



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105079898 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201510494805. 0

地址 卢森堡卢森堡市

(22) 申请日 2009. 10. 12

(72) 发明人 彼得·福塞尔

(30) 优先权数据

(74) 专利代理机构 北京邦信阳专利商标代理有限公司 11012

- 0802141-2 2008. 10. 10 SE
- 0802140-4 2008. 10. 10 SE
- 0802136-2 2008. 10. 10 SE
- 0802135-4 2008. 10. 10 SE
- 0802139-6 2008. 10. 10 SE
- 0802143-8 2008. 10. 10 SE
- 0802144-6 2008. 10. 10 SE
- 0802142-0 2008. 10. 10 SE
- 61/202, 380 2009. 02. 24 US
- 61/202, 383 2009. 02. 24 US
- 61/202, 382 2009. 02. 24 US
- 61/202, 406 2009. 02. 25 US
- 61/202, 405 2009. 02. 25 US
- 61/202, 407 2009. 02. 25 US
- 61/202, 404 2009. 02. 25 US
- 61/202, 393 2009. 02. 25 US

代理人 贾博雍

(51) Int. Cl.

A61M 1/12(2006. 01)

(62) 分案原申请数据

200980149795. X 2009. 10. 12

(71) 申请人 米卢克斯控股股份有限公司

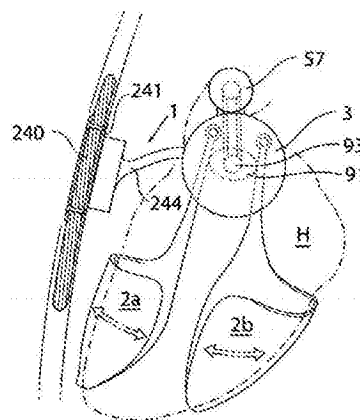
权利要求书1页 说明书51页 附图61页

(54) 发明名称

心脏辅助装置、系统和方法

(57) 摘要

提供一种用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者心脏的泵功能的可植入装置。该装置包括至少一个心脏接触机构。该心脏接触机构适于为可移动的, 以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述心脏上的所述力的位置。本发明进一步涉及一种使用所述装置的方法。



1. 一种用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者心脏的泵功能的可植入装置, 所述装置包括至少一个心脏接触机构, 在所述心脏收缩之后周期性地将力施加在所述心肌上并将力附加到该心脏收缩, 其中所述可植入装置适于能够改变通过所述心脏接触机构施加在所述心脏上的所述力的位置, 从而在所述可植入装置被植入所述患者之后所述心脏接触机构能够从将力施加到所述心脏的第一区域改变为施加到所述心脏的第二区域。

2. 根据权利要求 1 所述的可植入装置, 其特征在于, 所述至少一个心脏接触机构包括至少一个液压或气动垫。

3. 根据权利要求 1 所述的可植入装置, 其特征在于, 所述可植入装置进一步包括板, 并且其中所述至少一个液压或气动垫被放置为与所述板相连, 并且其中所述板适于为可移动的, 以改变所述液压或气动垫的位置, 并由此在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置。

4. 根据权利要求 2 所述的可植入装置, 其特征在于, 所述可植入装置进一步包括板, 并且其中所述至少一个液压或气动垫被放置为与所述板相连, 并且其中所述板能够使所述垫相对于所述板移动, 以改变所述液压或气动垫的位置, 并由此在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置。

5. 根据权利要求 2、3、4 中任一项所述的可植入装置, 其特征在于, 所述可植入装置至少包括第一和第二垫, 其中所述第一垫包括具有容积的第一室, 并且其中所述第二垫包括具有第二容积的第二室, 并且其中所述第一和第二容积适于能够单独改变, 以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后影响施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力。

6. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的可植入装置, 其特征在于, 施加在所述心脏上的所述力的所述位置适于在预确定的心跳次数之后改变。

7. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的可植入装置, 其特征在于, 施加在所述心脏上的所述力的所述位置适于在预确定的时间之后改变。

8. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的可植入装置, 其特征在于, 施加在所述心脏上的所述力的所述位置适于在接收到来自传感器的信号之后改变。

9. 根据权利要求 1 所述的可植入装置, 其特征在于, 所述可植入装置至少包括第一和第二活塞, 并且其中所述第一活塞适于相对于所述第二活塞移动, 以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后影响施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力。

10. 根据权利要求 1 所述的可植入医疗装置, 其特征在于, 所述可植入装置包括至少一个可操作接头, 并且其中通过所述心脏接触机构施加的所述力的所述位置适于通过所述至少一个可操作接头的操作而改变。

心脏辅助装置、系统和方法

[0001] 本申请是申请日为2009年10月12日、申请号为200980149795.X、发明名称为“心脏辅助装置、系统和方法”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 提供一种用于提高人类患者的心脏的泵功能的装置、系统和方法。还提供一种将所述心脏辅助装置放置并固定在人类患者内的方法。

背景技术

[0003] 心脏按压术为已知的帮助衰竭心脏的方法并已被使用很多年。其最简单的形式是用人工或使用自动胸部按压装置对胸部实施心脏按压。外部方法基本上是简单的救命方法,仅可用于减轻急性心脏衰竭。

[0004] 然而,尽管心脏病学不断进步,但长期持续的心脏衰竭不断增加。可植入的机械心脏按压装置可潜在地为受衰竭心脏困扰的很多患者提供治疗。

[0005] 人类心脏每年平均跳动31000000次,这给希望用于帮助或替换天然心脏的任何机械元件都带来了巨大的疲劳。因此,希望有一种具有很少的移动部分的心脏辅助装置,其中所述移动部分由耐用材料制成。这样,该装置能够长期运行而不需要维护。而且,如果这些装置在所有时间中接触心脏的相同区域,则会对心脏施加很大的应力。还有利的是具有用于固定所述心脏辅助装置以及可选存在的马达、提供能量的构件和控制逻辑的固定装置和方法。

发明内容

[0006] 提供一种可植入装置,用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能。该装置包括至少一个心脏接触机构,周期性地在所述心脏收缩之后将力施加在所述心肌上并将力附加到该心脏收缩。该可植入装置适于能够改变通过所述接触机构施加在所述心脏上的所述力的位置,从而在所述可植入装置被植入所述患者之后所述心脏接触机构能够从将力施加到所述心脏的第一区域改变为将力施加到所述心脏的第二区域。

[0007] 根据一个实施例,所述可植入装置包括至少一个心脏接触机构,其相应地包括至少一个垫。所述垫可为至少一个液压垫或至少一个气动垫。

[0008] 根据一个实施例,所述至少一个垫被放置在板上,该板适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的力的位置。所述板可适于为使用操作装置而可移动的,所述操作装置可为电动、液压驱动或气动的。

[0009] 根据一个实施例,所述至少一个垫包括容积。所述容积可适于被改变,以在所述可植入装置被植入在所述人类患者内之后影响施加在所述人类患者的所述心脏上的力。

[0010] 根据一个实施例,所述可植入装置包括至少两个垫。所述至少两个垫之一包括第一容积,并且所述至少两个垫中的第二个包括第二容积。所述第一和第二容积可适于单独地改变,以在所述可植入装置被植入在所述人类患者内之后影响施加在所述人类患者的所

述心脏上的力。

[0011] 根据一个实施例,所述可植入装置进一步包括液压系统,在该情况下所述至少一个垫的容积能够通过使用所述液压系统将液压流体移动到或移动出所述垫来改变。

[0012] 根据一个实施例,所述可植入装置可进一步包括气动系统,在该情况下至少一个垫能够通过使用所述气动系统将气体移动到或移动出所述垫来改变。

[0013] 根据一个实施例,所述可植入装置的所述至少一个心脏接触机构包括至少一个活塞。所述活塞可为液压活塞或气动活塞,并且其可被安置在套筒中。

[0014] 根据一个实施例,所述活塞被放置在板上,该板适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置。所述板可适于为使用操作装置而可移动的,所述操作装置相应地可为电动、液压驱动或气动的。

[0015] 根据一个实施例,所述可植入装置包括至少一个活塞,其适于被改变,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后影响施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力。

[0016] 根据一个实施例,所述可植入装置包括至少两个活塞,其中所述至少两个活塞之一适于单独改变,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后影响施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力。

[0017] 根据一个实施例,所述可植入装置进一步包括液压系统,在该情况下所述至少一个活塞能够通过使用所述液压系统移动影响所述活塞的液压流体来改变。

[0018] 根据一个实施例,所述可植入装置包括气动系统,在该情况下至少一个活塞能够通过使用所述气动系统移动影响所述活塞的气体来改变。

[0019] 根据一个实施例,所述可植入装置进一步包括用于标定流体水平的注入端口。

[0020] 根据一个实施例,所述可植入装置适于被固定到胸骨、至少一个肋骨和 / 或至少一个椎骨。

[0021] 根据一个实施例,所述可植入装置可包括陶瓷材料和 / 或钛。进一步地,可以设想,所述心脏接触机构包括陶瓷材料、硅基材料和 / 或含氟聚合物 (fluoropolymer) 材料。

[0022] 根据一个实施例,所述心脏接触机构适于将外力施加在左心房或左心房的两个不同侧。

[0023] 根据一个实施例,所述心脏接触机构适于将外力施加在右心房或右心房的两个不同侧。

[0024] 根据一个实施例,所述至少一个泵装置适于压缩所述心脏的组织壁的至少一部分。所述泵装置进一步适于刺激所述心脏的所述组织壁的至少一部分,以进一步压缩所述组织壁。对所述心脏的所述组织壁的所述刺激可使用电刺激执行。所述可植入装置可进一步包括控制单元,其适于控制对所述心脏的所述组织壁的所述压缩和 / 或所述刺激,该控制单元可适于从人体外部控制所述压缩和 / 或刺激。

[0025] 进一步提供一种通过使用根据权利要求 1 所述的装置将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的方法。该方法包括步骤:移动所述心脏接触机构,以在所述装置被植入在所述人类患者内之后改变所述心脏接触机构施加力于所述心脏的区域,并使用所述可植入装置通过所述心脏接触机构将力施加在所述人类患者的所述心脏上。

[0026] 根据一个实施例,所述心脏接触机构适于将外力施加在左心房或左心房的两个不

同侧。根据另一实施例,所述心脏接触机构适于将外力施加在右心房或右心房的两个不同侧。

[0027] 还可设想到,所述心脏接触机构为可移动的,以手工、通过手术或使用可从人体外部操作的马达自动地改变施加在所述心脏上的外力的位置。位置的改变也可通过改变上述臂的位置来实现。

[0028] 提供一种通过使用根据任意实施例的装置将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的方法。该方法包括步骤:移动所述心脏接触机构,以在所述装置被植入在所述人类患者内之后非创伤性地改变所述心脏接触机构施加力于所述心脏的区域,并使用所述可植入装置通过所述心脏接触机构将力施加在所述人类患者的所述心脏上。

[0029] 进一步提供一种用于通过手术放置用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置的操作方法。所述装置包括至少一个心脏接触机构,其中所述心脏接触机构适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置,该方法通过胸部腹腔镜执行,该方法包括步骤:将针或管状器具插入所述患者身体的胸部;使用所述针或管状器具用气体填充所述胸部,由此扩张胸腔;在所述患者身体中放置至少两个腹腔镜套针;将照相机通过所述腹腔镜套针之一插入所述胸部;将至少一个切除工具通过所述至少两个腹腔镜套针之一插入并切开所述患者的心脏区域中的目标放置区域;将所述可移动心脏接触机构放置到所述患者的心脏上;放置操作装置、操作所述心脏接触机构,以将力周期性地施加在所述心脏的外部,保留来自胸骨或肋骨或椎骨的力;连接用于向所述提高所述心脏的泵功能的可植入装置提供动力的能量源。进一步,该方法包括调节所述心脏接触机构的位置的步骤。该调节可从身体外部非创伤性地执行。

[0030] 进一步提供一种用于通过手术放置用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置的操作方法。所述装置包括至少一个心脏接触机构,其中所述心脏接触机构适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置,该方法经由胸部执行,该方法包括步骤:切割皮肤和打开胸部;切开患者心脏区域中的目标放置区域;将可移动的心脏接触机构放置到患者的心脏上;放置操作装置,操作所述心脏接触机构,以周期性地将力施加在所述心脏的外部,保留来自胸骨或肋骨或椎骨的力;连接用于向提高心脏的泵功能的所述可植入装置提供动力的能量源,调节所述心脏接触机构的位置。该调节可从身体外部非创伤性地执行。

[0031] 根据一个实施例,该装置为可包括用于手动和非创伤性地控制该装置的开关的系统的一部分。根据一个实施例该开关为电开关并被设计用于皮下植入。

[0032] 根据另一实施例,该系统进一步包括具有液压贮存器的液压装置,其液压地连接到所述装置。该装置可通过挤压所述液压贮存器而手动调整或使用无线远程控制器而自动操作。

[0033] 根据一个实施例,所述无线远程控制系统包括至少一个外部信号发射器和可植入患者以接收由所述外部信号发射器发射的信号的内部信号接收器。该系统可使用频率、幅度或相位调制信号,或者其组合操作。

[0034] 根据一个实施例,所述无线控制信号包括模拟或数字信号,或者模拟和数字信号

的组合。还可以设想到,所述信号包括电场或磁场或者组合的电场和磁场。根据另一实施例,所述无线远程控制器进一步发射用于承载所述无线控制信号的载波信号,所述信号可包括数字信号、模拟信号或数字和模拟信号的组合。

[0035] 为了向所述系统供应能量,根据一个实施例,其包括用于非创伤性地向所述装置提供能量的无线能量发射装置。根据所述实施例,该能量发射装置通过至少一个无线能量信号发射能量,所述至少一个无线能量信号包括例如超声波信号、电磁波信号、红外光信号、可见光信号、超紫外光信号、激光信号、微波信号、无线电波信号、x 射线信号和伽马射线信号的载波信号。

[0036] 进一步可以设想到,所述能量信号包括电场或磁场或组合的电场和磁场,其可使用例如数字信号、模拟信号或数字和模拟信号的组合的载波信号来发射。

[0037] 根据一个实施例,该系统进一步包括用于向所述装置提供动力的能量源,其可为可植入能量源或外部能量源或其组合,在该情况下所述内部和外部能量源可通过电通信。

[0038] 在系统包括内部能量源的实施例中,可提供感应与用于充填内部能量源的能量传输有关的功能参数的传感器,而且可以设想到,提供用于从患者内部向外部发送反馈信息的反馈装置。

[0039] 根据另一实施例,该系统进一步包括感应例如功能或物理参数的参数的传感器。根据一个实施例,所述功能参数与用于充填可植入患者的内部能量源的能量的传输有关。所述实施例可进一步包括用于从患者身体内部向外部发送反馈信息的反馈装置,以及用于控制所述传感的可植入内部控制单元。上述物理参数可为体温、血压、血流量、心跳和呼吸中的一个,并且所述传感器可为压力或机动传感器。

[0040] 根据一个实施例,该系统可进一步包括外部数据通信器和与该外部数据通信器通信的可植入内部数据通信器,其中所述内部通信器将与所述装置或所述患者相关的数据反馈到所述外部数据通信器,和 / 或所述外部数据通信器将数据反馈到所述内部数据通信器。还可设想到,该系统进一步包括用于操作所述装置的操作装置,例如马达或泵,其可为电动、液压驱动或气动操作的。

[0041] 根据另一实施例,该系统具有用于发射无线能量的能量发射装置,其中所述无线能量用于通过例如产生用于操作所述装置的动能向所述操作装置直接提供动力。

[0042] 在系统包括用于发射无线能量的能量发射装置的实施例中,用于将无线能量从第一形式转换为第二形式的能量转换装置可被提供。所述能量转换装置可通过第二形式的能量直接提供动力。该能量可为直流电或脉动直流电,或直流电和脉动直流电的组合,或交流电或直流电和交流电的组合的形式,还可设想到,该能量为磁能、动能、声能、化学能、辐射能、电磁能、光子能、核能或热能的形式。该系统可进一步包括用于存储能量的可植入蓄能器。

[0043] 为了防止损坏系统,可以设想到,其包括可植入电子部件,所述可植入电子部件包括至少一个电压电平防护部件和 / 或至少一个恒电流防护部件。

[0044] 进一步提供一种可植入注入端口单元。所述注入端口单元包括多个室,所述多个室各自包括可穿透自密封隔膜,所述隔膜适于由针穿透,以将流体注入室中。

[0045] 根据可植入注入端口单元的一个实施例,所述室中的每一个包括限定所述室的容积的壁部。所述室中的至少两个可位于共用壁部的两侧,由此共用该共用壁部,其可为可穿

透自密封隔膜。

[0046] 根据另一实施例,所述多个室中的两个为第一和第二室,并且所述第一室包括作为可穿透自密封隔膜的至少两个壁部,并且所述至少两个壁部之一为与所述第二室共用的共用壁部。所述第一和第二室被对齐从而使得针可通过首先穿透第一室的两个可穿透自密封隔膜壁部而进入第二室。

[0047] 根据可植入注入端口单元的又一实施例,所述多个室中的三个为第一、第二和第三室,并且其中所述第一和第二室各自包括作为可穿透自密封隔膜的至少两个壁部,并且其中所述第一、第二和第三室被对齐从而使得针能够通过首先穿透所述第一室的所述两个可穿透自密封隔膜壁部并穿透所述第二室的所述两个可穿透自密封隔膜壁部而进入所述第三室。所述多个室可为至少三个室、至少四个室或至少五个室。

[0048] 根据另一实施例,所述注入端口单元进一步包括与所述多个室中的每一个流体液态连接的多个管路。

[0049] 进一步提供一种用于从患者的心包排放流体的心包排放装置。该排放装置包括管路,该管路包括第一和第二区段,并且所述第一区段的至少一部分适于接收心包内部的流体,并且所述管路的所述第二区段适于被定位在患者的心包的外部,并使从所述心包接收的流体能够通过所述第二区段的至少一部分排出。

[0050] 根据一个实施例,心包排放装置适于被放置在患者的腹部,以将流体从所述患者的心包移动到所述患者的腹部。

[0051] 根据另一实施例,所述排放装置进一步包括可植入容器,所述管路的第二区段适于与所述容器液态连接。

[0052] 在任意实施例中,所述心脏辅助装置可适于在心包外部与心脏接合,在这些实施例中,由于心包中的流体为隔断状态,优选具有心包排放。

[0053] 根据又一实施例,所述第一区段的至少一部分包括多个孔,并适于在被植入时接收来自所述心包内部的流体。

[0054] 根据本发明的一个实施例,一种用于将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置,所述装置包括至少一个心脏接触机构,其周期性地在所述心脏收缩之后将力施加在所述心肌上并将力附加到该心脏收缩,其中所述可植入装置适于具有驱动单元,以形成待被所述心脏接触机构使用的动力学运动,其中所述可植入装置包括固定装置,所述固定装置适于被安装在人类骨骼上的稳定位置,以允许所述驱动单元和动力学运动获得必需的反力,其中所述驱动单元进一步包括呼吸运动补偿器,用于补偿心脏相对于稳定的骨骼位置的呼吸运动,其中所述驱动单元适于允许运动补偿关于所述心脏接触机构与所述骨骼之间的呼吸运动。

[0055] 所述呼吸运动补偿器可包括液压、机械或气动结构或其组合,以补偿所述呼吸运动。

[0056] 所述呼吸运动补偿器可包括如下至少之一:用于补偿呼吸运动的包含空气的可压缩橡皮箍袖带(compressible cuff)的悬架、用于补偿呼吸运动的弹簧悬架以及用于补偿呼吸运动的仅利用摩擦阻力的引导运动。

[0057] 在又一实施例中,所述驱动装置适于被至少部分地放置在腹部中,从而允许心脏接触机构到达心脏,以形成所述心脏接触机构的所述动力学运动,其中优选地所述驱动单

元适于从腹部通过横膈膜肌进入。

[0058] 在另一实施例中,所述固定装置适于被安装在胸骨的外部,其中所述驱动单元包括臂,用于从胸骨的外部皮下穿过到达适于保持该驱动单元的腹部中,其中所述驱动单元通过保持所述心脏接触机构的横膈膜肌进入。

[0059] 在另一实施例中,所述驱动单元进一步包括纤维组织运动结构,其适于在被植入身体时允许心脏相对于稳定的骨骼位置的呼吸运动,而不会妨碍周围的纤维组织。

[0060] 所述纤维组织运动结构可包括波纹管,其在被植入时允许运动而不会拉伸周围纤维。

[0061] 在又一实施例中,在所述可植入装置被植入所述人类患者之后,所述心脏接触机构可从将力施加到所述心脏的第一区域改变为施加到所述心脏的第二区域,其中所述至少一个心脏接触机构优选地包括至少一个液压或气动垫。

[0062] 在另一实施例中,所述心脏接触机构进一步包括机械元件,其适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入人类患者之后改变施加在所述人类患者的心脏上的所述力的位置。

[0063] 所述可植入装置可包括板,并且其中所述至少一个液压或气动垫被放置为与所述板相连,并且其中所述板使所述垫能够相对于所述板运动,以在所述可植入装置被植入人类患者之后改变所述液压或气动垫的位置并由此改变施加在所述人类患者的心脏上的所述力的位置。

[0064] 所述心脏辅助装置可适于:穿过患者身体中的腹腔镜套针和/或从腹部侧穿过横膈膜肌中的开口。

[0065] 优选地,所述驱动单元适于供应无线或磁能,并且所述心脏辅助装置适于接收所述无线或磁能,以引起所述心脏辅助装置的运动。

[0066] 所述心脏辅助装置可包括适于被放置在腹部中的能量接收器或能量源。

[0067] 所述心脏辅助装置优选包括适于将所述心脏辅助装置或驱动单元连接到内部能量源的电线,所述电线适于穿过到心脏的右心房并进一步向上到各个血管系统中,从而离开皮下区域中或接近皮下区域的血管系统,其中所述内部能量源适于经由皮下区域连接到所述电线。

[0068] 所述心脏辅助装置优选包括:

[0069] 内部控制单元;

[0070] 传感心脏的生理电脉冲或肌肉收缩的传感器;

[0071] 其中所述控制单元根据传感的信息控制所述心脏辅助装置。

[0072] 根据权利要求 10 所述的心脏辅助装置,其中所述内部能量源包括内部控制单元,其适于向所述电极发射能量脉冲,以实现心肌收缩和控制心脏收缩,其中所述控制单元适于使所述心脏辅助装置与所述心脏收缩协调一致。

[0073] 在一个实施例中,一种经由胸部腹腔镜将有源心脏辅助装置手术放置在患者心脏外部的的方法,该方法包括步骤:

[0074] 将针或管状器具插入患者身体的胸部;

[0075] 使用所述针或管状器具用气体填充所述胸部,由此扩张胸腔;

[0076] 在所述患者身体中放置至少两个腹腔镜套针;

- [0077] 将照相机通过所述腹腔镜套针之一插入所述胸部；
- [0078] 将至少一个切除工具通过所述至少两个腹腔镜套针之一插入并切除患者心脏的目标放置区域；
- [0079] 将包括一个或多个零件的所述心脏辅助装置放置在所述胸部的所述放置区域中；
- [0080] 放置影响血流的所述心脏接触机构；
- [0081] 放置形成将由所述心脏接触机构使用的动力学运动的驱动单元；
- [0082] 将固定装置安装在人类骨骼的稳定位置，以允许所述驱动单元和动力学运动获得必需的反力；
- [0083] 放置用于补偿心脏相对于所述稳定的骨骼位置的呼吸运动的呼吸运动补偿器；以及
- [0084] 放置和连接可植入能量接收器或内部能量源，以向所述心脏辅助装置提供动力，从而执行如下方法步骤中的至少一个；
- [0085] 至少部分地压缩所述心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏的泵送机构。
- [0086] 在另一实施例中，一种用于相对于患者的心脏手术放置有源心脏辅助装置的操作方法，该方法包括步骤：
- [0087] 切割患者的皮肤；
- [0088] 打开胸腔；
- [0089] 切除将所述心脏辅助装置放置在相对于所述心脏的内部的放置区域；
- [0090] 将包括一个或多个零件的所述心脏辅助装置放置在所述胸部的所述放置区域中；
- [0091] 放置影响血流的所述心脏接触机构；
- [0092] 放置形成将由所述心脏接触机构使用的动力学运动的驱动单元；
- [0093] 将固定装置安装在人类骨骼的稳定位置，以允许所述驱动单元和动力学运动获得必需的反力；
- [0094] 放置用于补偿心脏相对于所述稳定的骨骼位置的呼吸运动的呼吸运动补偿器；以及
- [0095] 放置和连接可植入能量接收器或内部能量源，以向所述心脏辅助装置提供动力，从而执行如下方法步骤中的至少一个；
- [0096] 至少部分地压缩所述心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏的泵送机构。
- [0097] 在又一实施例中，一种经由腹部腹腔镜相对于患者的心脏手术放置有源心脏辅助装置的方法，该方法包括步骤：
- [0098] 将针或管状器具插入患者身体的腹部；
- [0099] 使用所述针或管状器具用气体填充所述腹部，由此扩张腹腔；
- [0100] 在所述患者腹部中放置至少两个腹腔镜套针；
- [0101] 将照相机通过所述腹腔镜套针之一插入所述腹部；
- [0102] 将至少一个切除工具通过所述至少两个腹腔镜套针之一插入；以及

- [0103] 在横膈膜肌中切除并形成开口；
- [0104] 通过所述开口切除所述患者心脏的目标放置区域；
- [0105] 将包括一个或多个零件的所述心脏辅助装置放置在所述胸部的所述放置区域中；
- [0106] 放置影响血流的所述心脏接触机构；
- [0107] 放置形成将由所述心脏接触机构使用的动力学运动的驱动单元；
- [0108] 将固定装置安装在人类骨骼的稳定位置，以允许所述驱动单元和动力学运动获得必需的反力；
- [0109] 放置用于补偿心脏相对于所述稳定的骨骼位置的呼吸运动的呼吸运动补偿器；以及
- [0110] 放置和连接可植入能量接收器或内部能量源，以向所述心脏辅助装置提供动力，从而执行如下方法步骤中的至少一个；
- [0111] 至少部分地压缩所述心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏的泵送机构。
- [0112] 可替换地，一种用于相对于患者的心脏手术放置有源心脏辅助装置的操作方法，该方法包括步骤：
- [0113] 切割患者的皮肤；
- [0114] 打开腹腔；
- [0115] 在横膈膜肌中切除并形成开口；
- [0116] 通过所述开口切除用于放置所述心脏辅助装置的放置区域；
- [0117] 将包括一个或多个零件的所述心脏辅助装置放置在所述胸部的所述放置区域中；
- [0118] 放置影响血流的所述心脏接触机构；
- [0119] 放置形成待由所述心脏接触机构使用的动力学运动的驱动单元；
- [0120] 将固定装置安装在人类骨骼的稳定位置，以允许所述驱动单元和动力学运动获得必需的反力；
- [0121] 放置用于补偿心脏相对于所述稳定的骨骼位置的呼吸运动的呼吸运动补偿器；以及
- [0122] 放置和连接可植入能量接收器或内部能量源，以向所述心脏辅助装置提供动力，从而执行如下方法步骤中的至少一个；
- [0123] 至少部分地压缩所述心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏的泵送机构。
- [0124] 以上四种操作方法，其中附加地放置所述心脏辅助装置的步骤可包括步骤：
- [0125] 从所述驱动单元向所述心脏辅助装置供应动态功率，以引起所述心脏接触机构的运动。
- [0126] 所述四种操作方法还可包括方法步骤：
- [0127] 将所述驱动单元与可植入能量接收器或内部能量源相连，以向所述驱动单元提供动力。
- [0128] 组合利用胸部和腹部的方法将心脏辅助装置手术放置在患者心脏或血管中的操

作方法是优选实施例。

[0129] 其中所述驱动单元进一步包括适于用旋转能量驱动所述心脏辅助装置的至少一部分的定子和转子的操作方式为又一可替换方案,该方法进一步包括步骤:

[0130] 将所述定子和转子放置在腹部或胸部,其中所述转子连接到所述心脏辅助装置;

[0131] 将能量供应到所述定子,以旋转所述转子并由此引起待传输到所述心脏辅助装置的动能。

[0132] 该操作方法可包括从腹部通过胸横膈膜执行打开,以将所述能量接收器或能量源放置在腹部中。

[0133] 其中在胸横膈膜中执行所述打开的操作方法优选位于心包附接到胸横膈膜的位置。

[0134] 在又一方法中,所述心脏辅助装置或驱动单元使用来自外部能量源的能量直接或间接地非创伤性地供应能量,而不必穿过患者的皮肤,以向所述心脏辅助装置或驱动单元提供动力。

[0135] 可替换地,所述心脏辅助装置或驱动单元经由电缆连接到内部能量源,该放置方法进一步包括:

[0136] 将连接到所述心脏辅助装置或驱动单元的电线切除并放置到心脏的右心房,并进一步向上放置在各个血管系统中;

[0137] 离开在皮下区域(例如锁骨下静脉(vena subclavia)、颈静脉(vena jugularis)或臂静脉(vena brachialis))中或接近皮下区域的血管系统;

[0138] 将内部能量源放置在皮下区域中或接近该皮下区域或胸部或腹部中;

[0139] 从外部能量源非创伤性地供应能量,而不必穿过患者的皮肤,以向所述内部能量源提供动力,从而直接或间接地向所述心脏辅助装置或驱动单元提供动力。

[0140] 该放置操作方法可进一步包括:

[0141] 将电极放置在心脏的右心房或右心室;

[0142] 经由所述心脏的右心房将所述电线放置到所述电极并进一步向上放置在各个血管系统中;

[0143] 离开在皮下区域(例如锁骨下静脉、颈静脉或臂静脉)中或接近皮下区域的血管系统;

[0144] 将内部控制单元放置在所述皮下区域中或接近所述皮下区域或在胸部或腹部中,该方法进一步包括如下步骤的至少一个:

[0145] 从所述电极发射能量脉冲,以控制心脏收缩;以及

[0146] 使所述心脏辅助装置或驱动单元协调一致。

[0147] 在又一实施例中,该放置操作方法进一步包括:

[0148] 将电极放置在心脏的右心房或右心室;

[0149] 经由所述心脏的右心房将所述电线放置到所述电极并进一步向上放置在各个血管系统中;

[0150] 离开皮下区域(例如锁骨下静脉、颈静脉或臂静脉)中或接近皮下区域的血管系统;

[0151] 将内部控制单元放置在所述皮下区域中或接近所述皮下区域或在胸部或腹部中,

该方法进一步包括如下步骤的至少一个：

[0152] 接收与心脏的电脉冲或肌肉收缩有关的传感器输入；

[0153] 基于上述传感器输入使所述心脏辅助装置或驱动单元协调一致。

[0154] 一种经由胸部腹腔镜将有源心脏辅助装置手术放置在患者心脏的外部的的方法进一步提供：将针或管状器具插入所述患者身体的胸部。所述针或管状器具用于用气体填充所述胸部，由此扩张胸腔。至少两个腹腔镜套针可被放置在患者身体内，并且照相机可通过所述腹腔镜套针之一插入所述胸部。至少一个切除工具可通过所述至少两个腹腔镜套针之一插入并切除患者心脏的目标放置区域。心脏辅助装置可被放置以影响血流。用于向所述心脏辅助装置提供动力的可植入能量接收器或内部能量源可被放置并连接为执行如下方法步骤中的至少一个：至少部分地压缩所述心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏泵送机构。

[0155] 一个实施例公开一种用于相对于患者心脏手术放置有源心脏辅助装置的方法，其进一步提供：切割患者的皮肤和打开胸腔。切除放置区域，在所述放置区域中相对于心脏放置所述心脏辅助装置，并且所述心脏辅助装置被放置在胸部的放置区域中。进一步，用于向所述心脏辅助装置提供动力的可植入能量接收器或内部能量源可被放置为执行如下方法步骤中的至少一个：至少部分地压缩所述心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏泵送机构。

[0156] 另一实施例公开一种经由腹部腹腔镜相对于患者心脏手术放置有源心脏辅助装置的方法。该方法可进一步提供：将针或管状器具插入所述患者的身体的腹部，并利用所述针或管状器具向所述病人的腹部填充气体，由此使所述患者的腹腔膨胀。至少两个腹腔镜套针可被放置在患者的腹部，照相机可通过一个腹腔镜套针被插入。进一步，至少一个切除工具可通过所述至少两个腹腔镜套针之一插入。所述切除工具可用于在横膈膜中切除和形成开口和/或通过所述开口切除所述患者心脏的目标放置区域。所述心脏辅助装置被放置在胸部的放置区域中，并且用于向所述心脏辅助装置提供动力的植入能量接收器或内部能量源被放置和连接为执行如下方法步骤中的至少一个：至少部分地压缩心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏泵送机构。

[0157] 在进一步的实施例中，一种用于相对于患者心脏手术放置有源心脏辅助装置的方法可提供：切割患者的皮肤和打开腹腔。在胸横膈膜中切除并形成开口，通过所述开口切除用于放置所述心脏辅助装置的放置区域。所述心脏辅助装置可被放置在放置区域中，并且用于向所述心脏辅助装置提供动力的植入能量接收器或内部能量源也可被放置和连接为执行如下方法步骤中的至少一个：至少部分地压缩心脏和至少部分地使所述心脏辅助装置松弛，以从其外部支撑心脏泵送机构。

[0158] 在进一步的实施例中，该方法还包括步骤：放置所述心脏辅助装置附加地提供将用于至少部分地用动力学运动向所述心脏辅助装置提供动力的驱动单元放置在胸部或腹部区域中，以将来自所述驱动单元的动态功率供应到所述心脏辅助装置，从而引起所述心脏辅助装置的运动。

[0159] 在另一方法步骤中还可包括将驱动单元与用于向所述驱动单元提供动力的可植入能量接收器或内部能量源连接。

[0160] 在另一实施例中组合不同的用于将心脏辅助装置手术放置在患者心脏或血管中

的方法。

[0161] 另一方法还可包括：驱动单元进一步包括适于用旋转能量驱动所述心脏辅助装置的至少一部分的定子和转子。该方法进一步包括将所述定子和转子放置在腹部或胸部中的步骤。所述转子连接到所述心脏辅助装置以将能量供应到所述转子，从而使所述转子旋转，并由此引起待传递到所述心脏辅助装置的动能。

[0162] 在一个另外的方法中，从腹部通过胸横膈膜执行打开，以将所述能量接收器或能量源放置在腹部中。所述打开可在胸横膈膜的心包固定到胸横膈膜的区段处在胸横膈膜中执行。

[0163] 在一个进一步的方法中，所述心脏辅助装置或驱动单元使用来自外部能量源的能量直接或间接地非创伤性地供应能量，而不必穿过患者的皮肤，以向所述心脏辅助装置或驱动单元提供动力。

[0164] 在一个进一步的方法中，所述心脏辅助装置或驱动单元经由电缆连接到内部能量源。该放置方法进一步包括步骤：将连接到所述心脏辅助装置或驱动单元的电线切除并放置到心脏的右心房，并进一步向上放置在各个血管系统中；离开皮下区域（例如锁骨下静脉、颈静脉或臂静脉）中或接近皮下区域的血管系统；将内部能量源放置在皮下区域中或接近该皮下区域或胸部或腹部中；以及从外部能量源非创伤性地供应能量，而不必穿过患者的皮肤，以向所述内部能量源提供动力，从而直接或间接地向所述心脏辅助装置或驱动单元提供动力。

[0165] 一个放置方法可进一步包括步骤：将电极放置在心脏的右心房或右心室中并经由心脏的右心房将该电线放置到所述电极并进一步向上放置在各个血管系统中。在皮下区域（例如锁骨下静脉、颈静脉或臂静脉）中或接近皮下区域离开所述血管系统。内部能量源被放置在皮下区域中或接近该皮下区域或胸部或腹部中。该方法进一步包括如下步骤中的至少一个：接收与心脏的电脉冲或肌肉收缩有关的传感器输入；从用于控制心脏收缩的所述电极发射能量脉冲，或使所述心脏辅助装置或驱动单元协调一致。

[0166] 公开的一个实施例为适于穿过患者身体中的腹腔镜套针的心脏辅助装置。

[0167] 进一步的实施例为适于从胸横膈膜的腹部侧穿过胸横膈膜中的开口的的心脏辅助装置。

[0168] 进一步的实施例为包括用于至少部分地向所述心脏辅助装置的运动提供动力的驱动单元的心脏辅助装置。所述驱动单元适于供应无线或磁能，并且所述心脏辅助装置适于接收所述无线或磁能，以引起所述心脏辅助装置的运动。

[0169] 进一步的实施例为包括适于植入腹部的能量接收器或能量源的心脏辅助装置。

[0170] 进一步的实施例为包括适于将所述心脏辅助装置或驱动单元连接到所述能量源的电线的心脏辅助装置。所述电线适于穿过到心脏的右心房并进一步向上在各个血管系统中，离开在皮下区域中或接近皮下区域的血管系统，其中所述内部能量源适于经由皮下区域连接到所述电线。

[0171] 进一步的实施例为进一步包括内部控制单元和传感心脏的生物电脉冲或肌肉收缩的传感器的心脏辅助装置。所述控制单元根据传感的信息控制所述心脏辅助装置。

[0172] 进一步的实施例为具有能量源的心脏辅助装置，所述能量源包括内部控制单元，其适于将能量脉冲发射到所述电极，以实现心肌收缩和控制心脏收缩。所述控制单元适于

使心脏辅助装置与心脏收缩协调一致。

[0173] 所述可植入装置包括第一和第二可操作接头,并且其中通过所述心脏接触机构施加的所述力的所述位置适于通过所述第一和第二可操作接头的操作而改变。

[0174] 所述可植入装置包括第一、第二和第三可操作接头,并且其中通过所述心脏接触机构施加的所述力的所述位置适于通过所述第一、第二和第三可操作接头的操作而改变。

[0175] 所述可操作接头为可操作平移接头或可操作旋转接头。

[0176] 所述可植入装置适于通过将力施加在所述心脏上的所述心脏接触机构压缩组织壁的至少一部分,并且其中所述可植入装置进一步适于刺激所述心脏的所述组织壁的至少一部分,以进一步压缩所述组织壁。

[0177] 所述心脏的所述组织壁的所述刺激使用电刺激执行。

[0178] 所述至少一个心脏接触机构包括机械操作的心脏接触机构。

[0179] 所述板包括可移动操作装置。

[0180] 所述操作装置为电动的。

[0181] 所述操作装置为液压驱动的。

[0182] 所述操作装置为气动的。

[0183] 所述至少一个液压或气动垫包括具有容积的室,并且其中所述容积适于改变,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后影响施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力。

[0184] 所述容积适于与液压系统流体相连。

[0185] 所述容积适于与液压系统流体相连,该液压系统包括用于改变所述室的所述容积的注入端口。

[0186] 所述可植入装置包括多个垫,每个垫都具有容积,其中所述多个容积适于独立地改变,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后影响施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力。

[0187] 所述可植入装置进一步包括与所述多个容积流体相连的液压系统。

[0188] 所述液压系统包括用于单独地改变所述室的所述容积的多个注入端口。

[0189] 所述液压系统包括注入端口单元,其中所述注入端口单元包括用于单独地改变所述室的所述容积的所述多个注入端口。

[0190] 所述可植入装置进一步包括液压系统。

[0191] 所述至少一个垫的所述容积能够通过使用所述液压系统将液压流体移动到或移动离开所述垫而改变。

[0192] 所述可植入装置进一步包括气动系统。

[0193] 所述至少一个垫的所述容积能够通过使用所述气动系统将气体移动到或移动离开所述垫而改变。

[0194] 所述至少一个心脏接触机构包括适于接触所述心机的至少一个活塞。

[0195] 所述至少一个活塞包括用于移动所述活塞的至少一个液压驱动单元。

[0196] 所述至少一个活塞包括用于移动所述活塞的至少一个机械驱动单元。

[0197] 所述至少一个活塞包括用于移动所述活塞的至少一个气动驱动单元。

[0198] 所述至少一个活塞至少部分地位于套筒中。

[0199] 所述至少一个活塞被放置在板上,该板适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置。

[0200] 适于为可移动的所述板能够使用操作装置移动。

[0201] 所述板适于针对每次心跳移动,并由此在所述心肌收缩之后允许所述至少一个可移动活塞的较短冲程,以进一步影响所述心肌的运动。

[0202] 所述操作装置为电、液压或气动操作装置。

[0203] 所述可植入装置包括三个或更多活塞,其中所有活塞适于单独地移动,以影响施加在所述心肌上的所述力,从而改变所述力的位置。

[0204] 所述可植入装置适于改变非创伤性地且从所述患者身体外部施加在所述心脏上的所述力的位置。

[0205] 进一步包括用于标定流体水平的注入端口。

[0206] 所述平移操作接头为可电操作的接头。

[0207] 所述可电操作的平移接头能使用线性马达电操作。

[0208] 所述可旋转操作的接头为可电操作的接头。

[0209] 所述可电操作的旋转接头能使用电动马达电操作。

[0210] 所述可操作接头为液压或气动的可操作接头。

[0211] 所述可植入装置进一步包括固定元件,其适于帮助将所述可植入装置固定到所述身体的包括骨骼的区域。

[0212] 所述身体的包括骨骼的所述区域是选自由如下组成的组的区域:胸骨、至少一根肋骨和至少一个椎骨。

[0213] 所述装置包括选自如下一组材料的材料:

[0214] 陶瓷材料;

[0215] 钛;

[0216] 不锈钢;

[0217] 硅基材料;和

[0218] 含氟聚合物材料。

[0219] 所述心脏接触机构适于将外力施加在左心房上。

[0220] 所述心脏接触机构适于将外力施加在左心房的两个不同侧上。

[0221] 所述心脏接触机构适于将外力施加在右心房上。

[0222] 所述心脏接触机构适于将外力施加在右心房的两个不同侧上。

[0223] 一种通过前述装置将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的方法,该方法包括步骤:

[0224] 移动所述心脏接触机构,以在所述装置被植入所述人类患者之后改变所述心脏接触机构非创伤性地将力施加在所述心脏上的区域;以及

[0225] 使用所述可植入装置通过所述心脏接触机构将力施加在所述人类患者的所述心脏上。

[0226] 一种用于手术放置用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置的操作方法,所述装置包括至少一个心脏接触机构,其中所述心脏接触机构适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患

者的所述心脏上的所述力的位置,该方法经由胸部腹腔镜执行,该方法包括步骤:

- [0227] 将针或管状器具插入所述患者身体的胸部;
- [0228] 使用所述针或管状器具用气体填充所述胸部,由此扩张胸腔;
- [0229] 在所述患者身体中放置至少两个腹腔镜套针;
- [0230] 将照相机通过所述腹腔镜套针之一插入所述胸部;
- [0231] 将至少一个切除工具通过所述至少两个腹腔镜套针之一插入并切除所述患者的心脏区域中的目标放置区域;
- [0232] 将所述可移动心脏接触机构放置到所述患者的心脏上;
- [0233] 放置操作装置、操作所述心脏接触机构,以将力周期性地施加在所述心脏的外部,连接到胸骨、肋骨或椎骨;
- [0234] 连接用于向所述可植入装置提供动力的能量源,以提高所述心脏的泵功能;以及
- [0235] 调节所述心脏接触机构的位置。
- [0236] 所述调节从身体外部非创伤性地执行。
- [0237] 一种用于手术放置用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置的操作方法,所述装置包括至少一个心脏接触机构,其中所述心脏接触机构适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置,该方法经由胸部执行,该方法包括步骤:
 - [0238] 切割皮肤并打开胸部;
 - [0239] 切除在所述患者的心脏的区域中的目标放置区域;
 - [0240] 将所述可移动心脏接触机构放置到所述患者的心脏上;
 - [0241] 放置操作装置,适于操作所述心脏接触结构,以将力周期性地施加在所述心脏的外部,连接到胸骨、肋骨或椎骨;
 - [0242] 连接用于向所述可植入装置提供动力的能量源,以提高所述心脏的泵功能;以及
 - [0243] 调节所述心脏接触机构的位置。
 - [0244] 所述调节从身体外部非创伤性地执行。
 - [0245] 一种系统,包括前述可植入装置。
 - [0246] 系统进一步包括可植入所述患者的至少一个开关,用于手动且无创伤性地控制所述装置。
 - [0247] 系统进一步包括具有可植入液压贮存器的液压装置,其被液压地连接到所述装置,其中所述装置适于通过手动挤压所述液压贮存器而被非创伤性地调整。
 - [0248] 系统进一步包括用于非创伤性地控制所述装置的无线远程控制器。
 - [0249] 所述无线远程控制器包括至少一个外部信号发射器和/或接收器,进一步包括可植入所述患者的内部信号接收器和/或发射器,以接收由所述外部信号发射器发射的信号或将信号发射到所述外部信号接收器。
 - [0250] 所述无线远程控制器发射用于控制所述装置的至少一个无线控制信号。
 - [0251] 所述无线控制信号包括频率、幅度或相位调制信号,或者其组合。
 - [0252] 所述无线远程控制器发射用于承载所述控制信号的电磁载波信号。
 - [0253] 系统进一步包括用于非创伤性地用无线能量对所述装置的可植入的能量消耗部件提供能量的无线能量发射装置。

[0254] 所述无线能量包括从以下选择出的波信号：声波信号、超声波信号、电磁波信号、红外光信号、可见光信号、超紫外光信号、激光信号、微波信号、无线电波信号、x 射线信号和伽马射线信号。

[0255] 所述无线能量包括以下之一：电场、磁场、组合电磁场。

[0256] 所述控制能量包括以下之一：电场、磁场、组合电磁场。

[0257] 所述信号包括模拟、数字信号、或者模拟与数字信号的组合。

[0258] 系统进一步包括用于向所述装置的可植入的能量消耗部件提供动力的可植入内部能量源。

[0259] 系统进一步包括用于以无线模式传输能量的外部能量源，其中所述内部能量源能够通过以无线模式传输的能量而充填。

[0260] 系统进一步包括传感或测量与能量的传输有关的功能参数以填充所述内部能量源的传感器或测量装置，以及用于将反馈信息从所述患者身体内部发送到所述患者身体外部的反馈装置，所述反馈信息与由所述传感器传感或由所述测量装置测量的所述功能参数相关。

[0261] 系统进一步包括用于将反馈信息从所述患者身体内部发送到所述患者身体外部的反馈装置，所述反馈信息与所述患者的物理参数和与所述装置相关的功能参数中的至少一个相关。

[0262] 系统进一步包括传感器和 / 或测量装置以及可植入内部控制单元，所述可植入内部控制单元用于响应与由所述传感器传感或由所述测量装置测量的所述患者的物理参数和与所述装置相关的由所述传感器传感或由所述测量装置测量的功能参数中的至少一个相关的信息来控制所述装置。

[0263] 所述物理参数为压力或蠕动运动。

[0264] 系统进一步包括外部数据通信器和与该外部数据通信器通信的可植入内部数据通信器，其中所述内部数据通信器将与所述装置或所述患者相关的数据反馈到所述外部数据通信器，和 / 或所述外部数据通信器将数据反馈到所述内部数据通信器。

[0265] 系统进一步包括用于操作所述装置的马达或泵。

[0266] 系统进一步包括用于操作所述装置的液压操作装置。

[0267] 系统进一步包括用于操作所述装置的操作装置，其中所述操作装置包括被设计用于减小所述操作装置操作所述装置所需的力的伺服系统，该伺服系统代替操作装置作用较长路径而增加确定作用的时间。

[0268] 系统进一步包括用于操作所述装置的操作装置，其中在所述无线能量由所述能量发射装置发射时，所述无线能量用于以其无线状态向所述操作装置直接提供动力，以产生用于操作所述装置的动能。

[0269] 系统进一步包括用于将由所述能量发射装置发射的所述无线能量从第一形式转换为第二形式的能量转换装置。

[0270] 系统在所述能量转换装置将由所述能量发射装置发射的所述第一形式的能量转换为所述第二形式的能量时，所述能量转换装置用所述第二形式的能量向所述装置的可植入的能量消耗部件直接提供动力。

