



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 10188816 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 17

(21) 申请号 200880119735. 9

(22) 申请日 2008. 10. 10

(30) 优先权数据

60/960, 715 2007. 10. 11 US

60/960, 716 2007. 10. 11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 06. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/SE2008/000560 2008. 10. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/048373 EN 2009. 04. 16

(73) 专利权人 米卢克斯控股股份有限公司

地址 卢森堡卢森堡市

(72) 发明人 彼得·福塞尔

(74) 专利代理机构 北京邦信阳专利商标代理有限公司 11012

代理人 崔华

(51) Int. Cl.

A61F 2/02(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004/0242956 A1, 2004. 12. 02,

US 2004/0242956 A1, 2004. 12. 02,

CN 1400888 A, 2003. 03. 05,

US 5876425 A, 1999. 03. 02,

CN 101035487 A, 2007. 09. 12,

审查员 郝星

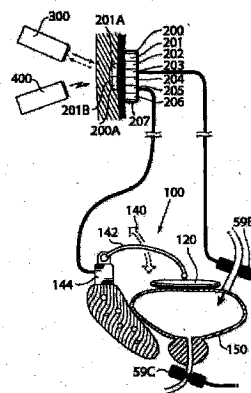
权利要求书5页 说明书16页 附图17页

(54) 发明名称

用于体外泌尿控制的可植入装置

(57) 摘要

本发明涉及用于获得泌尿控制并排空膀胱的可植入器械,所述器械设置有动力元件(100),其由支护机构所辅助在膀胱外面操作以将尿液从膀胱排出。控制装置(200)控制动力元件的操作。控制装置进一步包括能量源和控制组件,所述能量源用于操控所述动力元件以及所述器械的其它耗能部分。



1. 一种用于获得泌尿控制并排空膀胱的可植入器械,所述器械用于通过将尿液从膀胱中排出而治疗哺乳类患者的尿滞留,所述器械包括:

可植入的动力元件(100),其适于从外面施加力于膀胱的选定的部分上以将尿液从膀胱中排出;以及

控制装置(200),其用于控制所述动力元件的操作,

其特征在于,所述动力元件包括接触部分(120),所述接触部分适于接触膀胱的表面部分,

所述力至少部分地反作用于支护机构,并且

所述支护机构适于支撑于以下组中至少一个:其它人体组织、骨头,

所述动力元件包括至少一个可操作的加压器(140),在配置中所述可操作加压器连接至所述接触部分,其中,操控所述加压器提供了膀胱的压缩或释放,

所述加压器包括用于液压流体的蓄池,并且其中所述接触部分包括可扩张的腔,所述可扩张的腔液压地连接至所述蓄池,

所述加压器包括泵,所述泵用于输送来自所述蓄池的液压流体以扩张所述可扩张的腔,由此压缩膀胱。

2. 根据权利要求1所述的器械,其特征在于,所述控制装置包括能量源,所述能量源用于操控所述动力元件以及所述器械的其它耗能部分。

3. 根据权利要求2所述的器械,其特征在于,所述控制装置适于被至少部分地皮下植入或植入腹部或植入骨盆区域。

4. 根据权利要求2或3所述的器械,其特征在于,所述控制装置包括控制组件,所述控制组件适于被皮下植入以及植入腹腔中,所述控制组件包括至少两个适于在植入时连接的部分。

5. 根据权利要求1所述的器械,其特征在于,所述动力元件被液压地操控以提供膀胱的压缩或释放。

6. 根据权利要求1所述的器械,其特征在于,所述动力元件被机械地操控以提供膀胱的压缩或释放。

7. 根据权利要求1所述的器械,其特征在于,所述加压器(140)包括至少一个可移动臂(142),所述可移动臂从操作装置(144)向所述动力元件的所述接触部分延伸。

8. 根据权利要求7所述的器械,其特征在于,所述操作装置(144)适于将所述可移动臂移向膀胱以将尿液从膀胱中排出。

9. 根据权利要求7所述的器械,其特征在于,所述操作装置(144)被固定于人体组织。

10. 根据权利要求7所述的器械,其特征在于,所述操作装置适于固定至耻骨。

11. 根据权利要求7或8所述的器械,其特征在于,所述操作装置(144)包括发动机。

12. 根据权利要求11所述的器械,其特征在于,所述发动机为适于移动所述可移动臂的电力发动机。

13. 根据权利要求1所述的器械,其特征在于,所述加压器适于具有所述液压流体,当所述泵不工作时,所述液压流体被膀胱中的尿压从所述可扩张的腔输送至所述蓄池。

14. 根据权利要求1所述的器械,其包括在所述可扩张的腔与所述蓄池之间的第二连接,所述第二连接适于在所述泵不工作时,允许液压流体被膀胱中的尿压从所述可扩张的

腔输送至所述蓄池。

15. 根据权利要求 14 所述的器械,其特征在于,所述第二连接的流量小于所述泵的流量,以允许所述第二连接保持开放。

16. 根据权利要求 1 所述的器械,其特征在于,所述泵从所述可扩张的腔输送液压流体至所述蓄池以释放膀胱。

17. 根据权利要求 1 所述的器械,其特征在于,可操作的加压器包括操作装置,所述操作装置附接于支护装置,所述支护装置适于固定至膀胱壁。

18. 根据权利要求 17 所述的器械,其特征在于,所述可操作加压器包括致动器,所述致动器操作地连接至所述操作装置以执行致动运动以促使所述接触部分压缩膀胱。

19. 根据权利要求 18 所述的器械,其包括操作装置以操控所述可操作加压器,其中,所述操作装置包括枢轴,该枢轴用于实现所述致动器的枢转运动。

20. 根据权利要求 17 所述的器械,其特征在于,所述支护装置通常为环形,所述支护装置沿膀胱外围延伸。

21. 根据权利要求 18 或 19 所述的器械,其特征在于,所述操作装置包括发动机。

22. 根据权利要求 1 所述的器械,其特征在于,所述控制装置还包括用于电力地刺激膀胱的肌肉收缩的电力刺激装置。

23. 根据权利要求 22 所述的器械,其特征在于,所述电力刺激装置包括多个附接于膀胱肌肉的电极条。

24. 根据权利要求 1 所述的器械,其包括一对可植入的约束装置,其中,所述控制装置控制所述约束装置,所述约束装置适于当把尿液从膀胱中排出时关闭输尿管。

25. 根据权利要求 1 所述的器械,其包括人造泌尿器括约肌,其中,由所述控制装置控制的约束装置作为泌尿器括约肌作用。

26. 根据权利要求 1 所述的器械,其包括用于测量涉及尿压或膀胱容量的任意参数的传感器,所述传感器能够发送信号至所述控制装置,所述控制装置由此适于将警告信息从体内发出作为致动所述动力元件的请求。

