



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105816926 A

(43)申请公布日 2016.08.03

(21)申请号 201610293870.1

(22)申请日 2016.05.05

(71)申请人 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 广州三环专利代理有限公司
44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51) Int. Cl.

A61M 1/10(2006.01)

A61M 1/12(2006.01)

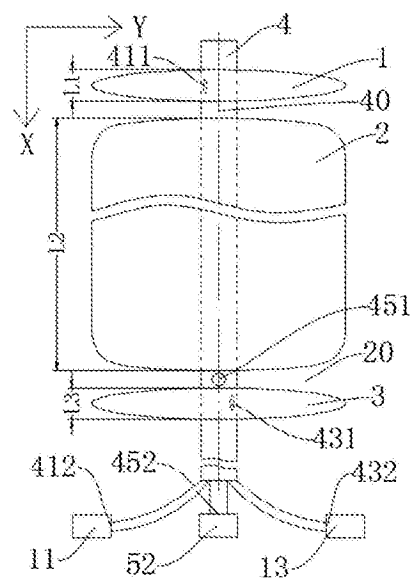
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

心脏辅助装置

(57)摘要

本发明公开了一种心脏辅助装置,包括:彼此独立的第一球囊、第二球囊和第三球囊,第一球囊与第三球囊之间形成中间腔,第二球囊置于中间腔内;彼此独立的第一气管、第二气管和第三气管,分别连通第一球囊、第二球囊和第三球囊;第一驱动装置、第二驱动装置和第三驱动装置,分别用以对第一球囊、第二球囊和第三球囊充气或抽气;及控制装置,用于控制第一驱动装置、第二驱动装置以及第三驱动装置,使心脏辅助装置循环实现第一状态和第二状态,第一状态为第一球囊和第二球囊收缩、第三球囊膨胀,流体流入中间腔,第二状态为第一球囊膨胀、第三球囊膨胀或收缩、第二球囊逐渐膨胀以推动流体流出中间腔。本发明所述心脏辅助装置用以辅助心脏做功。



1. 一种心脏辅助装置,其特征在于,包括:

彼此独立的第一球囊、第二球囊和第三球囊,所述第一球囊与所述第三球囊之间形成中间腔,所述第二球囊置于所述中间腔内;

彼此独立的第一气管、第二气管和第三气管,所述第一气管的一端连通所述第一球囊,所述第二气管的一端连通所述第二球囊,所述第三气管的一端连通所述第三球囊;

第一驱动装置,所述第一驱动装置连接所述第一气管的另一端,用以对所述第一球囊充气或抽气,使所述第一球囊膨胀或收缩;

第二驱动装置,所述第二驱动装置连接所述第二气管的另一端,用以对所述第二球囊充气或抽气,使所述第二球囊膨胀或收缩;

第三驱动装置,所述第三驱动装置连接所述第三气管的另一端,用以对所述第三球囊充气或抽气,使所述第三球囊膨胀或收缩;及

控制装置,所述控制装置用于控制所述第一驱动装置、所述第二驱动装置以及所述第三驱动装置,使所述心脏辅助装置循环实现第一状态和第二状态,所述第一状态为所述第一球囊和所述第二球囊收缩、所述第三球囊膨胀,流体流入所述中间腔,所述第二状态为所述第一球囊膨胀、所述第三球囊膨胀或收缩、所述第二球囊逐渐膨胀以推动所述流体流出所述中间腔。

2. 如权利要求1所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述心脏辅助装置还包括:

第一导管,所述第一导管的一端位于所述第一球囊远离所述第二球囊的一侧;

第二导管,所述第二导管的一端位于所述第一球囊与所述第二球囊之间或者所述第二球囊与所述第三球囊之间;

第三导管,所述第三导管的一端位于所述第三球囊远离所述第二球囊的一侧;

第一测压装置,所述第一测压装置连接所述第一导管的另一端,用以检测所述第一导管的一端的压力;

第二测压装置,所述第二测压装置连接所述第二导管的另一端,用以检测所述第二导管的一端的压力;及

第三测压装置,所述第三测压装置连接所述第三导管的另一端,用以检测所述第一导管的一端的压力;

所述第一测压装置、所述第二测压装置以及所述第三测压装置均连接所述控制装置。

3. 如权利要求2所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述心脏辅助装置还包括中心管,所述第一球囊、所述第二球囊和所述第三球囊各自围绕所述中心管设置,所述第一气管、所述第二气管、所述第三气管、所述第一导管、所述第二导管以及所述第三导管均设置在所述中心管的内部。

4. 如权利要求3所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述第一球囊在第一方向上的长度为第一长度,所述第一方向平行于所述中心管的轴线,所述第一球囊在第二方向上的外径长度为第一外径,所述第二方向垂直于所述第一方向,所述第一外径大于所述第一长度;

所述第二球囊在所述第一方向上的长度为第二长度,且在所述第二方向上的外径长度为第二外径,所述第二外径小于所述第二长度;

所述第三球囊在所述第一方向上的长度为第三长度,且在所述第二方向上的外径长度为第三外径,所述第三外径大于所述第三长度。

5. 如权利要求4所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述第一长度大于等于3mm且小于等于10mm,所述第一外径大于等于10mm且小于等于25mm;

所述第二长度大于等于200mm且小于等于350mm,所述第二外径大于等于10mm且小于等于25mm;

所述第三长度大于等于3mm且小于等于10mm,所述第三外径大于等于10mm且小于等于25mm。

6. 如权利要求3所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述中心管的外表面设置显影线,所述显影线沿所述中心管的轴线方向延伸。

7. 如权利要求3所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述中心管开设有彼此独立的多个连通孔,所述第一气管的一端、所述第二气管的一端、所述第三气管的一端、所述第一导管的一端、所述第二导管的一端以及所述第三导管的一端一一对应地固定至所述多个连通孔。

8. 如权利要求7所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述中心管开设有相互独立的多个通孔,所述第一气管的另一端、所述第二气管的另一端、所述第三气管的另一端、所述第一导管的另一端、所述第二导管的另一端以及所述第三导管的另一端一一对应地穿过所述多个通孔。

9. 如权利要求2所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述第一驱动装置包括相连接的第一气泵和第一控制器,所述第一气泵连接所述第一气管的另一端,所述第一控制器连接所述控制装置,所述第一控制器用以控制所述第一气泵提供的充气量或抽气量;

所述第二驱动装置包括相连接的第二气泵和第二控制器,所述第二气泵连接所述第二气管的另一端,所述第二控制器连接所述控制装置,所述第二控制器用以控制所述第二气泵提供的充气量或抽气量;

