



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114367032 A

(43) 申请公布日 2022. 04. 19

(21) 申请号 202210008792.1

(22) 申请日 2022.01.06

(71) 申请人 中国科学院力学研究所

地址 100190 北京市海淀区北四环西路15号

(72) 发明人 陈博 郇勇 刘谟语 王洪平
代玉静 王琮文

(74) 专利代理机构 北京和信华成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11390
代理人 焦海峰

(51) Int. Cl.

A61M 60/196 (2021.01)

A61M 60/253 (2021.01)

A61M 60/462 (2021.01)

A61M 60/495 (2021.01)

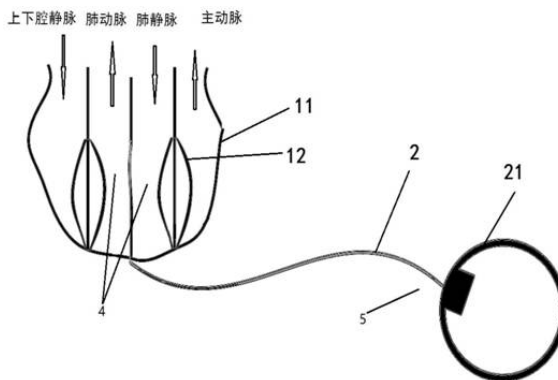
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

一种柔性隔膜、电磁驱动囊式人工心脏及控制方法

(57) 摘要

本发明公开了一种柔性隔膜,包括具有通孔的刚性板,在刚性板的两侧分别设置有一柔性电磁膜,柔性电磁膜的边缘密封连接在刚性板上以在两柔性电磁膜之间形成空腔,在每个柔性电磁膜上设置一单向阀,柔性电磁膜能通电以产生电磁力,两柔性电磁膜在电磁力的作用下收缩或舒张,其中两个单向阀的流向相反,以使整个柔性隔膜形成一侧进另一侧出的单向流场,人工心脏包括具有互不相通的两个腔室的外壳体,每个腔室通过柔性隔膜分隔成分别对应人体心房和心室的两个部分,柔性隔膜通过驱动装置提供动力以使柔性隔膜周期性完成舒张和收缩动作。本发明柔性隔膜收缩与膨胀时,都能为血流单向流动提供动力,并且整个过程柔性隔膜与各部件无滑动摩擦接触损耗。



1. 一种柔性隔膜,其特征在于,包括具有通孔的刚性板(122),在所述刚性板(122)的两侧分别设置有一柔性电磁膜(123),所述柔性电磁膜(123)的边缘密封连接在所述刚性板(122)上以在两所述柔性电磁膜(123)之间形成内腔,在每个所述柔性电磁膜(123)上设置一单向阀(121);

其中,所述柔性电磁膜(123)能够通电以产生电磁力,两所述柔性电磁膜(123)在电磁吸力下收缩,在电磁斥力下舒张,其中一所述单向阀(121)的流向为自外向所述内腔内部,另一所述单向阀(121)的流向为自所述内腔内部向外,以使整个柔性隔膜(12)形成单向流场。

2. 根据权利要求1所述的一种柔性隔膜,其特征在于,所述单向阀(121)密封设置在所述柔性电磁膜(123)的中心。

3. 根据权利要求1所述的一种柔性隔膜,其特征在于,所述刚性板(122)和所述柔性电磁膜(123)均为圆形结构或椭圆形结构。

4. 根据权利要求1所述的一种柔性隔膜,其特征在于,所述柔性电磁膜(123)为柔性电子器件。

5. 根据权利要求1或4所述的一种柔性隔膜,其特征在于,所述柔性电磁膜(123)采用医用TPU材料,内部固封有电磁电路结构。

6. 根据权利要求1所述的一种柔性隔膜,其特征在于,所述刚性板(122)为固体高分子内芯框架内芯插入永磁体且外包裹医用TPU的多层结构,所述刚性板(122)与通电状态下的柔性电磁膜(123)形成的磁场相互吸引或排斥,进而使得所述刚性板(122)两侧的所述柔性电磁膜(123)之间相互吸合或舒张。

7. 根据权利要求3所述的一种柔性隔膜,其特征在于,所述柔性电磁膜(123)分为多层级的同心环,每个层级的所述同心环或同心环均分为多个扇形区域,在每个所述扇形区域内固封有独立的电磁线圈电路;

在电磁吸力的作用下,所述柔性电磁膜(123)自外侧到中心逐环递进式吸合,且外环拉动相邻内环的吸合动作;

其中,所述同心环为同心圆环或同心椭圆环。

8. 根据权利要求7所述的一种柔性隔膜,其特征在于,所述柔性电磁膜(123)自外到中心的同心环的环宽逐次递增。

9. 一种具有权利要求1-8任一项所述柔性隔膜的电磁驱动囊式人工心脏,其特征在于,包括具有互不相通的两个腔室(4)的外壳体(11),每个所述腔室(4)通过所述柔性隔膜(12)分隔成分别对应人体心房和心室的两个部分,所述柔性隔膜(12)通过驱动装置(5)提供动力以使所述柔性隔膜(12)周期性完成的舒张和收缩动作。

