



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102176933 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 200980139902. 0

(22) 申请日 2009. 08. 10

(30) 优先权数据

0814536. 9 2008. 08. 08 GB

0822235. 8 2008. 12. 05 GB

0904188. 0 2009. 03. 11 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 04. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2009/001954 2009. 08. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/015836 EN 2010. 02. 11

(73) 专利权人 卡龙心脏科技有限公司

地址 英国斯旺西

(72) 发明人 格雷厄姆·福斯特

(74) 专利代理机构 北京中北知识产权代理有限公司

公司 11253

代理人 焦烨璿

(51) Int. Cl.

A61M 1/10(2006. 01)

F04D 29/22(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2007/140481 A2, 2007. 12. 06, 说明书 [0111-0118] [0153-0155] [0174]、图 4-9, 20-23f.

WO 2007/140481 A2, 2007. 12. 06, EP 0599138 A2, 1994. 06. 01, 摘要、说明书第 3 栏 8-28 行、图 1.

US 2004/0234397 A1, 2004. 11. 25, 说明书 [0050-0075] [0089-0092]、图 1-6, 11-12.

WO 98/04834 A1, 1998. 02. 05, 全文.

EP 1323438 A2, 2003. 07. 02, 全文.

审查员 马薇

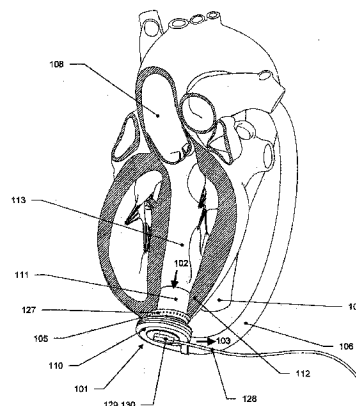
权利要求书1页 说明书8页 附图18页

(54) 发明名称

心脏辅助设备

(57) 摘要

装置是心室辅助装置, 包括: 带有其内具有径向叶轮和驱动叶轮的转子的外壳的泵, 转子和叶轮使用时均液体动压地悬浮在外壳内, 泵还包括用于驱动转子的定子; 入口套管部分被设置从心室内部延伸以便横跨心室壁, 在入口套管部分内的定子位于心室的内部; 和用来被叶轮驱动的血 液出口以便泵为径向泵。出口和叶轮均设置位于心脏外。



1. 适合植入人类心脏的心室 (113) 内的心脏辅助设备, 该设备包括:

(a) 泵, 其包括外壳, 外壳内有具有叶轮叶片的径向叶轮 (109), 驱动所述叶轮的转子 (119) 和用来驱动所述转子的定子 (121), 转子 (119) 与定子 (121) 之间的间隔允许转子 (119) 与定子 (121) 之间的次流 (125) 产生用于转子 (119) 的径向集中的径向液体动压轴承 (126), 所述叶轮 (109) 包括多个叶轮叶片和用于所述叶轮叶片的罩装置, 所述罩装置包括一系列用于交替偶数叶轮叶片的交替前罩 (117) 和用于交替奇数叶轮叶片的交替后罩 (118), 每个所述的叶轮叶片均通过各自的罩中的一个交替罩连接到相邻的叶片;

(b) 入口套管部分 (111), 其被设置从心室 (112) 的内部延伸, 以便横跨心室壁, 定子 (121) 在所述入口套管部分内, 以便当所述设备被植入心室时位于所述心室内部;

(c) 被所述叶轮驱动的血液出口 (103), 所述出口大体上横切到所述入口套管部分, 当所述设备使用时, 所述出口和所述叶轮都被设置均位于心脏外, 其特征在于: 其中用于叶轮 (109) 的轴向集中的液体动压轴承 (124) 被设置在交替前罩 (117) 的面和交替后罩 (118) 的面上, 被设置于罩装置的面上的液体动压轴承 (124) 面向相反方向, 以便轴向限制转子 (119)。

2. 根据权利要求 1 所述的设备, 还包括用于将该设备固定到心脏壁的固定装置。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的设备, 具有经由所述叶轮从所述入口到所述出口的主血液通道和从所述入口到所述出口的次血液通道, 所述次血液通道包括所述转子和所述定子之间的间隔。

4. 根据权利要求 3 所述的设备, 其中定子在其内表面上具有一系列纵向延伸的槽, 内表面限定次血液通道。

5. 根据权利要求 4 所述的设备, 其中相邻槽之间的各自的地方设有用于定子的液体动压轴承。

6. 根据权利要求 5 所述的设备, 其中所述槽是彼此平行的而且平行于定子的中心轴线延伸。

7. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中电动机转子磁体与交替罩结合。

8. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中液体动压轴承是逐渐减小的以便减小相对于旋转方向罩和外壳之间的间隙。

9. 根据权利要求 1 所述的设备, 包括用于将所述叶轮朝定子磁偏向的装置。

10. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述叶轮包括磁性材料的整体, 具有用来运转所述转子的磁化区。

11. 根据权利要求 1 所述的设备, 设置泵壳位于心脏外, 入口套管横跨心脏壁, 并且转子位于心脏内。

心脏辅助设备

技术领域

[0001] 本发明涉及可植入式心脏辅助设备,例如心室辅助设备。

背景技术

[0002] 心力衰竭是全球主要健康问题,每年导致成千上万的人死亡。直到最近为止治疗晚期心力衰竭的唯一途径是心脏移植或植入人工心脏。不幸地,捐赠者的心脏仅仅只能满足很小一部分的需求,并且由于与全人工心脏相关的技术性困难,全人工心脏尚未获得广泛的接受。

[0003] 过去三十年来,心室辅助装置(VADs)主要作为移植装置的桥已经逐步得到接受。心室辅助装置被长期植入而且与患病的心脏一同工作以便提高心脏的输出量并在等待移植的同时保持患者的生命和/或给予更好的生活质量。这些装置的使用在一些患者中已经产生了意想不到的结果:减少超过时间的心脏张力已经使得心室有效的自动痊愈。这给了许多患者以希望,对他们而言可以不需要使用捐赠者的心脏,因为实际上可能更早植入心室辅助装置使得他们在疾病达到最末期之前可以恢复健康状况。即使捐献心脏是可获得的,相比承受移植而言,可能更加可取的结果是让人们拥有一颗恢复健康的自己的心脏。

[0004] 阻碍心室辅助装置作为更常规基础进行安装的主要原因是安装该装置所必需的大创伤手术和装置本身高昂的成本。

[0005] 为了安装一个心室辅助装置,典型的胸骨切开手术、全心肺分流,以及到达心脏和胸主动脉的主要措施均是必需的。目前这种手术的风险不仅仅对那些处于心力衰竭末期的人是证实的。至于成本,现有的装置通常具有复杂的结构并且因为它们的结构需要专门和昂贵的制造工艺。安装这些装置所需的手术也是昂贵的因为手术时间长而且细致。

[0006] 如果长期植入心室辅助装置或等同的循环辅助装置能够以更小的创伤外科手术完成,且装置的成本能够被显著降低,那么利用心室辅助装置治疗早期心力衰竭将变得更加广泛和常规。

[0007] 心室辅助装置的更小创伤植入手术的关键是使得装置尽可能的小以便其能够使用只需要小的最初切口的手术被植入。而且,在心脏还在跳动的同时将装置植入或连接到心脏而且不需要分流术是有可能的。

[0008] 同样重要的是降低手术风险,因此,有益的是利用现有已经被证实的技术,尽可能改进它们。植入现有心室辅助装置良好的被证实的方式是将该装置依附到左心室的心尖,该装置带有位于心室内的装置的入口和位于心脏外的装置的出口。泵(叶轮、马达,等等)的运行根据装置的设计可以大部分处于心室内,横跨心室壁,或者大部分处于心室外。

[0009] 如果装置的尺寸足够小,该步骤能够通过胸廓切开手术而不是胸骨切开手术进行,明显降低手术创伤。

[0010] 将心室辅助装置依附到心室心尖的技术的一个不尽如人意的特征是需要去除心脏的心尖的核心以便容纳横跨在其上的泵的部分。因此有利的是最小化这个核的尺寸,因为核越小导致的创伤越小。同样,核的尺寸对装置的适应患者群方面有限制。例如,小的成

年人和青少年不能安装某些现有的泵,因为他们的心脏没有足够大到可以容纳核的尺寸。

[0011] 心室辅助装置的另一个重要要求是它们必须在运行时几乎不磨损,以便它们许多年不需要保养。传统的轴承是不合适的,因为它们最后都磨损而且改变心室辅助装置的工作特性。泵旋转部分的液体动力悬浮消除了传统轴承的需要而且确保了泵的移动和固定部分从不物理接触。

发明内容

[0012] 存在开发改良的心室辅助装置的持续的需要。根据本发明,因此,提供一种如心室辅助装置的可植入式心脏辅助设备,用来依附心脏的心尖,该设备包括液体动压悬浮的移动部分,并且包括位于心脏外的叶轮和出口,以及组合的电动机和横跨心室壁并且本身延伸至心室内的入口套管部分。电动机转子组件依附叶轮而且延伸至入口套管内。电动机定子组件与毗邻转子组件的入口套管结合为一整体。

[0013] 上面的设计具有显著的优点且允许获得如下多个期望考虑:定位叶轮在心脏外部的的位置,在该位置可用的空间越大允许的被使用的叶轮的直径越大,因此具有更高的效率;而且转子组件与入口套管结合为一体为电动机提供了便利的位置,不会增加泵的整体尺寸。

[0014] 在优选的实施例中(参见例如图1至6,8,9,10,11,13和14的实施例),设备具有经由叶轮从入口到出口的主血液通道,和包含转子和定子之间间隔的次血液通道。在一些实施例中,次血液流动通道的容量可以比主血液通道的容量小;在如下述将要描述的、参考图14和图15的其他实施例中,次血液通道的容量与主血液通道的容量也可以相当以便它们一起形成分离的主血液通道。

[0015] 特别地,在后面的实施例中,优选的是定子在其内表面上具有一系列纵向延伸的槽,其界定从入口至出口的血液通道的分配。进一步优选的是相毗邻的槽之间各自的地方设置用于定子的液体动压轴承。这样的槽通常相互平行而且进一步它们优选平行于定子的中心轴延伸。

[0016] 在本发明进一步优选的实施例中,叶轮包括多个叶轮叶片和用于各自叶轮叶片的罩。这样的罩优选包括一系列用于间隔偶数叶片的交替的前罩和用于间隔奇数叶片的交替的后罩。在这样的设置中,相邻叶片通常通过各自的交替的罩彼此连接(也就是说,前罩连接相邻的叶片的前沿,且后罩连接下一个相邻叶片的后沿)。在这样的设置中,叶轮有齿形横截面,交替的前罩和后罩各自形成凸起和下凹的齿。

[0017] 这样的设置特别适合于在交替的罩的前面或外面(与泵壳的各自面相邻的罩的面)结合液体动力轴承。轴承通常是锥形以便降低罩和壳之间在旋转方向的间隙。

[0018] 在这个后面的设置中,特别优选的是在交替的罩内结合电动机转子磁体,像下面参考附图的图16至图18描述的一样。

[0019] 在本发明进一步优选的实施例中(例如,参见图10至12),叶轮可以设有用于使叶轮朝向定子磁性偏置的装置。这使得单侧液体动压轴承可能被设置(即,仅仅设置在更靠近定子的叶轮的面)。

[0020] 在本发明更进一步优选的实施例中(参见,例如,图8,9,10至12和18),叶轮可能是磁性材料的单一主体,其具有磁化区,该磁化区包括用于电动机功能的电动机磁化区和

