

人造血管制备和性能研究的进展

李娟¹ 曹晶婷¹ 刘燕华¹ 李梓彤¹ 王锦河¹ 蒋高明² 李炳贤²

- 江南大学 纺织科学与工程学院, 江苏 无锡 214122;
- 江南大学 针织技术教育部工程研究中心, 江苏 无锡 214122

摘要:人造血管是许多严重狭窄或闭塞性血管的替代品。人造血管的制备与性能研究一直是医学领域的研究热点。对人造血管发展历程进行概述,并从材料选择、制备技术、性能评价等角度分析探讨人造血管制备和性能研究的最新进展,旨在为心血管疾病的治疗提供更有效的血管替代方案,为国内人造血管的开发提供参考。

关键词:人造血管;生物相容性;力学性能;心血管疾病;生物医用材料

中图分类号:R 318;TS 106

文献标志码:A

文章编号:1004-7093(2024)09-0001-08

Progress in the preparation and performance of artificial blood vessels

Li Juan¹, Cao Jingting¹, Liu Yanhua¹, Li Zitong¹, Wang Jinhe¹, Jiang Gaoming², Li Bingxian²

1. College of Textile Science and Engineering, Jiangnan University, Wuxi 214122, Jiangsu, China;

2. Engineering Research Center of Knitting Technology, Ministry of Education, Jiangnan University, Wuxi 214122, Jiangsu, China

Abstract: Artificial blood vessels are substitutes for many severe vascular stenosis or occlusive blood vessels. The preparation and performance of artificial blood vessels have always been a hot topic in the medical domain. An overview of the development of artificial blood vessels was provided, and the latest progress in the preparation and performance of artificial blood vessels from the perspectives of material selection, preparation technology, and performance evaluation was analyzed, with the aim of providing more effective blood vessels replacement solutions for the treatment of cardiovascular diseases and providing references for the development of artificial blood vessels in China.

Keywords: artificial blood vessel; biocompatibility; mechanical property; cardiovascular disease; biomedical material

随着中国人口老龄化进程的加速以及受不健康生活方式的影响,中国心血管病(CVD)患者发病率和病死率持续增高^[1]。为治疗由血管衰老、病变或损伤引起的各类疾病,如动脉硬化、血栓栓塞或血管

组织的动脉瘤等心血管疾病,以及血栓栓塞和动脉瘤等动脉硬化疾病,临床通常借助人造血管实施外科手术作为治疗手段,如心脏搭桥手术、动静脉透析造瘘手术等。人造血管需具备良好的生物相容性、

基金项目:省级大学生创新创业项目(S202410295145Y)

收稿日期:2024-05-27

作者简介:李娟,女,2004年生,在读本科生,主要研究方向为人造血管三维仿真技术

通信作者:蒋高明,教授,jgm@jiangnan.edu.cn

长期通畅性、抗血栓能力、耐用性、力学性能及顺应性。目前,临床使用的人造血管材料多为聚氨酯(PU)、聚四氟乙烯(PTFE)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)等。这些材料通过针织、机织、编织或非织造等方法加工成人造血管,应用于临床实践。同时,很多新材料和新技术也开始应用于人造血管领域,如生物打印、静电纺丝、纳米技术等^[2]。

当前,大口径人造血管已广泛应用于临床。截至2024年,中国已有3家企业的人造血管获批上市,它们是上海契斯特、北京裕恒佳、江苏百优达^[3]。传统的人造血管产品已投放市场并应用多年。与天然血管相比,人造血管表面虽较为光滑,但这一表面特性不利于血液的正常流动,增加了血栓形成的风险。此外,人造血管移植后,其与周围组织的相容性依然不佳。小口径(直径小于6 mm)人造血管目前仍没有产品上市,这与其口径较小,血液流速较慢,植入后患者再狭窄率较高有关,国内参与研

发的企业主要有武汉杨森、杭州领博、天津心衢、上海畅迪等^[4]。据统计,我国临床手术中使用的人造血管仍多为进口产品,因此实现人造血管国产化、量产化迫在眉睫。

1 人造血管的发展历程

人造血管的研究始于20世纪初。当时的科学家将金属、玻璃、硅橡胶等材料制成管状物,并以此进行了大量的动物实验,但这些管状物不具备通透性,易在短期内产生腔内血栓,因此未能在临床上得到广泛应用。1952年Voorhees利用聚乙烯醇(PVA)首次制成了具有通透性的人造血管,这是人造血管发展史上的一个里程碑^[5]。随着人类对材料认识与研究的不断深入,用于血管移植物的材料经历了从自体动脉或静脉到生物合成小直径血管的演变,具体如表1所示^[6]。