10. 根据权利要求9所述的一种电磁驱动囊式人工心脏,其特征在于,所述驱动装置(5)包括信号接收模块(2)和信号发射模块(3),所述信号发射模块(3)外接电源通电,所述信号发射模块(3)与所述信号接收模块(2)正对设置且能够产生电磁感应以使得所述信号接收模块(2)产生电流,所述信号接收模块(2)与所述柔性隔膜(12)上的所述柔性电磁膜(123)电性连接,以直接为所述柔性电磁膜(123)提供电流。

11. 根据权利要求10所述的一种电磁驱动囊式人工心脏,其特征在于,所述信号接收模块(2)包括感应线圈(21)、内部控制芯片和导线,所述感应线圈(21)通

过导线与柔性电磁膜(123)相电性连接以直接为柔性隔膜(12)提供电流,所述感应线圈(21)通过内部控制芯片接收所述信号发射模块(3)发出的信号以控制柔性隔膜(12)周期性的舒张和收缩动作。

12. 根据权利要求11所述的一种电磁驱动囊式人工心脏,其特征在于,

所述信号发射模块(3)包括发射线圈(32)与外部控制模块(31),所述发射线圈(32)紧贴在感应线圈(21)的圆周侧壁上,所述发射线圈(32)通过导线与外部控制模块(31)相连接以便接收外部控制模块(31)的信号以为感应线圈(21)提供电流并控制驱动柔性隔膜(12)完成周期性的舒张和收缩动作。

13. 根据权利要求9-12任意一项所述的一种电磁驱动囊式人工心脏的控制方法,其特征在于:所述控制方法包括:

S1:接收信号;所述信号接收器(2)接收的信号发射模块(3)的信号,信号接收模块(2)将接收的信号反馈给柔性隔膜(12)并向柔性隔膜(12)通以电流;

S2:柔性隔膜(12)接收反馈信号,驱动装置(5)给两个柔性隔膜(12)通电,柔性隔膜(12)中的磁极相互吸引,所述柔性隔膜(12)收缩闭合,在收缩时,柔性隔膜(12)内腔的血液就会被射入到肺动脉,同时少量血流也会从上下腔静脉流入到另一边,当柔性隔膜(12)中的磁极换向时,左右两边柔性隔膜(12)相互排斥,柔性隔膜(12)膨胀变大,在膨胀时,上下腔静脉的血液会流入柔性隔膜(12)的内腔,同时少量血液也会被射入到肺动脉。如此反复循环,达到心脏动力泵的功能效果。

一种柔性隔膜、电磁驱动囊式人工心脏及控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学人工心脏领域,特别涉及一种柔性隔膜、电磁驱动囊式人工心脏及控制方法。

背景技术

[0002] 心脏作为维持生命的最重要的器官之一,通过不停得收缩和舒张,不断地把血液送到全身。人一生中心脏要跳动约30亿次,每分每秒不间断的工作,使得心脏也会出现不同程度的问题。心脏病的治疗成为全世界的一大难题。当心脏老化或较为严重的心脏病时,人工心脏移植成为了维持生命的有效方法,因此,研究人工心脏是非常重要的。

[0003] 人工心脏作为目前医学领域中最先进的医疗器械,其技术涵盖面非常广阔,是医疗器械技术最前沿的标杆。现有的人工心脏,从功能来说即为一动力泵。

[0004] 但现有人工心脏的结构设计中,多数采用泵来驱动加压推动血流,像是涡轮等的结构,其特点为多数有电机、转动轴等结构,但其在使用中存在难于监控、摩擦磨损、凝血等问题,使得其使用时间大大降低。

[0005] 柔性电子器件技术,简单说是将有机或无机材料的电子器件制作在具有延展性的柔性基底上的电子技术。相对于传统电子,柔性电子灵活性更大,能够在一定程度上适应不同的工作环境,以及形变需求,是一种新兴技术。结合柔性电子器件的特点与目前人工心脏的技术问题,是本发明的思路基础。

[0006] 本申请提出一种柔性隔膜、电磁驱动囊式人工心脏及控制方法。人工心脏主要包括血泵(也叫泵血单元)、驱动装置、控制系统等。该技术在心室与心房之间采用柔性电子器件作为单向隔膜与驱动结构来替换传统的用动力泵驱动的驱动结构。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种柔性隔膜、电磁驱动囊式人工心脏及控制方法,以解决现有技术中存在难于监控、摩擦磨损、凝血等技术问题。

[0008] 为解决上述技术问题,本发明具体提供下述技术方案:

[0009] 一种柔性隔膜,包括具有通孔的刚性板,在所述刚性板的两侧分别设置有一柔性电磁膜,所述柔性电磁膜的边缘密封连接在所述刚性板上以在两所述柔性电磁膜之间形成空腔,在每个所述柔性电磁膜上设置一单向阀;

[0010] 其中,所述柔性电磁膜能够通电以产生电磁力,两所述柔性电磁膜在电磁吸力下收缩,在电磁斥力下舒张,其中一所述单向阀的流向为自外向所述空腔内部,另一所述单向阀的流向为自所述空腔内部向外,以使整个柔性隔膜形成单向流场。

