

中空纤维透析膜制备、传递特性及生物相容性

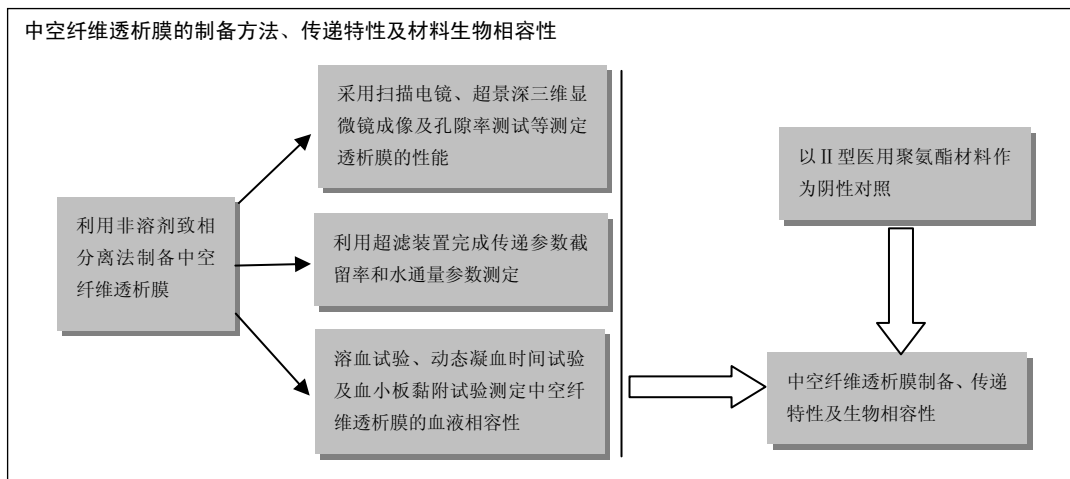
王世英, 赵欣欣, 时 军, 杨素霞, 孙志强(河南大学淮河医院, 河南省开封市 475000)

引用本文: 王世英, 赵欣欣, 时军, 杨素霞, 孙志强. 中空纤维透析膜制备、传递特性及生物相容性[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(2):268-272.

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2017.02.019

ORCID: 0000-0002-4344-0570(王世英)

文章快速阅读:



王世英, 女, 1980年生, 汉族, 硕士, 主治医师。

通讯作者: 时军男, 硕士, 主任医师。河南大学淮河医院, 河南省开封市 475000

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:2095-4344
(2017)02-00268-05
稿件接受: 2016-12-16

文题释义:

血液透析膜发展情况: 血液透析膜经历了3个发展阶段: 第1代纤维素衍生物膜、第2代改性或再生纤维素膜和第3代高分子膜。聚砜是目前使用较多的一种膜材料, 该材料由于成膜方法简单, 具备良好的力学性能和化学性能, 并且该膜使用过程中具备良好的抗生物抗降解性能。

聚砜: 作为膜材料, 利用非溶剂致相分离法能程控制备中空纤维透析膜, 材料传递效率与纤维膜膜孔结构关系密切, 并且制备的材料生物相容性良好, 具有广泛的运用前景。

摘要

背景: 聚砜膜具备良好的抗生物抗降解性能, 但临床上对于以聚砜作为材料制备中空纤维透析膜的制备方法及其血液相容性缺乏统一的标准。

目的: 观察中空纤维透析膜的制备方法、传递特性及材料生物相容性。

方法: 以聚砜作为膜材料, 将一缩二乙二醇作为致孔剂, 聚乙烯吡咯烷酮作为改性剂, N, N-二甲基乙酰胺作为溶剂, 利用非溶剂致相分离法制备中空纤维透析膜。采用扫描电镜、超景深三维显微镜成像及孔隙率测试等测定透析膜的性能; 利用超滤装置完成传递参数截留率和水通量参数测定; 通过溶血实验、动态凝血时间实验及血小板黏附实验测定中空纤维透析膜的血液相容性, 以II型医用聚氨酯材料作为阴性对照。

