



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109837598 A

(43)申请公布日 2019.06.04

(21)申请号 201910308070.6

(22)申请日 2019.04.17

(71)申请人 中国科学院长春应用化学研究所
地址 130022 吉林省长春市人民大街5625号

申请人 浙江大学

(72)发明人 刘凯 张洪杰 陈东 杨晨静

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 赵青朵

(51)Int.Cl.

D01D 5/40(2006.01)

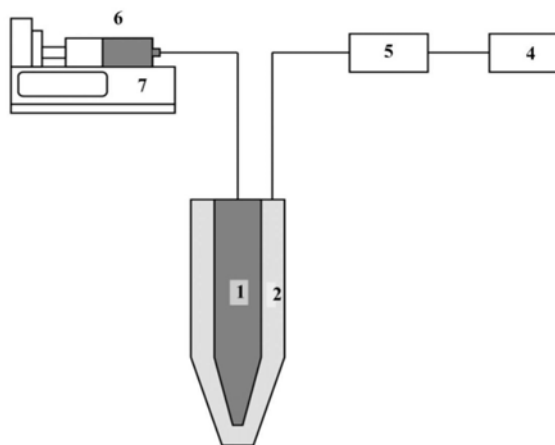
权利要求书2页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

一种微流控纺丝装置及方法

(57)摘要

本发明涉及微流控技术领域,尤其涉及一种微流控纺丝装置及方法,所述微流控纺丝装置包括:第一导气微管;设置在所述第一导气微管内部的导液微管;所述第一导气微管和导液微管同轴放置;所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管内部;所述导液微管的进口与液体注射器相连,所述第一导气微管的进口与第一空气泵相连。从所述导液微管的出液管口输出的溶液在第一导气微管输出的鞘层气体的剪切作用下形成纤维,在所述鞘层气体的聚焦作用下,提升所述溶液的连续射流的稳定性。同时,鞘层气体的预拉伸作用可以使制备的纤维具有更好的内部取向,提升纤维的力学性能。因而,本发明提供的微流控纺丝装置生产的纤维直径更小,力学性能更优。



1. 一种微流控纺丝装置,包括:
第一导气微管;
设置在所述第一导气微管内部的导液微管;
所述第一导气微管和导液微管同轴放置;所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管内部;
所述导液微管的进口与液体注射器相连,所述第一导气微管的进口与第一空气泵相连。
2. 根据权利要求1所述的微流控纺丝装置,其特征在于,所述第一导气微管的出气管口为锥形,所述导液微管的出液管口为锥形。
3. 根据权利要求1所述的微流控纺丝装置,其特征在于,所述导液微管的进口通过聚乙烯管与液体注射器的液体出口相连,所述第一导气微管的进口通过第一橡胶管与第一空气泵的气体出口相连。
4. 根据权利要求1所述的微流控纺丝装置,其特征在于,还包括注射泵和第一空气阀;
所述注射泵与液体注射器相连,用于控制液体注射器的进给速度;
在所述第一导气微管与第一空气泵之间设置有第一空气阀,用于控制第一导气微管进口处的气体流速。
5. 根据权利要求1所述的微流控纺丝装置,其特征在于,还包括第二导气微管和第二空气泵;
所述第一导气微管设置在所述第二导气微管内部;所述第二导气微管、第一导气微管和导液微管同轴放置;所述第一导气微管的出气管口位于所述第二导气微管的内部;
所述第二导气微管的进口与第二空气泵相连。
6. 根据权利要求5所述的微流控纺丝装置,其特征在于,所述第二导气微管的出气管口为锥形;
所述第二导气微管的进口通过第二橡胶管与第二空气泵的气体出口相连。
7. 根据权利要求5所述的微流控纺丝装置,其特征在于,还包括第二空气阀;
在所述第二导气微管与第二空气泵之间设置有第二空气阀,用于控制第二导气微管进口处的气体流速。
8. 一种在权利要求1所述微流控纺丝装置上进行微流控纺丝的方法,包括以下步骤:
通过液体注射器将蛋白溶液通入导液微管,控制所述液体注射器的进给速度为0.5~2mL/h;
通过第一空气泵将第一鞘气通入第一导气微管,控制第一导气微管进口处的气体流速为1~50mL/min;所述第一鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体;
从所述导液微管排出的液体经过第一鞘气的作用形成纤维。
9. 根据权利要求8所述的微流控纺丝方法,其特征在于,所述微流控纺丝装置还包括第二导气微管和第二空气泵;
所述第一导气微管设置在所述第二导气微管内部;所述第二导气微管、第一导气微管和导液微管同轴放置;所述第一导气微管的出气管口位于所述第二导气微管的内部;
所述第二导气微管的进口与第二空气泵相连;
通过第二空气泵将第二鞘气通入第二导气微管,控制第二导气微管进口处的气体流速