所述第三驱动装置包括相连接的第三气泵和第三控制器,所述第三气泵连接所述第三气管的另一端,所述第三控制器连接所述控制装置,所述第三控制器用以控制所述第三气泵提供的充气量或抽气量。

10. 如权利要求9所述的心脏辅助装置,其特征在于,所述控制装置包括处理器,所述处理器接收、处理所述第一测压装置形成的第一压力值、所述第二测压装置形成的第二压力值以及所述第三测压装置形成的第三压力值,并形成控制信号;

所述信号处理装置传送所述控制信号至所述第一控制器、所述第二控制器以及所述第三控制器,用以调节所述第一球囊、所述第二球囊和所述第三球囊内的气体体积。

心脏辅助装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种心脏辅助装置。

背景技术

[0002] “主动脉内球囊反搏”(Intra-aortic Balloon Pump, IABP),作为一种临时性心脏辅助装置,广泛应用于临床,主要用于患者在进行心脏外科术后出现的低心排综合症或急性心肌梗塞,以增加冠脉血供,降低心脏氧耗,达到氧供与氧需的平衡。其工作原理为:在心脏收缩期,球囊回缩,左心室后负荷下降,减轻心脏耗氧量;在心脏舒张期,球囊膨胀,提高舒张压,增加冠脉血供,从而增加心脏氧供。但是,就严格的意义来说,IABP并不能称为心脏辅助装置(尤其是左心辅助装置),IABP球囊的膨胀导致血流双向运动,在改善冠脉灌注方面有出色的表现,但不能形成生理性单向血流,因此在辅助心脏做功方面,效率较低。

发明内容

[0003] 本发明所要解决的技术问题在于提供一种用于辅助心脏做功的心脏辅助装置。

[0004] 为了实现上述目的,本发明实施方式采用如下技术方案:

[0005] 提供一种心脏辅助装置,包括:

[0006] 彼此独立的第一球囊、第二球囊和第三球囊,所述第一球囊与所述第三球囊之间形成中间腔,所述第二球囊置于所述中间腔内;

[0007] 彼此独立的第一气管、第二气管和第三气管,所述第一气管的一端连通所述第一球囊,所述第二气管的一端连通所述第二球囊,所述第三气管的一端连通所述第三球囊;

[0008] 第一驱动装置,所述第一驱动装置连接所述第一气管的另一端,用以对所述第一球囊充气或抽气,使所述第一球囊膨胀或收缩;

[0009] 第二驱动装置,所述第二驱动装置连接所述第二气管的另一端,用以对所述第二球囊充气或抽气,使所述第二球囊膨胀或收缩;

[0010] 第三驱动装置,所述第三驱动装置连接所述第三气管的另一端,用以对所述第三球囊充气或抽气,使所述第三球囊膨胀或收缩;及

[0011] 控制装置,所述控制装置用于控制所述第一驱动装置、所述第二驱动装置以及所述第三驱动装置,使所述心脏辅助装置循环实现第一状态和第二状态,所述第一状态为所述第一球囊和所述第二球囊收缩、所述第三球囊膨胀,流体流入所述中间腔,所述第二状态为所述第一球囊膨胀、所述第三球囊膨胀或收缩、所述第二球囊逐渐膨胀以推动所述流体流出所述中间腔。

[0012] 其中,所述心脏辅助装置还包括:

[0013] 第一导管,所述第一导管的一端位于所述第一球囊远离所述第二球囊的一侧;

[0014] 第二导管,所述第二导管的一端位于所述第一球囊与所述第二球囊之间或者所述第二球囊与所述第三球囊之间;

[0015] 第三导管,所述第三导管的一端位于所述第三球囊远离所述第二球囊的一侧;

[0016] 第一测压装置,所述第一测压装置连接所述第一导管的另一端,用以检测所述第一导管一端的压力;

[0017] 第二测压装置,所述第二测压装置连接所述第二导管的另一端,用以检测所述第二导管一端的压力;及

[0018] 第三测压装置,所述第三测压装置连接所述第三导管的另一端,用以检测所述第一导管一端的压力;

[0019] 所述第一测压装置、所述第二测压装置以及所述第三测压装置均连接所述控制装置。

[0020] 其中,所述心脏辅助装置还包括中心管,所述第一球囊、所述第二球囊和所述第三球囊各自围绕所述中心管设置,所述第一气管、所述第二气管、所述第三气管、所述第一导管、所述第二导管以及所述第三导管均设置在所述中心管的内部。

[0021] 其中,所述第一球囊在第一方向上的长度为第一长度,所述第一方向平行于所述中心管的轴线,所述第一球囊在第二方向上的外径长度为第一外径,所述第二方向垂直于所述第一方向,所述第一外径大于所述第一长度;

[0022] 所述第二球囊在所述第一方向上的长度为第二长度,且在所述第二方向上的外径长度为第二外径,所述第二外径小于所述第二长度;

[0023] 所述第三球囊在所述第一方向上的长度为第三长度,且在所述第二方向上的外径长度为第三外径,所述第三外径大于所述第三长度。

[0024] 其中,所述第一长度大于等于3mm且小于等于10mm,所述第一外径大于等于10mm且小于等于25mm;

[0025] 所述第二长度大于等于200mm且小于等于350mm,所述第二外径大于等于10mm且小于等于25mm;

[0026] 所述第三长度大于等于3mm且小于等于10mm,所述第三外径大于等于10mm且小于等于25mm。

[0027] 其中,所述中心管的外表面设置显影线,所述显影线沿所述中心管的轴线方向延伸。

[0028] 其中,所述中心管开设有彼此独立的多个连通孔,所述第一气管的一端、所述第二气管的一端、所述第三气管的一端、所述第一导管的一端、所述第二导管的一端以及所述第三导管的一端一一对应地固定至所述多个连通孔。

[0029] 其中,所述中心管开设有相互独立的多个通孔,所述第一气管的另一端、所述第二气管的另一端、所述第三气管的另一端、所述第一导管的另一端、所述第二导管的另一端以及所述第三导管的另一端一一对应地穿过所述多个通孔。

[0030] 其中,所述第一驱动装置包括相连接的第一气泵和第一控制器,所述第一气泵连接所述第一气管的另一端,所述第一控制器连接所述控制装置,所述第一控制器用以控制所述第一气泵提供的充气量或抽气量;

[0031] 所述第二驱动装置包括相连接的第二气泵和第二控制器,所述第二气泵连接所述第二气管的另一端,所述第二控制器连接所述控制装置,所述第二控制器用以控制所述第二气泵提供的充气量或抽气量;