表1 用于血管移植物的材料的演变

Tab.1 Evolution of materials used for vascular grafts

| 时间 | 材料 | |
|------------|--------|---|
| 1950—1960年 | 自体移植 物 | 胸内动脉、隐静脉 |
| | 异体移植 物 | 尸源主动脉 |
| | 合成材料 | PTFE、PET、聚酰胺(PA)、PVA |
| 1960—1970年 | 天然材料 | 丝绸 |
| | 合成材料 | 硅橡胶 |
| 1980—1990年 | 混杂材料 | PU+聚L-乳酸 |
| | 组织工程血管 | 组织工程血管材料 |
| 1990—2000年 | 合成材料 | 聚乙二醇(PEG) |
| | 胶原材料 | 牛平滑肌细胞胶原 |
| 2000年至今 | 脱细胞血管 | 同种脱细胞血管、异种脱细胞血管 |
| | 分子骨架 | 可降解合成材料[聚乙交酯(PGA)、聚己内酯(PCL)、聚L-丙交酯-己内酯(PLCL)、聚乳酸(PLA)],不可降解合成材料[PET、膨体聚四氟乙烯(ePTFE)、PU],天然材料(明胶、弹性蛋白、壳聚糖、纤维蛋白) |
| | 混杂材料 | 纤维蛋白-PCL、真丝-PCL、丝素-PLCL |
| | 天然材料 | 细菌纤维素 |
| | 合成材料 | 聚甘油-癸二酸脂(PGS)、聚二恶烷酮(PDO) |

我国在人造血管领域的研究起步较晚,20世纪50年代末才开始。起初是用尼龙(Nylon)制作人造血管,后因尼龙植入生物体内后降解,导致人造血管破裂而被淘汰。20世纪80年代中期,用PET制成的第二人造血管研制成功,并获1986年第14届国际发明镀金奖^[7]。近年来,随着科技的不断进步,中国设计和制备的人造血管越来越接近天然血管。

2 人造血管材料的选择

材料是制备人造血管的基础,其直接影响人造血管临床应用的效果。目前尚未发现完全满足人体血管各项性能要求的材料。人们还在不断改善材料性能,以期获得可满足人体移植需求的人造血管。

合适的人造血管应具备足够的力学性能,以及良好的血管结构、生物相容性、物理化学稳定性、抗血栓

形成性和血管长期通畅性等。表 2 归纳了不同材料人造血管的优缺点^[8]。

表 2 不同材料人造血管的优缺点

Tab. 2 Advantages and disadvantages of artificial blood vessels with different materials

| 血管类型 | 材料 | 优点 | 缺点 |
|-----------|-------------------------------|---|---|
| 合成聚合物材料血管 | ePTFE、PET、PU、PCL、PLCL、PLA、PGS | (1)力学性能优异;(2)材料易获得;(3)手术缝合简单;(4)可防止血管破裂;(5)可以储存 | (1)易导致血栓形成、内膜增生、钙化和慢性炎症;(2)没有增长潜力;(3)顺应性失配 |
| 天然生物材料血管 | 丝素蛋白、胶原蛋白、弹性蛋白、壳聚糖、细菌纤维素 | (1)生物相容性优异;(2)体内信号传导增强;(3)力学性能可调 | (1)力学强度低;(2)易导致血管移植物扩张和形成动脉瘤;(3)易降解;(4)设计过于复杂 |
| 脱细胞血管 | 动物动脉、脐动脉、脐静脉 | (1)免疫原性低;(2)保留了细胞质基质、中血管和微血管系统 | (1)血栓形成率高;(2)宿主免疫应答;(3)精准再细胞化困难;(4)易钙化 |

2.1 ePTFE

ePTFE 和 PET 等材料在大口径人造血管移植中已成功取得临床应用^[9],并已推广使用。股腘动脉闭塞是下肢动脉硬化闭塞症中最常见的一种疾病,许多患者无法承受长时间的自体血管移植手术,故选择使用人造血管替代。ePTFE 移植物是股腘动脉血运重建的首选动脉替代物^[10]。德国曼海姆大学外科系 Post 等^[11]比较了 ePTFE 覆膜支架和非密封编织 PET 股腘动脉旁路的通畅性,发现 PET 移植物的 3 年通畅率为 64%,ePTFE 移植物的 3 年通畅率为 61%,表明两者都适用于股腘旁路术。

