

1. 一种面向血管支架结构设计的血液流动特性测试装置,包括储液罐(1)以及与储液罐(1)相连的离心泵(2),其特征在于:离心泵(2)的出口通过管路依次与比例阀(5)、流量计(6)和血管支架测试模型(8)相连通,血管支架测试模型(8)的出口通过管路与储液罐(1)相连通,所说的比例阀(5)及流量计(6)还分别与单片机(7)相连接,单片机(7)还与计算机(11)相连,离心泵(2)、比例阀(5)与单片机(7)构成了能够产生与人体血液流动相似的液体脉动源,且在血管支架测试模型(8)的一侧设置有光源(9),血管支架测试模型(8)的另一侧设置有与计算机(11)相连接的高速摄像机(10)。

2. 根据权利要求1所述的面向血管支架结构设计的血液流动特性测试装置,其特征在于:所说的储液罐(1)与离心泵(2)之间的管路上还设置有闸阀(3)。

3. 根据权利要求1所述的面向血管支架结构设计的血液流动特性测试装置,其特征在于:所说的离心泵(2)与比例阀(5)之间的管路上还设置有缓冲罐(4),缓冲罐(4)采用底部进口、顶部出口的布置方式。

面向血管支架结构设计的血液流动特性测试装置

技术领域

[0001] 本发明属于设计制造技术及测量领域,特别涉及一种面向血管支架结构设计的血液流动特性测试装置。

背景技术

[0002] 血管支架置入术是临床上治疗动脉血管狭窄的一种介入治疗方法。它主要通过球囊导管将支架送到血管病变处,使其扩张后将血管狭窄处撑大恢复到正常尺寸,保持血管腔的通畅。然而诸多研究表明支架置入后的再狭窄问题是影响支架长期使用的关键问题。目前大都认为内膜增生是支架内再狭窄发生的主要原因。

[0003] 近些年对这一问题的解决大多数从支架涂层技术,尤其是药物洗脱(主动涂层技术)方面深入研究,然而最新医学研究资料表明:与裸金属支架(BMS)相比,使用洗脱支架(DES)对抑制患者体内血栓的再形成无显著影响,因而从另一角度考虑解决此问题就显得尤为必要。近年来的一些研究发现支架植入后,血管内局部的流动层流会形成无规则的非定常流动,甚至紊流,也可能形成支架杆近心和远心两端的血流淤滞区和支架杆远心端的涡流,以及相应的切应力会发生变化。此外,支架植入后将导致该段血管与其邻接未放置支架的自然血管段产生顺应性失匹配,这样流动血液的层流间的剪切作用会明显增强,即局部切应力异常增高。普遍认为低的壁面剪应力、高的粒子滞留时间、非层流流动等血流动力学因素更容易导致内膜增生。因此,理想的支架在一定程度上应具有良好的流体动力学相容性,而此性能与支架的结构有很大关系。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种结构简单、成本较低且能够对所设计的支架植入血管后其内部的血液流动特性进行测试的实验装置。

[0005] 为了达到上述目的,本发明采用的技术方案是:包括储液罐以及与储液罐相连的离心泵,离心泵的出口通过管路依次与比例阀、流量计和血管支架测试模型相连通,血管支架测试模型的出口通过管路与储液罐相连通,所说的比例阀及流量计还分别与单片机相连接,单片机还与计算机相连,离心泵、比例阀与单片机构成了能够产生与人体血液流动相似的液体脉动源,且在血管支架测试模型的一侧设置有光源,血管支架测试模型的另一侧设置有与计算机相连接的高速摄像机。

[0006] 本发明的储液罐与离心泵之间的管路上还设置有闸阀;离心泵与比例阀之间的管路上还设置有缓冲罐,缓冲罐采用底部进口、顶部出口的布置方式。

[0007] 本发明利用离心泵将储液罐中的流体输送进实验管路中,由比例阀来调节管路中流体的流量,流量则通过高精度流量计测量,比例阀和流量计均采用单片机程序控制。之后流体进入血管支架的测试模型中,内部流体的流动特性通过高速摄像机进行拍摄,同样高速摄像机由计算机控制并完成存储和处理。从测试模型中流出的流体则通过管路送回至储液罐内,从而形成一循环流动系统。本发明通过离心泵、比例阀与单片机构成了能够产生与

人体血液流动相似的液体脉动源,单片机一方面起到控制比例阀的作用,另一方面则采集流量计的数据,并与之前的预定输入流量数据进行比较,形成一闭环控制系统,保证所需流量的准确性。这一方案相比其它采用脉动型的驱动源(如隔膜泵或凸轮机构)来说,具有调节精度高、响应速度快等优点。