用来轴向偏向整个转子的可选的磁化区。

[0021] 在一些实施例中(参见,例如,图 19 至 21),泵室位于心脏外,入口套管被设置横跨心脏壁且电动机主体位于心脏内。

附图说明

[0022] 现在将参照附图说明本发明的实施例和它的优选特征,其中:

[0023] 图 1 是根据本发明的心室辅助装置的第一实施例的透视图;

[0024] 图 2 是被植入人体心脏的图 1 的心室辅助装置的剖视图;

[0025] 图 3 是图 1 的心室辅助装置的透视剖视图;

[0026] 图 4 是图 1 的心室辅助装置的全剖图;

[0027] 图 5 是图 1 的心室辅助装置的叶轮仅从第一角度的透视图;

[0028] 图 6 是图 5 的叶轮仅从第二角度的透视图;

[0029] 图 7 是根据本发明的心室辅助装置的第二实施例的透视剖视图;

[0030] 图 8 是图 7 的心室辅助装置的全剖图;

[0031] 图 9 是根据本发明的心室辅助装置的第三实施例的全剖图;

[0032] 图 10 是根据本发明的心室辅助装置的第四实施例的全剖图;

[0033] 图 11 是图 10 的局部特写图;

[0034] 图 12 是根据本发明的心室辅助装置的第五实施例的局部剖视图;

[0035] 图 13 是根据本发明的心室辅助装置的第六实施例的透视剖视图;

[0036] 图 14 是图 13 的心室辅助装置的全剖图;

[0037] 图 15 是图 13 的心室辅助装置的径向剖视图;

[0038] 图 16 是根据本发明的心室辅助装置的第七实施例的透视剖视图;

[0039] 图 17 是图 16 的心室辅助装置的全剖图;

[0040] 图 18 是根据本发明的心室辅助装置的第八实施例的全剖图;

[0041] 图 19 是根据本发明的心室辅助装置的第九实施例的透视图;

[0042] 图 20 是图 19 的心室辅助装置被移植时的剖视图;和

[0043] 图 21 是图 19 的泵的全剖图。

具体实施方式

[0044] 图 1 至图 6,其中相似部分用相似标号标示,显示了根据本发明的心室辅助装置的第一实施例。心室辅助装置 VAD 包括带有血液入口 102 和血液出口 103 的泵室 101。主血液流动通道 104 被限定在入口 102 和出口 103 之间。

[0045] 当植入时(参见图 2),泵室 101 位于心脏外,在心室的心尖 105 上,其出口 103 与转而移植到降主动脉 107 的流出套管 106 连接。还可能的是将流出套管 106 移植到升主动脉 108(图中未示出)。泵室 101 包括优选为径向式或混流式的叶轮 109 和辅助动能转化因而提高效率的蜗壳 110。

[0046] 泵室 101 定位在心脏外允许其显著大于如果其被移植到心脏内。这样的设置使得叶轮 109 和蜗壳 110 都能够具有优化设计来有益于泵容量和效率。

[0047] 流入套管 111 从泵室 101,穿过心室 112 的壁延伸到心室 113 的腔内,使得血液入

口 102 完全处在心室 113 的腔内。

[0048] 泵室 101 被包括与流入套管 111 相邻的前面 114 和与流入套管相对的后面 115 的外壳封闭。

[0049] 叶轮 109 具有一系列叶轮叶片 116 (参见图 3 和图 5 和 6), 叶轮叶片被交替架设在位于叶轮叶片前面和后面边沿之间间隙上的交替罩连接。因此, 一系列前罩 117 产生在与流入套管 111 相邻的叶轮一侧, 并且一系列后罩 118 产生在与流入套管 111 相对的叶轮一侧。

[0050] 前罩 117 和后罩 118 的面大到足够容纳用于叶轮 109 轴向集中的液体动压轴承 124。因为液体动压轴承 124 面向相反方向, 转子完全能被轴向限制。

[0051] 交替罩的设置具有超越传统罩设置的优点, 特别是在血泵的应用方面。传统罩通常采用单面或双面 (例如前罩或后罩, 或两者) 的完全盘体形式。这些公知的罩因此产生它们后面困住的空间, 这将导致低流动性和高剪切应力的区域, 这些因素增加不被期望的红细胞溶解和血栓症的可能性。

[0052] 在描述的实施例中使用的交替罩的设计更容易接受的是与液体动压轴承结合。由每个罩部分产生的分离部分允许对于液体动压轴承有明确的开启和结束并且因此轴承设计能被优化。

[0053] 通常, 液体动压轴承被设计为在罩和外壳之间相对于旋转方向具有锥形 (减小) 间隙。

[0054] 驱动心室辅助装置 VAD 的电动机与入口套管 111 结合。电动机转子 119 由从叶轮 109 到入口 102 的入口套管长度延伸的管形构件组成, 并且包含永磁体 120。电动机定子 121 由从后壳 115 到入口 102 延伸的较大直径的管状构件组成, 并且包含线圈 122 和铁芯片 123 (参见图 3 和 4)。

[0055] 转子 119 和定子 121 之间的间隙允许在两者之间的次流 125, 因此产生用于转子 119 的径向集中的径向液体动压轴承 126。径向和轴向液体动压轴承的组合限定所有自由度且意味着不再需要集中装置。

[0056] 通过在带有紧密间隙的定子 121 内旋转的转子 119 的固有的液体动压轴颈效应可以产生径向液体动压轴承 126; 或者额外的液体动压轴承构件 (未示出) 可以被包含来增加液体动压轴承的力量。

[0057] 心室辅助装置 VAD 通过缝合环 127 依附到心脏, 缝合环 127 通常通过依靠缝合、组织相容粘合剂、上述两者的结合或其他合适的依附方式依附到心室心尖 105 外部。为了形成环绕从心尖 105 的流入套管 111 的出现的血液牢固的密封, 密封毡 (未示出) 限制在缝合环 127 和心尖 105 之间。

[0058] 电能通过电缆 128 和连接器 129 的方式供应。电缆能够或者经由皮肤到外部控制器和电源, 或者经由为了经皮肤能量输送的被植入的感应线圈。速度控制电子器件 130 也可能被结合来利用心脏外部的可用空间。

[0059] 图 7 和 8 显示本发明第二实施例, 其与图 1 至 6 的实施例相似, 但是叶轮和轴向液体动压轴承的性质不同。

[0060] 替代图 1 至 6 叶轮 109 上的交替的前罩 117 和后罩 118, 图 7 和 8 的叶轮 209 仅有一个前罩 217。在前罩 217 前面的液体动压轴承 224 抵抗倾向于朝向入口 202 推动叶轮

209 的轴向力。由于在叶轮 209 的后面没有液体动压轴承,在转子 219 入口 202 侧的法兰 231 设有液体动压轴承 232,液体动压轴承 232 能够抵抗倾向于朝向远离入口 202 推动叶轮 209 的轴向力。

[0061] 因此上述液体动压轴承能够用作一对来轴向地集中叶轮 209 且能够抵抗来自任何方向的轴向力。径向液体动压轴承 226 按照图 1 至 6 的实施例工作以便抵抗径向力,并且与轴向液体动压轴承组合限制所有的自由度。

[0062] 图 7 和 8 的所有其他方面均以图 1 至 6 实施例相似的方式运转。

[0063] 图 9 显示本发明第三实施例,其首先与图 1 至 6 的实施例相似,但是在电动机转子方面不同。替代图 1 至 6 中分离的转子磁体 120,图 9 的电动机转子 319 是在与电动机线圈 322 协作位置具有磁化区 320 的单件磁性材料。

[0064] 使用单件磁性材料能够简化结构并且因此降低生产成本。图 9 实施例的所有其他方面均以与图 1 至 6 的实施例相似的方式运转。

[0065] 图 10 和 11 显示第四实施例,分别与图 7 和 8、图 9 的实施例相似。其具有与这些实施例相似的特征,但是相对不同。具体地,图 7 和 8 中的单一前罩 217,和如图 9 的整体由单件磁性材料制成的电动机转子 319 是相似的。图 10 和 11 的实施例具有带两个磁化区的单件磁性材料的电动机转子 419,即为了与电动机线圈协作的电动机磁化区 420,和罩磁化区 427。

[0066] 罩磁化区 427 吸引叶轮 409 (并且因此吸引整个转子 419) 朝向铁芯片 423。当泵运转时,罩通过对面的液体动压轴承 424 阻止与外壳前面 414 接触。磁性吸引力和液体动压轴承力将达到稳定的平衡并且保持前罩 417 和外壳的前面 414 之间的间隙。

[0067] 因为转子 419 的轴向位置完全由罩磁化区 427 和铁芯片 423 之间的磁性吸引力以及来自液体动压轴承 424 的反作用力的结合来控制,所以不再需要轴向稳定。因此,不再需要图 1 至 6,和图 9 的交替的后罩 118,318,以及图 7 至 8 的法兰 231。

[0068] 图 10 和 11 的所有其他方面以与前面实施例相似的方式运转。

[0069] 图 12 显示十分相似于图 10 和 11 的实施例的第五实施例,并且因为在与前面 514 相邻的外壳内包含额外的永磁体 528 而不同。额外的永磁体 528 被设置用来提供在叶轮 509 的前罩 517 上的磁化区 527 之间的更大的吸引力,并且因此提供叶轮 509 的改进的轴向位置稳定性。为了产生吸引力,永磁体 528 的磁极与磁化区 527 的磁极相反。

[0070] 图 12 的实施例的所有其他方面以与图 10 和 11 实施例相似的方式运转。

[0071] 图 13 至 15 显示了相似于图 1 至 6 的实施例的第六实施例,但是在穿过流入套管 611 的流动通道 604 方面不同。代替图 1 至 6 实施例的分离的主流动通道 104 和次流动通道 125,图 13 至 15 的实施例使用分散的主流动通道 604 以便更多的血液能穿过电动机转子 619 和电动机定子 621 之间的间隙。这能够使更多的热量从电动机被移走以便移走热量的血液中温度升高为最小。

[0072] 为了推动更多的流量而简单增加转子 619 和定子 621 之间的径向间隙将削弱轴承 625 的成效,因为为了恰当运行,液体动压轴承通常要求紧密的间隙以得到相应的功能。

[0073] 图 13 至 15 的实施例中,一系列纵向延伸的槽 626 设置在转子 619 和定子 621 之间的间隙内。槽 626 允许足够量的血液流过它们,同时还在适合于径向液体动压轴承 625 的槽 626 之间的地方内设置转子 619 和定子 621 之间紧密间隙的区域。

[0074] 液体动压轴承 625 可以由相对于旋转方向锥形的（减小的）槽 626 之间界定的地方内的间隙产生。

[0075] 图 13 至 15 的实施例的所有其他方面以相似于图 1 至 6 实施例的方式运转。

[0076] 图 16 和 17 显示第七实施例，第七实施例与前面描述的实施例在一些方面明显不同。因此将更加完整地说明，而且在恰当的地方参考前面的实施例。

[0077] 图 16 和 17 的实施例具有带血液入口 702 和血液出口 703 的泵室 701。主流动通道 704 被限定在入口 702 和出口 703 之间。

[0078] 另外参考图 2，泵室 701 位于心脏外部，在心室 105 的心尖上，其出口 703 与转而移植到降主动脉 107 的流出套管 106 连接（如前面实施例）。泵室 701 进一步包括优选为径向式或混流式的叶轮 709 和辅助动能转化为压力因而提高效率的蜗壳 710。

[0079] 流入套管 711 从泵室 701，穿过心室 112 的壁延伸进入心室 113 的腔内，以便血液入口 704 完全处于在心室 113 的腔内。流入套管 711 的直径只需如血液流动的一样大并且被要求容纳在心室壁 113 内的核尽可能的小。