27. 根据权利要求 1 所述的器械,其特征在于,所述接触部分适于固定至膀胱的上部。

28. 根据权利要求 27 所述的器械,其特征在于,所述接触部分从大体与膀胱尖成一线的点径向延伸。

29. 根据权利要求 1 所述的器械,其特征在于,所述骨头是盆骨或耻骨或骶骨,所述其它人体组织是腹膜、腹壁或骨盆壁。

30. 一种包括根据权利要求 1 所述的器械的用于治疗尿滞留的系统。

31. 根据权利要求 30 所述的系统,其还包括至少一个可植入患者体内的开关,用于手动地并且非侵入性地控制所述器械。

32. 根据权利要求 30 所述的系统,其进一步包括液压装置,所述液压装置具有可植入的液压蓄池,所述液压蓄池液压地连接至所述器械,其中,所述器械适于通过手动地按压所述液压蓄池而被非侵入性地调节。

33. 根据权利要求 30 所述的系统,其进一步包括用于非侵入性地控制所述器械的无线遥控装置。

34. 根据权利要求 33 所述的系统,其特征在于,所述无线遥控装置包括至少一个外部

信号发射器和 / 或接收器,进一步包括可植入患者体内的内部信号接收器和 / 或发射器,其用于接收由所述外部信号发射器所传输的信号或传输信号至所述外部信号接收器。

35. 根据权利要求 33 所述的系统,其特征在于,所述无线遥控装置传输至少一个无线控制信号,用于控制所述器械。

36. 根据权利要求 35 所述的系统,其特征在于,所述无线控制信号包括频率、振幅或相位调制信号或其结合。

37. 根据权利要求 35 所述的系统,其特征在于,所述无线遥控装置传输电磁载波信号,用于运载所述控制信号。

38. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括无线能量传输装置,用于非侵入性地利用无线能量为所述器械的可植入的耗能部件供能。

39. 根据权利要求 38 所述的系统,其特征在于,所述无线能量包括从以下组中选定的波形信号:声波信号、电磁波信号、红外光信号、可见光信号、紫外光信号、激光信号、X 射线信号以及伽马射线信号。

40. 根据权利要求 38 所述的系统,其特征在于,所述无线能量包括以下组中的一个:电场、磁场、电场与磁场的结合。

41. 根据权利要求 35 所述的系统,其特征在于,所述控制信号包括以下组中的一个:电场、磁场、电场与磁场的结合。

42. 根据权利要求 37 所述的系统,其特征在于,所述电磁载波信号包括模拟信号、数字信号、或模拟与数字信号的结合。

43. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括可植入的内部能量源,其用于为所述器械的可植入的耗能部件供能。

44. 根据权利要求 43 所述的系统,进一步包括外部能量源,用于以无线模式传输能量,其中,所述内部能量源由以无线模式传输的能量蓄能。

45. 根据权利要求 44 所述的系统,进一步包括传感器或测量装置,用于感应或测量功能参数,所述功能参数相关于为所述内部能量源蓄能的能量的传输,并且所述系统还包括反馈装置,其用于从患者体内向外发送反馈信息,所述反馈信息涉及由所述传感器感应的或所述测量装置测量的所述功能参数。

46. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括反馈装置,其用于从患者体内向外发送反馈信息,所述反馈信息涉及患者的生理参数、或者涉及所述器械的功能参数、或者涉及所述生理参数和所述功能参数的组合。

47. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括传感器和 / 或测量装置以及可植入的内部控制单元,所述内部控制单元用于响应于信息控制所述器械,所述信息涉及由所述传感器所感应的或由所述测量装置所测量的患者的生理参数、或者涉及所述传感器所感应的或由所述测量装置所测量的所述器械的功能参数、或者涉及所述生理参数和所述功能参数的组合。

48. 根据权利要求 47 所述的系统,其特征在于,所述生理参数为压力或能动性运动。

49. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括外部数据通讯装置以及可植入的内部数据通讯装置,所述内部数据通讯装置与所述外部数据通讯装置相通讯,其中,所述内部数据通讯装置为所述外部数据通讯装置提供涉及所述器械或患者的数据,和 / 或所述外部数据

通讯装置为所述内部数据通讯装置提供数据。

50. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括发动机或泵,所述发动机或泵用于操控所述器械。

51. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括液压操作装置,用于操控所述器械。

52. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括操作装置,用于操控所述器械,其中所述操作装置包括伺服系统,所述伺服系统设计用以减少所述操作装置为操控所述器械所需的力,而又使所述操作装置作用更长路径而增加用于确定动作的时间。

53. 根据权利要求 38 所述的系统,进一步包括操作装置,用于操控所述器械,其中所述无线能量以无线状态使用,从而当所述无线能量正在由所述能量传输装置传输时,直接地为所述操作装置供能,以产生用于所述器械的操作的动能。

54. 根据权利要求 38 所述的系统,进一步包括能量转换装置,其用于将所述能量传输装置所传输的无线能量从第一形式转换为第二形式能量。

55. 根据权利要求 54 所述的系统,其特征在于,当所述能量转换装置将由所述能量传输装置传输的第一形式的能量转换为所述第二形式的能量时,所述能量转换装置直接地用所述第二形式能量为所述器械的可植入的耗能部件供能。