[0271] 其中所述第二形式的能量包括直流电、脉动直流电和交流电中的至少一种。

[0272] 系统进一步包括可植入蓄能器,其中所述第二形式的能量至少部分地用于充填该蓄能器。

[0273] 所述第一或第二形式的能量包括磁能、动能、声能、化学能、辐射能、电磁能、光子能、核能、热能、非磁能、非动能、非化学能、非声能、非核能和非热能中的至少一种。

[0274] 系统进一步包括可植入的电子部件,其包括至少一个电压电平防护部件和/或至少一个恒电流防护部件。

[0275] 系统进一步包括用于控制无线能量从所述能量发射装置的发射的控制装置,以及用于接收所述发射的无线能量的可植入内部能量接收器,所述内部接收器连接到所述装置的可植入能量消耗部件,以直接或间接地向所述可植入能量消耗部件供应接收的能量,该系统进一步包括确定装置,其适于确定由所述内部能量接收器接收的能力与用于所述装置的所述可植入能量消耗部件之间的能量平衡,其中所述控制装置基于由所述确定装置确定的所述能量平衡来控制无线能量从所述外部能量发射装置的所述发射。

[0276] 所述确定装置适于检测所述能量平衡的变化,并且所述控制装置基于所述检测到的能量平衡变化来控制无线能量的所述发射。

[0277] 所述确定装置适于检测由所述内部能量接收器与用于所述装置的所述可植入能量消耗部件的能量之间的差,并且所述控制装置基于所述检测到的能量差来控制无线能量的所述发射。

[0278] 所述能量发射装置包括放置在人体外部的线圈,进一步包括放置在人体内部的可植入能量接收器,以及被连接以用电脉冲向所述外部线圈提供动力从而发射所述无线能量的电路,所述电脉冲具有前缘和后缘,所述电路适于改变所述电脉冲的连续的前缘与后缘之间的第一时间间隔和/或所述电脉冲的连续的前缘与后缘之间的第二时间间隔,从而改变所述发射的无线能量的功率,所述能量接收器接收具有变化功率的所述发射的无线能量。

[0279] 除了改变所述第一和/或第二时间间隔以外,所述电路适于保持不变地输送所述电脉冲。

[0280] 所述电路具有时间常量,并适于仅在第一时间常量的范围内改变所述第一和第二时间间隔,从而当所述第一和/或第二时间间隔的长度被改变时,向所述线圈发射的功率被改变。

[0281] 系统进一步包括用于接收无线能量的可植入内部能量接收器,所述能量接收器具有内部第一线圈和连接到该第一线圈的第一电路,以及用于发射无线能量的外部能量发射器,所述能量发射器具有外部第二线圈和连接到该第二线圈的第二电路,其中所述能量发射器的所述外部第二线圈发射由所述能量接收器的所述第一线圈接收的无线能量,该系统进一步包括动力开关,用于开关所述内部第一线圈到所述第一电路的连接,从而当所述动力开关开关所述内部第一线圈到所述第一电路的连接时,有关所述第一线圈的充填的反馈信息以所述外部第二线圈的负载的阻抗变化的形式由所述外部能量发射器接收。

[0282] 系统进一步包括用于接收无线能量的可植入内部能量接收器,所述能量接收器具有内部第一线圈和连接到该第一线圈的第一电路,以及用于发射无线能量的外部能量发射器,所述能量发射器具有外部第二线圈和连接到该第二线圈的第二电路,其中所述能量发射器的所述外部第二线圈发射由所述能量接收器的所述第一线圈接收的无线能量,该系统

进一步包括反馈装置,用于将在所述第一线圈中接收的能量值作为反馈信息发送出,并且其中所述第二电路包括确定装置,用于接收所述反馈信息并用于比较由所述第二线圈传输的能量值与有关在所述第一线圈中接收的能量值的所述反馈信息,以获得所述第一和第二线圈之间的耦接因子。

[0283] 所述能量发射器响应获得的耦接因子来调整所述发射的能量。

[0284] 所述外部第二线圈适于相对于所述内部第一线圈移动,以建立所述第二线圈的最佳放置,在该最佳放置中所述耦接因子被最大化。

[0285] 在所述耦接因子被最大化之前,所述外部第二线圈适于标定传输的能量值以在所述确定装置中获得所述反馈信息。

[0286] 一种可植入注入端口单元,其特征在于,所述注入端口单元包括多个室,其中所述多个室各自包括可穿透自密封隔膜,所述可穿透自密封隔膜适于由针穿透以将流体注入所述室中。

[0287] 所述室中的每一个包括限定所述室的容积的壁部,并且其中所述室中的至少两个位于共用壁部的两侧,由此共用所述共用壁部。

[0288] 所述共用壁部为可穿透自密封隔膜。

[0289] 所述多个室中的两个为第一和第二室,并且其中所述第一室包括作为可穿透自密封隔膜的至少两个壁部,并且其中所述至少两个壁部之一为被所述第二室共用的所述共用壁部,并且其中所述第一和第二室被对准使得针能够通过首先穿透所述第一室的所述两个可穿透自密封隔膜壁部而进入所述第二室。

[0290] 所述多个室中的三个为第一、第二和第三室,并且其中所述第一和第二室各自包括作为可穿透自密封隔膜的至少两个壁部,并且其中所述第一、第二和第三室被对准使得针能够通过首先穿透所述第一室的所述两个可穿透自密封隔膜壁部并穿透所述第二室的所述两个可穿透自密封隔膜壁部而进入所述第三室。

[0291] 所述多个室为至少三个室。

[0292] 所述多个室为至少四个室。

[0293] 所述多个室为至少五个室。

[0294] 所述注入端口单元包括与所述多个室中的每一个流体连接的多个管路。

[0295] 一种用于从患者的心包排放流体的心包排放装置,所述排放装置包括管路,所述管路包括第一和第二区段,其中所述第一区段的至少一部分适于接收所述心包内部的流体,并且其中所述管路的所述第二区段适于被定位在患者的所述心包外部,并使从所述心包接收的所述流体能够通过所述第二区段的至少一部分排出。

[0296] 所述第二区段适于被放置在所述患者的腹部,以将流体从所述患者的所述心包移动到所述患者的所述腹部。

[0297] 所述排放装置进一步包括可植入容器,并且其中所述管路的所述第二区段与所述容器流体连接。

[0298] 所述第一区段的至少一部分包括多个孔,并适于在被植入时接收来自所述心包内部的流体。

[0299] 一种用于手术放置用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置的操作方法,所述装置包括至少一个心脏接触机构,其中所述心脏接触机

构适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述人类患者之后改变施加在所述人类患者的所述心脏上的所述力的位置,该方法经由腹部腹腔镜执行,该方法包括步骤:

- [0300] 将针或管状器具插入所述患者身体的腹部;
- [0301] 使用所述针或管状器具用气体填充所述腹部,由此扩张所述腹腔;
- [0302] 在所述患者的腹部中放置至少两个腹腔镜套针;
- [0303] 将照相机通过所述腹腔镜套针之一插入所述腹部;
- [0304] 将至少一个切除工具通过所述至少两个腹腔镜套针中的一个插入;
- [0305] 在胸横膈膜中形成开口;
- [0306] 通过所述开口切除在所述患者的心脏的区域中的目标放置区域;
- [0307] 将所述可移动心脏接触机构放置到所述患者的心脏上;
- [0308] 放置操作装置、操作所述心脏接触机构,以将力周期性地施加在所述心脏的外部,连接到胸骨或至少一个肋骨或至少一个椎骨;
- [0309] 连接用于向所述可植入装置提供动力的能量源,以提高所述心脏的泵功能;以及
- [0310] 调节所述心脏接触机构的位置。

[0311] 所述调节从身体外部非创伤性地执行。

[0312] 一种用于手术放置用于通过将外力应用在心肌上来提高病人的心脏的泵功能的可植入装置的操作方法,所述装置包括至少一个心脏接触机构,其中所述心脏接触机构适于为可移动的,以在所述可植入装置被植入所述病人之后改变施加在所述病人的所述心脏上的所述力的位置,该方法经由腹部执行,该方法包括步骤:

- [0313] 切割皮肤并打开腹部;
- [0314] 在胸横膈膜中形成开口;
- [0315] 通过所述开口切除在所述患者的心脏的区域中的目标放置区域;
- [0316] 将所述可移动心脏接触机构放置到所述患者的心脏上;
- [0317] 放置操作装置,其适于操作所述心脏接触机构,以将力周期性地施加在所述心脏的外部,连接到胸骨或至少一个肋骨或至少一个椎骨;
- [0318] 连接用于向所述可植入装置提供动力的能量源,以提高所述心脏的泵功能;以及
- [0319] 调节所述心脏接触机构的位置。
- [0320] 所述调节从身体外部非创伤性地执行。

[0321] 在所述胸横膈膜中的所述开口在所述胸横膈膜的区段中执行,在该区段中所述心包连接到所述胸横膈膜。

[0322] 所述可操作接头能从所述患者身体外部操作。

[0323] 所述可操作接头能使用无线远程控制器从所述患者身体外部操作。

[0324] 所述可操作接头能创伤性地使用适于穿过所述患者的皮肤到达所述接头的工具从所述患者身体外部操作。

[0325] 所述液压系统包括可植入注入端口单元和液压阀,其中所述注入端口单元连接到与多个容积相连的所述阀,其中所述多个容积适于通过改变所述阀的位置使用液压流体被一个接一个地标定,所述阀将所述注入端口单元一次与一个容积连接,其中所述注入端口包括可穿透自密封隔膜,其适于由针穿透以注入流体,并且其中所述阀适于将所述注入端口与所述容积的任一个一个接一个地连接。

[0326] 请注意,所有实施例和实施例的特征以及任何方法或方法步骤可以任意方式组合,只要这种组合不明显相背即可。还请注意,本说明书一般应被视为描述适于执行一方法的设备或装置以及该方法本身。

附图说明

[0327] 现在通过示例参照附图描述各实施例,在附图中:

[0328] 图 1 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0329] 图 2 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的前视图。

[0330] 图 3 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0331] 图 4 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0332] 图 5 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的前视图。

[0333] 图 6 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0334] 图 7 详细地示出操作装置。

[0335] 图 8 详细地示出操作装置。

[0336] 图 9 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0337] 图 10 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0338] 图 11 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的前视图。

[0339] 图 12 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的前视图。

[0340] 图 13 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0341] 图 14 示意性地示出用于传输力的系统。

[0342] 图 15 示意性地示出用于传输力的系统。

[0343] 图 16 示意性地示出用于传输力的系统。

[0344] 图 17 示意性地示出力如何施加在心脏上。

[0345] 图 18 示意性地示出力如何施加在心脏上。

[0346] 图 19 示意性地示出力如何施加在心脏上。

[0347] 图 20 示意性地示出力如何施加在心脏上。

[0348] 图 21 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的前视图。

[0349] 图 22 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0350] 图 23 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0351] 图 24 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的前视图。

[0352] 图 25 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。

[0353] 图 26 示意性地示出用于传输力的系统。

[0354] 图 27 示意性地示出用于传输力的系统。

[0355] 图 28 示意性地示出操作装置和固定构件。

[0356] 图 29 示意性地示出用于传输力的系统。

[0357] 图 30 示出带有 LVAD 的人类患者的前视图。

[0358] 图 31 示出植入人造心脏装置的侧视图。

[0359] 图 32 示意性地示出用于传输力的系统。

[0360] 图 33 示意性地示出用于传输力的系统。

- [0361] 图 34 示出带有用于传输力的植入系统的人类患者的前视图。
- [0362] 图 35 示意性地示出用于传输力的系统。
- [0363] 图 36 示意性地示出用于传输力的系统。
- [0364] 图 37 示意性地示出用于传输力的系统。
- [0365] 图 38 示出处于第一位置的心脏接触机构。
- [0366] 图 39 示出处于第二位置的心脏接触机构。
- [0367] 图 40 详细地示出心脏接触机构。
- [0368] 图 41 详细地示出心脏接触机构。
- [0369] 图 42 示出用于调节处于第一位置的心脏接触机构的装置。
- [0370] 图 43 示出用于调节处于第二位置的心脏接触机构的装置。
- [0371] 图 44 示出人类患者的心脏的前视图。
- [0372] 图 45 示出用于调节处于第一位置的泵送装置的位置的系统。
- [0373] 图 46 示出用于调节处于第二位置的泵送装置的位置的系统。
- [0374] 图 47 示出固定系统。
- [0375] 图 48 示出固定系统。
- [0376] 图 49 示出固定系统。
- [0377] 图 50 示出固定系统。
- [0378] 图 51 示出固定系统。
- [0379] 图 52 示出固定系统。
- [0380] 图 53 示出人类患者的带有所应用的固定系统的胸骨的前视图。
- [0381] 图 54 示出人类患者的带有所应用的固定系统的胸廓的前视图。
- [0382] 图 55 示出人类患者的带有所应用的固定系统的胸廓的前视图。
- [0383] 图 56 示出人类患者的带有所应用的固定系统的胸廓的前视图。
- [0384] 图 57 示出人类患者的带有所应用的固定系统的胸廓的前视图。
- [0385] 图 58 示出人类患者的带有所应用的固定系统的脊柱的侧视图。
- [0386] 图 59 示出人类患者的带有所应用的固定系统的脊柱的侧视图。
- [0387] 图 60 示出人类患者的带有所应用的固定系统的脊柱的前视图。
- [0388] 图 61 示出用于提高心脏的泵功能的可植入装置的侧视图。
- [0389] 图 62 例示出用于治疗疾病的系统,其中该系统包括植入在患者内的设备。
- [0390] 图 63-77 示意性地示出用于向图 1 中所示的设备通过无线提供动力的系统的各个实施例。
- [0391] 图 78 为例示出用于供应精确数量的能量的设置结构的示意性框图,所述能量用于操作图 1 中所示的设备。
- [0392] 图 79 示意性地示出系统的实施例,其中所述设备使用导线束能量操作。
- [0393] 图 80 为用于控制无线能量的发送的设置结构的更为详细的框图,所述无线能量的发送用于操作图 1 中所示的设备。
- [0394] 图 81 为根据可能实施示例的图 62 中所示的设置结构的电路。
- [0395] 图 82-88 示出布置向被植入患者的设备提供的液压或气动动力的各种方式。
- [0396] 图 89a 示出包括操作装置的密封室。

- [0397] 图 89b 示出用于液压用途的密封室。
- [0398] 图 90 示出当心脏辅助装置固定到患者的胸骨位于其内部时的患者的侧视图。
- [0399] 图 91 示出当心脏辅助装置固定到患者的椎骨时的患者的侧视图。
- [0400] 图 92 示出当心脏辅助装置固定到患者的肋骨时的患者的侧视图。
- [0401] 图 93a 以穿透隔膜的方式示出当心脏辅助装置固定到患者的胸骨位于其内部时的患者的侧视图。
- [0402] 图 93b 示出当心脏辅助装置固定到患者的胸骨位于其外部时的患者的侧视图。
- [0403] 图 94 示出当放置有隔膜接触部分时的患者的侧视图。
- [0404] 图 95 示出当在患者的胸部中形成开口时的患者的侧视图。
- [0405] 图 96 示出保持胸部隔膜中的开口的隔膜接触部分的放大图。
- [0406] 图 97a 示出心脏辅助装置的实施例,其中力通过胸部隔膜传输。
- [0407] 图 97b 示出心脏辅助装置的第二实施例,其中力通过胸部隔膜传输。
- [0408] 图 97c 示出呼吸运动补偿器的可替换实施例。
- [0409] 图 97d 示出处于第二状态的呼吸运动补偿器的可替换实施例。
- [0410] 图 98 示出心脏辅助装置的第二实施例,其中机械和液压力通过胸部隔膜传输。
- [0411] 图 99a 示出用于标定挤压在心脏上的元件的多室注入端口的第一实施例。
- [0412] 图 99b 示出多室注入端口的第二实施例。
- [0413] 图 99c 示出液压 / 气动的两室系统。
- [0414] 图 99d 示出包括选择阀的液压 / 气动系统。
- [0415] 图 99e 示出包括选择阀的液压 / 气动闭合力传输室系统。
- [0416] 图 100 示出心脏辅助装置的实施例,其中液压力通过胸部隔膜传输。
- [0417] 图 101a 示出处于打开状态的隔膜接触部分的实施例,其中隔膜接触部分适于被打开。
- [0418] 图 101b 示出处于闭合状态的隔膜接触部分的实施例,其中隔膜接触部分适于被打开。
- [0419] 图 101c 示出不可打开的隔膜接触部分的实施例。
- [0420] 图 101d 示出隔膜接触部分的实施例的剖视图。
- [0421] 图 102 示出隔膜接触部分,其具有放置于内部的用于传输机械力的力传输构件。
- [0422] 图 103 示出隔膜接触部分,其具有放置于内部的用于传输机械力的两个力传输构件。
- [0423] 图 104 示出隔膜接触部分,其具有与放置于内部的隔膜接触部分形成密封的力传输构件。
- [0424] 图 105 示出隔膜接触部分,其具有放置于内部的用于传输液压力的力传输构件。
- [0425] 图 106 隔膜接触部分,其具有用于传输液压力的一个力传输构件以及放置于内部的用于传输液压力的一个力传输构件。
- [0426] 图 107 示出用于通过胸部隔膜传输力的力传输部分。
- [0427] 图 108a 示出可移位的心脏辅助装置的第一透视图。
- [0428] 图 108b 示出可移位的心脏辅助装置的第二透视图。
- [0429] 图 109 示出磁操作装置的剖视图。

- [0430] 图 110 示出包括磁操作装置的心脏辅助装置的透视图。
- [0431] 图 111 示出可移位的心脏辅助装置的第一透视图。
- [0432] 图 112a 示出处于折叠状态的适于通过胸部隔膜中的开口插入的心脏辅助装置。
- [0433] 图 112b 示出处于未折叠状态的适于通过胸部隔膜中的开口插入的心脏辅助装置。
- [0434] 图 113 示出用于固定心脏辅助装置的操作方法的流程图。

具体实施方式

[0435] 现在将参照优选实施例以及附图更为详细地描述本发明。本文的所有示例应被视为概括说明的一部分，因而一般而言可以以任何方式组合。同样，各个实施例的各个特征可被组合或交换，除非这种组合或交换明显与装置的总体功能相背。

[0436] 可以设想到将陶瓷材料应用于整个装置部分或受到磨损的部分，可用于该目的的陶瓷材料的示例为：锆陶瓷或铝陶瓷、部分稳定氧化锆 (PSZ)、氧化锆、碳化钛、碳化硅、硅铝氧氮聚合材料 / 硅铝合金氧氮化合物、氮化硼。所述陶瓷材料可进一步包括羟基磷灰石涂层。

[0437] 图 1 示出一种用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏 H 的泵功能的可植入装置 1。可植入装置 1 包括泵装置 3，泵装置 3 包括引起与心脏接触机构 2 接触的连接臂 244 运动的操作装置 57。可植入装置适于固定到人体的包括骨骼 240 的结构上。需要控制的操作装置和选择性存在的其他元件由控制单元 176 控制。控制单元 176 可包括用于标定液压系统的流体水平的注入端口 910、用于向可植入装置 1 供应能量的电池 911、用于从人体外部向控制单元或从控制单元传输能量和 / 或信息的无线传输系统 912 以及用于传感可植入装置 1 或患者的变量的至少一个传感器 913。控制单元通过连接构件 906 与泵装置 3 和可植入装置 1 的其他元件通信。然而，还可设想到该通信可为无线的。

[0438] 图 2 示出一种用于通过将外力应用在心肌上来提高人类患者的心脏 H 的泵功能的可植入装置 1。可植入装置 1 包括泵装置 3，泵装置 3 包括适于通过连续通电线圈 14 引起旋转运动的操作装置 57，连续通电线圈 14 被放置在可相对于包括磁体 15 的第二板 12 移位的第一板 11 上。在所述线圈 14 与所述磁体 15 之间形成的磁场引起第二板 12 相对于第一板 11 的旋转运动。根据该实施例，操作装置与第一和第二心脏接触机构 2a、2b 相连。第一心脏接触机构 2a 被附接到第二板 12，由此相对于固定地附接到泵装置 3 上的第二心脏接触机构 2b 移动。第二心脏接触机构 2b 用作移动底座。第一和第二心脏接触机构 2a、2b 从心脏 H 的左侧和右侧向心脏 H 施加力，从而压缩心脏 H 并帮助心脏 H 的泵功能。

[0439] 图 3 示出根据一实施例的可植入装置 1，其中泵装置 3 适于从心脏 H 的前侧 A 和后侧 P 向心脏 H 施加力。为了使泵装置 3 能够从心脏 H 的前侧 A 和后侧 P 向心脏 H 施加力，可植入装置 1 包括连接臂 244，连接臂 244 将泵装置 3 附接到固定构件 241a，固定构件 241a 相应地与第一板 242a 相连，第一板 242a 固定到第二固定构件 241b 的第二板 242b，第二固定构件 241b 位于人体的包括骨骼 240 的结构的后侧。第一和第二固定构件夹持人体的包括骨骼 240 的结构，由此形成对可植入装置 1 的固定。第一心脏接触机构 2a 附接到第二板 12，由此相对于固定地附接到泵装置 3 的第二心脏接触机构 2b 移动。第二心脏接触机构 2b 用作移动底座。第一和第二心脏接触机构从心脏 H 的前侧 A 和后侧 P 向心脏 H 施加力，从

而压缩心脏 H 并帮助心脏 H 的泵功能。

[0440] 图 4 示出可植入装置 1 的侧视图,其中操作装置 57 包括:包括磁体 15 的第一板 11、包括线圈的第二板 12 和包括磁体 15 的第三板 13。对第二板 12 的线圈 14 连续通电通过线圈 14 与磁体 15 之间形成的磁接触而引起第一板和第三板的旋转运动。该运动被传输到心脏接触机构 2,心脏接触机构 2 继而向心脏 H 施加力。

[0441] 图 5 示出可植入装置 1 的前视图,其中操作装置 57 包括:包括磁体 15 的第一板 11、包括线圈的第二板 12 和包括磁体 15 的第三板 13。对第二板 12 的线圈 14 连续通电通过线圈 14 与磁体 15 之间形成的磁接触而引起第一板和第三板的旋转运动。第一心脏接触机构 2a 固定到第一板 11,第二心脏接触机构 2b 固定到第三板 13。所述运动传输到心脏接触机构 2a、2b,心脏接触机构 2a、2b 继而将力施加在心脏 H 的左侧和右侧,从而压缩心脏 H 并帮助心脏 H 的泵功能。

[0442] 图 6 示出根据实施例的可植入装置 1,其中泵装置 3 适于从心脏 H 的前侧 A 和后侧 P 向心脏 H 施加力。为了使泵装置 3 能够从心脏 H 的前侧 A 和后侧 P 向心脏 H 施加力,可植入装置 1 包括连接臂 244,连接臂 244 将泵装置 3 附接到固定构件 241a,固定构件 241a 相应地与第一板 242a 相连,第一板 242a 固定到第二固定构件 241b 的第二板 242b,第二固定构件 241b 位于人体的包括骨骼 240 的结构的后侧。第一和第二固定构件夹持人体的包括骨骼 240 的结构,由此形成对可植入装置 1 的固定。第一心脏接触机构 2a 固定到第一板,第二心脏接触机构 2b 固定到第三板。运动被传输到心脏接触机构 2a、2b,心脏接触机构 2a、2b 继而将力施加在心脏 H 的前侧 A 和后侧 P,从而压缩心脏 H 并帮助心脏 H 的泵功能。

[0443] 图 7 进一步详细示出操作装置 57,其中操作装置 57 包括:包括具有第一表面的板 11 的第一部分、包括具有第二表面的第二板 12 的第二部分以及包括具有第三表面的第三板 13 的第三部分。第一、第二和第三部分可相对于彼此移位并适于旋转运动。第二板 12 包括线圈 14,第一和第三板包括磁体 15。受控制单元 176 控制,线圈可被连续通电,从而通过线圈 14 与磁体 15 之间的磁连接而引起第一和第三板的运动。第一和第二板 11、12 的表面彼此邻接,并基本上恒定运动,这阻止了可能中断操作装置 57 的功能的瘢痕组织的任何生长。为了使操作装置能够抵抗由邻接表面的恒定运动引起的磨损,板 11、12、13 或者其表面需要由高度耐用材料制成。这种材料可为陶瓷材料、碳基材料或诸如钛或不锈钢的金属材料。进一步可以设想到,板或表面由例如含氟聚合物的自润滑材料制成,可替换地,所述表面可适于利用可植入润滑系统润滑。可植入润滑系统可适于利用例如透明质酸的生物兼容润滑流体来润滑板 11、12、13 或者表面。进一步可以设想到所述材料的组合。根据图 7 中的实施例,操作装置 57 适于旋转运动,然而操作装置可以适于往复运动。

[0444] 图 8 进一步详细示出操作装置 57,其中操作装置 57 包括:包括具有第一表面的板 11 的第一部分、包括具有第二表面的第二板 12 的第二部分以及包括具有第三表面的第三板 13 的第三部分。第一、第二和第三部分可相对于彼此移位并适于旋转运动。第二板 12 包括线圈 14,第一和第三板包括磁体 15。受控制单元 176 控制,线圈可被连续通电,从而通过线圈 14 与磁体 15 之间的磁连接而引起第一和第三板的运动。操作装置进一步包括中心轴 17,中心轴 17 引导操作装置 57 的旋转运动。

[0445] 图 9 示出一实施例的侧视图,其中可植入装置 1 包括泵装置 3。泵装置 3 包括适于往复运动的活塞 50,活塞 50 被放置为与用于操作活塞 50 的操作装置 51 相连。活塞 50 相

应地与心脏接触机构 2 接触,心脏接触机构 2 相应地与人类患者的心脏 H 接触。可植入装置在图 9 中可进一步包括第二泵装置 53,第一和第二泵装置适于分别操作人类心脏 H 的左侧和右侧,但在其他实施例中第一和第二泵装置 3、53 可适于操作人类患者的心脏 H 的前侧和后侧。可植入装置 1 进一步包括第一和第二固定构件 241a、241b,适于将所述可植入装置 1 固定到人体的包括骨骼 240 的结构上。固定构件包括使用螺钉固定到彼此的第一板 242a 和第二板 242b。为了使泵装置能够抵抗由邻接表面的恒定运动引起的磨损,受影响部分或表面需要由高耐用性材料制成。这种材料可为陶瓷材料、碳基材料或诸如钛或不锈钢的金属材料。进一步可以设想到,部分或表面由例如含氟聚合物的自润滑材料制成,可替换地,所述表面可适于利用可植入润滑系统润滑。可植入润滑系统可适于利用例如透明质酸的生物兼容润滑流体来润滑部分或者表面。进一步可以设想到所述材料的组合。所述装置基本上恒定运动,这阻止可能中断该装置的功能的瘢痕组织的任何生长。

[0446] 图 10 示出一实施例的侧视图,其中可植入装置 1 适于将力施加在人类心脏 H 的前侧和后侧。两个心脏接触机构 2a、2b 适于通过与适于往复运动的活塞 50a 相连而将力施加在心脏 H 上。根据该实施例,心脏接触机构 2a 和心脏接触机构 2b 被铰接 52 到泵装置 3,这使心脏接触机构 2a、2b 能够移动并将力施加在心脏 H 上。为了使心脏接触机构 2a、2b 能够从心脏 H 的前侧和后侧将力施加在心脏 H 上,泵装置 3 附接到连接臂 244,连接臂 244 相应地连接到与第一板 242a 附接的第一固定构件 241a,第一板 242a 通过与第二固定构件 241b 的第二板 242b 相连而固定到人体的包括骨骼 240 的结构上。根据该实施例,活塞 50a 为适于引起沿两个方向的运动的活塞,这使两个心脏接触机构 2a、2b 能够利用仅一个泵装置 3 操作。但可以设想到,活塞 50a 为适于引起沿一个方向 50b 的运动的类型,在该情况下,两个泵装置 3、53 可被提供用于使两个心脏接触机构 2a、2b 都为可操作的。

[0447] 图 11 示出根据图 5A 中所示的实施例的可植入装置 1 的前视图。泵装置 3 在此适于通过铰接 52 到泵装置 3 的心脏接触机构 2a、2b 从心脏 H 的右侧和左侧将力施加在心脏 H 上。根据该实施例,活塞 50a 为适于引起沿两个方向的运动的活塞,这使两个心脏接触机构 2a、2b 能够利用仅一个泵装置 3 操作。但可以设想到,活塞 50a 为适于引起沿一个方向 50b 的运动的类型,在该情况下,两个泵装置 3、53 可被提供用于使两个心脏接触机构 2a、2b 都为可操作的。根据该实施例,第一和第二心脏接触机构 2a、2b 朝向彼此挤压心脏,从而将力施加在心脏 H 上以提高心脏 H 的泵功能。

[0448] 图 12 示出根据实施例的可植入装置 1 的前视图,其中活塞 50b 适于引起沿一个方向的运动。根据该实施例,第二心脏接触机构 2b 铰接 52 到可植入装置 1 上,第一心脏接触机构 2a 固定地附接到可植入装置 1。根据该实施例,第二心脏接触机构 2b 朝向第一心脏接触机构 2a 挤压心脏,从而将力施加在心脏 H 上以提高心脏 H 的泵功能。

[0449] 图 13 示出一实施例的侧视图,其中可植入装置 1 适于将力施加在人类心脏 H 的前侧和后侧。第二心脏接触机构 2b 铰接 52 到可植入装置 1,第一心脏接触机构 2a 固定地附接到可植入装置 1。活塞 50b 适于引起沿一个方向的运动,并操作第二心脏接触机构 2b,以通过朝向第一心脏接触机构 2a 挤压心脏 H 的第二心脏接触机构 2b 从心脏的前侧和后侧将力施加在心脏 H 上。为了能够将力施加在心脏 H 的前侧和后侧,泵装置 3 附接到连接臂 244,连接臂 244 相应地连接到与第一板 242a 附接的第一固定构件 241a,第一板 242a 通过与第二固定构件 241b 的第二板 242b 相连而固定到人体的包括骨骼 240 的结构上。

[0450] 图 14 示出一实施例,其中可植入装置 1 包括用于将力从远程位置 R 传输到分配位置 D 的系统。心脏接触机构 2 为力分配活塞 50 的区段,所述力分配活塞施加力于心脏 H 上,所述力经由力传输系统 56 传输,所述力传输系统 56 可为液压、机械或气动的力传输系统 56。所述力通过操作装置 57 形成,在该实施例中操作装置 57 为电动马达,但也可设想到马达为液压或气动马达。由操作装置产生的力因而传输到偏心构件 58,偏心构件 58 引起第二活塞 55 中的往复运动。在第二活塞 55 中引起的往复运动然后通过力传输系统 56 被传输到处于往复运动中的第一活塞 50,并相应地通过与心脏接触机构 2 相连而将力施加在心脏 H 上。第一和第二活塞 50、55 通过由柔性材料制成的保护层 54 保护。保护层 54 阻止瘢痕组织在移动部分附近形成,所述瘢痕组织可阻止活塞 50、66 的操作。需要控制的操作装置 57 和系统的其他部分通过控制单元 176 控制,控制单元 176 相应地可适于从人体的外部无线控制。

[0451] 图 15 示出一实施例,其中操作装置 57 为适于通过连续通电线圈 14 引起旋转运动的操作装置,连续通电线圈 14 被放置在相对于包括磁体 15 的第二板可移位的第一板上。在所述线圈 14 与所述磁体 15 之间形成的磁场引起第二板相对于第一板的旋转运动。机械力传输构件 59 附接到第二板并铰接 60 到活塞 50。活塞相应地包括通过与操作装置 57 相连而将力施加在心脏 H 上的心脏接触机构 2。还提供用于控制操作装置的控制单元 176,其相应地可适于从人体外部无线控制。

[0452] 图 16 示出一实施例,其中操作装置 57 为适于引起活塞 50 的往复运动的螺线管,活塞 50 与心脏接触机构 2 相连以将力施加在人类患者的心脏 H 上。还提供用于控制操作装置 57 的控制单元 176,其相应地可适于从人体外部无线控制。

[0453] 图 17 示意性地示出容纳在保护层 54 中的活塞 50 如何通过与心脏接触机构 2 相连而将力施加在人类患者的心脏 H 上。根据该实施例,活塞 50 适于引起沿两个方向的往复运动,沿第一方向的运动被提供动力,并且沿第二方向的运动可被提供动力或者用相对于活塞 50 放置的弹簧形成。

[0454] 图 18 示意性地示出容纳在保护层 54 中的活塞 50 如何通过包括心脏接触机构 2 的机械力传输系统 59 而将力施加在人类患者的心脏 H 上。机械力传输系统 59 包括心脏接触机构 2,心脏接触机构 2 相应地通过与机械力传输系统 59 和适于往复运动的活塞 50 而将力施加在人类患者的心脏 H 上。

[0455] 图 19 示意性地示出两个活塞 50a、50b 如何从心脏 H 的左侧和右侧将力施加在人类患者的心脏 H 上。两个活塞中的每一个都包括心脏接触机构 2a、2b,其将力施加在心脏 H 上以压缩心脏 H,从而帮助其泵功能。根据其他实施例,两个活塞的 2a、2b 可适于被放置在心脏 H 的前侧和后侧,或者可移动以能够在术后改变施加在心脏 H 上的力的位置。

[0456] 图 20 示意性地示出活塞 50 如何通过与心脏接触机构 2 相连而将力从心脏 H 的一侧施加在人类患者的心脏 H 上。第二心脏接触机构 2b 如果固定地附接到可植入装置 1 则用作移动底座 61,以使可植入装置 1 能够将力施加在心脏 H 上。

[0457] 图 21 示出根据一实施例的用于提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置 1 的前视图,其中可植入装置包括泵装置 3,泵装置 3 包括具有旋转中心的旋转构件 93。驱动构件 91 附接到旋转构件 93,并适于相对于所述旋转构件 93 的旋转中心执行偏心运动。驱动构件 91 与心脏接触机构 2a、2b 接触,心脏接触机构 2a、2b 相应地适于将力施加在人类患者

的心脏 H 上。泵装置进一步包括用于操作驱动构件 91 的操作装置 57。操作装置通过力传输构件 92 与旋转构件相连,力传输构件 92 例如可为带、绳或链。操作装置 57 可为电动、液压或气动马达,并可适于从人体外部控制。为了使泵装置能够抵抗由邻接表面的恒定运动形成的磨损,影响部分或表面需要由高耐用性材料制成。这种材料可为陶瓷材料、碳基材料或诸如钛或不锈钢的金属材料。进一步可以设想到,部分或表面由诸如含氟聚合物的自润滑材料制成,可替换地所述表面可适于利用可植入润滑系统来润滑。可植入润滑系统可适于用诸如透明质酸的生物兼容的润滑流体来润滑部分或表面。上述材料的组合也可被设想到。该装置处于大致恒定运动中,这阻止可能中断装置功能的疤痕组织的任何生长。

[0458] 图 22 示出根据一实施例的用于提高人类患者的心脏的泵功能的可植入装置 1 的侧视图,其中可植入装置包括泵装置 3,所述泵装置 3 包括具有旋转中心的旋转构件 93。驱动构件 91 附接到旋转构件 93 并适于执行相对于所述旋转构件 93 的旋转中心的偏心运动。驱动构件 91 与心脏接触机构 2a、2b 接触,心脏接触机构 2a、2b 相应地适于将力施加在人类患者的心脏 H 上。泵装置进一步包括用于操作驱动构件 91 的操作装置 57。该操作装置通过力传输构件 92 与旋转构件相连,力传输构件 92 例如可为带、绳或链。操作装置 57 可为电动、液压或气动马达,并可适于从人体外部控制。为了能够将力施加在心脏 H 的前侧和后侧,泵装置 3 附接到连接臂 244,连接臂 244 相应地连接到固定构件 241,固定构件 241 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。根据该实施例,第一心脏接触机构固定地附接到泵装置 3 并用作移动底座,第二心脏接触机构被铰接以将力施加在心脏 H 上。

[0459] 图 23 示出图 21 所示的可植入装置 1 的侧视图,其中泵装置适于从心脏 H 的右侧和左侧将力施加在心脏 H 上。驱动构件 91 与操作装置 57 接触。

[0460] 图 24 示出泵装置 3 的前视图,其中第一心脏接触机构 2a 和第二心脏接触机构 2b 被铰接到泵装置 3,这使心脏接触机构 2a、2b 能够从心脏 H 的左侧和右侧将力施加在心脏 H 上,从而帮助其泵功能。驱动机构 91 根据该实施例被设计为通过与操作装置 57 相连而操作两个心脏接触机构 2a、2b。

[0461] 图 25 示出泵装置 3 的侧视图,其中第一心脏接触结构 2a 和第二心脏接触机构 2b 二者被铰接到泵装置 3,这使心脏接触机构 2a、2b 能够从心脏 H 的前侧和后侧将力施加在心脏 H 上,从而帮助其泵功能。驱动机构 91 根据该实施例被设计为通过与操作装置 57 相连操作两个心脏接触机构 2a、2b。为了能够将力施加在心脏 H 的前侧和后侧,泵装置 3 附接到连接臂 244,连接臂 244 相应地连接到固定构件 241,固定构件 241 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。

[0462] 图 26 示意性地示出根据任意实施例的泵装置的实施例。操作装置 57 操作具有旋转中心的旋转构件 93,旋转构件 93 附接到适于形成偏心运动的驱动构件 91。驱动构件与被铰接 101 的枢轴 100 接触。枢轴可用作机械力传送器,或用作适于将力施加在人类患者的心脏 H 上的心脏接触机构 2。操作装置利用通过连接构件 906 连接到操作装置的控制单元 176 来控制。操作装置可为电动、磁动、液压或气动马达。在使用液压的任意实施例中,注入端口 97 可被提供以能够标定液压系统中的流体。控制单元 176 可进一步包括用于感应装置或患者的变量的至少一个传感器 98。而且,控制单元 176 可包括用于传输无线能量和 / 或信息的无线传输单元 99。至少一个电池 106 也可被提供在控制单元中。

[0463] 图 27 示意性地示出根据任意实施例的泵装置的实施例。操作装置 57 操作具有旋

转中心的旋转构件 93, 旋转构件 93 附接到适于形成偏心运动的驱动构件 91。驱动构件与枢轴 100 接触, 枢轴 100 的一端被铰接 101, 另一端与另一枢轴 103 接触, 枢轴 103 的另一端 107 被铰接。枢轴系统的第一和第二枢轴 100、103 可用作机械力传送器, 或者所述第一或第二枢轴可包括适于将力施加在心脏 H 上的心脏接触机构 2。

[0464] 图 28 示意性地示出泵装置 3 的实施例, 其中泵装置包括固定构件 241, 固定构件 241 适于将泵装置 3 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。固定构件适于使用螺钉 243 将泵装置 3 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。

[0465] 图 29 示意性地示出根据任意实施例的泵装置的实施例。操作装置 57 操作具有旋转中心的旋转构件 93, 旋转构件 93 附接到适于形成偏心运动的驱动构件 91。驱动构件与往复构件 104 接触, 往复构件 104 由两个引导构件 105a、105b 引导。往复构件 104 可用作机械力传送器, 或者包括适于将力施加在心脏 H 上的心脏接触机构 2。

[0466] 图 30 示出根据一实施例的人类患者的前视图, 其中植入装置 1 为 LVAD130 (左心室辅助装置)。根据所述的任意实施例, LVAD 可固定到人体的包括骨骼 240 的结构。

[0467] 图 31 示出根据一实施例的人类患者的前视图, 其中植入装置 1 为人工心脏装置 131。根据所述的任意实施例, 人工心脏装置 131 可固定到人体的包括骨骼 240 的结构。

[0468] 图 32 示意性地示出用于将力从远程位置 R 传输到分配位置 D 的闭合气动或液压可植入系统。该系统包括与操作装置 57 接触的采用第一波纹管 141 的形式的第一贮存器, 操作装置 57 在该实施例中为包括线圈 14 和磁体 15 的操作装置, 这在前文被进一步详细地描述。第一波纹管 141 的容积通过与操作装置 57 接触而受到影响, 这使流体在流体连接部 142 中被传输, 流体连接部 142 相应地影响分配位置的第二波纹管 140。第二波纹管可用作机械力传送器, 或者被与心脏接触机构 2 一起提供以将力施加在人类患者的心脏 H 上。该可植入系统适于允许流体在所述第一波纹管 141 与所述第二波纹管之间自由流动。

[0469] 图 33 示意性地示出用于将力从远程位置 R 传输到分配位置 D 的闭合气动或液压可植入系统。该系统包括采用第一活塞 144 的形式的第一贮存器。第一活塞 144 的圆缸 147 的容积通过与操作装置接触而受到影响, 这使流体在流体连接部 142 中被传输, 流体连接部 142 相应地通过改变第二圆缸 148 中的流体容积来影响分配位置的第二活塞 143。第二活塞 143 可用作机械力传送器, 或者被与心脏接触机构 2 一起提供以将力施加在人类患者的心脏 H 上。该可植入系统适于允许流体在所述第一波纹管 141 与所述第二波纹管之间自由流动。该系统可适于使用加压流体沿一个方向操作和使用真空沿另一方向操作, 或者使用加压流体沿两个方向操作。还可设想到, 第一和第二活塞 143、144 利用弹簧 145a、145b 沿一个方向操作。

[0470] 图 34 示出患者的前视图, 其中用于将力从远程位置 R 传输到分配位置 D 的可植入系统的远程位置 R 被定位在腹部区域中, 分配位置被定位为与心脏 H 相连。远程位置包括控制单元, 该控制单元相应地可包括操作装置 146a、注入端口 146b、电池 146c 和用于传感可植入系统或患者的变量的至少一个传感器 146d。

[0471] 图 35 示意性地示出用于将力从远程位置 R 传输到分配位置 D 的闭合气动或液压可植入系统。该系统包括采用第一波纹管 141 的形式的第一贮存器和采用第二波纹管 140 的形式第二贮存器。第一和第二波纹管通过流体连接部 142 相连。流体连接部适于总是允许流体在第一和第二贮存器之间自由流动。

[0472] 图 36 示意性地示出用于将力从远程位置 R 传输到分配位置 D 的闭合气动或液压可植入系统。该系统包括采用第一波纹管 141 的形式的第一贮存器和采用第二波纹管 140 的形式第二贮存器。第一和第二波纹管通过流体连接部 142 相连。流体连接部适于总是允许流体在第一和第二贮存器之间自由流动。该系统使用加压流体沿一个方向操作和使用来自第二波纹管中的弹簧 145b 的弹簧力沿相反方向操作。

[0473] 图 37 示意性地示出用于从远程位置 R 向分配位置 D 传输力的闭合气动或液压可植入系统。该系统包括与操作装置 57 接触的采用第一波纹管 141 的形式的第一贮存器, 操作装置 57 在该实施例中为包括具有旋转中心的旋转构件 93 的操作装置, 旋转构件 93 附接到适于形成偏心运动以影响第一波纹管的驱动构件 93。第一波纹管 141 的容积通过与操作装置 57 接触而受到影响, 这使流体在流体连接部 142 中被传输, 流体连接部 142 相应地影响分配位置的第二波纹管 140。第二波纹管可用作机械力传送器, 或者被与心脏接触机构 2 一起提供以将力施加在人类患者的心脏 H 上。该可植入系统适于允许流体在所述第一波纹管 141 与所述第二波纹管 140 之间自由流动。

[0474] 例如展示在上述实施例中的心脏接触机构 2 可适于改变施加在人类患者的心脏 H 上的力的位置。这可通过调节心脏接触结构 2 相对于固定构件 241 的位置而实现, 固定构件 241 将包括心脏接触机构 2 的可植入装置 1 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。该调节可通过移动固定到固定构件 241 和心脏接触机构 2 的连接臂执行。移动心脏接触机构 2 的目的可在于增大心脏接触机构 2 施加力的区域上的血流量。移动心脏接触机构 2 的目的还可以是改进心脏接触机构 2 的定位, 以使可植入装置 1 能够帮助心脏 H 的泵功能。进一步的目的还可以是减轻可植入装置 1 可能对患者引起的任何不适感。

[0475] 图 38 示出一实施例, 其中心脏接触机构 2 附接到与心脏接触机构 2 和固定机构 241 相连的连接臂 244。连接臂 244 被铰接 170a、170b 到心脏接触结构 2 和固定机构 241 二者。然而, 可以设想到, 连接臂 244 分别被铰接到点 170a 和 170b 之一和固定地附接到点 170a、170b 的另一个。连接臂 244 可是与手动或机动操作。连接臂可利用操作装置 172 操作, 操作装置 172 可为电动、机械、液压或气动操作装置 172。操作装置 172 可被放置为与固定构件 241 相连并可适于使用远程控制器从人体外部远程控制。还可设想到, 连接臂可在手术期间或内窥镜过程中手动调节, 在该情况下, 调节构件 (未示出) 可被提供到可植入装置 1。调节构件可为利用在手术或内窥镜过程中使用的手术工具调节的调节构件。

[0476] 图 39 示出一实施例, 其中心脏接触机构 2 已从放置在图 38 中的位置移动。施加在心脏 H 上的力的位置由此被移动。

[0477] 用于移动施加在心脏上的力的位置的可替换方法是移动心脏接触机构 2 上的元件。所述元件可为活塞 173 和 / 或垫 171, 其可通过电动、机械、液压或气动操作。活塞 173 和 / 或垫 171 可适于从人体外部使用远程控制器而被远程控制。还可设想到, 活塞 173 和 / 或垫 171 可在手术期间或腹腔镜过程中被手动调节。心脏接触结构可仅包括垫 171、仅包括活塞 173 或包括其混合体。

[0478] 图 40 示出一实施例, 其中多个垫 171 被放置在心脏接触机构 2 上。垫 171 可相对于心脏接触机构 2 升高和降低, 以改变施加在心脏 H 上的力的位置。图 17c 进一步示出连接臂 244, 连接臂 244 与操作装置 172 相连, 用于调节心脏接触机构 2 相对于心脏 H 的位置。操作装置 172 可通过电动、机械、液压或气动操作, 并可适于从人体外部使用远程控制器而

被远程控制。还可设想到,连接臂 244 可在手术期间或腹腔镜过程中手动调节。在垫 171 或活塞 173 被液压或气动操作的实施例中,可植入装置可进一步包括用于通过将液压或气动流体移动到或移动出垫 171 来改变垫 171 的容积或活塞 173 下面的容积的液压或气动系统(未示出)。

[0479] 图 41 示出一实施例,其中心脏接触机构 2 包括在心脏 H 中施加力的垫 174。垫 174 可在心脏接触结构上移动,以改变施加在心脏 H 上的力的位置。根据该实施例,心脏接触机构进一步包括旋转元件 175,所述旋转元件 175 的旋转形成垫 174 在心脏接触机构 2 上的运动。旋转元件可手动、电动、机械、液压或气动操作,并可进一步适于从人体外部使用远程控制器而被远程控制。图 17D 进一步示出连接臂 244,连接臂 244 与操作装置 172 相连,用于调节心脏接触机构 2 相对于心脏 H 的位置。操作装置 172 可通过电动、机械、液压或气动操作,并可适于从人体外部使用远程控制器而被远程控制。

[0480] 图 42 示出在被植入人体时的根据图 38 的实施例。心脏接触机构 2 包括垫 171 和 / 或活塞 173,垫 171 和 / 或活塞 173 可相对于心脏接触机构升高和降低,以改变施加在心脏 H 上的力的位置。该可植入装置进一步包括与心脏接触机构 2 接触的连接臂 244 和用于操作连接臂 244 的操作装置 172。该操作装置与第一固定构件 242a 的板接触,第一固定构件 242a 与第二固定构件 242b 一起将可植入装置固定到人体的包括骨骼 240 的结构。可植入装置进一步包括用于控制心脏泵装置的控制单元 176、操作装置 172 和放置在心脏接触机构 2 上的垫 171 和 / 或活塞 173。

