



# [12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200820079510.2

[45] 授权公告日 2009年5月6日

[11] 授权公告号 CN 201230980Y

[22] 申请日 2008.3.21

[21] 申请号 200820079510.2

[73] 专利权人 北京工业大学

地址 100022 北京市朝阳区平乐园 100 号

[72] 发明人 常宇 乔爱科 刘有军

[74] 专利代理机构 北京思海天达知识产权代理有限公司  
代理人 吴荫芳

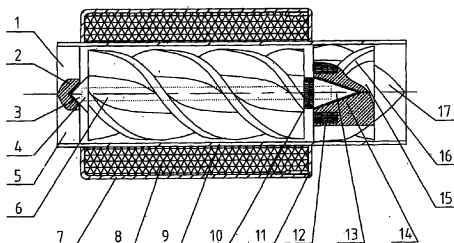
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

## [54] 实用新型名称

磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵

## [57] 摘要

一种磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，涉及一种辅助心脏内血液流动的血液泵，尤指一种磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵。该血液泵由含有电机定子 8 的外壳 7 套在含有头支撑组件 1、转子组件、尾支撑组件 15 的内壳 9 上构成，其特征在于：转子组件、头支撑组件 1 和尾支撑组件 15 装配在圆柱形内壳 9 中，转子组件撑架在头支撑组件 1 和尾支撑组件 15 之间；其中，所述的头支撑组件 1 的中心为头部血液动压悬浮锥轴承 2；所述的转子组件依次由头部血液动压悬浮锥 3、叶轮 6、尾部永磁轴承内环 10、尾部血液动压悬浮锥 13 构成；所述的尾支撑组件 15 的中心为尾部血液动压悬浮锥轴承 14，且轴承外侧嵌有尾部永磁轴承外环 12。本装置中血液受到的剪切力比较小，对红细胞的破坏小，使溶血机会减少。



1. 一种磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，由含有电机定子(8)的外壳(7)套在含有头支撑组件(1)、转子组件、尾支撑组件(15)的内壳(9)上构成，其特征在于：转子组件、头支撑组件(1)和尾支撑组件(15)装配在圆柱形内壳(9)中，转子组件撑架在头支撑组件(1)和尾支撑组件(15)之间；其中，所述的头支撑组件(1)的中心为头部血液动压悬浮锥轴承(2)；所述的转子组件依次由头部血液动压悬浮锥(3)、叶轮(6)、尾部永磁轴承内环(10)、尾部血液动压悬浮锥(13)构成；所述的尾支撑组件(15)的中心为尾部血液动压悬浮锥轴承(14)，且轴承外侧嵌有尾部永磁轴承外环(12)。
2. 根据权利要求1所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的外壳(7)为圆柱形，与内壳(9)形成夹层，电机定子(8)位于夹层内，外壳(7)一端通过侧板与内壳(9)密封连接，另一端通过端盖(11)与内壳(9)密封连接。
3. 根据权利要求1或2所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的头支撑组件(1)中，在头部血液动压悬浮锥轴承(2)周围均匀阵列分布的有头部导流叶片(5)。
4. 根据权利要求3所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的头支撑组件(1)的头部导流叶片(5)和中心的头部血液动压悬浮锥轴承(2)为一体结构。
5. 根据权利要求1所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的转子组件中的头部血液动压悬浮锥(3)、叶轮(6)、尾部永磁轴承内环(10)、尾部血液动压悬浮锥(13)通过中心的过盈连接轴(4)依次连接为一体。
6. 根据权利要求1或5所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的叶轮(6)的轮轴直径小于叶轮(6)本身直径的一半，且叶轮(6)中叶片的厚度不超过1毫米。
7. 根据权利要求1或5所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，