56. 根据权利要求 54 所述的系统,其特征在于,所述第二形式能量包括以下组中至少一个:直流电以及交流电。

57. 根据权利要求 54 所述的系统,进一步包括可植入蓄能池,其中所述第二形式能量至少部分地用于为所述蓄能池蓄能。

58. 根据权利要求 54 所述的系统,其特征在于,所述第一或第二形式的能量包括以下组中至少一个:磁能、动能、声能、化学能、辐射能、光子能量、核能以及热能。

59. 根据权利要求 54 所述的系统,其特征在于,所述第一或第二形式的能量包括以下组中至少一个:非磁能、非动能、非化学能、非声能、非核能以及非热能。

60. 根据权利要求 58 所述的系统,其特征在于,所述磁能是电磁能。

61. 根据权利要求 30 所述的系统,进一步包括可植入电子元件,所述可植入电子元件包括至少一个电压电平保护器和 / 或至少一个恒定电流保护器。

62. 根据权利要求 38 所述的系统,进一步包括:另一控制装置,所述另一控制装置用于控制来自所述能量传输装置的无线能量的传输;以及可植入的内部能量接收器,其用于接收所传输的无线能量,所述内部能量接收器连接至所述器械的可植入的耗能部件,以用于直接地或间接地向其供应所接收的能量,所述系统进一步包括确定装置,所述确定装置适于确定在所述内部能量接收器所接收的能量与所述器械的可植入的耗能部件所用的能量之间的能量平衡,其中,所述另一控制装置基于由所述确定装置所确定的能量平衡,控制来自所述能量传输装置的无线能量的传输。

63. 根据权利要求 62 所述的系统,其特征在于,所述确定装置适于探测所述能量平衡的变化,并且所述另一控制装置基于所探测的能量平衡变化控制无线能量的传输。

64. 根据权利要求 63 所述的系统,其特征在于,所述确定装置适于探测所述内部能量接收器所接收的能量与所述器械的可植入的耗能部件所用的能量之间的差值,并且所述另一控制装置基于所探测的能量差值控制所述无线能量的传输。

65. 根据权利要求 38 所述的系统,其特征在于,所述能量传输装置包括置于人体之

外的外部线圈,进一步包括:可植入的能量接收器,该能量接收器置于人体体内;以及一电路,该电路被连接用以利用电脉冲为所述外部线圈供能以传输所述无线能量,所述电脉冲具有前沿和后沿,所述电路适于改变电脉冲的相继的前沿和后沿之间的第一时间间隔、和/或电脉冲的相继的后沿与前沿之间的第二时间间隔,以改变所传输的无线能量的功率,所述能量接收器接收所传输的具有可变功率的无线能量。

66. 根据权利要求 65 所述的系统,其特征在于,所述电路适于传送所述电脉冲以保持不变,除了改变所述第一和/或第二时间间隔。

67. 根据权利要求 65 所述的系统,其特征在于,所述电路具有时间常量并且适于仅在第一时间常量范围内改变所述第一和第二时间间隔,因此当所述第一和/或第二时间间隔的长度被改变时,通过所述线圈传输的功率被改变。

68. 根据权利要求 46 所述的系统,进一步包括可植入的内部能量接收器,用于接收无线能量,所述能量接收器具有内部第一线圈以及连接至所述第一线圈的第一电路,并且所述系统还包括外部能量发射器,用于传输无线能量,所述能量发射器具有外部第二线圈以及连接至所述第二线圈的第二电路,其中,所述能量发射器的外部第二线圈传输无线能量,所述无线能量由所述能量接收器的第一线圈所接收,所述系统进一步包括能量开关,用于转换所述内部第一线圈与所述第一电路之间连接的导通与截止,因此当所述能量开关转换所述内部第一线圈与所述第一电路的连接导通与截止时,涉及第一线圈的蓄能的反馈信息由外部能量发射器作为外部第二线圈的负载中的阻抗变化形式接收。

69. 根据权利要求 46 所述的系统,进一步包括可植入的内部能量接收器,用于接收无线能量,所述能量接收器具有内部第一线圈以及连接至所述第一线圈的第一电路,并且所述系统还包括外部能量发射器,用于传输无线能量,所述能量发射器具有外部第二线圈以及连接至所述第二线圈的第二电路,其中,所述能量发射器的外部第二线圈传输无线能量,所述无线能量由所述能量接收器的第一线圈所接收,所述系统进一步包括反馈装置,所述反馈装置用于将第一线圈接收的能量的量作为反馈信息发出,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,并且用于将由所述第二线圈传输的能量的量与反馈信息进行比较以获得第一线圈与第二线圈之间的耦合因子,所述反馈信息涉及第一线圈接收的能量的量。

70. 根据权利要求 69 所述的系统,其特征在于,所述能量发射器可响应于获得的耦合因子调节所传输的能量。

71. 根据权利要求 69 所述的系统,其特征在于,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位置,其中所述耦合因子被最大化。

72. 根据权利要求 71 所述的系统,其特征在于,所述外部第二线圈适于校准传输的能量的量以在最大化所述耦合因子之前在所述确定装置中获得所述反馈信息。

73. 根据权利要求 39 所述的系统,其特征在于,所述电磁波信号是微波信号或无线电波信号。

74. 根据权利要求 56 所述的系统,其特征在于,所述直流电是脉冲直流电。

## 用于体外泌尿控制的可植入装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种可植入器械,所述可植入器械用于获得泌尿控制并排空膀胱,由此阻止或治疗无意识的尿滞留。更具体地,本发明涉及一种可植入器械,所述可植入器械利用动力元件将尿液从膀胱中排出,所述动力元件由支护机构所辅助而在膀胱的外面进行操作。

