



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105597172 B

(45)授权公告日 2017.12.08

(21)申请号 201610074466.5

审查员 陈婧

(22)申请日 2016.02.02

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105597172 A

(43)申请公布日 2016.05.25

(73)专利权人 丁以群

地址 528000 广东省佛山市南海黄歧万科  
四季花城云竹轩9单元302房

(72)发明人 丁枫

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限  
公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61M 1/12(2006.01)

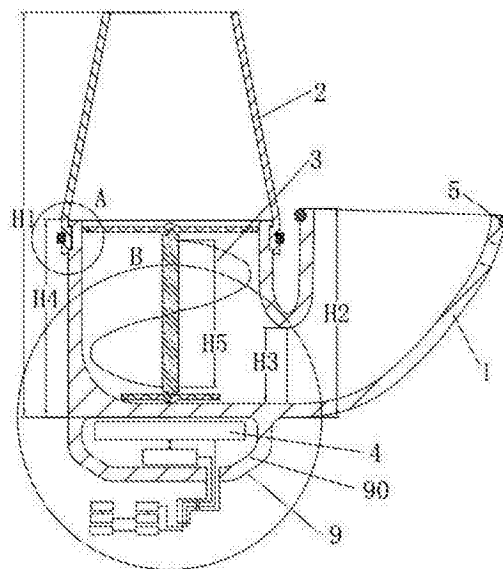
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

左心辅助装置

(57)摘要

本发明公开了一种左心辅助装置,包括连通的第一管道和第二管道、叶片以及驱动装置;所述第一管道包括连通的流入部和流出部,所述流入部的流入端面的第一中心垂线与所述流出部的流出端面的第二中心垂线之间形成 $5^{\circ}$ 至 $45^{\circ}$ 的角;所述第二管道包括流入口、流出口以及设置在所述流入口和所述流出口之间的搭接部,所述流入口可拆连接至所述流出端面,所述搭接部的流通面积大于等于所述流出口的流通面积;所述叶片转动连接至所述流出部的内部;所述流出部包括与所述流出端面相对设置的底壁,所述叶片与所述驱动装置分别设置在所述底壁的两侧,所述驱动装置用以驱动所述叶片转动。所述左心辅助装置可内置入心脏腔且不会破坏心脏结构。



1. 一种左心辅助装置,其特征在于,包括:

第一管道,包括连通的流入部和流出部,所述流入部的流入端面的中心垂线为第一垂线,所述流出部的流出端面的中心垂线为第二垂线,所述第一垂线与所述第二垂线相交且形成 $5^{\circ}$ 至 $45^{\circ}$ 的角;

第二管道,连通至所述第一管道,所述第二管道包括流入口、流出口以及设置在所述流入口和所述流出口之间的搭接部,所述流入口可拆连接至所述流出端面,所述搭接部的流通面积大于等于所述流出口的流通面积,所述流入口的流通面积大于等于所述搭接部的流通面积;

叶片,转动连接至所述流出部的内部,用以推进所述第一管道内的流体从所述流出端面流出;及

驱动装置,所述驱动装置位于所述流出部的外部,所述流出部包括与所述流出端面相对设置的底壁,所述叶片与所述驱动装置分别设置在所述底壁的两侧,所述驱动装置用以驱动所述叶片转动;

在所述流出端面的垂直方向上,所述流出部与所述第二管道的总长度为第一长度,所述流入部的长度为第二长度,所述第一长度大于所述第二长度。

2. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述流入口的中心垂线为第三垂线,所述流出口的中心垂线为第四垂线,所述第三垂线与所述第四垂线共线。

3. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述流出部包括连接所述流入部的连接端面,在所述流出端面的垂直方向上,所述连接端面的长度为第三长度,所述流出部的长度为第四长度,所述第四长度大于等于二倍的所述第三长度。

4. 如权利要求3所述的左心辅助装置,其特征在于,所述叶片在所述流出端面的垂直方向上的长度为第五长度,所述第五长度小于所述第四长度且大于等于两倍的所述第三长度。

5. 如权利要求3所述的左心辅助装置,其特征在于,所述叶片包括靠近所述底壁的第一端,所述第一端与所述底壁之间的距离为第六长度,所述第六长度小于所述第三长度。

6. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述搭接部的直径长度为第一直径,所述搭接部与所述流出口的间距为第一距离,所述第一距离大于等于二分之一的所述第一直径。

7. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述流入部设置有旁通流入口,所述旁通流入口与所述流入端面间隔设置。

8. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述流入部朝向所述流入端面的一端设置有缝合环。

9. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述左心辅助装置还包括设置在所述流出部内的支撑架和转轴,所述支撑架固定在所述流出部的内壁,并且包括相对设置的第一支架和第二支架,所述叶片围绕所述转轴设置,所述转轴的轴线垂直于所述流出端面,所述转轴转动连接在所述第一支架与所述第二支架之间。

10. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述第一管道和所述第二管道的材质均为硬质材料。

11. 如权利要求1所述的左心辅助装置,其特征在于,所述驱动装置包括电机和控制器,

所述电机用以驱动所述叶片转动,所述控制器电连接所述电机,用以调节所述电机的输出功率;

所述左心辅助装置还包括隔离壁,所述隔离壁固定至所述底壁背离所述流出端面的一侧,并与所述底壁共同形成隔离腔,所述电机位于所述隔离腔的内部。

12. 如权利要求11所述的左心辅助装置,其特征在于,所述左心辅助装置还包括第一电池组件和第二电池组件;

所述第一电池组件电连接所述电机,用以为所述电机提供电能;

所述第二电池组件对所述第一电池组件进行无线充电。

13. 如权利要求12所述的左心辅助装置,其特征在于,所述第一电池组件包括电连接的第一蓄电池和第一充电接口,所述第一蓄电池电连接所述电机;

所述第二电池组件包括电连接的第二蓄电池和第二充电接口,所述第二充电接口与所述第一充电接口之间无线连接,使所述第二蓄电池内的电能转移至所述第一蓄电池。

14. 如权利要求11所述的左心辅助装置,其特征在于,所述左心辅助装置还包括传感装置和信号处理装置;

所述传感装置用以检测所述第一管道和/或所述第二管道内的流体参数,并形成第一信号传送至所述信号处理装置;

所述信号处理装置用以接收、存储以及处理所述第一信号,并形成第二信号传送至所述控制器,使所述控制器调节所述电机的输出功率。

15. 如权利要求14所述的左心辅助装置,其特征在于,所述信号处理装置包括芯片和处理器;

所述芯片传送原始数据至所述处理器;

所述处理器接收所述原始数据、形成反馈数据,并传送所述反馈数据至所述芯片;

所述处理器包括显示屏,所述显示屏用以显示所述原始数据和/或所述反馈数据。

## 左心辅助装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种左心辅助装置。

### 背景技术

[0002] 对于左心功能衰竭的患者,在药物治疗无效的情况下,通常需要设置左心辅助装置(Left ventricular assist device),其目的包括:(一)、等待供体,为心脏移植准备;(二)、恢复心脏功能。

[0003] 目前的左心辅助装置主要包括临时性左心辅助装置和长期左心辅助装置。临时性左心辅助装置包括部分轴流泵和气囊搏动装置,其主要特点为经皮穿刺或切开、经血管置入。长期左心辅助装置包括以气动泵、离心泵以及部分轴流泵,其主要特点为开胸置入,在左心室心尖部打孔,将左心室血液引流进入长期左心辅助装置,加压后的血液经人造血管泵入主动脉。