结果和结论: ①中空纤维透析膜形态: 制备的中空纤维透析膜断面不对称, 质量分数17%透析膜中间层呈大孔状结构, 而质量分数19%, 21%及23%的透析膜制备的中空纤维透析膜呈海绵状结构; ②中空纤维透析膜孔隙率: 中空纤维透析膜和II型医用聚氨酯材料在膜面积相同的情况下, 中空纤维透析膜密度显著低于, 孔隙率显著大于阴性对照材料($P < 0.05$); ③中空纤维透析膜传递性能: 中空纤维透析膜水体积及水通量, 显著高于阴性对照材料($P < 0.05$); ④中空纤维透析膜血液相容性: 两种材料共进行3次溶血实验结果显示: 中空纤维透析膜平均吸光度值和溶血率显著高于阴性对照材料($P < 0.05$); 动态凝血时间实验及血小板黏附实验结果显示, 中空纤维透析膜20, 40, 70 min 动态凝血时间显著短于阴性对照材料($P < 0.05$)。结果提示: 将聚砜作为膜材料, 利用非溶剂致相分离法能程控制备生物相容性较好的中空纤维透析膜, 材料具有良好的血液相容性及传递效率。

关键词:

生物材料; 材料相容性; 血液透析; 一缩二乙二醇; 聚乙烯吡咯烷酮; N, N-二甲基乙酰胺; 非溶剂致相分离法; 中空纤维透析膜; II型医用聚氨酯材料; 血液相容性

主题词:

组织工程; 生物相容性材料; 血液透析液

基金资助:

河南省教育厅自然科学研究计划项目(2013B216153)

Wang Shi-ying, Master,
Attending physician, Huaihe
Hospital of Henan University,
Kaifeng 475000, Henan
Province, China

Corresponding author:
Shi Jun, Master, Chief
physician, Huaihe Hospital of
Henan University, Kaifeng
475000, Henan Province,
China

Preparation, transfer property and biocompatibility of the hollow fiber dialysis membrane

Wang Shi-ying, Zhao Xin-xin, Shi Jun, Yang Su-xia, Sun Zhi-qiang (Huaihe Hospital of Henan University, Kaifeng 475000, Henan Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Polysulfone membrane holds good anti-biodegradation ability, but how to use it to prepare hollow fiber dialysis membrane and its blood compatibility have not been fully understood.

OBJECTIVE: To study the preparation, transfer property and biocompatibility of hollow fiber dialysis membrane.

METHODS: With polysulfone as the film material, diethylene glycol as the porogen, polyvinyl pyrrolidone as the modifier, N, N-dimethylacetamide as the solvent, and the hollow fiber dialysis membrane was prepared using nonsolvent-induced phase separation. The performance was measured using scanning electron microscopy, ultra-depth three-dimensional microscope imaging and porosity test; the transfer parameters including reject rate and water flux were detected by ultrafiltration device; the blood compatibility was determined through hemolysis test, dynamic clotting time test and platelet adhesion test. Type II medical polyurethane material served as negative control.

RESULTS AND CONCLUSION: The section of hollow fiber dialysis membrane was asymmetric. 17% dialysis membrane showed a porous middle layer, while 19%, 21% and 23% membrane showed a sponge-like middle layer. Under the same membrane area, the density of fiber dialysis membrane was significantly lower than that of the negative control material, and the porosity of fiber dialysis membrane was significantly higher than that of the negative control material ($P < 0.05$). The water volume and water flux of the hollow fiber dialysis membrane were significantly higher than those of the negative control material ($P < 0.05$). Results from three hemolytic tests showed that the average absorbance values and hemolysis rate of the hollow fiber dialysis membrane were significantly higher than those of the negative control material ($P < 0.05$). The dynamic clotting time test and the platelet adhesion test revealed that the dynamic clotting time of hollow fiber dialysis membrane at 20, 40 and 70 minutes was significantly shorter than that of the negative control material ($P < 0.05$). These results suggest that polysiloxane can be used as the membrane material to prepare hollow fiber dialysis membrane using nonsolvent-induced phase separation, and holds a good biocompatibility, blood compatibility and transfer efficiency.

