



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114367030 A

(43) 申请公布日 2022. 04. 19

(21) 申请号 202210008669.X

(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 刘谟语 郇勇 王洪平 陈博
王建伟 李钰

(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)

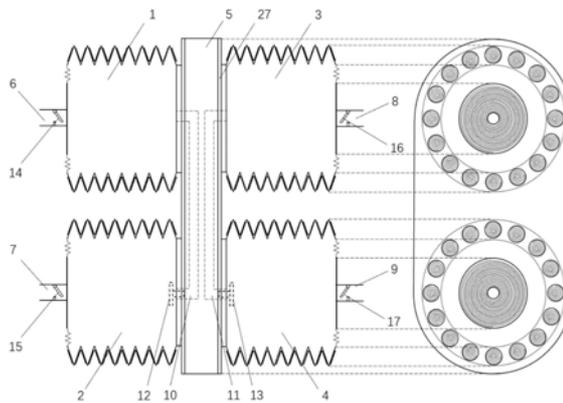
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

一种贯序折叠式人工血泵、人工心脏及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供了一种贯序折叠式人工血泵、人工心脏及其控制方法,人工心脏包含四个人工血泵,单个血泵包括底板、盖板和波纹膜,所述底板和所述盖板的边缘通过所述波纹膜密封连接,以在所述底板和所述盖板之间形成桶状囊;在所述波纹膜的每个褶皱面上均设置有至少1个电磁片,任意相邻的所述褶皱面上的电磁片一一正相对设置,所述电磁片在电磁吸力作用下相互吸引以使得所述波纹膜收缩,所述电磁片在在电磁斥力作用下相互排斥以使得所述波纹膜舒张。本发明人工心脏的每个腔室都是一个贯序折叠式血泵,具备脉动特性,不易产生溶血、血栓的优点,且由于其独特的贯序折叠结构,使血泵能够更加趋于轻巧化,不需再引入其他辅助机械部件和笨重大磁力元件。



1. 一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,包括底板、盖板和波纹膜,所述底板和所述盖板的边缘通过所述波纹膜密封连接,以在所述底板和所述盖板之间形成桶状囊;

在所述波纹膜的每个褶皱面上均设置有至少1个电磁片,任意相邻的所述褶皱面上的电磁片一一正相对设置,所述电磁片在电磁吸力作用下相互吸引以使得所述波纹膜收缩,所述电磁片在在电磁斥力作用下相互排斥以使得所述波纹膜舒张。

2. 根据权利要求1所述一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,

所述底板为磁性板,所述盖板为薄磁片,且所述薄磁片的边缘通过弹性膜连接在所述波纹膜的边缘;

所述弹性膜能够在所述磁性板和所述薄磁片相互吸引时发生变形以使得所述薄磁片靠近并贴附所述磁性板;

其中,所述磁性板与所述薄磁片至少1个的极性能够周期性变化。

3. 根据权利要求2所述一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,

所述磁性板为永磁体,所述薄磁片为极性可周期性改变的片状电磁体;

或,所述薄磁片为永磁体,所述磁性板为极性可周期性改变的板状电磁体;

或,所述薄磁片为极性可周期性改变的片状电磁体,所述磁性板为极性可周期性改变的板状电磁体。

4. 根据权利要求2或3所述一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,

所述磁性板和所述薄磁片均为圆形结构或椭圆形结构。

5. 根据权利要求1所述一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,

所述电磁片为1个,且所述电磁片为周向环绕所述褶皱面设置的环形结构。

6. 根据权利要求1所述一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,

所述电磁片为至少2个,且所述电磁片为圆形结构、椭圆型结构和扇形结构中的至少1种,且每个所述褶皱面上的电磁片周向等间距均匀分布。

7. 根据权利要求1所述一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,

所述电磁片包括导线圈和软磁薄片,所述导线圈盘绕设置形成在所述软磁薄片内部或表面。

8. 根据权利要求1所述一种贯序折叠式人工血泵,其特征在于,

所述波纹膜的褶皱处为V型结构或U型结构。

9. 一种具有权利要求1-8任一项所述人工血泵的贯序折叠式人工心脏,其特征在于,包括硬质盒体和四个人工血泵,四个所述人工血泵安装在所述硬质盒体的两侧,分别一一对应模拟人体心脏的左心房、左心室、右心房和右心室;

左心房和左心室对应的两个人工血泵,通过所述硬质盒体内的一条通路相连,右心房和右心室对应的两个人工血泵通过所述硬质盒体内的另一条通路相连;

四个所述人工血泵分别通过独立的外管道与人体内的血管连通;

所述人工血泵与每根所述外管道的连接处均设置有单向阀;

左心室和右心室对应的人工血泵与所述硬质盒体内的通路的连接处分别通过一单向阀连接。

10. 权利要求9所述的一种贯序折叠式人工心脏,其特征在于,在所述硬质盒体的层表面设置有隔磁材料制成的磁屏蔽涂层用以消除其对侧磁体的相互干扰。

11. 根据权利要求9所述的一种贯序折叠式人工心脏,其特征在于,所述硬质箱体上设有四个用于分别一一对应固定四个所述人工血泵的凹槽,所述人工血泵的所述底板固定在所述凹槽内。