[0032] 所述第三驱动装置包括相连接的第三气泵和第三控制器,所述第三气泵连接所述

第三气管的另一端,所述第三控制器连接所述控制装置,所述第三控制器用以控制所述第三气泵提供的充气量或抽气量。

[0033] 其中,所述控制装置包括处理器,所述处理器接收、处理所述第一测压装置形成的第一压力值、所述第二测压装置形成的第二压力值以及所述第三测压装置形成的第三压力值,并形成控制信号;

[0034] 所述信号处理装置传送所述控制信号至所述第一控制器、所述第二控制器以及所述第三控制器,用以调节所述第一球囊、所述第二球囊和所述第三球囊内的气体体积相较于现有技术,本发明具有以下有益效果:

[0035] 本发明所述心脏辅助装置通过所述第一球囊、所述第二球囊以及所述第三球囊的配合动作,使所述心脏辅助装置循环实现第一状态和第二状态,进而辅助患者自体心脏完成以下动作:患者血液自其心脏(通常为左心室)流向所述中间腔,而后由所述第二球囊的膨胀动作提供血液流动的动力,使所述中间腔内的血液继续流向患者身体的其他部位。简而言之,患者自体心脏(通常为左心室)提供第一动力使血液自其心脏流向所述中间腔,所述心脏辅助装置提供第二动力使所述中间腔内的血液继续流向患者身体的其他部位,患者自体心脏与所述心脏辅助装置循环地依次做功,以使患者体内的血液进行正常地循环流动。因此,本实施例所述心脏辅助装置可以辅助患者心脏进行做功,避免产生由于患者自体心脏做功的不足而产生患者身体的其他部分得不到充足血供的问题。

附图说明

[0036] 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。

[0037] 图1是本发明实施例提供的一种心脏辅助装置的正视结构示意图。

[0038] 图2是本发明实施例提供的一种心脏辅助装置的后视结构示意图。

[0039] 图3是本发明实施例提供的一种心脏辅助装置的部分结构安装至患者动脉内的结构示意图。

[0040] 图4是本发明实施例提供的一种心脏辅助装置的中心管的正视结构示意图。

[0041] 图5是图4所示中心管的C-C处的结构示意图。

[0042] 图6是本发明实施例提供的一种心脏辅助装置的中心管的仰视结构示意图。

[0043] 图7是本发明实施例提供的一种心脏辅助装置的部分信号流程示意图。

具体实施方式

[0044] 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。

[0045] 请一并参阅图1至图3、图5以及图7,本发明实施例提供一种心脏辅助装置,包括:彼此独立的第一球囊1、第二球囊2和第三球囊3,彼此独立的第一气管41、第二气管42和第三气管43,第一驱动装置11、第二驱动装置12、第三驱动装置13以及控制装置6。其中,所述

第一球囊1与所述第三球囊3之间形成中间腔20,所述第二球囊置于所述中间腔20内。所述第一气管41的一端411连通所述第一球囊1,所述第二气管42的一端421连通所述第二球囊2,所述第三气管43的一端431连通所述第三球囊3。所述第一驱动装置11连接所述第一气管41的另一端412,用以对所述第一球囊1充气或抽气,使所述第一球囊1膨胀或收缩;所述第二驱动装置12连接所述第二气管42的另一端422,用以对所述第二球囊2充气或抽气,使所述第二球囊2膨胀或收缩;所述第三驱动装置13连接所述第三气管43的另一端432,用以对所述第三球囊3充气或抽气,使所述第三球囊3膨胀或收缩。所述控制装置6用于控制所述第一驱动装置11、所述第二驱动装置12以及所述第三驱动装置13,使所述心脏辅助装置循环实现第一状态和第二状态,所述第一状态为所述第一球囊1和所述第二球囊2收缩、所述第三球囊3膨胀,流体流入所述中间腔20,所述第二状态为所述第一球囊1膨胀、所述第三球囊1膨胀或收缩、所述第二球囊2逐渐膨胀以推动所述流体流出所述中间腔20。

[0046] 具体而言,当本实施例所述心脏辅助装置使用时,所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3安装至患者的主动脉100内,所述第一球囊1靠近患者心脏设置、所述第三球囊3远离患者心脏设置,所述第二球囊2置于所述第一球囊1与所述第三球囊3之间,且所述第一球囊1与所述第三球囊3在膨胀状态下均可隔断主动脉100内的流道,并形成靠近心脏的近心腔101、远离心脏的远心腔103以及所述近心腔101与所述远心腔103之间的过渡腔102(此时,所述过渡腔102即为所述中间腔20),所述第一球囊1收缩时,所述近心腔101连通所述过渡腔102,所述第三球囊3收缩时,所述远心腔103连通所述过渡腔102。所述第一气管41、所述第二气管42和所述第三气管43自患者体内延伸到患者体外,所述第一驱动装置11、所述第二驱动装置12以及所述第三驱动装置13放置于患者体外,一一对应地对所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3充气或抽气。所述控制装置6也置于患者体外,连接并控制所述第一驱动装置11、所述第二驱动装置12以及所述第三驱动装置13,使所述心脏辅助装置循环实现第一状态和第二状态,所述第一状态为所述第一球囊1和所述第二球囊2收缩、所述第三球囊3膨胀,流体流入所述过渡腔102(也即所述中间腔20),所述第二状态为所述第一球囊1膨胀、所述第三球囊3膨胀或收缩、所述第二球囊2逐渐膨胀以推动所述流体流出所述过渡腔102(也即所述中间腔20)。

[0047] 举例而言:本实施例所述心脏辅助装置配合患者自体心脏的心动周期进行工作。当心脏开始收缩时,所述心脏辅助装置处于所述第一状态:所述第三球囊3保持膨胀状态以隔断所述过渡腔102和所述远心腔103,所述第一球囊1与所述第二球囊2逐渐缩小(防止因过快缩小而导致非心脏血液的逆向流动、例如头部血液),使心脏(通常为左心室)流出的血液流经所述近心腔101后逐渐进入所述过渡腔102。当心脏收缩结束后,所述心脏辅助装置处于所述第二状态:所述第一球囊1膨胀以隔断所述近心腔101以及所述过渡腔102,所述第二球囊2逐渐膨胀以使所述过渡腔102内的血液流出。此时,如果所述第三球囊3保持膨胀状态,则所述过渡腔102内的血液流向连通所述过渡腔102的血管;如果所述第三球囊3收缩,则所述过渡腔102内的血液部分流向连通所述过渡腔102的血管、部分流向连通所述远心腔103的血管,因此可以通过控制所述第三球囊3的动作时间和状态来调节所述过渡腔102内的血液的分配情况。以上即为所述心脏辅助装置的一个工作周期的动作,依此不断循环实现所述第一状态和所述第二状态。