Subject headings: Tissue Engineering; Biocompatible Materials; Hemodialysis Solutions

Funding: the Natural Science Research Program of the Education Department of Henan Province, No. 2013B216153

Cite this article: Wang SY, Zhao XX, Shi J, Yang SX, Sun ZQ. Preparation, transfer property and biocompatibility of the hollow fiber dialysis membrane. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2017;21(2):268-272.

0 引言 Introduction

目前, 对于肾功能衰竭患者主要以血液透析治疗为主, 通过该方法能维持患者生命, 延长生存期, 改善患者生活质量。血液透析广义指将含有毒素的血液从集体中引出, 利用半透膜扩散、对流等作用, 从而能及时清除体内的有害物质、代谢废物, 并且利用透析液补充人体所需成分, 进一步纠正人体电解质、酸碱平衡, 最终将合格的血液引入患者体内^[4-5]。因此, 在血液透析中血液透析膜的制备方法、性能及生物相容性对透析效果具有重要的影响。

膜分离属于是一种新型的分离方法, 该方法最早诞生于20世纪60年代, 其原理主要通过半透膜的选择性渗透, 利用外部能量、化学位差等作用, 实现溶液中溶质和溶剂的分离^[6-7]。血液透析膜经历了3个发展阶段: 第1代纤维素衍生物膜、第2代改性或再生纤维素膜和第3代高分子膜。聚砜是目前使用较多的一种膜材料, 该材料由于成膜方法简单, 具备良好的力学性能和化学性能, 并且该膜使用过程中具备良好的抗生物降解性能。但是, 临床上对于以聚砜作为材料制备中空纤维透析膜的制备方法及血液相容性缺乏统一的标准^[8-9]。

实验制备中空纤维透析膜, 测定透析膜的传递特性、生物相容性, 探讨中空纤维透析膜的制备方法、传递特性及材料生物相容性。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 材料学实验。

1.2 时间及地点 于2014年12月至2016年6月在郑州大学化学与分子学院实验室完成。

1.3 材料 聚砜(PSF): 聚砜为一种略带湖泊色非晶型透明或半透明聚合物, 力学性能优异、刚性大、耐磨、高强度, 能在高温下保持优良的机械性能, 其范围为 $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$ $-150\text{ }^{\circ}\text{C}$, 长期使用温度为 $160\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。使用温度为 $190\text{ }^{\circ}\text{C}$, 热稳定性高, 由北京飞色塑料铆焊技术有限责任公司生产提供。

1.4 实验方法

1.4.1 中空纤维透析膜制备 以聚砜作为膜材料, 将一缩二乙二醇(DEG)作为致孔剂, 聚乙烯吡咯烷酮作为改性剂, N, N-二甲基乙酰胺作为溶剂, 利用非溶剂致相分离法制备中空纤维透析膜。将质量分数为17%, 19%, 21%及23%的聚砜溶解在DMAC中进行水浴, 温度 $60\text{ }^{\circ}\text{C}$, 加入浓度为10%的DEG和10%的PVP-K30, $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ 水浴下连续24 h搅拌, 获得透明的铸膜, 利用非溶剂致相分离方法在外压0.2 MPa的氮气挤压下, 铸膜液通过外径1.2 mm和内径0.8 mm的喷丝头, 进入水凝胶浴完成相转换过程, 芯液流速控制在0.8 mL/min, 喷丝头与凝胶浴的距离控制在3 mm, 水浴后完成以3 m/min速度进行手卷, 将获得的中空纤维膜防止在纯水中进行48 h浸泡, 烘干后备用^[10-11],