[0481] 图 43 示出一实施例,其中心脏接触结构 2 可使用两个操作装置 177a、177b 操作,以改变施加在心脏 H 上的力的位置,两个操作装置可为机械、液压或气动装置。心脏接触结构可通过与操作装置相连经由铰接到心脏接触结构的连接臂 244 操作,该可植入装置包括两个操作装置 177a、177b。根据其他实施例,连接臂 244 可仅使用一个操作装置操作,在该情况下操作装置可适于沿两个方向的提供动力的运动,或者适于沿一个方向的提供动力的运动和沿另一方向的弹簧支撑运动。

[0482] 图 44 示出人类患者的心脏 H 的前视图,其中 179 表示右心室,其为用于施加力的可能位置,178 表示左心室,其也为用于施加力的可能位置。还可设想到,力可分别施加在右心室 179 或左心室 178 的两个不同侧。

[0483] 图 45 示出根据一实施例的可植入装置 1,其中泵装置 3 被放置在调节系统上,所述调节系统包括第一固定构件 241、第二固定构件 185 和第三固定构件 186。第一固定构件 241 适于固定在人体的包括骨骼 240 的结构中。第一固定构件包括第一沟槽,其中第二固定构件 185 适于在所述第一沟槽中移动。第二固定构件 185 相应地包括第二沟槽,其中第三固定构件 186 适于在所述第二沟槽中移动。第三固定构件 186 包括活塞 182,其可升高和降低以沿第三轴线调节泵装置 1。第三固定构件包括泵装置 3 可被固定的表面 183。使用所述调节系统,泵装置 3 可沿三个方向被调节,这可改变施加在心脏 H 上的力的位置。调节系统可利用可植入马达操作,该马达可为电动、液压或气动马达。该马达可适于从人体外部使用远程控制器进行远程控制。泵装置 3 可因而由患者或医师在术后调节。泵装置 3 的位置可使用 x 射线或超声波从人体外部验证。

[0484] 图 46 示出处于第二位置的图 17H 所示的可调节系统。

[0485] 上述的用于改变施加在人类患者的心脏 H 上的力的位置的实施例可易于与先前

所述的可植入装置的任意实施例组合。

[0486] 图 47 至图 60 示出可植入装置向人体的包括骨骼 240 的结构的固定。该结构可为胸骨、胸廓的包括一个或多个肋条的部分或脊柱的包括至少一个椎骨的部分。根据一个实施例,可植入装置 1 通过固定构件 241 固定到人体的包括骨骼 240 的结构,所述固定构件可包括板 242,板 242 与人体的包括骨骼 240 的结构接触。可植入装置 1 也可使用第二固定构件 241b 固定到人体的包括骨骼 240 的结构,第二固定构件 241b 也可包括板 242b,板 242b 相应地可与人体的包括骨骼 240 的结构接触。

[0487] 图 47 示出一实施例,其中可植入装置 1 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。该结构可为胸骨、胸廓的包括一个或多个肋条的部分或脊柱结构的包括至少一个椎骨的部分。根据该实施例,可植入装置 1 包括包含板 242a 的第一固定构件 241a 和包含板 242b 的第二固定构件 241b。第一和第二固定构件使用从人体的包括骨骼 240 的结构的前侧 A 放置的贯穿螺钉 243 附接到彼此。可替换实施例可包括从人体的包括骨骼 240 的结构的后侧 P 放置的螺钉。第一固定构件 241a 和第二固定构件 241b 夹持人体的包括骨骼 240 的结构。固定构件 241a 可与连接臂 244 接触,连接臂 244 相应地可与心脏泵装置接触。

[0488] 图 48 示出一实施例,其中可植入装置 1 仅使用包括板 242a 的一个固定构件 241a 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。该结构可为胸骨、胸廓的包括一个或多个肋条的部分或脊柱结构的包括至少一个椎骨的部分。贯穿螺钉 243 从人体的包括骨骼 240 的结构的前侧 A 放置并固定在板 242a 中。可替换实施例可包括从人体的包括骨骼 240 的结构的后侧 P 放置的螺钉,在该情况下螺钉可固定在被放置为与人体的包括骨骼的结构相连的螺母中,或直接固定在人体的包括骨骼 240 的结构中。固定构件 241a 可与连接臂 244 接触,连接臂 244 相应地可与心脏泵装置接触。

[0489] 图 49 示出一实施例,其中可植入装置 1 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。该结构可为胸骨、胸廓的包括一个或多个肋条的部分或脊柱的包括至少一个椎骨的部分。根据该实施例,可植入装置 1 包括包含板 242a 的第一固定构件 241a 和包含板 242b 的第二固定构件 241b。第一和第二固定构件使用从人体的包括骨骼 240 的结构的后侧 P 放置的贯穿螺钉 243 附接到彼此。所述螺钉固定到被放置在包括骨骼 240 的结构的前侧。可替换实施例可包括从人体的包括骨骼 240 的结构的前侧 A 放置的螺钉,在该情况下螺母被放置在包括骨骼 240 的结构的后侧 P。第一固定构件 241a 和第二固定构件 241b 夹持人体的包括骨骼 240 的结构。固定构件 241a 可与连接臂 244 接触,连接臂 244 相应地可与心脏泵装置接触。

[0490] 图 50 示出一实施例,其中可植入装置 1 仅使用包括板 242a 的一个固定构件 241a 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。该结构可为胸骨、胸廓的包括一个或多个肋条的部分或脊柱结构的包括至少一个椎骨的部分。将固定构件固定到人体的包括骨骼的结构中,螺钉 243 从人体的包括骨骼 240 的结构的后侧 P 放置。螺钉将固定构件固定到人体的包括骨骼 240 的结构的后皮层和前皮层,但可以设想到螺钉仅固定到前皮层或后皮层。可替换实施例可包括从人体的包括骨骼 240 的结构的前侧 A 放置的螺钉,在该情况下固定构件 241a 被放置在人体的包括骨骼 240 的结构的前侧 A。

[0491] 图 51 示出一实施例,其中可植入装置 1 使用包括板 242b 的一个固定构件 241b 和没有板的一个固定构件 241a 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。该结构可为胸骨、胸廓

的包括一个或多个肋条的部分或脊柱结构的包括至少一个椎骨的部分。将固定构件 241a、241b 固定到人体的包括骨骼 240 的结构的前侧 A 放置,并固定在固定构件 241a 中。第一固定构件 241a 和第二固定构件 241b 夹持人体的包括骨骼 240 的结构。固定构件 241a 可与连接臂 244 接触,连接臂 244 相应地可与心脏泵装置接触。

[0492] 图 52 示出一实施例,其中可植入装置 1 使用包括板 242b 的一个固定构件 241b 和没有板的一个固定构件 241a 固定到人体的包括骨骼 240 的结构。该结构可为胸骨、胸廓的包括一个或多个肋条的部分或脊柱结构的包括至少一个椎骨的部分。将固定构件 241a、241b 固定到人体的包括骨骼 240 的结构的后侧 P 放置,并固定在固定构件 241b 的板 242b 中。第一固定构件 241a 和第二固定构件 241b 夹持人体的包括骨骼 240 的结构。固定构件 241a 可与连接臂 244 接触,连接臂 244 相应地可与心脏泵装置接触。

[0493] 图 53 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于固定到人类患者的胸骨 250。该装置使用固定构件 241b 固定,固定构件 241b 使用螺钉 243 固定到胸骨。然而,可植入装置可使用任何方式固定到人类患者的胸骨 250,以放置前述固定构件。

[0494] 图 54 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于固定到两个肋骨 251、252。包括板 242b 的固定构件 241 利用适于将固定构件固定到肋骨的皮层的螺钉固定。

[0495] 图 55 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于固定到两个肋骨 251、252。第一板 242a 被提供在胸廓的后侧,第二板 242b 被提供在胸廓的前侧。螺钉 243 穿透肋骨并将第一板 242a 固定到第二板 242b。螺钉的旋紧造成肋骨 251、252 的夹持效果,并提供对可植入装置 1 的固定。在另一实施例(未示出)中,螺钉 243 被放置在肋骨 251、252 之间,这样提供肋骨 251、252 的夹持效果。

[0496] 图 56 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于固定到一个肋骨 252。板 242a 被提供在胸廓的后侧,螺钉 243 从其外部提供、穿透肋骨 252 并将板 242a 固定到肋骨 252。

[0497] 图 57 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于使用绳或带 254 固定到一个肋骨 252,这样不必穿透肋骨 252。然而,该可植入装置可使用任何方式固定到人类患者的胸廓,以放置先前所述的固定构件。

[0498] 图 58 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于固定到脊柱的椎骨 255。固定构件 241 使用螺钉 243 固定到椎骨 255。可植入装置进一步包括连接臂 244,连接臂 244 将可植入装置 1 连接到固定构件 241。

[0499] 图 59 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于固定到脊柱的两个椎骨 255、256。固定构件 241 使用螺钉 243 固定到两个椎骨 255、256。可植入装置进一步包括连接臂 244,连接臂 244 将可植入装置 1 连接到固定构件 241。

[0500] 图 60 示出一实施例,其中可植入装置 1 适于通过夹持椎骨 255 而固定到脊柱的所述椎骨 255。两个固定构件 241a、241b 被放置在椎骨的两侧,包括螺钉 243 的附接部夹持第一和第二固定构件 241a、241b 之间的椎骨。可植入装置进一步包括连接臂 244,连接臂 244 将可植入装置 1 连接到固定构件 241。

[0501] 在所有上述实施例中,附接机构可用其他机械附接部或粘合剂代替。其他合适的机械附接部可为:波普空心铆钉、钉子、骑马钉、带或绳。机械固定构件可由金属或陶瓷材料

构成。合适的金属材料可为钛或医用钢。

[0502] 图 61 示出一实施例,其中心脏接触机构 2 适于压缩心脏 H 以帮助其泵功能。刺激装置 907 附接到心脏接触结构 2,并适于在心脏接触机构 2 已经使心脏处于压缩状态之后对心脏 H 进行刺激,以额外地帮助实现所述泵功能。根据一实施例,所述心脏接触机构附接到连接臂 244,连接臂 244 相应地附接到机械、电动或液压操作装置 172,其操作心脏接触结构 2。操作装置 172 相应地附接固定构件,该固定构件使用诸如螺钉或粘合剂的机械固定构件将装置固定到人体的包括骨骼 244 的结构。用于控制根据在本申请中描述的任意实施例的操作装置 172 的控制装置 176 通过连接构件 906 与所述操作装置 172 相连。但可设想到,控制装置 176 无线地与操作装置 172 通信。

[0503] 图 62 示出用于处理疾病的系统,其包括放置在患者腹部中的设备 10。植入的能量转换装置 1002 适于经由动力供应线路 1003 向该设备的能量消耗部件供应能量。用于非创伤性地向设备 10 提供能量的外部能量发射装置 1004 通过至少一个无线能量信号发射能量。植入的能量转换装置 1002 将能量从无线能量信号转换为经由动力供应线路 1003 供应的电能。

[0504] 植入的能量转换装置 1002 也可包括其他部件,例如:用于信号和能量的接收和/或发射的线圈、用于信号的接收和/或发射的天线、微控制器、充填控制单元(选择性地包括诸如电容的能量存储器)、诸如温度传感器、压力传感器、位置传感器、运动传感器等的一个或多个传感器、收发器、马达(选择性地包括马达控制器)、泵和用于控制医用植入物的操作的其他部分。

[0505] 无线能量信号可包括选自如下的波信号:声波信号、超声波信号、电磁波信号、红外光信号、可见光信号、超紫外光信号、激光信号、微波信号、无线电波信号、x 射线信号和伽马射线信号。可替换地,无线能量信号可包括电场或磁场或者组合的电场和磁场。

[0506] 无线能量发射装置 1004 可发射用于承载无线能量信号的载波信号。这种载波信号可包括数字、模拟或数字和模拟信号的组合。在该情况下,无线能量信号包括模拟或数字信号或模拟和数字信号的组合。

[0507] 一般而言,能量转换装置 1002 被提供用于将由能量发射装置 1004 发射的第一形式的无线能量转换为第二形式的能量,第二形式的能量典型地与第一形式的能量不同。可植入设备 10 可响应第二形式的能量操作。能量转换装置 1002 可直接向该设备提供第二形式的能量,这是因为能量转换装置 1002 将由能量发射装置 1004 发射的第一形式的能量转换为第二形式的能量。该系统可进一步包括可植入蓄能器,其中所述第二形式的能量至少部分地用于充填该蓄能器。

[0508] 可替换地,由能量发射装置 1004 发射的无线能量可用于直接向该设备提供动力,这是因为无线能量由能量发射装置 1004 发射。在系统包括用于操作设备的操作装置时,将如下文所述,由能量发射装置 1004 发射的无线能量可用于直接向该操作装置提供动力,以产生用于操作该装置的动能。

[0509] 第一形式的无线能量可包括声波,能量转换装置 1002 可包括用于将声波转换为电能的压电元件。第二形式的能量可包括电能,其采用直流电或脉动直流电或直流电与脉动直流电的组合或交流电或直流电与交流电的组合的形式。通常,该设备包括由电能提供能量的电子部件。系统的其他可植入电子部件可为与设备的电子部件相连的至少一个电压

电平防护部件或至少一个恒电流防护部件。

[0510] 选择性地,第一形式的能量和第二形式的能量中的一个可包括磁能、动能、声能、化学能、辐射能、电磁能、光子能、核能或热能。优选地,第一形式的能量和第二形式的能量中的一个为非磁能、非动能、非化学能、非声能、非核能或非热能。

[0511] 可从患者身体外部控制能量发射装置以释放电磁无线能量,释放的电磁无线能量用于操作设备。可替换地,从患者身体外部控制能量发射装置以释放非磁无线能量,释放的非磁无线能量用于操作设备。

[0512] 外部能量转换装置 1004 还包括具有外部信号发射器的无线远程控制器,外部信号发射器用于发射用于非创伤性地控制设备的无线控制信号。控制信号由植入的信号接收器接收,信号接收器可被包含在植入的能量转换装置 1002 中或与其分立。

[0513] 无线控制信号可包括频率、幅度或相位调制信号,或者其组合。可替换地,无线控制信号包括模拟信号或数字信号或模拟与数字信号的组合。可替换地,无线控制信号包括电场或磁场或者组合的电场与磁场。

[0514] 无线远程控制器可发射用于承载无线控制信号的载波信号。这种载波信号可包括数字、模拟或数字与模拟信号的组合。在控制信号包括模拟或数字信号或模拟与数字信号的组合的情况下,无线远程控制器优选发射用于承载数字或模拟控制信号的电磁载波信号。

[0515] 图 63 以更广泛的框图的形式示出图 62 的系统,其示出:设备 10、经由动力供应线路 1003 向设备 10 提供动力的能量转换装置 1002 和外部能量发射装置 1004。大致由竖线示出的患者的皮肤 1005 将线右侧的患者内部与线左侧的外部分离。

[0516] 图 64 示出等同于图 63 的实施例,不同之处在于,例如由极化能量操作的采用电开关 1006 形式的回动装置也被植入患者内,以使设备 10 回动。当开关由极化能力操作时,外部能量发射装置 1004 的无线远程控制器发射承载极化能量的无线信号,植入的能量转换装置 1002 将无线极化能量转换为极化电流,以操作电开关 1006。

[0517] 当电流的极性被植入的能量转换装置 1002 改变时,电开关 1006 使由设备 10 执行的功能回动(reverse)。

[0518] 图 65 示出等同于图 63 的实施例的本发明的实施例,不同之处在于植入在病人中用于操作设备 10 的操作装置 1007 被设置在植入的能量转换装置 1002 与设备 10 之间。该操作装置可采用马达 1007 的形式,例如电动伺服马达。马达 1007 由植入的能量转换装置 1002 的能量提供动力,这是因为外部能量发射装置 1004 的远程控制器将无线信号发射到植入的能量转换装置 1002 的接收器。

[0519] 图 66 示出等同于图 63 的实施例,不同之处在于其也包括操作装置,该操作装置采用包括马达/泵单元 1009 的组件 1008 的形式且流体贮存器 1010 植入在患者内。在该情况下,设备 10 被液压操作,即液压流体通过马达/泵单元 1009 从流体贮存器 1010 通过管路 1011 泵送到设备 10 以操作该设备,液压流体通过马达/泵单元 1009 从设备 10 泵送回流体贮存器 1010,以使该设备恢复到起始位置。植入的能量转换装置 1002 将无线能量转换为电流,例如极化电流,以经由电力供应线路 1012 向马达/泵单元 1009 提供动力。

[0520] 代替液压操作设备 10,还可设想到操作装置包括气动操作装置。在该情况下,液压流体可谓用于调整的加压空气,流体贮存器由空气室代替。

[0521] 在所有这些实施例中,能量转换装置 1002 可包括由无线能量充填的可再充蓄能器(例如电池或电容),并将能量供应给系统的任何能量消耗部件。

[0522] 作为可替换方案,上述的无线远程控制器可由对任意植入部件的手动控制来代替,以用患者的手更可能间接地与例如放置在皮肤下面的按钮接触。

[0523] 图 67 示出一实施例,其包括带有无线远程控制器的外部能量发射装置 1004、在该情况下液压操作的设备 10 以及植入的能量转换装置 1002,并进一步包括液压流体贮存器 1013、马达/泵单元 1009 和采用液压阀移位装置 1014 的形式的回动装置,所有这些均植入在患者内。当然,液压操作可通过仅仅改变泵送方向而容易地执行,液压阀因此可被省略。远程控制器可为与外部能量发射装置分离或包括在其内的装置。马达/泵单元 1009 的马达为电动马达。响应来自外部能量发射装置 1004 的无线远程控制器,植入的能量转换装置 1002 从由控制信号承载的能量向马达/泵单元 1009 提供能量,由此马达/泵单元 1009 在液压流体贮存器 1013 与设备 10 之间分配液压流体。外部能量发射装置 1004 的远程控制器控制液压阀移位装置 1014,以使液压流体的流动方向在一个方向与另一相反方向之间改变,在所述一个方向上流体由马达/泵单元 1009 从液压流体贮存器 1013 泵送到设备 10 以操作设备,在所述另一相反方向上流体由马达/泵单元 1009 从设备 10 泵送回液压流体贮存器 1013,以将设备恢复到起始位置。

[0524] 图 68 示出一实施例,其包括带有无线远程控制器的外部能量发射装置 1004、设备 10、植入的能量转换装置 1002、由外部能量发射装置 1004 的无线远程控制器控制的植入的内部控制单元 1015、植入的蓄能器 1016 和植入的电容 1017。内部控制单元 1015 将从植入的能量转换装置 1002 接收的电能的存储布置在蓄能器 1016 中,蓄能器将能量供应到设备 10。响应来自外部能量发射装置 1004 的无线远程控制器的控制信号,内部控制单元 1015 释放来自蓄能器 1016 的电,并经由动力线路 1018 和 1019 传输释放的能量,或者经由动力线路 1020、稳定电流的电容 1017、动力线路 1021 和动力线路 1019 直接传输来自植入的能量转换装置 1002 的电,用于设备 10 的操作。

[0525] 内部控制单元优选可从患者身体外部编程。在优选实施例中,内部控制单元根据预编程的时间表被编程成调整设备 10,或者从传感患者的任何可能物理参数或系统的任何功能参数的任何传感器输入。

[0526] 根据可替换方案,电容 1017 在图 70 的实施例中可被省略。根据另一可替换方案,蓄能器 1016 在该实施例中可被省略。

[0527] 图 69 示出等同于图 63 的实施例,不同之处在于用于供应能量以操作设备 10 的电池 1022 和用于开关设备 10 的操作的电开关 1023 也被植入在患者内。电开关 1023 可通过远程控制器控制,且也可通过由植入的能量转换装置 1002 供应的能量操作,以从电池 1022 未被使用的关闭模式切换到电池 1022 供应能量以操作设备 10 的打开模式。

[0528] 图 70 示出等同于图 69 的实施例,不同之处在于,可由外部能量发射装置 1004 的无线远程控制器控制的内部控制单元 1015 也被植入患者内。在该情况下,电开关 1023 通过由植入的能量转换装置 1002 供应的能量操作,以从关闭模式切换到待命模式,在关闭模式中无线远程控制器被阻止控制内部控制单元 1015 且电池未被使用,在待命模式中远程控制器被允许控制内部控制单元 1015,以释放来自电池 1022 的电用于操纵设备 10。

[0529] 图 71 示出等同于图 70 的实施例,不同之处在于蓄能器 1016 代替电池 1022,且植

入的部件被不同地互连。在该情况下,蓄能器 1016 存储来自植入的能量转换装置 1002 的能量。响应来自外部能量发射装置 1004 的无线远程控制器的控制信号,内部控制单元 1015 控制电开关 1023,以从蓄能器 1016 未被使用的关闭模式切换到蓄能器 1016 供应能量以操作设备 10 的打开模式。蓄能器可与电容组合或代替电容。

[0530] 图 72 示出等同于图 71 的实施例的本发明的实施例,不同之处在于电池 1022 也被植入在患者内,且植入部件被不同地互连。响应来自外部能量发射装置 1004 的无线远程控制器的控制信号,内部控制单元 1015 控制蓄能器 1016 输送能量来操作电开关 1023,以从电池 1022 未被使用的关闭模式切换到电池 1022 供应电能以操作设备 10 的打开模式。

[0531] 可替换地,电开关 1023 可通过由蓄能器 1016 供应的能量操作,以从阻止无线远程控制器控制电池 1022 供应电能且不被使用的关闭模式切换到允许无线远程控制器控制电池 1022 供应电能以操作设备 10 的待命模式。

[0532] 应该理解的是,开关 1023 和所有其他开关在本申请中应该以其最广泛的实施例被解释。这意味着晶体管 MCU、MCPU、ASIC、FPGA 或 DA 转换器或任何其他可以打开和关闭动力的电子部件或电路。优选地,开关从身体外部控制,或者可替换地由植入的内部控制单元控制。

[0533] 图 73 示出等同于图 69 的实施例,不同之处在于马达 1007、采用齿轮箱 1024 形式的机械回动装置以及用于控制齿轮箱 1024 的内部控制单元 1015 也被植入在患者内。内部控制单元 1015 控制齿轮箱 1024 以回动 (reverse) 由设备 10 (被机械操作) 执行的功能。更简单的是电动切换马达的方向。以其最广泛的实施例被解释的齿轮箱可用作伺服设置结构,其节省用于操作装置的力,以帮助作用较长冲程。

[0534] 图 74 示出等同于图 73 的实施例,不同之处在于植入的部件被不同地互连。因此,在该情况下,当蓄能器 1016 (合适的电容) 启动电开关 1023 以切换到打开模式时,内部控制单元 1015 由电池 1022 提供动力。当电开关 1023 处于其打开模式时,内部控制单元 1015 被允许控制电池 1022 供应或不供应能量,以操作设备 10。

[0535] 图 75 示意性地示出设备的植入的部件的能设想到的组合,以实现各种通信选择。基本上,存在设备 10、内部控制单元 1015、马达或泵单元 1009 和包括外部无线远程控制器的外部能量发射装置 1004。如上所述,无线远程控制器发射控制信号,该控制信号由内部控制单元 1015 接收,内部控制单元 1015 相应地控制设备的各种植入的部件。

[0536] 优选包括传感器或测量装置 1025 的反馈装置可被植入在患者内,以传感患者的物理参数。物理参数可为选自包括压力、容积、直径、拉伸、伸长率、延伸、运动、弯曲、弹性、肌肉收缩、神经脉冲、体温、血压、血流量、心跳和呼吸的组中的至少一个。传感器可传感任何以上物理参数。例如,传感器可为压力或蠕动传感器。可替换地,传感器 1025 可被布置为传感功能参数。功能参数可与用于充填植入能量源的能量的传输有关,并可进一步包括选自包括电、任何电参数、压力、容积、直径、拉伸、伸长率、延伸、运动、弯曲、弹性、温度和流量的参数组中的至少一个

[0537] 该反馈可优选经由内部控制单元发送到内部控制单元或发出到外部控制单元。反馈可从身体经由能量传输系统或具有接收器和发射器的分立通信系统发出。

[0538] 内部控制单元 1015、或者可替换地外部能量发射装置 1004 的外部无线远程控制器可响应来自传感器 1025 的信号控制设备 10。收发机可与传感器 1025 组合,以将关于传

感到的物理参数的信息发送到外部无线远程控制器。无线远程控制器可包括信号发射器或收发器,内部控制单元 1015 可包括信号接收器或收发器。可替换地,无线远程控制器可包括信号接收器或收发器,内部控制单元 1015 可包括信号发射器或收发器。以上收发器、发射器和接收器可用于将关于设备 10 的信息或数据从患者身体内部发送到其外部。

[0539] 在马达 / 泵单元 1009 和用于向马达 / 泵单元 1009 提供动力的电池 1022 被植入的情况下,与充填电池 1022 有关的信息可被反馈。为了更为精确,当用能量充填电池或蓄能器时,与所述充填过程有关的反馈信息被发送且能量供应被相应地改变。

[0540] 图 76 示出可替换实施例,其中设备 10 从患者身体外部调整。系统 1000 包括经由皮下电开关 1026 连接到设备 10 的电池 1022。因此,设备 10 的调整通过手动挤压皮下开关而非创伤性地执行,由此设备 10 的操作被打开和关闭。将意识到,所示实施例为简化版,其他部件(例如内部控制单元或本申请公开的任何其他部分)可被添加到该系统。两个皮下开关也可被使用。在优选实施例中,一个植入开关发送信息到内部控制单元,以执行特定预定性能,并且当患者再次挤压开关时,性能被回动。

[0541] 图 77 示出可替换实施例,其中系统 1000 包括液压连接到设备的液压流体贮存器 1013。通过手动挤压连接到设备的液压贮存器执行非创伤性调整。

[0542] 该系统可包括外部数据通信器和与外部数据通信器通信的可植入内部数据通信器。内部通信器将与设备或患者有关的数据供应到外部数据通信器和 / 或外部数据通信器将数据供应到内部数据通信器。

[0543] 图 78 示意性地例示出系统的设置结构,其能够将信息从患者身体内部发送到其外部,以给出与设备或系统的至少一个功能参数有关的反馈信息或者与患者的物理参数有关的反馈信息,从而将精确量的能量供应到与设备 10 的植入能量消耗部件相连的植入内部能量接收器 1002。这种能量接收器 1002 可包括能量源和 / 或能量转换装置。简而言之,无线能量从位于患者外部的的外部能量源 1004a 发射,并由位于患者内部的内部能量接收器 1002 接收。内部能量接收器适于经由开关 1026 直接或间接地将接收到的能量供应到设备 10 的能量消耗部件。在由内部能量接收器 1002 接收的能量与用于设备 10 的能量之间确定能量平衡,并且无线能量的发射因而基于确定的能量平衡控制。能量平衡因而提供所需的正确量的能量的精确指示,该能量足以适当地操作设备 10,而不会引起过分的温度升高。

[0544] 在图 78 中,患者的皮肤由竖线 1005 表示。这里,能量接收器包括位于患者内部、优选在患者皮肤 1005 正下方的能力转换装置 1002。一般而言,植入能量转换装置 1002 可被放置在腹部、胸部、肌肉筋膜(例如,在腹壁中)、皮下、或任何其他合适的位置。植入的能量转换装置 1002 适于接收从设置在外部能量发射装置 1004 中的外部能量源 1004a 发射的无线能量 E,外部能量发射装置 1004 位于患者皮肤 1005 外部、在植入的能量转换装置 1002 附近。本领域众所周知,无线能量 E 一般可利用任何合适的经皮能量传输(TET)装置传输,例如包括布置在外部能量源 1004a 中的主线圈和布置在植入的能量转换装置 1002 中的相邻次线圈的装置。当电流被供给通过主线圈时,采用电压形式的能量被感应在次线圈中,其可用于例如在将进来的能量存储在植入的能量源(例如可再充电电池或电容)之后向设备的植入能量消耗部件提供动力。然而,本发明大体上不限于任何特殊的能量传输技术,可使用 TET 装置或能量源以及任何种类的无线能量。

[0545] 由植入的能量接收器接收的能量值可与由设备的植入部件使用的能量相比。术语

“使用的能量”因而被理解为包括由设备的植入部件存储的能量。控制装置包括外部控制单元 1004b, 其基于确定的能量平衡来控制外部能量源 1004a 以调整传输的能量值。为了传输正确量的能量, 利用确定装置确定能量平衡和所需量的能量, 该确定装置包括连接在开关 1026 与设备 10 之间的植入内部控制单元 1015。内部控制单元 1015 可因而被布置为接收由合适的传感器或类似物 (未示出) 获得的各种测量, 从而测量设备 10 的特定特征, 在一定程度上反映用于合适地操作设备 10 所需量的能量。而且, 患者的当前条件也可利用合适的测量装置或传感器检测, 以提供反映患者条件的参数。因此, 这种特性和 / 或参数可与设备 10 的当前状态相关, 例如功耗、操作模式和温度, 以及由例如体温、血压、心跳和呼吸反映的患者条件。其他种类的患者的物理参数和装置的功能参数在其他地方描述。

[0546] 而且, 采用蓄能器 1016 形式的能量源可经由控制单元 1015 选择性地连接到植入的能力转换装置 1002, 以积蓄供设备 10 随后使用的接收到的能量。可替换地或可添加地, 还可测量这种蓄能器的也反映所需的能量值的特性。蓄能器可由电池代替, 测量的特性可与电池的当前状态相关, 例如能耗电压、温度等的任何电参数。为了向设备 10 提供充足的电压和电流, 也避免过度加热, 清楚理解的是, 电池应最佳地通过接收来自植入的能量转换装置 1002 的正确量的能量来充填, 即不太少或太多。蓄能器也可具有对应特性的电容。

[0547] 例如, 电池特性可定期测量以确定电池的当前状态, 然后其可在内部控制单元 1015 中的合适的存储机构中被存储为状态信息。因此, 不论是否进行新的测量, 存储的电池状态信息可相应地更新。采用该方式, 电池的状态可通过传输正确的能量值来“标定”, 以保持优化条件下的电池。

[0548] 因此, 基于由上述传感器或者设备 10 或患者的测量装置或者植入的能量源 (如果使用的话) 或者其任意组合, 确定装置的内部控制单元 1015 适于确定能量平衡和 / 或当前所需的能量值 (每单位时间的能量或积蓄的能量)。内部控制单元 1015 进一步连接到内部信号发射器 1027, 其被布置为将反映确定的所需能量值的控制信号发射到与外部控制单元 1004b 相连的外部信号接收器 1004c。可响应接收到的控制信号来调整从外部能量源 1004a 发射的能量值。

[0549] 可替换地, 确定装置可包括外部控制单元 1004b。在该可替换方案中, 传感器测量可被直接发射到外部控制单元 1004b, 其中可通过外部控制单元 1004b 确定能量平衡和 / 或当前所需的能量值, 因而将内部控制单元 1015 的上述功能集成在外部控制单元 1004b 中。在该情况下, 内部控制单元 1015 可被省略, 且传感器测量被直接供应到内部信号发射器 1027, 其将所述测量发送到外部信号接收器 1004c 和外部控制单元 1004b。则可基于这些传感器测量通过外部控制单元 1004b 确定能量平衡和当前所需的能量值。

[0550] 因此, 根据图 78 的设置结构的方案采用表示所需能量的反馈信息, 这比先前的方案更有效, 因为其基于与接收的能量相比的实际使用的能量, 例如关于与设备的植入能量消耗部件使用的能量率相比而言的能量值、能量差或能量接收率。该设备可利用接收的能量消耗或存储植入的能量源或类似物中的能量。因此, 以上论述的不同参数如果相关或需要则可被使用, 然后作为确定实际能量平衡的工具。然而, 这种参数本质上也可能对于内部采取的任何动作以特定地操作设备均是需要的。

[0551] 内部信号发射器 1027 和外部信号接收器 1004c 可被实施为分立的单元, 利用合适的信号传输机构, 例如无线电、红外 (IR) 或超声信号。可替换地, 内部信号发射器 1027 和

外部信号接收器 1004c 可分别集成在植入的能量转换装置 1002 和外部能量源 1004a 中,以基本上利用相同的发射技术以相对于能量传输相反的方向传递控制信号。控制信号可对于频率、相位或幅度而调制。

[0552] 因此,反馈信息可由包括接收器和发射器的分立的通信系统传输或可被集成在能量系统中。因此,这种集成的信号反馈和能量系统包括:用于接收无线能量的可植入内部能量接收器,该能量接收器具有内部第一线圈和连接到该第一线圈的第一电路;和用于发射无线能量的外部能量发射器,该能量发射器具有外部第二线圈和连接到该第二线圈的第二电路。能量发射器的外部第二线圈发射无线能量,该无线能量由能量接收器的第一线圈接收。该系统进一步包括用于打开和关闭内部第一线圈与第一电路的连接的动力开关,从而当动力开关打开和关闭内部第一线圈与第一电路的连接时,与充填第一线圈相关的反馈信息以外部第二线圈的负载的阻抗变量的形式由外部能量发射器接收。在实施图 78 的设置结构中的该系统时,开关 1026 为分立的且由内部控制单元 1015 控制,或者集成在内部控制单元 1015 中。应该理解的是,开关 1026 应以其最广泛的实施例被解释。这意味着晶体管 MCU、MCP、ASIC、FPGA 或 DA 转换器或任何其他可以打开和关闭动力的电子部件或电路。

[0553] 总之,图 78 中示出的能量供应设置结构可基本上以如下方式操作。能量平衡首先由确定装置的内部控制单元 1015 确定。反映所需能量值的控制信号也由内部控制单元 1015 产生,该控制信号从内部信号发射器 1027 发射到外部信号接收器 1004c。可替换地,可通过取代植入的外部控制单元 1004b 确定能量平衡,如上所述。在该情况下,控制信号可承载由各种传感器形成的测量。由外部能量源 1004a 发射的能量值然后可例如响应接收到的控制信号基于确定的能量平衡通过外部控制单元 1004b 来调整。该过程可在正在进行的能量传输期间以特定间隔间歇地重复,或者可在能量传输期间多多少少连续地作用。

[0554] 传输的能量值可大体上通过调节外部能量源 1004a 中的各种发射参数来调整,例如电压、电流、幅度、波动频率和脉冲特性。

[0555] 该系统也可用于获得关于用于标定系统的 TET 系统中的线圈之间的耦接因子的信息,以找出外部线圈相对于内部线圈的最佳位置和优化能量传输。在该情况下简单地比较传输的能量值与接收到的能量值。例如,如果外部线圈被移动,则耦接因子可改变,且正确展示的实施例可使外部线圈找出用于能量传输的最佳位置。优选地,外部线圈适于标定传输的能量值,以在耦接因子被最大化之前在确定装置中获得反馈信息。

[0556] 该耦接因子信息也可用作能量传输期间的反馈。在这种情况下,能量系统包括:用于接收无线能量的可植入内部能量接收器,该能量接收器具有内部第一线圈和连接到该第一线圈的第一电路;和用于发射无线能量的外部能量发射器,该能量发射器具有外部第二线圈和连接到该第二线圈的第二电路。能量发射器的外部第二线圈发射无线能量,该无线能量由能量接收器的第一线圈接收。该系统进一步包括反馈装置,用于将在所述第一线圈中接收的能量值作为反馈信息发送出,并且其中所述第二电路包括确定装置,用于接收所述反馈信息并用于比较由所述第二线圈传输的能量值与有关在所述第一线圈中接收的能量值的反馈信息,以获得所述第一和第二线圈之间的耦接因子。能量发射器可响应获得的耦接因子来调整发射的能量。

[0557] 参照图 79,尽管用于操作装置的无线能量传输在上文被描述为能够无创伤性地操作,但将意识到,该设备也可用导线束能量操作。这种示例示于图 79 中,其中外部开关 1026

互连在外部能量源 1004a 与操作装置（例如操作设备 10 的电动马达 1007）之间。外部控制单元 1004b 控制外部开关 1026 的操作，以影响设备 10 的适当操作。

[0558] 图 80 示出接收到的能量如何能够供应到设备 10 并被设备 10 使用的不同实施例。类似于图 78 的示例，内部能量接收器 1002 接收来自外部能量源 1004a 的无线能量 E，外部能量源 1004a 由发射控制单元 1004b 控制。内部能量接收器 1002 可包括由附图中的虚线框“恒定 V”表示的恒定电压电路，用于以恒定电压供应设备 10。内部能量接收器 1002 可进一步包括由附图中的虚线框“恒定 C”表示的恒定电流电路，用于以恒定电流供应设备 10。

[0559] 设备 10 包括能量消耗部件 10a，其可谓马达、泵、限制装置、或任何其他需要用于其电操作的能量的医疗设施。设备 10 可进一步包括用于存储从内部能量接收器 1002 供应的能量的能量存储装置 10b。因此，供应的能量可由能量消耗部件 10a 直接消耗，或由能量存储装置 10b 存储，或者供应的能量可被部分地消耗和部分地存储。设备 10 可进一步包括用于稳定从内部能量接收器 1002 供应的能量的能量稳定单元 10c。因此，能量可以波动方式供应，从而可能有必要在消耗或存储前稳定能量。

[0560] 从内部能量接收器 1002 供应的能量在被设备 10 消耗和 / 或存储之前，可进一步由位于设备 10 外部的分立的能量稳定单元 1028 稳定。可替换地，能量稳定单元 1028 可集成在内部能量接收器 1002 中。在其他情况下，能量稳定单元 1028 可包括恒定电压电路和 / 或恒定电流电路。

[0561] 应该注意到，图 78 和图 80 示出关于各个所示功能部件和元件如何能够被布置和连接到彼此的一些可能的而非限制的实施例选择。然而，本领域技术人员将易于意识到在该范围内还可作出许多变化和修改。

[0562] 图 81 示意性地示出用于控制无线能量的发射的系统或能量平衡控制系统的提议设计之一的能量平衡测量电路。该电路具有中值为 2.5V 的输出信号且关于能量失调成比例。该信号的导数表示该值是否升高和降低以及这种变化有多快。如果接收到的能量值低于被设备的植入部件使用的能量，则更多的能量被传输并由此充填到能量源中。来自电路的输出信号典型地被供应到 A/D 转换器并转换为数字格式。数字信息可因而被发送到外部能量发射装置，从而允许其调节发射能量的水平。另一可能性为具有完整的模拟系统，其使用比较能量平衡水平与特定最大和最小阈值的比较器，从而如果平衡漂移离开最大 / 最小窗口，则将信息发送到外部能量发射装置。

[0563] 图 81 示出用于系统的电路实施方式，其使用感应能量从患者身体外部将能量传输到设备的植入能量部件。感应能量传输系统典型地使用外部发射线圈和内部接收线圈。接收线圈 LI 被包括在示意图 64 中；系统的发射部分被排除。

[0564] 能量平衡的上位概念的实施方案和信息被发射到外部能量发射器的方式当然可以多种不同的方式实施。示意图 81 和评估和发射信息的上述方法仅应该被视为如何实施控制系统的示例。

[0565] 电路细节

[0566] 在图 81 中，附图标记 Y1、Y2、Y3 等标示电路内的测试点。图中的部件及其相应的值为在该特定实施方式中应用的值，该特定实施方式当然仅为无数可能设计方案中的一个。

[0567] 用于向电路提供动力的能量由能量接收线圈 LI 接收。供给植入部件的能量在该特定情况下以 25kHz 的频率发射。能量平衡输出信号出现在测试点 Y1 处。

[0568] 本领域技术人员将意识到,系统的以上各种实施例可以多种不同方式组合。例如,图 64 的电开关 1006 可并入图 67 至 73 的任意实施例中,图 67 的液压阀移位装置 1014 可并入图 66 的实施例中,齿轮箱 1024 可并入图 65 的实施例中。请注意开关可简单地意味着任何电路或部件。

[0569] 关于图 78、80 和 81 所述的实施例代表用于控制向电操作设备的植入能量消耗部件的发射无线能量的方法和系统。这种方法和系统将在下文中以广义方式限定。

[0570] 因此,如上所述,提供一种用于控制发射供应到设备的植入能量消耗部件的无线能量的方法。无线能量 E 由位于患者外部的的外部能量源发射,并由位于患者内部的内部能量接收器接收,内部能量接收器连接到设备的植入能量消耗部件,以直接或间接地将接收到的能量供应到设备的植入能量消耗部件。能量平衡在由内部能量接收器接收的能量与用于设备的能量之间确定。然后基于确定的能量平衡来控制从内部能量源发射的无线能量 E。

[0571] 无线能量可被从外部能量源中的主线圈感应地发射到内部能量接收器中的次线圈。能量平衡变化可被检测到,以基于检测到的能量平衡变化控制无线能量的发射。由内部能量接收器接收到的能量与用于医疗装置的能量之间的差也可被检测出,以基于检测到的能力差控制无线能量的发射。

[0572] 当控制能量发射时,如果检测到的能量平衡变化暗示能量平衡增大,则发射的无线能量值可减小,反之亦然。能量发射的减小 / 增大可进一步对应于检测到的变化率。

[0573] 如果检测到的能量差暗示接收到的能量大于使用的能量,则发射的无线能量值可进一步减小,反之亦然。能量发射的减小 / 增大因而可对应于检测到的能量差的大小。

[0574] 如上所述,用于医疗装置的能量可被消耗以操作医疗装置,和 / 或存储在医疗装置的至少一个存储装置中。

[0575] 当医疗装置的电和 / 或物理参数和 / 或患者的物理参数被确定时,能量可根据基于所述参数确定的每单位时间发射速率而发射以进行消耗和存储。也可基于所述参数确定总的发射能量值。

[0576] 当由内部能量接收器接收到的总能量值与消耗和 / 或存储的总能量值之间的差被检测到,且该检测到的差与至少一个测量电参数关于所述能量平衡的时间积分有关时,该积分可确定关于能量平衡的监控电压和 / 或电流。

[0577] 当与消耗和 / 或存储能量值有关的测量电参数的时间导数被确定时,该导数可确定关于能量平衡的监控电压和 / 或电流。

[0578] 可通过将来自第一电路的电脉冲应用到外部能量源以发射无线能量来控制来自外部能量源的无线能量发射,所述电脉冲具有前缘和后缘,改变电脉冲的连续的前缘和后缘之间的第一时间间隔的长度和 / 或电脉冲的连续的后缘和前缘之间的第二时间间隔的长度,并发射无线能量,由电脉冲产生的发射能量具有变化的功率,该功率的变化取决于第一和 / 或第二时间间隔的长度。

[0579] 在该情况下,电脉冲的频率在改变第一和 / 或第二时间间隔时可基本上恒定。当应用电脉冲时,除了改变和 / 或第二时间间隔以外,第一电脉冲可保持不变。电脉冲的幅度在改变第一和 / 或第二时间间隔时可基本上恒定。进一步,电脉冲可仅通过改变电脉冲的连续的前缘和后缘之间的第一时间间隔的长度而改变。

[0580] 两个或更多电脉冲序列可成排供应,其中当应用脉冲序列时,该序列在脉冲序列

的起点处具有第一电脉冲,在脉冲序列的终点处具有第二电脉冲,两个或更多电脉冲序列可成排供应,其中改变在连续的第一脉冲序列中的第二电脉冲的前缘与第二脉冲序列的第一电脉冲的前缘之间的第二时间间隔的长度。

[0581] 当应用电脉冲时,电脉冲可具有基本恒定的电流和基本恒定的电压。电脉冲也可具有基本恒定的电流和基本恒定的电压。进一步,电脉冲也可具有基本恒定的频率。脉冲序列内的电脉冲可类似地具有基本恒定的频率。

[0582] 由第一电路和外部能量源形成的电路可具有第一特征时间周期或第一时间常量,并且当有效改变发射的能量时,这种频率时间周期可处于第一特征时间周期或时间常量的范围内或更短。

[0583] 因此,还提供一种包括如上所述的用于控制发射供应到设备的植入能量消耗部件的无线能量的设备的系统。在其最广范的范围内,该系统包括用于控制从能量发射装置发射无线能量的控制装置,以及用于接收该发射的无线能量的可植入内部能量接收器,该内部能量接收器连接到设备的可植入能量消耗部件,以直接或间接地将接收到的能量供应到设备的可植入能量消耗部件。该系统进一步包括适于确定由内部能量接收器接收到的能量与用于设备的能量消耗部件的能量之间的能量平衡的确定装置,其中控制装置基于由确定装置确定的能量平衡,控制从外部能量发射装置发射无线能量。

[0584] 进一步,该系统可包括如下任意之一:

[0585] 在外部能量源中的主线圈,所述主线圈适于将无线能量感应地发射到内部能量接收器中的次线圈。

[0586] 确定装置适于检测能量平衡变化,且控制装置基于检测到的能量平衡变化来控制无线能量的发射。

[0587] 确定装置适于检测由内部能量接收器接收到的能量与用于设备的可植入能量消耗部件的能量之间的差,且控制装置基于检测到的能量差来控制无线能量的发射。

[0588] 如果检测到的能量平衡变化暗示能量平衡增大,则控制装置控制外部能量发射装置减小发射的无线能量值,或反之亦然,其中能量发射的减小/增大对应于检测到的变化率。

[0589] 如果检测到的能量差暗示接收到的能量大于使用的能量,则控制装置控制外部能量发射装置减小发射的无线能量值,或反之亦然,其中能量发射的减小/增大对应于所述检测到的能量差的大小。

[0590] 用于设备的能量被消耗以操作设备,和/或存储在设备的至少一个能量存储装置中。

[0591] 当设备的电的和/或物理参数和/或患者的物理参数被确定时,能量发射装置根据确定装置基于所述参数确定的每单位时间发射速率而发射能量以进行消耗和存储。确定装置还基于所述参数确定总发射能量值。

[0592] 当由内部能量接收器接收到的总能量值与消耗和/或存储的总能量值之间的差被检测到,且该检测到的差与至少一个测量电参数关于所述能量平衡的时间积分有关时,确定装置确定用于关于能量平衡的监控电压和/或电流的该积分。

[0593] 当测量电参数关于消耗和/或存储能量值的时间导数被确定时,确定装置确定用于关于能量平衡的监控电压和/或电流的该导数。

[0594] 能量发射装置包括放置在人体外部的线圈,电路被设置为用电脉冲向外部线圈提供动力,以发射无线能量。电脉冲具有前缘和后缘,电路适于改变电脉冲的连续的前缘和后缘之间的第一时间间隔和 / 或连续的后缘和前缘之间的第二时间间隔,以改变发射的无线能量的功率。因此,接收发射的无线能量的能量接收器具有变化的功率。

[0595] 电路适于输送电脉冲,从而除了改变第一和 / 或第二时间间隔以外保持不变。

[0596] 电路具有时间常量,并适于仅在第一时间常量的范围内改变第一和第二时间间隔,从而当第一和 / 或第二时间间隔的长度改变时,线圈发射的功率被改变。

[0597] 电路适于输送仅通过改变电脉冲的连续的前缘和后缘之间的第一时间间隔的长度而改变的电脉冲。

[0598] 电路适于成排地供应两个或更多电脉冲序列,所述序列在脉冲序列的起点处具有第一电脉冲,并在脉冲序列的终点处具有第二电脉冲,以及

[0599] 连续的第一脉冲序列中的第二电脉冲的前缘与第二脉冲序列中的第一电脉冲的后缘之间的第二时间间隔的长度由第一电路改变。

[0600] 电路适于提供电脉冲,这些电脉冲具有基本恒定的高度和 / 或幅度和 / 或强度和 / 或电压和 / 或电流和 / 或频率。

[0601] 电路具有时间常量,并适于仅在第一时间常量的范围内改变第一和第二时间间隔,从而当第一和 / 或第二时间间隔的长度改变时,第一线圈发射的功率被改变。

[0602] 电路适于提供电脉冲,其仅在包括第一时间常量的范围或者与第一时间常量的大小相比相对更接近第一时间常量的范围内改变第一和 / 或第二时间间隔的长度。

[0603] 图 82 至 85 更详细地示出液压或气动地向植入设备提供动力的四种不同方式的框图。

[0604] 图 82 示出如上所述的系统。该系统包括植入设备 10 和另外的分立调整贮存器 1013、单向泵 1009 和可替换阀 1014。

[0605] 图 83 示出设备 10 和流体贮存器 1013。通过以任何其他不同方式移动调整贮存器的壁或改变调整贮存器的尺寸,设备的调节可在没有任何阀、而只是流体的畅通通道的情情况下在任何时间通过移动贮存器壁来执行。