2.2 丝素蛋白

小口径人造血管移植后易出现闭塞(血栓形成)或再狭窄(内膜增生)等问题,如部分人造血管在置换手术 5 年后的血管通畅率仅为 20%^[12]。因此,有必要开发和研究适用于小口径人造血管的材料^[13]。蚕丝作为一种天然来源的蛋白质聚合物,主要由丝素蛋白(silk fiber, SF)和丝胶 2 种主要成分组成。SF 生物相容性和血液相容性好,组织反应小,网孔大小适度,可生物降解且降解产物无毒副作用,能为周围组织提供营养与修复作用,来源广泛,同时具有促表皮生长的特殊功能。人造血管材料在植入动脉或其他血管前必须保证通畅指数足够大,以确保其在体内长期的有效性和安全性,特别是小口径人造血管,应确保足够大的通畅指数。由 SF 和甲基丙烯酸缩水甘油酯(Sil-MA)构成的水凝胶可用于构建人造血管。该水凝胶具有令人满意的力学

和流变学特性^[14]。还有研究表明,黑色素纳米颗粒与 SF 结合可改变印刷材料的透明度,提高印刷血管或空试管的分辨率,提高生产材料的品质^[15]。此外, SF 还可用作再生人造材料以治疗心血管疾病^[14],如将 SF 与 SVVYGLR 肽相结合可加速 SF 的降解过程。SF 除用作人造血管移植物的基础材料外,还可用作涂层材料^[16]。含 SF 涂层的小口径人造血管移植物不仅可以防止血液渗漏,还有助于血管重建^[17]。如东京农工大学 Tanaka 等^[16]制备了 3 种转基因 SF 用于多孔涂层,其有效性已被大鼠腹主动脉的植入评估结果所证实。

2.3 纤维素

纤维素来源于植物和细菌,是地球上极为丰富的生物质资源^[18]。

植物纤维素可通过溶解和再生处理加工成再生纤维素(RC),并进一步成型为纤维、薄膜、管材等材料。广东省心血管研究所 Tian 等^[19]创新性地开发出一种仿生小口径人造血管。该血管材料由 RC 和聚甲基丙烯酸羟乙酯(PHEMA)复合而成,并通过调控二级网络聚合梯度,模拟天然血管的分层结构,实现了表面致密光滑而内部多孔的结构。此材料展现出卓越的细胞与血液相容性,低纤维蛋白原吸附及血小板黏附性,能有效抑制血栓的形成。

细菌纤维素(BC)是人造血管的另一研究热点,其由细菌产生,具有高纯度结晶特性,优于植物及木材衍生的纤维素,被誉为地球上最丰富的生物相容性材料之一^[20]。BC 不仅抗张强度极高,而且生物

相容性优良;其丰富的羟基还确保了 99% 的高含水量,便于化学修饰;其独特的 3D 结构促进了营养的交换,能与其他材料进行物理结合。故 BC 在生物医学领域得到广泛的应用^[21]。普通细菌纳米纤维素(BNC)血管因含水量高而非常柔软,这增加了手术难度。相比之下,风干 BNC(BNC-Dry)的弹性模量显著提升,水合度降低,刚性和力学强度增加,这方便了手术缝合。东华大学 Bao 等^[9]首次对比了水凝胶状 BNC(BNC-Gel)与 BNC-Dry 导管的微观形貌(图 1)与性能,证实了 BNC-Dry 导管在小口径人造血管领域潜力巨大。