见图1。

1.4.2 中空纤维透析膜传递参数 测定利用超滤装置完成传递参数截留率和水通量参数测定方法:

水通量: 在自制超滤装置中, 室温下采用新鲜血液在150 mm Hg(1 mm Hg=0.133 kPa)压力下下进行预压30 min, 然后在50 mm Hg压力下测定纯水通量, 实验进行15 min后测定透过水的体积, 具体方法见公式^[12]。

$$\text{水通量} = \frac{\text{水体积(mL)} \times 60}{\text{总时间(min)} \times \text{膜面积(m}^2\text{)} \times 1\ 000} \quad (1)$$

截留率: 将适量的牛血清蛋白加入牛血浆中, 制备白蛋白截留率测试原液, 控制血液流速为200 mL/min, 在跨膜压150 mm Hg及常温条件下超滤20 min, 采集过滤液。配置白蛋白标准曲线(浓度范围0-1 000 mL/L), 原液稀释适当倍数, 在试剂盒上测定原液和透过液的光密度, 从而能在标准曲线上获得相应的浓度, 根据公式测定材料的截留率^[13]。

$$R = 1 - \left(\frac{C_p}{C_f} \right) \times 100.0\% \quad (2)$$

上式中: R为材料截留率; C_p 为透过液白蛋白浓度; C_f 为原液白蛋白浓度。

1.4.3 血液相容性测定 通过溶血实验、动态凝血时间实验及血小板黏附实验测定中空纤维透析膜的血液相容性, 以II型医用聚氨酯材料作为阴性对照。

溶血实验: 将6 cm²/mL比例的中空纤维膜和II型医用聚氨酯材料在生理盐水(阴性对照)和蒸馏水(阳性对照)中进行72 h浸泡, 放入15 mL离心管中, 37 °C下预热30 min, 加入0.2 mL新鲜兔血, 继续水浴保温60 min, 5 min离心, 速度1 000 r/min, 取上层清液, 在545 nm波长分光光度计下测定其吸光度值, 根据公式测定溶血结果^[14-15]。

$$\text{溶血率} = \frac{\text{样品吸光度} - \text{阴性吸光度}}{\text{阳性吸光度} - \text{阴性吸光度}} \times 100\% \quad (3)$$

动态凝血时间实验: 利用健康ACD抗凝人血, 将其均匀的涂抹在剥离表面皿凹面中心。将0.2 mL含有兔血涂在中空纤维透析膜及I型医用聚氨酯材料上, 加入0.2 mol/L CaCl₂与血混合, 在5, 10, 20, 40, 70 min采用100 ml蒸馏水注入血液表面, 测定流注液表面的吸光度值, 绘制标准曲线^[16-17]。③血小板黏附实验。在硅化系统中, 取10 mL家兔心脏抗凝血, 5 min离心, 速度1 000 r/min, 取富血小板血浆, 测定血小板数。将1.0 mL富血小板血浆注入有中空纤维膜和I型医用聚氨酯材料环上, 在体外血栓形成仪上进行30 min旋转, 测定血浆内血小板数P2, 计算血小板黏附率^[18-19]。

1.5 主要观察指标

材料超微结构: 取中空纤维透析膜制备过程中整齐断裂面的部分样品, 将其固定在样品台上, 真空镀金后放入

扫描电镜下观察期形态结构。

超景深三维显微镜成像: 取中空纤维透析膜制备过程中整齐断裂面的部分样品, 将其固定在样品台上, 采用三维显微镜对其形态进行拍摄。

材料孔隙率: 采用比表面及孔径分析仪和称重法测定中空纤维透析膜及阴性对照材料的孔隙率。

材料传递参数: 观察两种材料传递参数截留率和水通量参数。

材料血液相容性: 观察两种材料血液相容性情况。

1.6 统计学分析 采用SPSS 18.0软件进行数据分析, 计量资料采用 $\bar{x} \pm s$ 表示, 计数资料采用百分率表示, 组间数据差异的比较采用t检验或卡方检验, $P < 0.05$ 提示差异有显著性意义。