12. 根据权利要求9所述的一种贯序折叠式人工心脏,其特征在于,所述外管道为柔性管道,所述柔性管道穿过所述盖板连接至所述波纹膜内。

13. 根据权利要求9所述的一种贯序折叠式人工心脏,其特征在于,所述柔性管道采用医用高分子材料制成,具体为聚氨酯材料。

14. 一种如权利要求9-13任一项所述的贯序折叠式人工心脏的控制方法,其特征在于,包括

控制两心房一一对应的人工血泵所通交变电流为同相关系,以模拟两心房运动状态一致;

控制两心室一一对应的人工血泵所通交变电流为同相关系,以模拟两心室运动状态一致;

控制两心房对应的人工血泵与两心室对应的人工血泵所通交变电流为反相关系,以模拟两心房和两心室之间的运动状态相反。

一种贯序折叠式人工血泵、人工心脏及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及人工心脏技术领域,具体涉及一种贯序折叠式人工血泵、人工心脏及其控制方法。

背景技术

[0002] 随着全球心脏病发病率的上升,人工心脏作为一种可代替心脏完成泵血功能的机械装置,近年来得到了长足发展。人工心脏主要包括人工血泵(泵血单元)、驱动装置、控制系统和能源四部分。其中,血泵的设计是影响人工心脏输血性能的关键因素,按照泵血原理,主要可分为叶轮式和容积式两类。

[0003] 叶轮式血泵,用电机驱动叶轮转动输血,是连续流血泵。目前广泛采用磁悬浮技术使叶轮式血泵的转子完全悬浮,一定程度上减少了摩擦产热和对血细胞的破坏。但连续流血泵最主要的缺点是无法模拟真实心脏的脉动,且转子旋转仍然会打碎血细胞,溶血、血栓问题仍然存在。容积式血泵,通过柔性血囊或膜改变血室容积进行泵血,可较真实模拟自然心脏的脉动供血。按照其驱动方式,可分为气动式和电磁驱动式等。传统的气动式容积泵,体积大,不便植入,控制稳定性低,易发生机械故障。电磁驱动式容积泵控制精确,可靠性好,但由于电磁力随作用距离的增大而急剧衰减,其电磁部件间行程不宜过大,往往需要引入各种机械部件辅助驱动,或引入笨重的大磁力电磁部件,因此带来了一系列新的问题。

[0004] 此外,若希望人工心脏可直接作为供体心脏植入人体,完全代替心脏泵血,要求其具备轻巧性、柔性接触,不宜引入过多机械部件。且要求人工心脏四腔室之间的配合与实际心脏工作时房、室之间的配合方式相似,这对其控制的精确性和稳定性提出了更高要求。

[0005] 为此,急需要一种新型人工心脏,其血泵设计可解决现有人工血泵的诸多弊端。同时,其工作模式更接近自然心脏的真实工作状态,以完全、长久地代替心脏工作。

发明内容

[0006] 为解决上述问题,本发明提供了一种贯序折叠式人工血泵、人工心脏及其控制方法。该人工心脏具四个腔室,每个腔室都为一个贯序折叠式血泵,具备脉动特性,不易产生溶血、血栓。且由于其独特的贯序折叠结构,使血泵能够更加趋于轻巧化,不需要再引入其他辅助机械部件和笨重的大磁力元件,摩擦少、寿命长、轻巧方便,可植入人体长时间服役,可靠耐用。

[0007] 一种贯序折叠式人工血泵,包括底板、盖板和波纹膜,所述底板和所述盖板的边缘通过所述波纹膜密封连接,以在所述底板和所述盖板之间形成桶状囊;

[0008] 在所述波纹膜的每个褶皱面上均设置有至少1个电磁片,任意相邻的所述褶皱面上的电磁片一一正相对设置,所述电磁片在电磁吸力作用下相互吸引以使得所述波纹膜收缩,所述电磁片在在电磁斥力作用下相互排斥以使得所述波纹膜舒张。

[0009] 优选地,所述底板为磁性板,所述盖板为薄磁片,且所述薄磁片的边缘通过弹性膜连接在所述波纹膜的边缘;

[0010] 所述弹性膜能够在所述磁性板和所述薄磁片相互吸引时发生变形以使得所述薄磁片靠近并贴附所述磁性板；

[0011] 其中,所述磁性板与所述薄磁片至少1个的极性能够周期性变化。

[0012] 优选地,所述磁性板为永磁体,所述薄磁片为极性可周期性改变的片状电磁体；

[0013] 或,所述薄磁片为永磁体,所述磁性板为极性可周期性改变的板状电磁体；

[0014] 或,所述薄磁片为极性可周期性改变的片状电磁体,所述磁性板为极性可周期性改变的板状电磁体。

[0015] 优选地,所述磁性板和所述薄磁片均为圆形结构或椭圆形结构。

[0016] 优选地,所述电磁片为1个,且所述电磁片为周向环绕所述褶皱面设置的环形结构。

[0017] 优选地,所述电磁片为至少2个,且所述电磁片为圆形结构、椭圆型结构和扇形结构中的至少1种,且每个所述褶皱面上的电磁片周向等间距均匀分布。

[0018] 优选地,所述电磁片包括导线圈和软磁薄片,所述导线圈盘绕设置形成在所述软磁薄片内部或表面。

[0019] 优选地,所述波纹膜的褶皱处为V型结构或U型结构。

[0020] 在本发明的第二个方面,一种基于上述人工血泵的贯序折叠式人工心脏,包括硬质盒体和四个人工血泵,四个所述人工血泵安装在所述硬质盒体的两侧,分别一一对应模拟人体心脏的左心房、左心室、右心房和右心室；