[0011] 作为本发明的一种优选方案,所述单向阀密封设置在所述柔性电磁膜的中心。

[0012] 作为本发明的一种优选方案,所述刚性板和所述柔性电磁膜均为圆形结构或椭圆形结构。

[0013] 作为本发明的一种优选方案,所述柔性电磁膜为柔性电子器件。

[0014] 作为本发明的一种优选方案,所述柔性电磁膜采用医用TPU材料,内部固封有电磁电路结构。

[0015] 作为本发明的一种优选方案,所述刚性板为固体高分子内芯框架内芯插入永磁体且外包裹医用TPU的多层结构,所述刚性板与通电状态下的柔性电磁膜形成的磁场相互吸引或排斥,进而使得所述刚性板两侧的所述柔性电磁膜之间相互吸合或舒张。

[0016] 作为本发明的一种优选方案,所述柔性电磁膜分为多层级的同心环,每个层级的所述同心环或同心环均分为多个扇形区域,在每个所述扇形区域内固封有独立的电磁线圈电路;

[0017] 在电磁吸力的作用下,所述柔性电磁膜自外侧到中心逐环递进式吸合,且外环拉动相邻内环的吸合动作;

[0018] 其中,所述同心环为同心圆环或同心椭圆环。

[0019] 进一步地,所述柔性电磁膜自外到中心的同心环的环宽逐次递增。

[0020] 作为本发明的一种优选方案,包括具有互不相通的两个腔室的外壳体,每个所述腔室通过所述柔性隔膜分隔成分别对应人体心房和心室的两个部分,所述柔性隔膜通过驱动装置提供动力以使所述柔性隔膜周期性完成的舒张和收缩动作。

[0021] 作为本发明的一种优选方案,所述驱动装置包括信号接收模块和信号发射模块,所述信号发射模块外接电源通电,所述信号发射模块与所述信号接收模块正对设置且能够产生电磁感应以使得所述信号接收模块产生电流,所述信号接收模块与所述柔性隔膜上的所述柔性电磁膜电性连接,以直接为所述柔性电磁膜提供电流

[0022] 作为本发明的一种优选方案,所述信号接收模块包括感应线圈、内部控制芯片和导线,所述感应线圈通过导线与柔性电磁膜相电性连接以直接为柔性隔膜提供电流,所述感应线圈通过内部控制芯片接收所述信号发射模块发出的信号以控制柔性隔膜周期性的舒张和收缩动作。

[0023] 作为本发明的一种优选方案,所述信号发射模块包括发射线圈与外部控制模块,所述发射线圈紧贴在感应线圈的圆周侧壁上,所述发射线圈通过导线与外部控制模块相连接以便接收外部控制模块的信号以为感应线圈提供电流并控制驱动柔性隔膜完成周期性的舒张和收缩动作。

[0024] 作为本发明的一种优选方案,所述控制方法包括:

[0025] S1:接收信号;所述信号接收器接收体外驱动装置的信号,信号接收器将接收的信号反馈给柔性隔膜;

[0026] S2:柔性隔膜接收反馈信号,体外驱动装置给两个柔性隔膜通电,柔性隔膜中的磁极相互吸引,所述柔性隔膜收缩闭合,在收缩时,柔性隔膜内腔的血液就会被射入到肺动脉,同时少量血流也会从上下腔静脉流入到另一边。当柔性隔膜中的磁极换向时,左右两边柔性隔膜相互排斥,柔性隔膜膨胀变大,在膨胀时,上下腔静脉的血液会流入柔性隔膜的内腔,同时少量血液也会被射入到肺动脉。如此反复循环,达到心脏动力泵的功能效果。

[0027] 本发明与现有技术相比较具有如下有益效果:

[0028] 一种柔性隔膜、电磁驱动囊式人工心脏及控制方法在心室与心房之间采用柔性电子器件作为单向隔膜与驱动结构,柔性隔膜收缩与膨胀时,都能为血流单向流动提供动力,在满足心脏特性的基础上,实现了容积互换,零部件少,并且整个过程柔性隔膜与各部件无

滑动摩擦接触损耗,寿命长,可植入人体长时间服役,可靠耐用,且通过电磁驱动,不同于液压驱动,没有了驱动液体,降低了漏液的风险,结构更加安全可靠。

附图说明

[0029] 为了更清楚地说明本发明的实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对实施方式或现有技术描述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示例性的,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,还可以根据提供的附图引伸获得其它的实施附图。

[0030] 本说明书所绘示的结构、比例、大小等,均仅用以配合说明书所揭示的内容,以供熟悉此技术的人士了解与阅读,并非用以限定本发明可实施的限定条件,故不具技术上的实质意义,任何结构的修饰、比例关系的改变或大小的调整,在不影响本发明所能产生的功效及所能达成的目的下,均应仍落在本发明所揭示的技术内容得能涵盖的范围内

[0031] 图1为本发明的人工心脏结构及其驱动装置的示意图;

[0032] 图2为本发明的人工心脏结构及其工作原理的剖面示意图;

[0033] 图3为本发明的体外驱动装置的结构示意图;

[0034] 图4为本发明的柔性隔膜结构示意图;

