管支架的孔隙率为72%,其力学性能较纯PU纤维膜提升7倍,且横向和纵向均具有优异的拉伸性能;细胞培养7 d后的活性为94%,与商用e-PTFE支架对比,该人造血管支架具有较好的耐穿刺性。Li等采用静电纺丝技术成功制备了聚碳酸酯基聚氨酯(PCU)管式支架[27],用肝素接枝得到PCU-Hep人造血管,平均纤维直径为380 nm,内部孔隙率为67%±2.8%,断裂伸长率高达510%±29%,拉伸强度为(39.10±0.91) MPa,结果表明其具有理想的柔韧性和拉伸性能。Gostev等采用静电纺丝技术制备的2层聚氨酯人造血管通过在动物体内实验得出其具有很高的耐用性,且力学性能与天然血管相当,经过长达24周的观察,测试得到聚氨酯人造血管具有高通畅性(94.5%)[28]。

静电纺丝制备得到的血管的孔隙率、比表面积较大,有利于组织细胞的黏附和生长。静电纺丝技术相对简单,可以负载生长因子并诱导细胞黏附、增殖和分化。

挤出成形法制备人造血管主要应用于制备e-PTFE人造血管,e-PTFE是由PTFE树脂经拉伸等特殊加工工艺得到,富有弹性和柔韧性,具有独特的结点-纤维互相连接的网状多孔结构。

Campbell等通过控制多孔e-PTFE管膜表面相邻区域的密度来实现不同平均长度的原纤交替排列,从而提升多孔e-PTFE管膜的径向抗压能力[29]。Bastijanic等用e-PTFE制备出一种人造血管,并在其上进行涂覆表面活性剂以提高e-PTFE人造血管的通畅性,结果表明,在e-PTFE人造血管内壁涂覆一层含氟表面活性剂,可明显提高e-PTFE人造血管的通畅性,并且能够有效地减少内皮增生及血栓形成[30]。Hoshi等研究了Hep改性e-PTFE人造血管的相容性,结果表明,生物活性肝素固定后的e-PTFE人造血管内壁血小板黏附减少,并能有效抑制血栓的形成,保证了血管的通畅性[31]。Tang等为e-PTFE人造血管设计了一种表面改性剂,其由含氟表面活性剂聚合物组成,具有生物活性配体,包括黏附肽和多糖部分,结果表明这种表面活性剂可以通过促进快速表面内皮化来改善移植物的血液相容性,同时最大限度地减少血小板黏附,最终改善人造血管的血液相容性[32]。Wang等使用了一种新颖的润滑剂(酒精和水的混合物),通过调节水浓度,可以将常用的快速内皮化的生物分子如RGD序列、Hep和硒代胱胺(SeCA)溶解在润滑剂中,制成生物功能化的e-PTFE人造血管[33]。此外,该方法有效地克服了目前流行的PTFE材料表面改性方法缺乏均匀性能

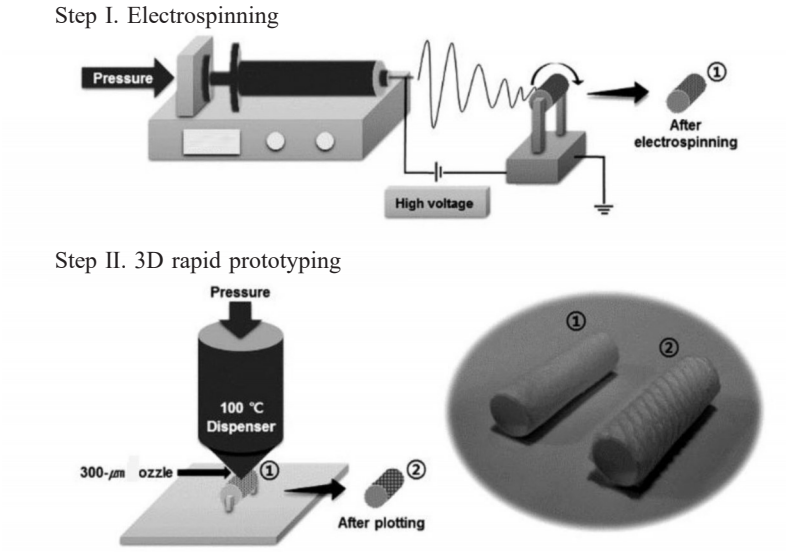


Fig. 6 Schematic illustration of the process used to fabricate 3D tubular artificial vascular scaffolds[37]