为3~70mL/min;所述第二鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体;

从所述导液微管排出的液体经过第一鞘气和第二鞘气的作用形成纤维,并经由第二导气微管的出气管口出丝。

一种微流控纺丝装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及微流控技术领域,尤其涉及一种微流控纺丝装置及方法。

背景技术

[0002] 微纳纤维材料是当下各个领域研究的热点,其在军事、能源、化工、医学等诸多方面已经有所应用。微纳米材料由于其本身较小的尺寸,使其具有了区别于常规尺寸材料的特殊物理化学性质。纳米纤维是纳米材料的一个重要分支,由于其具有良好的力学性能、传导效应和高比表面积等特点,受到了越来越多的重视和研究。但目前制备纳米纤维的技术如干式纺丝、湿式纺丝、静电纺丝都尚不成熟,干法纺丝产量较低,湿式纺丝工艺流程复杂,静电纺丝适用的聚合物范围较小,都存在一定的缺陷,同时,得到的纳米纤维的力学性能有待于提高,无法制备满足人们要求的纤维材料。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明要解决的技术问题在于提供一种微流控纺丝装置及方法,采用本发明的微流控纺丝装置生产的纤维直径更小、力学性能更优。

[0004] 本发明提供了一种微流控纺丝装置,包括:

[0005] 第一导气微管;

[0006] 设置在所述第一导气微管内部的导液微管;

[0007] 所述第一导气微管和导液微管同轴放置;所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管内部;

[0008] 所述导液微管的进口与液体注射器相连,所述第一导气微管的进口与第一空气泵相连。

[0009] 优选的,所述第一导气微管的出气管口为锥形,所述导液微管的出液管口为锥形。

[0010] 优选的,所述导液微管的进口通过聚乙烯管与液体注射器的液体出口相连,所述第一导气微管的进口通过第一橡胶管与第一空气泵的气体出口相连。

[0011] 优选的,还包括注射泵和第一空气阀;

[0012] 所述注射泵与液体注射器相连,用于控制液体注射器的进给速度;

[0013] 在所述第一导气微管与第一空气泵之间设置有第一空气阀,用于控制第一导气微管进口处的气体流速。

[0014] 优选的,还包括第二导气微管和第二空气泵;

[0015] 所述第一导气微管设置在所述第二导气微管内部;所述第二导气微管、第一导气微管和导液微管同轴放置;所述第一导气微管的出气管口位于所述第二导气微管的内部;

[0016] 所述第二导气微管的进口与第二空气泵相连。

[0017] 优选的,所述第二导气微管的出气管口为锥形;

[0018] 所述第二导气微管的进口通过第二橡胶管与第二空气泵的气体出口相连。

[0019] 优选的,还包括第二空气阀;

[0020] 在所述第二导气微管与第二空气泵之间设置有第二空气阀,用于控制第二导气微管进口处的气体流速。

[0021] 本发明还提供了一种在上文所述微流控纺丝装置上进行微流控纺丝的方法,包括以下步骤:

[0022] 通过液体注射器将蛋白溶液通入导液微管,控制所述液体注射器的进给速度为0.5~2mL/h;

[0023] 通过第一空气泵将第一鞘气通入第一导气微管,控制第一导气微管进口处的气体流速为1~50mL/min;所述第一鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体;

[0024] 从所述导液微管排出的液体经过第一鞘气的作用形成纤维。

[0025] 优选的,所述微流控纺丝装置还包括第二导气微管和第二空气泵;