[0035] 图5为本发明的柔性隔膜结构A-A剖面示意图;

[0036] 图中的标号分别表示如下:

[0037] 11、外壳体;12、柔性隔膜;121、单向阀;122、刚性板;123、柔性电磁膜;2、信号接收模块;21、感应线圈;3、信号发射模块;31、外部控制模块;32、发射线圈;4、腔室;5、驱动装置。

具体实施方式

[0038] 以下由特定的具体实施例说明本发明的实施方式,熟悉此技术的人士可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点及功效,显然,所描述的实施例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。

[0039] 如图1、图2、图4与图5所示,本发明提供了一种柔性隔膜,包括具有通孔的刚性板122,在刚性板122的两侧分别设置有一柔性电磁膜123,柔性电磁膜123的边缘密封连接在刚性板122上以在两柔性电磁膜123之间形成空腔,在每个柔性电磁膜123上设置一单向阀121;

[0040] 其中,柔性电磁膜123能够通电以产生电磁力,两柔性电磁膜123在电磁吸力下收缩,在电磁斥力下舒张,其中一单向阀121的流向为自外向空腔内部,另一单向阀121的流向为自空腔内部向外,以使整个柔性隔膜12形成单向流场。

[0041] 柔性隔膜12的作用相当于自然心脏中的三尖瓣与二尖瓣,充当单向隔膜结构的作用。

[0042] 进一步地,如图4-5所示,单向阀121密封设置在柔性电磁膜123的中心,从而保证血流经过柔性电磁膜123进入到空腔中。

[0043] 如图1、图4与图5所示,刚性板122和柔性电磁膜123均为圆形结构或椭圆形结构,

这样能够使隔膜之间的距离从外边缘到内中心逐渐增大,解决了电磁力作用距离短的问题。

[0044] 如图4所示,柔性电磁膜123为柔性电子器件,柔性电子器件具有延展性的柔性基底上的电子技术。相对于传统电子,柔性电子灵活性更大,能够在一定程度上适应不同的工作环境,以及形变需求,结合电路在柔性电子器件上的分布设计,使之既有柔性隔膜的机械效果又有电路多种功能的双重技术效果。

[0045] 优选的,刚性板122为固体高分子内芯框架内芯插入永磁体且外包裹医用TPU的多层结构,刚性板122与通电状态下的柔性电磁膜123形成的磁场相互吸引或排斥,进而使得刚性板122两侧的柔性电磁膜123之间相互吸合或舒张。

[0046] 如图4所示柔性电磁膜123分为多层级的同心环,每个层级的同心环或同心环均分为多个扇形区域,在每个扇形区域内固封有独立的电磁线圈电路;

[0047] 在电磁吸力的作用下,柔性电磁膜123自外侧到中心逐环递进式吸合,且外环拉动相邻内环的吸合动作;

[0048] 其中,同心环为同心圆环或同心椭圆环。

[0049] 如图1、图4与图5所示,刚性板122和柔性电磁膜123均为圆形结构或椭圆形结构,柔性电磁膜123自外到中心的同心环的环宽逐次递增,这样能够使隔膜之间的距离从外边缘到内中心逐渐增大,解决了电磁力作用距离短的问题。

[0050] 具体地,如图4的斜线区域,每个区域内都固封有相对独立工作的电磁线圈电路,通过控制程序,可调节各层级电磁线圈的加载时间、强度等,这样分割后,左右两柔性电磁膜外圆环相距较近,圆中心相距较远,这样在柔性隔膜12工作时,距离较近的左右柔性电磁膜123的外圆环区域能首先相互吸合,进而能拉近内一环的区域,使得左右柔性电磁膜123的内一环区域距离减小到电磁力的有效作用范围当中,这样一环一环得吸合,最终达到整个柔性电磁膜123完全吸合的状态,完成一收缩过程,可实现控制柔性电磁膜各分区的收缩与膨胀的快慢、力度等。以达到控制输出不同血压血流波形的技术效果,解决了电磁力作用距离短、难以产生大位移的技术难题。在机体运动或静默的不同状态,可根据外部的身体监测参数自动调节,相比于仅能控制快慢的结构来说,这种全流程的连续波形控制有着更广的自由度,能适应更多种类的人体机能状态需求。

[0051] 利用柔性隔膜12替代传统的动力泵,该技术在心室与心房之间采用柔性隔膜作为单向隔膜与驱动结构,满足心脏特性的基础,即右心房接人体上、下腔静脉,右心室接肺动脉,左心房接肺静脉,左心室接主动脉,血液单向的在同一腔室的心房与心室之间流动。

[0052] 具体地,如图1所示,一种电磁驱动囊式人工心脏,包括具有互不相通的两个腔室4的外壳体11,人工心脏的外壳体11与人体自然心脏的外型大小相似,使用医用级可植入材料,在一种实施例中外壳体11为钛合金内芯外包裹医用TPU的多层结构,具有较大刚度,保证工作时不变形,每个腔室4通过柔性隔膜12分隔成分别对应人体心房和心室的两个部分,柔性隔膜12通过驱动装置5提供动力以使柔性隔膜12周期性完成的舒张和收缩动作。且左右两个柔性隔膜12将外壳体11的双腔室分割为心房与心室并形成两“U”型血流路径,分割后内腔形成2进2出的血流通路,分别对应于上下腔静脉、肺动脉、肺静脉以及主动脉,并与之相接,即一侧柔性隔膜12将一个腔室分为右心房与右心室,另一侧柔性隔膜12将另一个腔室分为左心房与左心室,其中右心房接人体上、下腔静脉,右心室接肺动脉,左心房接