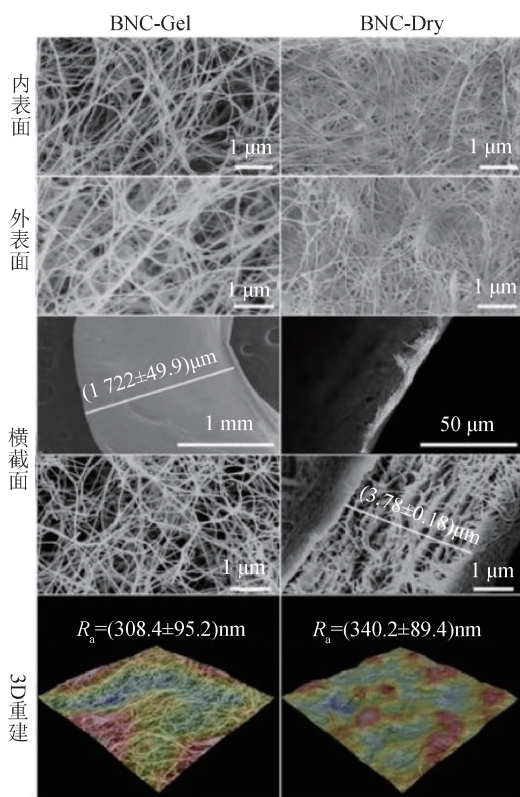


图 1 BNC-Gel 和 BNC-Dry 导管的场发射扫描电镜(FE-SEM)微观形貌

Fig. 1 FE-SEM micro-morphology of BNC-Gel and BNC-Dry conduits

3 人造血管的制备技术

人造血管的制备是一个复杂且精细的过程,制备技术多种多样。常见的针织和机织方法是将纤维或纱线按照一定的规律和方式编织成管状结构织物的。针织人造血管多孔、柔软,断端稳固,易于缝合;

机织人造血管具有较高的强度和稳定性。后文将介绍几种人造血管制备新技术。

3.1 静电纺丝

静电纺丝是制造纤维直径在纳米级到微米级人造血管的有效方法,如共静电纺丝、同时静电纺丝/静电喷涂、顺序静电纺丝、同轴静电纺丝及牺牲静电纺丝等,其利用电荷将高分子聚合物溶液牵伸成纳米/微米级纤维,并形成具有特定结构与功能的血管移植物^[22]。通过控制接收装置的直径与纺丝时间,调整产物的直径与厚度,还可通过不同材料的混纺或复合,赋予产物不同的性能^[23]。多喷嘴静电纺丝技术(图 2)是当前研究的热点,其能有效提高生产率,制备特殊结构纤维(如核壳结构纤维),以及无法在普通溶剂中形成共混溶液的聚合物复合纤维^[22]。

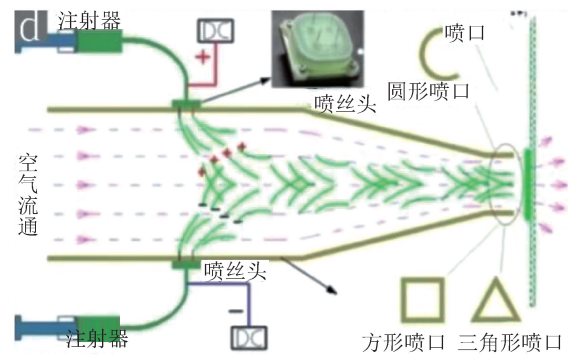


图 2 集中式多喷嘴静电纺丝技术

Fig. 2 Centralized multi-nozzle electrospinning technology

北京航空航天大学 Guo 等^[24]采用静电纺丝技术制备了 3 层结构取向的纳米纤维人造血管,其性能与进口商业化 ePTFE 血管相当。具体而言,其内层能促进内皮细胞黏附,中层能提供力学强度,外层能引导平滑肌细胞排列。这种仿生血管不仅展现出卓越的力学性能,还具备优异的细胞生物相容性。

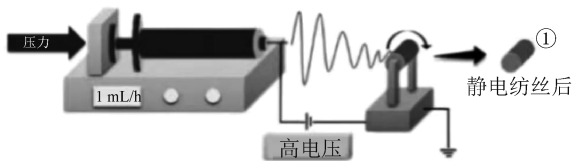
国家纳米科学中心 Cheng 等^[25]结合微流控技术和静电纺丝技术,构建自适应、可降解的小口径(直径为 2~3 mm)人造血管。他们选用 PCL 和聚乳酸乙醇酸共聚物(PLGA)这 2 种生物可降解高分子材料,先利用静电纺丝技术制备纳米纤维薄膜;随后,借助微流控技术精确模拟真实血管中细胞的排布结构,并在薄膜上种植内皮细胞、平滑肌细胞和成纤维细胞;最后,将二维的薄膜卷绕成三维的血管形状,从而构建自内向外依次为内皮细胞/PCL/平滑

肌细胞/PLGA/成纤维细胞/PLGA 的多层管状血管结构。且为验证这种人造血管的效果,他们进行了兔颈动脉置换术,结果显示人造血管在植入后能够保持血流畅通,并表现出优异的生物相容性和力学性能。这一突破不仅为仿生人造血管的构建提供了重要参考,还为体外环境中培育包含多种活细胞及具备复杂血管功能的组织和器官奠定了坚实的基础^[26]。