[0004] 临时性左心辅助装置的优点在于可快速植入,驱动相对简单,适用于突发心功能衰竭的紧急抢救情况。而临时性左心辅助装置的缺点则在于:不适合长时间辅助;在颈部或腹股沟区置入,仅适于卧床患者,使用期间需要镇静;经血管送入的目标点易感染。

[0005] 长期左心辅助装置中的气动泵,优点在于耗材易于更换,驱动装置设计简单,缺点在于:驱动装置庞大,不适合置于体内,而暴露于体外的泵体和可视的泵血活动,对患者心理造成不良影响;需要管道连接心腔和主动脉,增加能耗,并容易形成血栓。长期左心辅助装置中的轴流泵,优点在于轴流泵可以内置,缺点在于:左室心尖打孔,破坏心室的完整性,对心室功能恢复产生负面影响;管道连接泵体和升主动脉;泵体虽然已经大幅度缩小,但仍然位于心脏外膜和心包之间,形成位阻,并因非生理性曲线结构而加重异物摩擦。

### 发明内容

[0006] 本发明所要解决的技术问题在于提供一种可内置于心脏腔且不会破坏心脏结构的左心辅助装置。

[0007] 为了实现上述目的,本发明实施方式采用如下技术方案:

[0008] 提供一种左心辅助装置,包括:

[0009] 第一管道,包括连通的流入部和流出部,所述流入部的流入端面的中心垂线为第一垂线,所述流出部的流出端面的中心垂线为第二垂线,所述第一垂线与所述第二垂线相交且形成 $5^{\circ}$ 至 $45^{\circ}$ 的角;

[0010] 第二管道,连通至所述第一管道,所述第二管道包括流入口、流出口以及设置在所述流入口和所述流出口之间的搭接部,所述流入口可拆连接至所述流出端面,所述搭接部的流通面积大于等于所述流出口的流通面积;

[0011] 叶片,转动连接至所述流出部的内部,用以推进所述第一管道内的流体从所述流出端面流出;及

[0012] 驱动装置,所述驱动装置位于所述流出部的外部,所述流出部包括与所述流出端

面相对设置的底壁,所述叶片与所述驱动装置分别设置在所述底壁的两侧,所述驱动装置用以驱动所述叶片转动。

[0013] 其中,所述流入口的中心垂线为第三垂线,所述流出口的中心垂线为第四垂线,所述第三垂线与所述第四垂线共线。

[0014] 其中,在所述流出端面的垂直方向上,所述流出部与所述第二管道的总长度为第一长度,所述流入部的长度为第二长度,所述第一长度大于所述第二长度。

[0015] 其中,所述流出部包括连接所述流入部的连接端面,在所述流出端面的垂直方向上,所述连接端面的长度为第三长度,所述流出部的长度为第四长度,所述第四长度大于等于二倍的所述第三长度。

[0016] 其中,所述叶片在所述流出端面的垂直方向上的长度为第五长度,所述第五长度小于所述第四长度且大于等于二倍的所述第三长度。

[0017] 其中,所述叶片包括靠近所述底壁的第一端,所述第一端与所述底壁之间的距离为第六长度,所述第六长度小于所述第三长度。

[0018] 其中,所述搭接部的直径长度为第一直径,所述搭接部与所述流出口的间距为第一距离,所述第一距离大于等于二分之一的所述第一直径。

[0019] 其中,所述流入部设置有旁通流入口,所述旁通流入口与所述流入端面间隔设置。

[0020] 其中,所述流入部朝向所述流入端面的一端设置有缝合环。

[0021] 其中,所述左心辅助装置还包括设置在所述流出部内的支撑架和转轴,所述支撑架固定在所述流出部的内壁,并且包括相对设置的第一支架和第二支架,所述叶片围绕所述转轴设置,所述转轴的轴线垂直于所述流出端面,所述转轴转动连接在所述第一支架与所述第二支架之间。

[0022] 其中,所述第一管道和所述第二管道的材质均为硬质材料。

[0023] 其中,所述驱动装置包括电机和控制器,所述电机用以驱动所述叶片转动,所述控制器电连接所述电机,用以调节所述电机的输出功率;

[0024] 所述左心辅助装置还包括隔离壁,所述隔离壁固定至所述底壁背离所述流出端面的一侧,并与所述底壁共同形成隔离腔,所述电机位于所述隔离腔的内部。

[0025] 其中,所述左心辅助装置还包括第一电池组件和第二电池组件;

[0026] 所述第一电池组件电连接所述电机,用以为所述电机提供电能;

[0027] 所述第二电池组件对所述第一电池组件进行无线充电。

[0028] 其中,所述第一电池组件包括电连接的第一蓄电池和第一充电接口,所述第一蓄电池电连接所述电机;

[0029] 所述第二电池组件包括电连接的第二蓄电池和第二充电接口,所述第二充电接口与所述第一充电接口之间无线连接,使所述第二蓄电池内的电能转移至所述第一蓄电池。

[0030] 其中,所述左心辅助装置还包括传感装置和信号处理装置;

[0031] 所述传感装置用以检测所述第一管道和/或所述第二管道内的流体参数,并形成第一信号传送至所述信号处理装置;

[0032] 所述信号处理装置用以接收、存储以及处理所述第一信号,并形成第二信号传送至所述控制器,使所述控制器调节所述电机的输出功率。

[0033] 其中,所述信号处理装置包括芯片和处理器;

- [0034] 所述芯片传送原始数据至所述处理器；
- [0035] 所述处理器接收所述原始数据、形成反馈数据，并传送所述反馈信号至所述芯片；
- [0036] 所述处理器包括显示屏，所述显示屏用以显示所述原始数据和/或所述反馈数据。
- [0037] 相较于现有技术，本发明具有以下有益效果：
- [0038] 本发明所述左心辅助装置的所述第一管道形成类似“J”型的流道，由于“J”型的流道不破坏左心室生理性曲线，因此在人体内安装所述左心辅助装置时，可以将第一管道内置于左心室内，并且所述流入端面连接心脏内二尖瓣环以实现左心辅助装置的一端的固定。同时，由于所述第二管道可拆连接至所述第一管道，与所述第一管道共同形成类似“V”型的流道，“V”型的流道亦不会破坏左心室生理性曲线，因此可以使所述第二管道的流入口置于左心室内以连接所述流出端面，所述流出口则穿过心脏内主动脉瓣环置入主动脉，所述搭接部搭靠在主动脉瓣环上以实现所述左心辅助装置的另一端的固定。综上所述，本实施例所述左心辅助装置可以实现心脏腔内置入，其流道形状符合左心室生理解剖结构，不会破坏心脏结构。

## 附图说明

- [0039] 为了更清楚地说明本发明的技术方案，下面将对实施方式中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施方式，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以如这些附图获得其他的附图。
- [0040] 图1是本发明实施例提供的一种左心辅助装置的结构示意图。
- [0041] 图2是本发明实施例提供的一种左心辅助装置的第一管道的结构示意图。
- [0042] 图3是本发明实施例提供的一种左心辅助装置的第一管道的俯视图。
- [0043] 图4是本发明实施例提供的一种左心辅助装置的第二管道的结构示意图。
- [0044] 图5是图1中A处结构的放大示意图。
- [0045] 图6是本发明实施例提供的一种左心辅助装置的第一管道内部件的结构示意图。
- [0046] 图7是本发明实施例提供的一种左心辅助装置的第一管道内部件的另一结构示意图。
- [0047] 图8是图1中B处结构的放大示意图。
- [0048] 图9是本发明实施例提供的一种左心辅助装置的信号传送流程示意图。