其特征在于：所述的转子组件中的叶轮(6)内均匀嵌有永磁体。

8. 根据权利要求 1 或 5 所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的转子组件中的头部血液动压悬浮锥(3)和尾部血液动压悬浮锥(13)的锥面上分别开有双螺旋结构的头部血液动压悬浮锥血液槽(18)和尾部血液动压悬浮锥血液槽(19)，并且头部血液动压悬浮锥血液槽(18)和尾部血液动压悬浮锥血液槽(19)的螺旋方向相反。
9. 根据权利要求 1 或 2 所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的尾支撑组件(15)在尾部血液动压悬浮锥轴承(14)周围均匀阵列分布的有与叶轮(6)旋转方向相反的螺旋状尾部导流叶片(16)，且在轴承后面设置有尾导流锥(17)。
10. 根据权利要求 9 所述的磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，其特征在于：所述的尾支撑组件(15)的尾部血液动压悬浮锥轴承(14)、尾部导流叶片(16)、尾导流锥(17)为一体结构。

## 磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵

### 技术领域

本实用新型涉及一种辅助心脏内血液流动的血液泵，尤指一种磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵。

### 背景技术

人工心脏主要有心室辅助血液泵和全人工心脏，从泵血原理分主要有叶轮泵和搏动泵。由于叶轮血泵具有体积小、效率高等特点，所以，叶轮血泵是目前人工心室辅助治疗装置的研究热点。传统叶轮泵，由于旋转部件的润滑和密封对血泵的寿命和血液兼容性造成影响，现阶段国际上主要流行的解决方案是使用无需润滑的轴承、运用磁悬浮转子或液浮转子。但是，如外轴承式人工心脏血液泵（专利号 200610002894）解决了上述密封和润滑问题，但是其原理上泵血效率低，大比例的能源浪费会成为其难走上临床的障碍；磁悬浮转子血泵（申请号 200710039971.7）直径大、剪切力大，对于血液有形成分，特别是红细胞的破坏相当大，由此造成的溶血性能问题无法克服，其轴流式实施例由于间隙过小，无法达到血泵的供血流量要求；液动压轴承血泵（US2004236420A1），形状复杂，死角过多、液浮结构面积大，使血液接触异物时间大，增加了血栓产生的机会。

### 发明内容

本实用新型的目的是提供一种磁力与流体动压混合悬浮人工心脏血液泵，以解决人工心脏血液泵润滑问题、形状复杂、血液破坏严重等问题。

为了实现上述目的，本实用新型采取了如下技术方案。一种磁力与流体动压混合悬浮的人工心脏血液泵，由含有电机定子 8 的外壳 7 套在含有头支撑组件 1、转子组件、尾支撑组件 15 的内壳 9 上构成，其特征在于：转子组件、头支撑组件 1 和尾支撑组件 15 装配在圆柱形内壳 9 中，转子组件撑架在头支撑组件 1 和尾支撑组件 15 之间，从而构成血液动压悬浮结构；其中，所

述的头支撑组件 1 的中心为头部血液动压悬浮锥轴承 2；所述的转子组件依次由头部血液动压悬浮锥 3、叶轮 6、尾部永磁轴承内环 10、尾部血液动压悬浮锥 13 构成；所述的尾支撑组件 15 的中心为尾部血液动压悬浮锥轴承 14，且轴承外侧嵌有尾部永磁轴承外环 12。尾部永磁轴承内环 10 和尾部永磁轴承外环 12 组成的尾部动磁悬浮结构，使血泵转子组件在高速旋转时可以实现动态自动平衡。

本装置为了便于放置于血管中，本装置的外壳 7 为圆柱形，与内壳 9 形成夹层，电机定子 8 位于夹层内，外壳 7 一端通过侧板与内壳 9 密封连接，另一端通过端盖 11 与内壳 9 密封连接。

为了使血液流动平稳，在本装置的头支撑组件 1 和尾支撑组件 15 中，在头部血液动压悬浮锥轴承 2 周围和尾部血液动压悬浮锥轴承 14 周围均设置有均匀阵列分布的头部导流叶片 5 和尾部导流叶片 16，其中尾部导流叶片 16 采用与叶轮 6 旋转方向相反的螺旋状叶片；另外，在尾支撑组件 15 的尾部，即在轴承后面，设置有尾导流锥 17。