[0080] 泵室 701 被具有与流入套管 711 相邻的前部 714 和与流入套管 711 相对的后部 715 的外壳或机壳封闭。

[0081] 叶轮 709 具有一系列被交替地架设在其前沿和后沿上的叶片 716 之间的间隙上的罩连接。因此，一系列前罩 717 产生在与流入套管 711 相邻的叶轮一侧，并且一系列后罩 718 产生在与流入套管 711 相对的叶轮一侧。

[0082] 驱动泵的电动机与叶轮 709 的前罩 717 和后罩 718，以及外壳的前部 714 和后部 715 结合为一整体。使用的电动机的类型为永磁无刷直流电动机，其通常意味着电动机转子包含永磁体并且电动机定子包含线圈。因此罩 717, 718 包含永磁体 719，而外壳包含线圈 720。磁体 719 和线圈 720 之间没有电连接。

[0083] 电动机不再需要与外壳的侧 714, 715 和叶轮 709 均结合为一体，但是代替的是被结合到一侧。在这种情况下，为了提供足够强的电动机，在选择部分（714 或 715）上的叶轮罩（717 或 718）都比相对侧更厚且更宽，以便与如果相等尺寸和距离的前罩 717 和后罩 718 可能被使用相比允许使用更大的磁体 719。

[0084] 前罩 717 和后罩 718 的面大到足够容纳用于在使用过程中叶轮集中的液体动压轴承 721。叶轮 709 和前罩 717 还是倾斜的以便液体动压轴承 721 在轴向和径向方向均限制叶轮 709。这个布置限制所有自由度并且意味着不再需要集中装置。

[0085] 图 16 和 17 的实施例的所有其他方面与前面描述的实施例以相似的方式运转。依附心脏的方式和电能供应同图 1 实施例中描述的一样。

[0086] 同样还可能将图 16 和 17 实施例的设置和如图 9 和图 10 到 11 描述的单片磁性材料制成的转子组合起来。这是图 18 阐明的第八实施例。

[0087] 图 18 的实施例具有单片磁性材料的叶轮 809 并且结合在前交替罩 817 和与电动机线圈 820 一致的后交替罩 818 内的磁化区 819。磁化区 819 代替图 16 和图 17 的分离的永磁体 819。

[0088] 同时磁化区 819 被显示在前交替罩 817 和后交替罩 818 上，具有两套彼此相对应的电动机线圈 820，这使得包括磁化区 819 仅仅设置在前交替罩 817 或者后交替罩 818 的任何一个内成为可能。在这种情况下，将包括唯一一套对应的线圈 820。

- [0089] 图 18 实施例的所有其他方面与图 16 和 17 实施例的那些方面以相似的方式运转。
- [0090] 图 19 至 21 显示本发明第九实施例,其在一些方面与前面实施例明显不同,因此在适当地方参考前面实施例下,其将更完整地给予说明。
- [0091] 图 19 至 21 的装置具有带血液入口 902,血液出口 903,和电动机部分 904 的泵室 901。主血液流动通道 905 限定于入口 902 和出口 903 之间。
- [0092] 泵室 901 位于心脏外部,在心室 906 的心尖上的,其出口 903 与转而移植到降主动脉 908 上的流出套管 907 连接。泵室 901 进一步具有优选为径向式或混流式的叶轮 910 和蜗壳 911。流入套管 912 从泵室 901,穿过心室 913 的壁延伸入心室腔 914 内,以便血液入口 902 完全处于心室腔 914 内。
- [0093] 电动机部分 904 位于心室腔 914 内并且通过横跨入口 902 的网 915 依附到流入套管。电动机部分 904 具有由电动机线圈 917 和铁芯片 918 组成的电动机定子 916,和电动机转子磁体 919。所述的电动机设置是常规的圆柱体无刷直流电动机,其具有最佳的动力和效率。
- [0094] 来自电动机转子 919 的扭矩通过穿过入口 902 的中心延伸的驱动轴传导至叶轮。驱动轴直径细而且没有显著降低入口 902 内血液可用的横截面积。因此入口 903 的直径只与血液流动所需要直径的一样大并且被要求容纳于心室壁 913 内的核尽可能小。
- [0095] 如前面描述的实施例,叶轮 910 具有一系列叶轮叶片 921,叶轮叶片 921 被在它们的前沿和后沿的叶轮叶片之间的间隙上交替地架设的罩连接。因此,一系列前罩 922 产生在与流入套管 912 相邻的叶轮一侧,并且一系列后罩 923 在与流入套管 912 相对的叶轮一侧。
- [0096] 前罩 922 和后罩 923 的面大到足够容纳用于叶轮集中的液体动压轴承 924。叶轮 910 和前罩 922 也倾斜以便液体动压轴承 924 在轴向和径向限制叶轮 910。这个布置限制所有自由度并且意味着不再需要用于叶轮 910 的集中装置。
- [0097] 由于电动机部分 904 是与叶轮 910 轴向隔开,电动机转子 919 将需要至少径向方面的集中装置。这是通过在电动机转子 919 和电动机定子 916 之间间隙内设置径向液体动压轴承 925 来实现的。血液被具有开口端 926 的电动机部分 904 允许流经轴承。径向液体动压轴承 925 可以包括额外的特征来进一步提高流经过那里的流量。
- [0098] 心室辅助装置 VAD 通过缝合环 921 依附到心脏,缝合毡 922 夹紧装置 923 与图 1 至 6 的实施例中描述的设置相似。电能经由电缆 924 和连接器 925 被提供,也与图 1 至 6 的实施例描述的设置相似。安装根据本发明任何实施例的心室辅助装置的手术步骤通常包括以下步骤:
- [0099] 迷你胸廓切开术被用来接近左心室的心尖 105;
- [0100] 牵引被放置在心脏上来稳定其位置;
- [0101] 缝合环 127 然后被依附到心尖 105(注意实施的同时心脏仍在工作,不需要旁路);
- [0102] 在心室壁内作一个核;
- [0103] 装置然后穿过核被放入心脏;
- [0104] 夹具然后紧紧地固定装置的位置;
- [0105] 流出套管 106 然后被移植到主动脉(流出移植可以在前面步骤中实施并且然后来