## 具体实施方式

[0049] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中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作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。

[0050] 请一并参阅图1至图5以及图8，本发明实施例提供一种左心辅助装置，包括连通的第一管道1和第二管道2、叶片3以及驱动装置40。所述第一管道1包括连通的流入部11和流出部12，所述流入部11的流入端面110的中心垂线为第一垂线111，所述流出部12的流出端面120的中心垂线为第二垂线121，所述第一垂线111与所述第二垂线121相交且形成角A，所述角A的大小处于 $5^{\circ}$ 至 $45^{\circ}$ 的范围内。所述第二管道2包括流入口21、流出口22以及设置在所

述流入口21和所述流出口22之间的搭接部23,所述流入口21可拆连接至所述流出端面120,所述搭接部23的流通面积大于等于所述流出口22的流通面积。所述叶片3转动连接至所述流出部12的内部,用以推进所述第一管道1内的流体(在本实施例中,主要指血液)从所述流出端面120流出。所述驱动装置40位于所述流出部12的外部,所述流出部12包括与所述流出端面120相对设置的底壁14,所述叶片3与所述驱动装置40分别设置在所述底壁14的两侧,所述驱动装置40用以驱动所述叶片3转动。

[0051] 在本实施例中,所述左心辅助装置的所述第一管道1的所述第一垂线111和所述第二垂线121相交且形成 $5^{\circ}$ 至 $45^{\circ}$ 的角A,也即所述第一管道1形成类似“J”型的流道,由于“J”型的流道不破坏左心室生理性曲线,因此在人体内安装所述左心辅助装置时,可以将第一管道1内置于左心室内,并且所述流入端面110连接心脏内二尖瓣环以实现左心辅助装置的一端的固定。同时,由于所述第一管道1和所述第二管道2连通,且所述第二管道2的流入口21可拆连接至所述流出端面120,也即所述第二管道2可拆连接至所述第一管道1,与所述第一管道1共同形成类似“V”型的流道,“V”型的流道亦不会破坏左心室生理性曲线,因此可以使所述第二管道2的流入口21置于左心室内以连接所述流出端面120,所述流出口22则穿过心脏内主动脉瓣环置入主动脉,所述搭接部23搭靠在主动脉瓣环上以实现所述左心辅助装置的另一端的固定。此时,在所述叶片3的推动下,流入左心房的肺静脉血可以顺利地由所述流入端面110流入,依次流经所述第一管道1和所述第二管道2后,自所述流出口22流进主动脉。故,本实施例所述左心辅助装置能够为左心功能衰竭的患者提供一个替代的左心室,且包括有替代流道和驱动力,用以将肺静脉回流进入左心房的血液加压泵入主动脉。综上所述,本实施例所述左心辅助装置可以实现心脏腔内置入,其流道形状符合左心室解剖结构,不会破坏心脏结构。

[0052] 进一步地,本实施例中所述左心辅助装置的“V”型流道形状类似于健康心脏的左心室处的血液流动轨迹,最优的,所述左心辅助装置内的流动轨迹与健康心脏的左心室处的血液流动轨迹一致,此时,所述叶片3仅需要很小的推动力即可以推进血液的流动,所述左心辅助装置高效、节能。

[0053] 在本实施例中,所述第二管道2的流出口22的流通面积小于主动脉的流通面积,从而使所述第二管道2不会影响冠脉灌注(也即血液可以从所述第二管道2的周边逆向流动,灌注开口于主动脉窦内的冠状动脉),此时所述搭接部23的流通面积大于等于所述流出口22的流通面积,从而使所述搭接部23能够顺利搭靠在主动脉瓣环上以实现第二管道2的固定。进一步地,设置所述流入口21的流通面积大于等于所述搭接部23的流通面积,使所述第二管道2的流通面积沿着管道内流体的流动方向平缓地减小或过渡,以减小流体阻力。

[0054] 应当理解的,本实施例中,所述第一垂线111与所述第二垂线121之间相交且形成角A,因此所述第一管道1的所述流入部11和所述流出部12大致处于同一平面,体积小,容易置入左心室,并且所述第一管道1内的血液的流动方向始终是处于相同平面的,流动路径简短,使得所述驱动装置40的效率高、能耗小,也即降低了所述左心辅助装置的能耗。所述“中心垂线”是指位于指定平面中心且垂直于指定平面的线,例如所述第一垂线111是指位于所述流入端面110中心且垂直于所述流入端面110的线,所述第二垂线121是指位于所述流出端面120中心且垂直于所述流出端面120的线。

[0055] 举例而言,请一并参阅图1至图4,所述第一管道1的所述流入部11包括邻近所述流

入端面110的一小段圆管部分113和连接至流出部12的扁管部分114,流出部12呈圆管形状,也即所述第一管道1的管道形状自所述流入端面110至流出端面120呈现如下变化:圆管—扁管—圆管,且所述扁管的流通面积并不要求恒定不变,为了使所述第一管道1内的流体所受阻力最小,上述管道的形状变化均为平缓过渡。所述流入部11的圆管部分113是为方便所述流入端面110连接至二尖瓣环;所述流入部11的扁管部分114是为了减小所述第一管道1在垂直于所述流出端面120的方向上的尺寸,也即减小所述第一管道1的体积,以为其他部件(例如驱动装置40)提供放置空间,使整个所述左心辅助装置的部件放置位置合理、紧凑,减小所述左心辅助装置的体积。所述第二管道2可拆连接至所述流出部12,所述流入口21为圆形,所述搭接部23为圆管部,所述流出口22为圆形。当然,所述第一管道1和所述第二管道2的管道形状可以依据具体应用环境的需求进行设计和变换,并不限于上述实施例所描述的形状。

[0056] 同时,请一并参阅图1和图8,在本实施例中,所述叶片3与所述驱动装置40分别设置在所述底壁14的两侧,也即所述底壁14完全分隔开所述驱动装置40与所述叶片3,所述驱动装置40无线驱动所述叶片3转动。在现有技术中,关于无线驱动已经有较多实施方式,例如电磁驱动等,本实施例参考可实现的无线驱动方式进行设计即可,此处不再累述。应当注意的是,在本实施例中,所述驱动装置40与所述叶片3之间的间距应该尽可能的小,以降低所述驱动装置40的能耗。优选的,所述驱动装置40与所述叶片3均紧靠所述底壁14设置。

[0057] 在本实施例中,所述第二管道2的所述流入口21可拆连接至所述第一管道1的流出端面120,所述可拆连接是指用于连接的连接件可拆卸,常用的例如键连接、销连接、螺纹连接和卡箍连接等。举例而言,请一并参阅图1、图2、图4以及图5,所述流出部12的外壁邻近所述流出端面120的位置处设置有凹槽123,所述第二管道2的内壁邻近所述流入口21的位置处设置有凸起24,所述凸起24卡入所述凹槽123形成连接件,并在所述连接件外套设紧固环,使所述第二管道2固定至所述第一管道1。

[0058] 进一步地,所述第一管道1的所述流入部11朝向所述流入端面110的一端(例如所述流入部11的圆管部分113)设置有缝合环5,所述缝合环5的内圈缝合或者卡套在所述流入部11上,所述缝合环5的外圈用以缝合至心脏的二尖瓣环,从而使所述第一管道1的一端固定至心脏。所述缝合环5采用具有生物相容性、不可吸收的编织材料,例如可用于缝合的涤纶。举例而言,请一并参阅图1和图2,所述流入部11的外壁靠近所述流入端面110的位置处设置有一凹陷区115,所述缝合环5卡合在所述凹陷区115内以实现与所述流入部11的固定。