肺静脉,左心室接主动脉,满足基本的结构需求,信号接收器2伸出外壳体11的外部并接收体外驱动装置3的信号以驱动柔性隔膜12收缩或舒张来促进两“U”型血流路径中的血液从同一腔室的心房流入心室。

[0053] 为了保证外壳体11与驱动装置5之间的正常工作。

[0054] 具体地,如图1与图3所示,驱动装置5包括信号接收模块2和信号发射模块3,信号发射模块3外接电源通电,信号发射模块3与信号接收模块2正对设置且能够产生电磁感应以使得信号接收模块2产生电流,信号接收模块2与柔性隔膜12上的柔性电磁膜123电性连接,以直接为柔性电磁膜123提供电流。

[0055] 利用驱动装置5为柔性电磁膜12提供舒张或闭合的动力来源。

[0056] 其中如图1所示,信号接收模块2包括感应线圈21、内部控制芯片和导线,感应线圈21通过导线与柔性电磁膜123相电性连接以直接为柔性隔膜12提供电流,感应线圈21通过内部控制芯片接收信号发射模块3发出的信号以控制柔性隔膜12周期性的舒张和收缩动作。

[0057] 如图3所示,信号发射模块3包括发射线圈32与外部控制模块31,发射线圈32紧贴在感应线圈21的圆周侧壁上,发射线圈32通过导线与外部控制模块31相连接以便接收外部控制模块31的信号以为感应线圈21提供电流并控制驱动柔性隔膜12完成周期性的舒张和收缩动作。

[0058] 发射线圈32紧贴在感应线圈21的圆周侧壁上,发射线圈32通过导线与外部控制模块31相连接以便接收外部控制模块31的信号来驱动柔性隔膜12动作。

[0059] 在使用时,体外驱动装置3的发射线圈32需要与植入在皮下浅层的信号接收器2的感应线圈21,使两者的线圈圆心对齐,发射线圈32紧贴信号接收器2的感应线圈21,并用医用胶带固定在皮肤上,以免脱落。其中发射线圈32通过导线与外部控制模块31连接,感应线圈21通过导线与人工心脏1连接,以驱动柔性隔膜12。

[0060] 控制方法包括:

[0061] S1:接收信号;信号接收器2接收体外驱动装置3的信号,信号接收器2将接收的信号反馈给柔性隔膜12;

[0062] S2:柔性隔膜12接收反馈信号,体外驱动装置3给两个柔性隔膜12通电,柔性隔膜12中的磁极相互吸引,柔性隔膜12收缩闭合,在收缩时,柔性隔膜12内腔的血液就会被射入到肺动脉,同时少量血流也会从上下腔静脉流入到另一边。当柔性隔膜12中的磁极换向时,左右两边柔性隔膜12相互排斥,柔性隔膜12膨胀变大,在膨胀时,上下腔静脉的血液会流入柔性隔膜12的内腔,同时少量血液也会被射入到肺动脉。如此反复循环,达到心脏动力泵的功能效果。

[0063] 人工心脏的工作原理:如图2所示,图中箭头表明了血液的流动方向,在①到②过程中,由于单向阀121的作用,使得血流只能流入柔性电磁膜a1并经过空腔容纳最后流出柔性电磁膜a2。柔性隔膜12上柔性电磁膜123的电磁线圈通以电流,左右两边柔性电磁膜123成为电磁铁,磁极相互吸引,柔性隔膜12收缩闭合。在收缩时,柔性隔膜12内空腔中从腔室4中导入容纳的血液就会被射入到肺动脉,同时少量血流也会从上下腔静脉流入到另一边。在②到①的过程中,使得柔性电磁膜a1磁极换向,左右两边柔性电磁膜123相互排斥,柔性隔膜12膨胀变大,在膨胀时,位于腔室4中的上下腔静脉的血液会流入柔性隔膜12的空腔

中,同时少量血液也会被射入到肺动脉。如此反复循环,达到心脏动力泵的功能效果,同理可知,柔性电磁膜b1、柔性电磁膜b2原理相同。

[0064] 由上述工作原理可知,本发明的设计之中,无论在柔性隔膜12收缩与膨胀时,都能为血流单向流动提供动力,有类似于容积互换的技术效果,减少了零部件数量,提高了效率,可调节薄膜的大小与位置,使得在工作中没有任何滑动摩擦接触损耗,寿命长,可植入人体长时间服役,可靠耐用,通过电磁驱动,不同于液压驱动,没有了驱动液体,降低了漏液的风险,结构更加安全可靠。

[0065] 以上实施例仅为本申请的示例性实施例,不用于限制本申请,本申请的保护范围由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本申请的实质和保护范围内,对本申请做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本申请的保护范围内。