[0048] 综上所述,本实施例所述心脏辅助装置通过所述第一球囊1、所述第二球囊2以及

所述第三球囊3的配合动作,使所述心脏辅助装置循环实现第一状态和第二状态,进而辅助患者自体心脏完成以下动作:患者血液自其心脏(通常为左心室)流向所述过渡腔102(也即所述中间腔20),而后由所述第二球囊2的膨胀动作提供血液流动的动力,使所述过渡腔102(也即所述中间腔20)内的血液继续流向患者身体的其他部位。简而言之,患者自体心脏(通常为左心室)提供第一动力使血液自其心脏流向所述过渡腔102(也即所述中间腔20),所述心脏辅助装置提供第二动力使所述过渡腔102(也即所述中间腔20)内的血液继续流向患者身体的其他部位,患者自体心脏与所述心脏辅助装置循环地依次做功,以使患者体内的血液进行正常地循环流动。因此,本实施例所述心脏辅助装置可以辅助患者心脏进行做功,避免产生由于患者自体心脏做功的不足而产生患者身体的其他部分得不到充足血供的问题。

[0049] 进一步地,所述心脏辅助装置还可以包括第三状态,所述第三状态处于所述第二状态与所述第一状态之间,所述第三状态为:当所述第二球囊2完全膨胀后,所述第三球囊3完全膨胀,此时所述第一球囊1仍保持膨胀状态,使所述近心腔101保持较高和较长时间的高舒张压状态,以保证心肌血供。所述第一状态、所述第二状态以及所述第三状态共同形成所述心脏辅助装置的一个工作周期。

[0050] 应当理解的是,本实施例所述心脏辅助装置主要用于辅助患者的左心室进行做功,因此本实施例所述心脏辅助装置也可称为左心辅助装置。

[0051] 同时,应当注意到,本实施例所述心脏辅助装置在辅助患者心脏做功时,不仅可以进行部分辅助,当患者的左心室无法做功时,也可以进行完全辅助。具体地说:如果患者的心脏可以进行部分做功,当心脏开始收缩时,所述心脏收缩的正压(主要动力)和所述第二球囊2收缩后产生的负压(辅助动力)同时使心脏内血液流向所述过渡腔102,所述心脏辅助装置进行部分辅助;如果患者的心脏无法进行做功,当心脏开始收缩时,所述第二球囊2收缩后产生的负压(主要动力)使心脏内血液流向所述过渡腔102,所述心脏辅助装置进行完全辅助。当所述心脏辅助装置进行完全辅助时,应当使所述第二球囊2的可膨胀或收缩的体积尽可能地大,使其做功越大。

[0052] 当然,本实施例所述心脏辅助装置也可以完成类似于现有技术中主动脉100内球囊反搏装置的动作,以增加冠脉血供,降低心脏氧耗,达到氧供与氧需的平衡。例如:在心脏收缩期,所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3均保持收缩状态,左心室后负荷下降,减轻心脏耗氧量;在心脏舒张期,所述第一球囊1膨胀,提高所述近心腔101处舒张压,增加冠脉血供,从而增加心脏氧供。进一步的,所述心脏辅助装置也可以交替地进行辅助心脏做功和增加冠脉血供的动作。

[0053] 在本实施例中,第一驱动装置11、第二驱动装置12以及第三驱动装置13的充气动作和充气量是可以按照比例进行调节的,也即所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3的收缩或膨胀动作均可以是完全的或者部分的。所述近心腔101、所述过渡腔102与所述远心腔103之间的连通关系包括但不限于上述实施例所述情况,可以通过调节所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3在患者体内的安装位置,以及所述近心腔101、所述过渡腔102与所述远心腔103之间的连通关系(也即所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3的收缩或膨胀动作),使得所述心脏辅助装置能够适用于不同的患者的各身体部位的血供需求情况。例如,可以通过调节所述第二球囊2与所述第三球囊3的位置,使患者的肾和腹腔脏器连通所述过渡腔102,患者的下肢连通所述远心腔103,通过调节所述

第三球囊3的膨胀时间点和膨胀程度,以适当牺牲下肢血供,换取肾血供和腹腔脏器血供的保证。

[0054] 进一步地,请一并参考图1至图5和图7,所述心脏辅助装置还包括:第一导管44、第二导管45、第三导管46、第一测压装置51、第二测压装置52以及第三测压装置53。其中,所述第一导管44的一端441位于所述第一球囊1远离所述第二球囊2的一侧,也即所述第一导管44的一端441位于所述近心腔101,使所述第一导管44连通所述近心腔101;所述第二导管45的一端451位于所述第一球囊1与所述第二球囊2之间或者所述第二球囊2与所述第三球囊3之间,也即所述第二导管45的一端451位于所述过渡腔102,使所述第二导管45连通所述过渡腔102;所述第三导管46的一端461位于所述第三球囊3远离所述第二球囊2的一侧,也即所述第三导管46的一端461位于所述远心腔103,使所述第三导管46连通所述远心腔103。同时,所述第一测压装置51连接所述第一导管44的另一端442,用以检测所述第一导管44的一端441的压力,也即通过所述第一导管44检测所述近心腔101的压力;所述第二测压装置52连接所述第二导管45的另一端452,用以检测所述第二导管45的一端451的压力,也即通过所述第二导管45检测所述过渡腔102的压力;所述第三测压装置53连接所述第三导管46的另一端462,用以检测所述第一导管44的一端441的压力,也即通过所述第三导管46检测所述远心腔103的压力。所述第一测压装置51、所述第二测压装置52以及所述第三测压装置53均连接所述控制装置6,以传递对应的数据信号给所述控制装置6。

[0055] 本实施例所述心脏辅助装置可以检测所述近心腔101、所述过渡腔102以及所述远心腔103的血液压力,从而提供数据以辅助控制所述第一驱动装置11、所述第二驱动装置12以及所述第三驱动装置13的动作,使所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3的配合动作(膨胀或收缩)能够满足患者的具体需求,得到实时跟踪与反馈。

[0056] 进一步地,请一并参阅图1至图5,所述心脏辅助装置还包括中心管4,所述第一球囊1、所述第二球囊2和所述第三球囊3各自围绕所述中心管4设置,所述第一气管41、所述第二气管42、所述第三气管43、所述第一导管44、所述第二导管45以及所述第三导管46均设置在所述中心管4的内部。上述结构的位置关系使得所述第一球囊1、所述第二球囊2和所述第三球囊3的膨胀或收缩动作灵敏且平稳,同时所述第一测压装置51、所述第二测压装置52以及所述第三测压装置53能够得到较为准确的检测数据。