[0026] 所述第一导气微管设置在所述第二导气微管内部;所述第二导气微管、第一导气微管和导液微管同轴放置;所述第一导气微管的出气管口位于所述第二导气微管的内部;

[0027] 所述第二导气微管的进口与第二空气泵相连;

[0028] 通过第二空气泵将第二鞘气通入第二导气微管,控制第二导气微管进口处的气体流速为3~70mL/min;所述第二鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体;

[0029] 从所述导液微管排出的液体经过第一鞘气和第二鞘气的作用形成纤维,并经由第二导气微管的出气管口出丝。

[0030] 本发明提供了一种微流控纺丝装置,包括:第一导气微管;设置在所述第一导气微管内部的导液微管;所述第一导气微管和导液微管同轴放置;所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管内部;所述导液微管的进口与液体注射器相连,所述第一导气微管的进口与第一空气泵相连。从所述导液微管的出液管口输出的溶液在第一导气微管输出的鞘层气体的剪切作用下,溶剂挥发,溶质固化,从而形成纤维,在所述鞘层气体的聚焦作用下,可以进一步提升所述溶液连续射流的稳定性。同时,鞘层气体的预拉伸作用可以使得所制备的纤维具有更好的内部取向,提升制备的纤维的力学性能。因而,本发明提供的微流控纺丝装置生产的纤维直径更小,力学性能更优。

[0031] 本发明通过模拟蜘蛛纺丝过程,采用鞘气聚焦微流控纺丝技术,利用聚焦空气流的剪切拉伸力,诱导更多蛋白折叠区的形成和取向,一步无油法制备纤维,可以显著提升纤维力学性能。

附图说明

[0032] 图1为本发明的一个实施例提供的微流控纺丝装置的结构示意图;

[0033] 图2为本发明的另一个实施例提供的微流控纺丝装置的结构示意图。

具体实施方式

[0034] 下面将结合本发明实施例,对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0035] 本发明提供了一种微流控纺丝装置,包括:

[0036] 第一导气微管；

[0037] 设置在所述第一导气微管内部的导液微管；

[0038] 所述第一导气微管和导液微管同轴放置；所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管内部；

[0039] 所述导液微管的进口与液体注射器相连，所述第一导气微管的进口与第一空气泵相连。

[0040] 结构参见图1，图1为本发明的一个实施例提供的微流控纺丝装置的结构示意图。其中，1为导液微管，2为第一导气微管，4为第一空气泵，5为第一空气阀，6为液体注射器，7为注射泵。在本发明的某些实施例中，所述导液微管1和第一导气微管2可以通过固定在载玻片上，构成微流控器件。具体的可以为：将第一导气微管2平放在载玻片上，用AB胶将第一导气微管2的管体粘结在载玻片上。所述导液微管1塞进所述第一导气微管2中。所述导液微管1和第一导气微管2构成了外管套内管的多层结构。

[0041] 本发明提供的微流控纺丝装置包括第一导气微管2。所述第一导气微管2用于输送第一鞘气。从所述导液微管1的出液管口输出的溶液在第一导气微管2输出的第一鞘气的剪切作用下，溶剂挥发，溶质固化，从而形成纤维，在所述第一鞘气的聚焦作用下，可以进一步提升所述溶液的连续射流的稳定性。同时，第一鞘气的预拉伸作用可以使得所制备的纤维具有更好的内部取向，提升制备的纤维的力学性能。

[0042] 在本发明的某些实施例中，所述第一导气微管2为圆柱形玻璃微管。在本发明的某些实施例中，所述第一导气微管的内径为550 μm 。在本发明的某些实施例中，所述第一导气微管的出液管口设置为锥形。具体的，所述锥形的锥尖方向为出气方向。在某些实施例中，所述第一导气微管的出气管口的管径为200 μm 。

[0043] 所述微流控纺丝装置还包括第一空气泵4。所述第一导气微管2的进口与第一空气泵4相连。在本发明的实施例中，所述第一导气微管的进口通过第一橡胶管与第一空气泵的气体出口相连。