[0606] 图 84 示出设备 10、两向泵 1009 和调整贮存器 1013。

[0607] 图 85 示出回动伺服系统的框图,其中第一闭合式系统控制第二闭合式系统。伺服系统包括调整贮存器 1013 和伺服贮存器 1050。伺服贮存器 1050 通过机械互连器 1054 机械地控制设备 10。该设备具有可膨胀 / 可接触腔。该腔优选通过从与设备 10 流体连接的较大可调节贮存器 1052 供应液压流体而膨胀或收缩。可替换地,该腔包含可压缩气体,其可在伺服贮存器 1050 的控制下压缩和膨胀。

[0608] 伺服贮存器 1050 也可为设备自身的一部分。

[0609] 在一个实施例中,调整贮存器被放置在皮下在患者皮肤下面,并通过用手指推动其外表面来操作。在图 86a 至 86c 中示出了该系统,在图 86a 中,柔性皮下调整贮存器被示出为利用管路 1011 连接到桶形伺服贮存器 1050。该波纹管形伺服贮存器 1050 被包括在柔性设备 10 中。在图 86a 所示的状态下,伺服贮存器 1050 包含最少的流体,大部分流体在调整贮存器 1013 中。由于伺服贮存器 1050 与设备 10 之间的机械互连,设备 10 的外形收缩,即,其占据小于其最大容积的容积。该最大容积在附图中用虚线示出。

[0610] 图 86b 示出一状态,其中使用者(例如植入所述设备的患者)挤压调整贮存器 1013,以使其内包含的流体流动通过管路 1011 并至伺服贮存器 1050,其由于其波纹管形状而纵向膨胀。该膨胀相应地使设备 10 膨胀,使得其占据其最大容积,由此拉伸收缩的胃壁(未示出)。

[0611] 调整贮存器 1013 优选提供有用于在压缩后保持其形状的结构 1013a。因而,如附图示意性所示,这意味着当使用者释放调整贮存器时也将设备 10 保持在拉伸位置。通过该方式,调整贮存器本质上用作系统的打开/关闭开关。

[0612] 现在将参照图 87 和 88a 至 88c 描述液压或气动操作的可替换实施例。图 87 所示的框图包括控制第二闭合式系统的第一闭合式系统。第一系统包括调整贮存器 1013 和伺服贮存器 1050。伺服贮存器 1050 通过机械互连器 1054 机械地控制大型可调节贮存器 1052。具有可膨胀/可收缩腔的植入设备 10 相应地通过从与设备 10 流体相连的大型可调节贮存器 1052 供应液压流体而控制。

[0613] 现在将参照图 88a 至 88c 描述本实施例的示例。类似于先前的实施例,调整贮存器被放置在皮下在患者皮肤下面,并通过用手指推动其外表面来操作。调整贮存器 1013 通过管路 1011 与波纹管形伺服贮存器 1050 流体相连。在图 88a 所示的第一闭合式系统 1013、1011、1050 中,伺服贮存器 1050 包含最少流体,大部分流体在调整贮存器 1013 中。

[0614] 伺服贮存器 1050 机械连接到大型可调节贮存器 1052,在该示例中也具有波纹管形状但具有比伺服贮存器 1050 大的直径。大型可调节贮存器 1052 与设备 10 流体连接。这意味着,当使用者推动调整贮存器 1013,由此将流体从调整贮存器 1013 移置到伺服贮存器 1050 时,伺服贮存器 1050 的膨胀将流体的较大容积从大型可调节贮存器 1052 移置到设备 10。换言之,在该回动伺服器中,调整贮存器中的小容积受较大的力压缩,这导致通过在每单位面积上较小力的作用下产生较大总面积的运动。

[0615] 类似于以上参照图 86a 至 86c 所述的先前实施例,调整贮存器 1013 优选提供有用于在压缩后保持其形状的结构 1013a。因而,如附图示意性所示,这意味着当使用者释放调整贮存器时也将设备 10 保持在拉伸位置。通过该方式,调整贮存器本质上用作系统的打开/关闭开关。

[0616] 图 89a 示出可植入装置的实施例,其中该可植入装置包括偏心旋转构件 891,其作为驱动构件,作为具有旋转中心 803 的操作装置的一部分。操作装置进一步包括磁动马达的实施例,例如参照图 7 和图 8 描述的磁性马达,其包括线圈 804 和与所述线圈 804 磁性连接的磁体。线圈 804 被放置在与包括磁体的第二板 891 链接的第一板 812 上。在图 89a 所示的实施例中,第二板 891 包括电旋转构件 891。第一板 812 和第二板 891 适于相对于彼此可移位地旋转,并且通过对与磁体磁性连接的线圈 804 连续通电而产生力,该力产生第一板 812 相对于第二板 891 的旋转运动,这相应地影响偏心旋转构件 891。进一步,根据图 89a 的实施例,第一板 812 和第二板 891 适于在使用时在接触表面中彼此接触,该接触表面根据本实施例包括陶瓷材料以抗磨损。

[0617] 操作装置被放置在由活塞 801 和套筒 802 限定的密封室中。活塞 801 和套筒 802 根据本实施例适于彼此接触并在接触点 807 形成密封。接触点 807 可包括抗磨损的陶瓷材料,其延长可植入装置的使用寿命。根据图 89a 的实施例,偏心旋转构件 891 适于使活塞 808 沿第一方向运动,由弹簧构件 805 产生沿相反方向的运动,当偏心旋转构件 891 沿第一方向挤

压活塞 808 时,弹簧构件 805 被加载。活塞 808 可适于与心脏直接接触,或者影响相应地与心脏接触的臂或心脏接触机构。

[0618] 图 89b 示出可植入装置的另一实施例,其包括放置在套筒 802 中的活塞。活塞和套筒一起限定适于接收 806 来自入口 809 的高压液压流体的密封空间。高压液压流体适于沿第一方向推动活塞 801,而当液压流体通过出口 810 从密封空间 806 吸入时形成真空。活塞 801 在接触点 807 与套筒 802 接触,这里作为套筒 802 与活塞 801 之间的区域 807。接触区域 807 可由陶瓷材料制成,由此适于更好地抵抗由必须在心脏速度下操作的可植入装置造成的磨损。液压流体可例如使用液压泵加压。根据一些实施例,该系统为气动系统,在该情况下可植入装置通过由气动泵压缩的气体提供动力。在又一实施例(未示出)中,活塞 801 适于利用弹簧构件 805 沿相反方向移动,非常类似于图 89a 的实施例,由于真空施加的力被限制,因此如果活塞 801 和套筒 802 非常紧密地配合以抵抗非常高的压力密封,则这是需要的。

[0619] 图 90 示出人类患者的截面的侧视图,其中植入了用于辅助心脏功能的可植入装置。心脏 H 被放置在心包 P 中,心包 P 为其中放置有心脏 H 的心脏覆盖囊。心包 P 静止在并固定到将胸部与腹部分离的胸横膈膜 D。可植入装置包括连接臂 244,连接臂 244 将心脏接触机构 2 连接到固定到患者的胸部 250 的板 242。根据其他实施例,板 242 或固定臂 244 可固定到患者的至少一个肋骨或至少一个椎骨。根据图 90 的实施例,心脏辅助装置为适于通过将力施加在心脏 H 的外部来压缩心脏的装置,但在其他实施例中,心脏辅助装置可为人造心脏或者 LVAD 装置,其以相同方式固定到人体的包括骨骼的部分。

[0620] 心脏静止在胸横膈膜 D 的上表面上。心包 P 为封装心脏 H 的三层囊。外层为在下侧和上侧依附到胸横膈膜 D 的纤维心包,其融合到离开和进入心脏 H 的大血管的根部。

[0621] 通过形成开口和防止横膈膜接触部分 501(其根据一些实施例为扣环),在胸横膈膜 D 的供心脏 H 静靠的区域中,可以获得到达心包 P 的通路,而不会实际进入心包 P 的胸腔外部。胸腔中的压力稍微不同于腹腔中的压力,这主要使其更有利地能够将接合心脏 H 的心脏泵装置连接到放置在腹腔中的操作装置,而不会进入心包 P 的胸腔外部。

[0622] 图 91 示出人类患者的截面的侧视图,其中用于辅助心脏功能的可植入装置被植入。连接臂固定到板 241,板 241 使用螺钉 241 固定到脊柱的椎骨,但同样可设想到可替换的固定机构,例如波普空心铆钉、粘合剂或固定线。连接臂相应地固定适于操作心脏辅助装置的操作装置 57。连接臂 244 的作为力传输构件 502 的另一部分在附图中从操作装置向上和向前延伸。力传输构件 502 适于将力从操作装置 57 传输到与心脏相连的心脏接触机构 2。力传输构件 502 通过横膈膜接触部分 501 传输力,在该情况下为与胸横膈膜 D 接触并由此帮助从胸横膈膜 D 的腹部侧打开到胸横膈膜 D 的胸部侧的扣环 501。在其他实施例中,横膈膜接触部分被排除,力传输构件 502(或横膈膜传送部分)由此通过胸横膈膜 D 传输力,穿过胸横膈膜 D 中的开口,而不穿过横膈膜接触部分。

[0623] 操作装置 57 可谓适于产生机械力、液压力和气动力的操作装置,其因此由力传输构件 502 传输。在其他实施例中,诸如电池的能量供应部被放置在腹部并固定到人体的包括骨骼的部分。电能因而通过穿过胸横膈膜 D 的电引线被传输通过横膈膜接触部分 501,从而帮助保持胸横膈膜 D 的开口。在其他实施例中,电能通过胸横膈膜 D 的开口被传输通过胸横膈膜 D 的开口,而不穿过横膈膜接触部分。

[0624] 图 92 示出人类患者的截面的侧视图,其中用于辅助心脏功能的可植入装置被植入。连接臂 244 将操作装置 57 通过固定到所述肋骨 251 的固定板 242 连接到患者的肋骨 251。操作装置 57 相应地适于操作放置在所述操作装置 57 与适于与心脏 H 接触的的心脏接触机构 2 之间的力传输构件 502。力传输构件 502 适于通过放置在胸横膈膜 D 中的横膈膜接触部分 501 传输力,并帮助保持胸横膈膜 D 和心包 P 中的开口。这进一步参照图 90 进行阐释。固定板 242 在此被放置在肋骨 251 的外部,但同样可设想到,固定板 242 被放置在内部。固定板 242 可例如使用螺钉固定到肋骨 251,螺钉可适于将板 242 固定到肋骨 242 的外皮层、肋骨 251 的内皮层、肋骨 251 的内皮层和外皮层二者,或者在所有实施例中,其中螺钉由此通过螺母和螺栓设置结构夹持肋骨 251,或者具有放置在肋骨 251 的内部或外部的螺纹的第二板。

[0625] 图 93a 示出人类患者的截面的侧视图,其中植入了用于辅助心脏功能的可植入装置。在图 93a 的实施例中,固定板 242 固定到胸骨 250 的内部。连接臂 244 固定到连接臂 244 并通过第一横膈膜接触部分 501b 穿透胸横膈膜 D。连接臂 244 相应地固定操作力传输构件 502 的操作装置 57,力传输构件 502 相应地通过胸横膈膜 D 通过第二横膈膜接触部分 501 将力传输到包括适于与患者的心脏 H 接触的的心脏接触机构 2 的心脏辅助装置。第二心脏接触部分 501 帮助保持胸横膈膜 D 和心包 P 中的开口。这进一步参照图 91 阐释,横膈膜接触部分 501、501b 和力传输构件 502 进一步参照图 101 至 107 描述。

[0626] 图 93b 示出人类患者的截面的侧视图,其中用于辅助心脏功能的可植入装置被植入。在图 93b 的实施例中,固定板 242 固定到胸骨 250 的外部或前侧。连接臂 244 因而沿胸骨穿过并至患者的腹部,且弯曲以延伸到腹部并至胸横膈膜 D 的供心包 P 静靠且心包 P 固定到胸横膈膜 D 的区段。力传输构件 502 从操作装置 57 通过横膈膜接触部分 501 穿透胸横膈膜 D。与心脏 2 接触的的心脏接触机构 2 为适于通过将力施加在心脏的外部来辅助心脏的泵功能的的心脏辅助装置的一部分。该实施例使操作装置 57 和心脏辅助装置能够固定在腹部,而不必进入心包 P 的胸部外侧。这可以将胸部与腹部分离,这主要是有利的,这是因为在胸部和腹部之间存在压力差。

[0627] 图 94 示出形成并保持患者的胸横膈膜 D 中的开口的手术或皮下方法。该方法包括步骤:在胸横膈膜 D 中形成切口 503,由此在胸横膈膜 D 中形成开口 503,放置与胸横膈膜 D 接触的横膈膜接触部分 501,由此保持形成在胸横膈膜 D 中的开口 501。根据图 94 的实施例,胸横膈膜 D 中的开口 503 被制成在胸横膈膜 D 的供心包 P 静靠和固定的区段中,开口延续到患者的心包 P 中,其形成从腹部延伸并至心包 P 中的开口,以使元件能够被放置为通过所述开口 503 与心脏 H 接触。图 94 进一步示出心脏辅助装置的包括心脏接触机构 2、连接臂 244、固定板 242 和用于固定固定板 242 的螺钉 2443 的区段。连接臂 244 弯曲,使得所述连接臂 244 适于通过保持胸横膈膜 D 中的开口的横膈膜接触部分 501 将心脏辅助装置固定到人体的包括骨骼的部分。

[0628] 图 95 示出患者的侧视图,其示出放置在心包 P 中且在静靠在并固定到胸横膈膜 D 中的区段的胸部的心脏 H。图 95 示出通过胸部 506 中的切口放置心脏辅助装置的方法。心脏辅助装置包括固定板 242、连接臂 244 和心脏接触机构 2。图 94 和 95 的操作方法可被执行,其为手术方法或皮下方法,其中通过分别放置在胸部和腹部中的套针执行该方法的步骤。

[0629] 图 96 示出在胸横膈膜 D 的供心包 P 静靠和固定的区段中的胸横膈膜 D 和心包 P 的一部分的放大图。横膈膜接触部分 501 帮助保持胸横膈膜 D 和心包 P 中的开口。横膈膜接触部分 501 为扣环状结构,其具有从横膈膜接触部分 501 的限定从胸横膈膜 D 的腹部侧到胸横膈膜 D 的胸部侧的开口的部分延伸的突起 507。突起 507 夹持胸横膈膜 D 和心包 P 中的开口的边缘,并由此帮主将横膈膜接触部分 501 固定到胸横膈膜 D 和心包 P。

[0630] 图 97a 示出适于通过将力施加在心脏 H 外部来帮助心脏的泵功能的心脏辅助装置。心脏 H 被放置在心包 P 中,其在胸横膈膜的区段处静靠和固定到胸横膈膜 D。图 97a 示出操作装置 57 被放置在患者腹部中的实施例。力传输构件 502 包括第一和第二部分。第一部分连接到放置在密封操作装置容器 518 中的操作装置 57,密封操作装置容器 518 适于保持操作装置 57 不受腹部环境的影响。力传输构件 502 的第二部分连接到放置在心包 P 中的心脏辅助装置的力进如区段 517。力进入区段在可枢转接头 515 处将由力传输构件 502 供应的力传输到与两个力传输构件 502a 和 502b 相连的两个臂 516。心脏接触机构 502a、502b 适于与心脏 H 前侧和后侧的心脏 H 接触,以将力施加在心脏 H 上,从而帮助其泵功能。

[0631] 力传输部分 502 适于在胸横膈膜 D 的供心包 P 静靠和固定到胸横膈膜 D 的区段处通过胸横膈膜 D 传输力。胸横膈膜 D 和心包 P 中的开口被保持为横膈膜接触部分 501,其适于连接和固定到心包 P 和 / 或胸横膈膜 D。

[0632] 图 97a 所示的操作装置为进一步参照图 7 和图 8 公开的磁操作装置,但同样可以设想到,该操作装置为电动马达、伺服马达、液压马达或气动马达。操作装置可适于形成旋转机械力和 / 或平移机械力和 / 或偏心旋转机械力。

[0633] 图 97b 示出包括图 97a 所示的实施例的元件的可植入心脏辅助装置的实施例。图 97b 的实施例进一步包括纤维组织运动结构 560,其作为具有突起 561 和凹进 562 的波纹管形弹性构件,用于允许力传输构件甚至在可植入装置已被植入患者一段时间后纤维组织已在纤维组织运动结构 560 上生长之后运动。纤维组织运动结构 560 固定到放置在患者腹部的密封操作装置容器 518,并固定到横膈膜接触部分,以帮助保持胸横膈膜 D 中的开口。在心脏辅助装置与放置在腹部中的操作装置容器 518 之间放置的力传输部分 502 包括与操作装置 57 相连的第一部分 563 和与心脏辅助装置相连的第二部分 564。第一部分 563 和第二部分 564 构成用于补偿由患者呼吸形成的身体运动的呼吸运动补偿器。呼吸运动补偿器通过伸缩功能而可延伸 / 可压缩。引导销 565 固定到第一部分 563 并防止在第二部分 564 的凹槽中,并且呼吸运动补偿器由此允许传输转矩 / 旋转力,同时保持用于补偿由患者呼吸引起的身体运动的延伸 / 压缩能力。图 97b 进一步示出包括连接臂 244 和固定板 242 的固定构件。该固定构件适于将可植入装置固定到胸部外侧或至少一个肋骨,但同样可设想到固定构件适于允许将可植入心脏辅助装置固定到胸部外侧或至少一个肋骨的实施例。为了使呼吸运动补偿器能够作用,臂 516a、516b 被可枢转地布置到横膈膜接触部分 501 并可相对于操作装置容器 518 运动。

[0634] 图 97b 进一步示出用于从患者的心包 P 排放流体的心包排放装置。该排放装置包括:包括第一区段 980 和第二区段 981 的管路。第一区段 980 的一部分适于接收心包 P 内部的流体。管路的第二区段 981 适于定位在患者的心包 P 外侧,并使从心包 P 接收到的流体能够通过第二区段 981 的至少一部分排放。

[0635] 图 97b 的实施例的心包排放部适于将流体从患者的心包 P 移动到患者的腹部,但

在其他实施例中,同样可设想到,排放装置适于将流体从心包 P 移动到身体的任何其他位置。第二部分 981 可连接到用于收集排放的流体的可植入容器 983,或用于将流体排出到患者腹部的排出构件。

[0636] 图 97c 示出参照图 97b 公开的呼吸运动补偿器的可替换实施例。该可替换实施例允许围绕第一部分 563 的球形连接部分的运动。该连接部分包括的键槽 565 适于被放置在第二部分 564 中的对应键槽 566 中,以允许传输转矩,并保持沿多个方向运动的能力。图 97d 示出当第一部分 563 在第二部分 564 中倾斜时的呼吸运动补偿器。

[0637] 图 98 示出参照图 97a 公开的包括心脏辅助装置的元件的可植入心脏辅助部。图 98 的心脏接触机构 502a、502b 进一步包括适于将力施加在心脏 H 上的液压或气动垫 171。液压或气动垫 171 可变化,以改变心脏 H 的受到施加的力的区域。垫包括室,室的容积和该容积的尺寸适于针对每个垫单独变化,以在可植入心脏辅助装置被植入患者之后影响施加在心脏 H 上的力。液压或气动垫具有适于使用可植入液压或气动系统 519 被改变的容积,根据该实施例适于被放置在患者的腹部中。液压或气动系统包括多个管路 514,其根据该实施例分为两个区段 514a、514b,以允许第一和第二心脏接触机构 502a、502b 的垫 171 运动。液压或气动脉路 514 根据本实施例适于通过胸横膈膜 D 中的开口传输力,胸横膈膜 D 适于由横膈膜接触部分 501 保持。在图 98 的实施例中,横膈膜接触部分因而适于允许机械力传输构件 502 和液压力传输构件穿过横膈膜接触部分 501。在其他实施例(未示出)中,可植入心脏辅助装置进一步包括电系统,其至少部分地适于被放置在患者的腹部并包括适于传输电能的电引线、进入或离开放置在患者的胸部的可植入心脏辅助装置的电控制信号或传感器输入。根据这里的任意实施例,心脏辅助装置可进一步包括提供输入的一个或多个传感器 598。在这里的任意实施例中,这可为与心律、血压、血流量、心脏的电活性、温度、时间相关的信号,或者与血含量相关的变量,例如饱和度、钠、红细胞、白细胞和 / 或血小板 (trombocytes)。根据这里的任意实施例,心脏辅助装置可进一步配备有至少一个电极,其供应用于控制心律的电信号,例如心房脉冲产生器信号。用于处理传感器信号的提供能量系统或控制单元可适于被放置在患者的腹部。

[0638] 图 99a 示出一实施例的可植入心脏辅助装置,其中心脏辅助装置包括用于控制多个液压垫 171a 至 171e 的液压系统。液压系统包括可植入注入端口单元 527。注入端口单元 527 包括多个室 524a 至 524e,其各自包括壁部,该壁部位适于由附接到注入构件 530 的针 529 穿透的可穿透自密封隔膜 528a 至 528d,以将流体注入室 524a 至 524e。针例如通过皮下注入被插入通过固定到人体组织 525 的插入引导部 526。针因而被插入通过一个或多个壁部 528a 至 528d,以将流体注入特定的室 524a 至 524e,并由此影响特定的垫 171a 至 171e 并通过管路 514a 至 514e 连接。在图 99a 所示的实施例中,多个管路被绑到管路束 531 中。

[0639] 针 529 上的位置,即流体注入室 524a 至 524e 的位置,可通过传感器系统控制,该系统通过例如感应感受针 529 在特定室 524a 至 524e 中的存在。传感器系统可适于将信号无线发射给医师,以将流体注入系统。而且可以设想到,系统包括传感注入到特定室 524a 至 524e 的液压流体量并由此传感多少垫 171a 至 171e 已受影响的传感器。

[0640] 图 99b 示出参照图 99a 描述的注入端口单元的可替换设计。这里的注入端口单元具有彼此相邻放置的多个室 524a 至 524e,由此针不必穿透多个壁部以到达特定室 524a 至 524e。

[0641] 图 99c 示出用于将力供应到可植入心脏辅助装置的液压系统的实施例。液压系统包括放置有活塞 905 的汽缸 904, 从而第一和第二室 906a、906b 存在于活塞 905 的两侧。活塞 905 适于响应利用液压或气动流体 F 加压的室 906a、906b 而在所述汽缸 904 中移动。该系统进一步包括用于将液压或气动流体 F 传输到两个室 906a、906b 的第一和第二管路 907a、907b。

[0642] 两个室 909 和 910 包括液压或气动流体 F。第一室 909 适于为高压室并适于保持具有高压的流体 F。压力由加压气体 911 保持, 加压气体 911 被限制在室的隔膜后面并由此将压力施加在室 909 中的流体上。该流体被传输到具有两个状态的阀 908。在阀的第一状态, 阀将流体从第一高压室引导到第二汽缸室 906b, 从而在附图中向上挤压汽缸 906。在该状态下, 阀还允许流体从第一汽缸室 906a 被挤压到管路 907a 中并通过阀到达低压室 910。流体因而使用放置在管路的第一部分 913 与第二部分 912 之间的泵 915 被泵送到高压室 909。止回阀 914 进一步被放置在管路上, 以允许高压室 909 中的压力即使在泵 914 关闭时依然保持较高。在阀 908 的第二状态, 流体从高压室 909 被引导通过管路 907a 到达第一汽缸室 906a, 其由此在附图中向下推动汽缸。第二汽缸室由此在类似于关于第一汽缸室 906a 所述的过程中被清空, 且流体被传送到低压室 910。汽缸 905 连接到杆 903, 其将力如图 99c 所示直接地或经由中间部分传输到心脏接触机构 902。该系统进一步包括用于重新填充或标定系统的注入端口 917。注入端口 917 被皮下植入并固定到身体 918 的组织, 且通过管路 916 连接到低压室 910。

[0643] 通过参照图 99c 公开的系统的作用, 该系统可移动汽缸 905, 并由此利用加压流体 F 沿两个方向移动心脏接触机构 902, 这消除了对由放置在系统上的真空操作的力的限制。

[0644] 图 99d 示出具有与图 99a 的系统功能类似的液压系统。包括气压 911 的高压室 909 挤压流体 F, 流体 F 通过管路 921 与阀接触。阀 920 适于将流体引导到与多个活塞 922 相连的多个管路 919, 多个活塞 922 与心脏接触机构相连, 以改变心脏的受到施加的力的区域, 活塞被放置在板 923 上。

[0645] 99e 示出具有与图 99d 的系统功能类似的闭合系统。具有第一汽缸 932 和第一活塞 931 的第一汽缸系统 930 适于通过第一管路 933 将流体挤压到阀 934。阀适于为可操作的, 以选择管路来引导由第一汽缸系统 930 加压得流体产生的力。管路连接到多个汽缸系统 936, 多个汽缸系统 936 适于接收来自第一汽缸系统 930 的力和 / 或将力传递回第一汽缸系统 930。第一汽缸系统 930 可适于连接到操作装置, 如参照图 37 所述, 以向系统提供动力。通过参照图 99a 描述的作用, 可完全植入系统被公开为用于利用选择阀 934 将力从一个位置传输到多个其他位置。

[0646] 图 100 公开类似于参照图 97 公开的实施例的可植入心脏辅助装置, 最大不同之处在于, 该心脏辅助装置完全由液压系统 519b 液压操作, 液压系统 519b 被放置在腹部并与管路 514 相连, 管路 514 适于通过胸横膈膜中的开口经由横膈膜接触部分 501 传输力, 横膈膜接触部分 501 适于帮助保持胸横膈膜 D 中的开口。管路将力传输到力进入区段 517, 所述力进入区段 517 适于将液压力转换为机械力, 以通过在接头 515 处枢转地连接到心脏接触机构 502a、502b 的臂 516 将力施加在心脏 H 上。液压或气动系统 519b 可包括产生力的液压或气动泵。该系统可从身体外部提供动力或非创伤性地控制。

[0647] 图 101a 至 101d 示出在整个申请的多个实施例中公开的横膈膜接触部分的实施

例。图 101a 的横膈膜接触部分为适于被打开的横膈膜接触部分,以允许插入力传输构件或横膈膜传送部分。横膈膜接触部分包括外部 509,其实与接合在胸横膈膜中形成的开口的边缘。胸横膈膜的边缘 507 可夹持胸横膈膜,并由此帮助将横膈膜接触部分固定到胸横膈膜和 / 或心包。横膈膜接触部分可利用开口的一个部分中的突起 510 和开口的其他部分中的凹进 511 闭合。突起和凹进匹配,由此提供横膈膜接触部分的机械固定。图 101b 示出可以以其闭合状态打开的横膈膜接触部分。横膈膜接触部分的内表面 508 为平滑的,不会伤害任何力传输构件或横膈膜传送部分。内表面 508 可由例如陶瓷材料的高耐用性材料制成,以更好地抵抗直接与力传输部分接触形成的磨损。

[0648] 图 101c 示出横膈膜接触部分的实施例,其中横膈膜接触部分为实心环,不具有能够打开的功能。该横膈膜接触部分类似于扣环且具有基本相同的功能。图 101d 示出实心环的截面。

[0649] 图 102 示出一实施例的横膈膜接触部分,其中力传输构件 502 已被放置在横膈膜接触部分中,以允许将力从胸横膈膜的腹部侧传输到胸横膈膜的胸部侧。

[0650] 图 103 示出一实施例的横膈膜接触部分,其中两个力传输构件 502a、502b 被放置在横膈膜接触部分中,以将机械力从胸横膈膜的腹部侧传输到胸横膈膜的胸部侧。根据图 103 所示的实施例,力传输构件 502b 适于传输平移或往复力,力传输构件 502a 适于传输旋转力。

[0651] 图 104 示出一实施例的放置在横膈膜接触部分中的力传输构件 502,其中力传输构件 502 适于密封横膈膜接触部分 501,并由此从胸腔密封腹腔,这是有利的,因为在腹腔与胸腔之间可能存在压力差。密封在接触点 513 中形成。接触点 513 的表面可由例如陶瓷材料的抗磨损的高耐用性材料制成,以抵抗由横膈膜接触部分 501 与力传输构件 502 之间的恒定接触形成的磨损。

[0652] 图 105 示出一实施例的横膈膜接触部分,其中力传输构件 514 被放置在横膈膜接触部分中,以允许将液压力从胸横膈膜的腹部侧传输到胸横膈膜的胸部侧。

[0653] 图 106 示出一实施例的横膈膜接触部分,其中用于传输机械力的一个力传输构件 502 和用于传输液压力的一个力传输构件 514 被放置在横膈膜接触部分中。

[0654] 图 107 示出一实施例,其中力传输部分 502 被放置在胸横膈膜 D 中而不使用横膈膜接触部分 501。力传输部分因此适于帮助保持胸横膈膜 D 中的开口。当力传输构件被放置在胸横膈膜 D 中的开口中并由此将力从腹腔传输到胸腔同时抵靠胸横膈膜 D 滑动时,力传输部分 502 可适于与胸横膈膜 D 接触。

[0655] 图 108 示出适于将力施加在心脏上的心脏辅助装置的实施例。心脏辅助装置包括用于允许通过螺钉将装置固定到人体的包括骨骼的部分的固定板 242,螺钉被放置在板 242 中的固定孔 610 中。磁操作装置 600 被安装到板上,以操作适于将力施加在心脏上的心脏接触机构 602a、602b。根据一些实施例,心脏接触机构 602a、602b 为液压或气动垫,其功能参照这里的其他附图描述。第一臂 616a 将包括操作装置 600 的部分连接到铰接 604 的第二臂 616b,其允许第二臂 616b 相对于第一臂 616a 的运动。第一心脏接触机构 602a 被可操作地安装到板 615 上,板 615 适于允许第一心脏接触机构 602a 运动,以改变施加在心脏上的力的位置。板可由板 615 与适于操作板 615 的马达 612 之间的齿轮连接部 614、613 操作。由操作装置 600 执行将力施加在心脏上,操作装置 600 与驱动构件相连,从而执行固定

驱动线 621 固定到其上的固定点 609 的偏心旋转运动,并由此牵拉第二铰接臂 616,因而形成将力施加在心脏上的运动。心脏辅助装置通过该结构在心脏收缩之后周期性地将力施加在心肌上并将力附加到该心脏收缩。

[0656] 图 108b 示出可植入心脏辅助装置的第二视图,其公开运动功能适于改变心脏辅助装置和心脏接触机构的位置,由此将施加在心脏上的力的位置从心脏的第一区域改变到心脏的第二区域。操作装置包括第一马达 605,其适于影响导致心脏泵装置相对于固定板 242 的平移运动的齿轮功能 608。可植入装置进一步包括单元 607,其适于允许心脏泵装置相对于固定板 242 的旋转运动。为了紧固该位置,操作装置进一步包括锁定构件 606,用于将心脏辅助装置锁定在将力施加在心脏上的特定位置。单元 607 进一步包括操作装置,其适于旋转受操作线 621 牵拉的偏心地旋转的固定点 609,以产生施加在心脏上的力。根据该实施例,臂由弹簧 603 沿向上方向弹性加载,其在操作线 621 已将臂 616a、616b 拉在一起之后将臂 616a、616b 拉开。整个系统可适于从外部例如通过远程控制器非创伤性地控制。该系统因而可具有传感器功能,用于例如通过无线传输将关于装置的位置和操作的反馈发送到身体外部。还可设想到,刻盘 611 由放射线密集 (radiologically dense) 的材料制成,因而允许刻盘读取放射线图像。

[0657] 图 10b 进一步详细示出操作装置。操作装置包括具有第一表面的第一部分 640 和具有第二表面的第二部分 641 和具有第三表面的第三部分 642。第二部分可相对于第二和第三部分移位。第一、第二和第三表面适于至少部分地邻接彼此。第一部分通过与驱动线 621 相连直接将力施加在心脏的外部。第一、第二和第三表面大致平行。第二部分包括磁体 15,第一和第三部分包括线圈 14,第二部分的移位通过对线圈 14 的连续通电形成。来自移位的力通过与偏心驱动构件相连的齿轮系统 643、644 传输到驱动线,偏心驱动构件包括其中固定有驱动线 621 的偏心旋转的固定构件 609。

[0658] 图 110 示出当第二板已被移除时的包括线圈 14 的第一部分 640,但附图还示出第二板的磁体 15,尽管第二板已被移除。

[0659] 图 111 示出心脏辅助装置的实施例,其中心脏辅助装置包括心脏接触机构 702,其适于分别将力施加在心脏 H 的前侧和后侧。心脏接触机构 702 被枢转地布置在接头 712 中。心脏接触机构 702 的一个表面通过与第一齿轮系统 718 相连与由操作装置 710 操作的偏心旋转的驱动构件 711 接触,第一齿轮系统 718 将力从操作装置 710 传输到力传输构件 720,并传输到与偏心旋转构件 711 紧密相连的第二齿轮系统 714。偏心旋转构件和 / 或心脏接触机构的接触偏心旋转驱动构件的表面可由例如陶瓷材料的耐用性材料制成,以抵抗由偏心旋转构件 711 与心脏接触机构的恒定连接形成的磨损。可植入心脏辅助装置的泵装置被铰接到与装置 706 相连的臂 705,以使心脏泵装置能够沿固定板 708 运动,固定板 708 包括用于将固定板 708 固定到人体的包括骨骼的部分的两个固定构件 704。整个系统可适于从外部例如通过远程控制器非创伤性地控制。该系统因而可具有传感器功能,用于例如通过无线传输将关于装置的位置和操作的反馈发送到身体外部。

[0660] 图 112a 示出类似于参照图 111 示出的心脏辅助装置的实施例。然而,根据图 11a 的装置适于在胸横膈膜 D 的供心包 P 静靠和固定的区域中从腹部进入心包 P。该放置方法允许放置装置,而不必进入患者的胸部,从而有利于过程。该装置通过固定臂 742 固定到人体的包括骨骼的部分,固定臂 742 相应地支撑放置在患者腹部的操作装置 741。操作装置

741 通过与联接部分 710 相连的力传输构件 740 传输力,两个力传输构件 720 附接到联接部分 710。该装置适于行进通过胸横膈膜 D 中的开口,其由固定到胸横膈膜 D 和心包 P 的横膈膜接触部分 501 保持。

[0661] 图 112b 示出图 112b 的装置处于其未折叠状态,其中操作装置 741 利用连接臂 742 固定到固定板 708,连接臂 742 根据该实施例可利用位置操作装置 706 操作,以改变心脏辅助装置相对于固定板 708 的位置。其他实施例的特征,例如参照图 97b 公开的呼吸运动补偿器、心包排放部和纤维组织运动结构,为等同关联且可被包括在图 112a、112b 的实施例中。

[0662] 图 113 示出操作方法的流程图,其可包括步骤:(1) 切除人体的包括骨骼的部分;和 (2) 将固定构件固定到骨骼,从而固定构件被放置为与连接臂接触。在手术过程的一个实施例中,该方法进一步包括步骤 (3) 在胸横膈膜中形成开口,和 (4) 通过胸横膈膜中的开口将连接臂插入胸部。该横膈膜方法允许外科医生将心脏辅助装置放置在胸部的心包中而不必打开胸部。该方法可进一步包括步骤:将操作装置放置在患者的腹部,将力通过胸横膈膜中的开口传递到胸部,以操作放置在胸部中的心脏辅助装置。

[0663] 请注意,上述说明中的任何实施例或实施例的特征以及任何方法或方法步骤可以任意方式组合,只要这种组合不明显相背即可。还请注意,本说明书一般应被视为描述适于执行一方法的设备 / 装置以及该方法本身。