与心室辅助装置的出口连接);和

[0106] 电缆 128 然后被排出到合适的出口点(或者到可植入的感应线圈);并且然后最初的胸廓切开术结束。

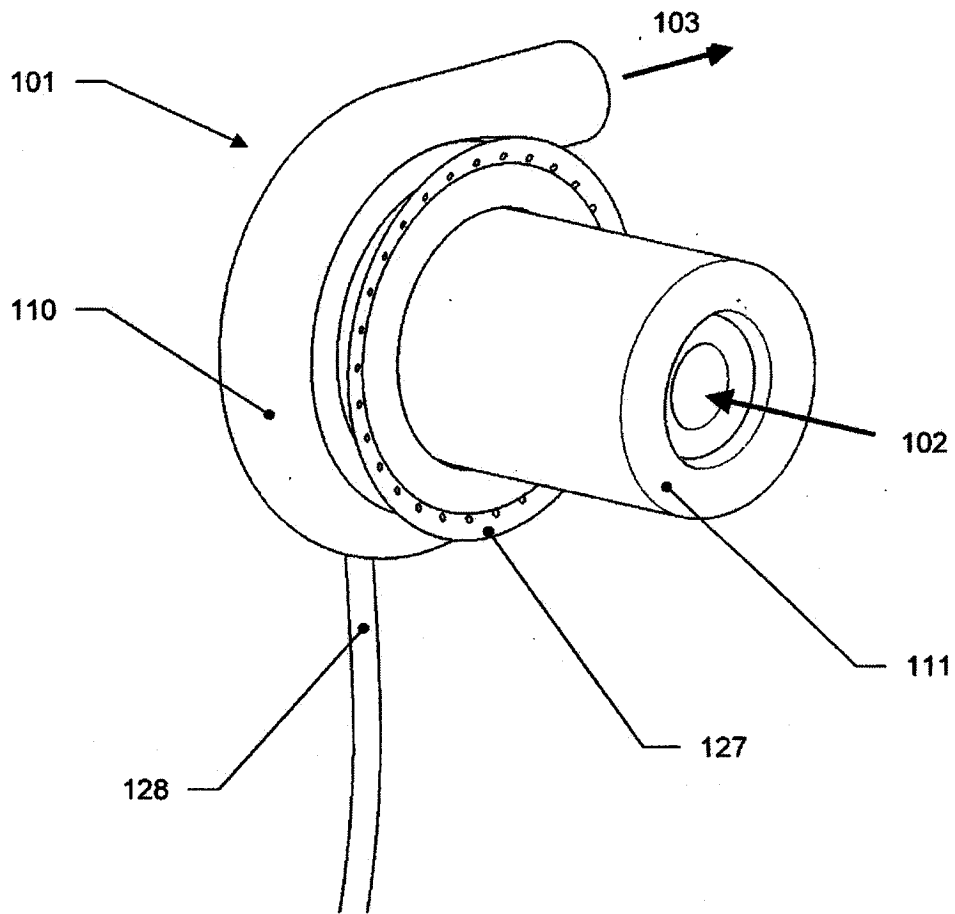


图 1

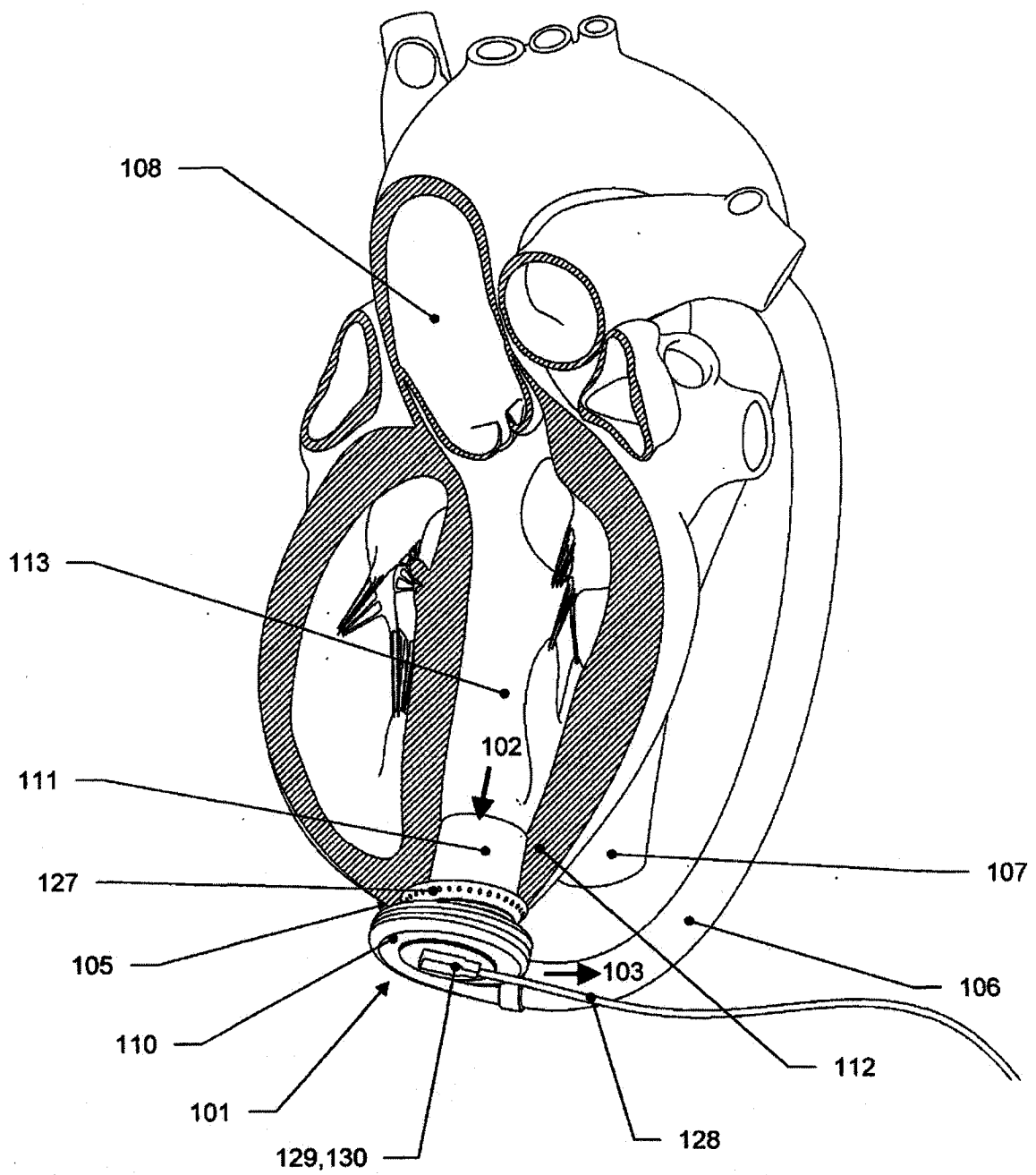


图 2

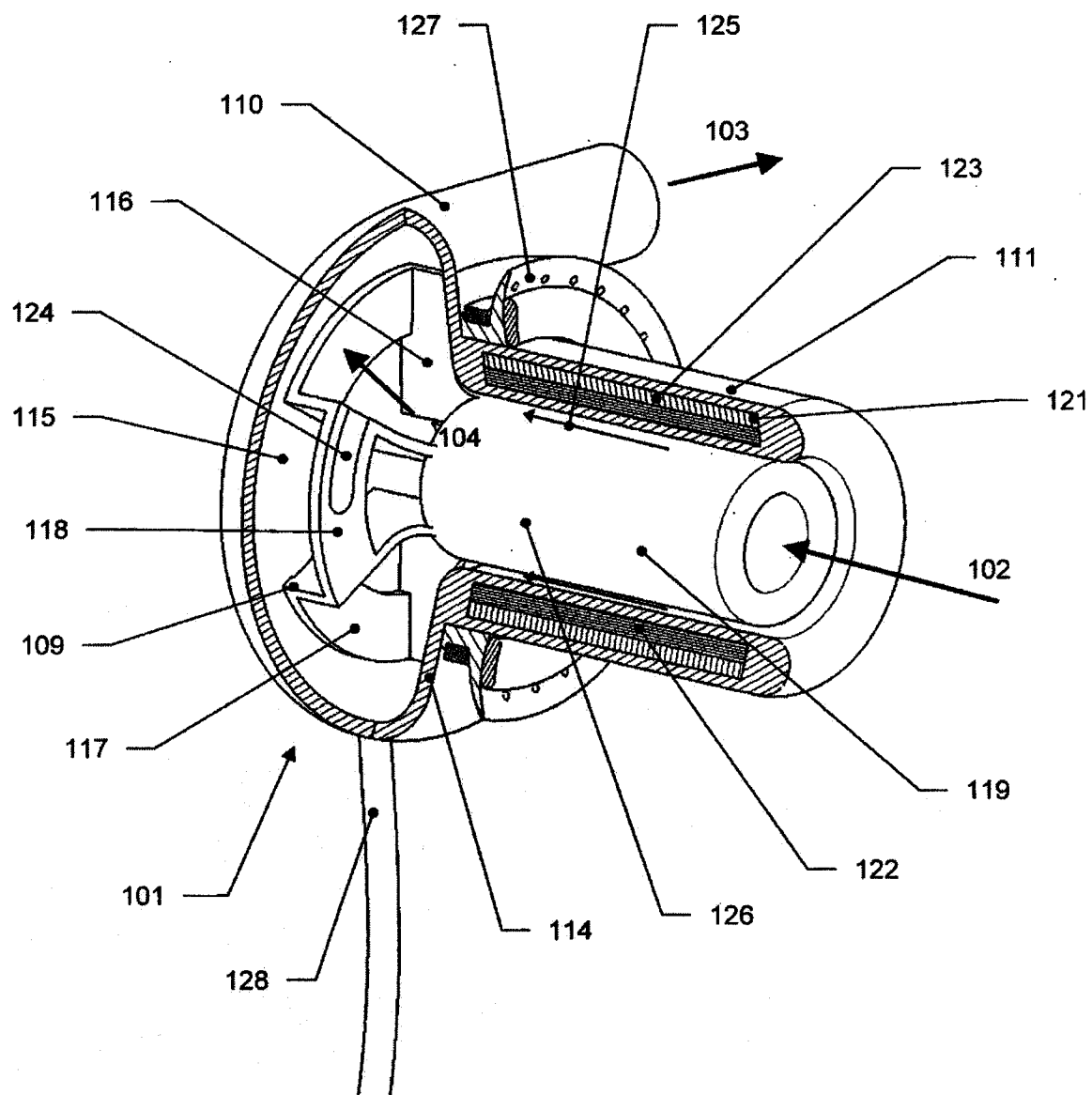