[0059] 进一步地,为了使所述左心辅助装置内的流体沿最佳流动轨迹流动,设置所述第一管道1与所述第二管道2的材质均为硬质材料,也即所述第一管道1与所述第二管道2在所述流体的压力下不发生形变或者很微小的形变,从而使流体能够沿着预定的流道轨迹流动,以所述左心辅助装置的能耗。优选的,所述第一管道1与所述第二管道2可采用轻质钛金属,其质量轻且具有很好的刚度。

[0060] 进一步地,可以在所述第一管道1和所述第二管道2的表面进行涂层,所述涂层采用抗血栓物质,以减少血栓的形成。优选的,所述涂层可采用聚四氟乙烯涂层。

[0061] 进一步地,请一并参阅图1、图2、图4以及图5,所述第二管道2的所述流入口21的中心垂线为第三垂线210,所述流出口22的中心垂线为第四垂线220,所述第三垂线210与所述第四垂线220共线。举例而言,所述第二管道2包括圆台管道,所述圆台的上底为所述流出口



22,圆台的下底为所述流入口21,所述搭接部23为圆台中位于上底与下底之间的一个平行于上底的平面。在本实施例中,所述流出口22代表所述第二管道2的流出平面,所述流入口21代表所述第二管道2的流入平面,因此所述第三垂线210是位于所述流入口21中心且垂直于所述流入口21的线,所述第四垂线220是位于所述流出口22中心且垂直于所述流出口22的线。

[0062] 进一步地,请一并参阅图1、图2、图4以及图5,在所述流出端面120的垂直方向上,所述流出部12与所述第二管道2的总长度为第一长度H1,所述流入部11的长度为第二长度H2,所述第一长度H1大于等于所述第二长度H2,故而保证所述左心辅助装置的流道(由所述第一管道1与所述第二管道2共同形成)的一端可以连接至二尖瓣环、另一端可以固定在主动脉瓣环上。

[0063] 进一步地,请一并参阅图1和图2,所述流出部12包括连接所述流入部11的连接端面15,在所述流出端面120的垂直方向上,所述连接端面15的长度为第三长度H3,所述流出部12的长度为第四长度H4,所述第四长度H4大于等于二倍的所述第三长度H3,使得所述第一管道1内的流体在所述流出部12内被充分加压。应当理解的是,本发明实施例所述“连接端面15”可理解为所述流出部12的流入口所在的平面。在本发明描述中,将位于所述流入部11与所述流出部12的衔接区域的多个平面中的、流通面积最小的面定义为所述连接端面15。

[0064] 进一步地,请一并参阅图1和图2,所述叶片3在所述流出端面120的垂直方向上的长度为第五长度H5,所述第五长度H5小于所述第四长度H4且大于等于两倍的所述第三长度H3,使得所述叶片3具有足够长的推进区域。优选的,所述第四长度H4大于等于三分之二的所述第五长度H5,也即所述流出部14的长度仅需要略大于或者等于所述叶片2的长度即可。

[0065] 进一步地,请一并参阅图1、图2以及图8,所述叶片3包括靠近所述底壁14的第一端33,所述第一端33与所述底壁14之间的距离为第六长度H6,所述第六长度H6小于等于所述第三长度H3。也即所述第一端33距离所述底壁14的距离很小,从而能够降低所述驱动装置40的能耗,最佳的,所述驱动装置40与所述叶片3均紧靠所述底壁14设置。此时,所述第一管道1内的血液自所述流入部11直接进入所述叶片3的推进区域(叶片3旋转区域均为其推进区域),减少了所述流体的流程,降低了所述流体阻力,所述驱动装置40能耗降低,所述左心辅助装置的效率升高。

[0066] 进一步地,请参阅图4,所述第二管道2的所述搭接部23的直径长度为第一直径D,所述搭接部23与所述流出口22的间距为第一距离S,所述第一距离S大于等于二分之一的所述第一直径D。当所述第二管道2安装至患者的心脏腔内时,患者的主动脉瓣可以顺利地搭在所述第二管道2上,且不会堵塞所述流出口22。应当理解的,当所述搭接部23为圆形横截面时,所述第一直径D即为所述圆形横截面的直径的长度;当所述搭接部23为非圆形横截面时,所述第一直径D即为所述非圆形横截面的水力直径的长度。

[0067] 进一步地,请一并参阅图1至图3,所述流入部11设置有旁通流入口1321,所述旁通流入口1321与所述流入端面110间隔设置,也即所述旁通流入口1321与所述流入端面110相互独立。当所述左心辅助装置置于所述左心室内时,所述左心室内的血液会在负压的作用下,通过所述旁通流入口1321流入所述流入部11,从而避免左心室内血液淤积导致左心室膨胀。应当理解的,所述旁通流入口1321可以设置有多个,且其位置可以依据患者的心脏情

况进行调节。例如,所述旁通流入口1321可以设置在所述流入部11的靠近所述流入端面110的一端。

[0068] 进一步地,请一并参阅图1、图2以及图6,所述左心辅助装置还包括设置在所述流出部12内的支撑架31和转轴32,所述支撑架31固定在所述流出部12的内壁,所述支撑架31包括相对设置的第一支架311和第二支架312,所述叶片3围绕所述转轴32设置,所述转轴32的轴线320垂直于所述流出端面120(优选的,所述轴线320与所述第二中心垂线121共线),所述转轴32卡设在所述第一支架311与所述第二支架312之间。

[0069] 在本实施例中,所述转轴32的轴线320垂直于所述流出端面120,也即所述叶片3的推进力方向垂直于所述流出端面120,所述第一管道1内的流体在很小的叶片3的推进力下即能够顺利地自所述流出端面120喷射出,使得所述左心辅助装置能耗小、更节能。当然,可以对所述叶片3的形状进行合理设计,使其具有更大的推进力,同时减小血流对所述流出部12侧壁的冲击,以减小损耗。

[0070] 本实施例中,请一并参阅图1、图6以及图7,所述第一支架311包括第一环部3111和第一辐条3112,所述第一辐条3112设置在所述第一环部3111的内圆的任一条直径的位置处,所述第一辐条3112的中部设置有第一凹槽3113;所述第二支架312包括第二环部3121和第二辐条3122,所述第二辐条3122设置在所述第二环部3121的内圆的任一条直径的位置处,所述第二辐条3122的中部设置有第二凹槽3123。所述转轴32的两端分别形成有第一凸起321和第二凸起322,所述第一凸起321和所述第二凸起322分别卡在所述第一凹槽3113和所述第二凹槽3123内。因此,所述转轴32卡设在所述第一支架311和所述第二支架312之间,避免了所述转轴32和所述叶片3来回摆动和上下位移。所述支撑架31还包括定位支架313,所述定位支架313连接所述第一支架311和所述第二支架312,用以固定所述第一支架311和所述第二支架312之间的间距。进一步地,所述第一凹槽3113与所述第二凹槽3123之间的最大间距(例如两个凹槽底部之间)大于所述转轴32的总长度,所述第一凹槽3113与所述第二凹槽3123之间的最小间距(例如两个凹槽的边缘之间)小于所述转轴32的总长度,从而使所述转轴32具有微小的相对移动空间,使得所述转轴32和所述叶片3在转动或者运行过程中具有一定的自调节空间,有利于所述转轴32和所述叶片3根据所述第一管道1内流体的流动情况进行调整,具有缓冲和优化能力。