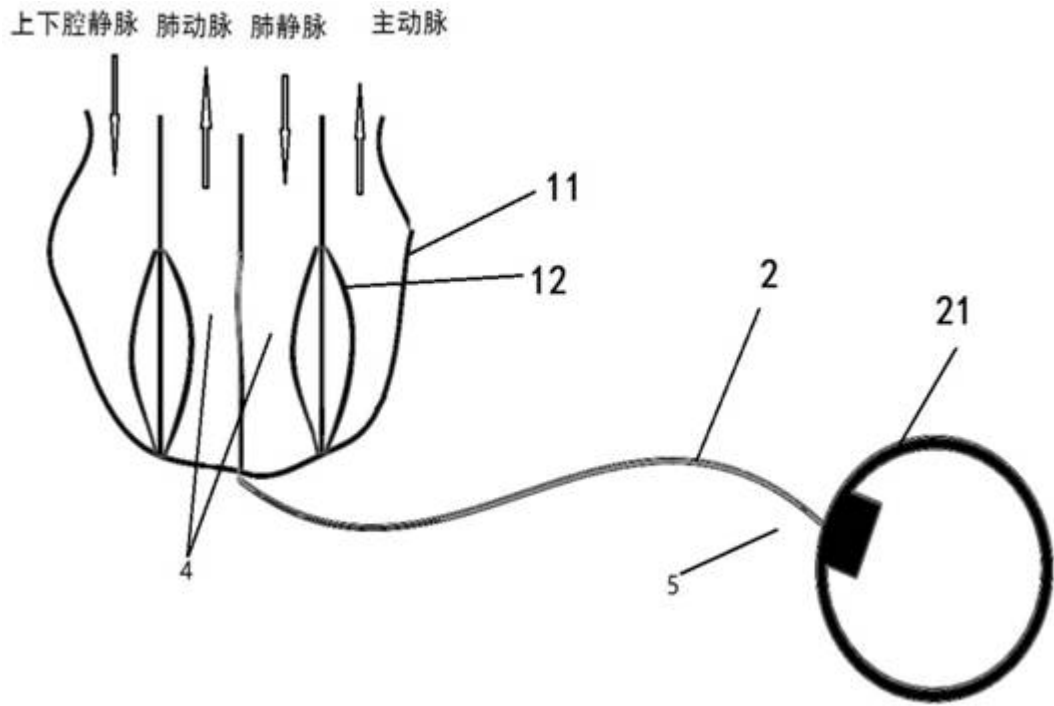


图1

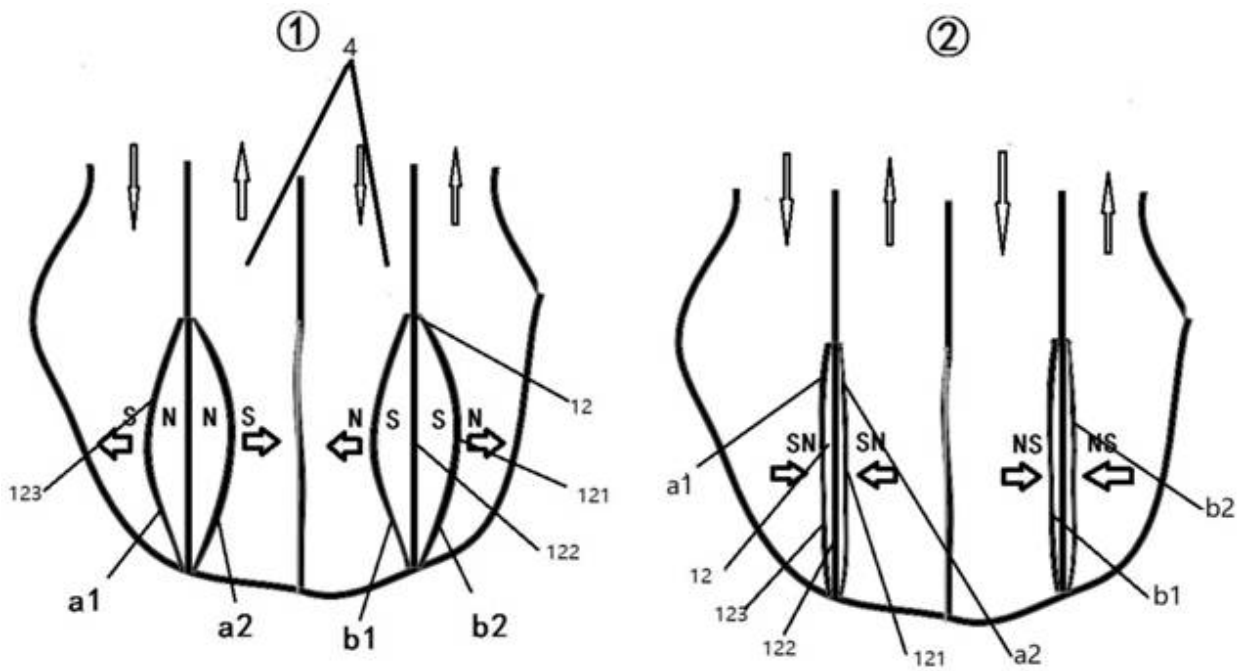