3.2 生物三维打印

生物三维打印(Bio-3DP)技术是集成了生物医学与 3D 打印技术的一种创新方式,其核心理念在于个性化设计与制造,旨在满足生命健康领域中科学探索、器械开发和临床医学的实际需求^[27]。该技术以活细胞为基块,通过精确打印活体组织,构建层次分明的三维血管结构,包括内皮细胞形成的内膜(形成光滑的内表面),弹性组织、胶原纤维和平滑肌细胞交织而成的中膜,以及疏松结缔组织形成的外层(为血管提供保护和支撑^[28])。Zhou 等^[29]通过 3D 打印技术制备 PLA 管状模具,利用丙烯酰胺(AAm)、N,N'-亚甲基双丙烯酰胺(MBA)及海藻酸钠(SA)合成水凝胶前驱体,再将 AAm/MBA/SA(简称 PMSA)水凝胶注入 PLA 模具中,制得具有不同层数和壁厚的 PMSA 水凝胶管。体内外评估结果显示,植入的 PMSA 水凝胶管未对人体动脉和静脉产生不良影响,表明它们有潜力用作人造血管^[23]。Lee 等^[30]结合 3D 打印与静电纺丝技术,制备了壳聚糖/PCL 复合人造血管(图 3),该血管在体外和体内均具有优异的力学性能^[2]。

步骤一. 静电纺丝



步骤二. 快速成型

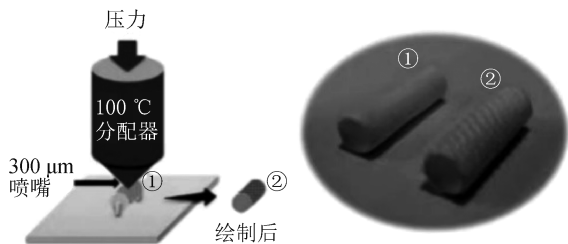


图 3 3D 管状人造血管的制造工艺示意

Fig. 3 Schematic illustration of the process used to fabricate 3D tubular artificial blood vessel

3.3 制备技术对血管结构和性能的影响

理想的人造血管应具备良好的力学性能、生物相容性、顺应性及抗血栓等性能。不同的人造血管制备技术会对血管的结构和性能产生不同的影响。近年,研究人员尤为关注静电纺丝人造血管,他们通过优化材料组合增强人造血管的生物相容性和力学性能^[31]。3D 打印技术能赋予血管组织独特的三维分层结构,而这种分层结构能赋予血管组织独特的性能^[28]。由一体化人造血管编织机制备的微纳复合人造血管(丝径 0.8 mm),具有优异的水渗透性、经向拉伸性能、耐穿刺性能和结构稳定性。其中,经向拉伸断裂强度远超天然动脉或静脉,断裂伸长率亦高于 PET 和 PTFE 人造血管,但是动态顺应性较差^[32]。随着人造血管制备新技术的发展,人造血管结构和性能将向着更轻、更薄、更强的目标迈进,旨在为患者提供更加多元化、高品质的心血管疾病治疗选择方案。

4 人造血管的性能评价

4.1 渗透性和孔隙率

渗透性和孔隙率是人造血管的关键参数。人造血管的渗透性包括截面和总体水渗透性,其测试均在 0.16 MPa(120 mmHg)静压下进行。该性能不仅影响植入前的预凝处理需求,还直接关系到植入后血肿等并发症的发生频率^[33]。植入生物体内时,人造血管的水渗透率要求低于 300 mL/(cm²·min)^[34]。孔隙率通过面积仪法和称重法 2 种方法进行表征。不同孔隙率会在人造血管上诱导形成具有不同力学特性的胶原组织,进而影响其着床与愈合过程^[33]。董莎^[35]利用静电纺丝技术制得左旋聚乳酸管状支架,其孔隙率在 80% 以上,即便在滚轴转速为 1 000 r/min 的条件下,孔隙率也达到 87.29%,可满足细胞生长的需求。

4.2 力学性能

人造血管强度的评估与表征主要聚焦于径向拉伸强度、纵向拉伸强度及顶破强度等指标^[36]。缝合强度则通过人造血管反复刺穿后的强度来表征,具体涉及刺穿后的径向拉伸断裂强力等^[37]。一般情况下,腔内隔绝术用织物断裂强度要求大于 100 N/cm^[38]。此外,聚(3-羟基丁酸酯-co-3-羟基戊