为了使血液受到较小的破坏，转子组件中的叶轮 6 的轮轴直径比较小，且叶轮 6 中叶片的厚度比较小。

为了易于产生动压液悬浮层，且不影响血液流动，在转子组件中的头部血液动压悬浮锥 3 和尾部血液动压悬浮锥 13 的锥面上分别开有双螺旋结构的头部血液动压悬浮锥血液槽 18 和尾部血液动压悬浮锥血液槽 19，并且头部血液动压悬浮锥血液槽 18 和尾部血液动压悬浮锥血液槽 19 的螺旋方向相反。

本实用新型的有益效果是：1) 由于本实用新型为磁力与流体动压混合悬浮轴承，所以，轴承便于润滑，无磨损，且轴承的运转更加稳定、可靠。2) 本装置中血液受到的剪切力比较小，对红细胞的破坏小，使溶血机会减少。3) 由于本实用新型的支撑组件为环形和锥形，且叶轮 6 的轮轴直径易于做得足够小，叶轮 6 中叶片的厚度易于做得足够薄，因此便于加工制造、安装，且制造成本低。4) 本实用新型的结构简单、无流场死角，因此不易产生血栓。

## 附图说明

图 1 为本实用新型磁力与流体动压混合悬浮人工心脏血液泵结构示意图

图 2 为头部血液动压悬浮锥与头部血液动压悬浮锥轴承配合示意图

图 3 头部血液动压悬浮锥血液槽形状示意图

图 4 为尾部血液动压悬浮锥与尾部血液动压悬浮锥轴承配合示意图

图 5 尾部血液动压悬浮锥血液槽形状示意图

图 6 为尾部永磁轴承内环、尾部永磁轴承外环的相对关系示意图

图中：1、头支撑组件，2、头部血液动压悬浮锥轴承，3、头部血液动压悬浮锥，4、过盈连接轴，5、头部导流叶片，6、转子组件，7、外壳，8、电机定子，9、内壳，10、尾部永磁轴承内环，11、端盖，12、尾部永磁轴承外环，13、尾部血液动压悬浮锥，14、尾部血液动压悬浮锥轴承，15、尾支撑组件，16、尾部导流叶片，17、尾导流锥。18、头部血液动压悬浮锥血液槽，19、尾部血液动压悬浮锥血液槽。

## 具体实施方式

如图 1 所示，本实用新型公开的磁力与流体动压混合悬浮人工心脏血液泵主要包括外壳 7 和内壳 9 两部分，外壳 7 和内壳 9 皆为圆筒状，采用医用钛合金 TC4 材料制作。外壳 7 套在内壳 9 外形成夹层，夹层内放置电机定子 8；外壳 7 一端用环形侧板与内壳 9 密封连接，另一端通过环形端盖 11 与内壳 9 密封连接。内壳 9 依次放置头支撑组件 1、转子组件和尾支撑组件 15，转子组件撑架在头支撑组件 1 和尾支撑组件 15 之间。其中，头支撑组件 1 由头部血液动压悬浮锥轴承 2 和头部导流叶片 5 构成，头部血液动压悬浮锥轴承 2 位于头支撑组件 1 的中心；头部导流叶片 5 均匀排列于头部血液动压悬浮锥轴承 2 的外围；轴承与内壳 9 间有使血液流通的孔道。转子组件依次由头部血液动压悬浮锥 3、叶轮 6、尾部永磁轴承内环 10、尾部血液动压悬浮锥 13 构成，以上各部件由通过各部件中心的过盈连接轴 4 依次连接为一体；在头部血液动压悬浮锥 3 和尾部血液动压悬浮锥 13 的锥面上分别开有螺旋状的头