图 3

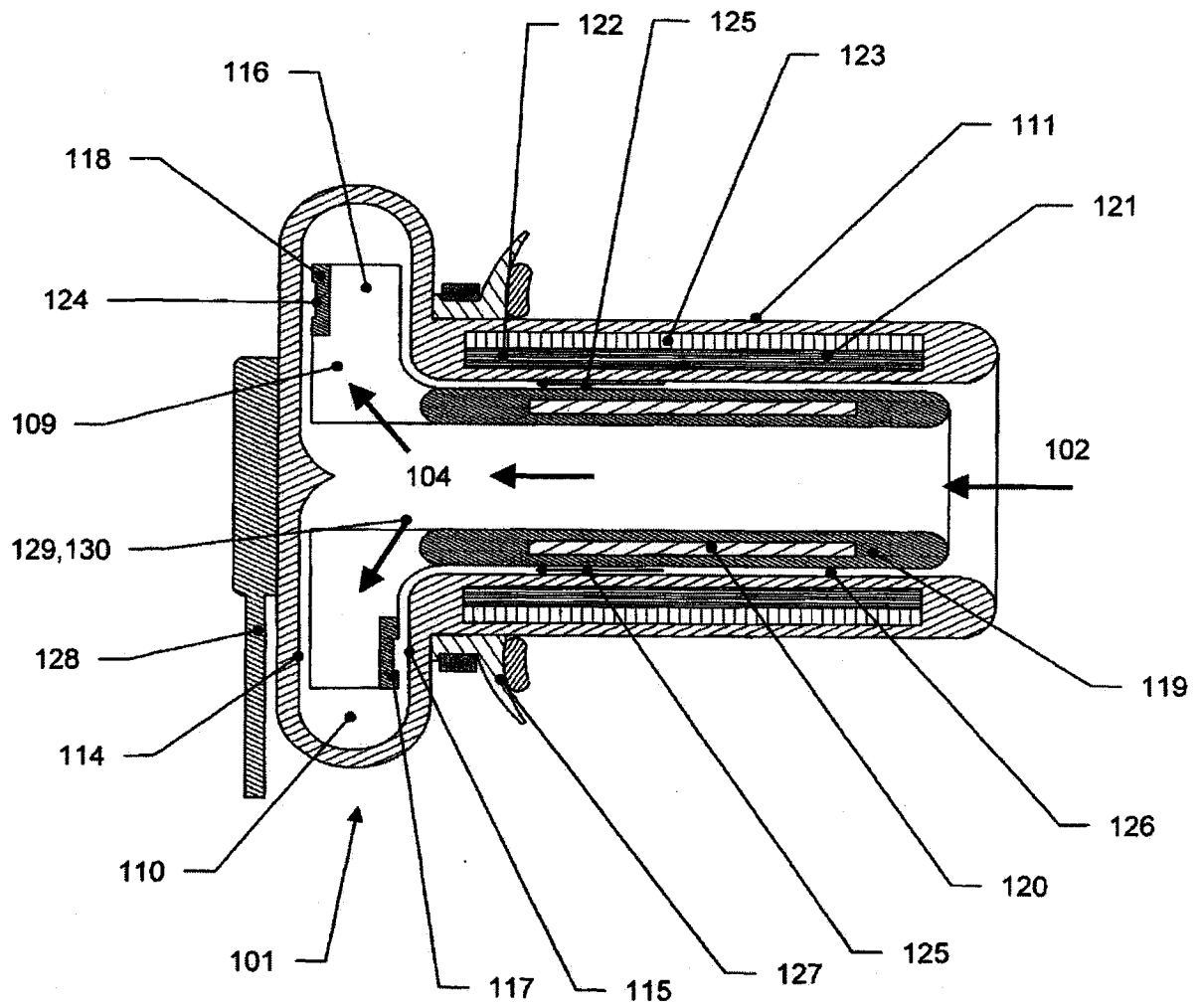


图 4

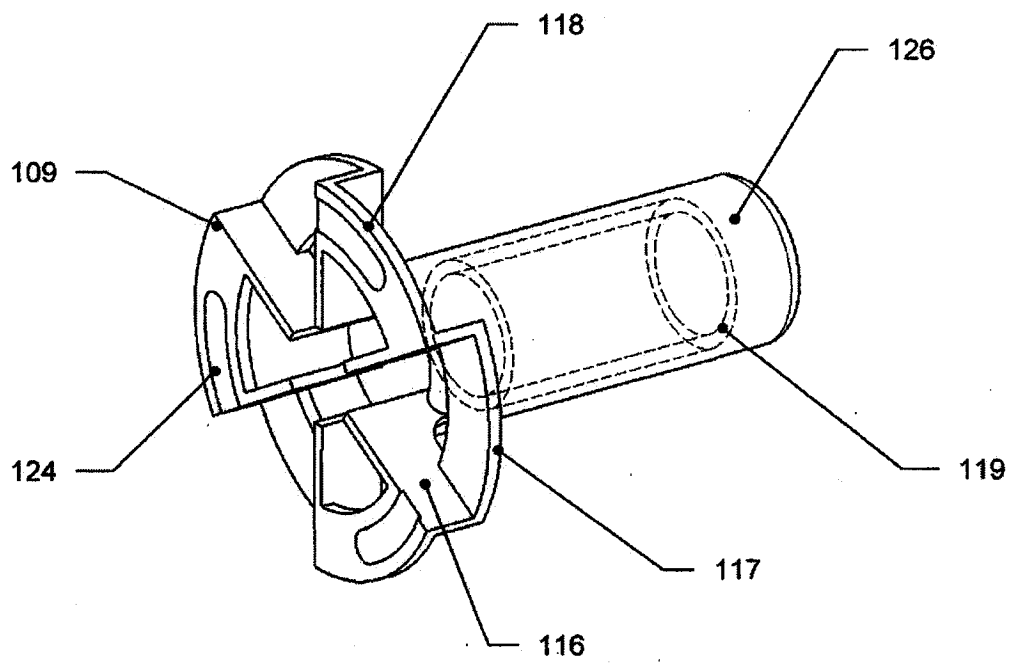


图 5

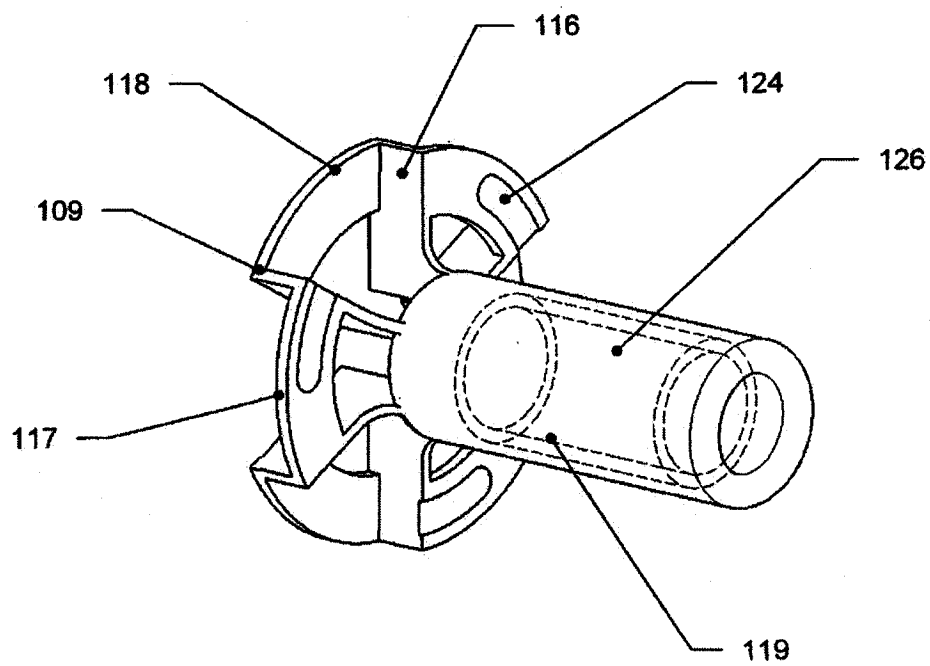


图 6

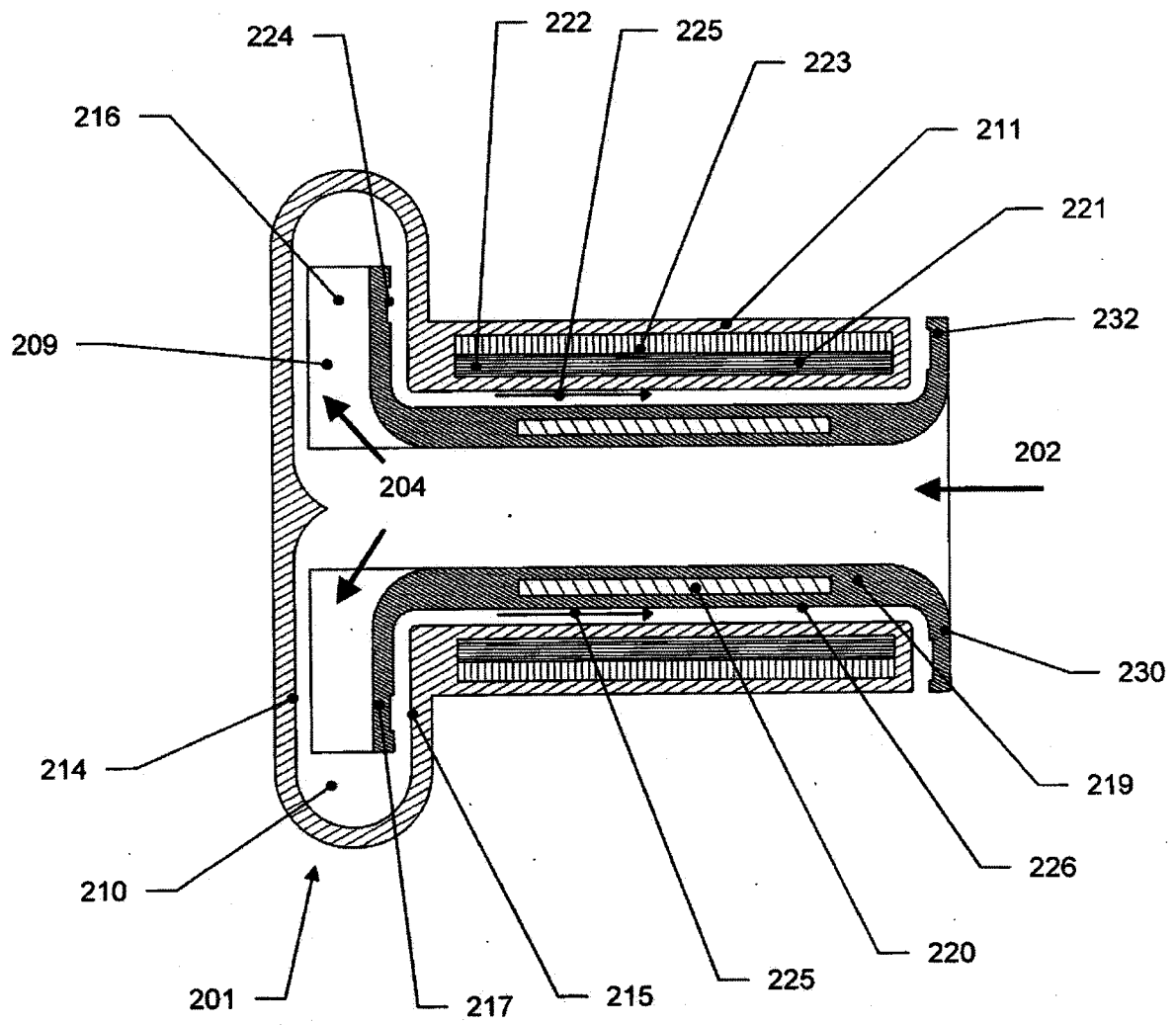


图 8