[0021] 左心房和左心室对应的两个人工血泵,通过所述硬质盒体内的一条通路相连,右心房和右心室对应的两个人工血泵通过所述硬质盒体内的另一条通路相连；

[0022] 四个所述人工血泵分别通过独立的外管道与人体内的血管连通；

[0023] 所述人工血泵与每根所述外管道的连接处均设置有单向阀；

[0024] 左心室和右心室对应的人工血泵与所述硬质盒体内的通路的连接处分别通过一单向阀连接。

[0025] 优选地,所述硬质盒体的层表面设有隔磁材料制成的磁屏蔽涂层用以消除其对侧磁体的相互干扰。

[0026] 优选地,所述硬质盒体为内部具有两条通路的实体结构,所述硬质盒体采用医用高分子材料制成,具体为聚氨酯材料

[0027] 优选地,所述硬质盒体上设有四个用于分别一一对应固定四个所述人工血泵的凹槽,所述人工血泵的所述底板固定在所述凹槽内。

[0028] 优选地,所述外管道为柔性管道,所述柔性管道穿过所述盖板连接至所述波纹膜内。

[0029] 优选地,所述柔性管道采用医用高分子材料制成,具体为聚氨酯材料。

[0030] 在本发明的第三个方面,一种基于上述贯序折叠式人工心脏的控制方法,包括

[0031] 控制两心房一一对应的人工血泵所通交变电流为同相关系,以模拟两心房运动状态一致；

[0032] 控制两心室一一对应的人工血泵所通交变电流为同相关系,以模拟两心室运动状态一致；

[0033] 控制两心房对应的人工血泵与两心室对应的人工血泵所通交变电流为反相关系,

以模拟两心房和两心室之间的运动状态相反。

[0034] 本发明与现有技术相比具有如下有益效果：

[0035] 1、本发明提供了一种贯序折叠式人工心脏，该人工心脏具四个腔室，每个腔室都为贯序折叠式血泵，具备脉动特性，不易产生溶血、血栓的优点。

[0036] 2、本发明提供的贯序折叠式人工血泵，由于其独特的贯序折叠结构，使血泵能够更加趋于轻巧化，不需要再引入其他辅助机械部件和笨重的大磁力元件，摩擦少、寿命长、轻巧方便，可植入人体长时间服役。

[0037] 3、本发明提供了一种贯序折叠式人工心脏控制方法，控制方式简便、精确，能够十分真实地模拟人体心脏自然供血状态，供血效果好，安全可靠。

附图说明

[0038] 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。

[0039] 图1为本发明中人工心脏的整体结构示意图；

[0040] 图2为本发明中单个贯序折叠式血泵的结构示意图；

[0041] 图3为本发明一具体实施例中单个贯序折叠式血泵的结构示意图；

[0042] 图4为本发明中电磁片的结构示意图；

[0043] 图5为本发明中电磁片的环形结构示意图；

[0044] 图6为本发明中电磁片的扇形结构示意图；

[0045] 图7为本发明中薄磁片的结构示意图；

[0046] 图8为本发明中单个血泵的褶皱编号；

[0047] 图9为本发明中单个贯序折叠式血泵的收缩过程示意图；

[0048] 图10为本发明中单个贯序折叠式血泵的舒张过程示意图；

[0049] 图11为本发明一具体实施例中单个贯序折叠式血泵的收缩过程示意图；

[0050] 图12为本发明一具体实施例中单个贯序折叠式血泵的舒张过程示意图；

[0051] 图13为本发明中波纹膜褶皱的两种结构示意图；

[0052] 图14为本发明一具体实施方式中四血泵所通交变电流相位关系图；

[0053] 图中的标号分别表示如下：

[0054] 1、2、3、4-人工血泵；5-硬质箱体；6、7、8、9-外管道；10、11-通路；12~17-单向阀；18-波纹膜；19-薄饼状磁片；20-圆形小电磁片；21-饼状磁体；22-弹性膜；23-导线圈；24-软磁薄片；26-饼状软磁薄片；27-磁屏蔽涂层。

具体实施方式

[0055] 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。

[0056] 本发明提供了一种贯序折叠式人工血泵,如图2所示,包括底板21、盖板 19和波纹膜18,波纹膜18是采用医用高分子材料制成由褶皱组成的桶状结构,所述底板21和所述盖板19的边缘通过所述波纹膜18密封连接,以在所述底板 21和所述盖板19之间形成桶状囊,桶状囊用于模拟人体心脏的血囊;

[0057] 在所述波纹膜18的每个褶皱面上均设置有至少1个电磁片20,任意相邻的所述褶皱面上的电磁片20一一正相对设置,所述电磁片20在电磁吸力作用下相互吸引以使得所述波纹膜18收缩,所述电磁片20在在电磁斥力作用下相互排斥以使得所述波纹膜18舒张。