[0071] 在本实施例中,所述叶片3及所述转轴32均采用硬质材料,优选轻质钛金属材料。所述转轴32中空设计以减轻质量,降低能耗。

[0072] 进一步地,请一并参阅图1和图8,所述左心辅助装置的所述驱动装置40包括电机4和控制器6,所述电机4用以驱动所述叶片3转动;所述控制器6电连接所述电机4,用以调节所述电机4的输出功率。在本实施例中,所述电机4与所述叶片3分别设置在所述底壁14的两侧,也即所述底壁14完全分隔开所述电机4与所述叶片3,所述电机4无线驱动所述叶片3转动。在现有技术中,关于无线驱动已经有较多实施方式,例如电磁驱动等,本实施例参考可实现的无线驱动方式进行设计即可,此处不再累述。应当注意的是,在本实施例中,所述电机4与所述叶片3之间的间距应该尽可能的小,以降低所述电机4的能耗。优选的,所述电机4与所述叶片3均紧靠所述底壁14设置。

[0073] 进一步地,请一并参阅图1、图2以及图8,所述左心辅助装置还包括隔离壁9,所述隔离壁9固定至所述底壁14背离所述流出端面120的一侧,并与所述底壁14共同形成隔离腔

90,所述电机4置于所述隔离腔90内。优选的,所述控制器6也置于所述隔离腔90内。所述隔离腔90为密封的腔室,当所述左心辅助装置安装至人体时,所述隔离壁9同样内置于左心室内,所述隔离壁9将所述电机4和所述控制器6与心脏内的血液相隔离,提高了所述左心辅助装置的生物相容性,同时保障了所述电机4与所述控制器6具有良好的使用环境、提高其使用寿命。应当注意的是,在本发明中,所述第一管道1与所述隔离壁9在设计时均采用圆弧或斜坡等过渡式的设计,避免使用直角或出现突兀的凸起部,以防止形成血栓。

[0074] 进一步地,请一并参阅图1和图8,所述左心辅助装置还包括第一电池组件71和第二电池组件72。所述第一电池组件71电连接所述电机4,用以为所述电机4提供电能。所述第二电池组件72对所述第一电池组件71进行无线充电。

[0075] 在本实施例中,所述第一电池组件71包括电连接的第一蓄电池711与第一充电接口712,所述第一蓄电池711电连接所述电机4。所述第二电池组件72包括电连接的第二蓄电池721和第二充电接口722。所述第一充电接口712与所述第二充电接口722之间无线连接,使所述第二蓄电池721内的电能转移至所述第一蓄电池711。

[0076] 当所述左心辅助装置安装至人体时,所述第一电池组件71置于体内、所述第二电池组件72置于体外。所述第一电池组件71通过电线连接至电机4,所述第一电池组件71置于心脏外,埋设在皮下即可(腹部为佳)。所述第二电池组件72设置在一个腰带上,使用者佩戴腰带后,所述第二电池组件72正对所述第一电池组件71。所述第二电池组件72对所述第二电池组件72进行无线充电,所述无线充电参考可实现的无线充电方式即可。

[0077] 进一步地,请一并参阅图1、图8和图9,所述的左心辅助装置还包括传感装置100和信号处理装置200。所述传感装置100用以检测所述第一管道1和/或所述第二管道2内的流体参数,并形成第一信号S1传送至所述信号处理装置200。所述信号处理装置200用以接收、存储以及处理所述第一信号S1,并形成第二信号S2传送至所述控制器6,使所述控制器6调节所述电机4的输出功率。应当理解是的,本实施例所述流体参数包括但不限于压力、粘度、流速、温度、密度等。所述传感装置100可以依据需求,同时设置有多个传感器以检测多个不同的参数,或者在所述第一管道1与所述第二管道2的多个位置同时安装多个传感器以检测多个不同位置的同一个参数。进一步地,所述传感装置100也可以同时检测所述叶片3和/或所述电机4的工作参数,例如转速、功率等,同时传送相关数据至所述信号处理装置200,以获得更为理想的第二信号S2,从而提高所述电机4的工作效率、降低所述左心辅助装置的能耗。当然,所述传感装置100也可以依据具体需求检测其他参数。

[0078] 进一步地,请一并参阅图1、图8和图9,所述左心辅助装置的所述信号处理装置200包括芯片81和处理器82。所述芯片81传送原始数据S3至所述处理器82。所述处理器82接收所述原始数据S3、形成反馈数据S4,并传送所述反馈数据S4至所述芯片81。所述处理器82包括显示屏821,所述显示屏821用以显示所述原始数据S3和/或所述反馈数据S4。

[0079] 在本实施例中,所述芯片81和所述处理器82均具有信号处理能力,而所述处理器82更具有修改所述芯片81内部数据/程序的能力,以使所述信号处理装置200依据使用者的身体状态变化(静息或运动状态、血管阻力变化等)进行合理调整,使所述左心辅助装置符合患者实时的生理状态,同时还可延长电池续航时间、延长所述左心辅助装置的使用寿命等。同时,本实施例中所述显示屏821更是能够直观地表达出使用者的身体情况和所述左心辅助装置的工作状态,有助于诊断和治疗使用者。

[0080] 当所述左心辅助装置安装至人体时,所述控制器6和所述芯片81置于体内。所述芯片81通过数据线连接至所述控制器6,所述第一芯片81置于心脏外,埋设在皮下即可(腹部为佳)。所述处理器82可以集成设置在设置有第二电池组件72的腰带上,使用者佩戴腰带后,所述处理器82正对所述芯片81。所述处理器82与所述芯片81双向无线传送数据。