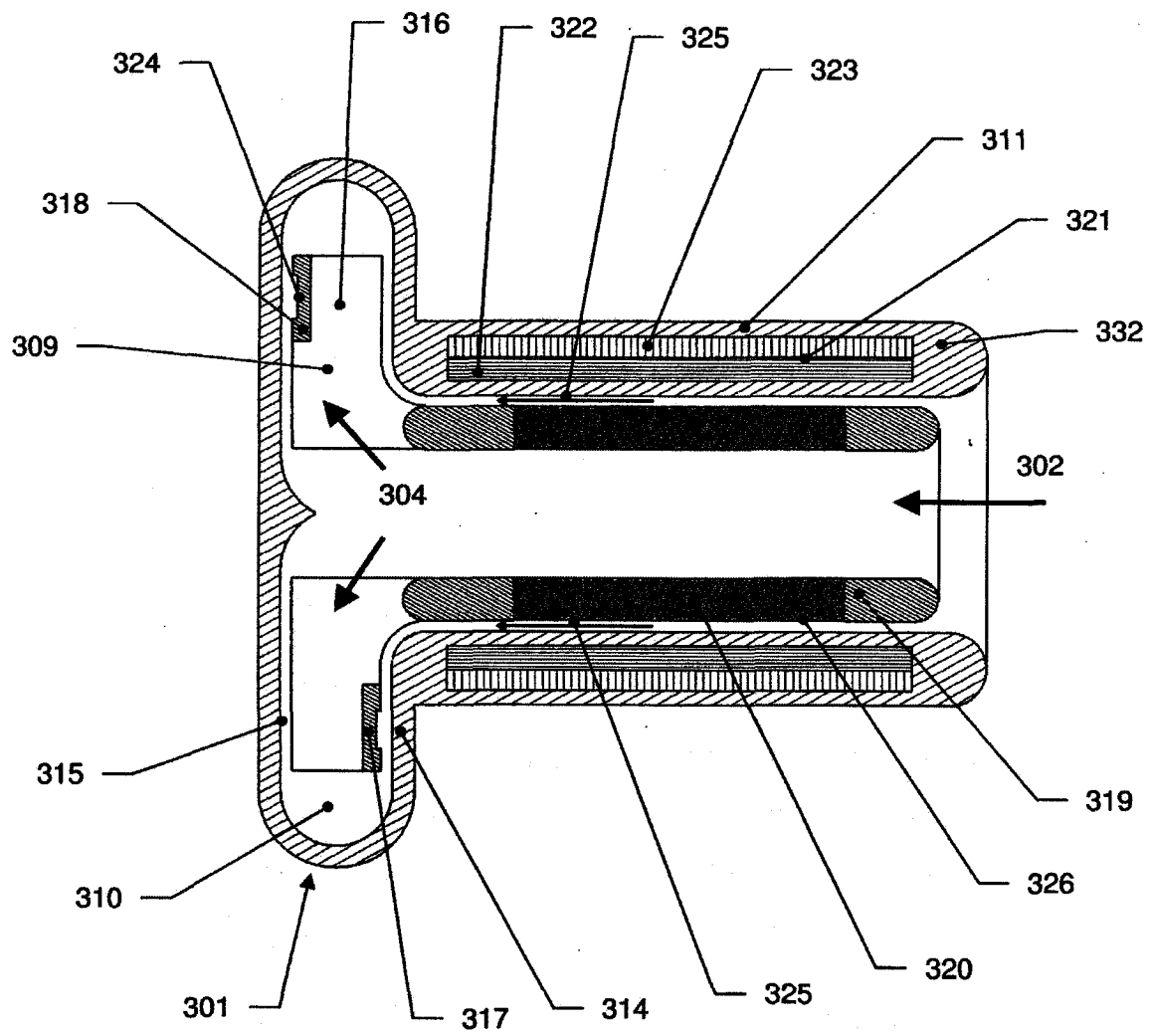


图 9

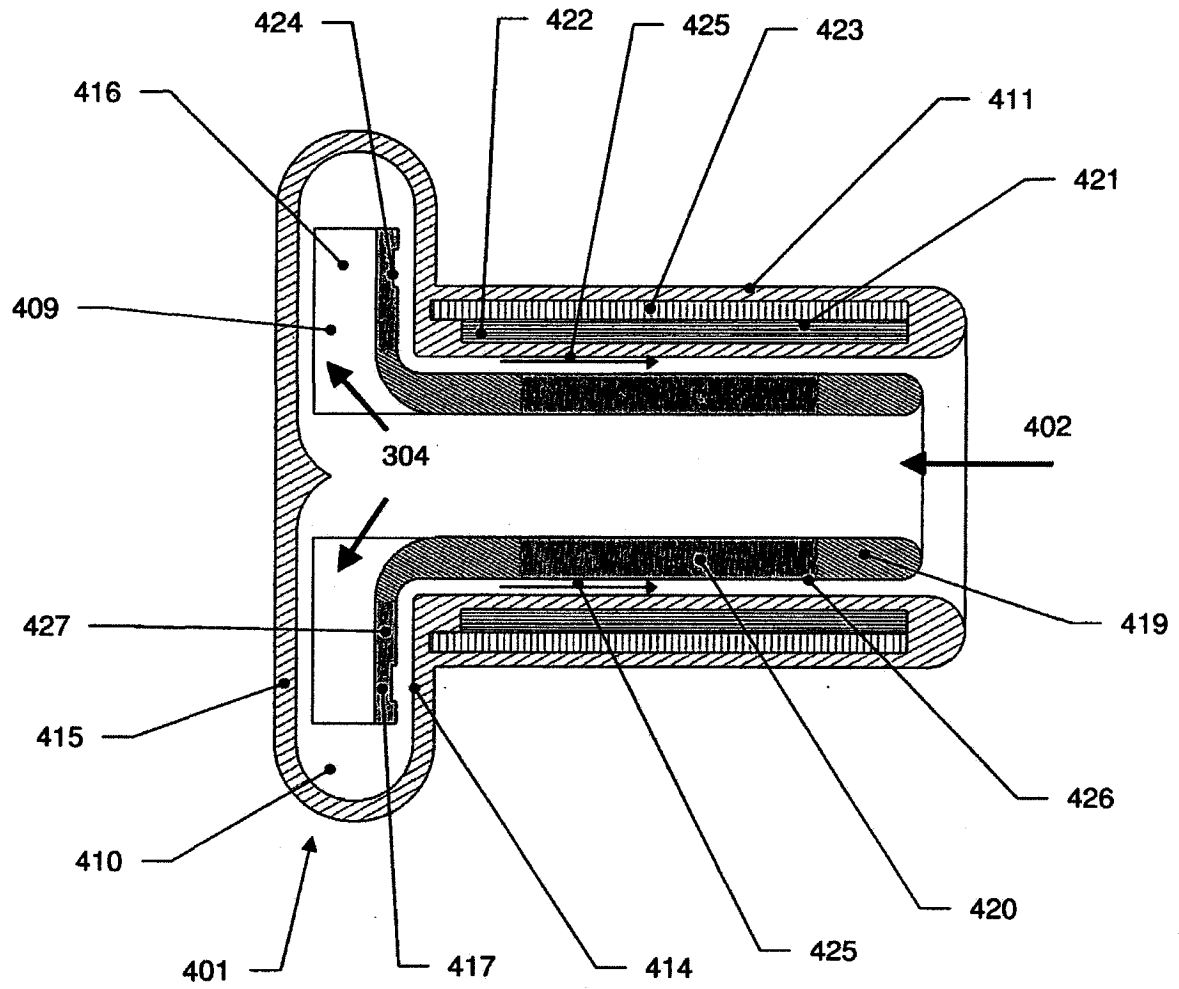


图 10

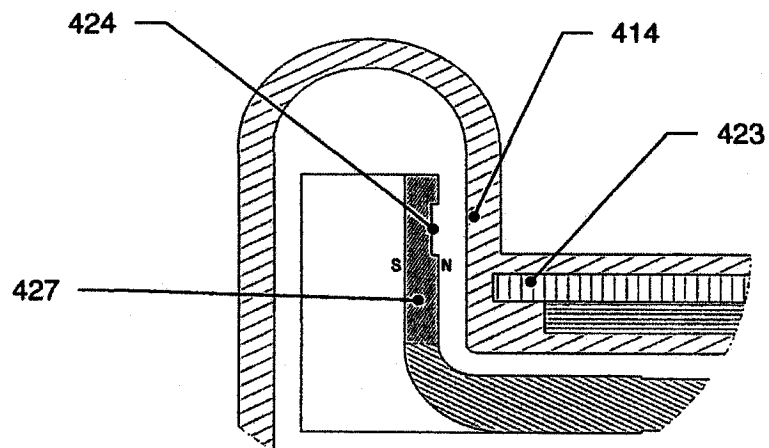


图 11

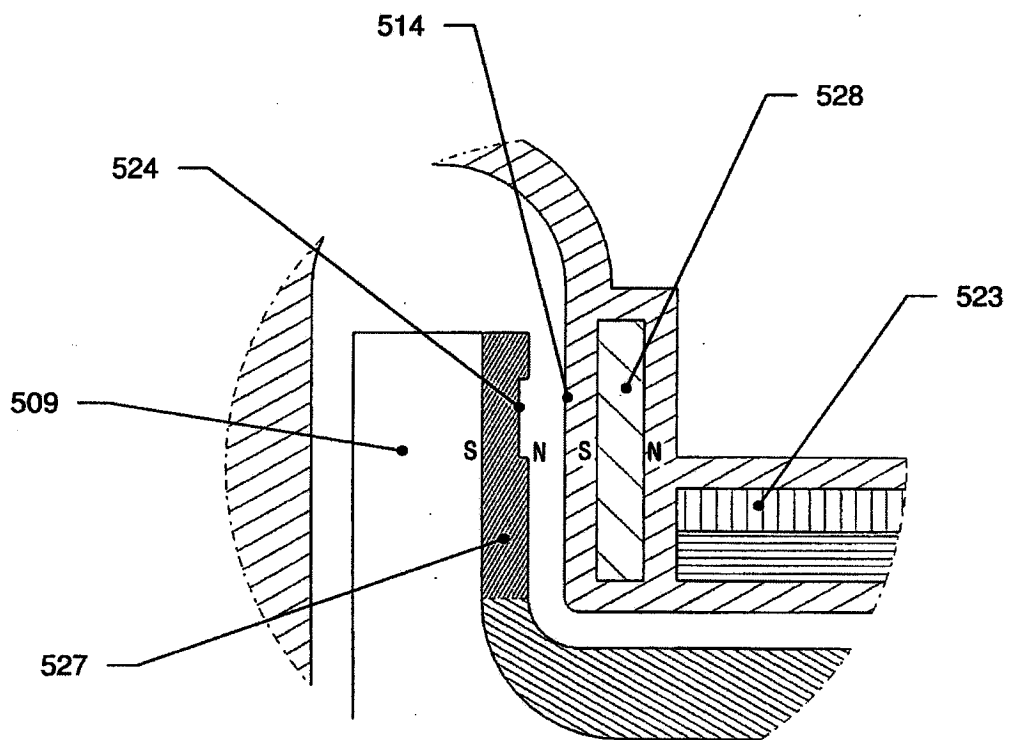


图 12