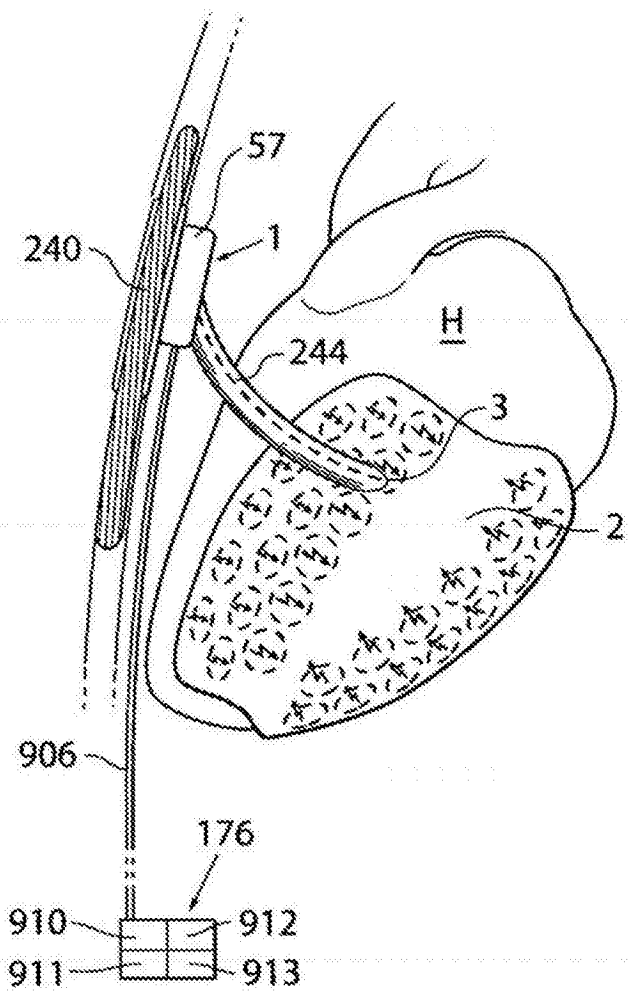


图 1

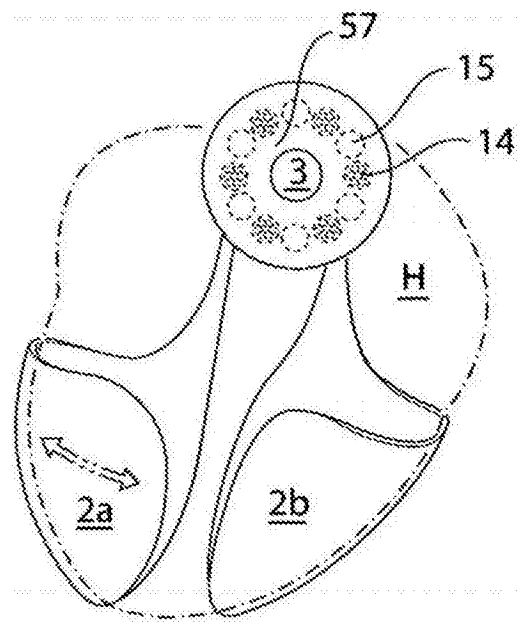


图 2

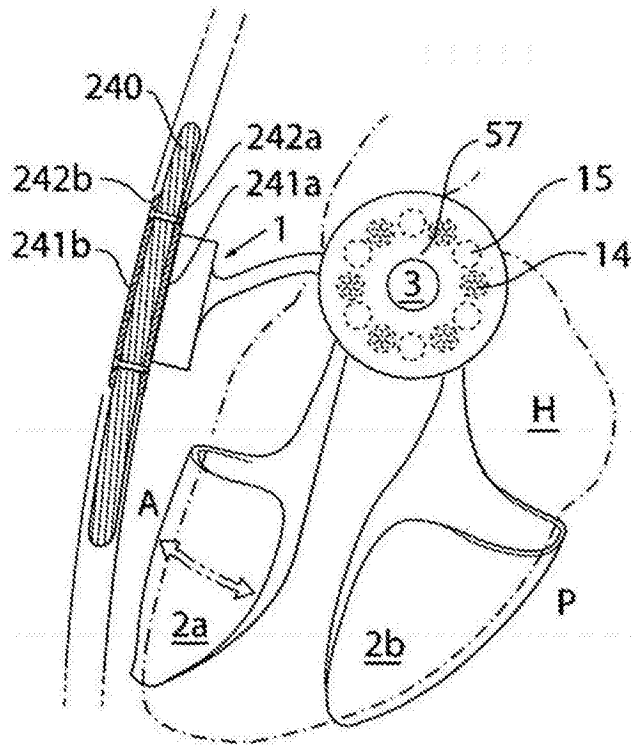


图 3

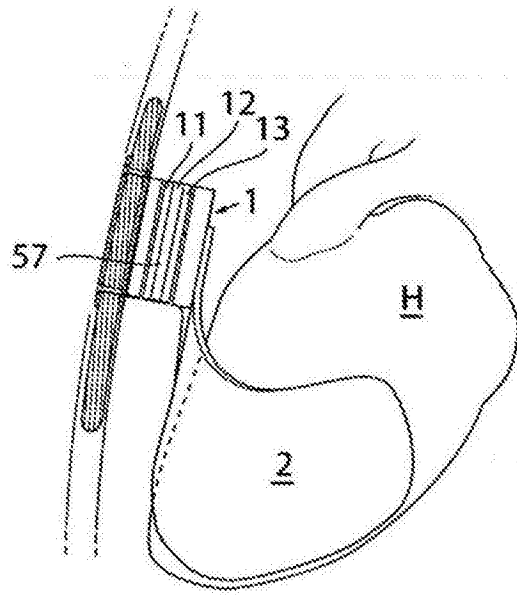


图4

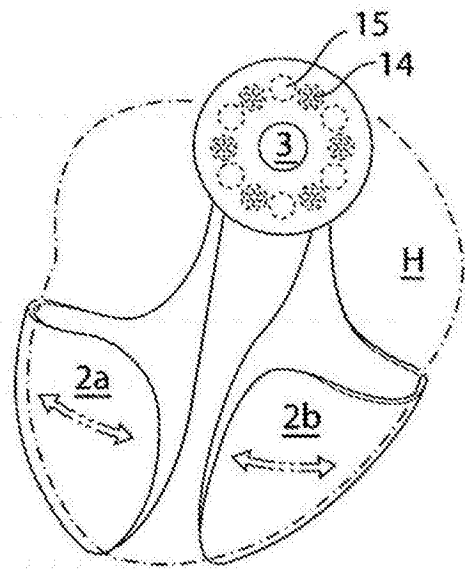


图5

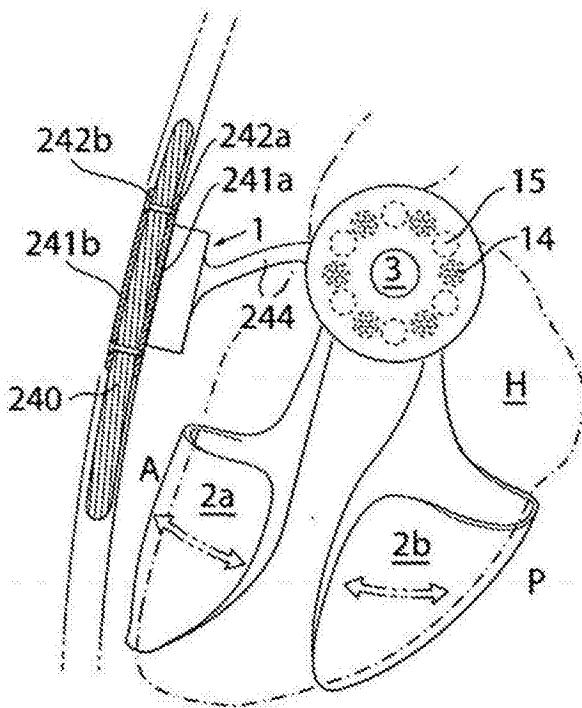


图6

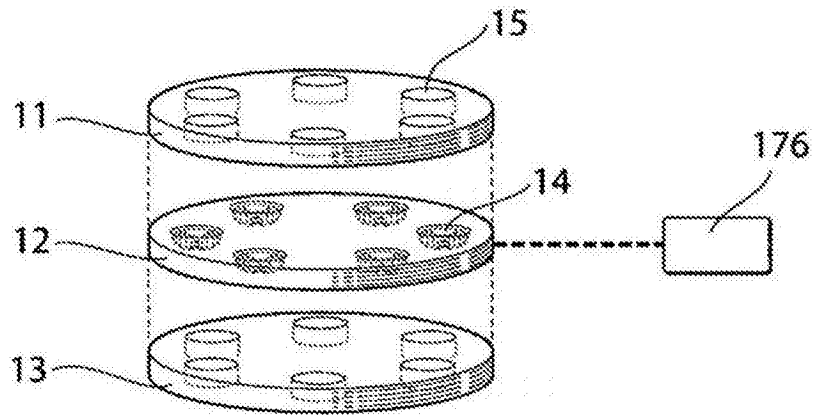


图 7

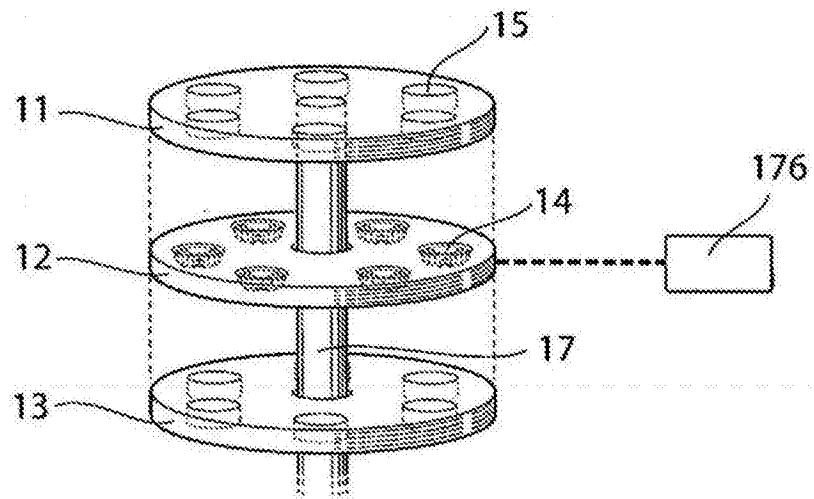


图 8

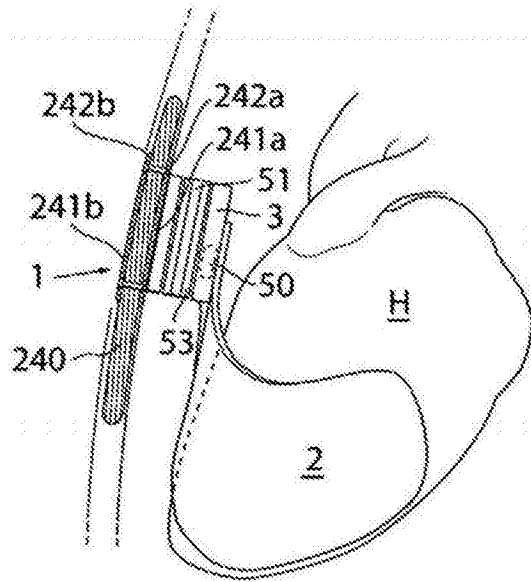


图9

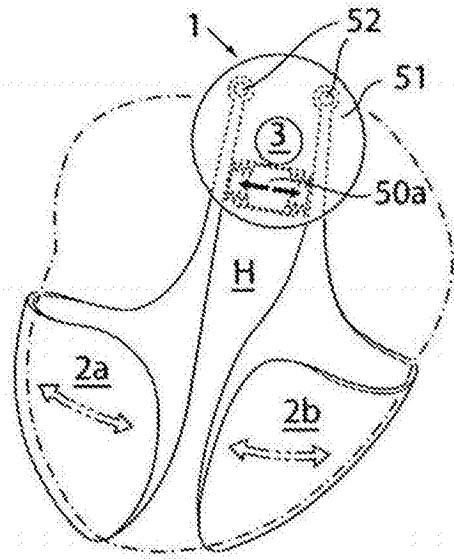


图11

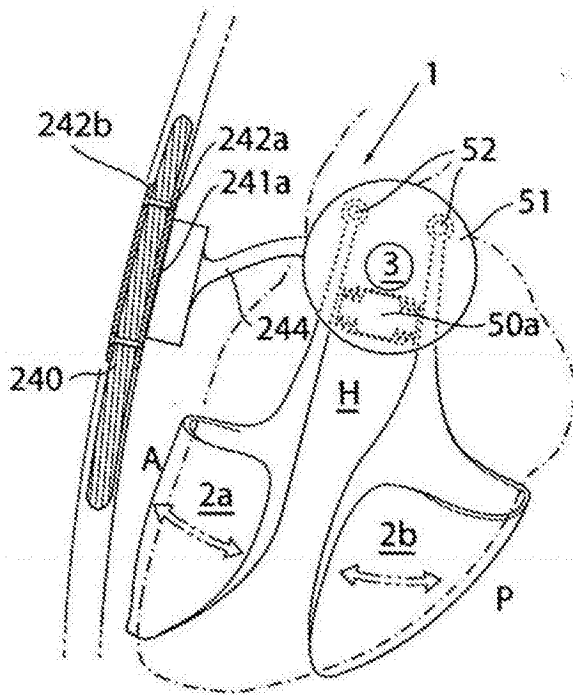


图10

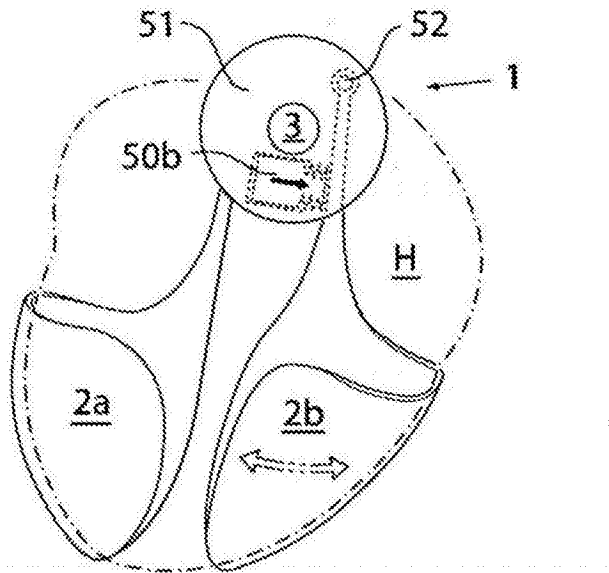


图 12

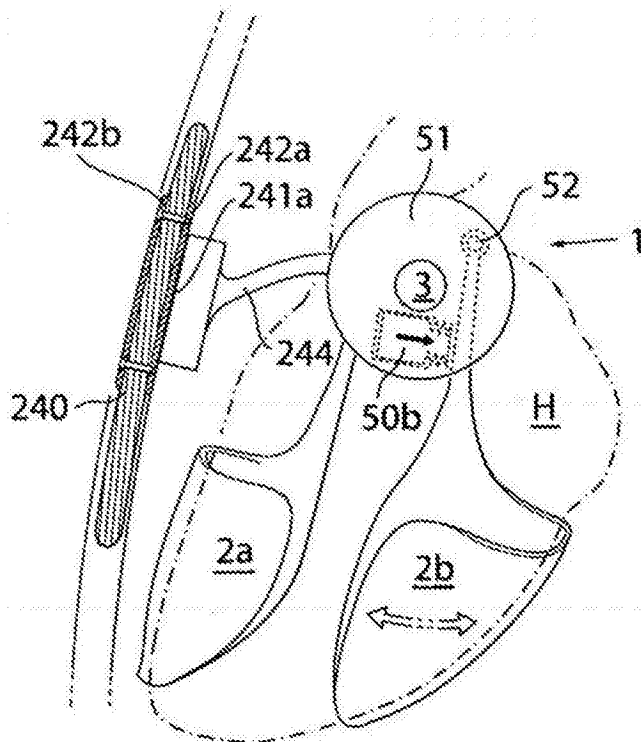


图 13

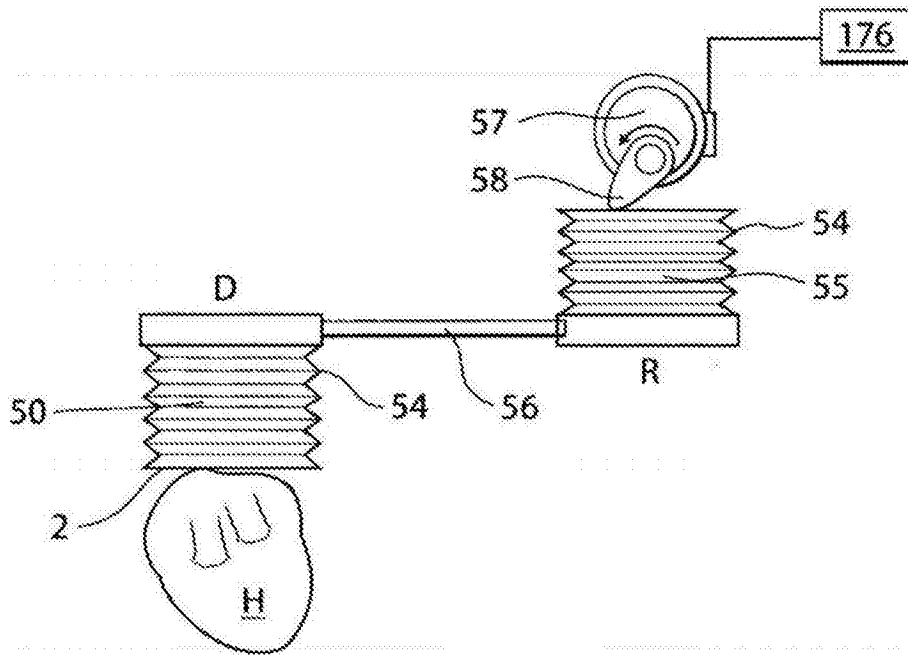


图 14

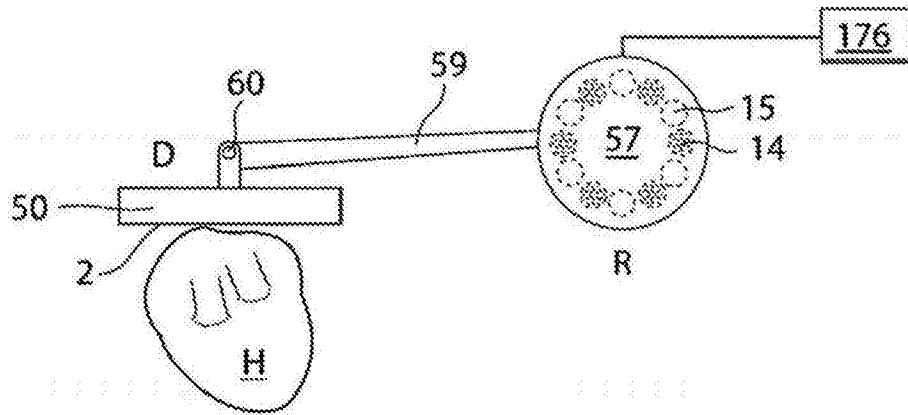


图 15

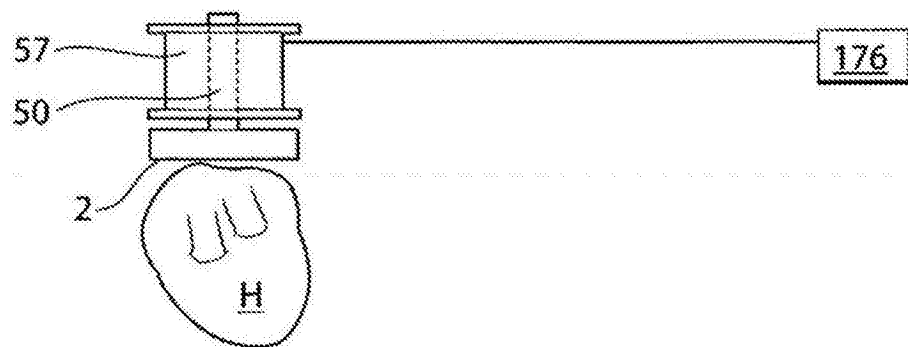


图 16

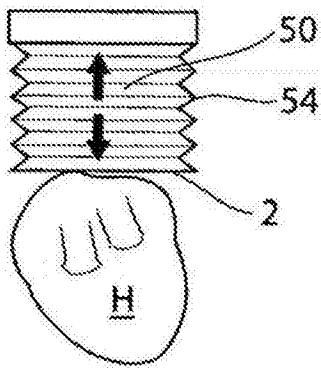


图 17

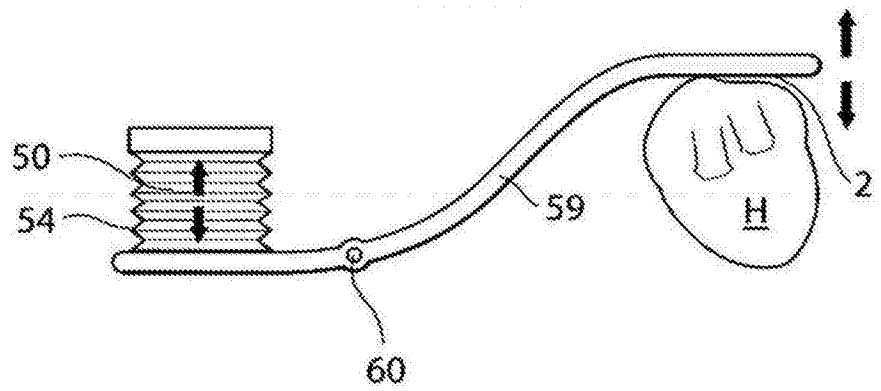


图 18

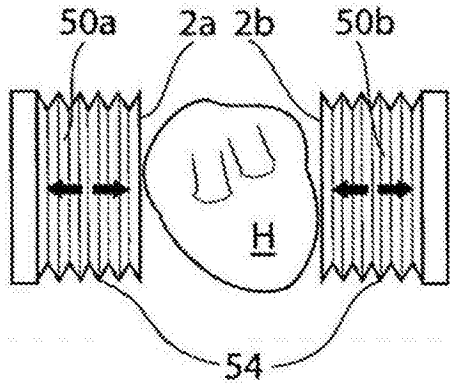


图 19

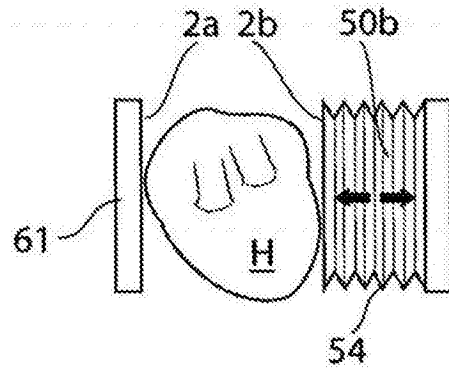


图 20

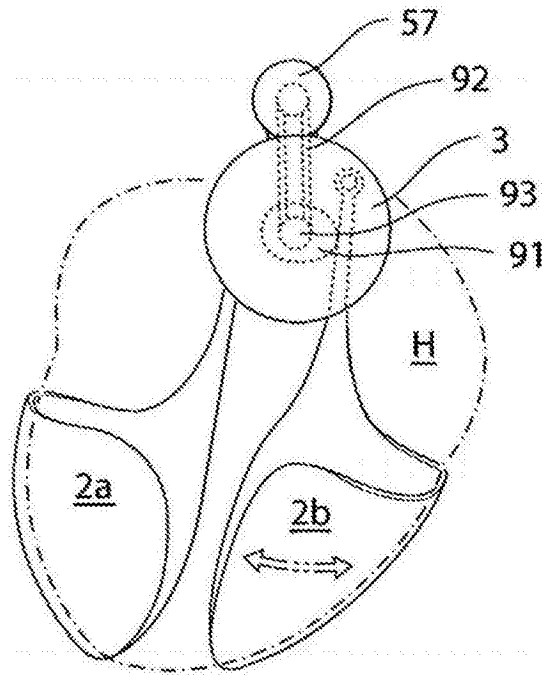


图 21

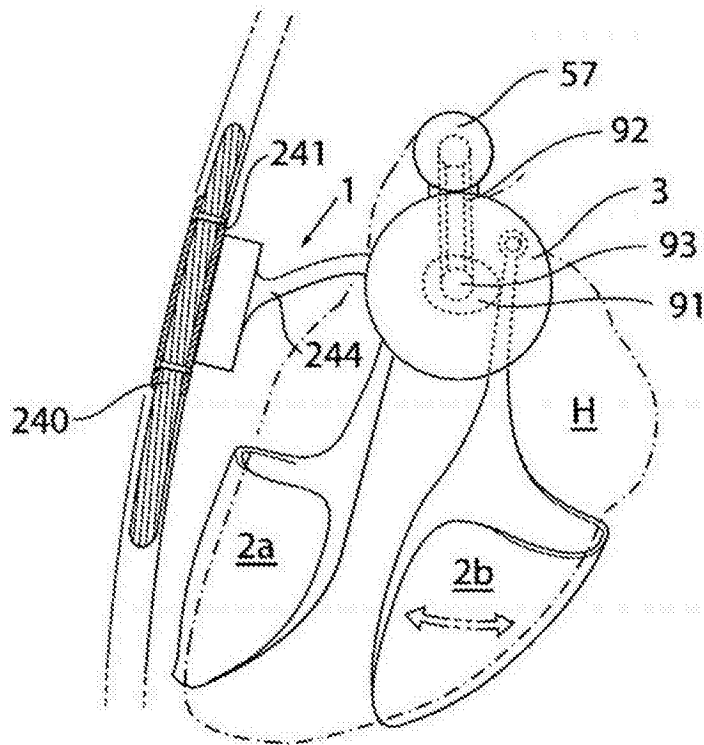


图 22

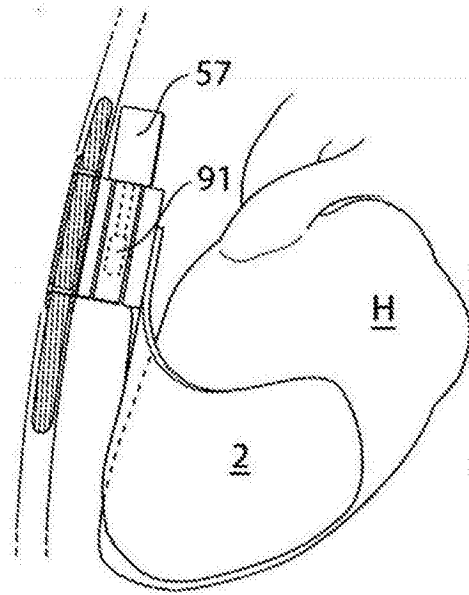


图23

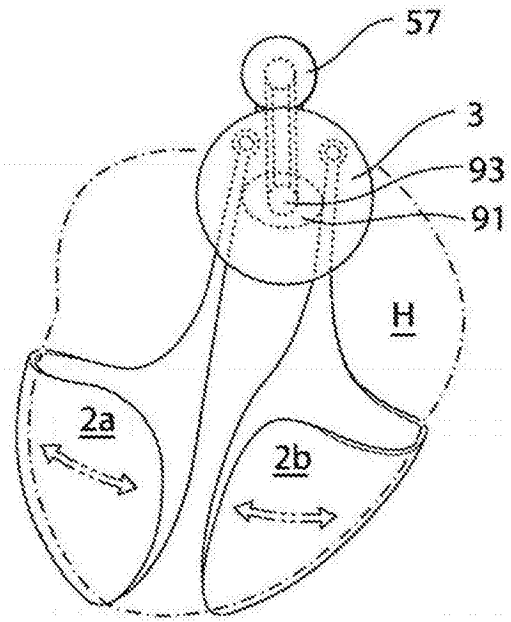


图24

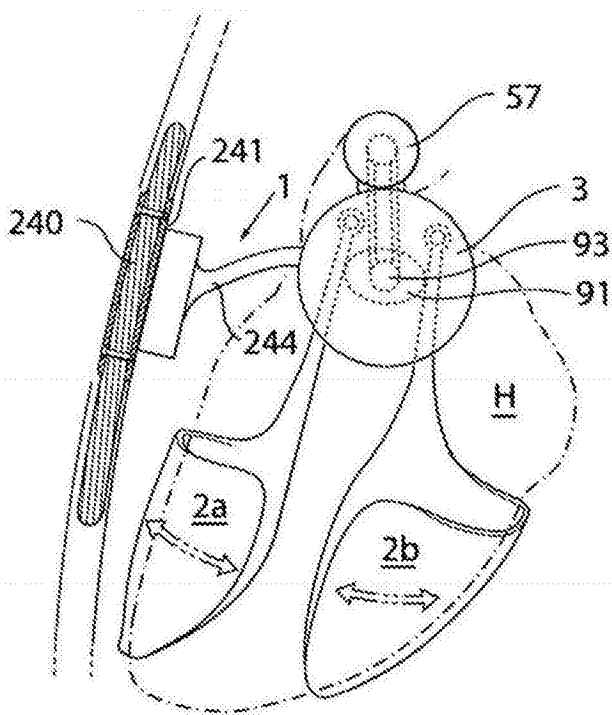


图25

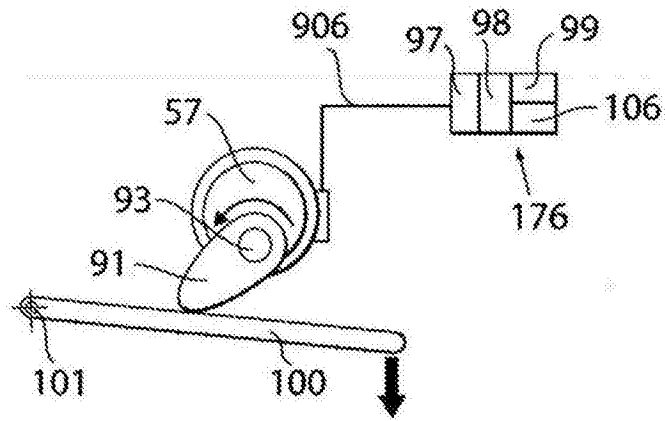


图 26

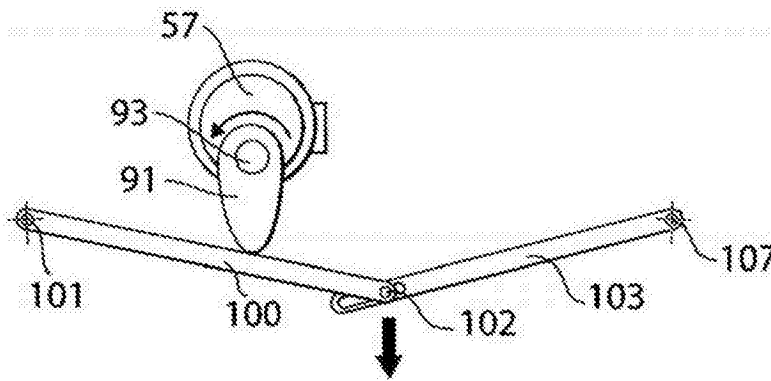


图 27

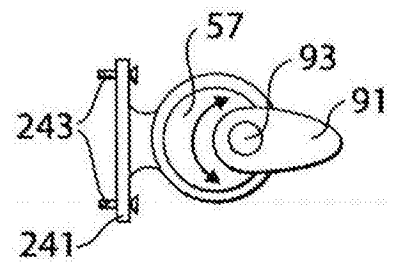


图 28

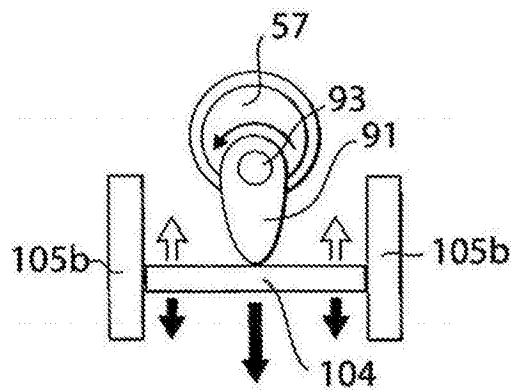


图 29

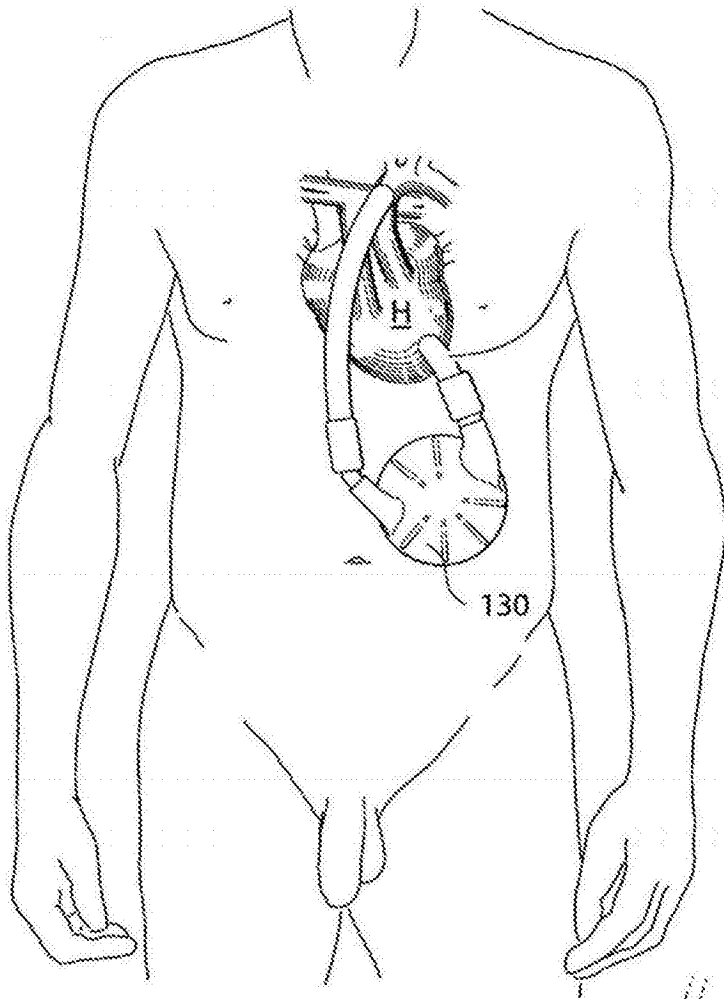


图 30

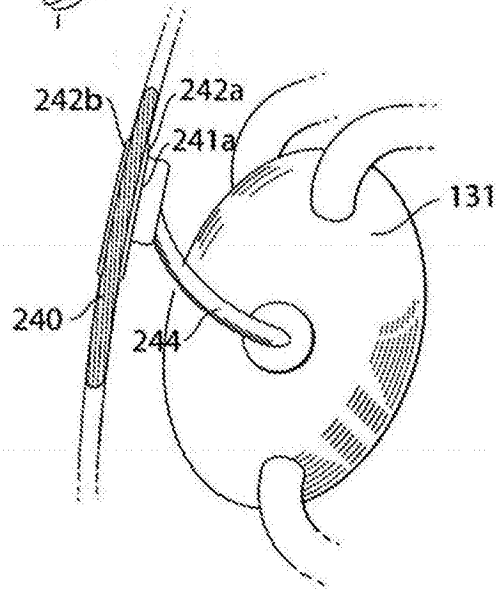


图 31

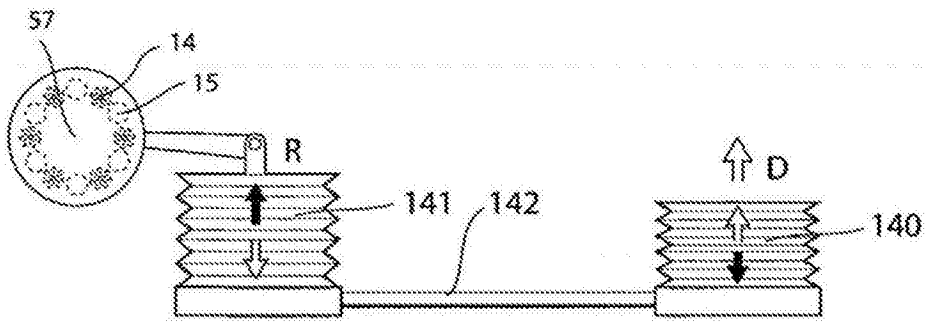


图 32

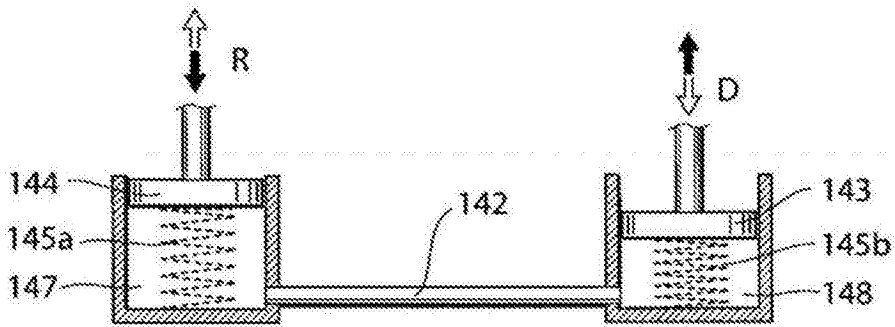


图 33

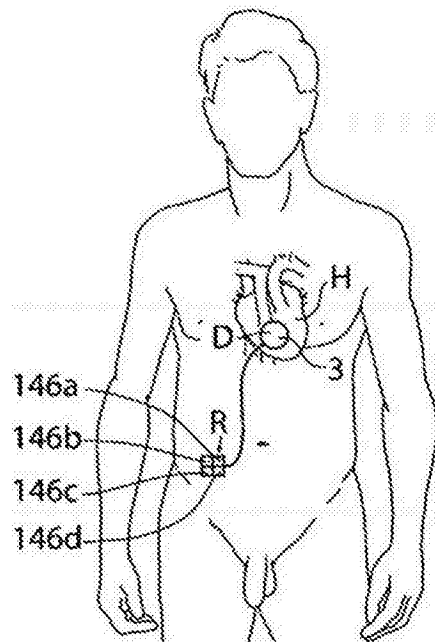


图 34

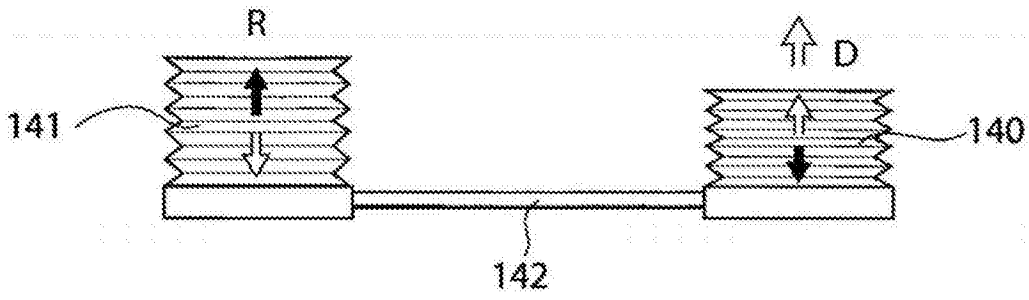


图 35

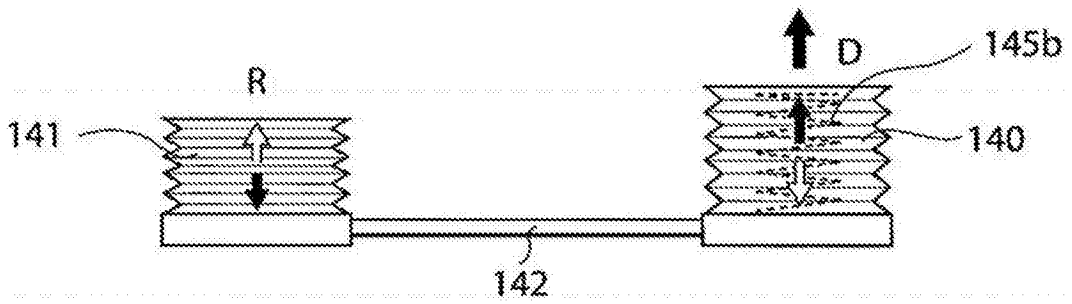