酸酯)(PHBV)/PLA 丝束上浆后,纱线的断裂强力 and 表面毛羽均得到显著改善,平均断裂强力接近 300 cN^[34]。卢兴建^[39]研制的 3 层小口径人造血管的轴向拉伸应力最大为 9.56 MPa,径向拉伸应力最大为 9.31 MPa,远超大部分天然血管的最大应力;交联后血管支架的亲水性非常好,适合内皮细胞黏附,且交联前后血管支架的溶血率都满足国际标准。黄琪等^[32]制得的微纳米纤维复合人造血管,最大断裂强度和弹性模量分别为(16.82±3.54) N/mm 和(1.62±0.01) MPa;0.8 mm 丝径的人造血管经向拉伸断裂强度远超天然动脉或静脉,弹性断裂伸长率超过 200%,远超 PET 与 PTFE 人造血管。

人造血管的几何形态主要由管壁厚度和松弛内径来表征^[36]。在管道内部应力的作用下,其形变特性通过承压内径、纵向顺应性、径向顺应性以及弯折半径/直径等关键指标进行综合表征^[40]。Li 等^[41]采用静电纺丝技术制备聚碳酸酯基聚氨酯(PCU)管式支架,并通过肝素接枝得到 PCU-Hep 人造血管,其纤维直径均值为 380 nm,内部孔隙率为(67.0±2.8)%,断裂伸长率高达(510±29)%,拉伸强度为(39.10±0.91) MPa,展现出理想的柔韧性和拉伸性能。

4.3 生物相容性

生物相容性是指生命体组织对非活性材料的反应能力,其通过体外模拟和体内实验进行全面评估,以确认材料在生物环境中的安全性和功能性。体外评价强调生物安全性和功能性,涵盖细胞毒性、遗传毒性、致癌性和血液相容性等。体内评价关注组织相容性、血液相容性和细胞相容性,理想状态是材料与人体无组织结构反应,达到分子膜并存。其中,组织相容性主要通过材料植入肌肉或皮下后是否引起周围组织的炎症反应或排斥反应进行判断^[40,42]。血管材料的溶血率(HR)可用于评价人造血管的溶血性。当 HR<5%时血管支架为非溶血性移植物,其抗溶血性能达到国家标准,可以安全地植入^[39]。周玲童^[22]采用一步灌注成型法,利用海藻酸盐基水凝胶(PMS)并结合 3D 打印技术制备人造血管,其平均溶血率仅为 0.275%,具有良好的血液相容性。欧阳学燕^[34]制备的纬二重 PHBV/PLA 机织人造血管试样,当整体细胞活性达 80%左右时具有较低的细胞毒性。

4.4 顺应性

人造血管的顺应性可通过纵向顺应性和径向顺应性来表征。纵向顺应性是评价人造血管在外力作用下沿其轴向发生形变的指标。纺织人造血管因其特有的波纹形设计,纵向顺应性提升显著,其形变能力接近天然血管的生理水平。尽管随着新生人体组织的生长和重塑,这种增强的纵向顺应性会有所降低,但其在手术移植后的初期阶段能够有效减少缝合线所承受的应力。径向顺应性用人造血管承受周期性模拟负荷时内径的变化情况来表征^[43]。欧阳学燕^[34]制备的纬二重 PHBV/PLA 机织人造血管的顺应性可超过 3.76%/MPa(即 0.5%/100 mmHg),性能较为优异。

4.5 抗血栓性

在人造血管内膜层的构建过程中,血栓组织的结构性质会发生变化,这一过程导致血管内腔空间逐渐缩小。内膜层的厚度与血栓层的厚度紧密相关,即血栓层较薄处,内膜层也相对较薄。当内膜层薄至 200 μm 时,它能依赖血液提供的营养维持长期稳定的使用状态^[40]。Bastijanic 等^[44]研究发现,在 ePTFE 人造血管内壁涂覆含氟表面活性剂后,血管的通畅性显著提升,这能有效抑制内皮增生和血栓形成。Hoshi 等^[45]研究发现,固定生物活性肝素后的 ePTFE 人造血管,其内壁血小板黏附显著减少,这有效抑制了血栓的形成,进一步保证了血管的通畅性。