部血液动压悬浮锥血液槽 18 和尾部血液动压悬浮锥血液槽 19，且头部血液动压悬浮锥血液槽 18 和尾部血液动压悬浮锥血液槽 19 的螺旋方向相反；如图 3、图 5；转子组件中的叶轮 6 内按常规方式均匀嵌有永磁体，当电极定子与电源接通时与电极定子作用使转子组件转动；转子组件中的叶轮 6 采用医用钛合金 TC4 材料制作，叶轮 6 的轮轴直径小于叶轮 6 本身直径的一半，且叶轮 6 中叶片的厚度不超过 1 毫米。尾支撑组件 15 由尾部血液动压悬浮锥轴承 14、尾部永磁轴承外环 12、尾部导流叶片 16 和尾导流锥 17 组成，尾部血液动压悬浮锥轴承 14 位于尾支撑组件 15 的中心，在尾部血液动压悬浮锥轴承 14 的外侧嵌套有尾部永磁轴承外环 12；尾部导流叶片 16 均匀排列于尾部血液动压悬浮锥轴承 14 的外围，且轴承的后面为尾导流锥 17，轴承与内壳 9 间有使血液流通的孔道。

本实用新型介绍的由头支撑组件 1 和尾支撑组件 15 构成的血液动压悬浮结构以及由尾部永磁轴承内环 10 和尾部永磁轴承外环 12 组成的尾部磁悬浮结构，使血泵转子组件在高速旋转时可以实现动态自动平衡。接通电机定子电源后，本实用新型介绍的头部血液动压悬浮锥 3 在转动时将血液沿其导流槽推进到头部血液动压悬浮锥轴承 2 内部并产生高压区，血液再沿头部血液动压悬浮锥 3 与头部血液动压悬浮锥轴承 2 之间的间隙流出，在此产生动压液悬浮层（如图 2），该动压液悬浮层对转子组件产生轴向及径向的悬浮力；同样的，尾部血液动压悬浮锥 13 在转动时将血液沿其导流槽推进到尾部血液动压悬浮锥轴承 14 内部并产生高压区，血液再沿尾部血液动压悬浮锥 13 与尾部血液动压悬浮锥轴承 14 之间的间隙流出，在此产生动压液悬浮层（如图 4），该动压液悬浮层对转子组件产生轴向及径向的悬浮力；本实用新型介绍的尾部永磁轴承内环 10 与尾部永磁轴承外环 12（如图 6），反向充磁，其作用在于血泵系统启动前产生向前的轴向磁力，使转子组件在该力的作用下被推向头部，使得头支撑组件 1 间隙小容易在启动过程中的低转速状态下形成动压液悬浮层，使转子组件快速实现悬浮，当在启动后，转子组件受到的向

前的轴向血液流作用力和轴向磁力，造成尾支撑组件 15 的间隙变大，此时通过尾部永磁轴承内环 10 和尾部永磁轴承外环 12 在高速相对旋转运动状态下在径向和轴向产生永磁悬浮轴承力，弥补尾支撑组件 15 因间隙变大造成的液浮力损失。

本装置工作时，血液首先流经头部导流叶片 5，然后流到转子组件处，转子组件在电机定子 8 的作用下，通过叶轮 6 的旋转，将血液向后推进，血液流经尾支撑组件 15，由尾部导流叶片 16 和尾导流锥 17 整流后流出内壳 9。

本实用新型的头支撑组件 1、尾支撑组件 15、尾部永磁轴承内环 10 和尾部永磁轴承外环 12 的直径可以做得很小，因此剪切力小，使溶血机会减少；本实用新型中的各部件也便于加工制造和安装；并且本实用新型中的轴承便于润滑。