[0057] 应当理解的是,所述第一气管41、所述第二气管42、所述第三气管43、所述第一导管44、所述第二导管45以及所述第三导管46可以由所述中心管4的不同腔室形成(如图5所示),也可以是由多个管子插入所述中心管4形成。在本实施例中,所述第一气管41、所述第二气管42、所述第三气管43、所述第一导管44、所述第二导管45以及所述第三导管46的形状包括但不限于圆形、椭圆形、方形、扇形等。

[0058] 进一步地,请一并参阅图1和图2,所述第一球囊1在第一方向X上的长度为第一长度 L_1 ,所述第一方向X平行于所述中心管4的轴线40,所述第一球囊1在第二方向Y上的外径长度为第一外径 D_1 ,所述第二方向Y垂直于所述第一方向X,所述第一外径 D_1 大于所述第一长度 L_1 。所述第二球囊2在所述第一方向X上的长度为第二长度 L_2 ,且在所述第二方向Y上的外径长度为第二外径 D_2 ,所述第二外径 D_2 小于所述第二长度 L_2 。所述第三球囊3在所述第一方向X上的长度为第三长度 L_3 ,且在所述第二方向Y上的外径长度为第三外径 D_3 ,所述第三外径 D_3 大于所述第三长度 L_3 。也即,所述第一球囊1与所述第三球囊3大致呈扁平囊状,主要

起到一个类似阀门的作用,以阻断或者连通所述近心腔101与所述过渡腔102、所述远心腔103与所述过渡腔102;所述第二球囊2大致呈圆柱状,所述膨胀或者收缩的体积较大,以使所述过渡腔102可以容纳更多血液,使所述心脏辅助装置做功更大、效率更高。

[0059] 举例而言,所述第一球囊1的所述第一长度L1大于等于3mm且小于等于10mm,所述第一外径D1大于等于10mm且小于等于25mm。所述第二球囊2的所述第二长度L2大于等于200mm且小于等于350mm,所述第二外径D2大于等于10mm且小于等于25mm。所述第三球囊3的所述第三长度L3大于等于3mm且小于等于10mm,所述第三外径D3大于等于10mm且小于等于25mm。

[0060] 进一步地,请参阅图4,所述中心管4的外表面设置显影线47,所述显影线47沿所述中心管4的轴线40的方向延伸。举例而言,所述中心管4包括相对设置的第一面401和第二面402以及连接所述第一面401和所述第二面402的管壁405。所述管壁405的外表面设置显影线47,所述显影线47自所述第一面401延伸至所述第二面402。所述显影线47为X光显影线,使所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所述第三球囊3的位置可以通过X光片或透视得到确定。优选的,可以所述显影线47进行不同宽度的分段显示,从而进一步区分置于患者体内的所述心脏辅助装置的各部分的位置。

[0061] 进一步地,请一并参阅图1、图2、图4和图6,所述中心管4开设有多个连通孔403和多个通孔404,所述第一气管41的一端411、所述第二气管42的一端421、所述第三气管43的一端431、所述第一导管44的一端441、所述第二导管45的一端451以及所述第三导管46的一端461一一对应地固定至所述多个连通孔403。所述第一气管41的另一端412、所述第二气管42的另一端422、所述第三气管43的另一端432、所述第一导管44的另一端442、所述第二导管45的另一端452以及所述第三导管46的另一端462一一对应地穿过所述多个通孔404。所述多个连通孔403通常开设在所述管壁405上,所述多个通孔404通常开设在所述第二面402或所述管壁405。

[0062] 进一步的,请一并参阅图1、图2和图7,所述第一驱动装置11包括相连接的第一气泵112和第一控制器111,所述第一气泵112连接所述第一气管41的另一端412,所述第一控制器111连接所述控制装置6,所述第一控制器111用以控制所述第一气泵112提供的充气量或抽气量。所述第二驱动装置12包括相连接的第二气泵122和第二控制器121,所述第二气泵122连接所述第二气管42的另一端422,所述第二控制器121连接所述控制装置6,所述第二控制器121用以控制所述第二气泵122提供的充气量或抽气量。所述第三驱动装置13包括相连接的第三气泵132和第三控制器131,所述第三气泵132连接所述第三气管43的另一端432,所述第三控制器131连接所述控制装置6,所述第三控制器131用以控制所述第三气泵132提供的充气量或抽气量。所述第一控制器111、所述第二控制器121以及所述第三控制器131可以是彼此独立的,也可以一体集成。

[0063] 进一步地,请一并参阅图1、图2和图7,所述控制装置6还包括处理器,所述处理器接收、处理所述第一测压装置51形成的第一压力值S1、所述第二测压装置52形成的第二压力值S2以及所述第三测压装置53形成的第三压力值S3,并形成控制信号S4。所述处理器传送所述控制信号S4至所述第一控制器111、所述第二控制器121以及所述第三控制器131,用以调节所述第一球囊1、所述第二球囊2和所述第三球囊3内的气体体积。