2 结果 Results

2.1 聚矾制备的中空纤维透析膜形态结构 制备的中空纤维透析膜断面不对称, 质量分数17%聚矾中间层呈大孔状结构, 而质量分数19%, 21%及23%的聚矾制备的中空纤维透析膜呈海绵状结构, 见图2。

2.2 中空纤维透析膜超景深三维显微镜成像 制备的中空纤维透析膜透明度较高, 呈通透的透明管状, 材料呈乳白色、纤维膜束并非完整的注塑在膜盖体内, 见图3。

2.3 中空纤维透析膜及阴性对照材料孔隙率比较 中空纤维透析膜和阴性对照材料在膜面积相同的情况下, 中空纤维透析膜密度显著低于阴性对照材料($P < 0.05$); 中空纤维透析膜孔隙率显著大于阴性对照材料($P < 0.05$), 见表1。

2.4 料传递参数截留率和水通量参数比较 两种材料膜面积相同情况下, 白蛋白的截留率差异无显著性意义($P > 0.05$); 中空纤维透析膜水体积及水通量显著高于阴性对照材料($P < 0.05$), 见表2。

2.5 两种材料血液相容性情况比较 ①溶血实验: 两种材料共进行3次溶血实验, 结果显示: 中空纤维透析膜平均吸光度为0.011 7, 溶血率为0.43%, 显著高于阴性对照材料的平均吸光度为0.009 1, 溶血率为0.32%($P < 0.05$), 见表3。②动态凝血时间实验及血小板黏附实验: 两种材料在5, 10 min动态凝血时间差异无显著性意义($P > 0.05$); 中空纤维透析膜20, 40, 70 min动态凝血时间, 显著短于阴性对照材料($P < 0.05$), 见表4。中空纤维透析膜血小板黏附率为15.31%, 与阴性对照材料15.03%相比差异无显著性意义($P > 0.05$)。

3 讨论 Discussion

生物医用膜属于是一种高性能膜及生物医用交叉学科功能型体外循环生物医用膜材料, 具有制备技术多、多学科、关乎居民健康等特点^[20]。血液透析与腹膜透析是目前临床上治疗肾衰竭的主要方法, 该方法以透析膜作为其核心元件, 根据Gibbs-Donnan膜平衡原理, 能将血液中的尿素、肌酐

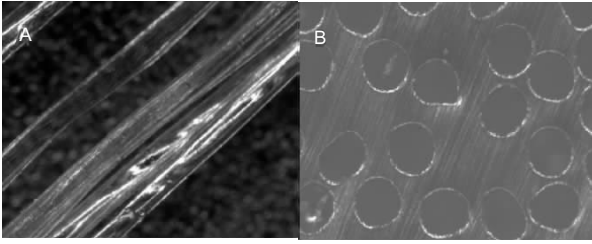


图1 中空纤维透析膜超景深三维显微镜形态(720×2 000)
Figure 1 Morphology of the hollow fiber dialysis membrane under ultra-depth three-dimensional microscope (720×2 000)
图注: 图A 为中空纤维透析膜超景深三维显微镜外观形态; B 为中空纤维透析膜截面超景深三维显微镜形态。

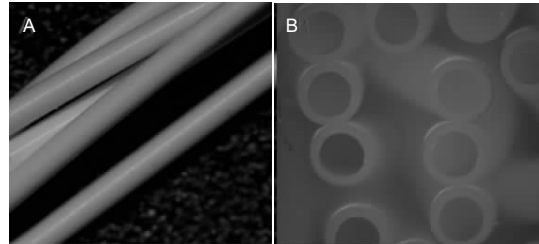


图3 中空纤维透析膜超景深三维显微镜成像(x200)
Figure 3 Ultra-depth three-dimensional microscope imaging of the hollow fiber dialysis membrane (x200)
图注: 图A 为中空纤维透析膜外观形态; B 为中空纤维透析膜截面形态。制备中空纤维透析膜相对规则, 空隙大小无明显差异。