图 36

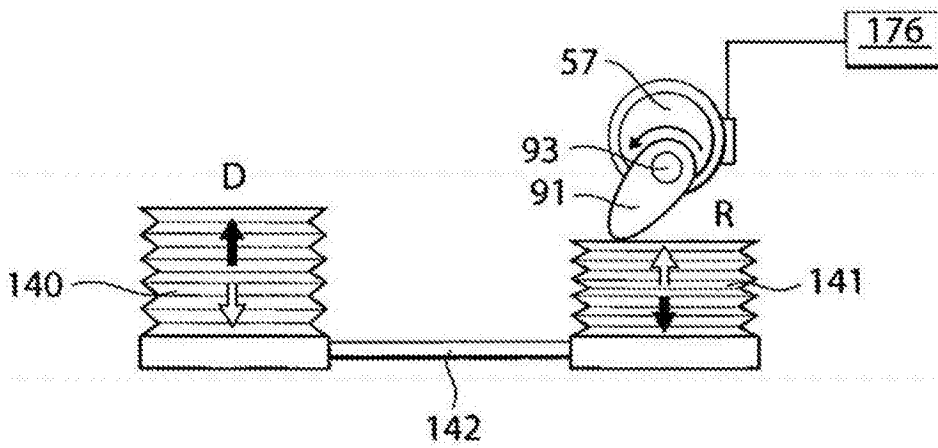


图 37

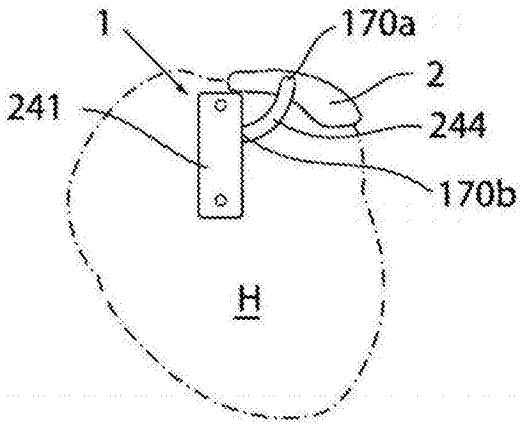


图 38

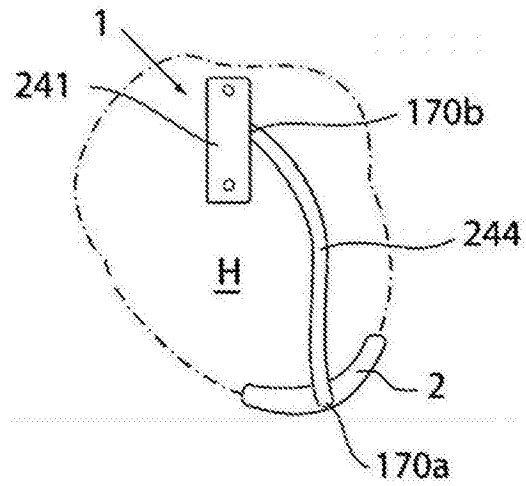


图 39

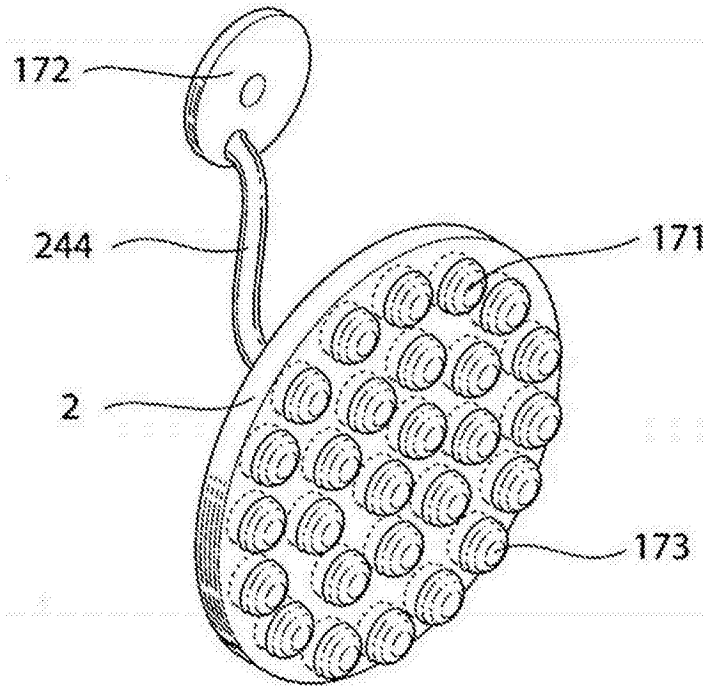


图 40

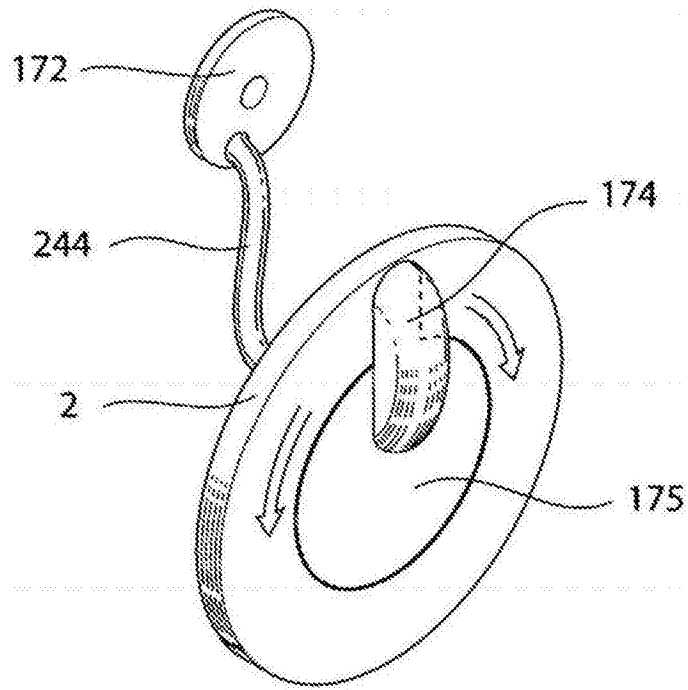


图 41

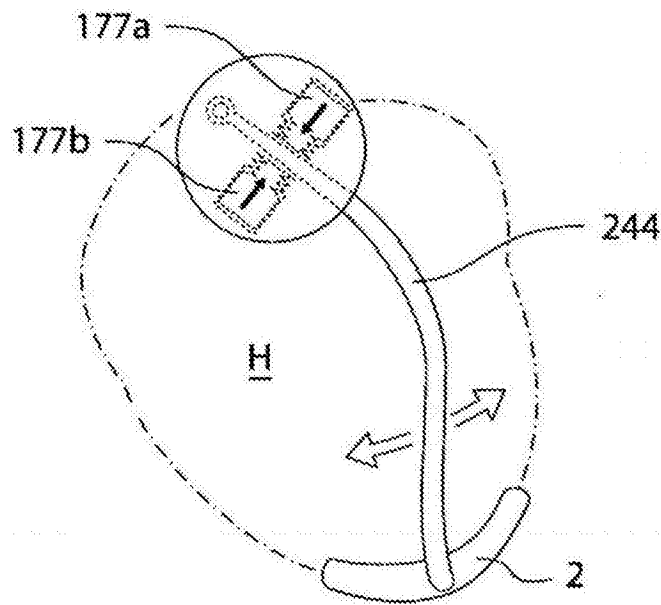


图 42

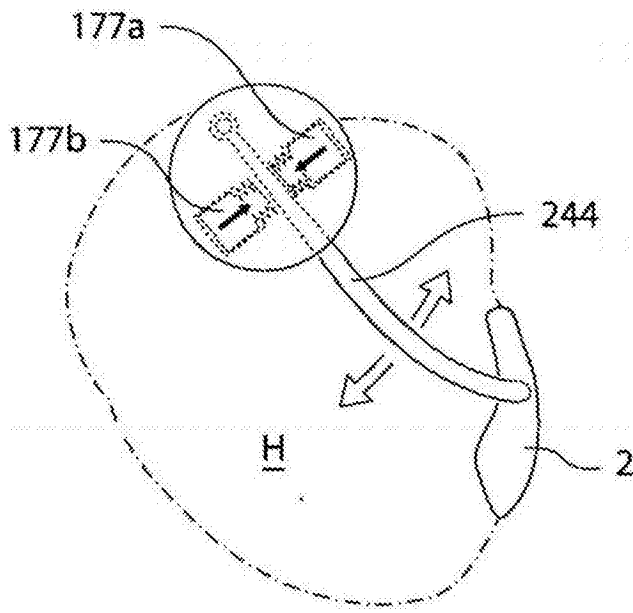


图 43

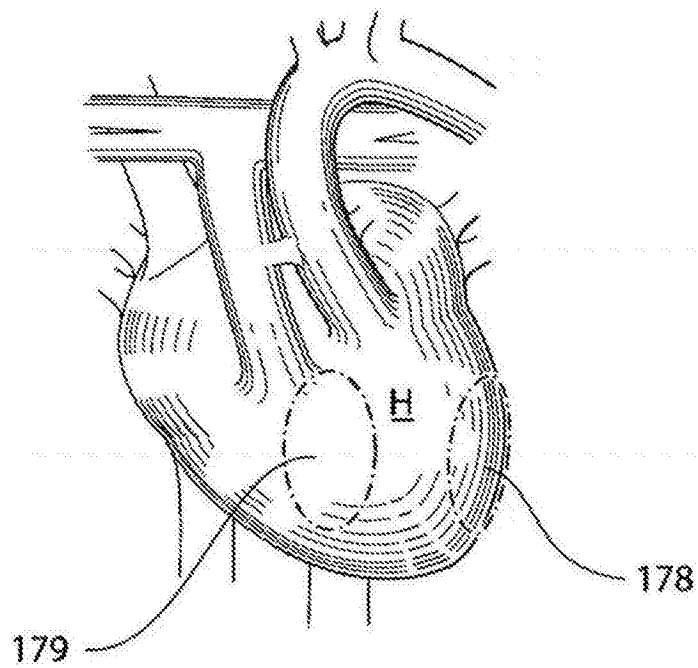


图 44

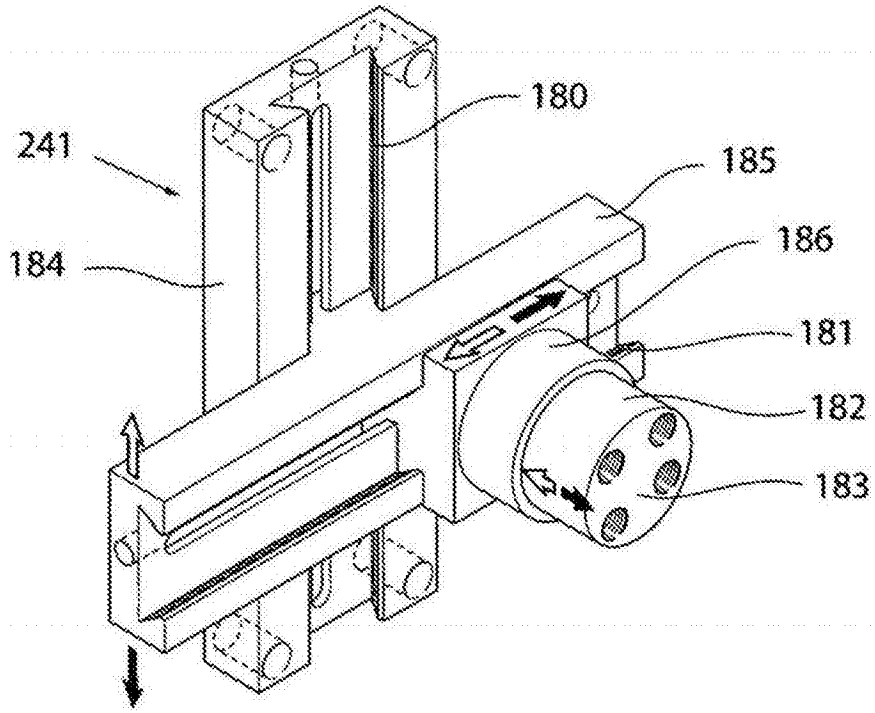


图 45

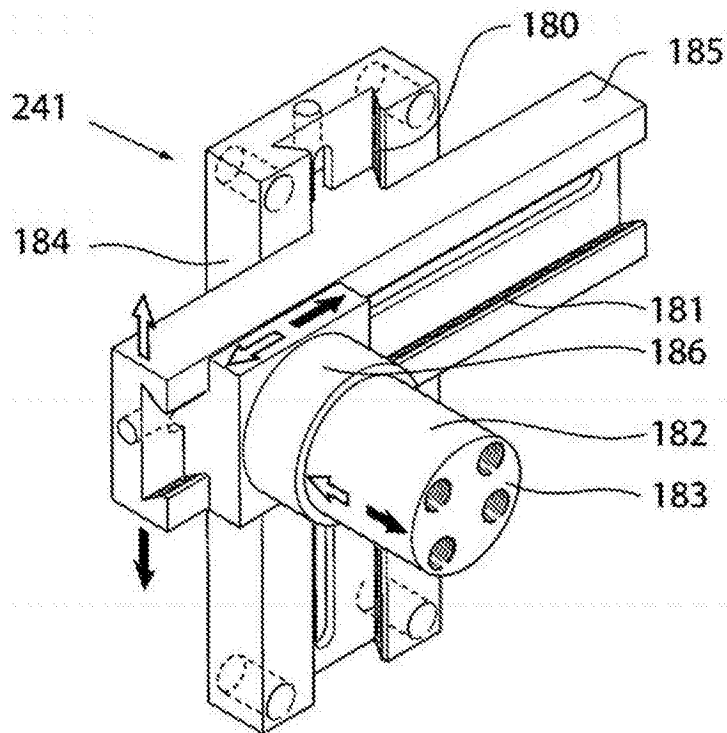


图 46

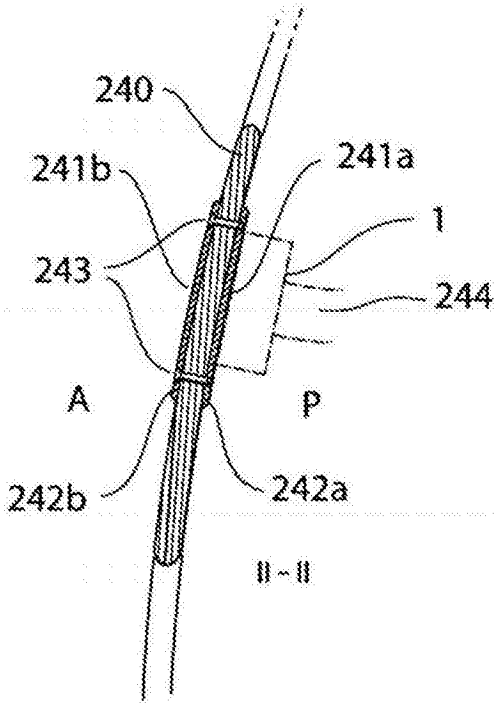


图 47

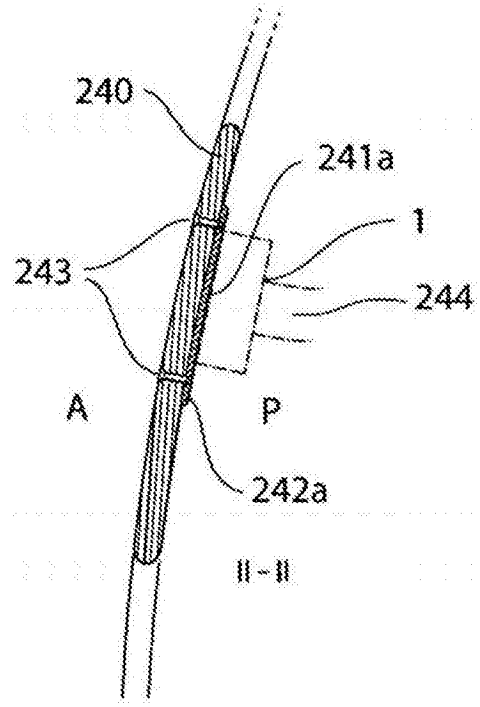


图 48

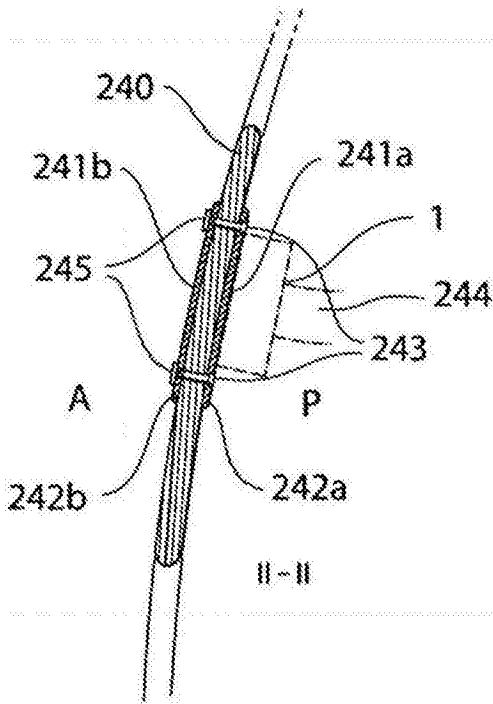


图 49

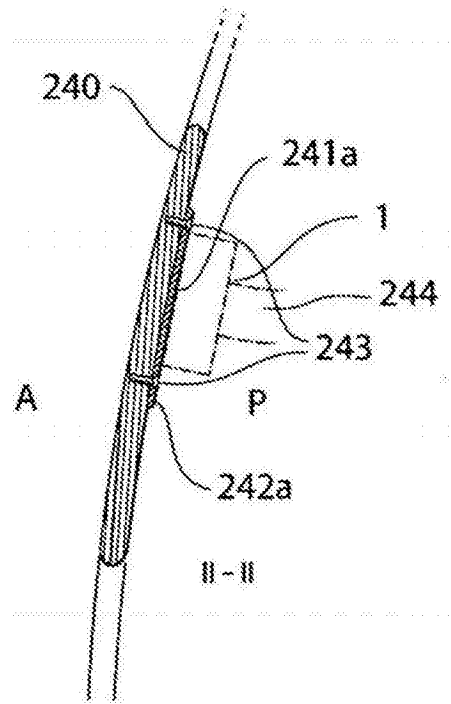


图 50

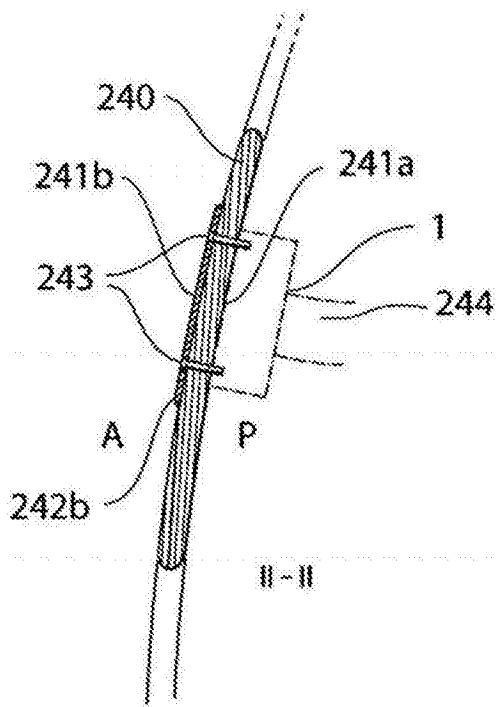


图 51

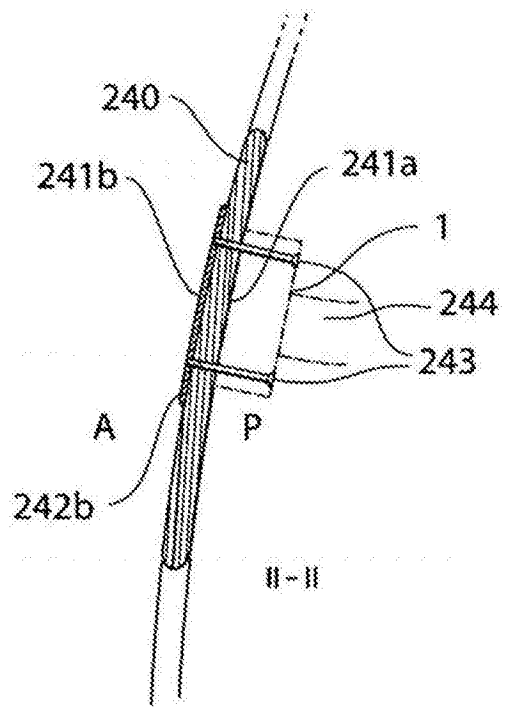


图 52

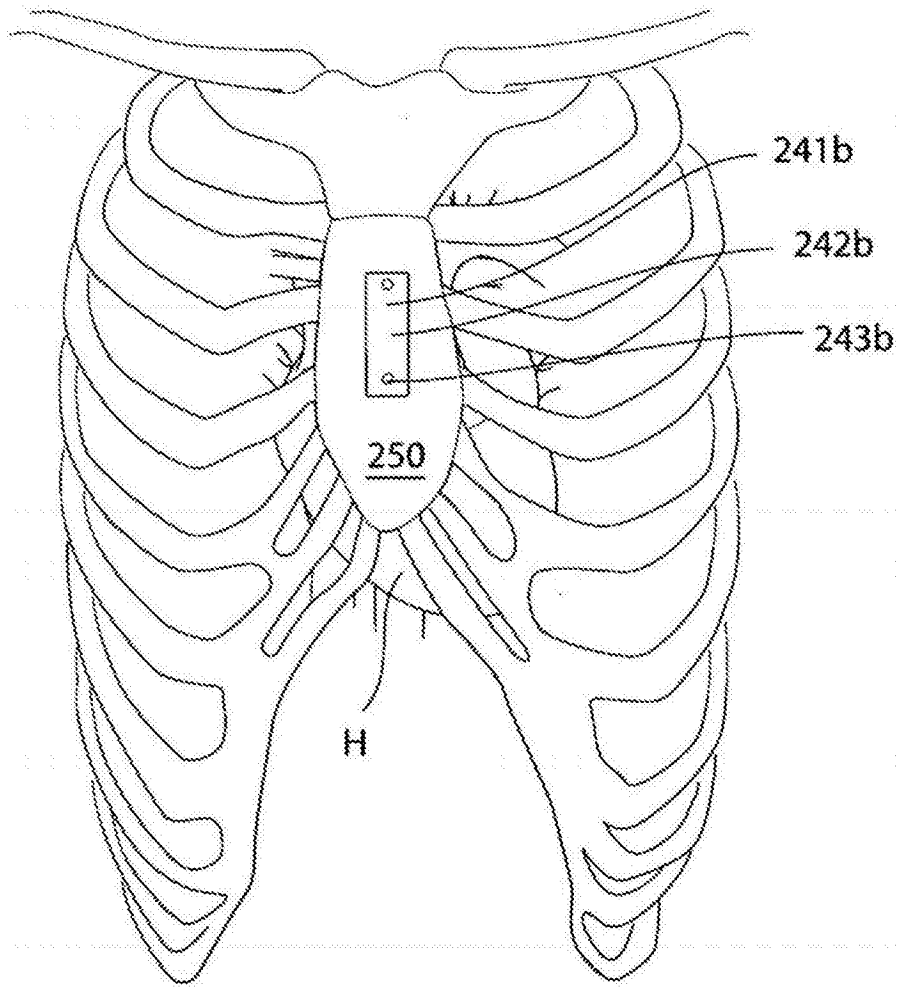


图 53

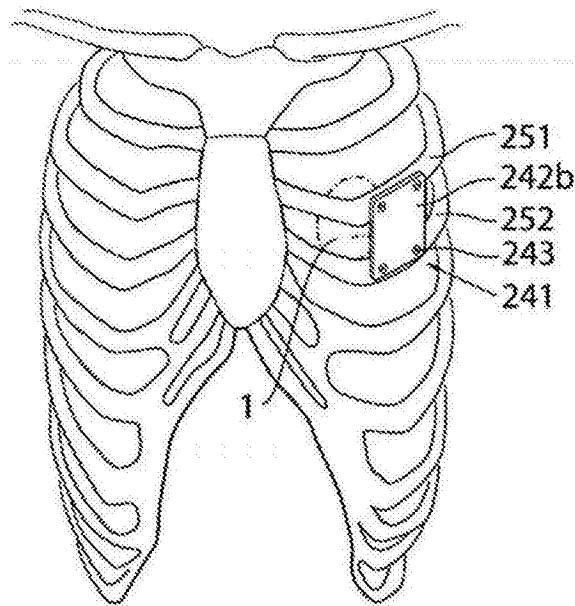


图 54

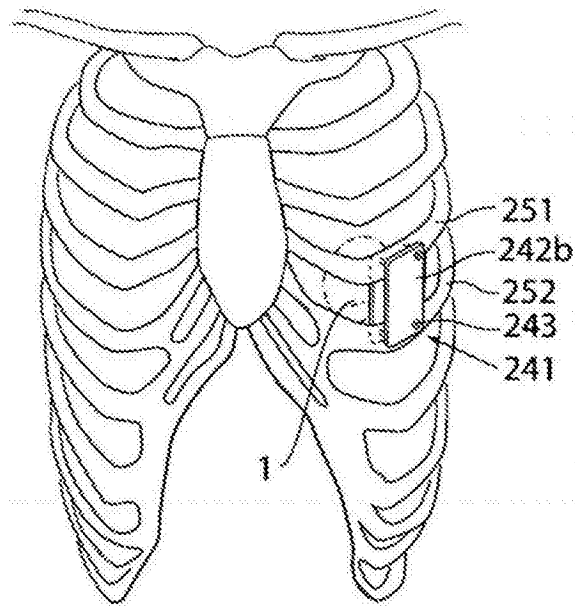


图 55

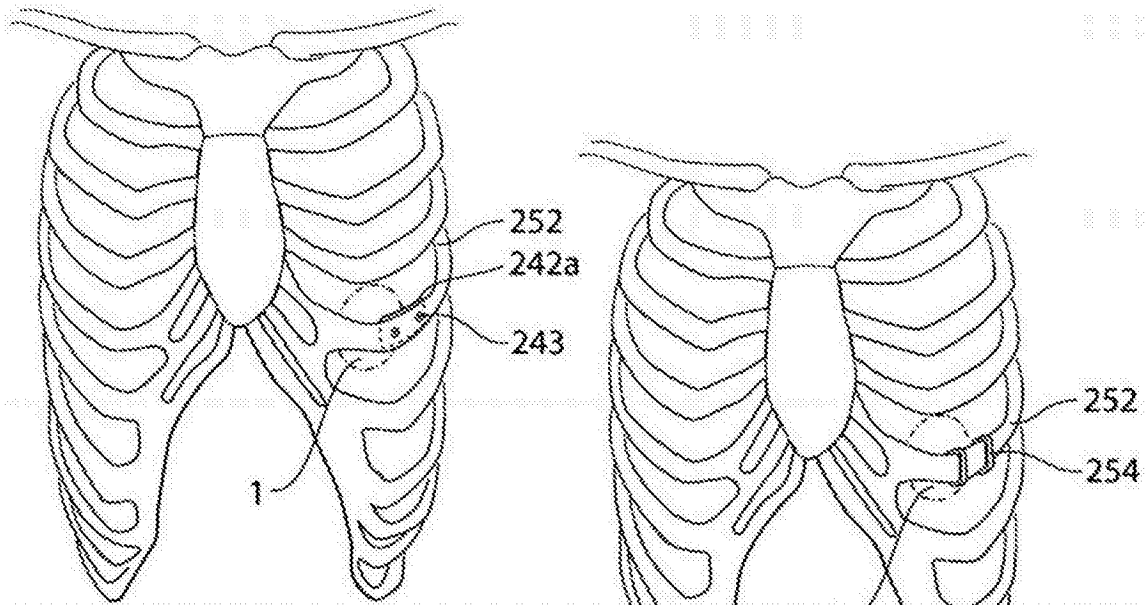


图 56

图 57

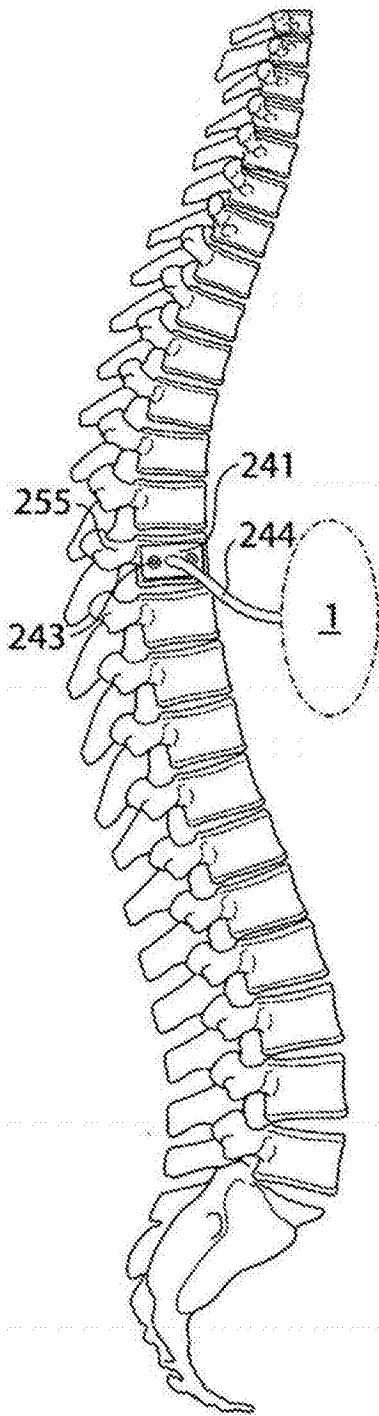


图 58

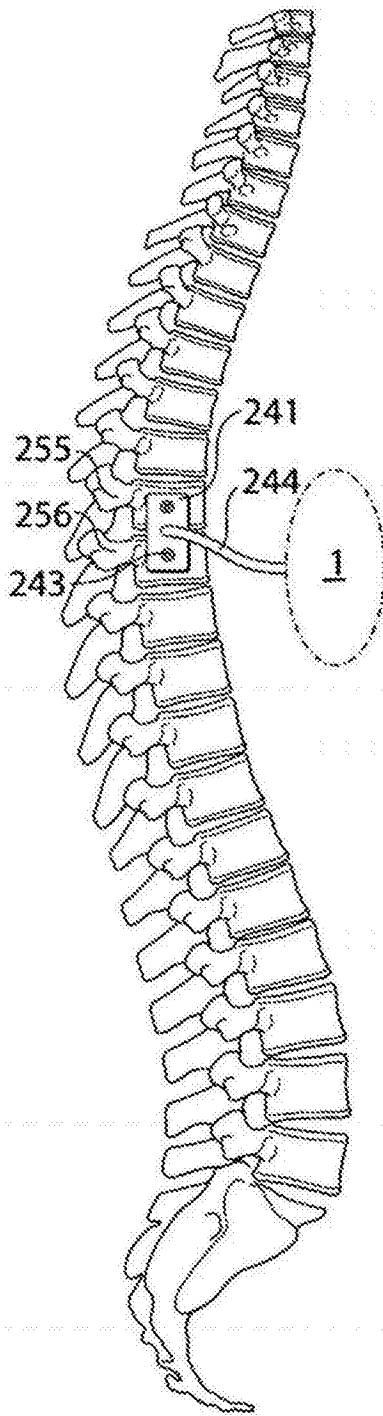


图 59

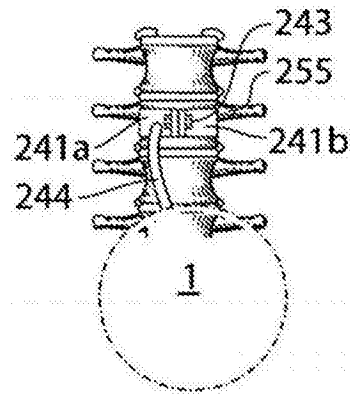


图 60

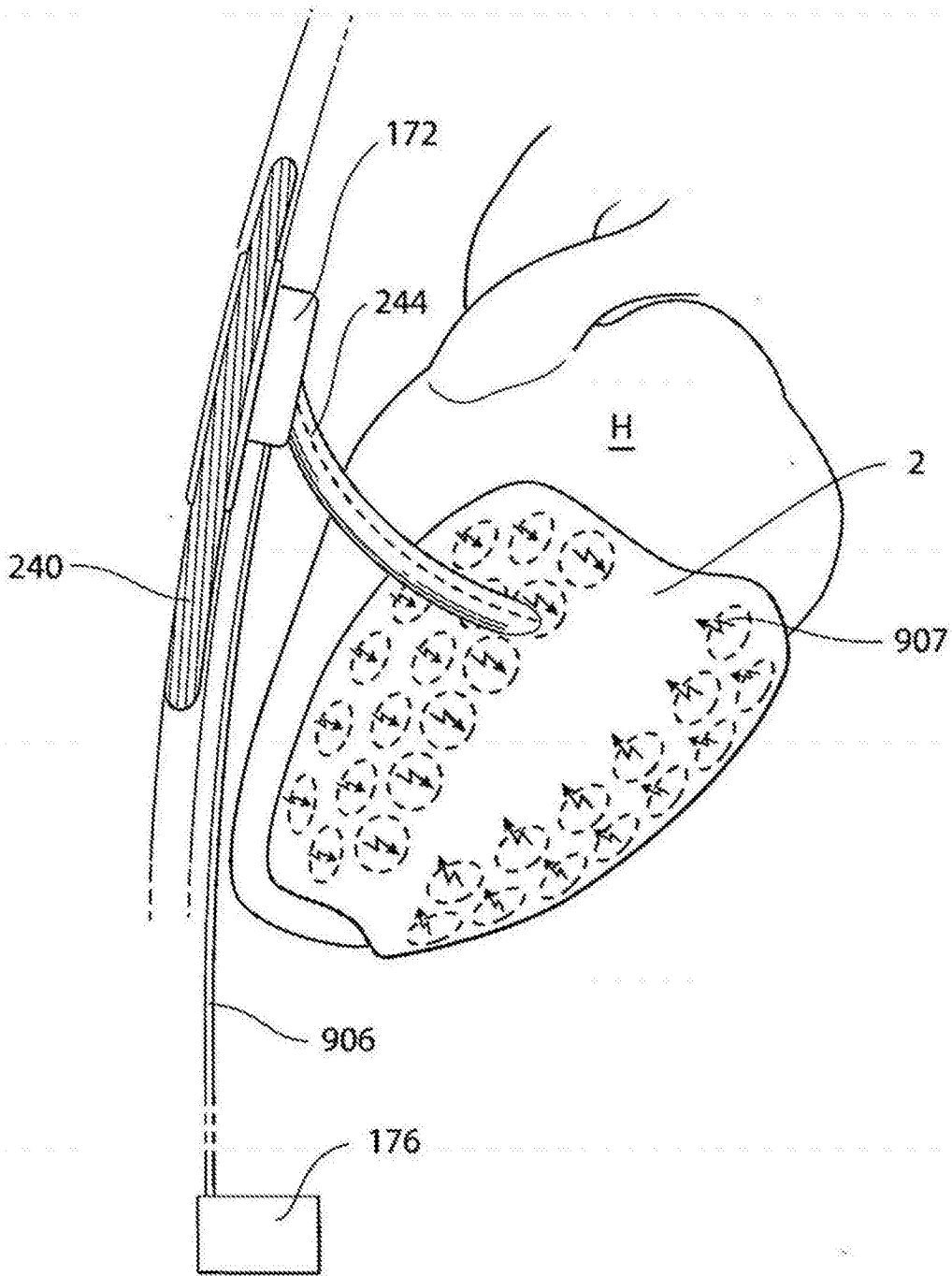


图 61

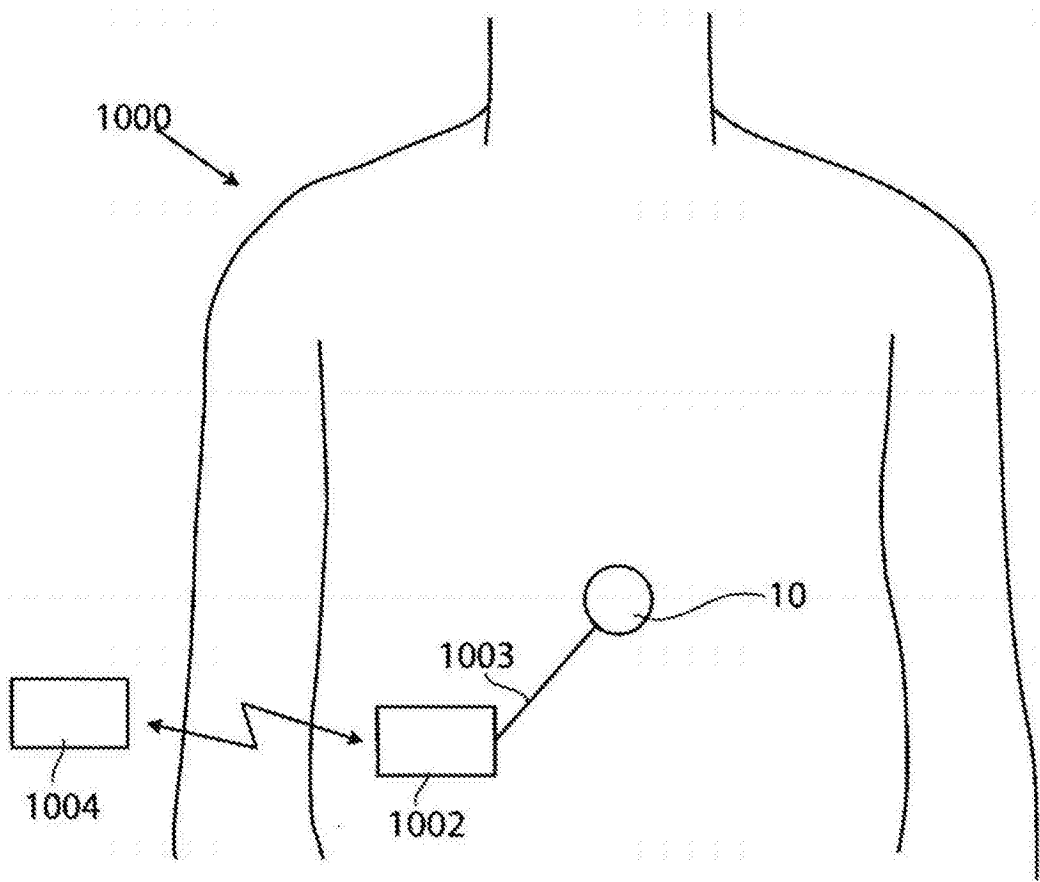


图 62

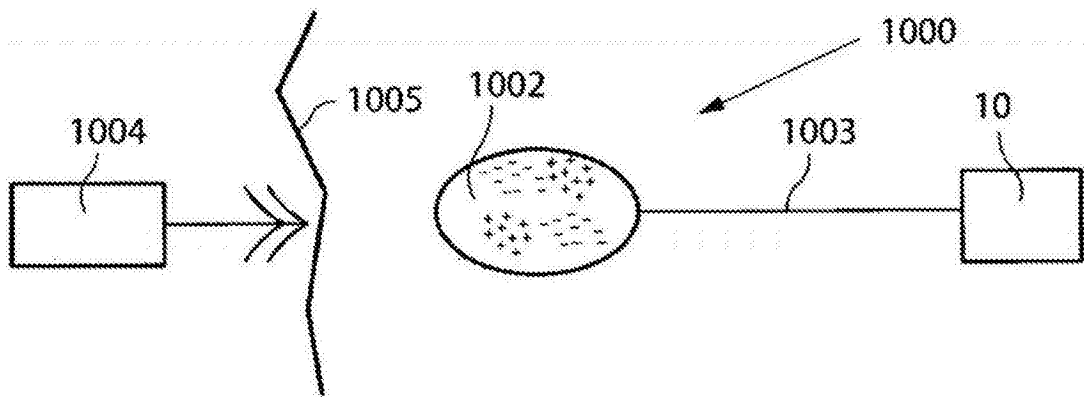


图 63

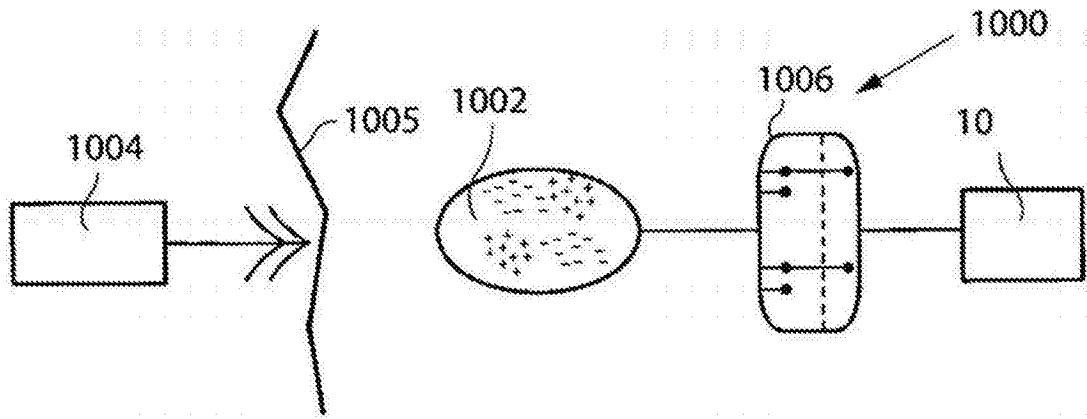


图 64

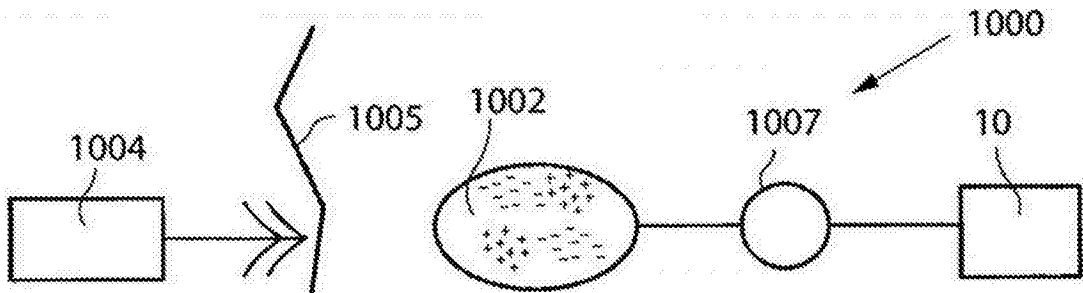


图 65

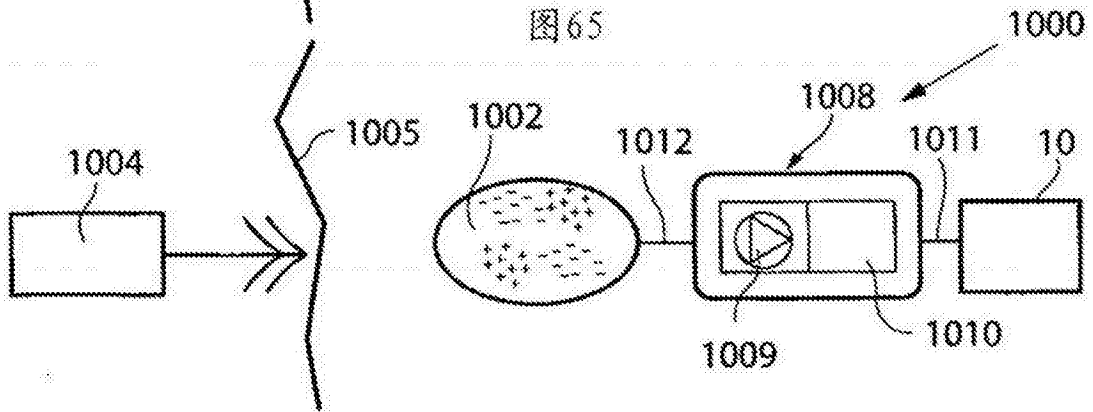


图 66

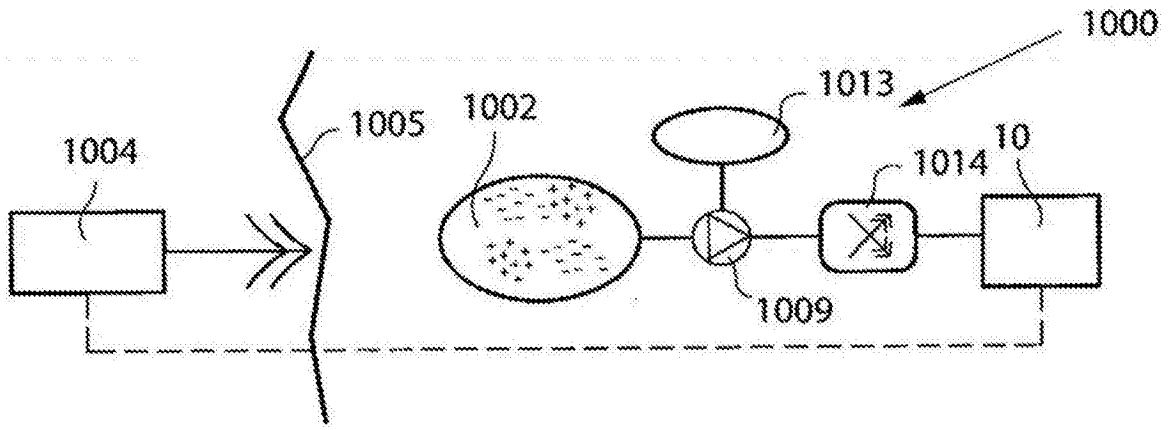


图 67

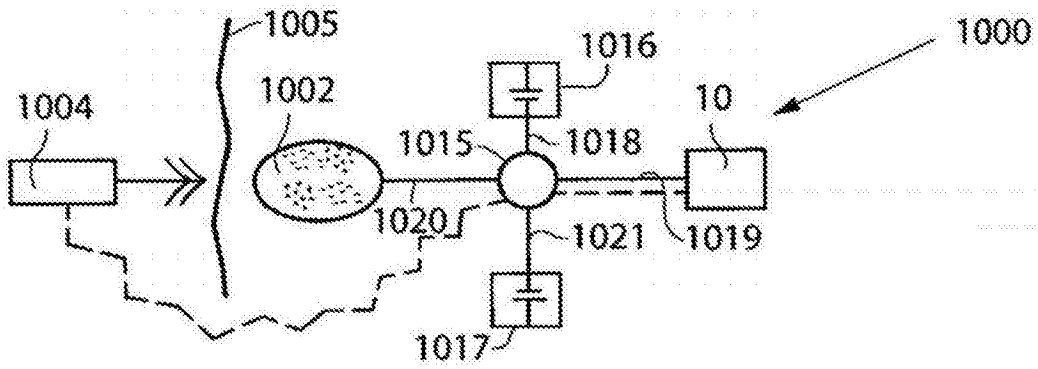


图 68

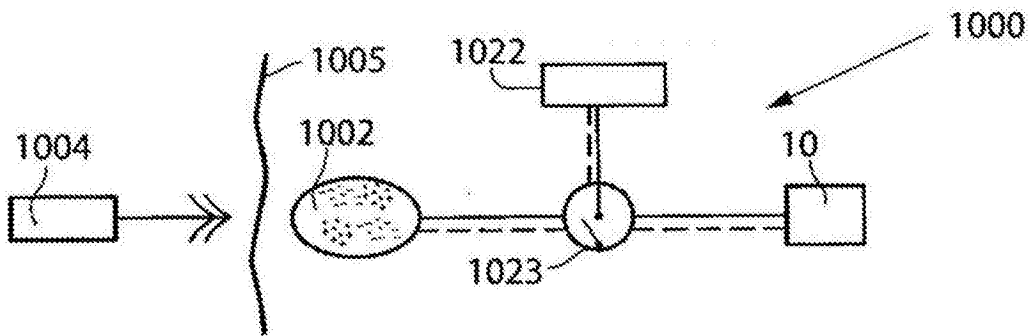


图 69

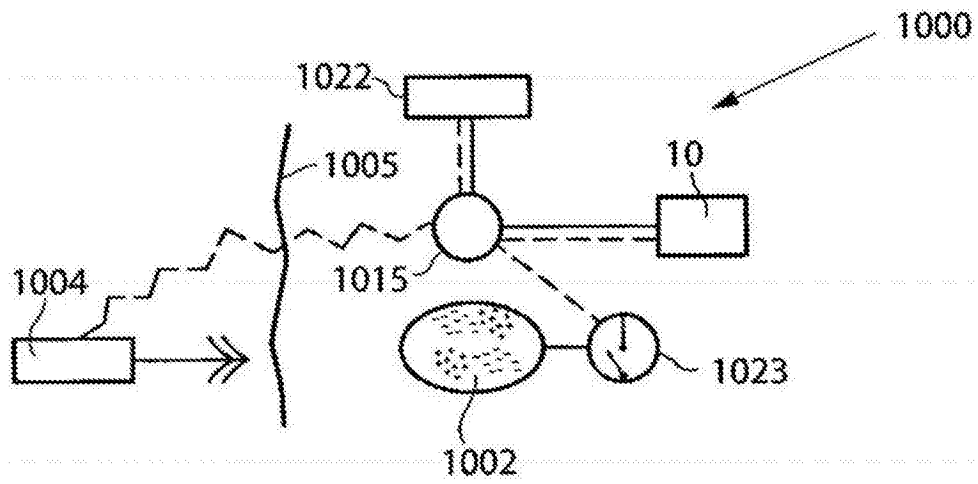
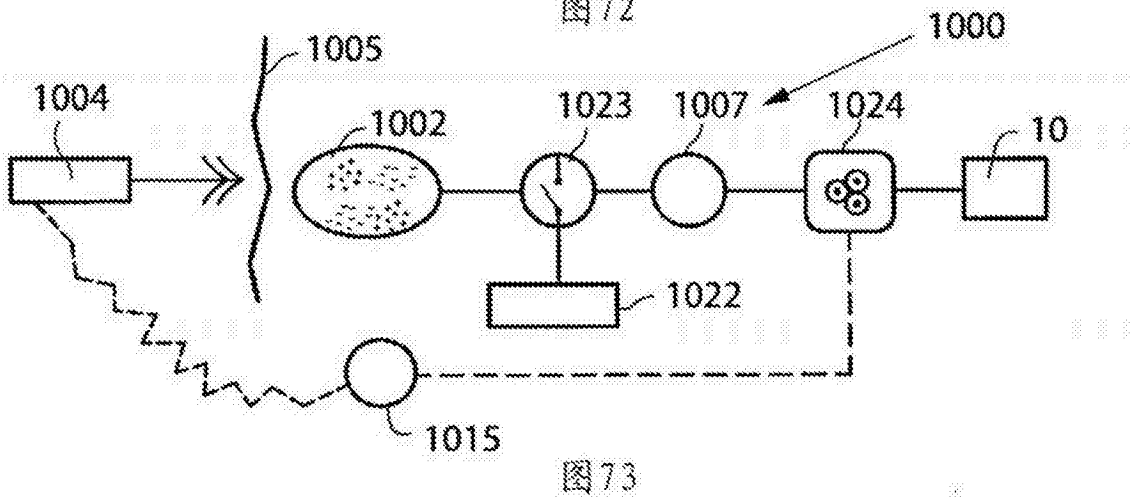
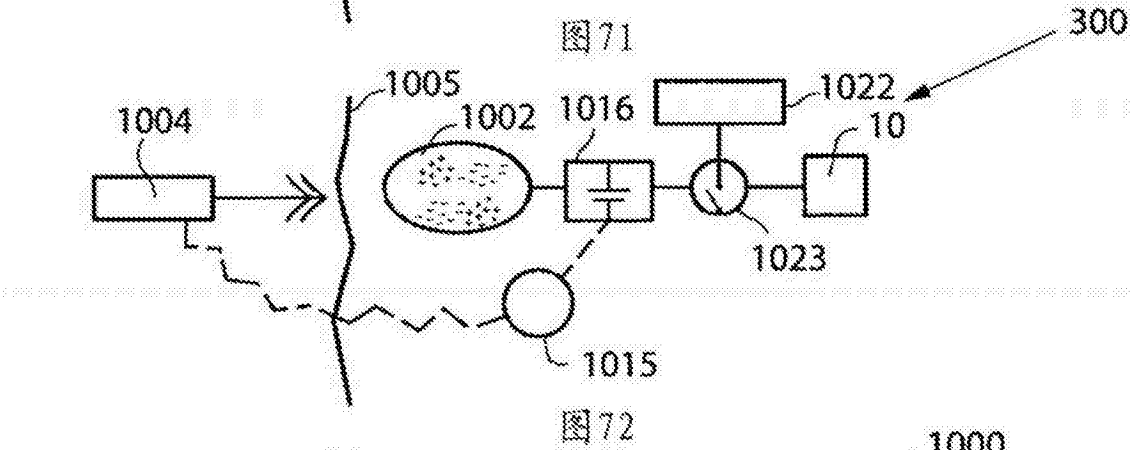
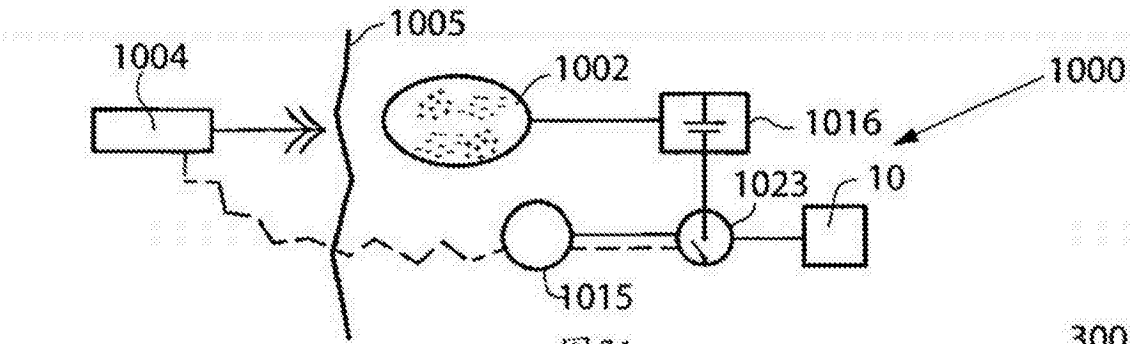