和持久性能的缺点，且生物功能化的e-PTFE接枝物具有良好的力学性能和更好的亲水。此外，在生物功能化的e-PTFE人造血管表面存在融合的内皮单层。其工作为制备具有长期通畅性的生物功能化的e-PTFE人造血管移植物提供了一种有效的方法，在生物医学和临床应用方面具有巨大的潜力。Kapfer等研究了碳浸渍的e-PTFE人造血管是否比标准的e-PTFE人造血管移植物具有更好的长期通畅或保肢率，碳浸渍是将碳颗粒通过共挤的特殊工艺永久的集成到膨体聚四氟乙烯结构中，研究表明移植完成36个月后，碳浸渍的e-PTFE人造血管和标准e-PTFE人造血管有相似的结果[34]。

由拉伸法制备的e-PTFE人造血管柔软易弯曲、易缝合、管壁无渗血。但是临床资料表明，e-PTFE人造血管在移植后通畅率较低，特别是小口径的e-PTFE人造血更为明显，因此须及时修复。当前，对e-PTFE人造血管进行表面改性以提高其抗凝性能是各国研究者的研究重点。

2.2.5 3D打印人造血管：3D打印技术又被称为快速打印技术或快速成型技术。目前，3D打印技术在制备人造血管领域尚处于起步阶段，所用的打印材料具有生物相容性不足等缺点，是该技术在制备人造血管领域无法取得广泛应用的最主要原因[35]。

Zhou等使用3D打印技术来制造聚乳酸(PLA)管状模具，以丙烯酰胺(AAm)，N, N’-亚甲基双丙烯酰胺(MBA)和海藻酸钠(SA)制备水凝胶前体，将AAm/MBA/SA（PMSA）水凝胶注入PLA管状模具中，制备不同壁厚和层数的PMSA水凝胶管，并对其进行体内外评估[36]。结果表明，植入的PMSA水凝胶管对体内动脉和静脉均没有影响，其可以作为人造血管进行手术移植。Lee等采用3D打印技术和静电纺丝技术相结合的方法制备壳聚糖(CTS)/聚己内酯(PCL)复合人造血管，对其进行表征探索，在体外和体内研究中证明了CTS/PCL纳米纤维混合组成的人造血管系统的优点，所得管状人造血管表现出优异的力学性能[37]。

3D打印技术具有制备时间短、耗材少，可按需制备精准复杂的产品等优点，在医学领域的应用越来越广泛，在人造血管的研究中有望实现新的突破。

3 结束语

随着现代科技的快速发展，人造血管的制备方法及材料和结构等都在不断地改善，其应用也越来越广泛。根据不同部位的需求采用不同材料和制备方法来制备，使人造血管具有不同的特性，这在一定程度上满足了人们的需要。目前，纺织材料在人造血管中的应用研究也受到了越来越多

的研究者的关注。

大口径人造血管已经被广泛地应用于临床治疗,小口径人造血管仍然面临着生物相容性较差、血管易堵塞等问题的困扰,不能很好地应用于临床治疗中。为了改变这种状况,需要有新材料、新技术来优化人造血管。未来关于材料的发展趋势可能会由合成聚合物材料向天然材料转变,甚至是复合材料,才能制备出具有更好生物相容性和更高的长期通畅率的人造血管。目前,单一技术不能取得巨大突破形成可产业化商品,所以多种新材料、新方法的联合使用有望突破目前的技术瓶颈,开发出符合理想型人造血管,造福人类。