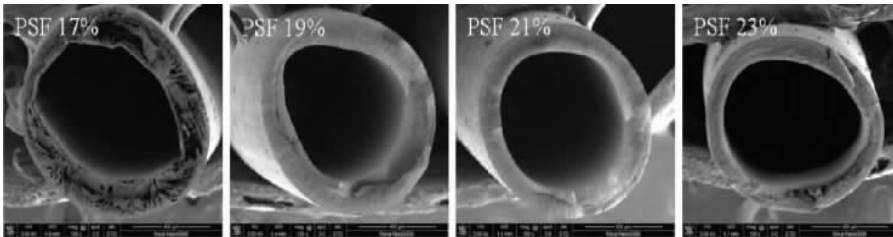


图2 质量分数 17%, 19%, 21% 及 23% 的聚砜制备的中空纤维透析膜截面形态(扫描电镜, x200)
Figure 2 The sections of 17%, 19%, 21% and 23% hollow fiber dialysis membranes made by polysulfone (scanning electron microscope, x200)

图注: 不同质量分数的聚砜制备的中空纤维膜形态不同, 且质量分数 19% 及 21% 聚砜截面外观更加规则、均匀。

表 1 中空纤维透析膜及阴性对照材料孔隙率比较 (x±s)
Table 1 Comparison of the porosity of hollow fiber dialysis membrane and negative control material

材料	膜面积(m ²)	材料密度(×10 ³ , kg/m ³)	孔隙率(%)
中空纤维透析膜	1.3	0.71±0.43 ^a	76.01±2.94 ^a
阴性对照材料	1.3	2.29±0.31	71.90±2.41

表注: 与阴性对照材料相比, ^aP < 0.05。

表 3 两种材料溶血实验结果比较
Table 3 Comparison of the hemolysis test results of hollow fiber dialysis membrane and negative control material

材料	吸光度			平均吸光度	溶血率(%)
	第 1 次实验	第 2 次实验	第 3 次实验		
中空纤维透析膜	0.021	0.010	0.005	0.0117 ^a	0.43 ^a
阴性对照材料	0.005	0.012	0.010	0.0091	0.32

表注: 与阴性对照材料相比, ^aP < 0.05。

及多余的盐利用透析膜等流出体外, 而将糖类、蛋白质等有用物质流入人体内, 达到血液净化的目的。理想的血液透析膜材料应该具备良好的机械性能、热稳定性、化学性能及血液相容性等, 治疗过程中必须与人体血管组织十分接近, 具有无毒、无抗原等特点, 不会对人体凝血系统产生明显的影响。常用的生物透析膜主要以高分子材料为主, 这些材料虽然能满足治疗需要, 但是血液相容性较差, 治疗预后较差, 难以达到预期的治疗效果。

本次实验采用聚砜作为基础材料, 将一缩二乙二醇(DEG)作为致孔剂, 聚乙烯吡咯烷酮作为改性剂, N, N-

表 2 两种材料传递参数截留率和水通量参数比较
Table 2 Comparison of the reject rate and water flux of hollow fiber dialysis membrane and negative control material

材料	水体积 (mL, 15 min)	膜面积 (m ²)	水通量	白蛋白的截留率 (%)
中空纤维透析膜	1 200 ^a	1.3	3.132 ^a	> 99.99
阴性对照材料	285	1.3	0.873	> 99.99

表注: 与阴性对照材料相比, ^aP < 0.05。

表 4 动态凝血时间实验结果 (x±s)
Table 4 Results of the dynamic clotting time test

动态凝血时间(min)	中空纤维透析膜	阴性对照材料
5	0.214±0.002	0.213±0.003
10	0.198±0.008	1.943±0.027
20	0.183±0.011 ^a	0.194±0.024
40	0.138±0.058 ^a	0.153±0.064
70	0.001±0.002 ^a	0.041±0.008