附图说明

[0008] 图 1 是本发明装置的整体结构示意图。

具体实施方式

[0009] 下面结合附图对本发明作进一步的详细说明。

[0010] 参见图 1,本发明包括储液罐 1 以及与储液罐 1 相连的离心泵 2,且在储液罐 1 与离心泵 2 之间的管路上还设置有闸阀 3,离心泵 2 的出口通过管路依次与缓冲罐 4、比例阀 5、流量计 6 和血管支架测试模型 8 相连通,血管支架测试模型 8 的出口通过管路与储液罐 1 相连通,缓冲罐 4 采用底部进口、顶部出口的布置方式,比例阀 5 及流量计 6 还分别与单片机 7 相连接,单片机 7 还与计算机 11 相连,且在血管支架测试模型 8 的一侧设置有光源 9,血管支架测试模型 8 的另一侧设置有与计算机 11 相连接的调整摄像机 10。

[0011] 储液罐 1 内为甘油(35%)与水(65%)的混合物,二者混合后的溶液粘度与人体血液粘度相近,以达到真实的模拟环境。采用离心泵 2 将混合溶液输送至实验管路中,考虑到主管路所需流量较小,在离心泵回水管路里设置一闸阀 3 来调节进入主管道的流量大小。为消除离心泵带来的流体高频脉动现象,在其后设置一缓冲罐 4,采用底部进口、顶部出口的布置方式,这样可以消除实验过程中管路里的气泡。之后接入比例阀 5 并通过其开度来精确控制实验所需的实时流量,比例阀 5 的输入信号为 4-20mA 电流信号,不同的电流信号对应不同的开启程度。根据实验所需的流量特性曲线,利用单片机 7 给定比例阀 5 不同时刻的电流信号,由比例阀 5 的特性曲线将电流信号转换为阀的开度大小从而控制流量。比例阀 5 的响应时间极快,可以迅速响应单片机 7 的控制程序,产生类似于血流生理脉动流波形。在比例阀 5 后接入流量计 6 来真实测量管路中的流量大小以验证控制的正确性。实时的流量大小也利用单片机 7 采集并转换,之后输入计算机 11 中进行显示存储,并与之前的预定输入流量值进行实时比较,形成一闭环控制系统,以确保实验所需的脉动流波形。通过流量计 6 后,流体进入测试模型 8,采用光源 9 在测试模型 8 背后提供测试光线,正面设置高速摄像机 10 进行实时流场拍摄,并由计算机 11 实时控制与记录。

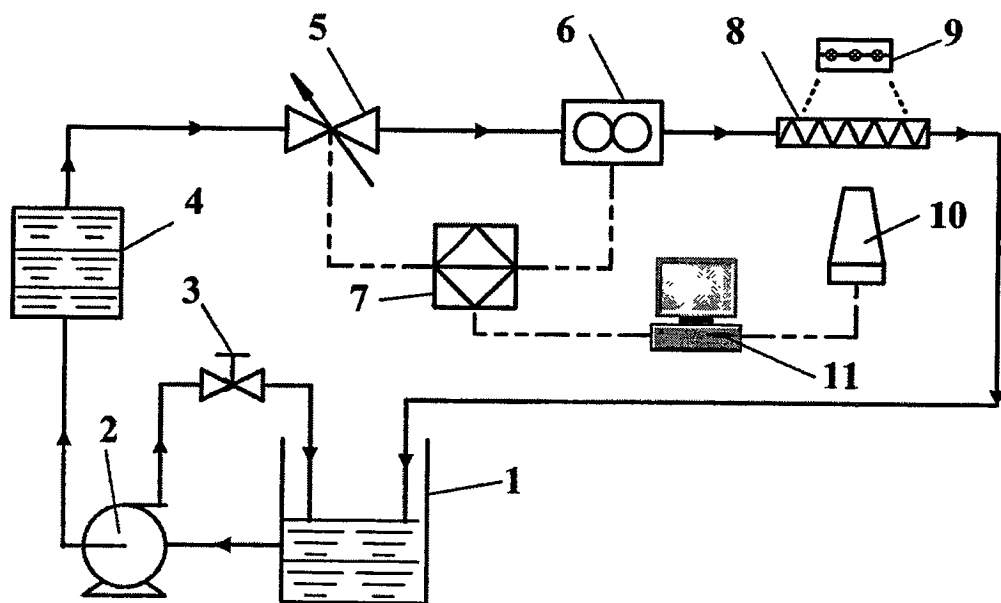


图 1