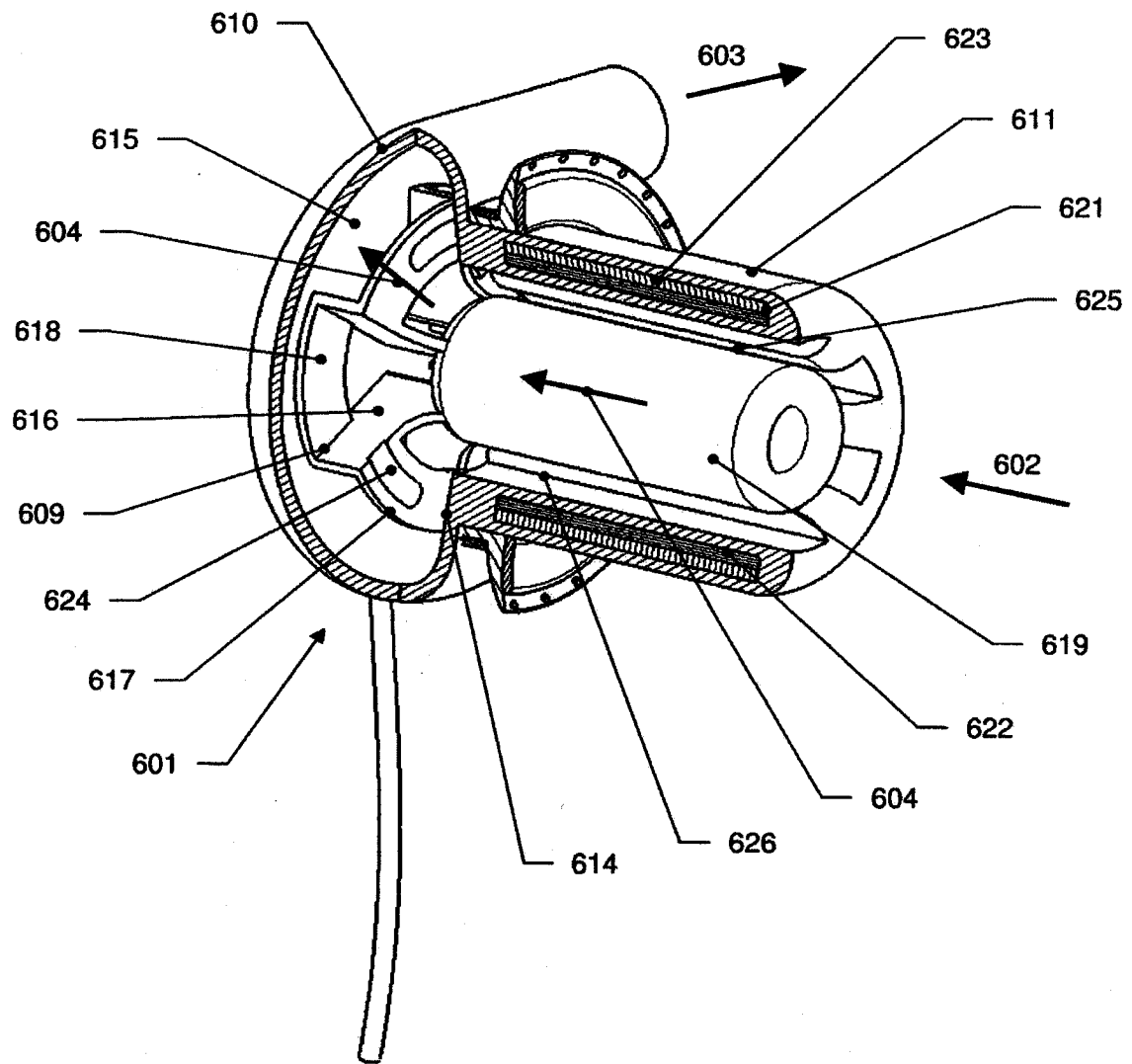


图 13

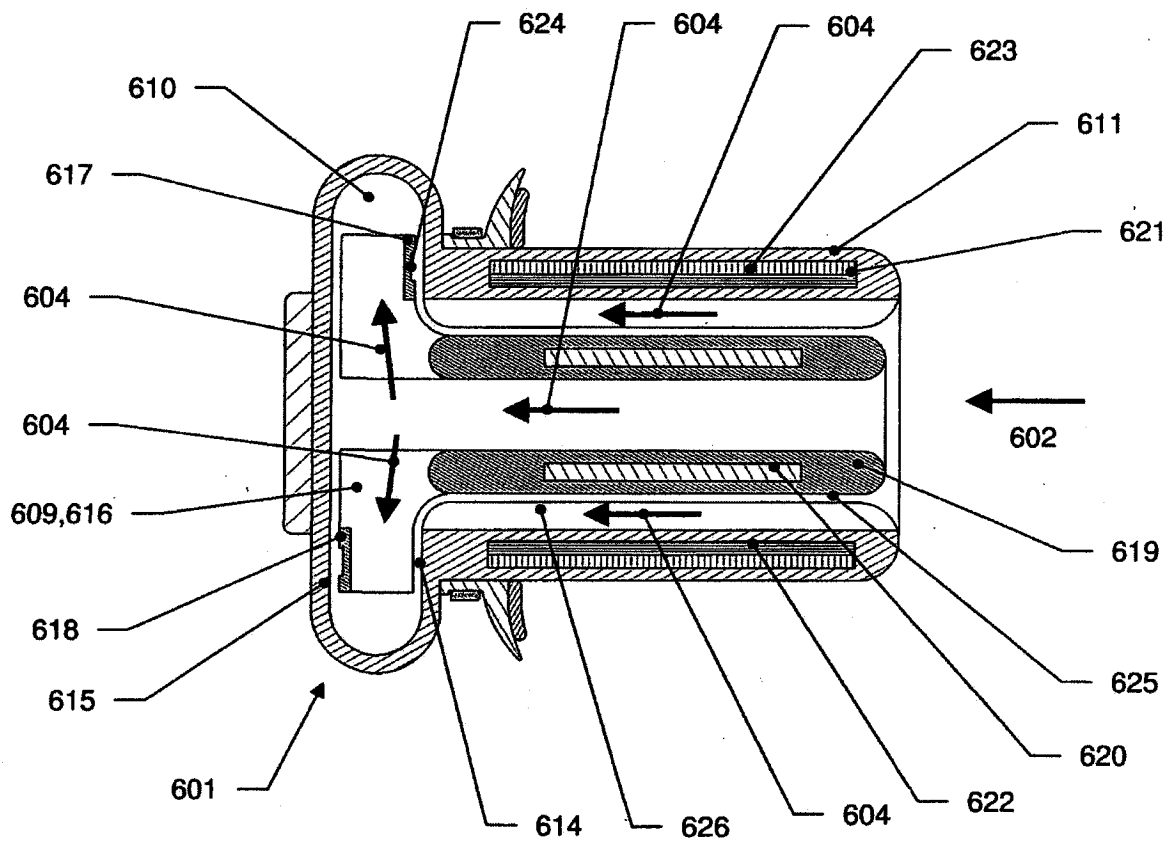


图 14

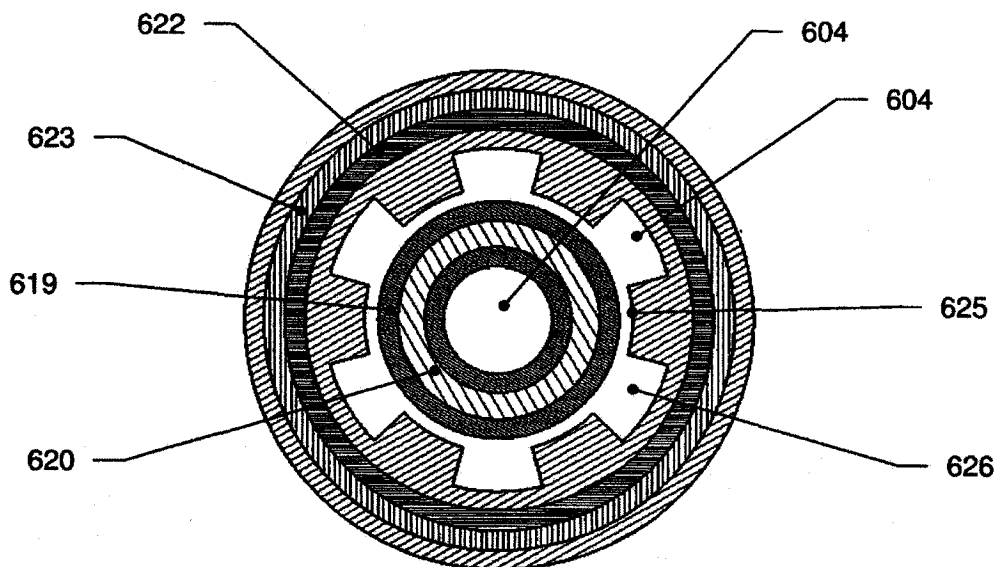


图 15

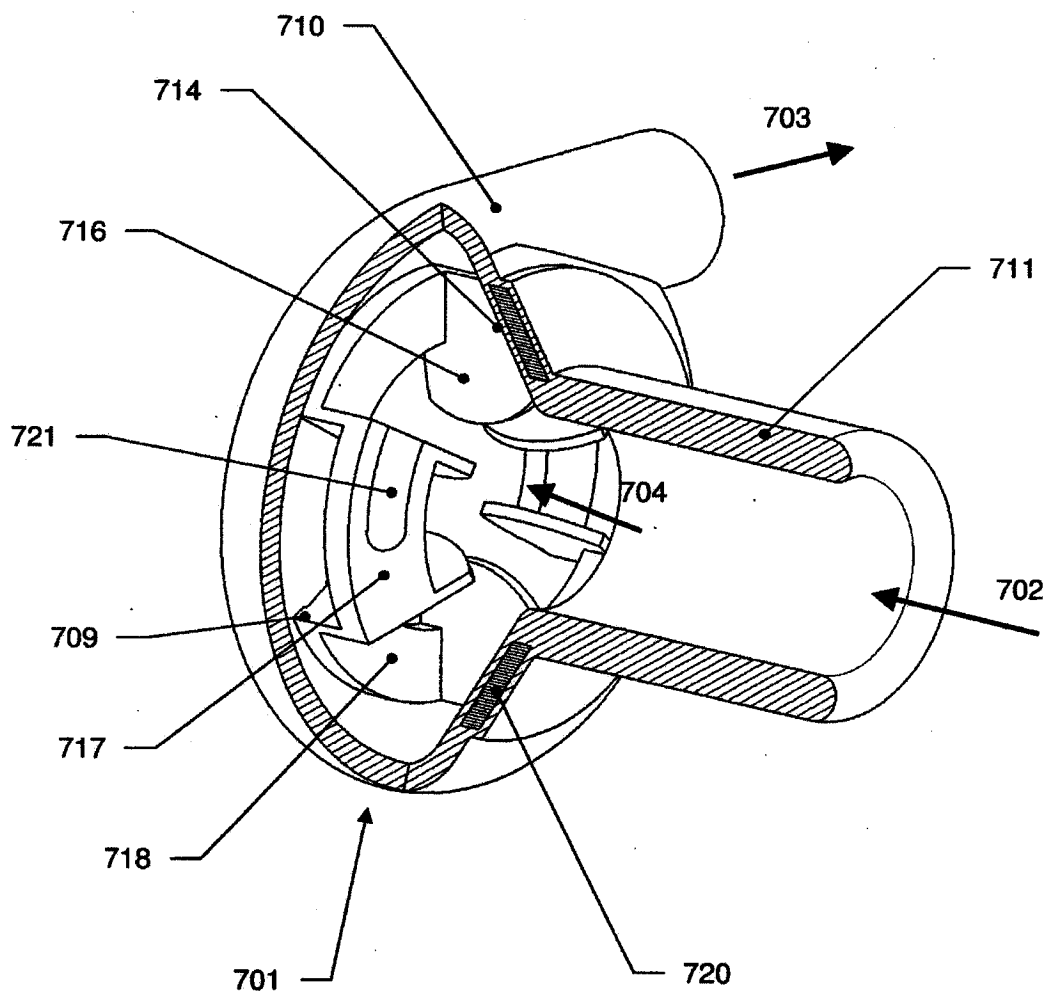


图 16

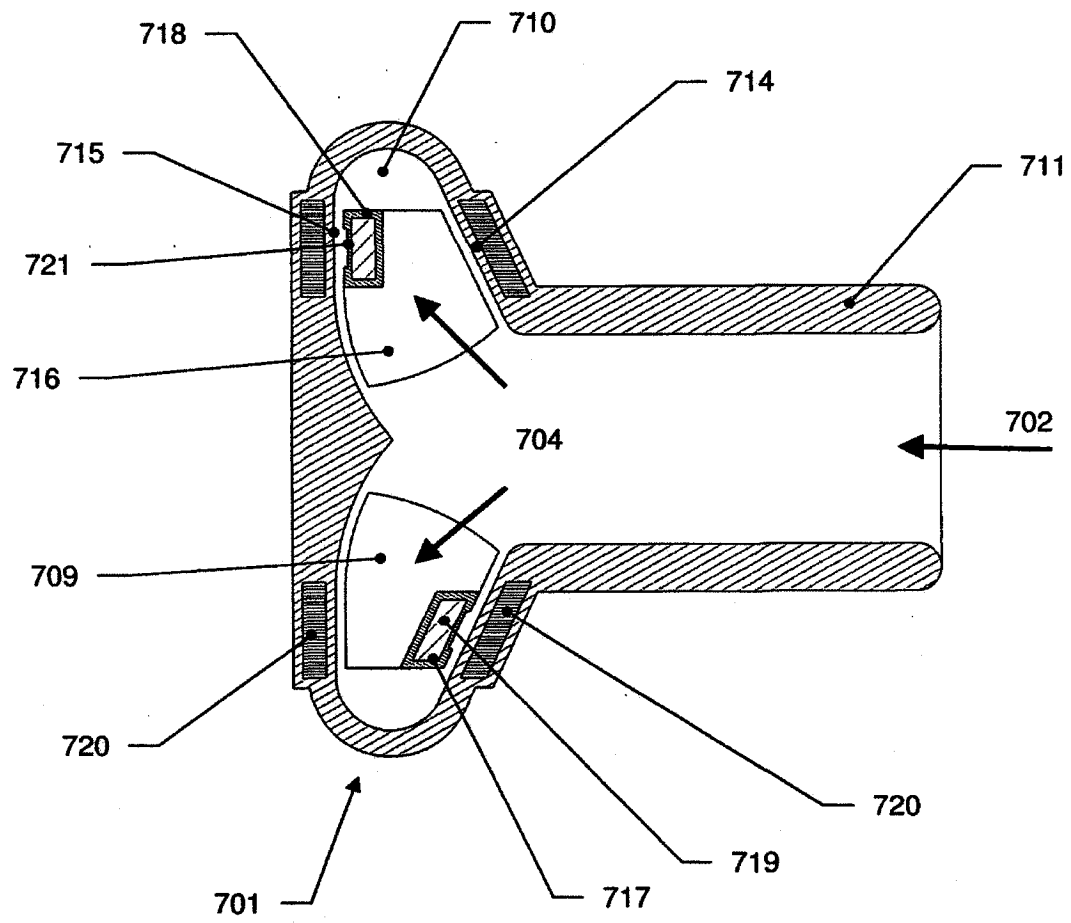