[0044] 在本发明的实施例中，所述微流控纺丝装置还包括第一空气阀5。所述第一空气阀5设置在所述第一导气微管与第一空气泵之间，用于控制第一导气微管进口处的气体流速。本发明对所述第一空气阀的种类并无特殊的限制，采用本领域技术人员熟知的空气阀即可。本发明对所述第一空气泵的种类并无特殊的限制，采用本领域技术人员熟知的空气泵即可。

[0045] 本发明提供的微流控纺丝装置还包括导液微管1。所述导液微管1设置在所述第一导气微管2内部。所述导液微管1用于通入形成纤维的溶液。在本发明的实施例中，所述导液微管1为圆柱形玻璃微管。在本发明的某些实施例中，所述导液微管的内径为160 μm 。在本发明的某些实施例中，所述导液微管的出液管口设置为锥形。具体的，所述锥形的锥尖方向为出液方向。在某些实施例中，所述导液微管的出液管口的管径为80 μm 。

[0046] 本发明中，所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管内部，不包括导液微管的出液管口与第一导气微管的导气管口在同一平面的情况。具体的，从导液微管的出液管口输出的溶液进入第一导气微管，在第一导气微管的第一鞘气的剪切作用下，溶剂挥发，溶质固化，从而形成纤维，经由第一导气微管的出气管口送出。

[0047] 所述微流控纺丝装置还包括液体注射器6。所述导液微管1的进口与液体注射器6

相连。在本发明的实施例中,所述导液微管的进口通过聚乙烯管与液体注射器的出口相连。

[0048] 在本发明的实施例中,所述微流控纺丝装置还包括注射泵7。所述注射泵7与液体注射器6相连,用于推进液体注射器6,进而控制液体注射器6的进给速度。具体的,所述液体注射器夹持在所述注射泵上,通过注射泵推进液体注射器,进而将纤维溶液注射到导液微管中。本发明对所述溶液注射器6的种类并无特殊的限制,采用本领域技术人员熟知的适用于注射泵的注射器即可。在本发明的某些实施例中,所述液体注射器的螺口针筒的尺寸为3mL、5mL或10mL。本发明对所述注射泵的种类也无特殊的限制,采用本领域技术人员熟知的能够适用于液体注射器的注射泵即可。在本发明的某些实施例中,所述注射泵为LongerPump LSP01-1A微量注射泵。

[0049] 本发明中,所述第一导气微管2和导液微管1同轴放置。

[0050] 在本发明的某些实施例中,所述微流控纺丝装置还包括第二导气微管3。所述第一导气微管设置在所述第二导气微管内部,所述第二导气微管用于输送第二鞘气。结构参见图2,图2为本发明的另一个实施例提供的微流控纺丝装置的结构示意图。其中,3为第二导气微管,8为第二空气泵,9为第二空气阀。

[0051] 本发明中,所述第一导气微管2的出气管口位于所述第二导气微管3的内部,不包括第一导气微管的出气管口与第二导气微管的导气管口在同一平面的情况。具体的,从导液微管的出液管口排出的溶液先进入第一导气微管2中,再进入第二导气微管3中,经过第一鞘气和第二鞘气的作用,溶剂挥发,溶质固化,从而形成纤维,经由第二导气微管的出气管口排出。

[0052] 从所述导液微管1的出液管口排出的溶液经过第一鞘气和第二鞘气的作用形成纤维,在两层鞘气的聚焦作用下,对于进一步提升所述溶液的连续射流的稳定性有促进作用。同时,两层鞘气的预拉伸作用可以加强聚焦功能,进一步使得所制备的纤维具有更好的内部取向,进一步提升制备的纤维的力学性能。

[0053] 在本发明的某些实施例中,所述第二导气微管3为圆柱形玻璃微管。在本发明的某些实施例中,所述第二导气微管的外径为1.05mm,内径为1.5mm。在本发明的某些实施例中,所述第二导气微管的出液管口设置为锥形。具体的,所述锥形的锥尖方向为出气方向。在某些实施例中,所述第二导气微管的出气管口的管径为400 μ m。

[0054] 所述微流控纺丝装置还包括第二空气泵9。所述第二导气微管3的进口与第二空气泵9相连。在本发明的实施例中,所述第二导气微管的进口通过第二橡胶管与第二空气泵的气体出口相连。