图2

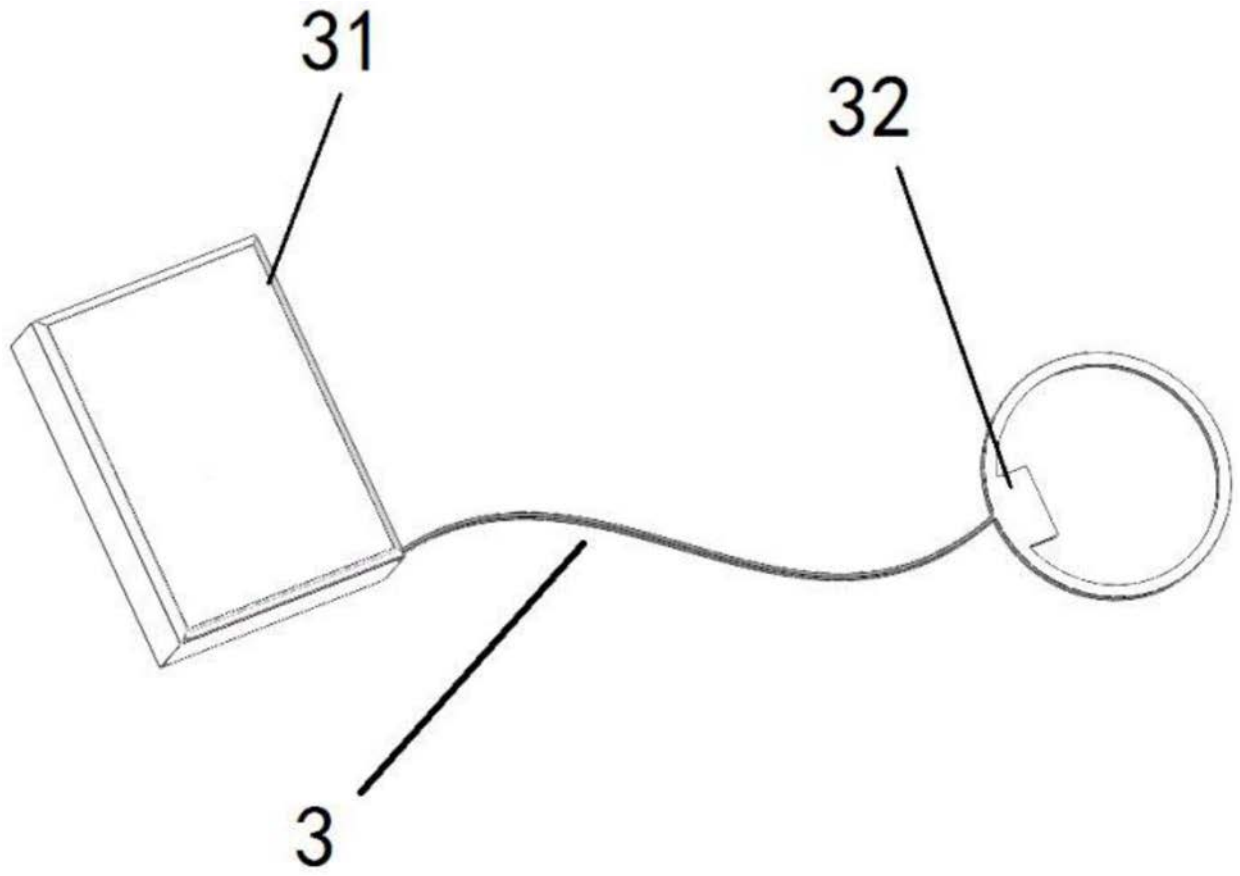


图3