[0058] 在本实施方式中,人工血泵是指人工心脏中的泵血单元。

[0059] 本发明中,波纹膜18上的褶皱优选宽褶皱面,便于在褶皱上嵌入电磁片20,电磁片20包括导线圈23和软磁薄片24,如图4所示,图中电磁片以圆形结构为例。软磁薄片24由软磁材料制成,导线圈盘绕设置形成在所述软磁薄片内部或表面,软磁薄片24可迅速响应外部磁场极性的变化,迅速被磁化或转变其极性,其作用是强化导线圈23中电流所产生的磁场。

[0060] 在本实施方式中,主要通过周期性改变波纹膜上电磁片的极性来完成桶状囊的周期性舒张和收缩的过程,以下以图9-10为例,进行详细的说明:

[0061] 波纹膜18由若干个褶皱组合形成,如图8所示,每个褶皱由两个褶皱面组成,设波纹膜的褶皱数为 n_0 ,则波纹膜的褶皱面有 $2n_0$,褶皱面自底板21到盖板19依次记为1、2、3…… $2n_0-1$ 、 $2n_0$ 。

[0062] 如图9所示,相邻褶皱面上的电磁片20在电磁吸力的作用下,逐渐折叠,并向固定的底板21处靠拢,以使得盖板19向底板21运动,血泵收缩,实现泵出功能;同理,如图10所示,每个褶皱的相邻褶皱面上的电磁片20在电磁斥力的作用下,逐渐展开,并向远离底板21的方向展开,血泵舒张,实现泵入功能。本发明中采用更轻便的电磁片即可满足血泵的收缩和舒张过程,不需要再引入其他辅助机械部件和笨重的大磁力元件,摩擦少、寿命长、轻巧方便。

[0063] 在一个具体的实施例中,电磁片20为周向环绕褶皱面设置的环形结构,如图5所示,即为一个褶皱面上设置一个环形电磁片,电磁片在褶皱面具体的分布形状没有限制。

[0064] 在另一个具体的实施例中,电磁片为至少2个,且电磁片20为圆形结构、椭圆型结构和扇形结构中的至少1种,如图4和图6所示,且每个褶皱面上的电磁片周向等间距均匀分布,相邻褶皱面上的电磁片一一对应设置,本发明中优选每个褶皱面上设有多个电磁片周向等间距均匀分布的方式进行实施解读。

[0065] 在一个具体的实施例中,由于波纹膜每个褶皱面具有一定的厚度,完全折叠后,所有的褶皱面的厚度叠加,以使得盖板19与底板21之间仍然存在较大的空隙,不能够将桶状囊内的液体完全泵出。对此,将底板21设置为磁性板,所述盖板19设置为薄磁片,且在薄磁片的边缘通过弹性膜22连接在波纹膜的边缘,如图3所示;弹性膜22是具有一定弹性,易变形的软膜,能够在磁性板和薄磁片相互吸引时发生变形以使得所述薄磁片靠近并贴附所述磁性板,从而减小底板21和盖板19之间的空隙,甚至没有空隙,以完全泵出。

[0066] 其中,磁性板与薄磁片至少1个的极性能够周期性变化,磁性板与薄磁片间可产生方向周期性变化的电磁力,在电磁有效作用距离内,薄磁片在电磁力作用下带动弹性膜靠近或远离磁性板做往复运动。磁性板与薄磁片三种情况如下:

- [0067] 第一种,磁性板为永磁体,薄磁片为极性可周期性改变的片状电磁体;
- [0068] 第二种,薄磁片为永磁体,磁性板为极性可周期性改变的板状电磁体;
- [0069] 第三种,薄磁片为极性可周期性改变的片状电磁体,所述磁性板为极性可周期性改变的板状电磁体。
- [0070] 在本实施例中,血泵泵血的驱动力均主要来源于两部分。
- [0071] 第一部分,为波纹膜褶皱上电磁片20之间的周期性电磁力。
- [0072] 由上述可知,褶皱面自底板21到盖板19依次记为1、2、3…… $2n_0-1$ 、 $2n_0$ 。在本实施例中,编号为奇数的褶皱面上的电磁片20通以交变电流,而编号为偶数的褶皱面上电磁片20通方向相同,且恒定不变的直流(或奇数直流偶数交流)。
- [0073] 在收缩过程中,所有电磁片20中所通电流方向一致,根据安培右手定则,相邻褶皱面上电磁片20片相对一侧磁极相反,每个褶皱的相邻褶皱间表现为吸力,使波纹膜18被压缩,血室容积减小,血液被压出。
- [0074] 在舒张过程中,奇数褶皱面上电磁片20电流与收缩期方向相反,则相邻褶皱面上电磁片20相对一侧极性相同,相邻褶皱面之间表现为斥力,带动波纹膜被拉伸,使血室容积增大,血液被吸入。
- [0075] 第二部分,为磁性板和薄磁片之间的周期性电磁力,二者之间电磁作用的有效距离为 d 。当波纹膜两端之间的瞬时长度小于等于二者之间电磁作用的有效距离 d 时,这部分电磁力起作用。 d 可在满足实际范围内任意设置,但在本实施例中,使波纹膜的最小压缩长度 l_{min} 刚好等于 d 。
- [0076] 在收缩期,薄磁片中电流方向使其磁化后与磁性板相对一侧极性相反,二者间为吸力。在舒张期,薄磁片中电流方向使其磁化后与磁性板相对一侧极性相同,二者间为斥力。
- [0077] 收缩过程如图11所示,收缩初期,在褶皱面上电磁片之间相互吸引力作用下,使得波纹膜压缩,长度缩短。当其长度缩短到 d (在本实施例中, $d=l_{min}$)时,波纹膜不能被继续压缩,而薄磁片与磁性板之间的电磁吸力,使弹性膜发生形变,底板21和盖板19继续靠近至贴附,将剩余血液压出。
- [0078] 舒张过程如图12所示,舒张初期,在褶皱面上电磁片之间的斥力、以及薄磁片和磁性板之间的斥力作用下,一方面波纹膜拉长,另一方面,弹性膜形变量减小,两方面共同作用使底板21和盖板19的瞬时间距增大。当二者间瞬时间距大于等于 d 时,磁性板和薄磁片之间不再产生电磁相互作用,在褶皱间斥力和弹性膜的弹性回复力下,血泵继续恢复到初始状态。
- [0079] 此种收缩方式的好处在于,波纹膜的长度设置可不受磁性板和薄磁片之间的电磁作用有效距离约束,大大增加了工作行程,保证了血泵泵血的流量需求;当血泵的几何结构确定后,采用磁力较小更轻便的电磁片即可满足要求,不需要再引入其他辅助机械部件和笨重的大磁力元件,摩擦少、寿命长、轻巧方便,可植入人体长时间服役,可靠耐用。
- [0080] 在一个具体的实施例中,所述磁性板和所述薄磁片均为圆形结构或椭圆形结构。
- [0081] 在另一个具体的实施例中,薄磁片为电磁体,其结构与电磁片20的圆形结构类似,如图7所示,由导线圈23和饼状软磁薄片26组成,饼状软磁薄片26的功能和软磁薄片24相同;其极性可根据导线圈23中所通电流方向,采用安培右手定则确定。为方便控制,可使人

工心脏四个血泵四个薄饼状电磁片的导线圈绕向一致。

[0082] 在另一个具体的实施例中,波纹膜的任意一同侧褶皱面上的电磁片可以更换为永磁体,只需要周期性改变另一同侧褶皱面上的电磁片的电流方向即可实现舒张和收缩的周期性动作。

[0083] 为了便于说明,结合上述对褶皱面的编号(如图8所示),编号为奇数的褶皱面上的电磁片20通以交变电流,而编号为偶数的褶皱面上电磁片使用永磁体薄片(或偶数交流电奇数永磁体薄片),当然也可以相反设置。每个褶皱上电磁片与永磁体薄片间可产生方向周期性变化的电磁力,盖板在电磁力作用下带动波纹膜靠近或远离底板。

[0084] 在另一个具体的实施例中,所述波纹膜的褶皱处为V型结构或U型结构,如图13所示,只要能实现上述功能的其他褶皱构型,也应涵盖在本发明范围内。

[0085] 基于上述,本发明提供一种人工血泵的应用:一种贯序折叠式人工心脏,如图1所示,包括硬质箱体5和四个人工血泵1、2、3、4,四个所述人工血泵安装在所述硬质箱体的两侧,分别一一对应模拟人体心脏的左心房、左心室、右心房和右心室;

[0086] 左心房和左心室对应的两个人工血泵,通过所述硬质箱体的一条通路相连,右心房和右心室对应的两个人工血泵通过所述硬质箱体内的另一条通路相连;

[0087] 四个所述人工血泵分别通过独立的外管道与人体内的血管连通;

[0088] 每根所述通路和每根所述外管道的连通处均设有一个单向阀使血液单向流动。

[0089] 在一个具体的实施例中,硬质箱体5为有一定硬度的医用高分子材料制成,具体为聚氨酯材料,但不限于此。

[0090] 硬质箱体5的层表面刷有隔磁材料制成的磁屏蔽涂层27,用以消除其对侧磁体的相互干扰。

[0091] 在一个具体的实施例中,硬质箱体上设有四个用于分别一一对应固定四个所述人工血泵的凹槽,所述人工血泵的所述底板固定在所述凹槽内。

[0092] 在一个具体的实施例中,所述外管道包括柔性管道6、7、8、9,所述柔性管道穿过所述盖板连接至所述波纹膜内,柔性管道采用医用高分子材料制成,材料属性与人体血管相近,具有良好的生物相容性,能与人体血管良好接合,具体为聚氨酯材料,但不限于此。

[0093] 血泵1、2、3、4分别模拟人体心脏的右心房、右心室、左心房、左心室。则根据人体心脏的自然生理构造,外管道6接人体上、下腔静脉,外管道7接肺动脉,外管道8接肺静脉,外管道9接主动脉。本实施例中,单向阀12~17数量为6个,布置在各通路或管道与血泵的连接处。用来实现房室瓣、静脉瓣和动脉瓣所具功能,使血液单向流动。

[0094] 基于上述,本发明提供了一种基于上述的贯序折叠式人工心脏的控制方法,包括:

[0095] 控制两心房一一对应的人工血泵所通交变电流为同相关系,以模拟两心房运动状态一致;