5 结语

随着医学和材料科学的飞速发展,人造血管制备技术与性能研究取得了显著进步。从传统的合成高分子材料到生物降解聚合物,再到天然生物材料和双层结构复合型水凝胶,创新性的材料为人造血管的制备提供了丰富的选择。同时,制备技术如静电纺丝、生物三维打印等的不断创新,也为人造血管的发展注入了新的活力。这些技术不仅提高了人造血管的生物相容性和力学性能,还增强了其长期通畅性和抗血栓能力。但是,人造血管的研究仍面临诸多挑战,如提升生物活性,实现精准结构控制、功能模拟与性能预测等,亟待解决。相信随着科技的不断进步与跨学科研究的深入,人造血管的制备技

术与性能研究将迎来更具突破性的进展,而这一进展将为心血管病患者带来更加安全、有效的治疗方案,推动医疗领域的持续创新与发展。



期刊采编平台

中国知网下载

参考文献

- [1] 马丽媛,王增武,樊静,等.《中国心血管健康与疾病报告 2022》要点解读[J]. 中国全科医学, 2023, 26(32):3975-3994.
- [2] 刘世雪,李成才,刘国金,等.基于纺织材料的人造血管制备及应用进展[J]. 高分子材料科学与工程, 2024,40(2):173-181.
- [3] 朱高伟,林婧,王璐.大口径人工血管材料变迁与生物相容性提升策略和性能评价[J/OL]. 东华大学学报(自然科学版),1-10[2024-09-04]. <https://doi.org/10.19886/j.cnki.dhdz.2023.0337>.
- [4] 王广飞,李格丽,洪枫.心血管领域的难点及细菌纳米纤维素的应用潜力[J]. 纤维素科学与技术,2024,32(1):49-57.
- [5] 中研网.人造血管行业深度调研报告 2024:人造血管市场需求持续增长竞争激烈[EB/OL]. (2024-07-19). <https://www.chinairm.com/news/20240719/115202878.shtml>.
- [6] 医心网.人造血管的发展历史[EB/OL]. (2023-10-18). <https://zhuanlan.zhihu.com/p/661854591>.
- [7] 钱小萍.中国第一代与第二代织物人造血管的研究和开发[J]. 丝绸,2011,48(9):1-5.
- [8] HU K, LI Y X, KE Z X, et al. History, progress and future challenges of artificial blood vessels; a narrative review[J]. Biomater Transl., 2022,3(1):81-98.
- [9] BAO L H, HONG F F, LI G L, et al. Implantation of air-dried bacterial nanocellulose conduits in a small-caliber vascular prosthesis rabbit model[J]. Materials Science & Engineering C: Materials for Biological Applications, 2021, 122: 111922.
- [10] QUINONES-BALDRICH W J, MARTIN-PAREDERO V, BAKER J D, et al. Polytetrafluoroethylene grafts as the first-choice arterial substitute in femoropopliteal revascularization[J]. Archives of Surgery, 1984, 119(11): 1238-1243.
- [11] POST S, KRAUS T, MÜLLER-REINARTZ U, et al. Dacron vs. polytetrafluoroethylene grafts for femoropopliteal bypass: a prospective randomised multicentre trial [J]. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, 2001, 22(3): 226-231.
- [12] BAGUNEID M S, SEIFALIAN A M, SALACINSKI H J, et al. Tissue engineering of blood vessels[J]. British Journal of Surgery, 2006, 93(3): 282-290.
- [13] BAO L H, LI C, TANG M, et al. Potential of a composite conduit with bacterial nanocellulose and fish gelatin for application as small-diameter artificial blood vessel[J]. Polymers, 2022, 14(20): 4367.
- [14] KOCZOŃ P, DĄBROWSKA A, LASKOWSKA E, et al. Applications of silk fibroin in human and veterinary medicine[J]. Materials, 2023, 16(22): 7128.
- [15] WANG Q S, HAN G C, YAN S Q, et al. 3D printing of silk fibroin for biomedical applications[J]. Materials, 2019, 12(3): 504.
- [16] TANAKA T, HARA S, HENDAWY H, et al. Development of small-diameter artificial vascular grafts using transgenic silk fibroin[J]. Prosthesis, 2023, 5(3): 763-773.
- [17] FUKAYAMA T, TAKAGI K, TANAKA R, et al. Biological reaction to small-diameter vascular grafts made of silk fibroin implanted in the abdominal aortae of rats[J]. Annals of Vascular Surgery, 2015, 29(2): 341-352.
- [18] GORGIEVA S, TRČEK J. Bacterial cellulose: production, modification and perspectives in biomedical applications[J]. Nanomaterials, 2019, 9(10): 1352.
- [19] TIAN M, SHUAI J B, BISHOP B A, et al. Plant cellulose-based biomimetic artificial small-diameter vascular materials enabled by gradient Dual-Network entanglement[J]. Chemical Engineering Journal, 2023, 476: 146751.
- [20] HUBER T, MÜSSIG J, CURNOW O, et al. A critical review of all-cellulose composites [J]. Journal of Materials Science, 2012, 47(3): 1171-1186.
- [21] LIU D C, MENG Q S, HU J G. Bacterial nanocellulose hydrogel: a promising alternative material for the fabrication of engineered vascular grafts[J]. Polymers, 2023, 15(18): 3812.
- [22] 周玲童. 三种海藻酸盐基水凝胶的制备、性能及应用[D]. 咸阳:西北农林科技大学,2023.
- [23] 莫慧琳,张家帅,张嘟哈,等.静电纺丝制备小口径人