### 背景技术

[0002] 通常由于脊髓损伤所引起的泌尿功能紊乱包括无意识的尿滞留,这种情况与泌尿器感染、肾损伤或尿道损伤有关。尿滞留通常的治疗方法是连续的或间歇的导管插入术。除了会给患者带来不便之外,导尿管还经常会存在被感染的危险。其它建议的治疗方法包括膀胱电击疗法,用于提供肌肉收缩并排空膀胱(例如美国专利 6,393,323)。膀胱电击疗法需要考虑到泌尿器括约肌由电流刺激以收缩,并且脉冲刺激将变得必需,然而这导致尿液不受控的从尿道流出。很显然就需要能够帮助膀胱排空的装置,且所述装置既有效、可靠,还能够提供高度的患者依从。

### 发明内容

[0003] 笼统地说,本发明涉及一种用于治疗哺乳类患者的尿滞留的器械,所述器械包括可植入动力元件,所述动力元件适于从外部施加力给膀胱的选定部分以将尿液从膀胱中排出。所述器械进一步包括用于控制所述动力元件的工作的控制装置。动力元件施加的力至少部分地反作用于支护机构,所述支护机构适于支撑在骨头(例如盆骨、耻骨或骶骨或脊髓)、其它人体组织(例如腹膜、腹部或骨盆壁)、或膀胱本身中至少一个之上。

[0004] 控制装置优选地包括用于操纵动力元件或所述器械的其它耗能部分的能量源。下面将公开包括所述器械的系统的范围内的用于为所述器械提供能量并控制所述器械的设置。优选地,所述控制装置适于被至少部分地植入皮下或植入腹部内或植入骨盆区域内。控制装置包括控制组件,所述控制组件适于被植入皮下和/或植入腹腔中,所述控制组件包括至少两个适于在植入时被连接的部分。

[0005] 为了从外面刺激膀胱,所述动力元件包括接触部分,所述接触部分适于接触膀胱的表面部分。在一种设置中,所述动力元件包括至少一个可操作加压器,所述可操作加压器连接至所述接触部分,其中操作所述加压器提供膀胱的压缩或释放。为此,所述动力元件能够被液压地或机械地操作以提供膀胱的压缩或释放。

[0006] 在一个实施例中,所述加压器包括至少一个可移动臂,所述可移动臂从操作装置向动力元件的接触部分延伸。所述操作装置适于将所述可移动臂向膀胱移位以将尿液从膀胱中排出。所述操作装置固定在人体组织上,优选地在该实施例中,所述操作装置固定在耻骨上。而且在该实施例中,所述操作装置包括发动机,所述发动机优选地为适于将所述可移动臂移位的电力发动机。所述接触部分适于固定至膀胱的上部,并且所述接触部分优选地设定为从大体与膀胱尖成一线的点径向延伸。

[0007] 在另一个实施例中,加压器包括用于液压流体的蓄池,并且所述接触部分包括液压地连接至所述蓄池的可扩张的腔。加压器包括泵,所述泵用于从所述蓄池传输液压流体以扩张所述可扩张的腔,由此压缩膀胱。并且,当泵不工作时,加压器适于通过膀胱中的尿压(urinary pressure)将所述液压流体从所述可扩张的腔传输至蓄池。为了实现从所述腔返回至蓄池的传输,可以提供这样的设置,其中当泵不工作时,在可扩张的腔与蓄池之间的第二连接适于允许通过膀胱中的尿压从可扩张的腔向蓄池传输液压流体。优选地,第二连接的流量小于泵流量,从而允许所述第二连接保持开放。该设置的一种替代方案是,泵能够从所述可扩张的腔向蓄池传输液压流体以释放膀胱。

[0008] 在另一个实施例中,可操作加压器包括操作装置,所述操作装置附接至支护装置上,所述支护装置适于固定至膀胱壁。可操作加压器包括可操作地连接至所述操作装置的致动器,所述致动器包括发动机以执行致动运动以致动所述接触部分压缩膀胱。优选地,所述操作装置包括用于实现致动器的枢转运动的枢轴。支护装置大体为环形或具有断续的环形并沿膀胱的外周界延伸。

[0009] 上述实施例中的器械还可包括用于电力地刺激膀胱的肌肉收缩的装置。所述刺激装置可包括多个附接于膀胱肌肉的电极条。

[0010] 上述实施例中的器械也可包括一对可植入约束装置,其中在将尿液从膀胱中释放出来时,所述控制装置控制所述约束装置关闭输尿管。

[0011] 上述实施例中的器械也可包括人造泌尿器括约肌,其中约束装置由控制装置控制以作为泌尿器括约肌作用。

[0012] 上述实施例中的器械也可包括传感器,所述传感器用于测量任何有关于尿压或膀胱容量的参数。所述传感器能够发送信号至控制装置,所述控制装置由此致动以及抑制所述动力元件。

[0013] 本发明还涉及植入所公开的器械的方法,其包括以下步骤:将针状管插入患者的腹部;通过所述管将气体填充入所述腹部,因此将腹腔扩张;将至少两个腹腔套管针置入患者体内,并且通过所述套管针的其中之一将照相机插入其腹部;通过套管针插入至少一个解剖工具并解剖患者的膀胱的至少一部分的区域;将所述动力元件的第一部分固定于膀胱;将所述动力元件的另一不同部分固定于人体组织,并植入连接至所述动力元件的控制装置。在该方法中,动力元件的第一部分为接触部分,其接触膀胱的表面部分,并且动力元件的所述不同部分固定于耻骨、或腹部壁、或膀胱壁。在将所述不同部分固定于泌尿器壁时,优选地通过将膀胱壁缝合于自身而形成通道(tunnelling)以固定所述不同部分,而泌尿器壁包括或不包括腹膜。优选地,所述不同部分包括大体环形支护装置,其优选地沿膀胱的外周界延伸。

[0014] 本发明还涉及用于植入所述器械的另一替代方法,其包括以下步骤:切割皮肤;解剖患者的膀胱的至少一部分的区域;将动力元件的第一部分固定于膀胱;将动力元件的另一不同部分固定于人体组织,并且植入连接至动力元件的控制装置。在该方法中,动力元件的第一部分为接触膀胱表面部分的接触部分,以及动力元件的所述不同部分被固定于耻骨、或腹部壁、或泌尿器壁;将控制装置放置于膀胱之外。所述方法还包括以下步骤中的至少一个步骤:将能量源放置于体内,用于为所述控制装置提供能量;放置液压蓄能池;以及放置泵于体内,用于泵抽所述蓄池与可扩张元件之间的流体以将尿液从膀胱中排出来。