在本综述中,总结了纺织品在人造血管中应用的潜力,虽然不同类型的人造血管在临床应用方面都有一定的局限性,但是各国科学家都在向理想型人造血管努力。

在人造血管的研究上已经取得了很好的成果,但是依然存在以下几点问题:(1) 缺乏学科间的合作。从本质上讲,开发出一种可以满足日益增长需求的人造血管,需要材料科学、纺织科学、生物科学、工程和医学等的合作,才能勇攀高峰,取得良好的研究成果;(2) 缺乏新的生物相容性好的材料;(3) 缺乏对制备人造血管客观的标准化测试指标及表征方法。在开发研究的过程中缺乏对人造血管生物力学性能完善的表征体系,人造血管的研究要想更加深入,必须要建立完善的、系统的评价体系。

结合近几年人造血管的技术及材料的研究进展,在此提出几点完善希望:

(1) 结合2种或2种以上的制备技术,可以充分发挥不同制备技术的优势,弥补单一技术的缺陷,呈现出良好的综合效果。

(2) 采用复合材料,充分发挥各种材料的优势,弥补各自材料的缺陷。例如按照一定的比例或者方法构建新型复合材料,提高人造血管的力学性能、生物相容性和顺应性等。

(3) 将多种制备技术和材料相结合制备出复合型人造血管,扩大人造血管的应用范围。

参考文献:

[1] 李一鑫, 黄梅花, 程浩南. 纺织材料在医疗领域的应用和发展[J]. 产业用纺织品, 2018, 36(7): 42-46.
Li Y X, Huang M H, Cheng H N. Application and development of textile materials in medical field [J]. Technical Textiles, 2018, 36 (7) : 42-46.

[2] Skovrind I, Harvald E B, Juul Belling H, *et al.* Concise review: patency of small- diameter tissue- engineered vascular grafts: a meta- analysis of preclinical trials[J]. Stem Cells Translational Medicine, 2019, 8: 671-680.

[3] 刘泽堃, 李刚, 李毓陵, 等. 生物医用纺织人造血管的研究进展[J]. 纺织学报, 2017, 38(7): 155-163.
Liu Z K, Li G, Li Y L, *et al.* Research progress of biomedical textile artificial blood vessel [J]. Journal of Textile Research, 2017, 38(7): 155-163.

[4] 赵荟菁. 国外人造血管的发展和我国人造血管现状[J]. 现代纺织技术, 2006, 14(3): 55-57.
Zhao H J. The development of artificial blood vessels abroad and the current situation of artificial blood vessels in China [J]. Modern Textile Technology, 2006, 14(3): 55-57.

[5] 敖伟, 陈南梁. 国外人造血管的发展[J]. 产业用纺织品, 2000 (12): 1-4.
Ao W, Chen N L. The development of artificial blood vessels abroad[J]. Technical Textiles, 2000(12): 1-4.

[6] Voorhees A B J, Jaretzki A 3rd, Blakemore A H. The use of tubes constructed from vinyon “N” cloth in bridging arterial defects[J]. Annals of Surgery, 1952, 135: 332-336.

[7] 宋逢林, 胡冬煦. 人工血管的研究进展[J]. 中国现代医学杂志, 2013, 23(2): 65-70.
Song F L, Hu D X. Progress in studies of artificial vascular graft [J]. China Journal of Modern Medicine, 2013, 23(2): 65-70.

[8] Roina Y, Auber F, Hocquet D, *et al.* ePTFE functionalization for medical applications[J]. Materials Today Chemistry, 2021, 20: 100412.

[9] Soyer T, Lempinen M, Cooper P, *et al.* A new venous prosthesis [J]. Surgery, 1972, 72: 864-872.

[10] 叶建荣, 冯友贤. 膨体聚四氟乙烯人造血管临床应用概述[J]. 国外医学. 创伤与外科基本问题分册, 1987(2): 84-87.
Ye J R, Feng Y X. An overview of clinical application of expanded polytetrafluoroethylene artificial blood vessels[J]. Foreign Medicine. Basic Issues in Trauma and Surgery, 1987(2): 84-87.

[11] 李彦, 王富军, 关国平, 等. 生物医用纺织品的发展现状及前沿趋势[J]. 纺织导报, 2020(9): 28-37.