[0055] 在本发明的实施例中,所述微流控纺丝装置还包括第二空气阀10。所述第二空气阀10设置在所述第二导气微管与第二空气泵之间,用于控制第二导气微管进口处的气体流速。本发明对所述第二空气阀的种类并无特殊的限制,采用本领域技术人员熟知的空气阀即可。本发明对所述第二空气泵的种类并无特殊的限制,采用本领域技术人员熟知的空气泵即可。

[0056] 本发明还提供了一种在上文所述微流控纺丝装置上进行微流控纺丝的方法,包括以下步骤:

[0057] 通过液体注射器将蛋白溶液通入导液微管,控制所述液体注射器的进给速度为0.5~2mL/h;

[0058] 通过第一空气泵将第一鞘气通入第一导气微管,控制第一导气微管进口处的气体流速为1~50mL/min;所述第一鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体;

[0059] 从所述导液微管排出的液体经过第一鞘气的作用形成纤维。

[0060] 在本发明的实施例中,所述蛋白溶液包括胶原蛋白溶液或牛血清蛋白溶液。所述蛋白溶液的浓度为4~30wt%。在某些实施例中,所述蛋白溶液的浓度为10wt%。

[0061] 所述液体注射器的进给速度为0.5~2mL/h。在本发明的某些实施例中,所述液体注射器的进给速度为1mL/h。

[0062] 所述第一鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体。在本发明的实施例中,所述第一鞘气为空气或氮气。第一导气微管进口处的气体流速为1~50mL/min。在本发明的某些实施例中,所述第一导气微管进口处的气体流速为10mL/min或50mL/min。

[0063] 调节导液微管中液体的流速以及第一导气微管中气体的流速,调控鞘层气体对通道内液体的剪切力,可以加快溶剂挥发和溶质固化,从而加快形成纤维。在鞘层气体的聚焦作用下,提升连续射流的稳定性;在鞘层气体的预拉伸作用下使所制备纤维具有更好的内部取向,提升纤维力学性能。

[0064] 在本发明的某些实施例中,所述微流控纺丝装置还包括第二导气微管和第二空气泵;

[0065] 所述第一导气微管设置在所述第二导气微管内部;所述第二导气微管、第一导气微管和导液微管同轴放置;所述第一导气微管的出气管口位于所述第二导气微管的内部;

[0066] 所述第二导气微管的进口与第二空气泵相连;

[0067] 通过第二空气泵将第二鞘气通入第二导气微管,控制第二导气微管进口处的气体流速为3~70mL/min;所述第二鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体;

[0068] 从所述导液微管排出的液体经过第一鞘气和第二鞘气的作用形成纤维,并经由第二导气微管的出气管口出丝,在纤维收集管中收集纤维。

[0069] 所述第二鞘气为不与蛋白溶液发生反应的气体。在本发明的实施例中,所述第二鞘气为空气或氮气。第二导气微管进口处的气体流速为3~70mL/min。在本发明的某些实施例中,所述第二导气微管进口处的气体流速为15mL/min或70mL/min。

[0070] 从所述导液微管1的出液管口排出的溶液经过第一鞘气和第二鞘气的作用形成纤维,在两层鞘气的聚焦作用下,对于进一步提升所述溶液的连续射流的稳定性有促进作用。同时,两层鞘气的预拉伸作用可以进一步使得所制备的纤维具有更好的内部取向,进一步提升制备的纤维的力学性能。

[0071] 本发明对上述所采用的原料组分的来源并无特殊的限制,可以为一般市售。

[0072] 本发明提供了一种微流控纺丝装置,包括:第一导气微管;设置在所述第一导气微管内部的导液微管;所述第一导气微管和导液微管同轴放置;所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管内部;所述导液微管的进口与液体注射器相连,所述第一导气微管的进口与第一空气泵相连。从所述导液微管的出液管口输出的溶液在第一导气微管输出的鞘层气体的剪切作用下,溶剂挥发,溶质固化,从而形成纤维,在所述鞘层气体的聚焦作用下,可以进一步提升所述溶液的连续射流的稳定性。同时,鞘层气体的预拉伸作用可以使得所制备的纤维具有更好的内部取向,提升制备的纤维的力学性能。因而,本发明提供的微流控纺丝装置生产的纤维直径更小,力学性能更优。