- [0015] 本发明还涉及包括根据任意权利要求的前述实施例中的器械的系统。
- [0016] 在优选的实施例中,所述系统包括至少一个可植入患者体内的开关,用于手动地并且非侵入性地控制所述器械。
- [0017] 在另一个优选的实施例中,所述系统包括无线遥控装置,用于非侵入性地控制所述器械。
- [0018] 在优选的实施例中,所述系统包括用于操控所述器械的液压操作装置。
- [0019] 在一个实施例中,所述系统包括用于操控所述器械的发动机或泵。
- [0020] 可适用这里所大体描述的器械的系统的其它细节将在以下详细的说明中概述。

## 附图说明

- [0021] 下面将以非限定性实施例并且参照附图更加详细地描述本发明,其中:
- [0022] 图 1 示出植入患者体内时本发明的器械的实施例的示意性截面图。
- [0023] 图 2 和图 3 示意性地示出具有动力元件的第一变体的所述器械的实施例。
- [0024] 图 4 和图 5A 至 5C 示意性示出所述动力元件的加压器的相对不同的实施例。
- [0025] 图 6 示出包括有根据本发明的用于处理尿失禁的器械的系统,所述器械在图 1 至图 5 中以普通方式大体描述或阐明。
- [0026] 图 7-21 示意性示出用于无线地为图 1 所示器械提供能量的系统的多个不同的实施例。
- [0027] 图 22 为示意性结构图,其示出用于供应精确量的能量的设置,所述精确量的能量用于图 1 所示器械的操作。
- [0028] 图 23 示意性示出所述系统的实施例,其中所述器械可用有线绑定能量操控。
- [0029] 图 24 为用于控制无线能量传输的设置的更详细结构图,所述无线能量用于图 1 所示器械的操作。
- [0030] 图 25 为根据可执行实施例的用于图 19 所示设置的电路图。
- [0031] 图 26 至图 32 示出植入患者体内的器械的液压或气动供能的设置的多种方式。

## 具体实施方式

[0032] 图 1 为植入人类患者体内的器械的大体的截面图。参照图 2,示出在膀胱 300 上操作时植入的所述器械的实施例。所述器械包括动力元件 100 和控制装置 200。所述控制装置 200 控制所述动力元件的运转并且能够接收来自传感器 150 的信号,所述信号涉及膀胱中的容量,所述传感器例如涉及膀胱壁以及涉及从体内向外传输警告信号的压力传感器或任意传感器(未示出)。所述传感器连接至控制装置 200 的传感器控制单元 205。多个不同类型的输入传感器可用于确定例如膀胱壁的拉伸度或弯曲度或压力,或例如感应膀胱内的容量或压力。极有可能的是,这些传感器仅通过给患者呈现警告告知其现在应该排空膀胱以间接地促使膀胱排空。这类警告可以产生为音频或视频形式。从患者体外控制以操控所述动力元件的遥控装置 300,例如无线遥控装置,与内部控制单元 203 或至少一个植入开关 204 相通讯。控制装置 200 还包括能量源 201,所述能量源 201 用于为动力元件的耗能部分供应能量。所述能量源能够由激发器单元 400 从外面无线地提供。为此,所述控制装置设有能量转换装置 202。所述控制装置包括外部部分 200A,其设有手控开关 201A 和用于与内

部蓄池 206 液压流体连通的注射端口 201B。所述控制装置还包括发动机 / 泵功能。可以预期的是,所述相关于液压流体的特征与图 4 所示液压的实施例相关,并且所述动力元件 100 包括加压器 140 以及膀胱接触部分 120,所述膀胱接触部分 120 可固定于膀胱。所述加压器包括固定于人体组织(本例中为耻骨)的操作装置 144,并且所述加压器可操作地连接至可移动臂 142,所述可移动臂连接至所述接触部分。在操作中为了施加压力于膀胱并由此通过尿道释放尿液,所述操作装置 144 由控制装置致动以将所述臂移向膀胱,膀胱由此被压缩。进一步,图 2 示出用于临时约束尿管的约束装置 59B(本实施例中采用约束装置来关闭两个尿管)。所述器械可最终设有此类用于尿管的约束装置,该约束装置由控制装置 200 控制,以在操作所述动力元件释放尿液时关闭尿管,从而防止尿液从膀胱流向肾。在操作时控制装置 200 被致动并且为动力元件供应能量。所述加压器随后将刺激膀胱收缩,因此膀胱中的尿压增大,因此尿液通过尿道排出。当排尿完成时,加压器减轻泌尿并且返回到其原始位置,而同时用于尿管的约束装置被释放,并且膀胱能够接收来自肾的尿液。图 3 示出通过尿道释放尿液时与图 2 相同的器械。为此,泌尿器括约肌 59C 被抑制,并且约束装置 59B 打开。所述器械需要施加一定量的压力(大约 60-80cm 水压)以促使尿液从膀胱流出,并且尿液可由此回流经过尿管 32A、32B,这潜在的风险在于可能损害肾。为了阻止任何此类的并发症,控制装置设有约束装置 59A、59B,所述约束装置 59A、59B 设置用以临时压缩尿管并在排尿过程中将它们关闭。尿管中的尿液压力通常大约是 50cm 水压,然而短期的压力增大不太可能损害肾,并且因此约束装置 59A 与 59B 可省略。