[0096] 控制两心室一一对应的人工血泵所通交变电流为同相关系,以模拟两心室运动状态一致;

[0097] 控制两心房对应的人工血泵与两心室对应的人工血泵所通交变电流为反相关系,以模拟两心房和两心室之间的运动状态相反。

[0098] 在一个具体实施方式中,一个周期内四个血泵所通交变电流相位关系示意图如图14所示。

[0099] 人体心脏的一个心动周期中,两心房收缩,则两心室舒张;两心室收缩,则两心房舒张。则根据自然心脏工作模式,可得到血泵1、3上所通交变电流 I 为同相关系,即两心房运动状态一致;血泵2、4上所通交变电流 I 为同相关系,即两心室运动状态一致。而血泵1、3与血泵2、4上所通交变电流之间应为反相关系,即房、室之间的运动状态(收缩和舒张)相反。

[0100] 人体心脏在输血过程中,其四个腔室泵出血液的压力有所不同。其中,左心室泵出血液的压力最大。当单个血泵的形状参数确定后,在一个心动周期中,泵血的平均压力 \bar{P} ,与血泵上所通电流 I 存在量化关系,血泵上所通电流 I 包括 I_I 以及 I_{II} :

$$[0101] \quad \bar{P} = f(I_I, I_{II})$$

[0102] 在一个具体的实施例中, I_I 是奇数编号褶皱面上电磁片所通交变电流幅值, I_{II} 是薄磁片上所通交变电流幅值, $f(I_I, I_{II})$ 的具体形式可通过实验标定获得。

[0103] 为方便控制,可做以下设置:

[0104] 在一个具体的实施例中,为方便控制,使人工心脏四个血泵的所有褶皱上的全部电磁片的导线圈绕向一致,四个血泵四个薄磁片导线圈绕向一致。

[0105] 在一个具体的实施例中,为方便控制,使用时,人工心脏四个波纹膜上的所有偶数编号褶皱面上电磁片均通以方向一致的恒定直流。

[0106] 在一个具体的实施例中,为方便控制,对于人工心脏的四个血泵底板21的磁性板,均使其与盖板薄磁片相对一侧的极性相同(均为S极或均为N极)。

[0107] 以上所述的控制方式简便、精确,能使本发明所述人工心脏十分真实地模拟人体心脏自然供血状态,供血效果好,安全可靠。

[0108] 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。

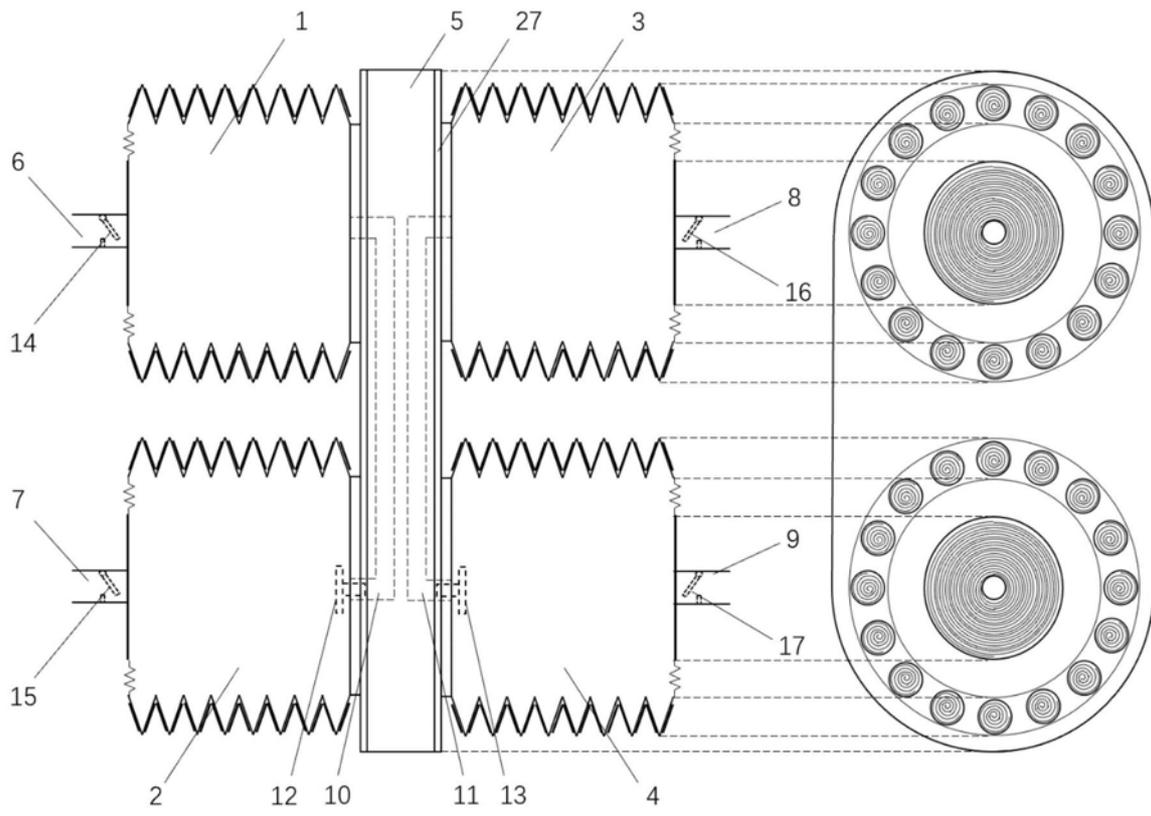


图1

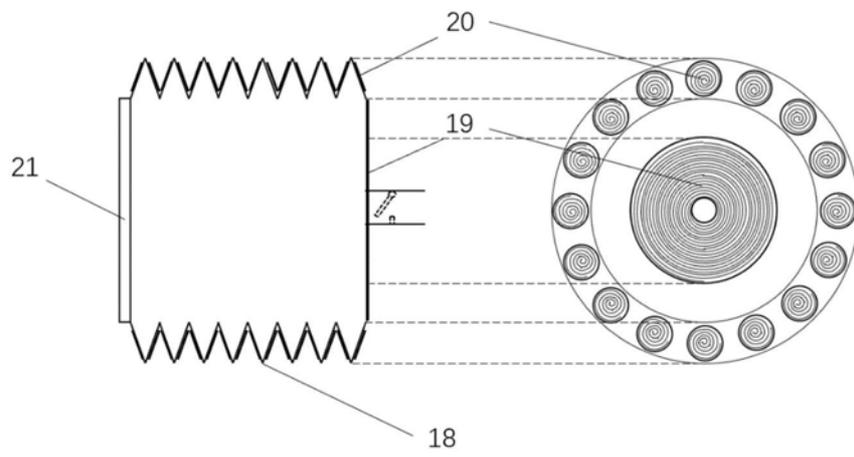


图2

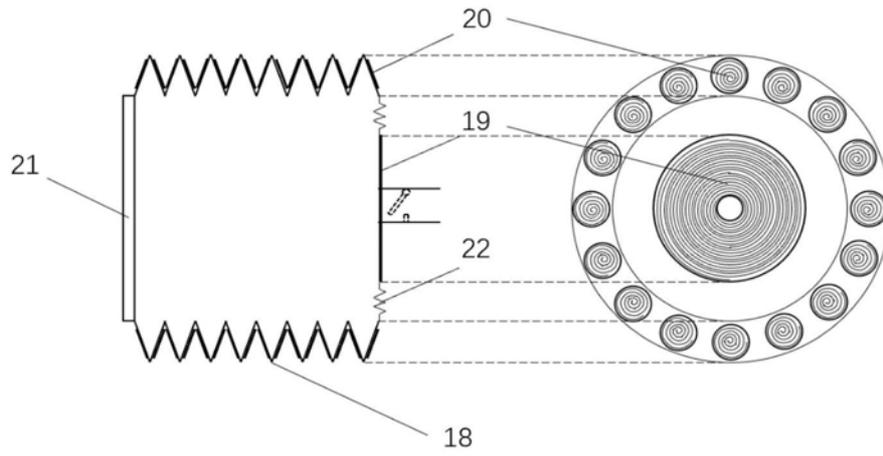