图 70



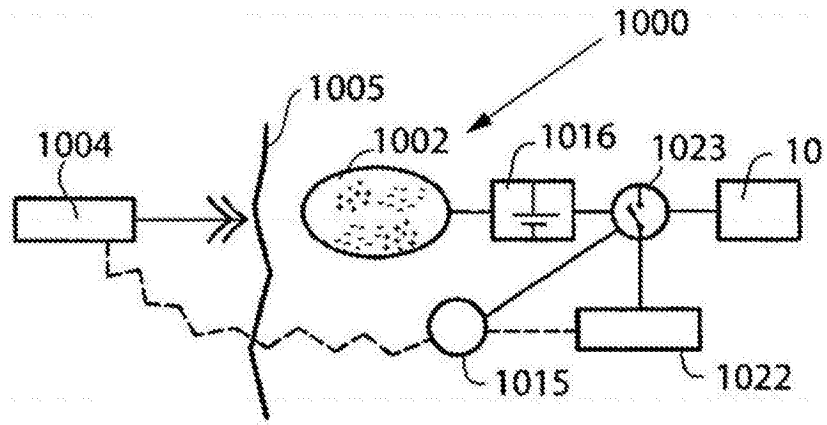


图 74

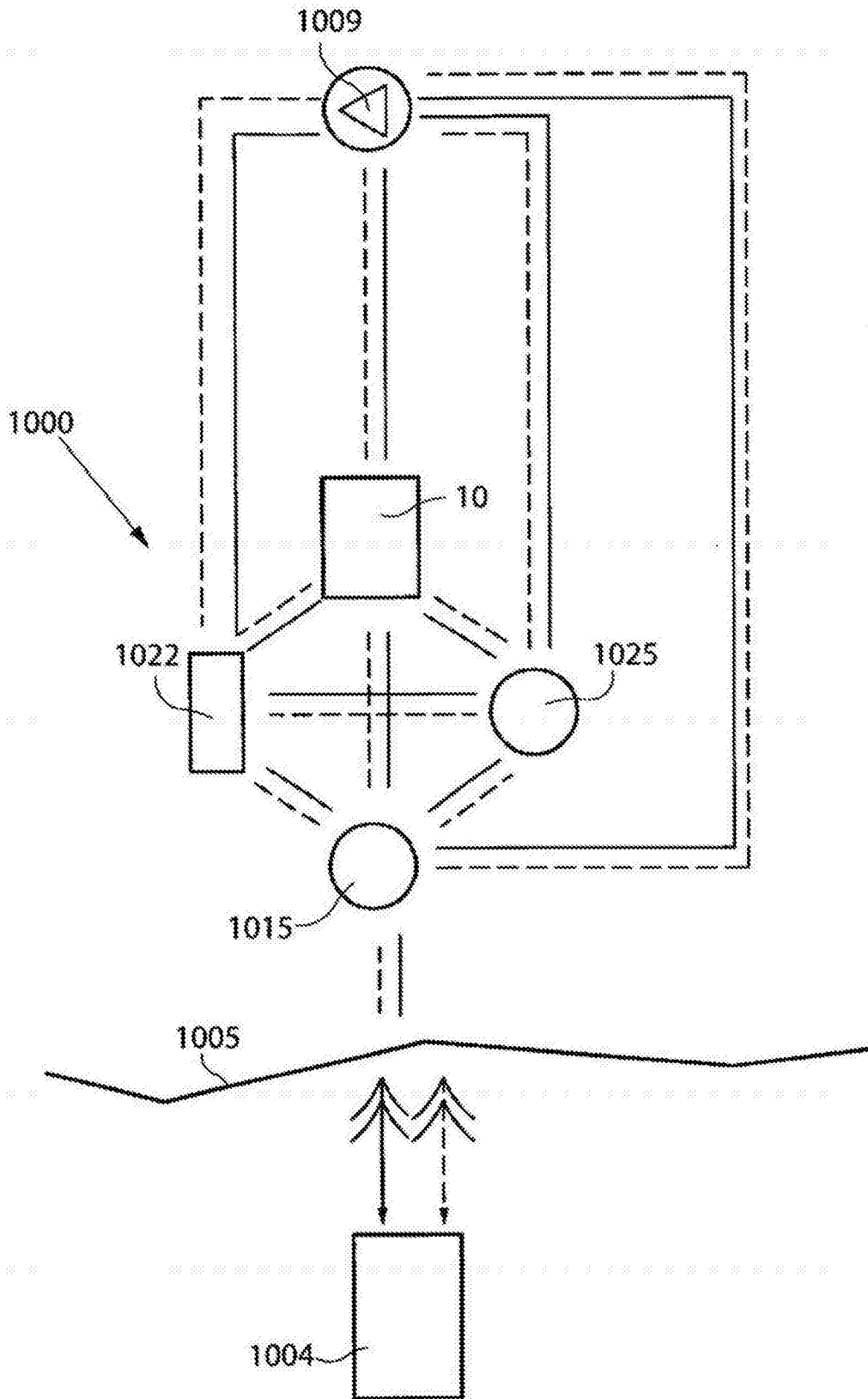


图 75

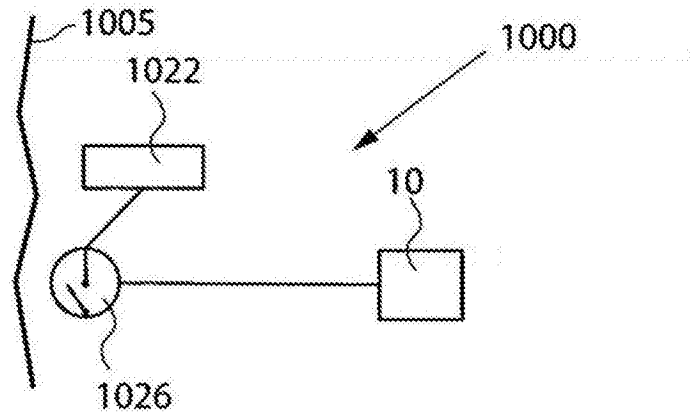


图 76

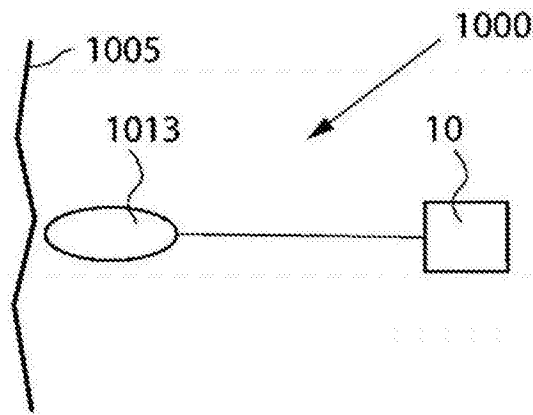


图 77

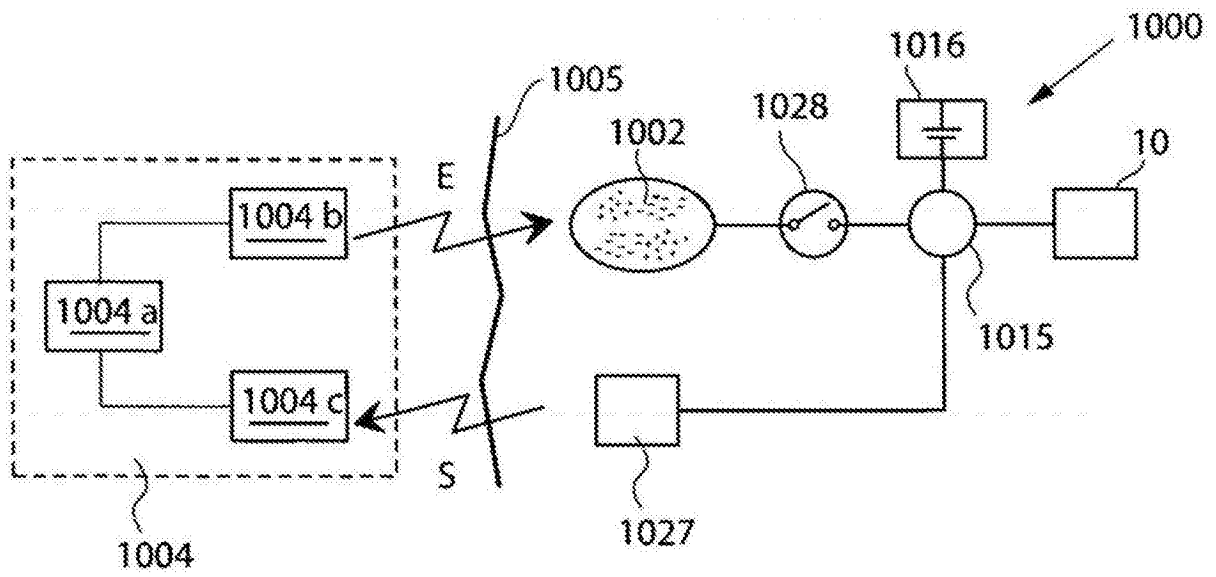


图 78

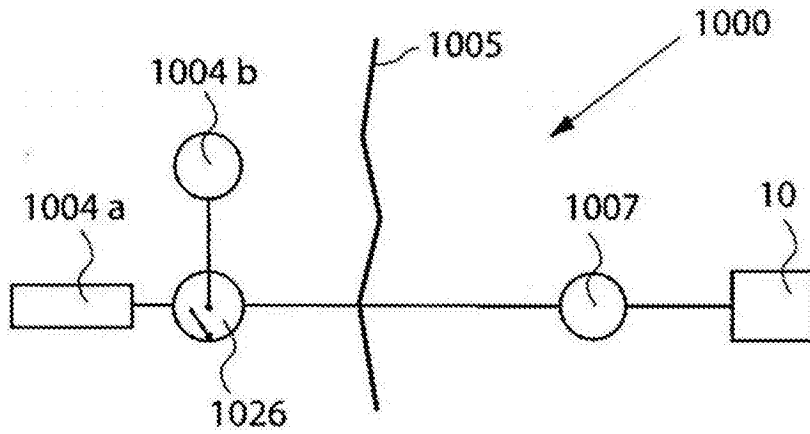


图 79

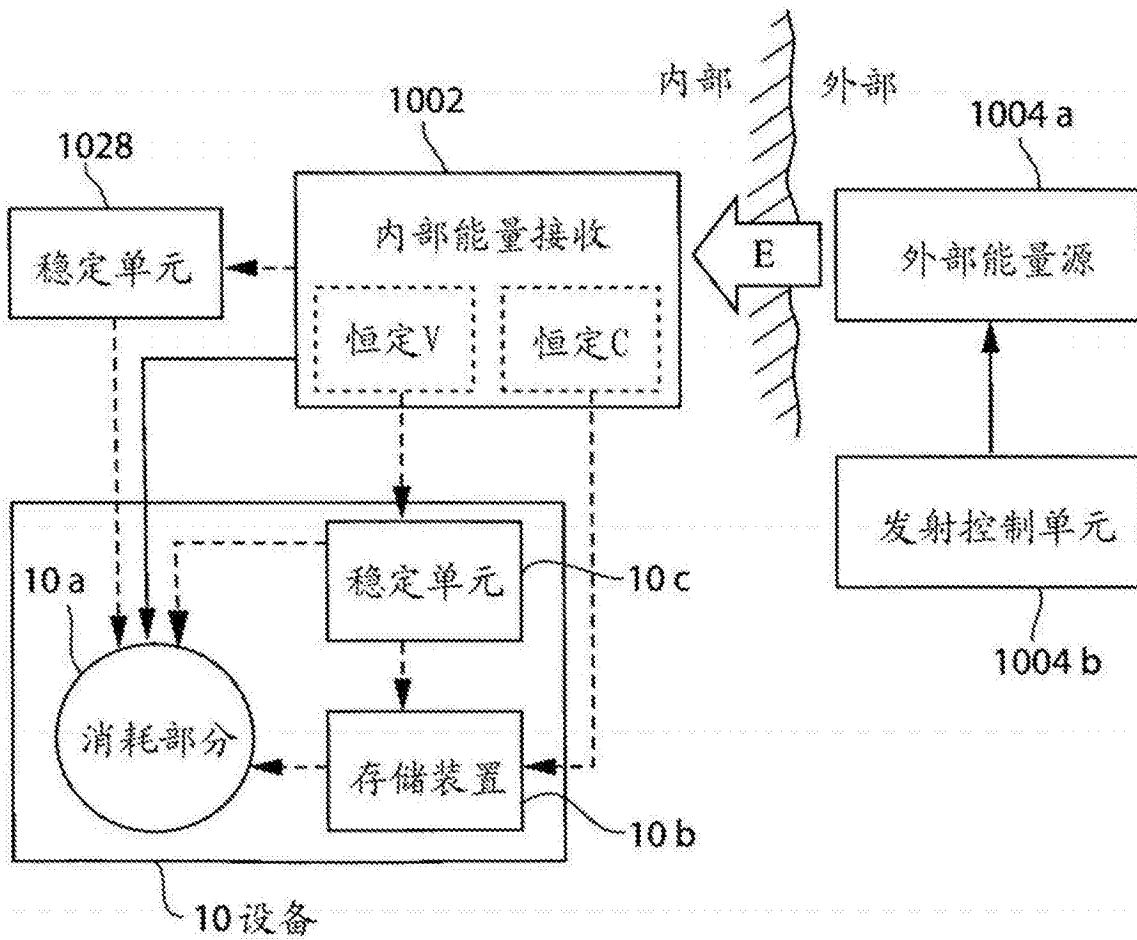


图 80

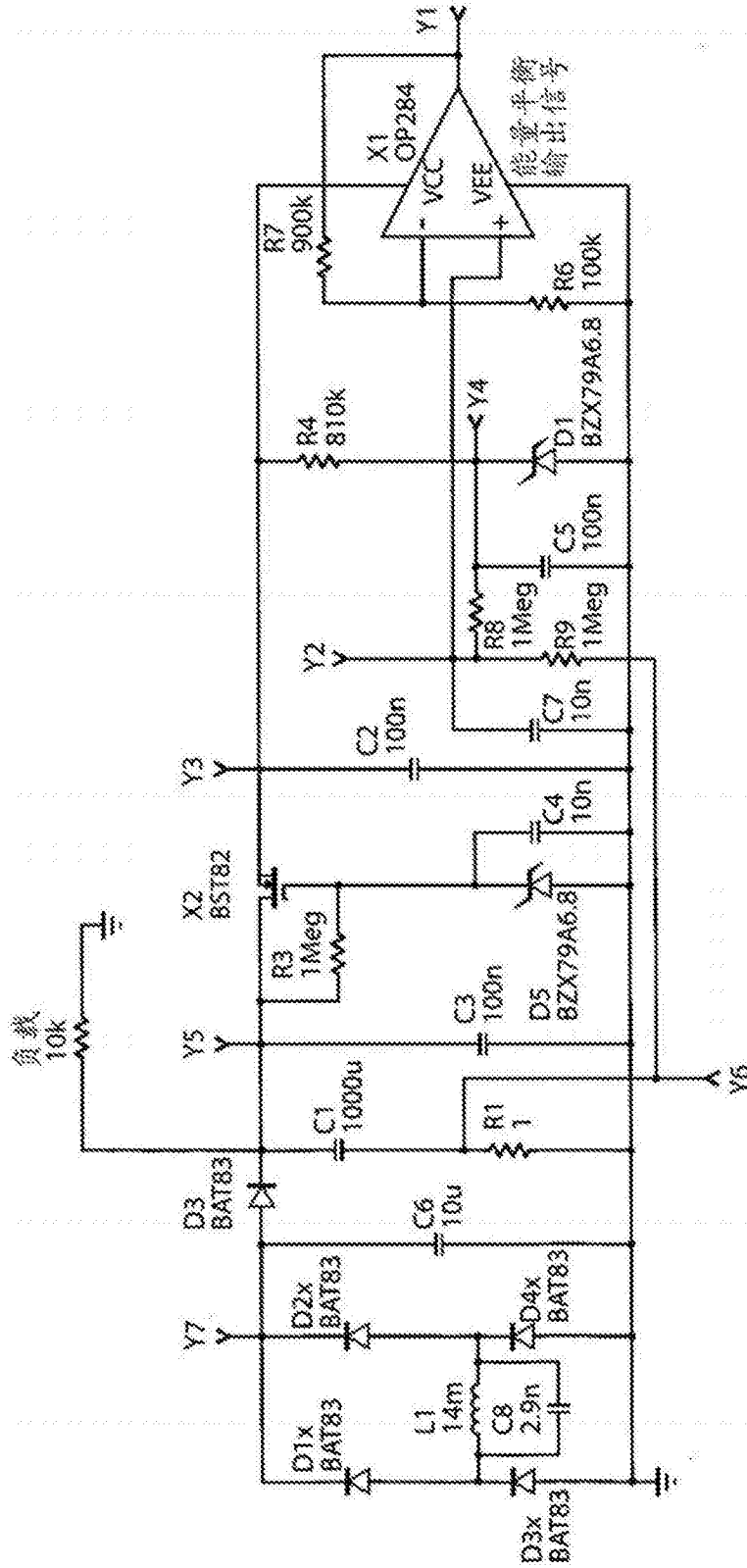


图 81

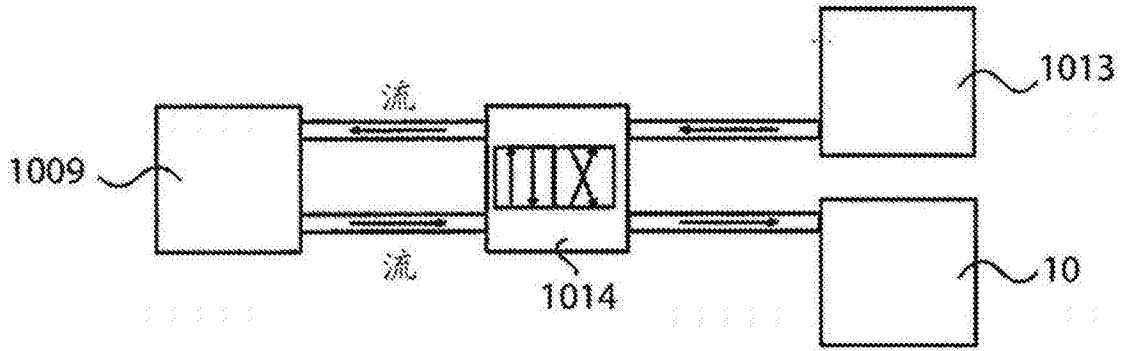


图 82

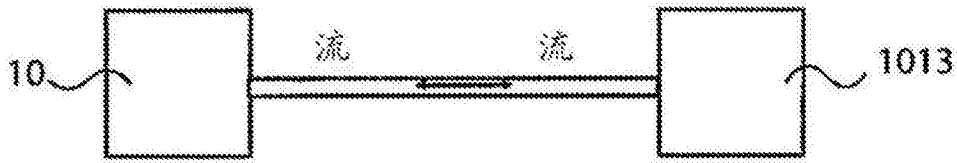


图 83

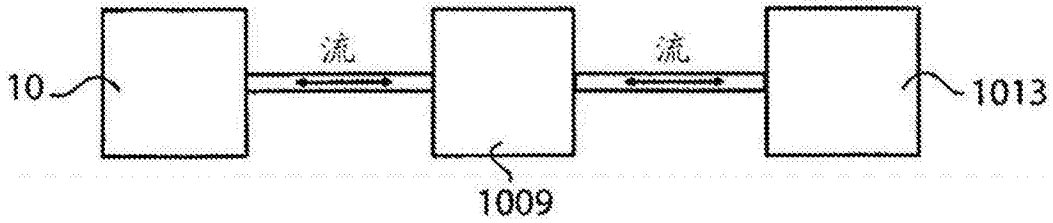


图 84

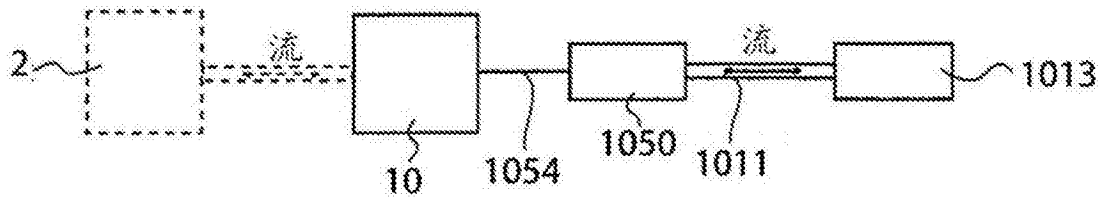


图 85

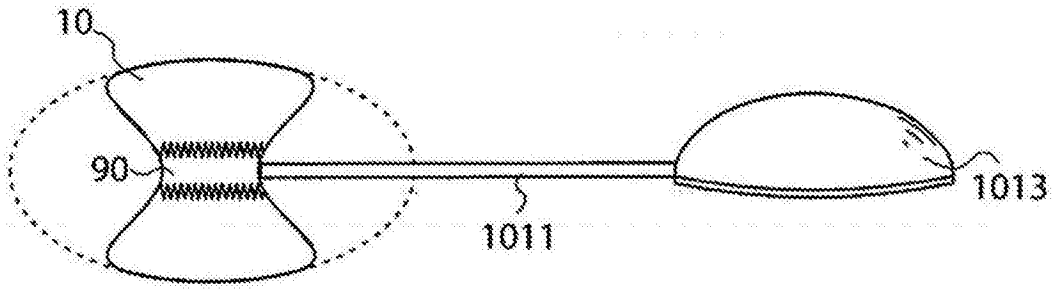


图 86a

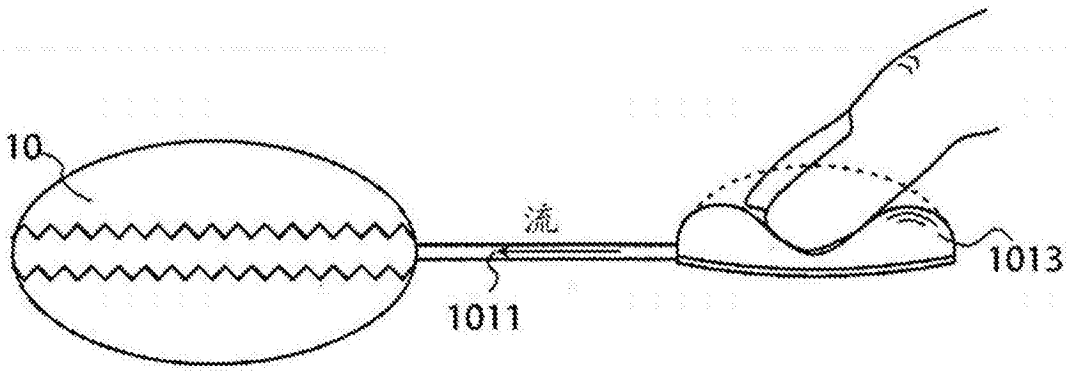


图 86b

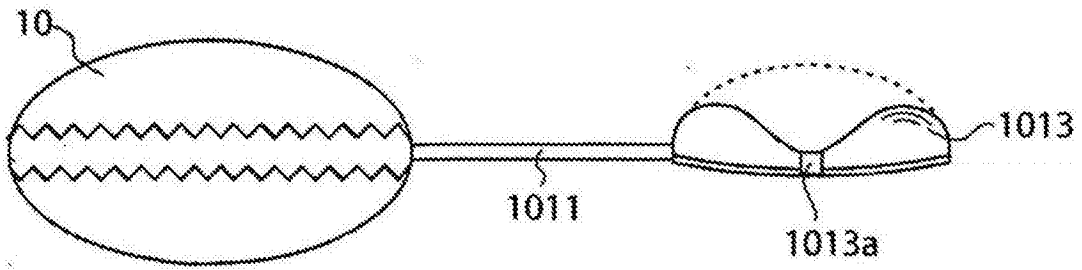


图 86c

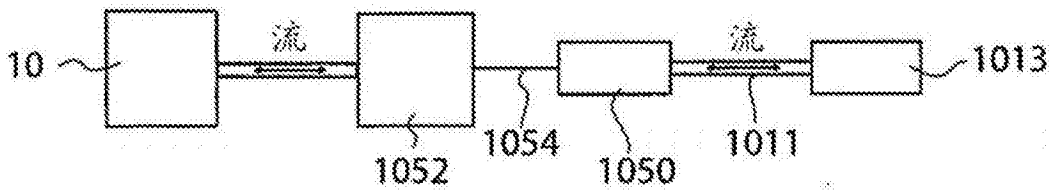


图 87

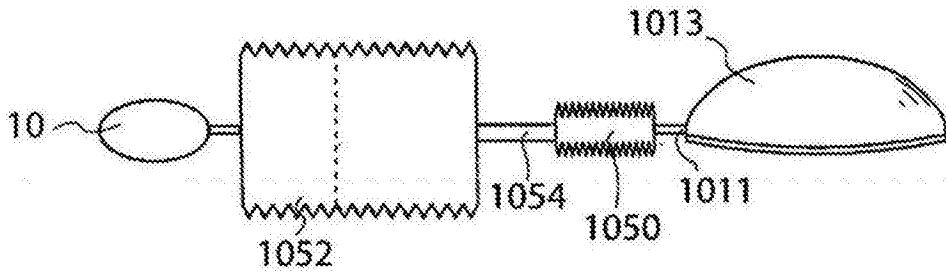


图 88a

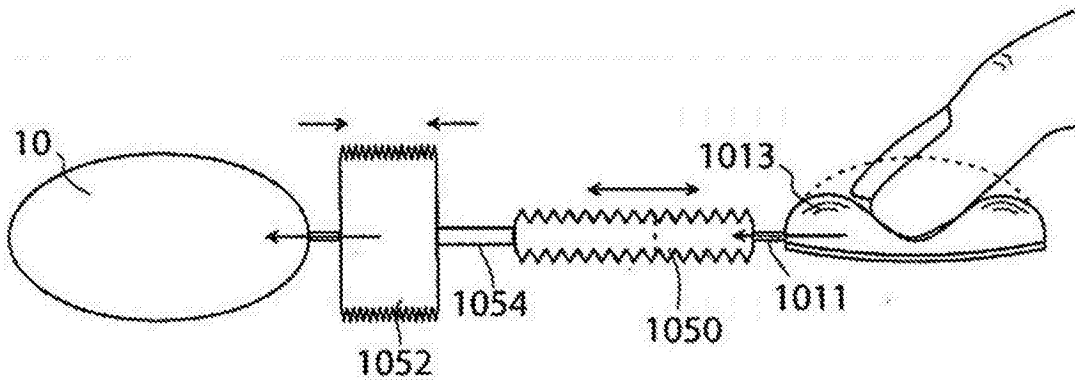


图 88b

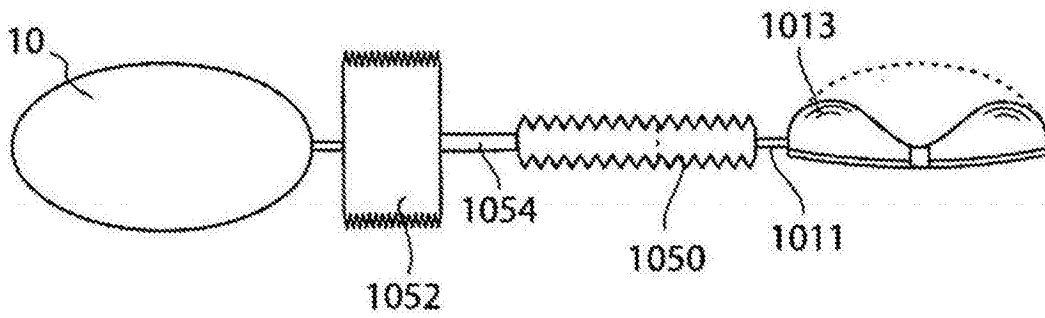


图 88c

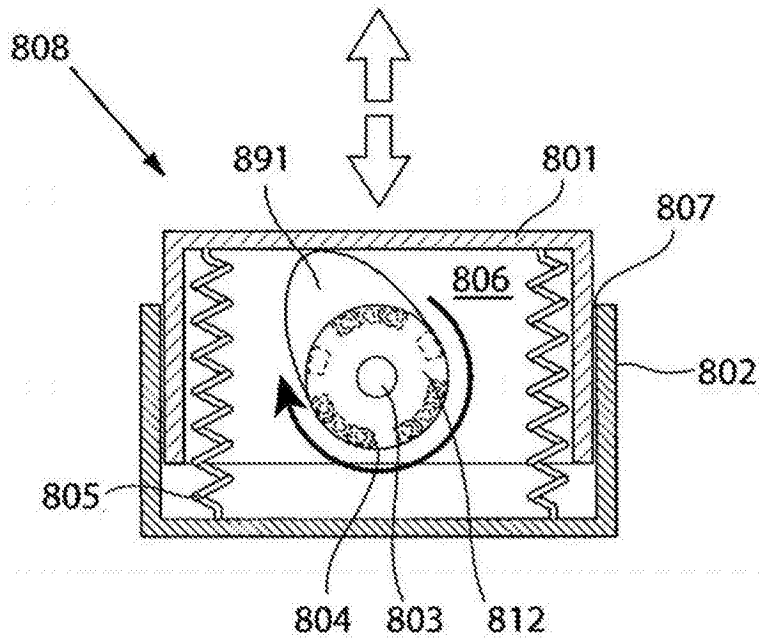


图 89a

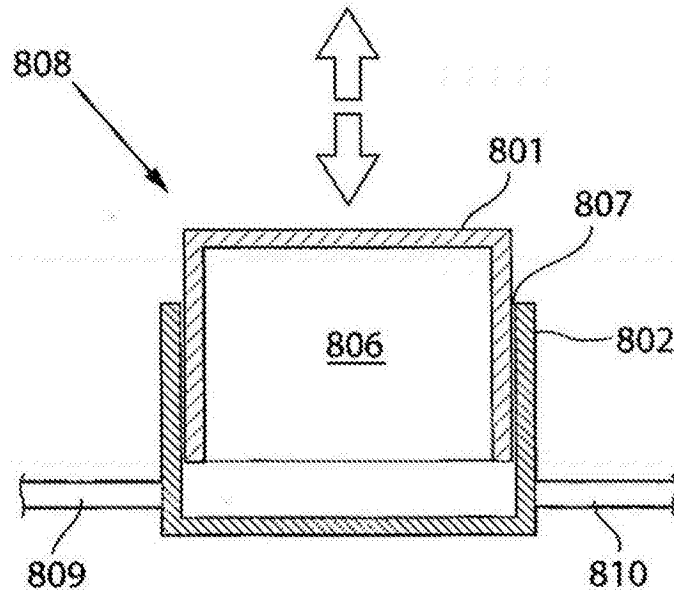


图 89b

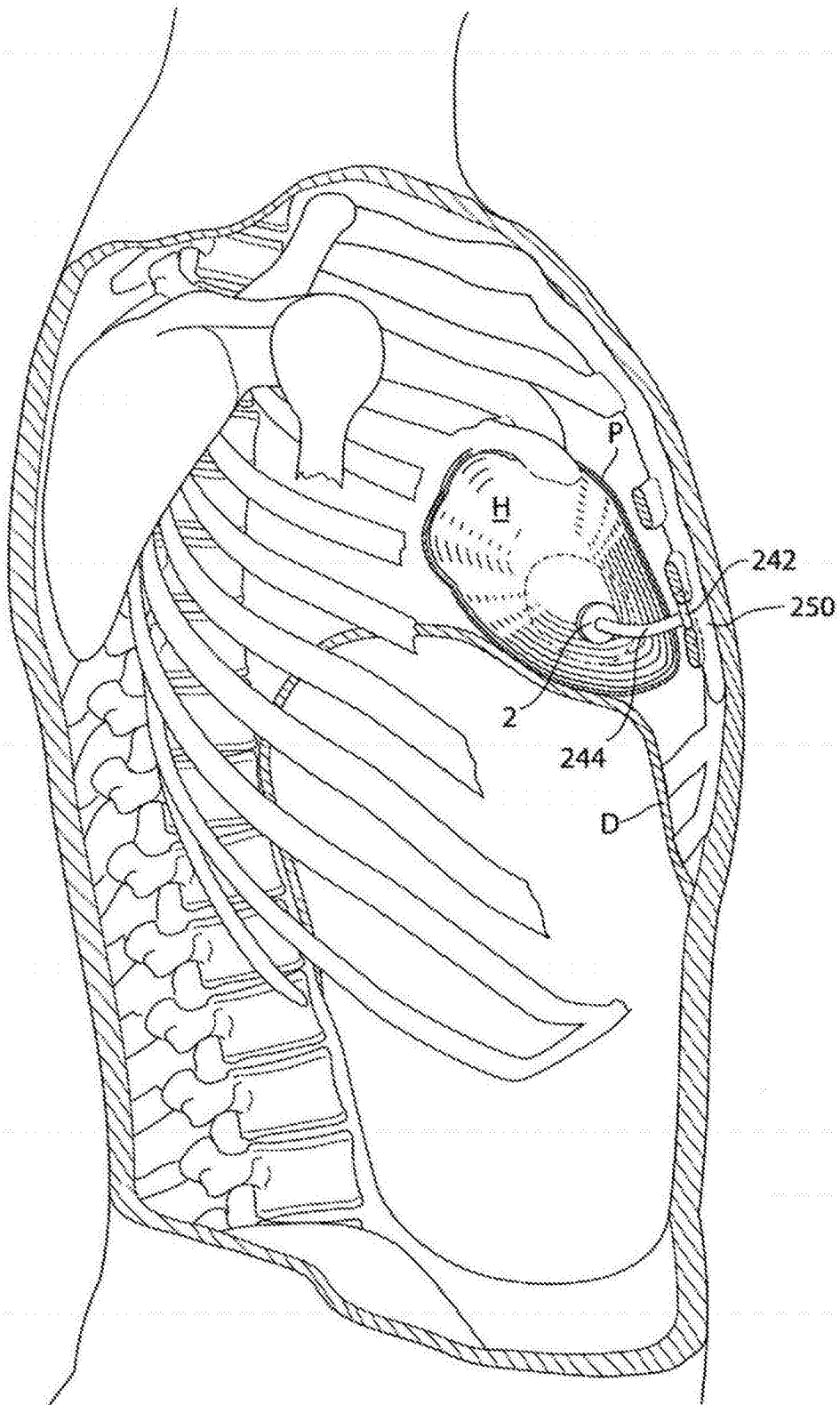


图 90

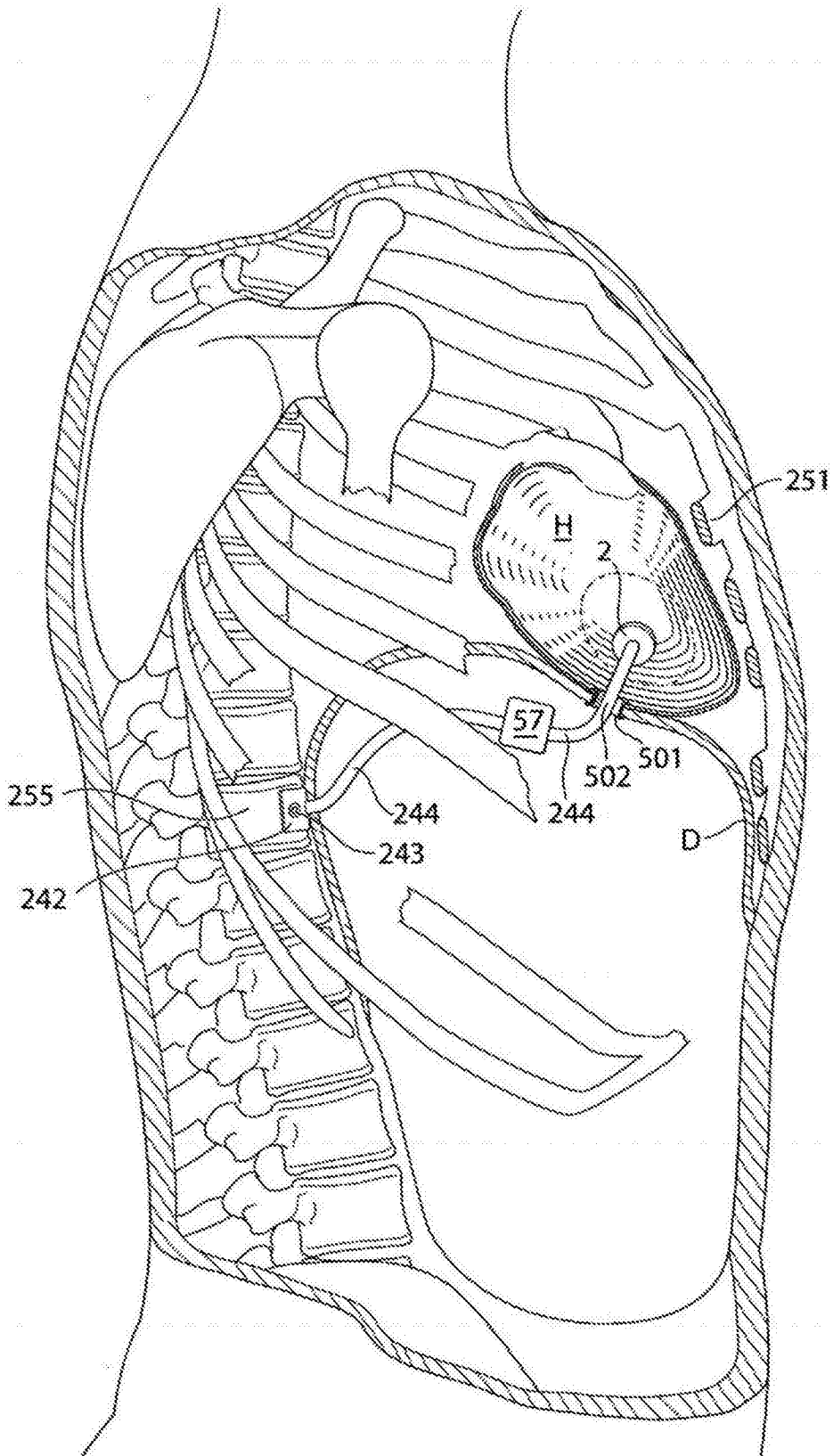


图 91

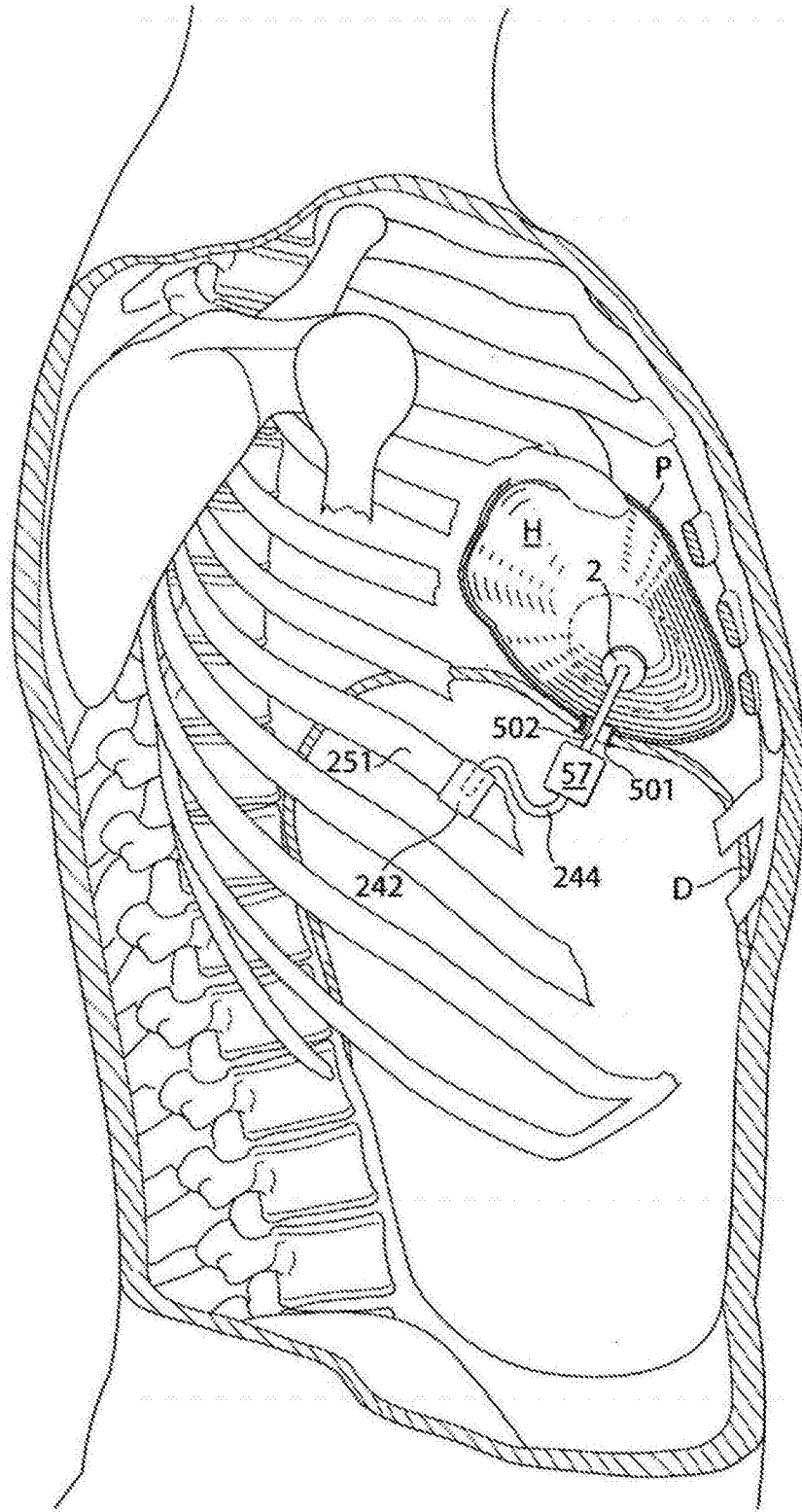


图 92

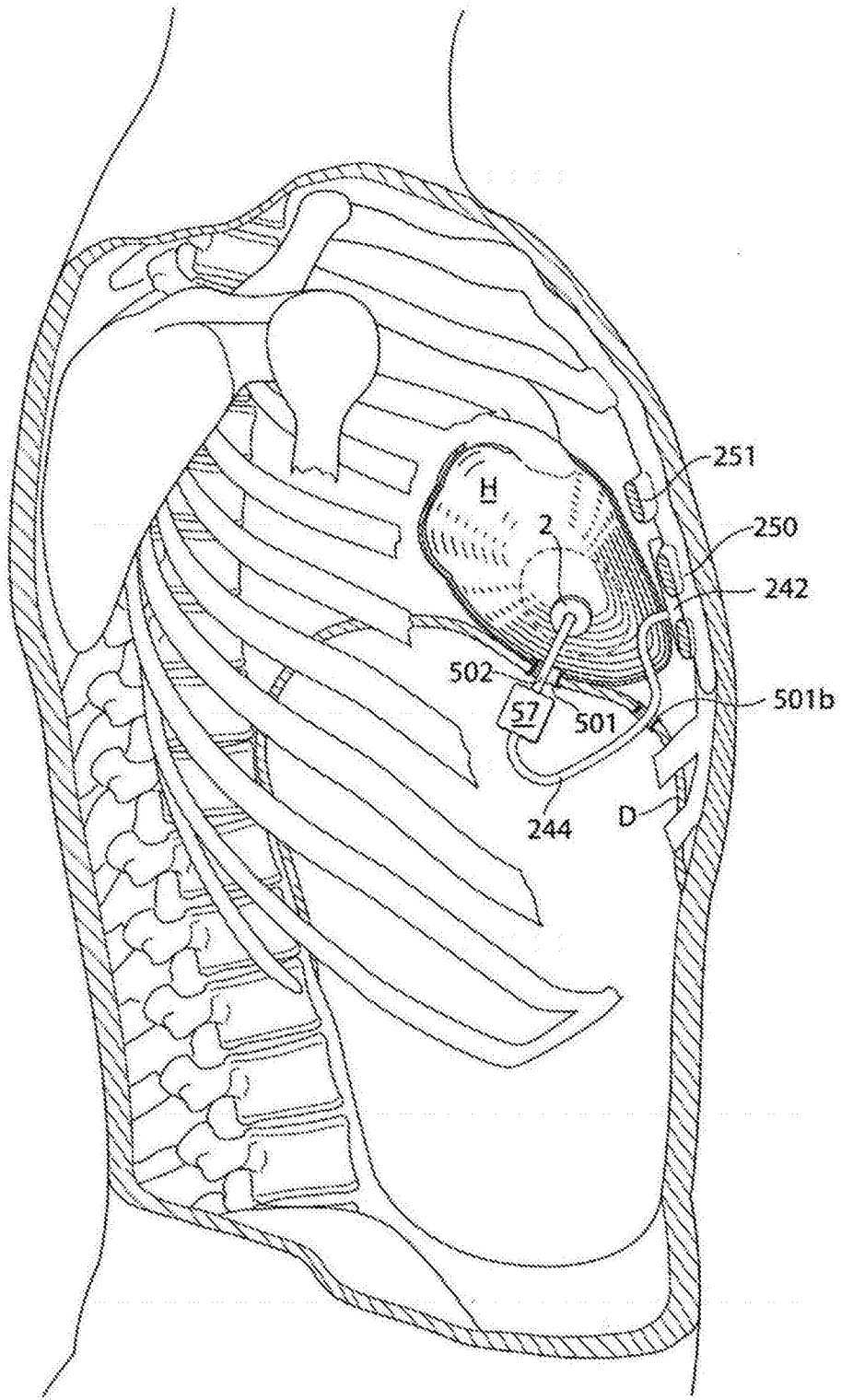


图 93a

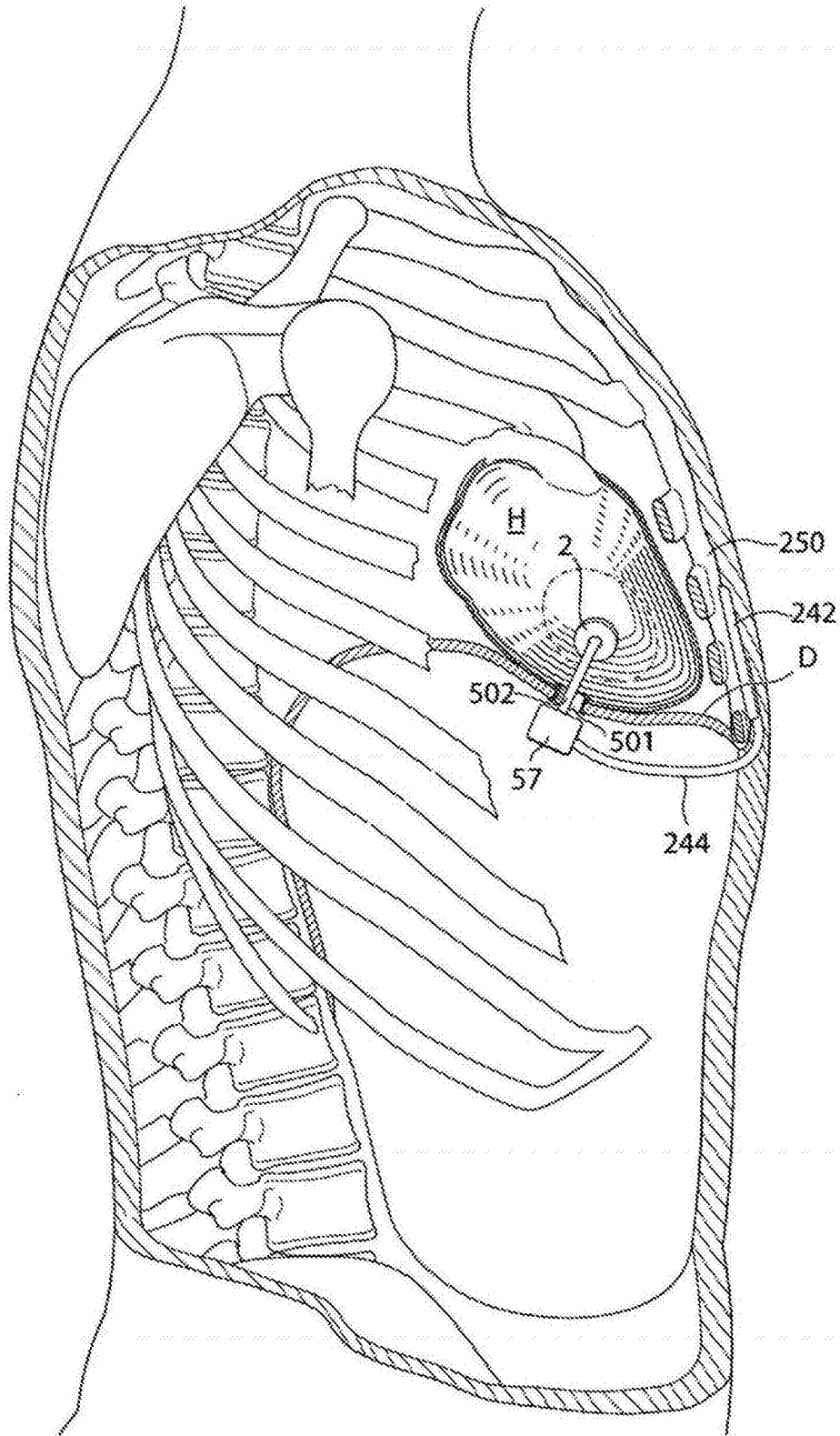


图 93b

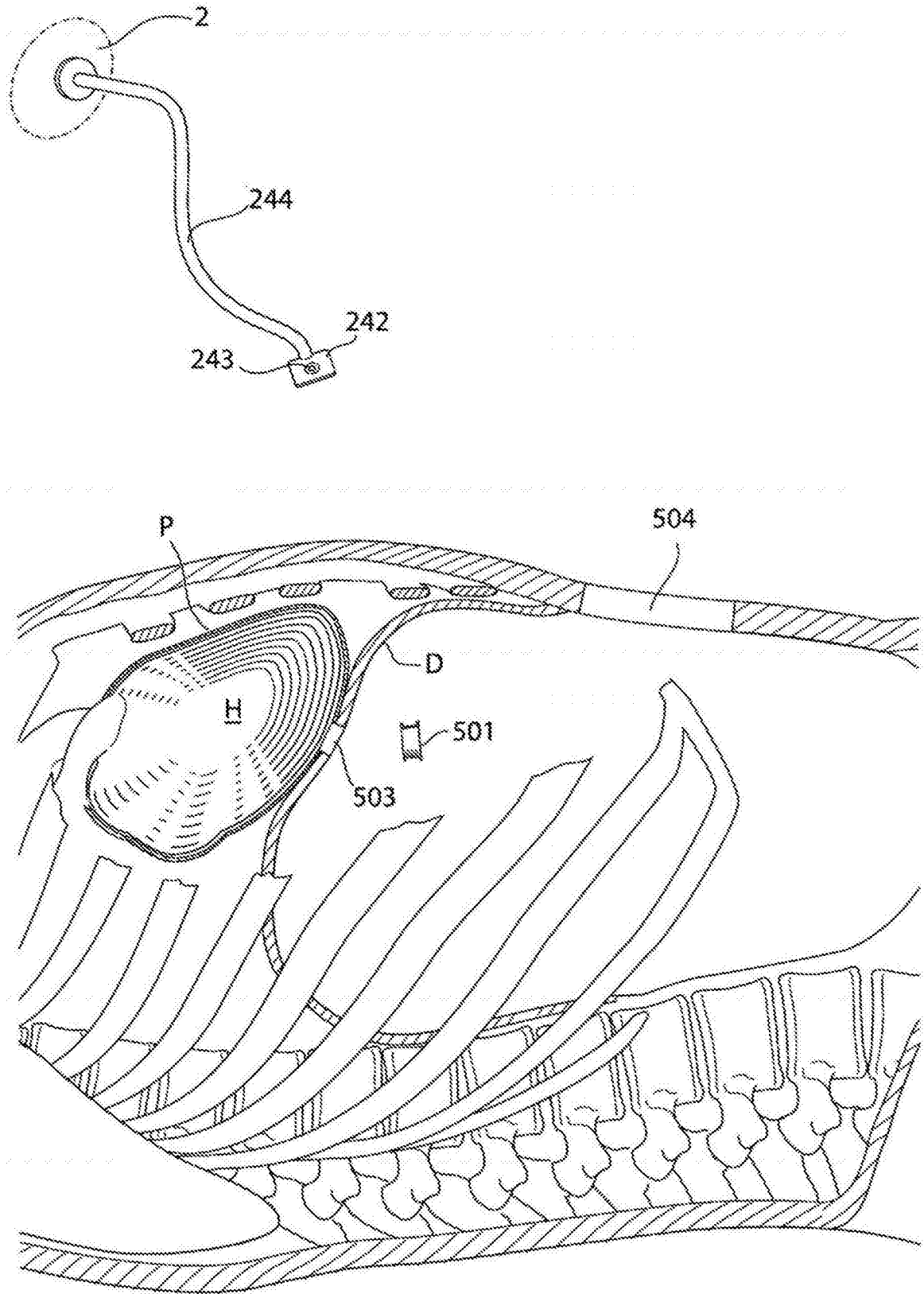


图 94

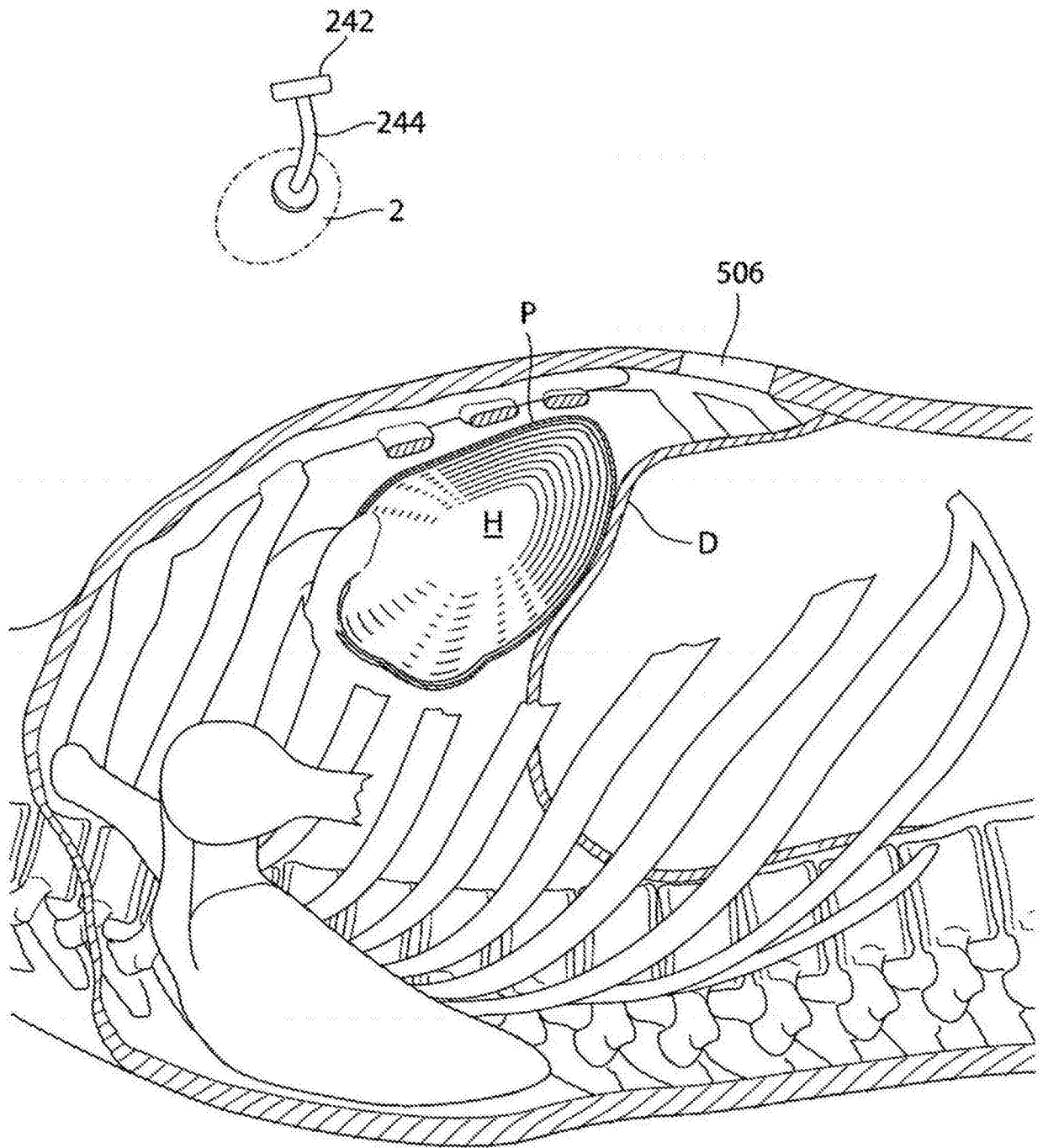


图 95

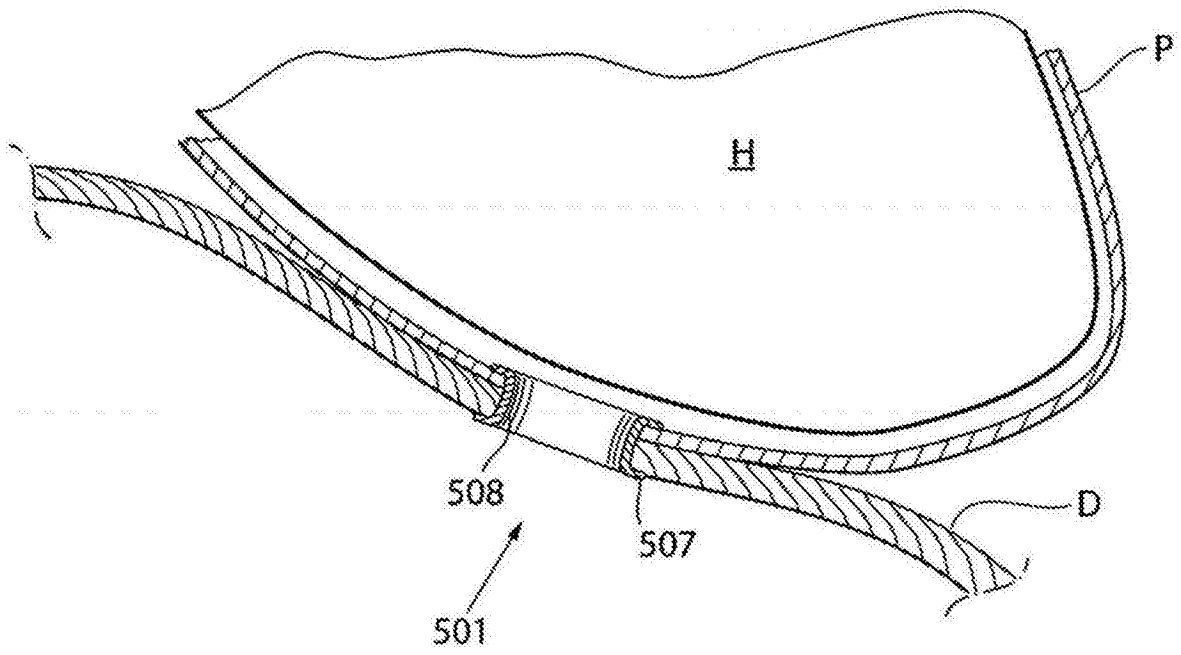


图 96

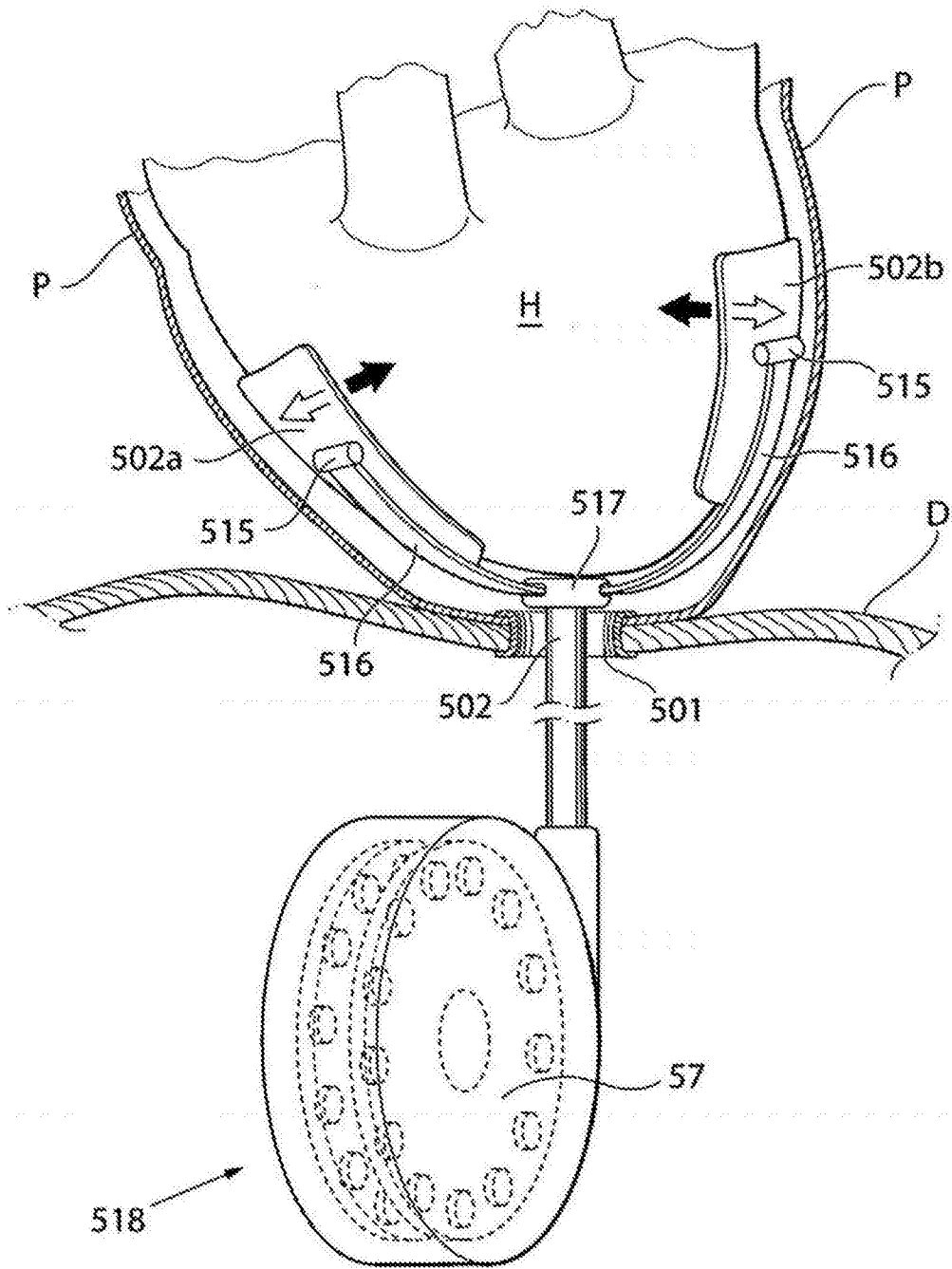
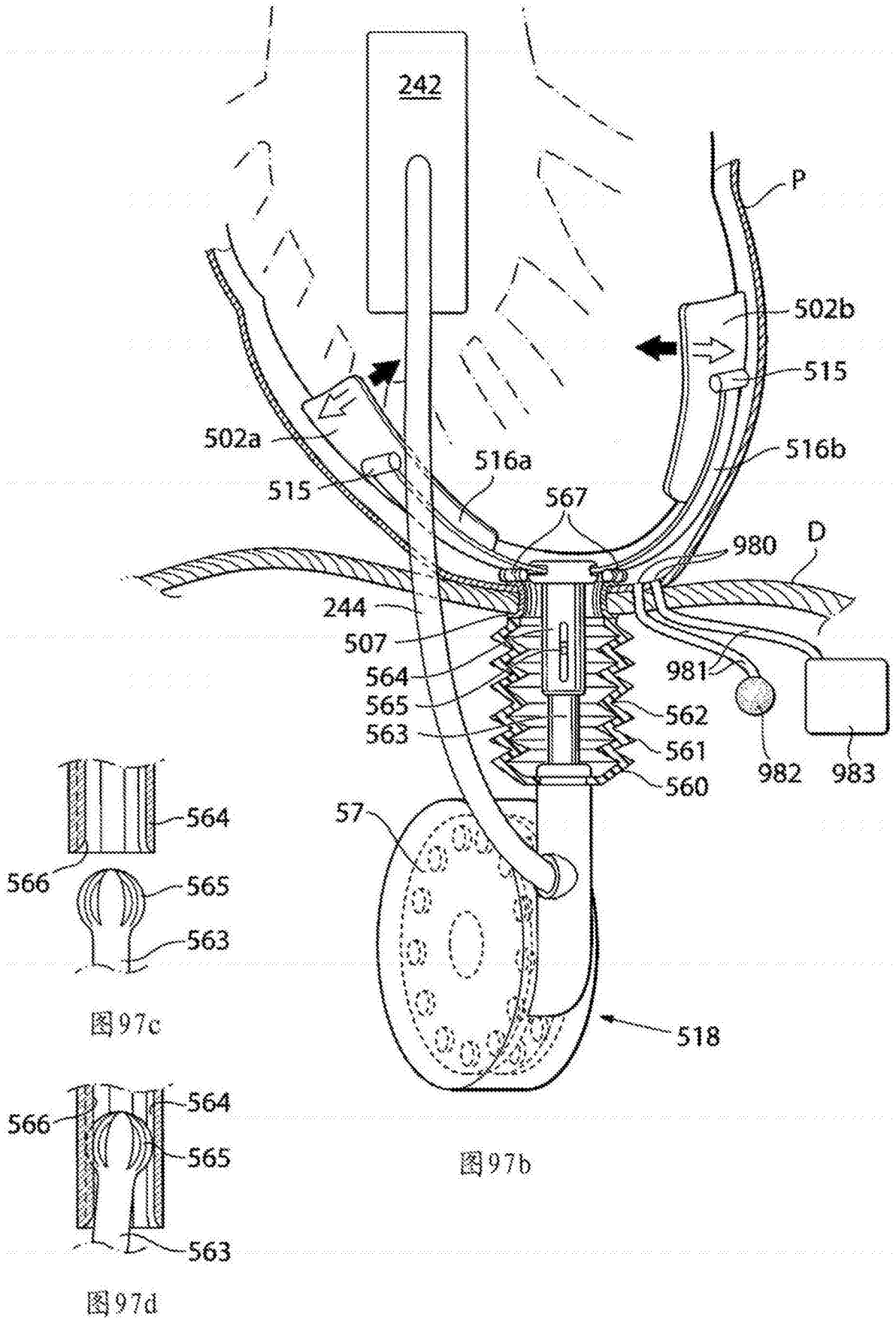