[0033] 图 4 示意性示出加压器的变体,其此时包括蓄池 440,所述蓄池 440 液压地连接至接触部分的腔 420。控制装置 200 以与图 2 相似的方式控制加压器的操作。当操控所述器械以排出尿液时,控制装置启动从蓄池 440 向接触部分的腔 420 的流体传输,腔 420 由此扩充容量因此膀胱收缩,并且作为膀胱中增加的尿压的结果,尿液经尿道排出。为了放松膀胱,流体从所述腔传回至蓄池。回传过程可由动力操作(即可操作地连接至蓄池的泵)实现或作为膀胱中增加的尿压的结果而实现。在所述腔与蓄池之间的第二连接 444 用于稍后的传输。如果泵排吸能力大于所述第二连接的流量,那么第二连接可一直开放。图 4 还示出与控制装置传感器控制单元相通讯的传感器 445。图 5 示意性示出加压器 540 的另一变体,其包括附接于支护装置 510 的操纵装置 544,所述支护装置 510 固定于膀胱壁。所述加压器既可被液压地又可被机械地操控。在该实施例中,机械结构具有致动器 542,所述致动器可操作地连接至操作装置以执行致动运动以致动所述接触部分 520 压缩膀胱。在排尿过程中,操作装置执行致动器的枢转运动,因此其接触所述接触部分 520 以压缩膀胱而将尿液经尿道排出。当释放膀胱时,操作装置将致动器 542 从接触部分 520 移动至其初始位置,并且膀胱准备接收流经尿管的尿液。

[0034] 图 5a 示出图 2 中器械的实施例,其中操作装置 544A 置于腹部壁上作为可选择的支护功能。图 5b 示出图 2 中器械的另一可替换方案,其中操作装置支撑于另一个骨骼结构上。图 5c 示出图 2 中器械的一个替换方案,其中并不设有用于尿管的约束装置以及泌尿器括约肌功能。

[0035] 一些尿滞留患者也患有尿失禁。在这种情况下,所述系统包括单独的泌尿器括约肌 59C,直至患者想要排尿时,约束装置才会打开尿道。在这种情况下,排空膀胱需要较低的压力,因为通过内部膀胱压力打开括约肌不需要力。在这种情况下,尿管约束装置可省

略。

[0036] 蓄池可放置在体内的任何位置,然而优选地在腹腔,可放置在膀胱上或骨盆区域中。通过利用置于体内的注射端口在从特定注射端口针所到达区域内的流体,可调节蓄池中的液体量。蓄池也可省略,并且仅注射端口可用于填充以及排空可扩张元件。

[0037] 图6示出采用示意性示出的本发明的器械10来治疗尿滞留的系统,其中器械10放置在患者的腹部内。所述器械10可以是图1至图5的上下文所描述的器械,或大体在说明书的前述章节中描述的器械。植入的能量转换装置1002适于通过能量供应线1003为所述器械的耗能部件供应能量。用于为所述器械10非侵入性供能的外部能量传输装置1004通过至少一个无线能量信号传输能量。植入的能量转换装置1002将能量从无线能量信号转换为电能,所述电能通过能量供应线1003供应。

[0038] 无线能量信号可包括从以下组中选定的波形信号:声波信号、超声波信号、电磁波信号、红外光信号、可见光信号、紫外光信号、激光信号、微波信号、无线电波信号、X射线信号以及伽马射线信号。可替代地,无线能量信号可包括电场或磁场,或电场与磁场的结合场。

[0039] 无线能量传输装置1004可传输用于运载无线能量信号的载波信号。此类载波信号可包括数字信号、模拟信号或数字与模拟信号的结合。在该实施例中,无线能量信号包括模拟或数字信号、或模拟信号与数字信号的结合。

[0040] 一般而言,能量转换装置1002提供用以将能量传输装置1004传输的第一形式的无线能量转换为第二形式的能量,所述第二形式的能量通常不同于第一形式的能量。植入的器械10可操作地响应于第二形式的能量。能量转换装置1002可采用第二形式的能量直接地为所述器械供能,因为能量转换装置1002将能量传输装置1004传输的第一形式的能量转换为第二形式的能量。所述系统还可包括可植入蓄能池,其中第二形式的能量至少部分地用于为蓄能池蓄能。

[0041] 可替代地,当无线能量正在由能量传输装置1004传输时,能量传输装置1004传输的无线能量可用于直接地为所述器械提供能量。在所述系统包括用于操控所述器械的操作装置的情况下,如以下将描述的,由能量传输装置1004传输的无线能量可用于直接地为操作装置提供能量以产生用于所述器械的操作的动能。

[0042] 第一形式的无线能量可包括声波,并且所述能量转换装置1002可包括用于将所述声波转换为电能的压电元件。第二形式的能量可包括直流电形式或脉冲直流电形式的电能,或直流电与脉冲直流电的结合,或交流电或直流电与交流电的结合。通常地,所述器械包括电能供能的电动部件。所述系统的其它可植入电动部件可以是与所述器械的电动部件相连的至少一个电压电平保护器或至少一个恒定电流保护器。

[0043] 可选地,第一形式的能量与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、光子能量(photo energy)、核能或热能。优选地,第一形式的能量与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。

[0044] 能量传输装置可从患者体外控制以释放电磁无线能量,并且所释放的电磁无线能量被用于所述器械的操作。替代地,能量传输装置从患者体外控制以释放非磁无线能量,并且所释放的非磁无线能量被用于所述器械的操作。

[0045] 外部能量传输装置1004还包括无线遥控装置,其具有外部信号发射器用于传输

无线控制信号以非侵入性地控制所述器械。所述控制信号由植入的信号接收器接收,所述信号接收器可结合在植入的能量转换装置 1002 中或与之分离。

[0046] 无线控制信号可包括频率、振幅或相位调制信号或其结合。可替代地,无线控制信号包括模拟或数字信号、或模拟与数字信号的结合。可替代地,无线控制信号包括电场或磁场、或电场与磁场的结合。

[0047] 无线遥控装置可传输载波信号用于运载无线控制信号。此类载波信号可包括数字、模拟或数字与模拟信号的结合。在所述控制信号包括模拟或数字信号、或模拟与数字信号的结合的情况下,所述无线遥控装置优选地传输电磁载波信号用于运载数字或模拟控制信号。