图 17

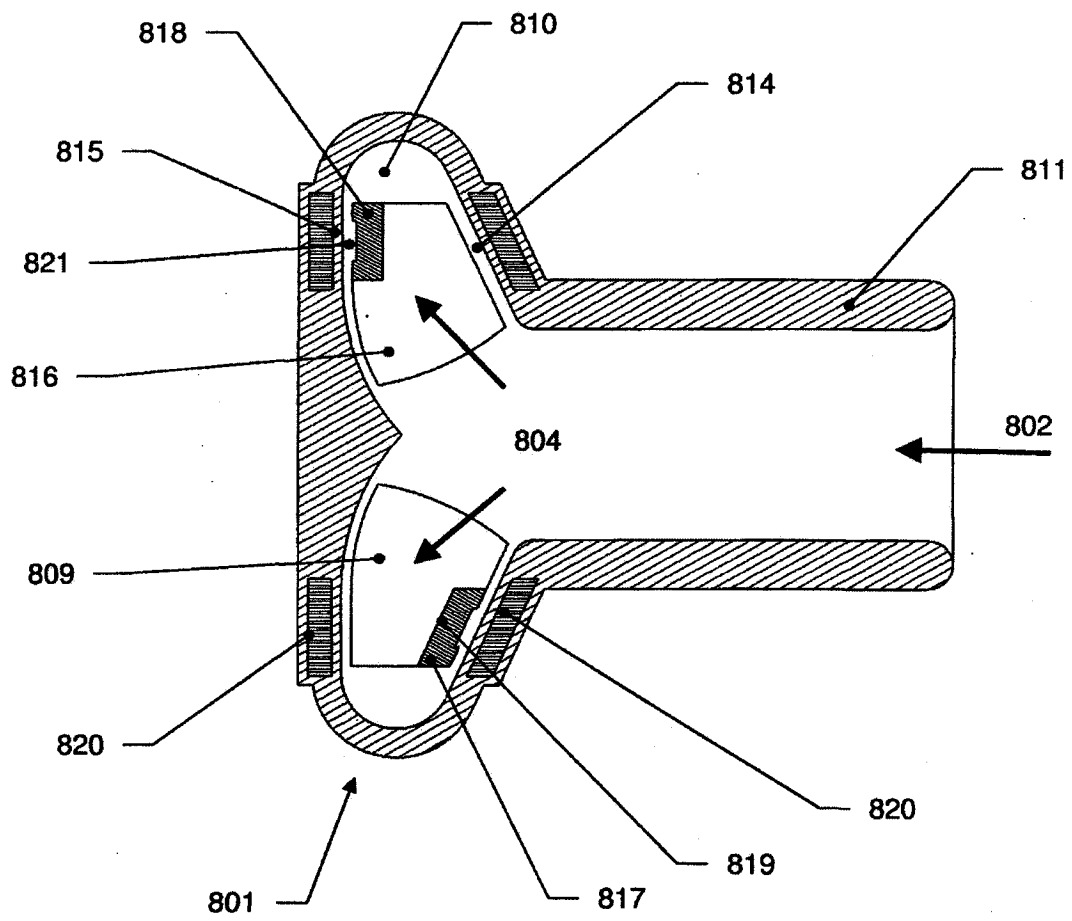


图 18

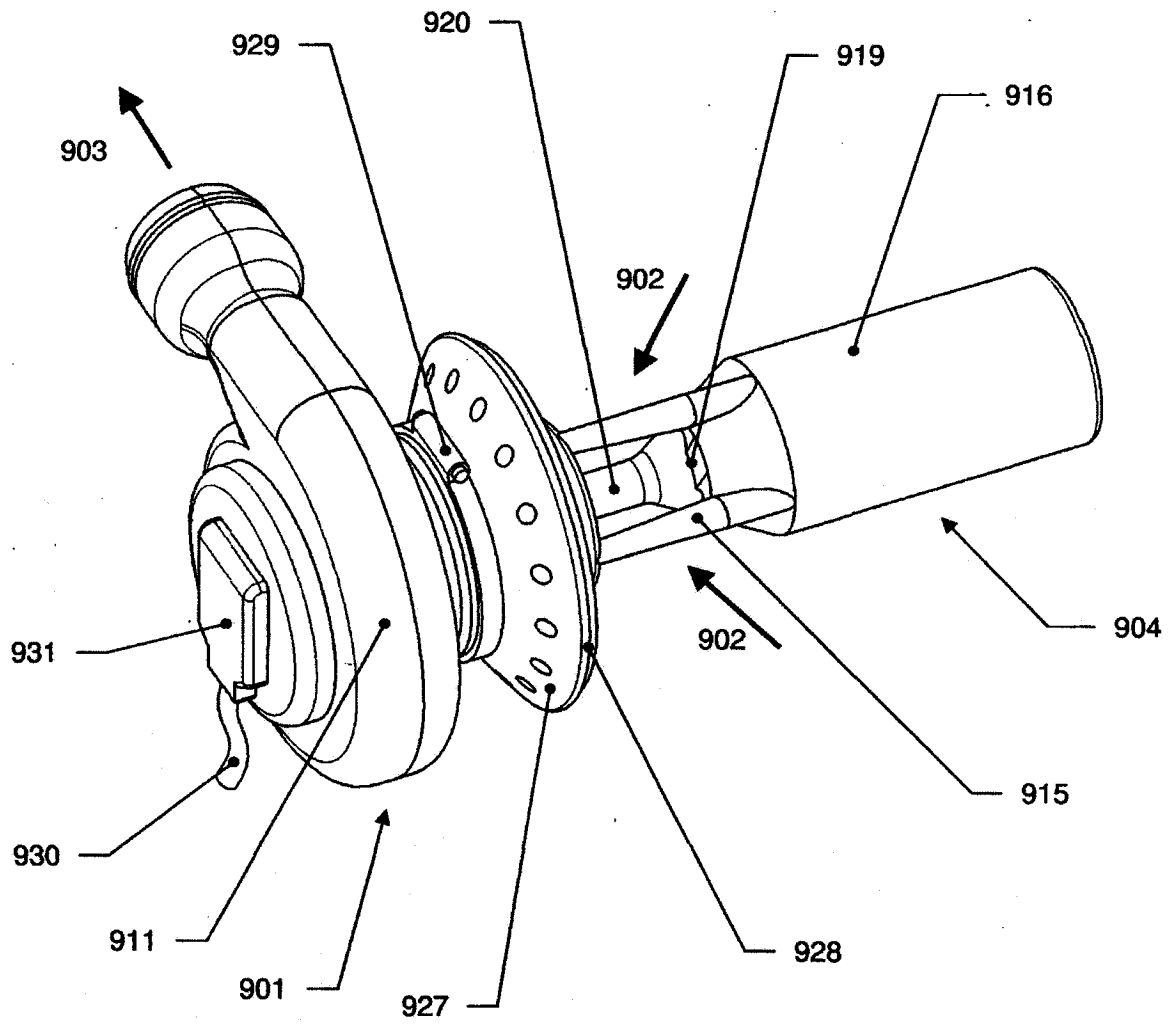


图 19

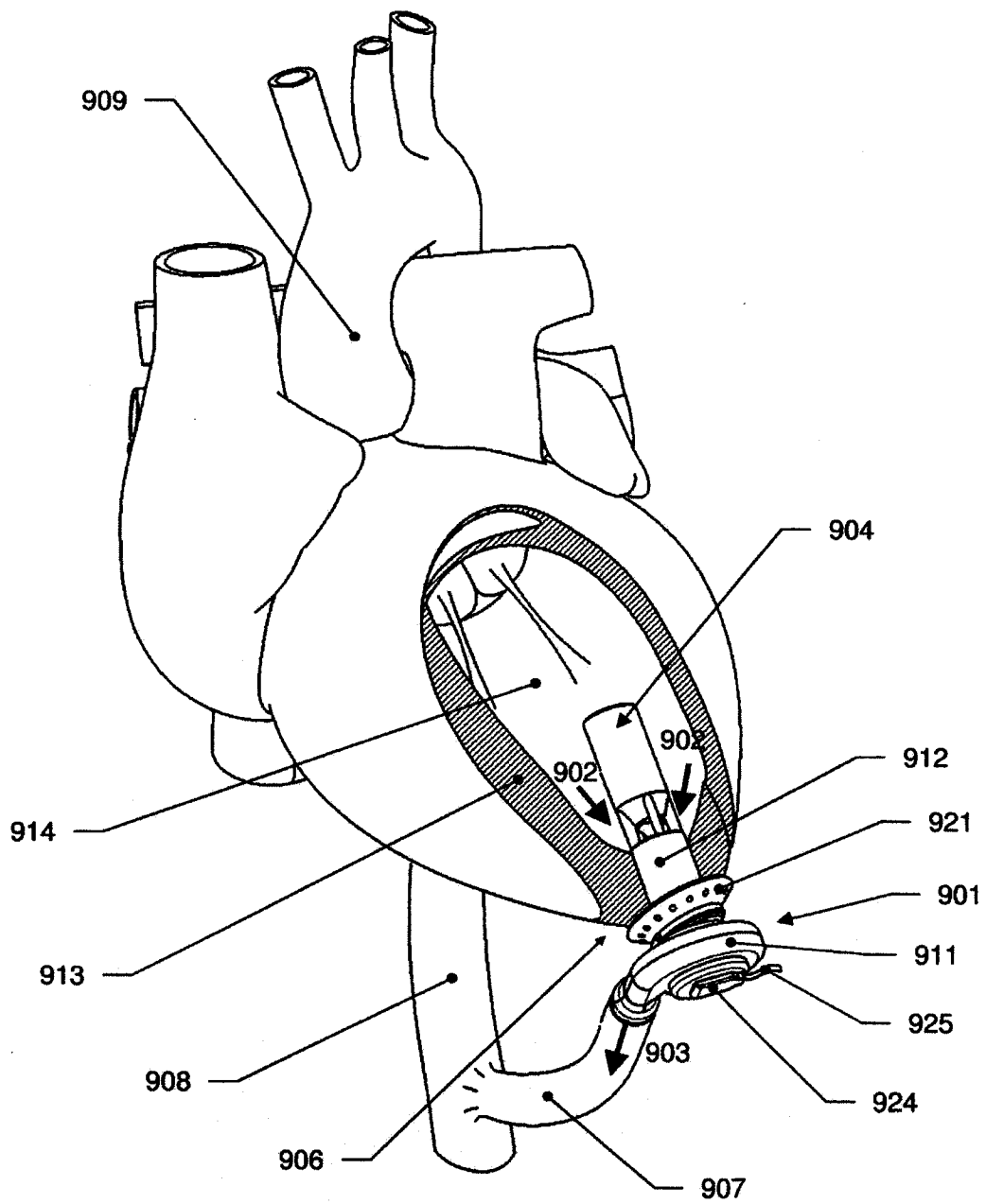


图 20

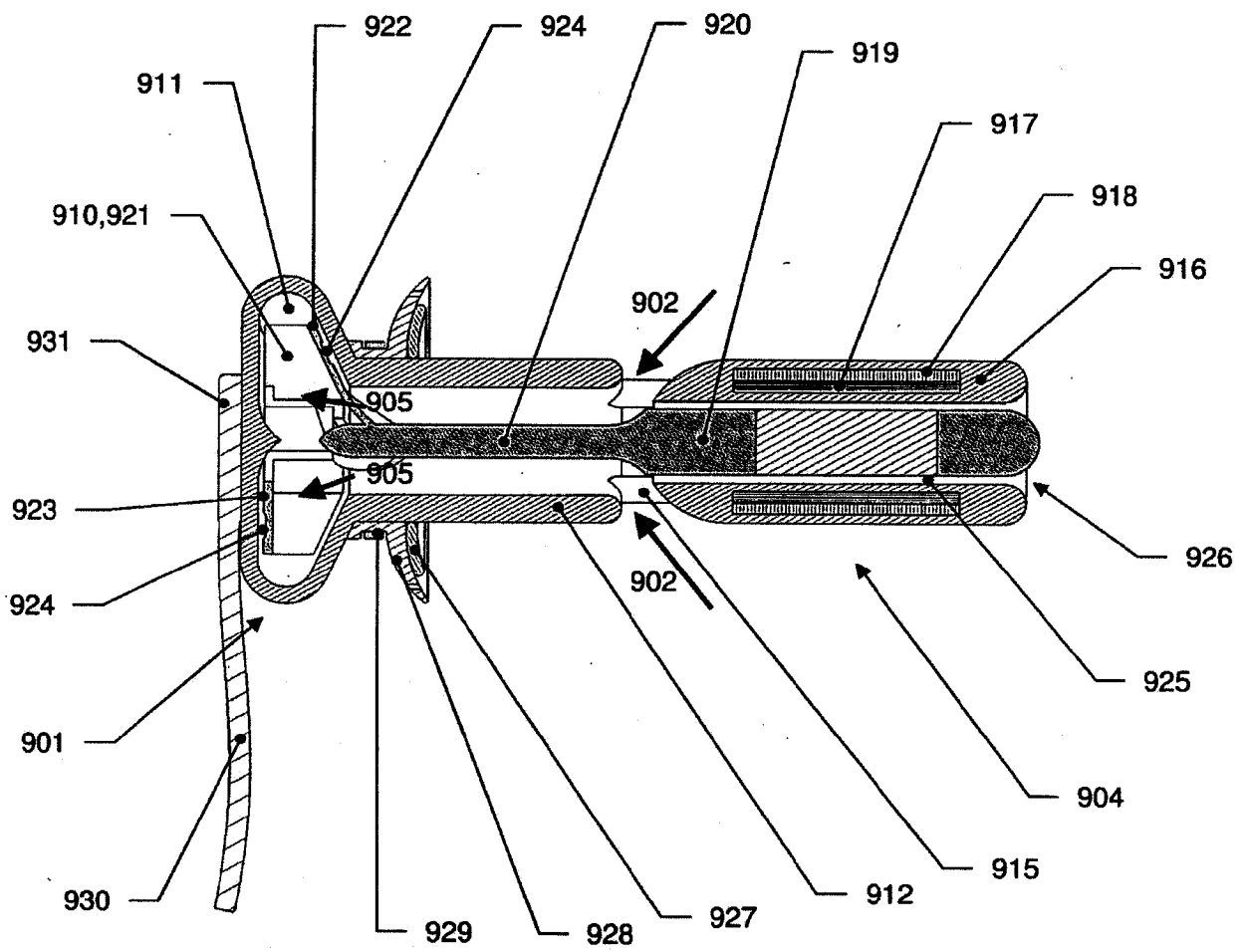


图 21