[0064] 本实施例所述心脏辅助装置可以实时调节所述第一球囊1、所述第二球囊2以及所

述第三球囊3的配合动作(膨胀或收缩)以满足患者的具体需求,使患者得到最好的治疗效果。

[0065] 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。

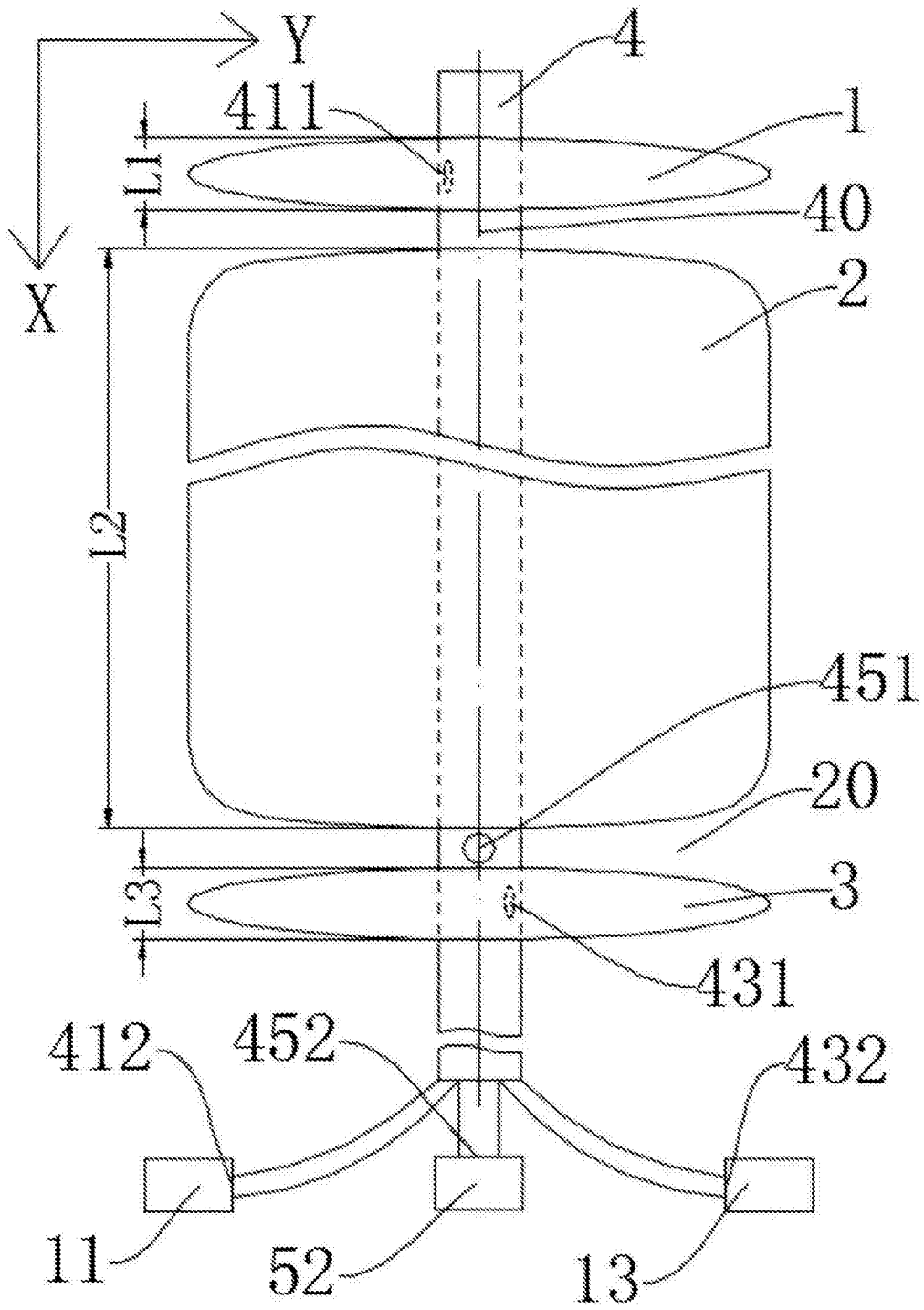


图1

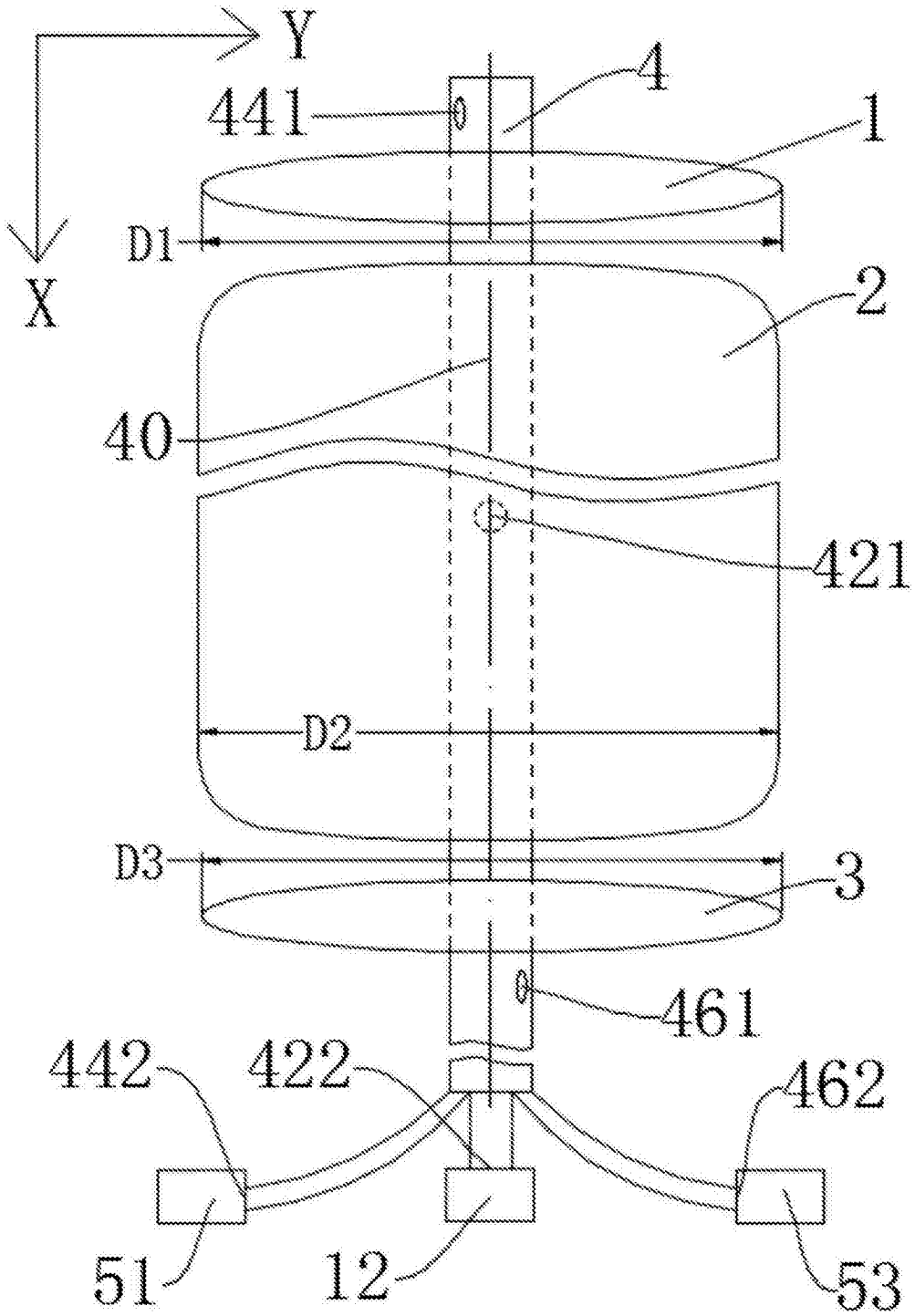


图2

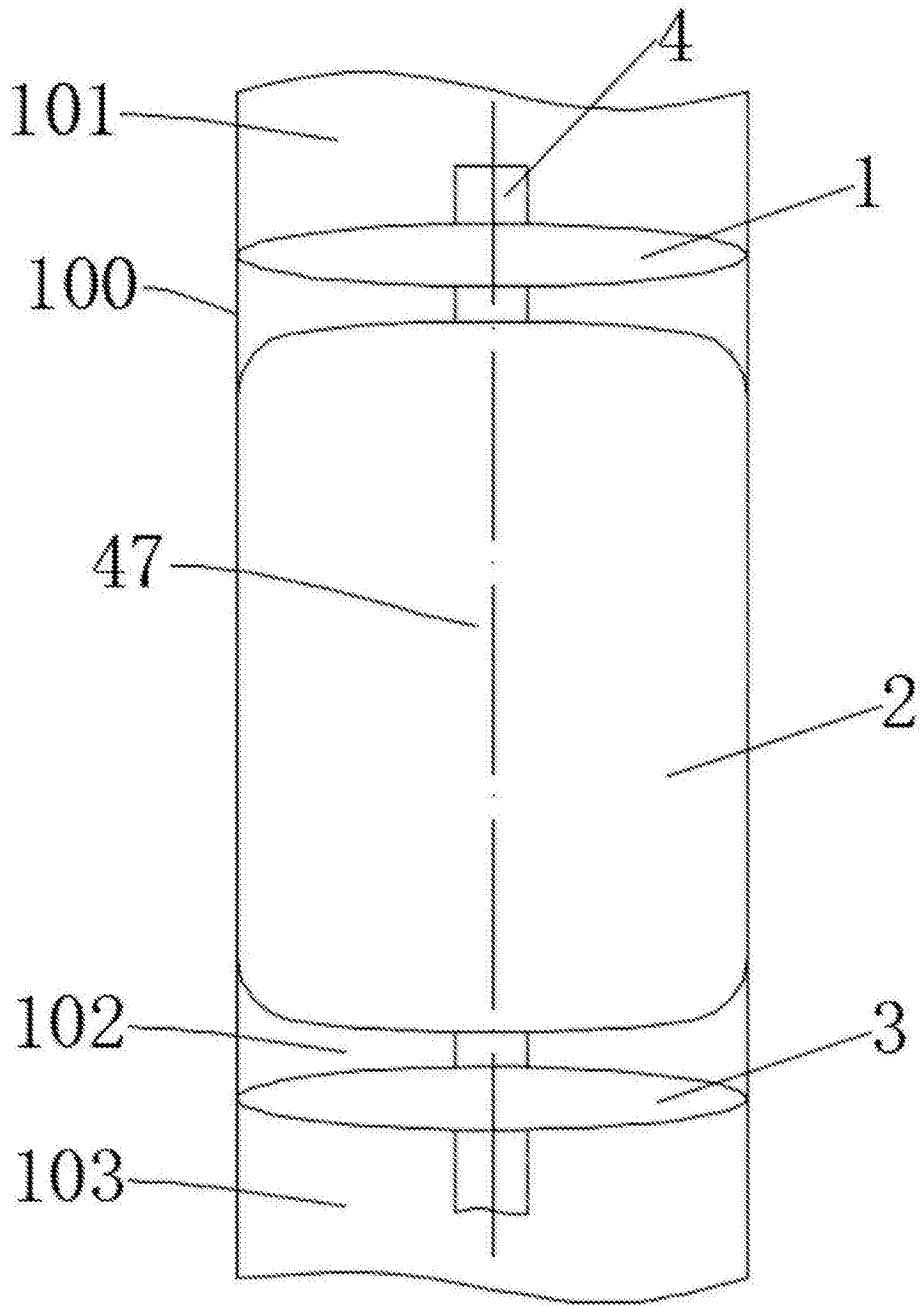


图3

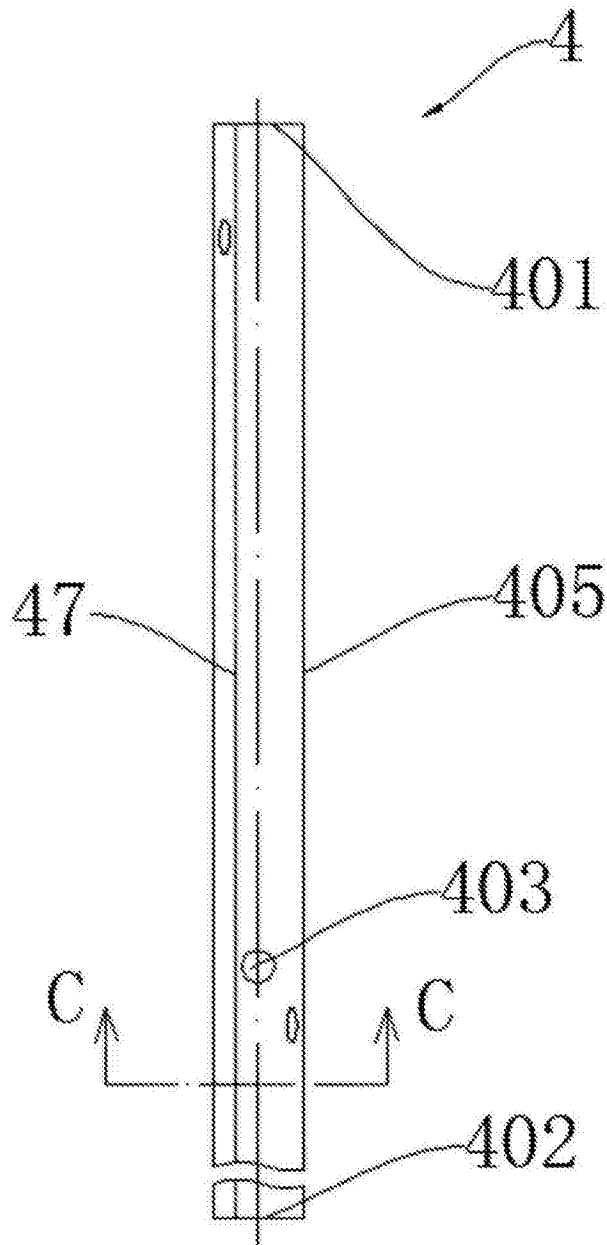