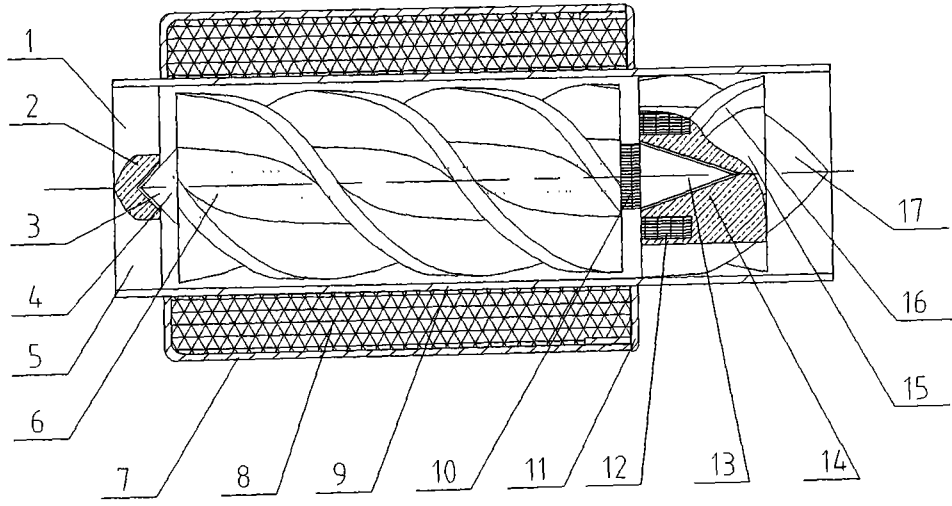


图 1

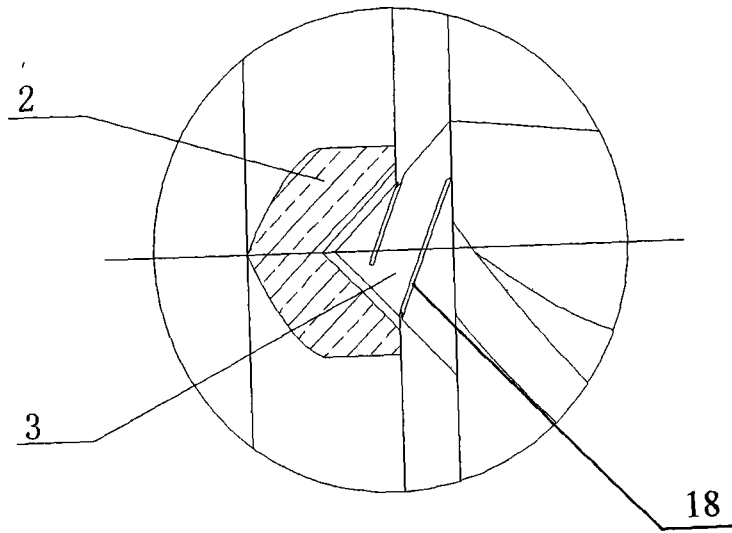


图 2

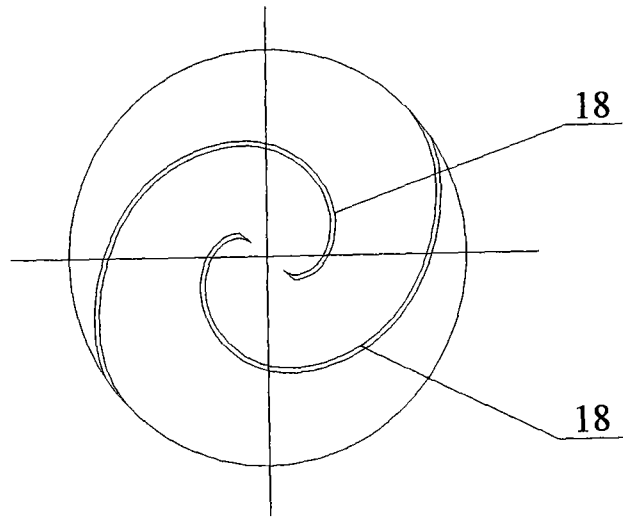


图 3