表注: 与阴性对照材料相比, ^aP < 0.05。

二甲基乙酰胺作为溶剂, 利用非溶剂致相分离法制备中空纤维透析膜。制备的中空纤维透析膜断面不对称, 质量分数 17% 聚砜中间层呈大孔状结构, 而质量分数 19%, 21% 及 23% 的聚砜制备的中空纤维透析膜呈海绵状结构。制备的中空纤维透析膜透明度较高, 呈通透的透明管状, 材料呈乳白色、纤维膜束并非完整的注塑在膜盖体内。通过扫描电镜、孔隙率等考察了中空纤维透析膜的性能。本次实验中, 2 种材料在膜面积相同的情况下, 中空纤维透析膜密度, 显著低于阴性对照材料; 中空纤维透析膜孔隙率, 显著大于阴性对照材料。由此看出: 制备的中空纤维透析膜

具有较大的孔隙率, 且膜的密度相对较低, 更加符合血液透析的要求。

水通量和截留率是临床上评价膜传递特性的重要参数, 其水平高于与纤维膜表面特性关系密切, 并且与纤维膜对溶质的传递能力也有密切的关系。水通量测试则是当压力一定时, 单位时间内经过单位膜面积的水体积, 即水通量是用于描述在固定压力下单位时间内流经单位膜面积的体积流率, 能反应膜对水的渗透能力和纤维膜孔的通透性, 它是纤维膜孔径大小和孔径分布的重要参数。截留率是指特定溶质溶液经过膜时被组个下来的溶质质量占总溶质质量所占的比例, 该参数主要用于评价膜的孔径大小, 了解膜的选择性的保留性能。由于中空纤维透析膜对于血液需要保存有益物质, 包括: 白蛋白及血细胞等, 因此需要膜具备良好的截留性能, 从而能保证血液透析过程中有益物质的储存。本次实验中, 两种材料膜面积相同情况下, 白蛋白的截留率差异无显著性意义; 中空纤维透析膜水体积及水通量, 显著高于阴性对照材料。由此看出: 制备的中空纤维透析膜具有较好的水体积和水通量, 其性能更加优越。

为了进一步评价制备的中空纤维透析膜材料的血液相容性, 研究中从溶血、凝血级血小板黏附实验等方面进行血液相容性相关实验, 比较全面、真实的评价了中空纤维透析膜的性能。中空纤维透析膜平均吸光度为0.011 7, 溶血率为0.43%, 显著高于阴性对照材料的平均吸光度为0.009 1, 溶血率为0.32%; 2种材料在5, 10 min动态凝血时间差异无显著性意义; 中空纤维透析膜20, 40, 70 min动态凝血时间, 显著短于阴性对照材料。中空纤维透析膜血小板黏附率为15.31%, 与阴性对照材料15.03%相比差异无显著性意义。由此看出: 中空纤维材料具备良好的血液相容性特点, 有较好的医用价值。同时, 给予中空纤维材料制备简单便利, 反应条件温和, 能获得良好的传递特性, 能较好的满足血液透析要求, 使得该材料具有较大的发展潜力。