[0081] 同时,所述显示屏821可以设置在所述腰带的外表面,使用者可以直接观看所述显示屏821的显示图像。

[0082] 以上对本发明实施例进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

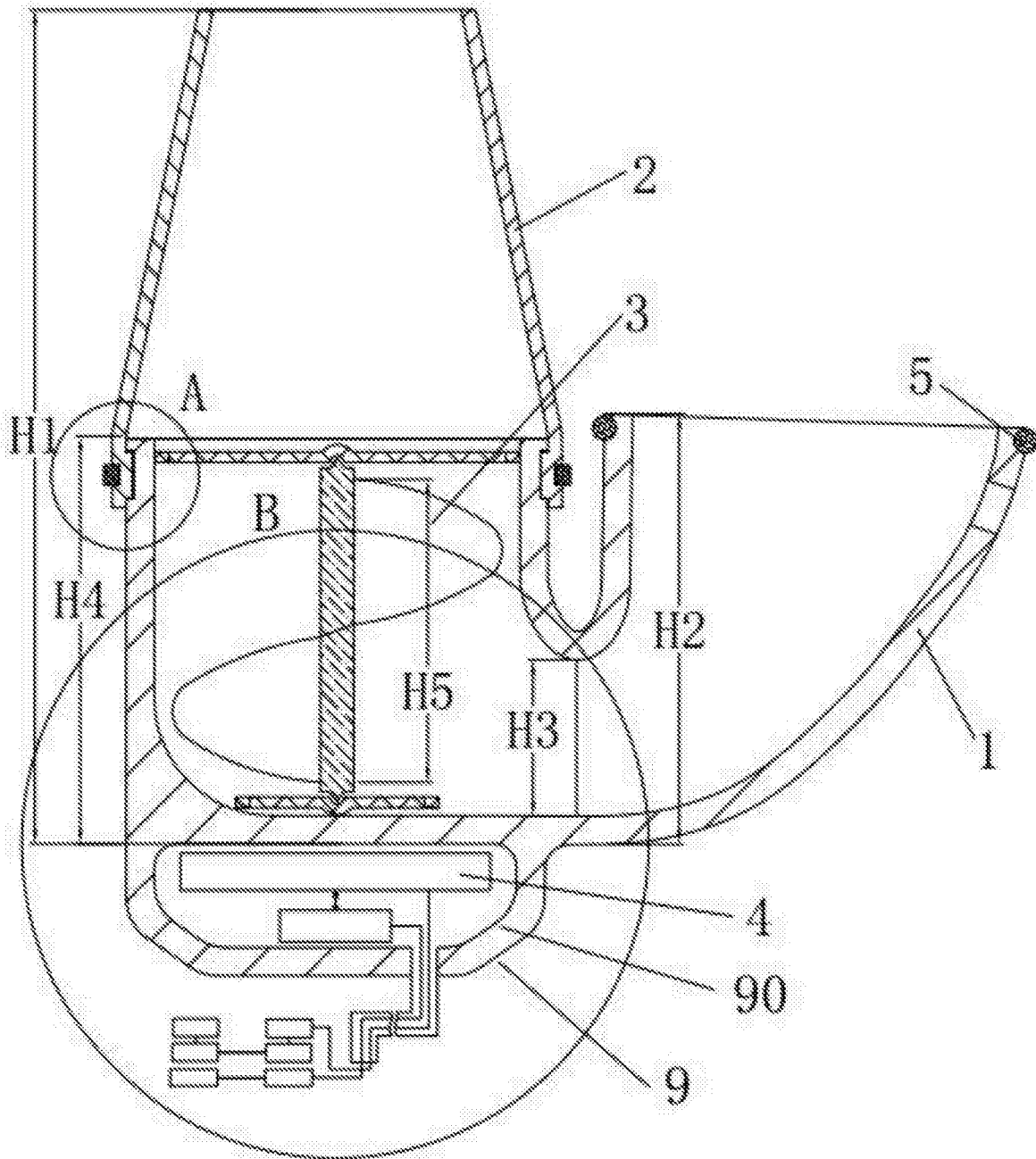


图1