- 造血管研究进展[J]. 上海纺织科技, 2023, 51(7): 1-5.
- [24] GUO F Y, WANG N, WANG L, et al. An electrospun strong PCL/PU composite vascular graft with mechanical anisotropy and cyclic stability[J]. Journal of Materials Chemistry A, 2015, 3(9): 4782-4787.
- [25] CHENG S Y, JIN Y, WANG N X, et al. Self-adjusting, polymeric multilayered roll that can keep the shapes of the blood vessel scaffolds during biodegradation [J]. Advanced Materials, 2017, 29(28): 1700171.
- [26] 罗静, 樊俊兵, 王树涛. 纳米生物仿生技术研究进展[J]. 中国科学: 生命科学, 2020, 50(7): 715-733.
- [27] 宋佳奇, 陈海莲, 阳范文. 生物 3D 打印在医学领域的研究及应用[J]. 中国医疗设备, 2021, 36(7): 151-154.
- [28] 闫志文, 李硕峰, 李傲, 等. 3D 生物打印技术在组织工程和器官移植中应用的研究进展[J]. 吉林大学学报(医学版), 2019, 45(1): 197-201.
- [29] ZHOU L T, LI Y C, 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.
- [30] LEE B, SHAFIQ M, JUNG Y, et al. Characterization and preparation of bio-tubular scaffolds for fabricating artificial vascular grafts by combining electrospinning and a co-culture system[J]. Macromolecular Research, 2016, 24(2): 131-142.
- [31] 虞希高, 陈正坚, 蒋宏亮, 等. 静电纺丝小直径人造血管机械力学性质[J]. 中国生物医学工程学报, 2010, 29(5): 770-776.
- [32] 黄琪, 杨红军, 王朝荣, 等. 微纳米纤维复合人造血管的制备及力学性能研究[J]. 武汉纺织大学学报, 2023, 36(6): 38-43.
- [33] 贾立霞. 人造血管水渗透仪的设计及其渗透性表征的实验研究[D]. 上海: 东华大学, 2004.
- [34] 欧阳学燕. 高支撑性 PHBV/PLA 机织人造血管的研究[D]. 上海: 东华大学, 2017.
- [35] 董莎. 载光动力药纳米纤维小直径人造血管的研制[D]. 上海: 东华大学, 2011.
- [36] 吴长福, 王文祖. 人造血管的发展与应用[J]. 产业用纺织品, 2003, 21(8): 4-7.
- [37] 冯锦旗. 纤维基仿生人造血管的制备及其研究[D]. 武汉: 武汉纺织大学, 2017.
- [38] 王英梅. 覆膜支架用超薄织物膜的研制与性能研究[D]. 上海: 东华大学, 2010.
- [39] 卢兴建. 三层小口径电纺人造血管的制备及其多功能改性[D]. 杭州: 浙江理工大学, 2023.
- [40] 蒋国军. 经编人造血管的研制及性能研究[D]. 上海: 东华大学, 2011.
- [41] LI Q, MU L L, ZHANG F H, et al. Manufacture and property research of heparin grafted electrospinning PCU artificial vascular scaffolds [J]. Materials Science & Engineering C: Materials for Biological Applications, 2017, 78: 854-861.
- [42] 赵天宇. 电气石/聚合物人工血管的制备及其生物相容性研究[D]. 天津: 河北工业大学, 2019.
- [43] 邹菲, 王璐. 高分子材料人造血管顺应性的研究[J]. 医用生物力学, 2004, 19(3): 188-192.
- [44] 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(6): 1620-1630.
- [45] 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(1): 30-41.

1949—2024

热烈庆祝中华人民共和国成立七十五周年!