Li Y, Wang F J, Guan G P, *et al.* The development status and cutting- edge trends of biomedical textiles[J]. Textile Review, 2020(9): 28-37.

[12] 赛塔尔夏克尔, 李超婧, 邹婷, 等. 人工血管的发展现状及趋势展望[J]. 产业用纺织品, 2019, 37(3): 1-5.
Xiakeer Saitaer, Li C J, Zou T, *et al*. Development status and trend of the artificial blood vessel [J]. Technical Textiles, 2019, 37(3): 1-5.

[13] Wang D, Xu Y, Li Q, *et al.* Artificial small- diameter blood vessels: materials, fabrication, surface modification, mechanical properties, and bioactive functionalities[J]. Journal of Materials Chemistry B, 2020, 8: 1801-1822.

[14] 湛权. 涤纶人造血管材料表面改性及其性能研究[D]. 上海:东华大学, 2012.
Zhan Q. Surface modification and properties study of PET fibric for vascular graft [D]. shanghai: Donghua University, 2012.

[15] 赵孝彬, 杜磊, 张小平, 等. 聚氨酯弹性体及其微相分离[J]. 高分子材料科学与工程, 2002, 18(2): 16-20.
Zhao X B, Du L, Zhang X P, *et al*. Polyurethane elastomers and their microphase separation [J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2002, 18(2): 16-20.

[16] Cassano R, Perri P, Esposito A, *et al.* Expanded polytetrafluoroethylene membranes for vascular stent coating: manufacturing, biomedical and surgical applications, innovations and case reports[J]. Membranes, 2023, 13: 240.

[17] 严佳, 李刚. 医用纺织品的研究进展[J]. 纺织学报, 2020, 41(9): 191-200.
Yan J, Li G. Research progress of medical textiles [J]. Journal of Textile Research, 2020,41(9): 191-200.

[18] Liu Z, Zheng Z, Chen K, *et al.* A heparin- functionalized woven stent graft for endovascular exclusion[J]. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2019, 180: 118-126.

[19] Shadanov A A, Timchenko T P, Vladimirov S V, *et al*. The influence of weaving technologies on the integral characteristics of synthetic vascular prostheses[J]. Sovremennye Tehnologii V Medicine, 2022, 14: 5-13.

[20] Tanaka T, Abe Y, Cheng C J, *et al.* Development of small- diameter elastin- silk fibroin vascular grafts[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2021, 8: 622220.

[21] Lee D Y, Jang Y, Kim E, *et al.* Tissue- engineered vascular graft based on a bioresorbable tubular knit scaffold with flexibility, durability, and suturability for implantation[J]. Journal of Materials Chemistry B, 2023, 11: 1108-1114.

[22] Hu J J, Lu P C, Lou C W, *et al*. Small- diameter vascular grafts composed of polyester/spandex fibers: manufacturing techniques and property evaluations[J]. Materials Letters, 2016, 171: 42-45.

[23] Al Meslmani B M, Mahmoud G F, Bankowsky U. Immobilization and characterization of PLGA nanoparticles on polyethylene terephthalate cardiovascular grafts for local drug therapy of associated graft complications[J]. Journal of Drug Delivery Science and Technology, 2018, 47: 144-150.

[24] Fujita M, Tanaka N, Sakaguchi Y, *et al.* Small caliber heparin loaded ultrafine microfiber woven graft achieved high patency rate in a preliminary study of canine carotid artery implantation [J]. JVS-Vascular Science, 2020, 1: 92-99.

[25] Liu M, Tian Y, Cheng J, *et al.* Mixed- braided stent: an effective way to improve comprehensive mechanical properties of poly (L-lactic acid) self- expandable braided stent[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2022, 128: 105123.

[26] 郭凤云, 过子怡, 高蕾, 等. 热粘结复合纤维人造血管支架的制备及其性能[J]. 纺织学报, 2021, 42(6): 46-50.
Guo F Y, Guo Z Y, Gao L, *et al*. Preparation and properties of thermal bonded fibrous artificial blood vessels[J]. Journal of Textile Research, 2021, 42 (6): 46-50.