[0048] 图 7 以更为概括的结构图描述图 6 中的系统,其中示出器械 10、通过能量供应线 1003 为器械 10 供能的能量转换装置 1002、以及外部能量传输装置 1004。患者皮肤 1005,大体由竖直线示出,将线右边的患者的内部与线左边的患者的外部相分隔。

[0049] 图 8 示出与图 7 相同的本发明的实施例,除了采用电开关 1006 形式的反转装置也被植入患者体内用于将所述器械 10 反转 (reversing),所述反转装置例如可由极化 (polarity) 能量操控。当所述开关由极化能量操控时,所述外部能量传输装置 1004 的无线遥控装置传输运载极化能量的无线信号,并且植入的能量转换装置 1002 将无线极化能量转换为极化电流用于操控电开关 1006。当电流的极性被植入的能量转换装置 1002 偏移时,所述电开关 1006 反转器械 10 执行的功能。

[0050] 图 9 示出与图 7 相同的本发明的实施例,除了用于操控器械 10 的植入患者体内的操作装置 1007 被设置于植入的能量转换装置 1002 与器械 10 之间。该操作装置能够采用发动机 1007 的形式,例如电力伺服发动机。当外部能量传输装置 1004 的遥控装置传输无线信号至植入的能量转换装置 1002 的接收器时,所述发动机 1007 由植入的能量转换装置 1002 供能。

[0051] 图 10 示出与图 7 相同的本发明的实施例,除了该实施例还包括采用组件 1008 形式的植入患者体内的操作装置,所述组件 1008 包括发动机/泵单元 1009 与流体蓄池 1010。在该例中,所述器械 10 为液压操控,即液压流体由发动机/泵单元 1009 从流体蓄池 1010 流经管道 1011 抽取到器械 10 内以操控所述器械,并且液压流体由发动机/泵单元 1009 从器械 10 抽回至流体蓄池 1010 以将所述器械回归至其起始位置。所述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,用于通过电力能量供应线 1012 为发动机/泵单元 1009 供能。

[0052] 也可以理解,代替液压操控的器械 10,操作装置包括气动操作装置。在该例中,所述液压流体可以是用于调节的压缩空气,并且所述流体蓄池由气囊所取代。

[0053] 在所有这些实施例中,能量转换装置 1002 可包括可再蓄能的蓄能池,例如电池或电容器,其可由无线能量再蓄能,并且其为系统内任意耗能部分供应能量。

[0054] 或者,上述无线遥控装置可由任意植入部分的手动控制装置代替,以利用患者的手来接触(很可能间接地)例如置于皮肤之下的按钮。

[0055] 图 11 示出本发明的实施例,其包括带有无线遥控装置的外部能量传输装置 1004、在该例中由液压操控的器械 10、植入的能量转换装置 1002,并且还包括液压流体蓄池 1013、发动机/泵单元 1009 以及采用液压阀转换装置 1014 形式的换向装置,它们全部植入

患者体内。显然液压操控能够通过仅改变抽吸方向来简单地实现，并且液压阀因此可省略。遥控装置可以是与外部能量传输装置相分离的或包括在其中的装置。发动机/泵单元 1009 的发动机为电力发动机。响应于来自外部能量传输装置 1004 的无线遥控装置的控制信号，植入的能量转换装置 1002 通过由控制信号运载的能量为发动机/泵单元 1009 供能，由此发动机/泵单元 1009 在液压流体蓄池 1013 与器械 10 之间分配液压流体。外部能量传输装置 1004 的遥控装置控制液压阀转换装置 1014 以在液压流体的两个流动方向之间转换，其中一个方向是流体由发动机/泵单元 1009 从液压流体蓄池 1013 抽取至器械 10 以操控所述器械的方向，另一个相反的方向是流体由发动机/泵单元 1009 从器械 10 抽回至液压流体蓄池 1013 以将所述器械回归至起始位置的方向。

[0056] 图 12 示出本发明的实施例，该实施例包括带有无线遥控装置的外部能量传输装置 1004、器械 10、植入的能量转换装置 1002、由外部能量传输装置 1004 的无线遥控装置所控制的植入的内部控制单元 1015、植入的蓄能池 1016 以及植入的电容器 1017。内部控制单元 1015 将从植入的能量转换装置 1002 接收的电能的存储设置于蓄能池 1016 中，蓄能池 1016 供应能量至器械 10。响应于来自外部能量传输装置 1004 的无线遥控装置的控制信号，内部控制单元 1015 或者释放来自蓄能池 1016 的电能将所释放的能量通过能量线 1018 与 1019 传输、或者直接地将来自植入的能量转换装置 1002 的电通过能量线 1020、稳定电流的电容器 1017、能量线 1021 以及能量线 1019 传输以用于器械 10 的操控。

[0057] 内部控制单元优选地为可在患者体外编程。在优选的实施例中，根据预编程的时间进度表、或来自感知患者的任何可能的生理参数或所述系统的任何功能参数的传感器的输入，内部控制单元被编程以控制器械 10。

[0058] 根据替代实施例，图 12 中实施例的电容器 1017 可省略。根据另一替代实施例，在该实施例中蓄能池 1016 可省略。

[0059] 图 13 示出与图 7 相同的本发明的实施例，除了在患者体内还植入了用于供应操控器械 10 的能量的电池 1022、以及用于转换器械 10 的操作的电开关 1023。所述电开关 1023 可由遥控装置控制并且还可由植入的能量转换装置 1002 供应的能量操控，以从截止模式向导通模式转换，在截止模式下，电池 1022 不处于使用状态，在导通模式下，电池 1022 供应能量用于器械 10 的操作。

[0060] 图 14 示出与图 13 相同的本发明的实施例，除了还在患者体内植入了可由外部能量传输装置 1004 的无线遥控装置控制的内部控制单元 1015。在该例中，电开关 1023 由植入的能量转换装置 1002 供应的能量所操控，以从截止模式向待命模式转换，在截止模式下，无线遥控装置被阻止控制内部控制单元 1015 并且所述电池不处于使用状态，在待命模式下，所述遥控装置被允许控制内部控制单元 1015，以释放来自电池 1022 的电用于器械 10 的操作。