图3

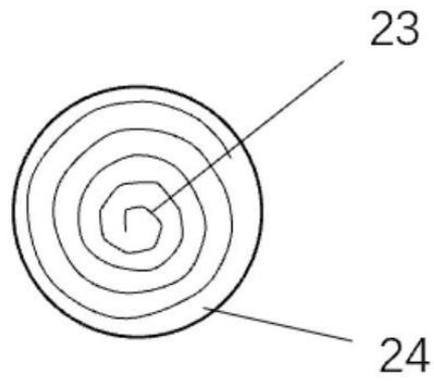


图4

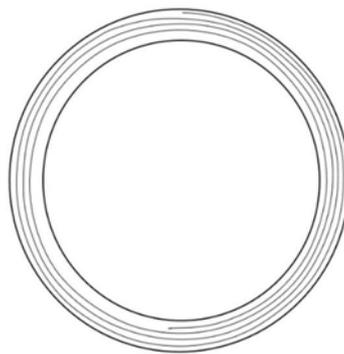


图5

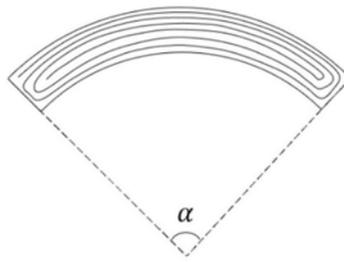


图6

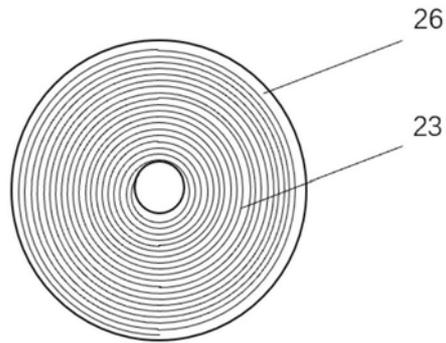


图7

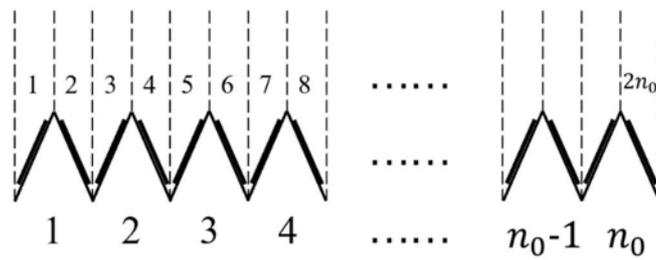


图8

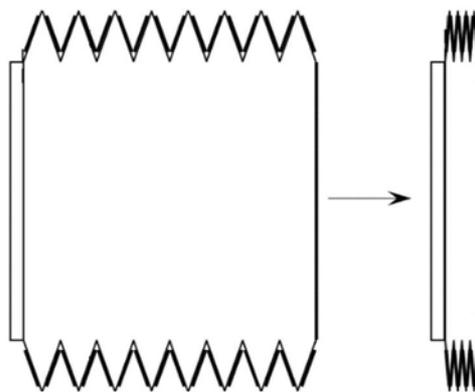


图9

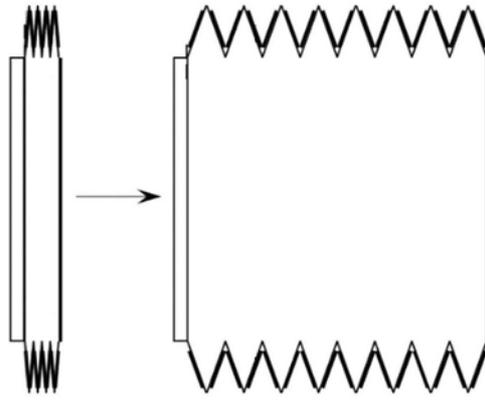


图10

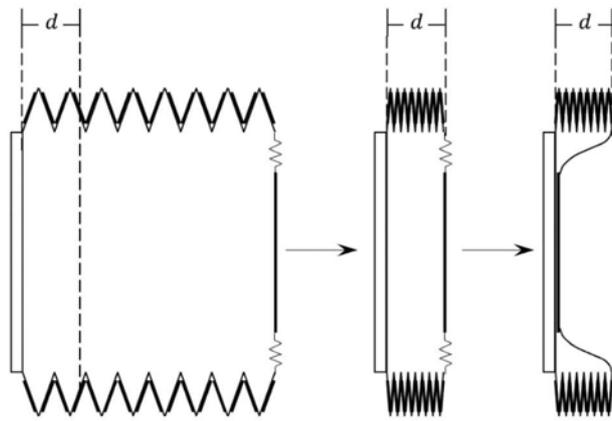


图11

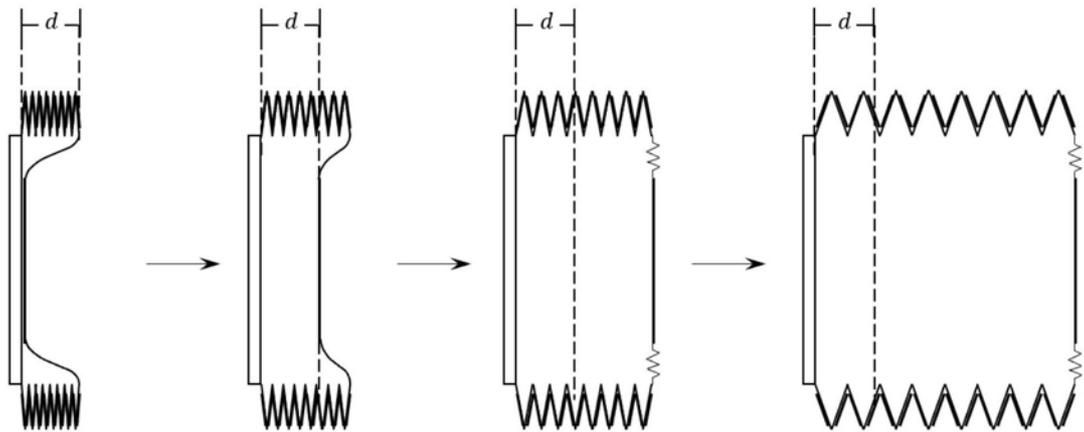


图12



图13

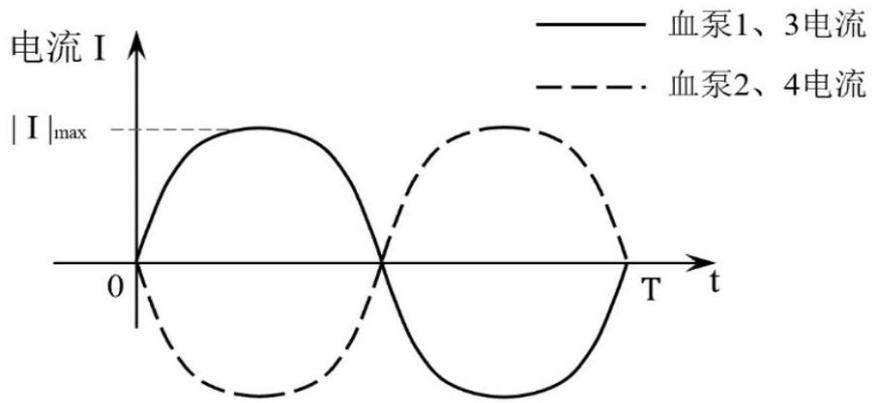


图14