[0073] 实验结果表明,本发明制备的纤维的直径可以为 $50\mu\text{m}\sim 1\text{mm}$;在某些实施例中,所述纤维的直径为 $50\mu\text{m}$ 。胶原蛋白溶液形成的纤维的断裂强度可以为 $300\sim 400\text{MPa}$;在某些实施例中,所述纤维的断裂强度为 400MPa 。牛血清蛋白溶液形成的纤维的断裂强度可以为 $250\sim 300\text{MPa}$;在某些实施例中,所述纤维的断裂强度为 300MPa 。

[0074] 为了进一步说明本发明,以下结合实施例对本发明提供的一种微流控纺丝装置及方法进行详细描述,但不能将其理解为对本发明保护范围的限定。

[0075] 以下实施例中所用的原料组分均为一般市售。

[0076] 实施例1

[0077] 在图1所示的微流控纺丝装置上进行微流控纺丝,具体的:

[0078] 所述微流控纺丝装置包括:

[0079] 第一导气微管2;所述第一导气微管为圆柱形玻璃微管,所述第一导气微管的内径为 $550\mu\text{m}$,所述第一导气微管的出气管口的管径为 $200\mu\text{m}$;

[0080] 所述第一导气微管2的进口通过第一橡胶管与第一空气泵4的气体出口相连,所述第一空气阀5设置在所述第一导气微管与第一空气泵之间,用于控制第一导气微管2进口处的气体流速;

[0081] 设置在所述第一导气微管2内部的导液微管1;所述导液微管1为圆柱形玻璃微管,所述导液微管的内径为 $160\mu\text{m}$,所述导液微管的出液管口的管径为 $80\mu\text{m}$;

[0082] 所述导液微管1的进口通过聚乙烯管与液体注射器6的出口相连,所述注射泵7与液体注射器6相连,用于控制液体注射器6的进给速度;

[0083] 所述第一导气微管2和导液微管1同轴放置,所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管2内部。

[0084] 通过液体注射器将浓度为 $10\text{wt}\%$ 的胶原蛋白溶液(或牛血清蛋白溶液)通入导液微管1,控制所述液体注射器7的进给速度为 1mL/h ;通过第一空气泵将氮气通入第一导气微管,控制第一导气微管进口处的气体流速为 10mL/min ;从所述导液微管1排出的胶原蛋白溶液(或牛血清蛋白溶液)经过氮气的作用下,溶剂挥发,溶质固化,从而形成纤维。

[0085] 经检测,本实施例制备的纤维的直径为 $50\mu\text{m}$ 。胶原蛋白溶液形成的纤维的断裂强度在 $300\sim 400\text{MPa}$,牛血清蛋白溶液形成的纤维的断裂强度在 $250\sim 300\text{MPa}$ 。

[0086] 实施例2

[0087] 在图2所示的微流控纺丝装置上进行微流控纺丝,具体的:

[0088] 所述微流控纺丝装置包括:

[0089] 第二导气微管3;所述第二导气微管为圆柱形玻璃微管,所述第二导气微管的外径为 1.05mm ,内径为 1.5mm ,所述第二导气微管的出液管口的管径为 $400\mu\text{m}$;

[0090] 所述第二导气微管3的进口通过第二橡胶管与第二空气泵9的气体出口相连,所述第二空气阀10设置在所述第二导气微管与第二空气泵之间,用于控制第二导气微管3进口处的气体流速;

[0091] 设置在所述第二导气微管3内部的第一导气微管2;所述第一导气微管为圆柱形玻璃微管,所述第一导气微管的内径为 $550\mu\text{m}$,所述第一导气微管的出气管口的管径为 $200\mu\text{m}$;

[0092] 所述第一导气微管2的进口通过第一橡胶管与第一空气泵4的气体出口相连,所述第一空气阀5设置在所述第一导气微管与第一空气泵之间,用于控制第一导气微管2进口处