图4

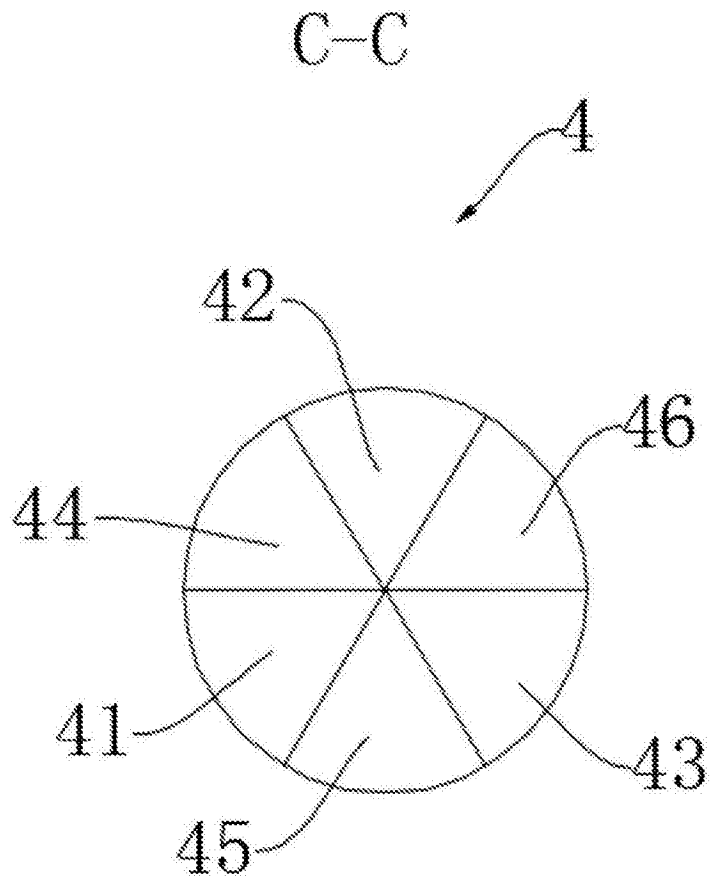


图5

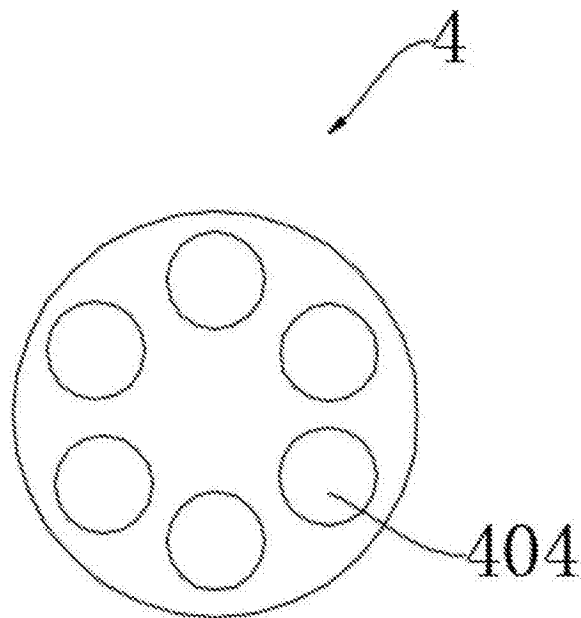


图6

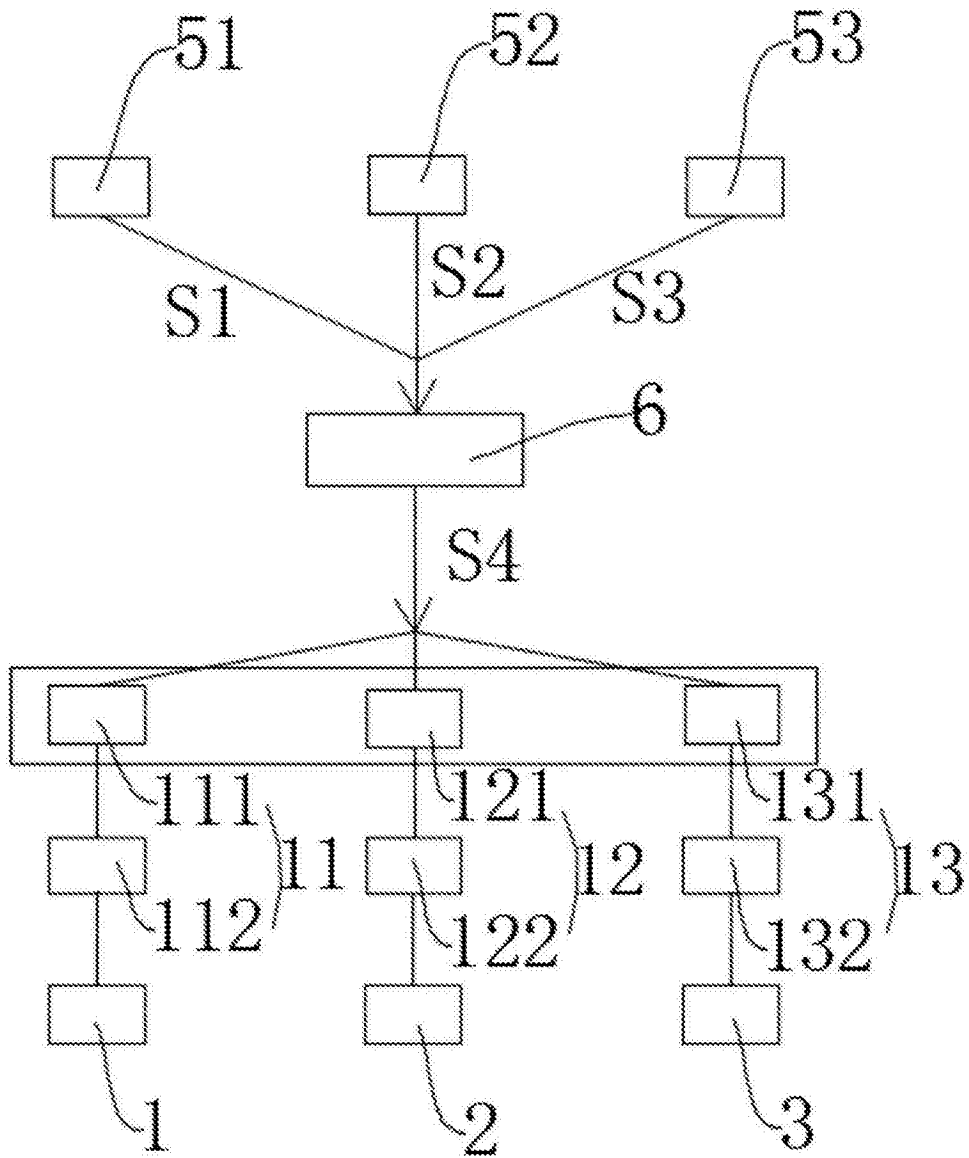


图7