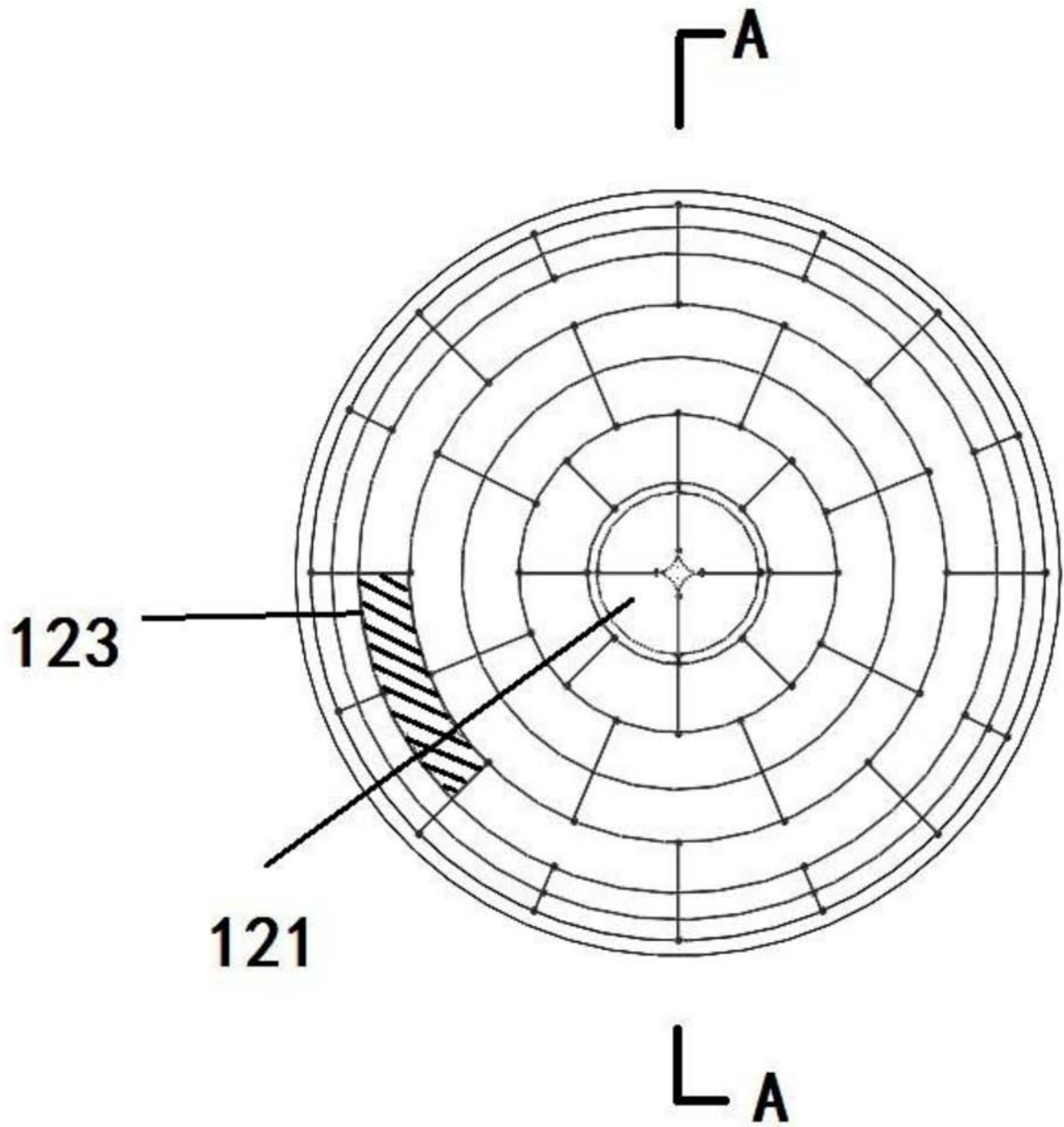
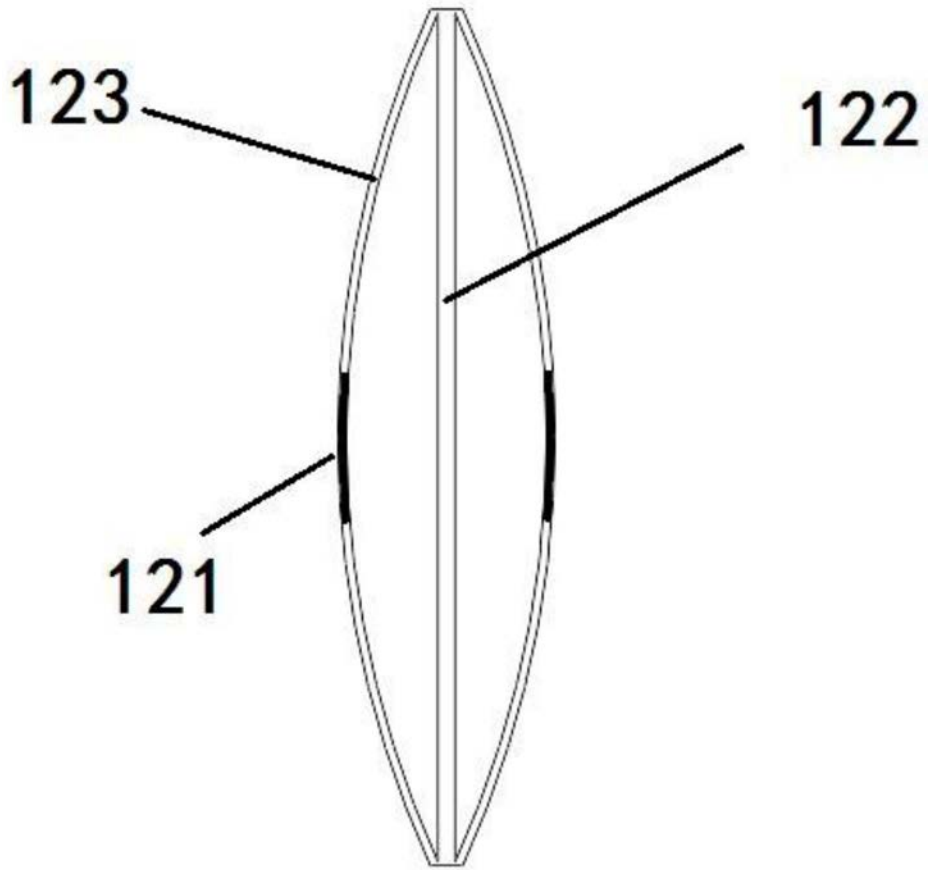


图4



A-A

图5