的气体流速；

[0093] 设置在所述第一导气微管2内部的导液微管1；所述导液微管1为圆柱形玻璃微管，所述导液微管的内径为160 μm ，所述导液微管的出液管口的管径为80 μm ；

[0094] 所述导液微管1的进口通过聚乙烯管与液体注射器6的出口相连，所述注射泵7与液体注射器6相连，用于控制液体注射器6的进给速度；

[0095] 所述第二导气微管3、第一导气微管2和导液微管1同轴放置，所述导液微管的出液管口位于所述第一导气微管2内部，所述第一导气微管2的出气管口位于所述第二导气微管3内部。

[0096] 通过液体注射器将浓度为10wt%的胶原蛋白溶液(或牛血清蛋白溶液)通入导液微管1，控制所述液体注射器7的进给速度为1mL/h；通过第一空气泵将氮气通入第一导气微管，控制第一导气微管进口处的气体流速为10mL/min；通过第二空气泵将空气通入第二导气微管，控制第二导气微管进口处的气体流速为15mL/min；从所述导液微管排出的胶原蛋白溶液(或牛血清蛋白溶液)经过氮气和空气的作用，溶剂挥发，溶质固化，形成纤维。

[0097] 经检测，本实施例制备的纤维的直径为50 μm 。胶原蛋白溶液形成的纤维的断裂强度在300~400MPa，牛血清蛋白溶液形成的纤维的断裂强度在250~300Mpa。

[0098] 对所公开的实施例的上述说明，使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的，本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下，在其它实施例中实现。因此，本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例，而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

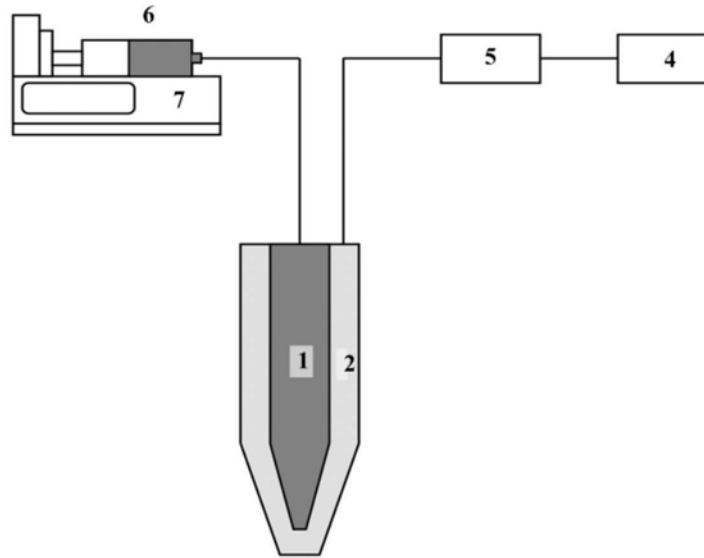


图1

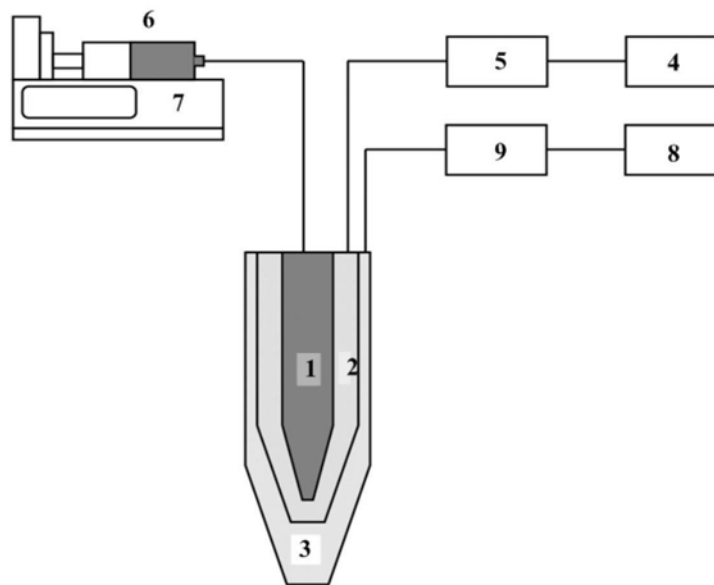


图2