[27] Li Q, Mu L, Zhang F, *et al.* Manufacture and property research of heparin grafted electrospinning PCU artificial vascular scaffolds [J]. Materials Science and Engineering: C, 2017, 78: 854-861.

[28] Gostev A A, Chernonosova V S, Murashov I S, *et al*. Electrospun polyurethane- based vascular grafts: physicochemical properties and functioning in vivo[J]. Biomedical Materials, 2020, 15: 015010.

[29] Campbell C V, Chastain J H, Laguna A J, *et al*. Radially supported polytetrafluoroethylene vascular graft: US, 5747128A [P]. 1998-05-05.

[30] Bastijanic J M, Marchant R E, Kligman F, *et al.* In vivo evaluation of biomimetic fluorosurfactant polymer- coated expanded polytetrafluoroethylene vascular grafts in a porcine carotid artery bypass model[J]. Journal of Vascular Surgery, 2016, 63: 1620-1630.

[31] Hoshi R A, Van Lith R, Jen M C, *et al.* The blood and vascular cell compatibility of heparin- modified ePTFE vascular grafts[J]. Biomaterials, 2013, 34: 30-41.

[32] Tang C, Kligman F, Larsen C C, *et al.* Platelet and endothelial adhesion on fluorosurfactant polymers designed for vascular graft modification[J]. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2009, 88A: 348-358.

[33] Wang D, Xu Y, Lin Y J, *et al*. Biologically functionalized expanded polytetrafluoroethylene blood vessel grafts[J]. Biomacromolecules, 2020, 21: 3807-3816.

[34] Kapfer X, Meichelboeck W, Groegler F M. Comparison of carbon- impregnated and standard ePTFE prostheses in extra-anatomical anterior tibial artery bypass: a prospective randomized multicenter study[J]. European Journal of Vascular

and Endovascular Surgery, 2006, 32: 155-168.

[35] 邹瞿超, 金锦江, 黄天海, 等. 3D打印技术在医疗领域的研究进展[J]. 中国医疗器械杂志, 2019, 43(4): 279-281.
Zou Q C, Jin J J, Huang T H, *et al*. Research progress of 3D printing technology in medical field[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2019, 43(4): 279-281.

[36] Zhou L, Li Y, Tu Q, *et al.* A 3D printing mold method for rapid fabrication of artificial blood vessels[J]. Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects, 2023, 662: 130952.

[37] Lee S J, Heo D N, Park J S, *et al.* Characterization and preparation of bio- tubular scaffolds for fabricating artificial vascular grafts by combining electrospinning and a 3D printing system[J]. Physical Chemistry Chemical Physics, 2015, 17: 2996-2999.

Preparation and Application Progress of Artificial Blood Vessels Based on Textile Materials

Shixue Liu[1], Chengcai Li[1], Guojin Liu[1], Yuhai Guo[1,2], Bingrong Liu[3], Xiang Yin[3], Xiaohui Liu[4]

(*1. Zhejiang Provincial Key Laboratory of Fiber Materials and Manufacturing Technology, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou 310018, China; 2. Innovation Center of Advanced Textile Technology (Jianhu Laboratory), Keqiao 312030, China; 3. Jiangxi Sanxin MEDTEC Co., Ltd., Nanchang 330200, China; 4. Jiangxi Center for Medical Device Testing, Nanchang 330200, China*）

ABSTRACT: In order to prepare textile artificial blood vessels with good compliance and high safety performance, the characteristics of polyester (PET), polyurethane (PU), polytetrafluoroethylene (PTFE) and silk fibroin (SF) as main materials for artificial blood vessels were described from the research background, research value and development process of artificial blood vessels. The main methods, application scope and latest research progress of weaving, knitting, weaving, non-woven and 3D printing for artificial blood vessels were described. The existing problems in the field of artificial blood vessels were summarized. Finally, the future research trends of textile materials in artificial blood vessels were prospected in order to provide some reference for the development of ideal artificial blood vessels.

Keywords: artificial blood vessels; textile materials; vascular transplantatio