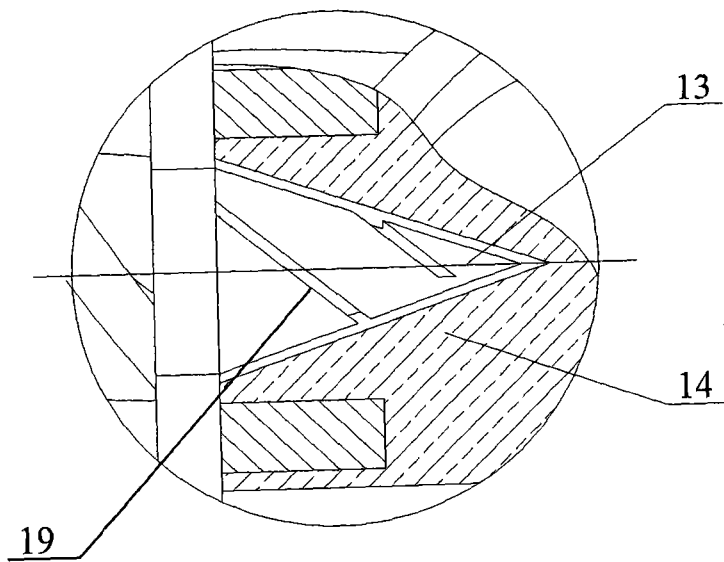


图 4

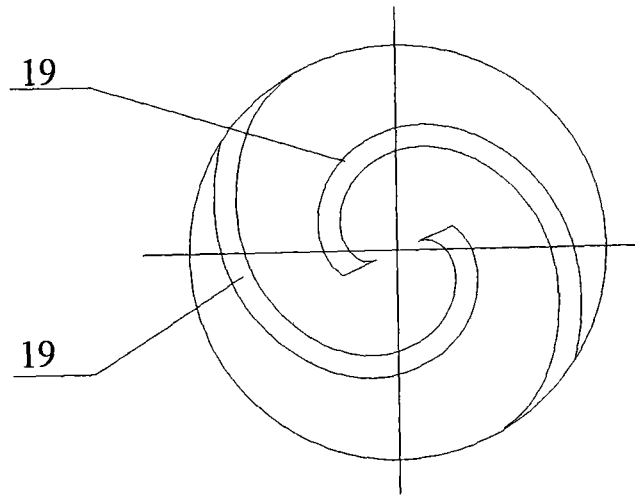


图 5

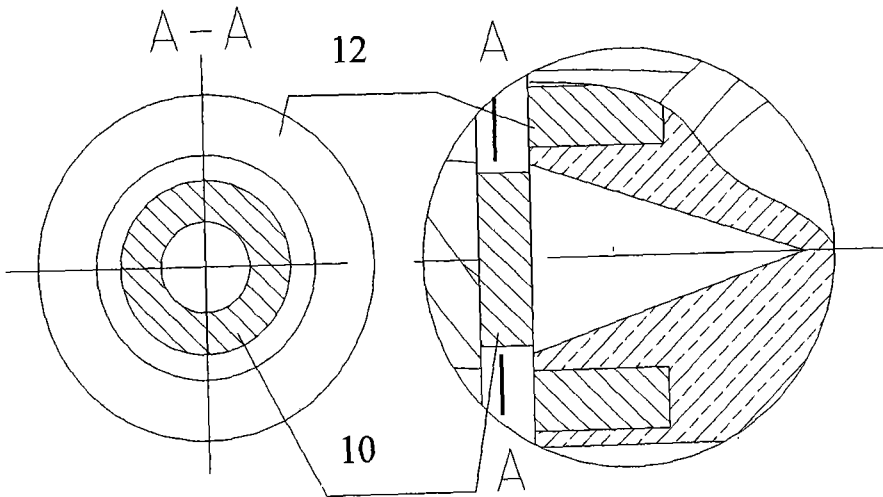


图 6