图 97a



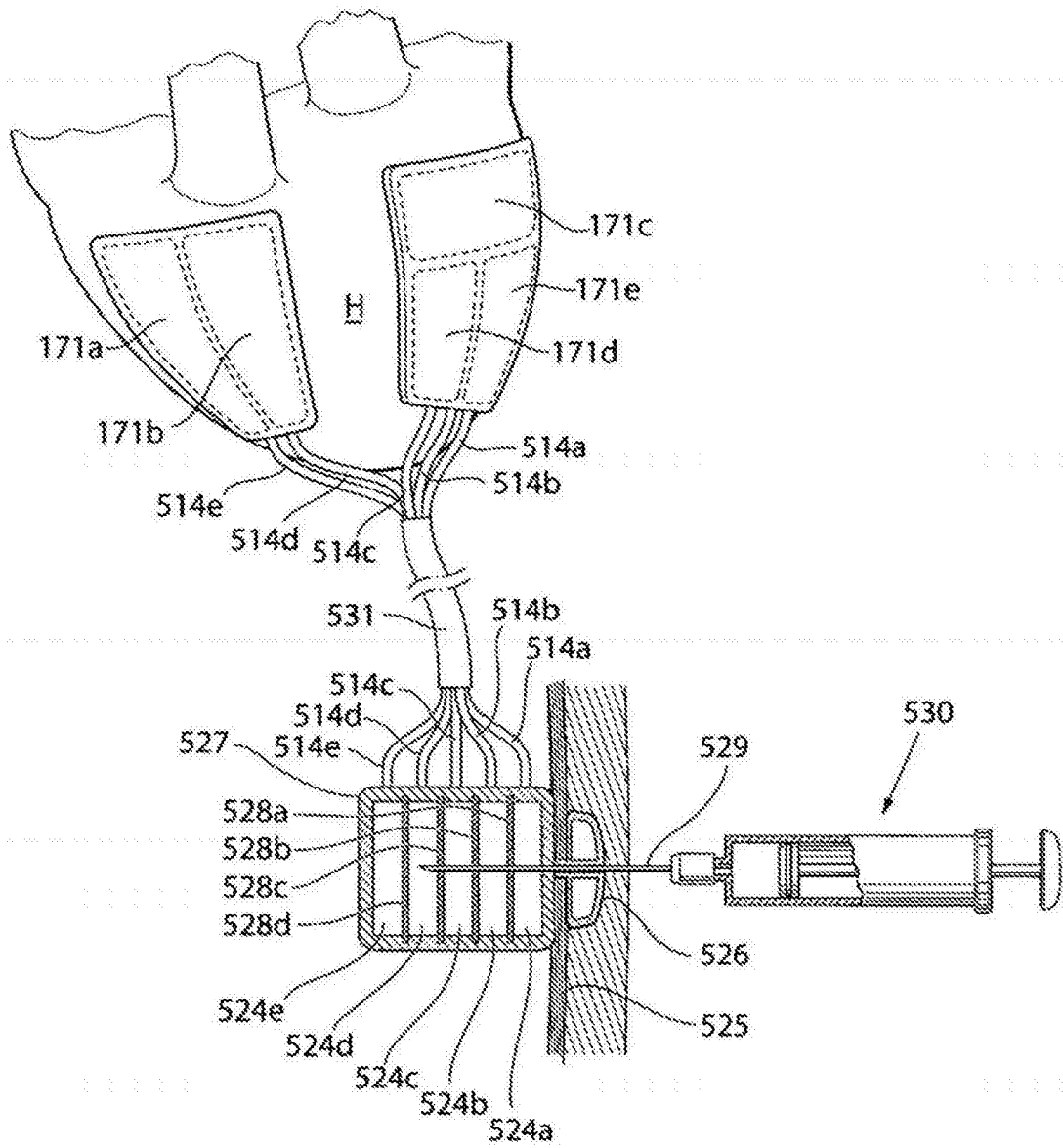


图 99a

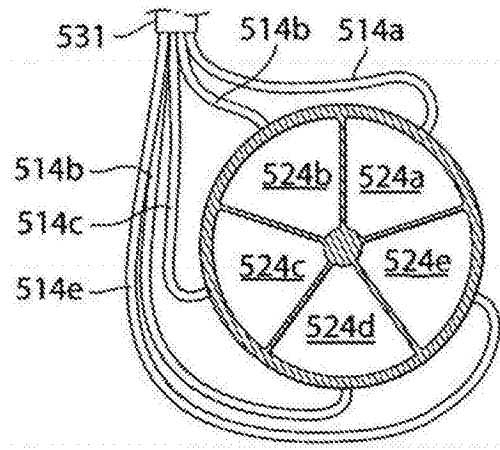


图 99b

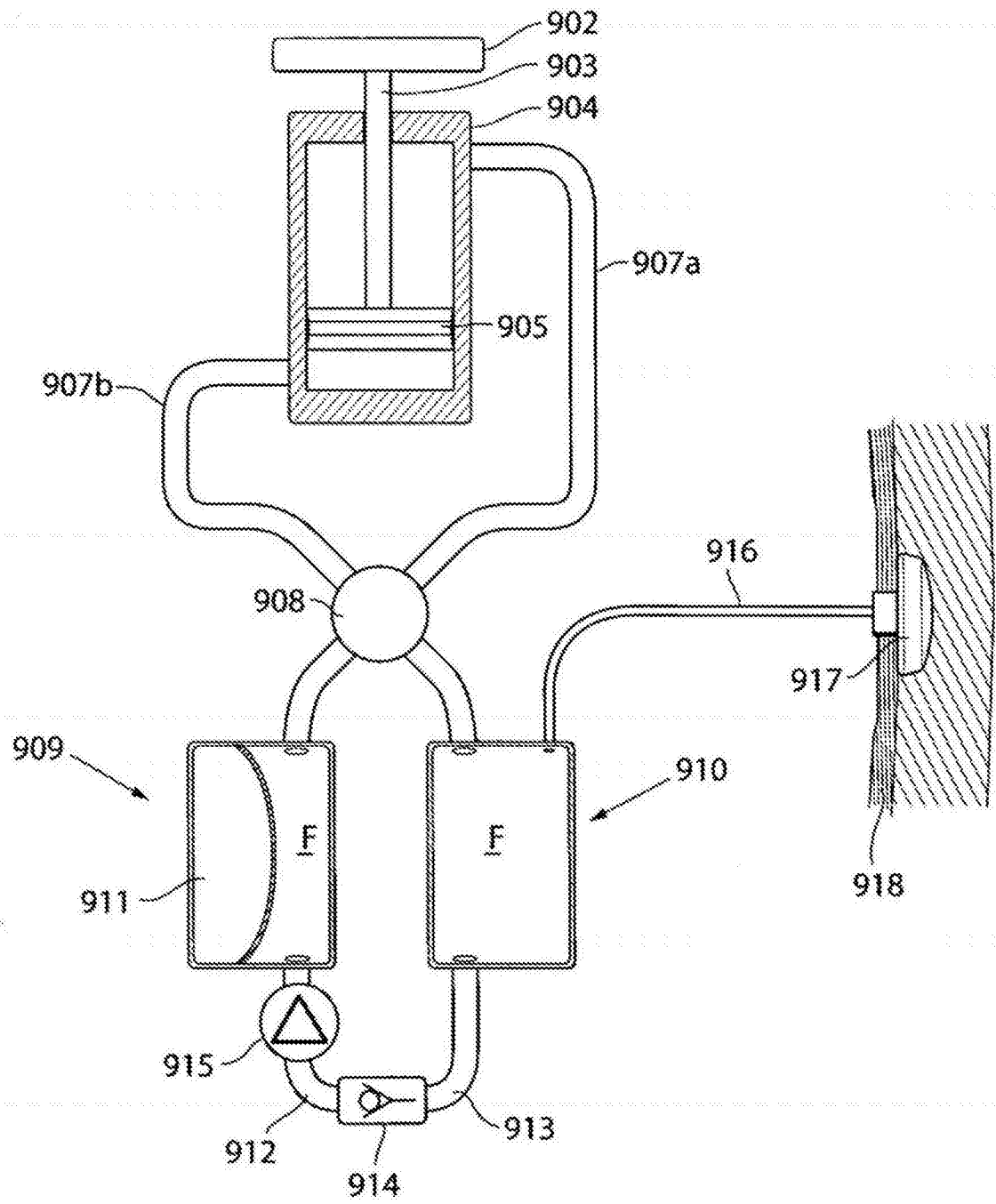


图 99c

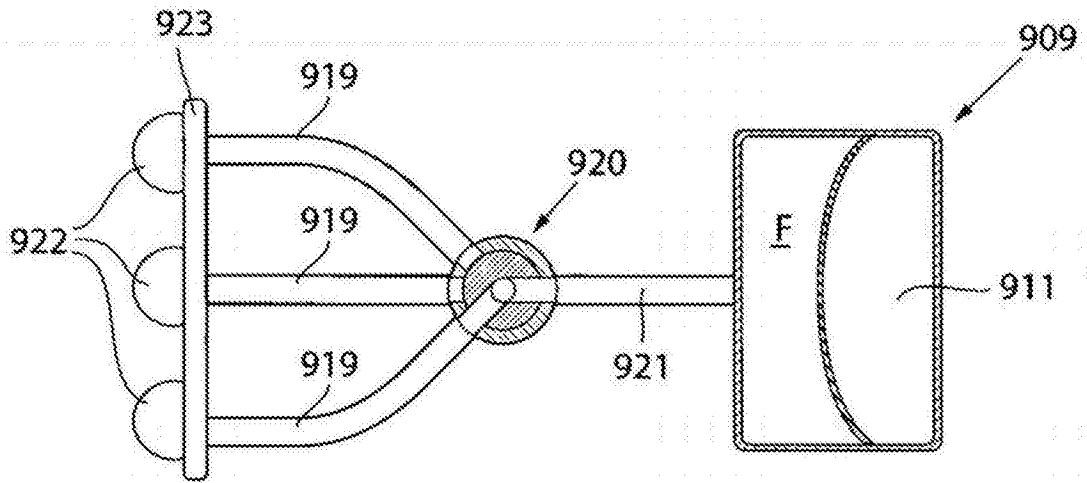


图 99d

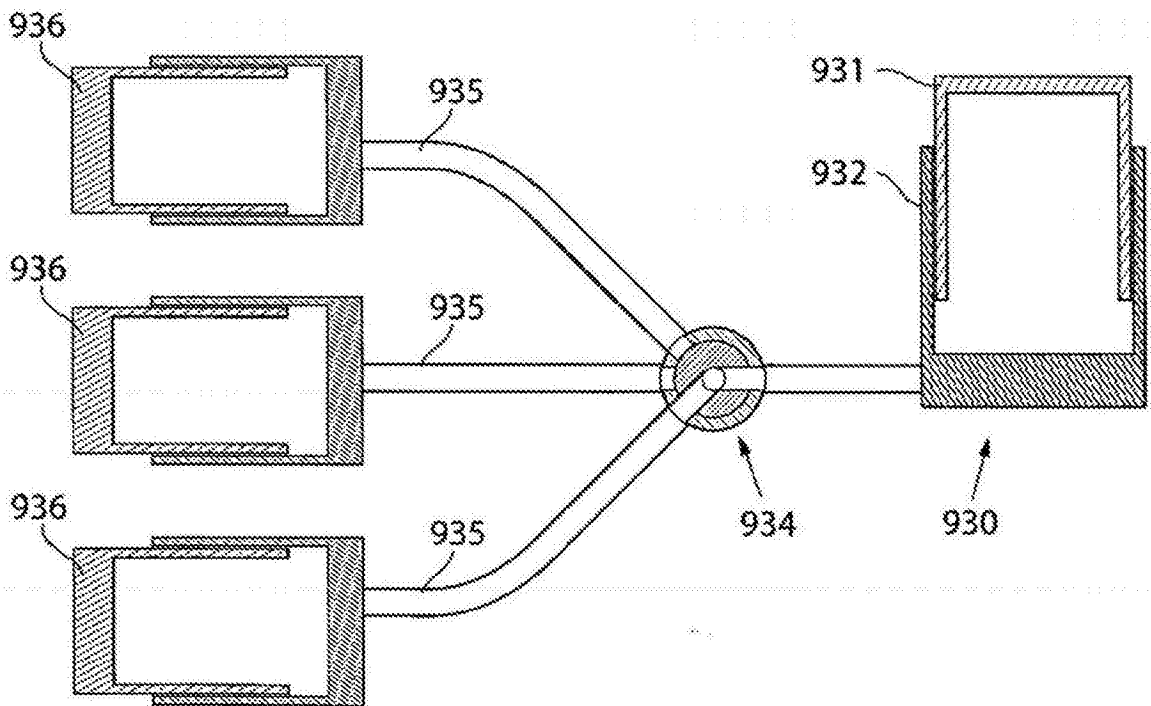


图 99e

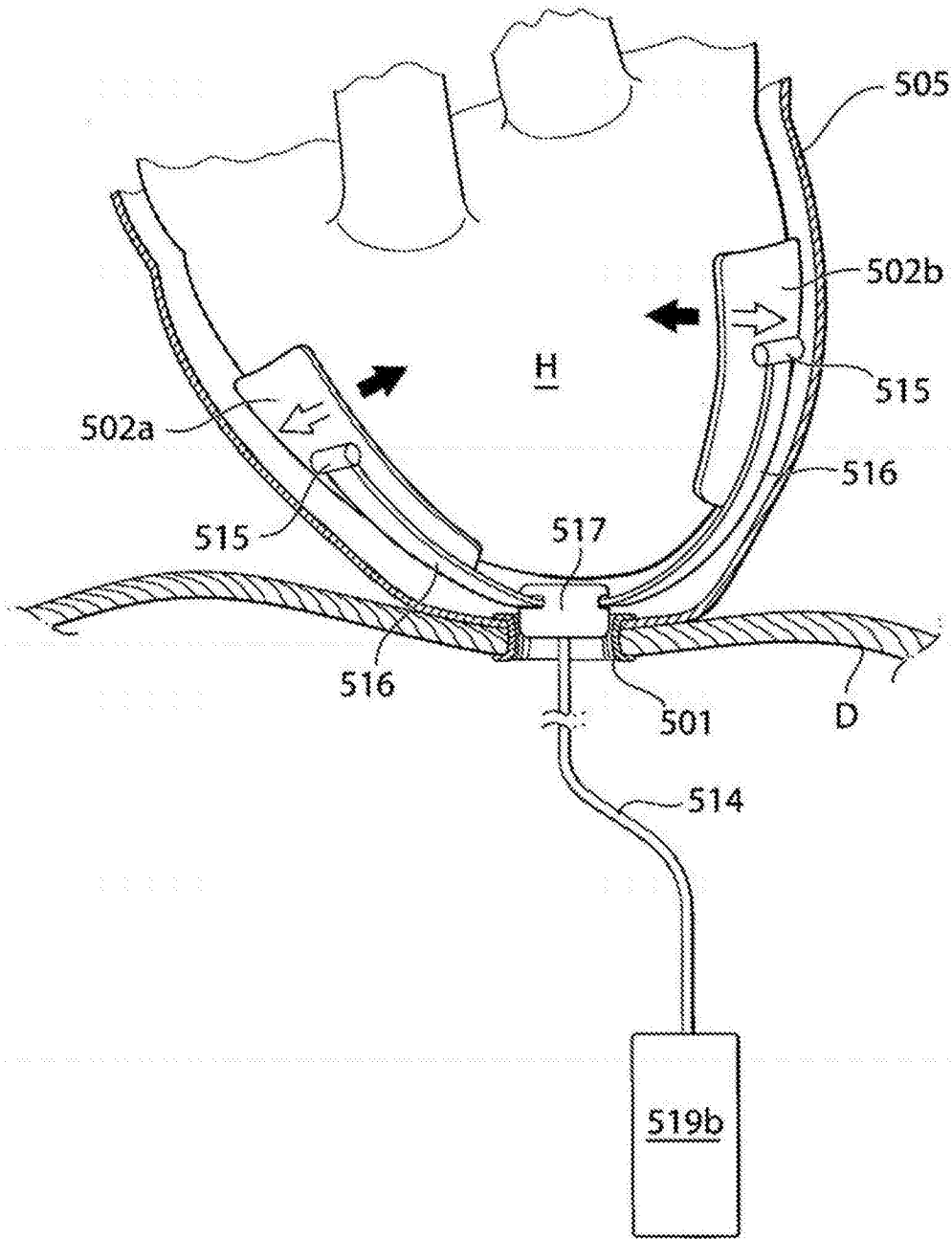


图 100

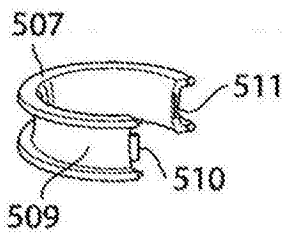


图 101a

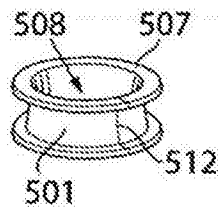


图 101b

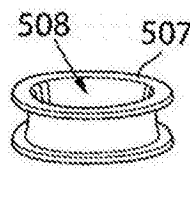


图 101c

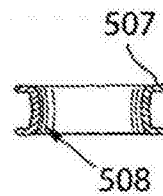


图 101d

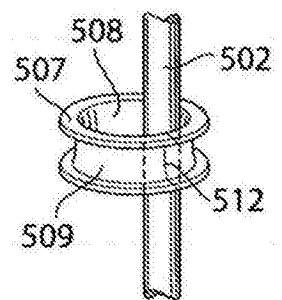


图 102

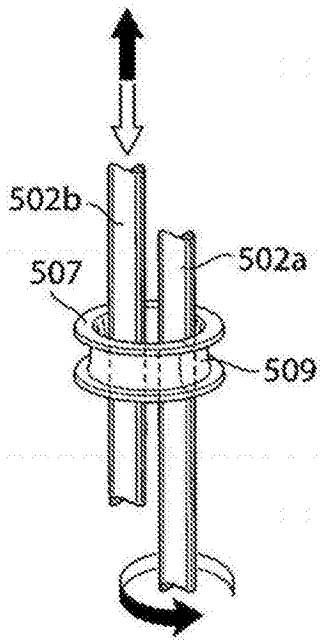


图 103

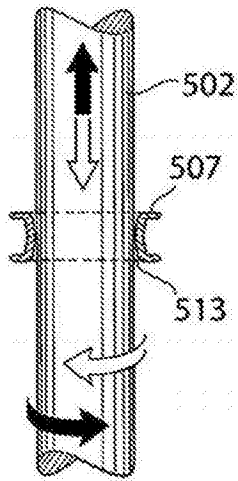


图 104

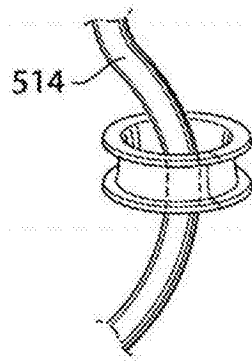


图 105

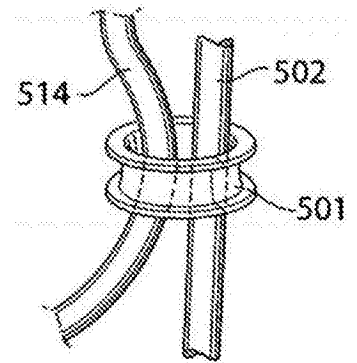


图 106

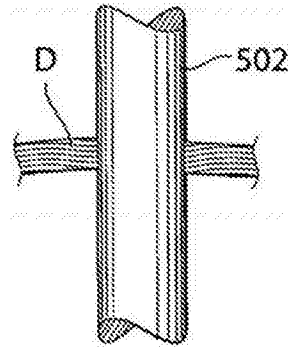


图 107

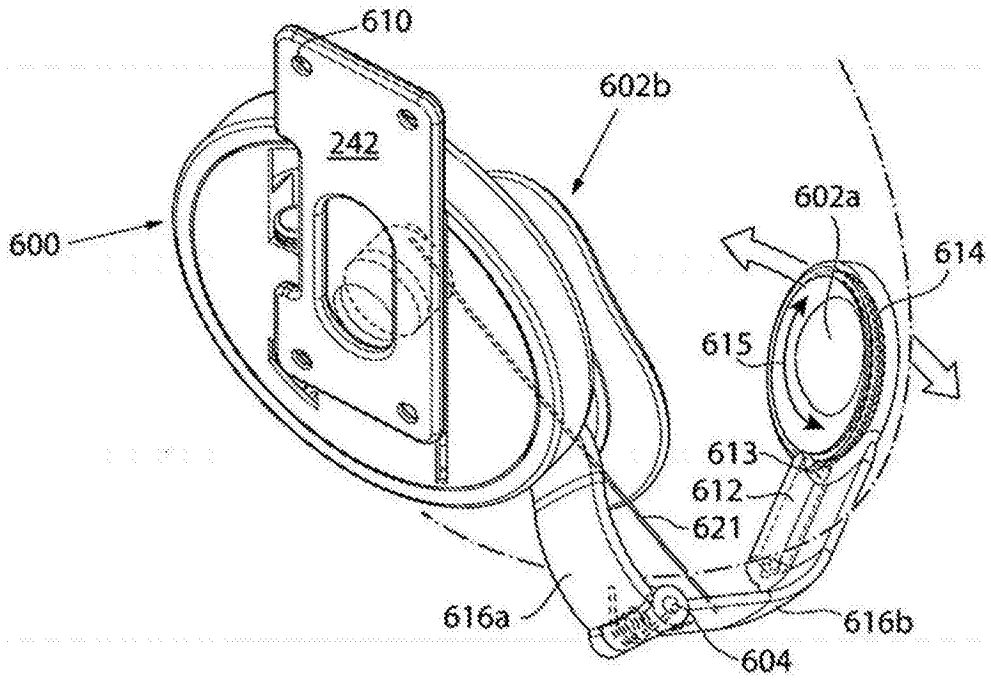


图 108a

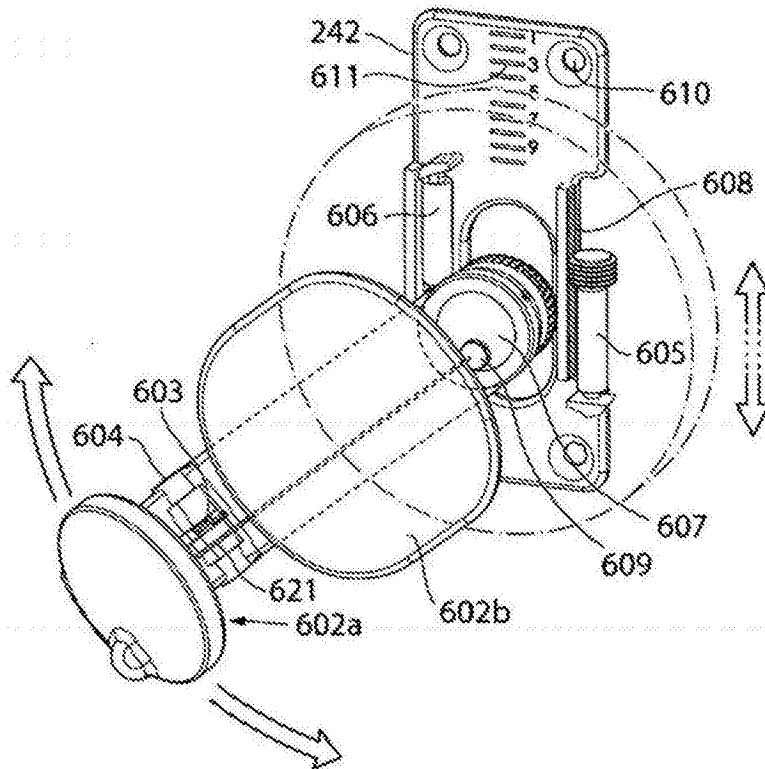


图 108b

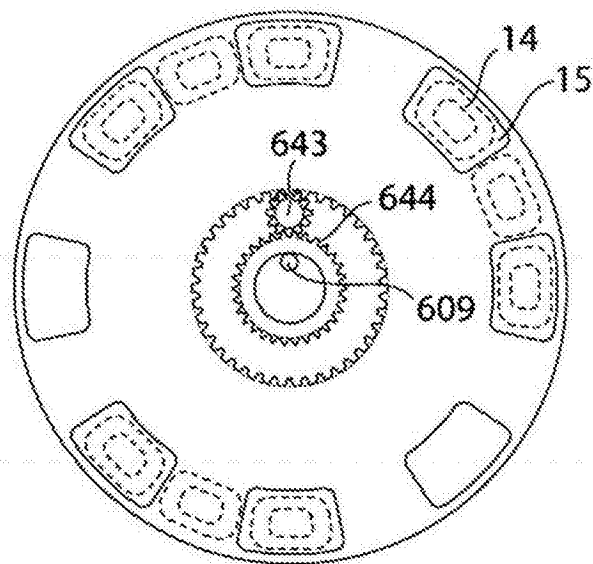
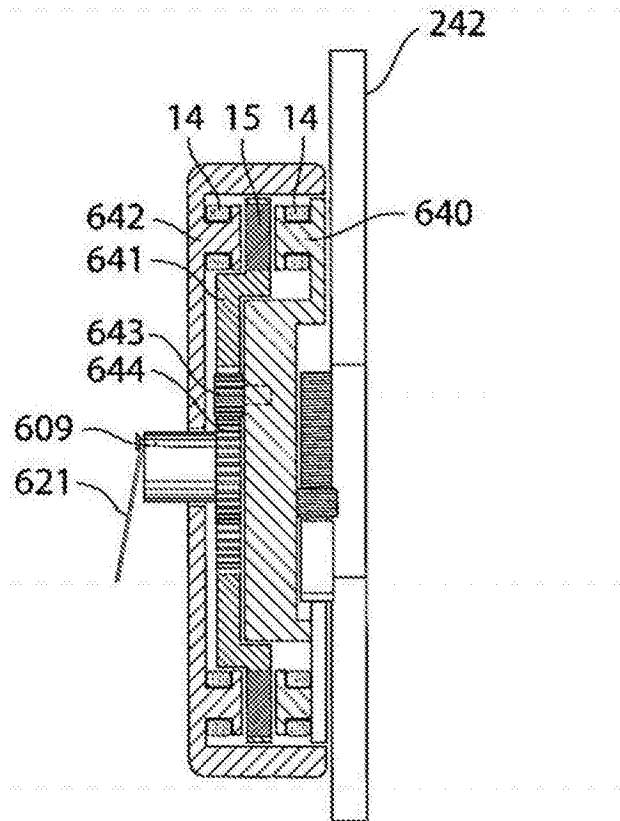


图 109

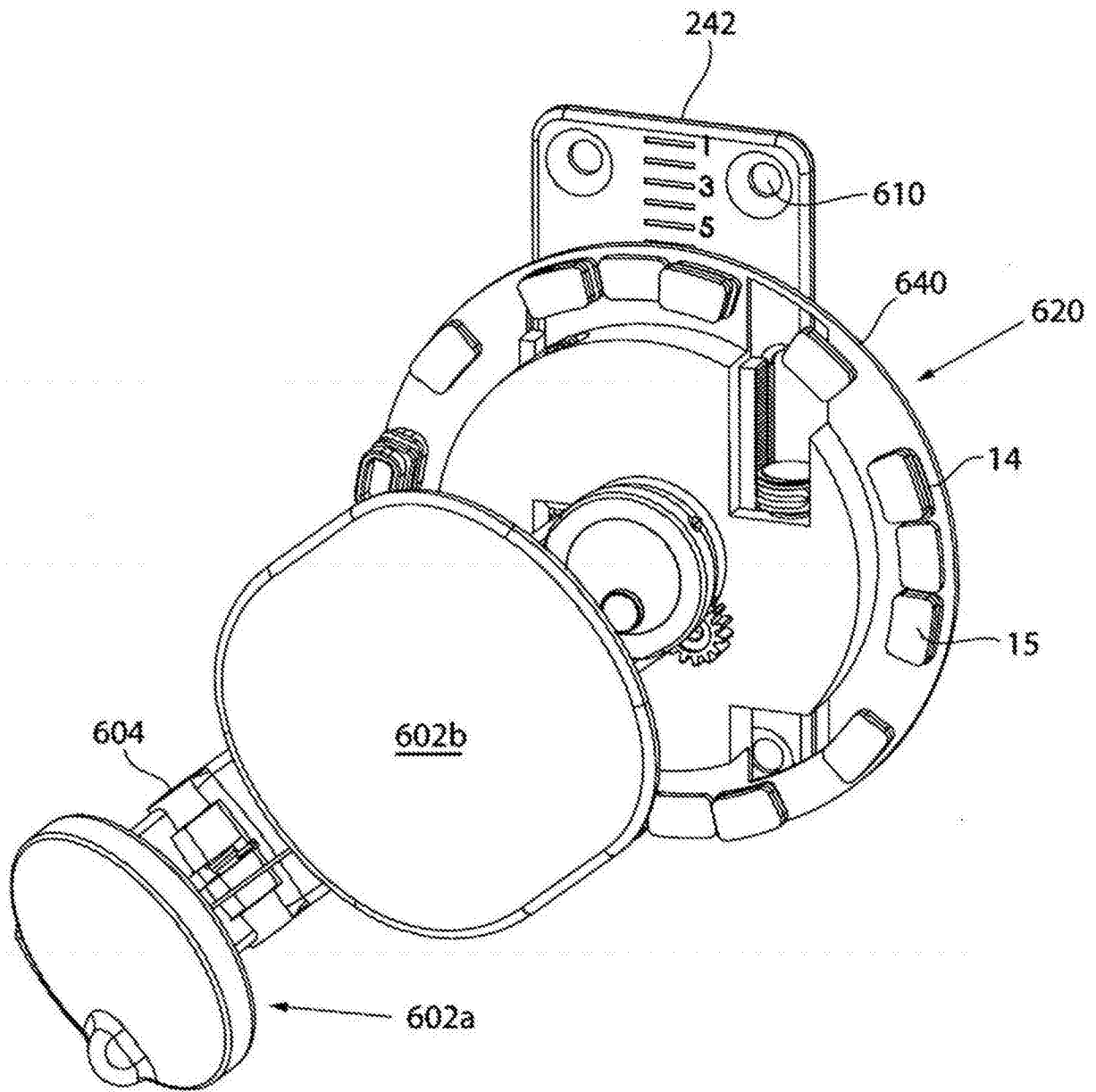


图 110

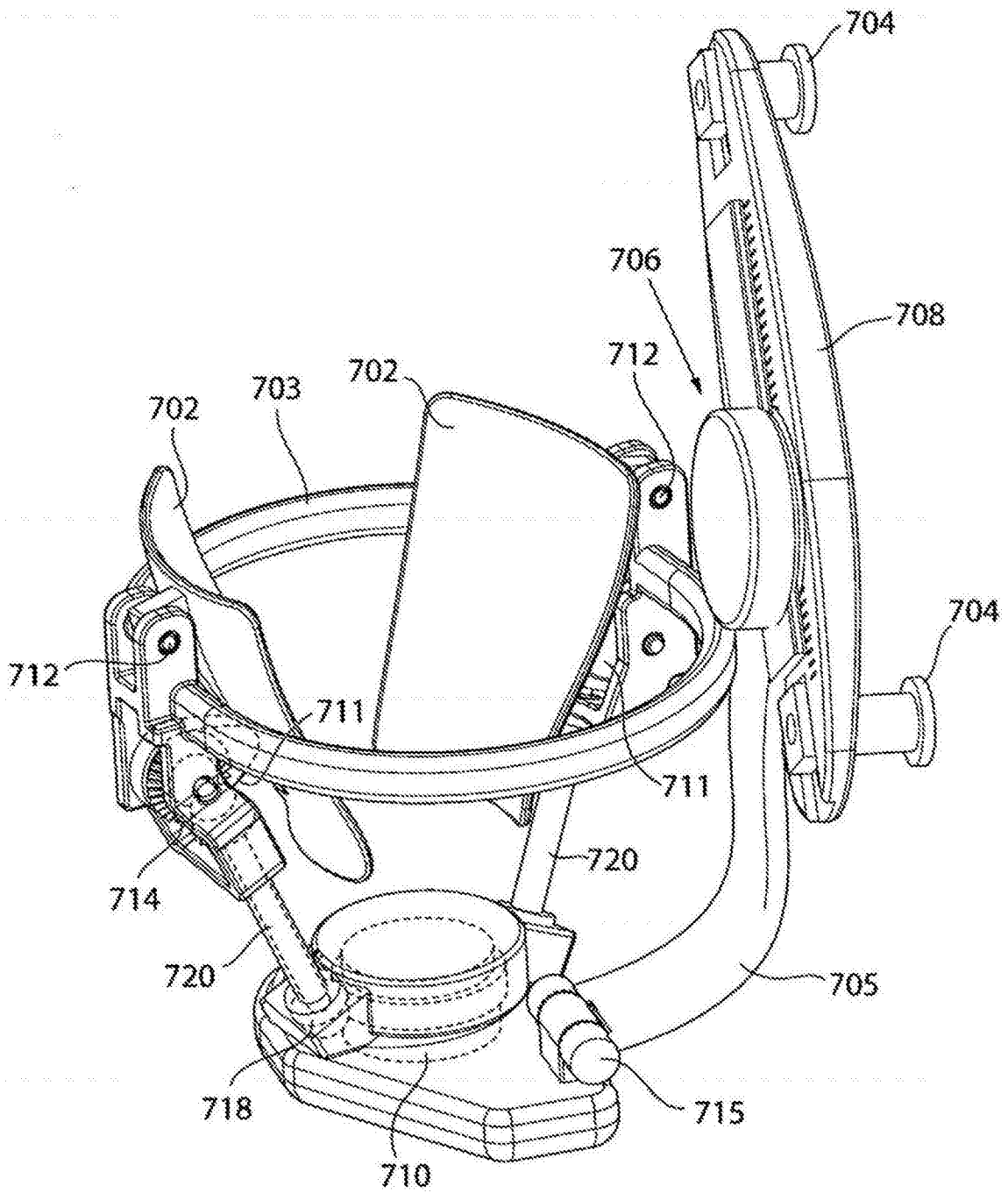


图 111

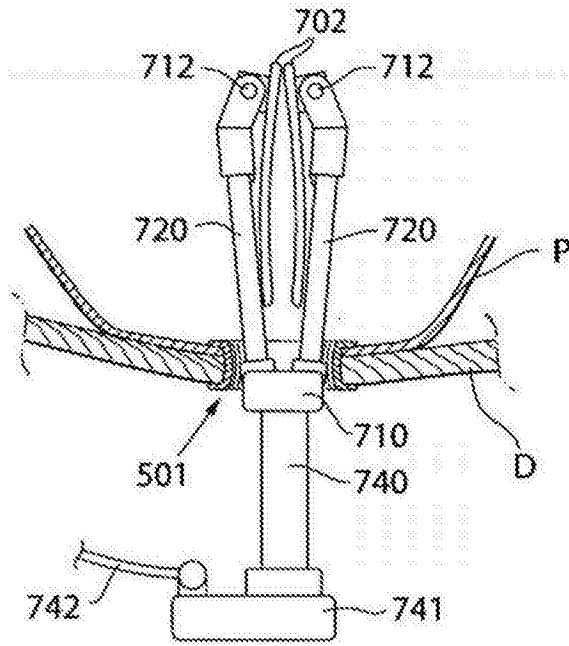


图 112a

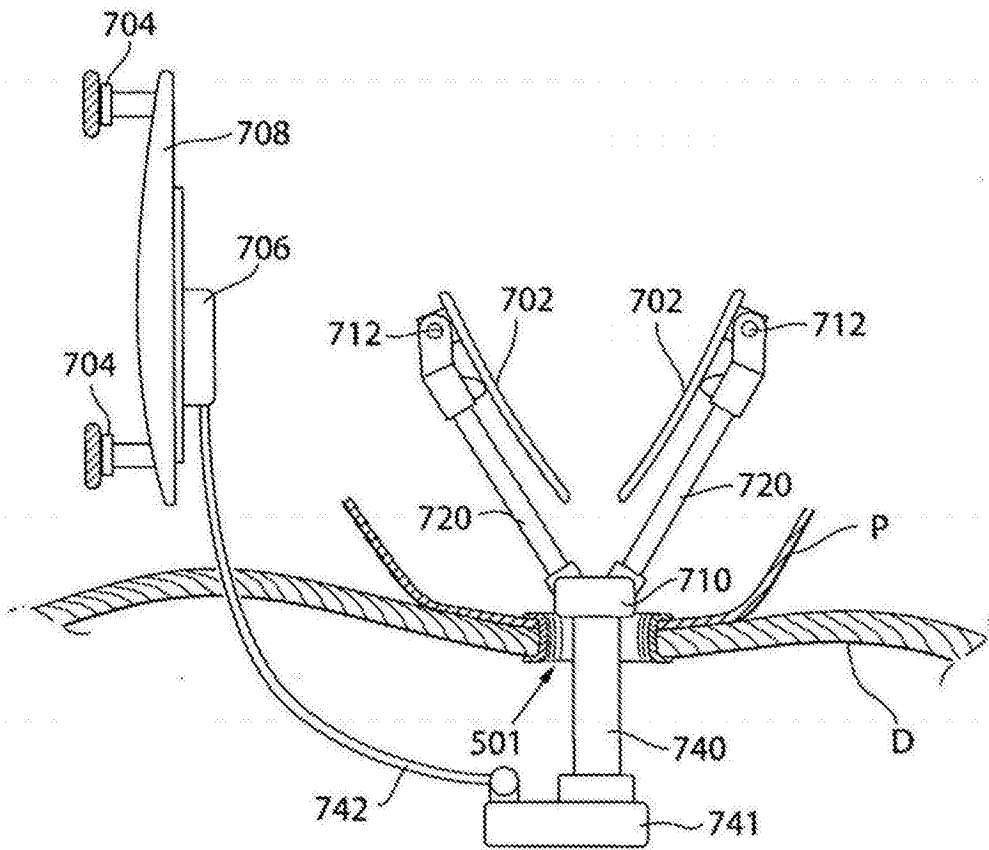


图 112b

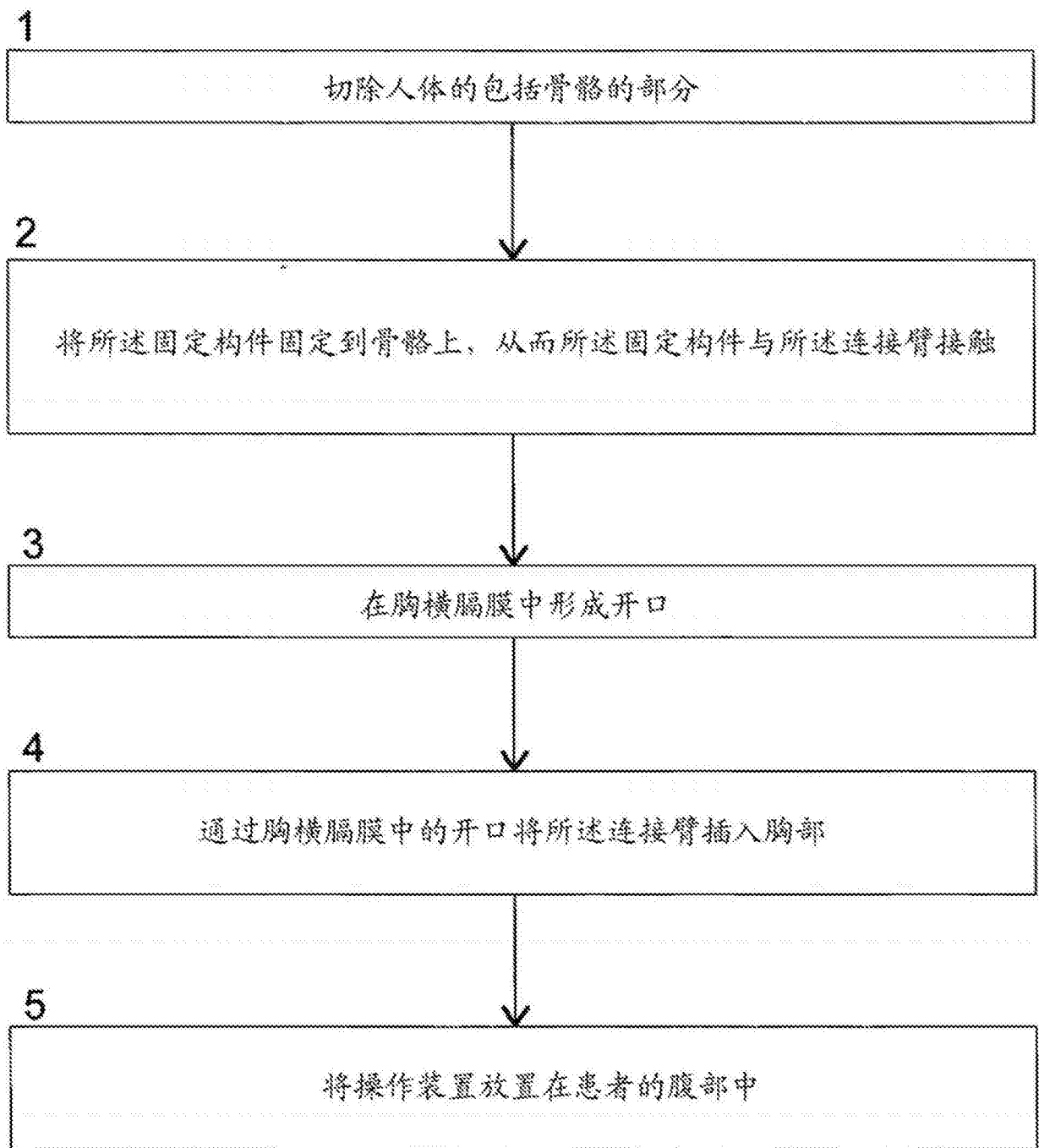


图 113