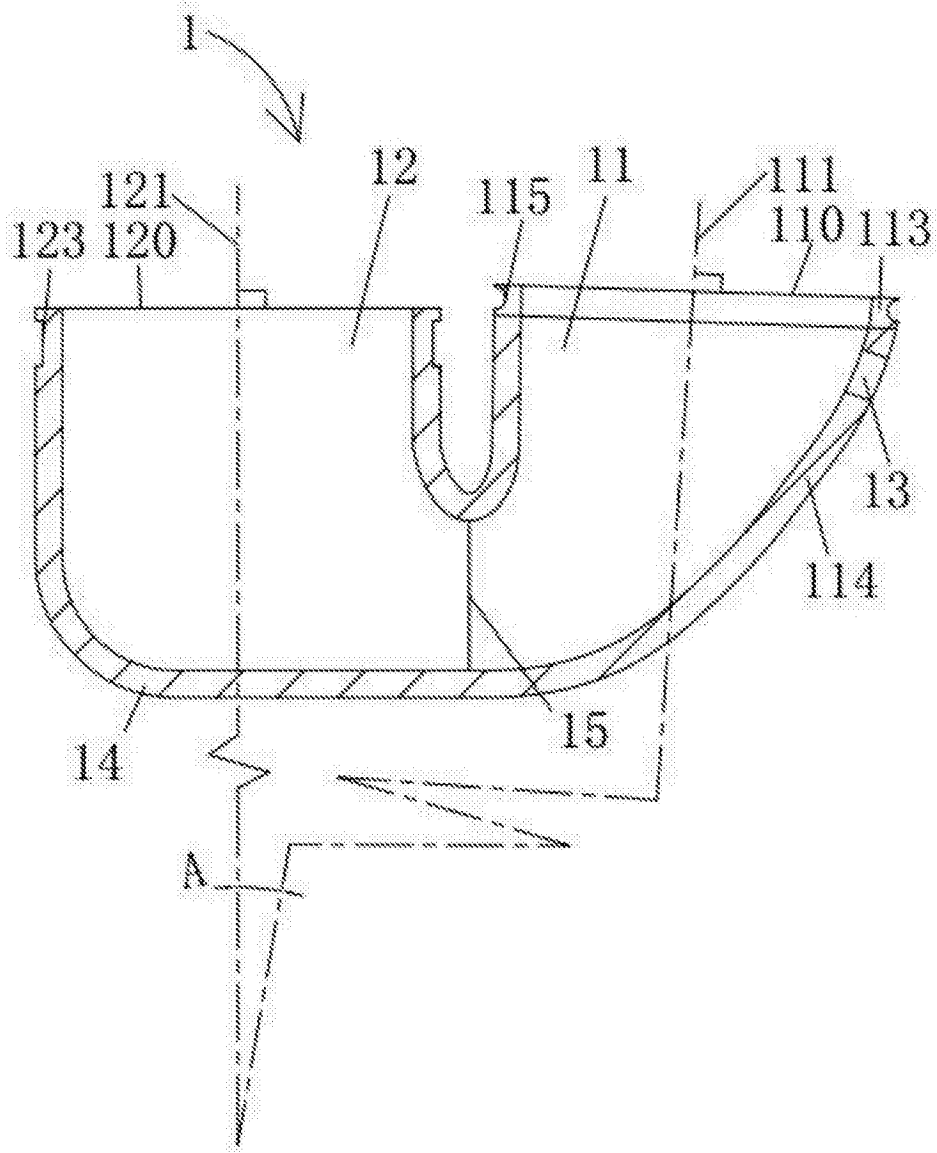


图2

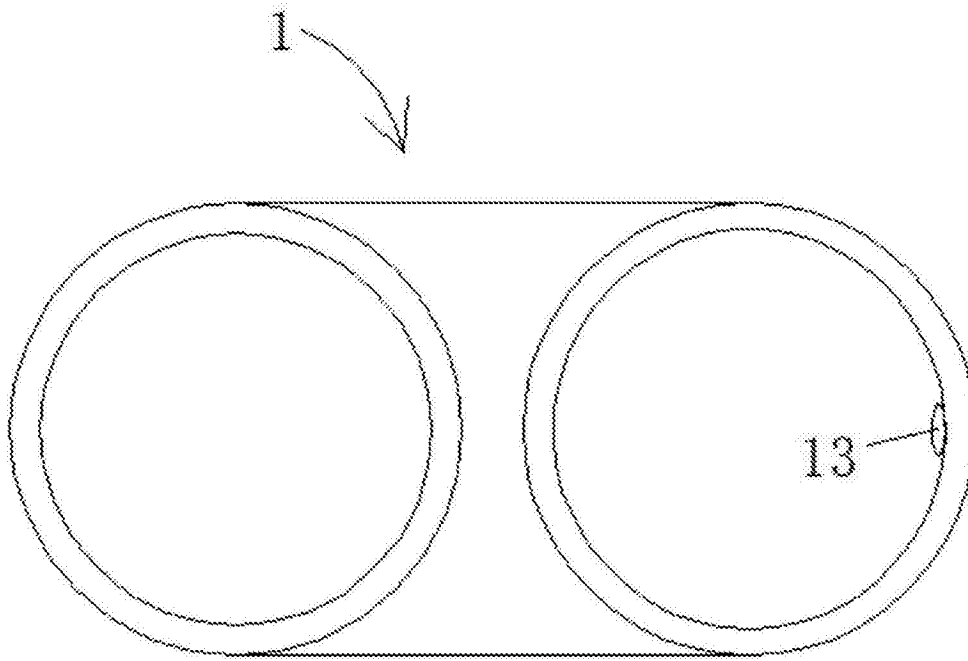


图3

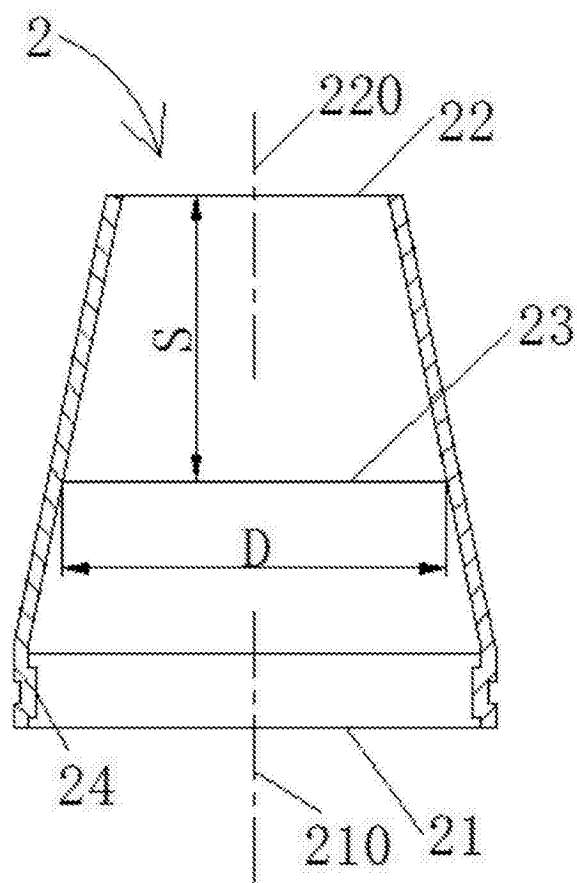


图4

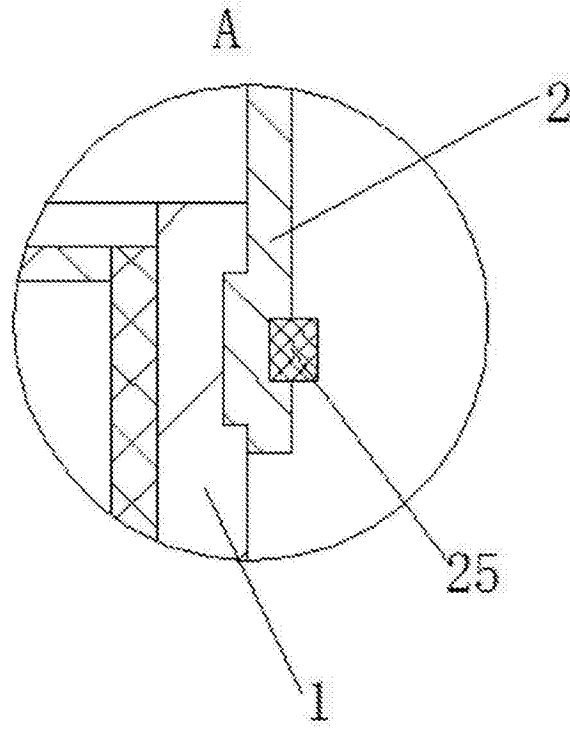


图5