综上所述, 将聚砜作为膜材料, 利用非溶剂致相分离法能程控制备生物相容性较好的中空纤维透析膜, 且材料具有较好的传递效率, 具有广泛的运用前景。

作者贡献: 实验设计为第一作者和通讯作者。实验实施为第一、二、四、五作者。实验评估为第二作者和通讯作者。资料收集为第一、二作者。

利益冲突: 所有作者共同认可文章内容不涉及相关利益冲突。

伦理问题: 文章内容不涉及伦理问题。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审, 符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 王世英对研究和文章出现的不端行为承担责任。文章中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] Manga F, Lim CS, Mangena L, et al. Acute pancreatitis in peritoneal dialysis: a case report with literature review. *Eur J Gastroenterol Hepatol.* 2012;24(1):95-101.
- [2] 郭增革,程博闻,宋俊,等.聚砜砜含量对纤维素/聚砜砜中空纤维血液透析膜结构和性能的影响[J].材料科学与工程学报, 2012, 30(4):567-570.
- [3] 林晓,肖兆群,蒋挺,等.对重症急性胰腺炎患者合并胰腺感染的危险因素分析[J].当代医药论丛,2014,12(13):212-212.
- [4] 曹斌,吕德超,王家宝,等.重症急性胰腺炎早期肠功能障碍与继发胰腺感染的关系[J].中国临床保健杂志,2014,17(5):478-479.
- [5] 张卓,蒋清华,严华姿.终末期肾脏病维持性血液透析患者并发消化道出血危险因素分析[J].中国医刊,2011,46(5):54-56.
- [6] 吴兴茂,吉凯强,汪海源,等.全肠内营养对急性重症胰腺炎的胰腺坏死性感染的预防作用的研究[J].中国现代医学杂志,2013, 23(4):101-104.
- [7] 肖月,隋宾艳,赵琨.“治未病”理论在慢性肾脏病防治中的应用[J].辽宁中医药大学学报,2013,15(9):164-165.
- [8] 肖月,隋宾艳,赵琨.我国终末期肾病现状与透析技术的应用、费用及支付情况分析[J].中国卫生政策研究,2011,4(5):29-33.
- [9] 于金刚,蒋新宇,焦飞鹏,等.血液透析膜的应用及其改性研究进展[J].科技导报,2013,31(5-6):98-105.
- [10] 崔振宇,丁晓莉,李先锋.简易中空纤维超滤膜组件的制备与性能测定[J].大学化学,2013,8(4):48-52.
- [11] Zhao Longbao,Xu Zhengliang,Liu Min,et al. Preparation and characterization of PSf hollow fiber membrane from PSf-HBPEPEG400- NMP dope solution. *J Membr Sci.* 2014; 454:184-192.
- [12] Zhao LB, Liu M, Xu ZL, et al. PSf hollow fiber membrane fabricated from PSf-HBPE-PEG400-DMAc dope solutions via reverse thermally induced phase separation (RTIPS) process. *Chem Eng Sci.* 2015;137:131-139.
- [13] 雷晓慧,丁雪佳,何金迎.添加剂对聚砜膜结构和性能的影响[J].化工进展,2013,32(8):1866-1886
- [14] 郭增革,程博闻,宋俊.聚砜砜含量对纤维素/聚砜砜中空纤维血液透析膜结构和性能的影响[J].材料科学与工程学报, 2012,30(4): 567-585.
- [15] 魏宇辰,翟庆洲.MCM-41固载牛血清白蛋白复合材料的制备、表征及发光[J].人工晶体学报,2012,41(6):1614-1618.
- [16] 潘献辉,王晓楠,张艳萍.超滤膜截留性能检测用基准物质研究与应用进展[J].膜科学与技术.2013,33(2):104-108,124.
- [17] Zhang LZ. Heat and mass transfer in a randomly packed hollow fiber membrane module: a fractal model approach. *Int J Heat Mass Transf.* 2011;54(13-14): 2921-2931.
- [18] 兰薇,周结学,许风英.高通量血液透析与常规血液透析的临床疗效比较研究[J].中国医药指南,2013,15(2):262-263.
- [19] 沙广琴.高通量血液透析与常规血液透析、血液透析滤过的透析效果比较[J].中国保健营养,2013(4):1617-1618.
- [20] Liu M, Wei YM, Xu ZL, et al. Preparation and characterization of polyethersulfone microporous membrane via thermally induced phase separation with low critical solution temperature system. *J Membr Sci.* 2013;437:169-178.