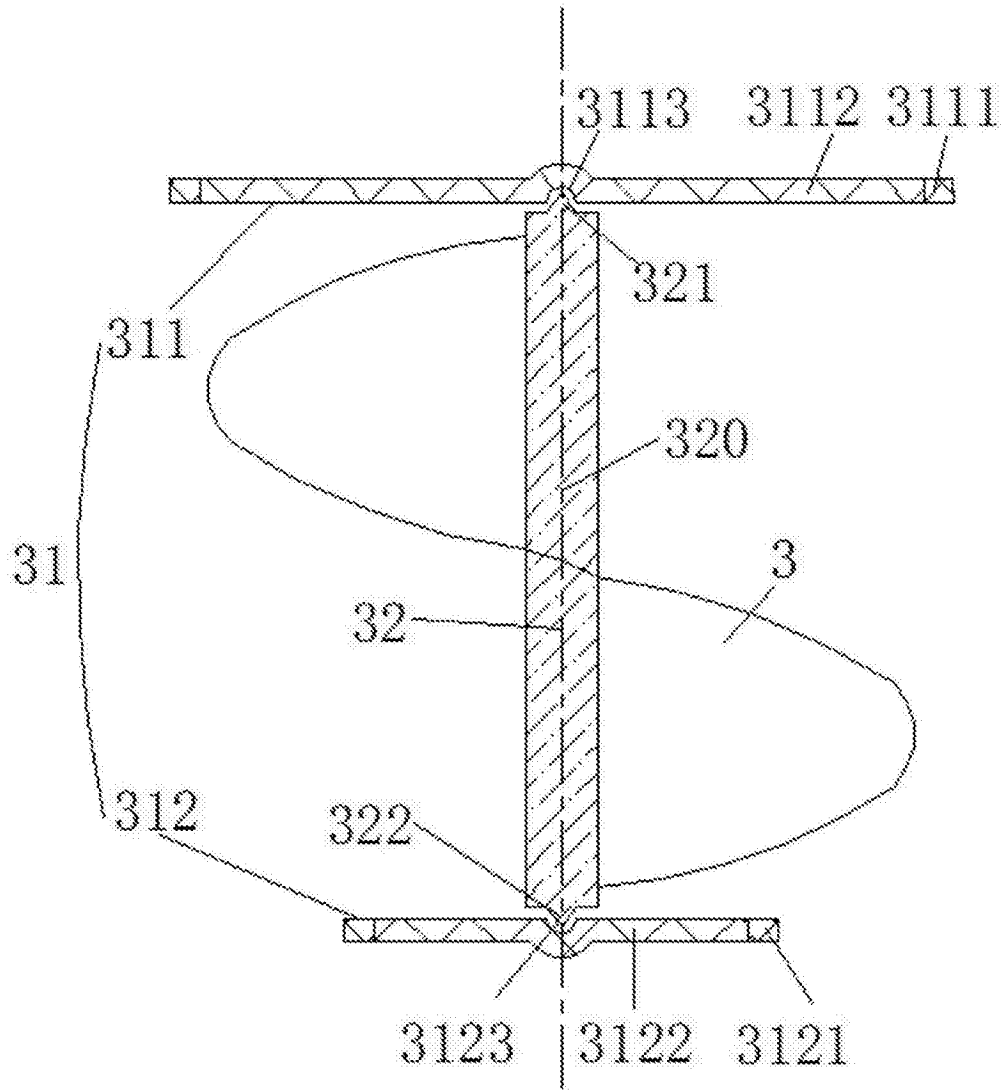


图6

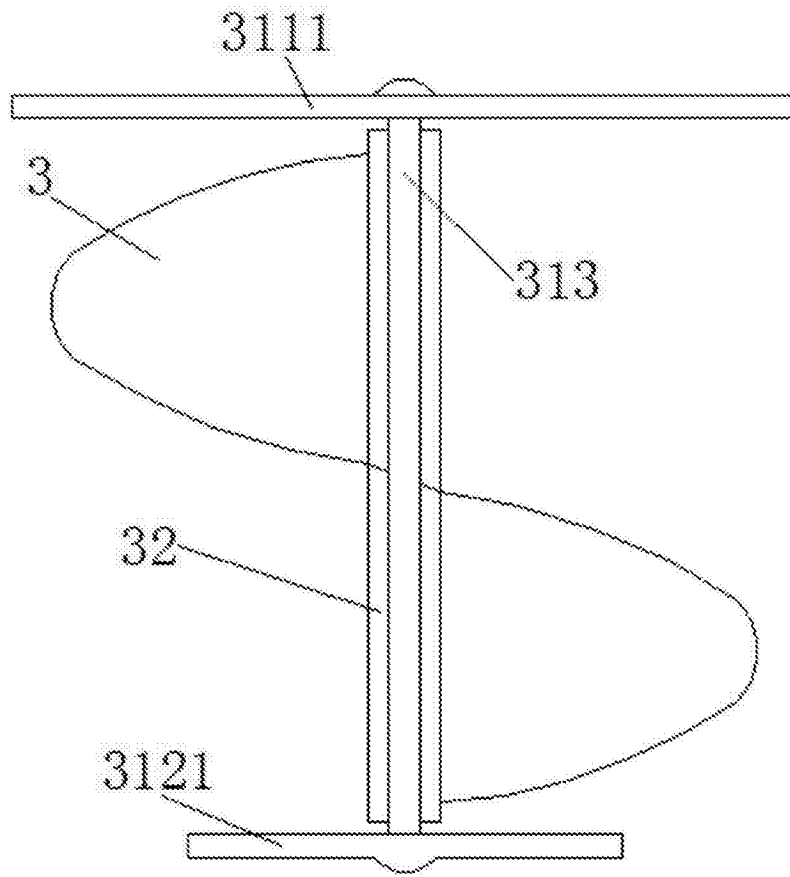


图7

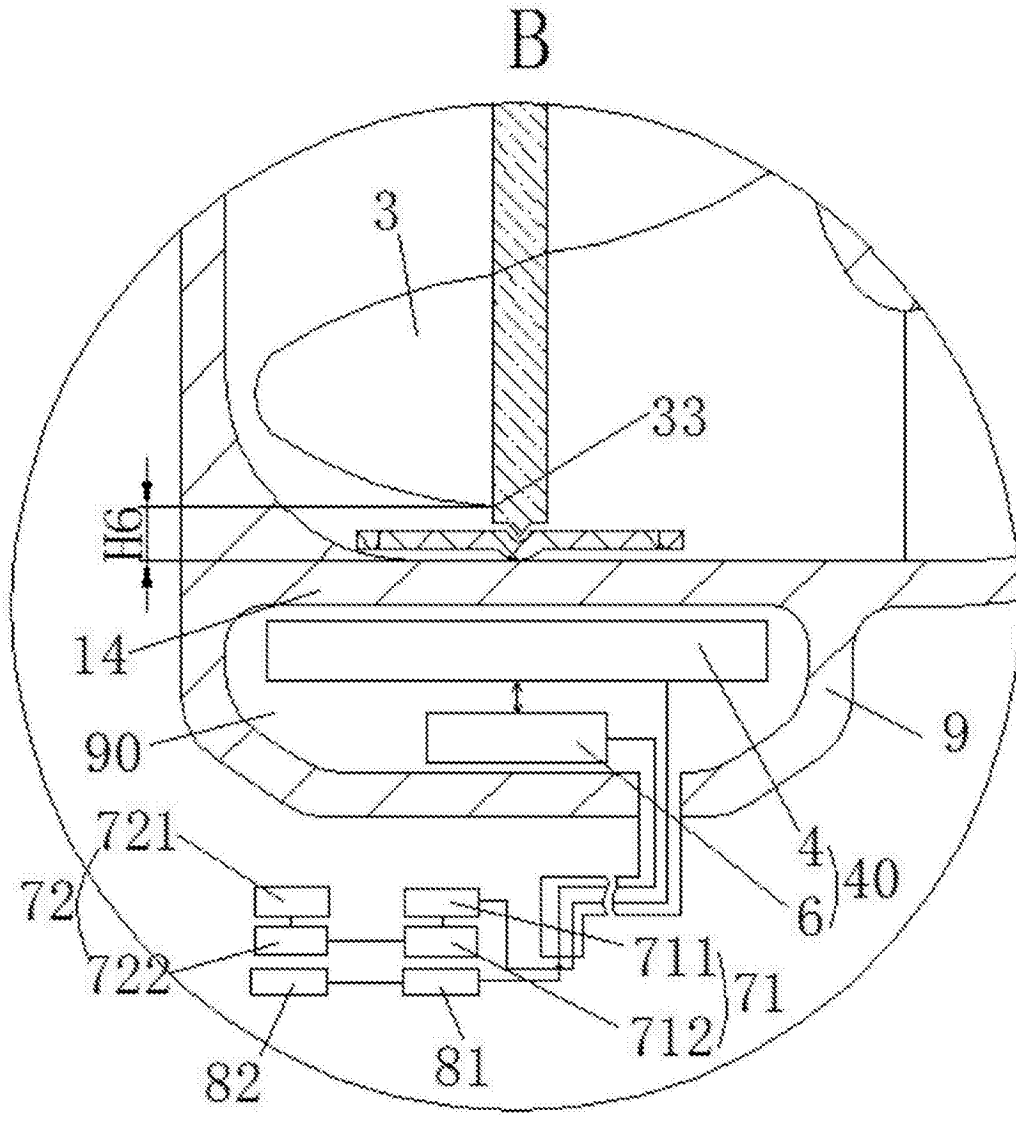


图8

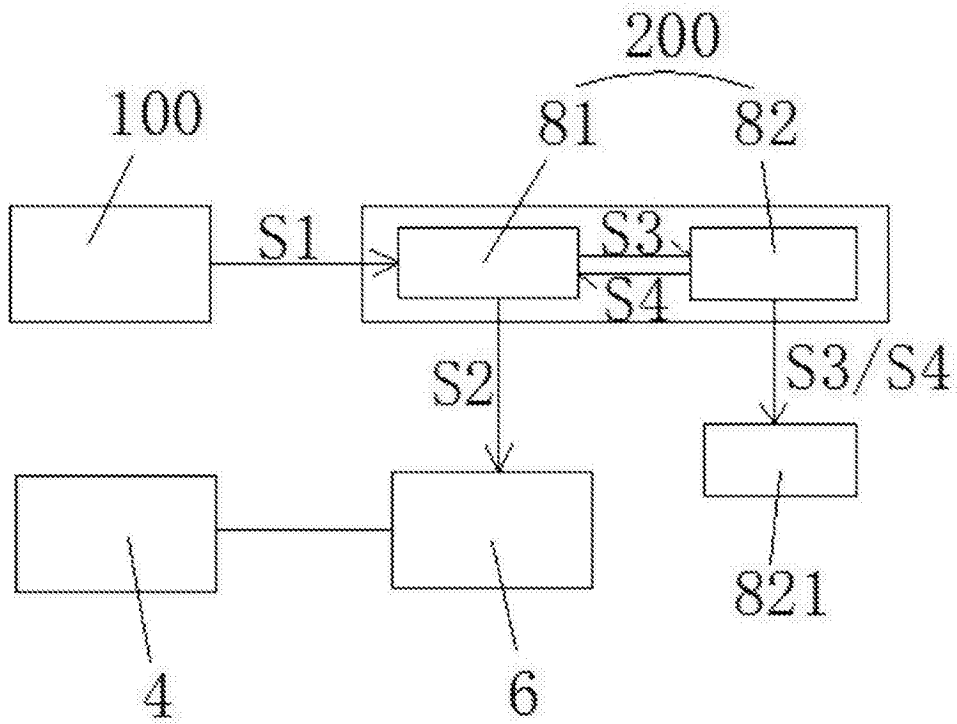


图9