[0061] 图 15 示出与图 14 相同的本发明的实施例，除了用蓄能池 1016 替代电池 1022，以及植入的部件之间不同的互连。在该例中，蓄能池 1016 存储来自植入的能量转换装置 1002 的能量。响应于来自外部能量传输装置 1004 的无线遥控装置的控制信号，内部控制单元 1015 控制所述电开关 1023 以从截止模式转换为导通模式，在截止模式下，蓄能池 1016 不处于使用状态，在导通模式下，蓄能池 1016 供应能量用于器械 10 的操作。蓄能池可结合有电容器或由电容器替代。

[0062] 图 16 示出与图 15 相同的本发明的实施例,除了植入患者体内的还有电池 1022,以及植入的部件之间不同的互连。响应于来自外部能量传输装置 1004 的无线遥控装置的控制信号,内部控制单元 1015 控制蓄能池 1016 以传递用于操控电开关 1023 的能量,以从截止模式向导通模式转换,在截止模式下,电池 1022 不处于使用状态,在导通模式下,电池 1022 供应电能用于器械 10 的操作。

[0063] 可替代地,电开关 1023 可由蓄能池 1016 供应的能量操控以从截止模式向待命模式转换,在截止模式下,无线遥控装置被阻止控制电池 1022 供应电能,并且不处于使用状态,在待命模式下,无线遥控装置被允许控制电池 1022 供应电能用于器械 10 的操作。

[0064] 可以理解,所述开关 1023 以及本申请中的所有其它开关应该以其最广泛的实施例来解释说明。这就意味着可以采用晶体管、MCU、MCP、ASIC、FPGA 或 DA 转换器或任意其它能够在能量导通 - 截止模式之间转换的电子元件或电路。优选地,所述开关是从体外控制的、或替代地由植入的内部控制单元控制。

[0065] 图 17 示出与图 13 相同的本发明的实施例,除了还在患者体内植入了发动机 1007、采用齿轮箱 1024 形式的机械反转装置、以及用于控制所述齿轮箱 1024 的内部控制单元 1015。所述内部控制单元 1015 控制所述齿轮箱 1024 以转换由器械 10 执行(机械操控)的功能。更简单地,电力地转换发动机的方向。以其最广泛的实施例解释说明的齿轮箱可表现为伺服系统设置,这对于操作装置执行较长冲程却更为省力。

[0066] 图 18 示出与图 24 相同的本发明的实施例,除了植入的部件被不同地互连。因此,在该例中,当蓄能池 1016(适宜为电容器)启动电开关 1023 以转换为导通模式时,内部控制单元 1015 由电池 1022 供能。当电开关 1023 处于导通模式时,内部控制单元 1015 被允许控制电池 1022 供应或不供应用于器械 10 操作的能量。

[0067] 图 19 示意性示出所述器械的植入的部件的可能的结合,以用于获得多个通讯选择。基本上包括器械 10、内部控制单元 1015、发动机或泵单元 1009 以及外部能量传输装置 1004,所述外部能量传输装置 1004 包括外部无线遥控装置。如上文所述,无线遥控装置传输控制信号,所述控制信号由内部控制单元 1015 所接收,所述内部控制单元 1015 接着控制所述器械的多个植入的部件。

[0068] 优选地包括传感器或测量装置 1025 的反馈装置可被植入患者体内,用于感应患者的生理参数。所述生理参数可以是下组中选定的至少一个:压力、容量、直径、伸长度、延长度、扩展度、运动、弯曲度、弹性、肌肉收缩、神经冲动、体温、血压、血流、心跳以及呼吸。所述传感器可感应上述任意生理参数。例如,所述传感器可以是压力或运动传感器。替代地,传感器 1025 可设置为感应功能参数。所述功能参数可相关于用于控制植入的能量源的能量传输,并且所述功能参数还可包括从下组中选定的至少一个:电流、任意电的参数、压力、容量、直径、伸展度、延长度、扩展度、运动、弯曲度、弹性、温度以及流量。

[0069] 所述反馈可被发送至内部控制单元或优选地通过内部控制单元发出至外部控制单元。反馈可通过能量传输系统或单独的带有接收器和传输器的通讯系统从体内发出。

[0070] 内部控制单元 1015、或替代地,外部能量传输装置 1004 的外部无线遥控装置,可响应来自传感器 1025 的信号来控制器械 10。收发器可结合传感器 1025,以用于发送关于感应的生理参数的信息至外部无线遥控装置。所述无线遥控装置可包括信号发射器或收发器,并且内部控制单元 1015 可包括信号接收器或收发器。替代地,无线遥控装置可包括信

号接收器或收发器,并且内部控制单元 1015 可包括信号发射器或收发器。上述收发器、发射器以及接收器可用于从患者体内向外发送关于器械 10 的信息或数据。

[0071] 在植入发动机/泵单元 1009 和用于为发动机/泵单元 1009 供能的电池 1022 的情况下,与电池 1022 充电相关的信息被反馈。为了更精确,当利用能量对电池或蓄能池充电时,涉及所述充电过程的反馈信息被发送并且所述能量供应被相应地改变。

[0072] 图 20 示出替代实施例,其中器械 10 可从患者体外被调节。系统 1000 包括电池 1022,所述电池 1022 通过皮下电开关 1026 连接至器械 10。因此,器械 10 的调节可通过手动按压皮下开关非侵入性地实现,由此器械 10 的操作被导通和截止。可以理解,示出的实施例是简化的,并且本申请公开的其它部件,例如内部控制单元或任意其它部分,可被添加至所述系统。可利用两个皮下开关。在优选的实施例中,一个植入的开关发送信息至内部控制单元以执行特定预设的行为,并且当患者再次按压开关时,则反转所述行为。

[0073] 图 21 示出替代实施例,其中系统 1000 包括液压地连接至所述器械的液压流体蓄池 1013。非侵入性调节通过手动按压连接至所述器械的液压蓄池而实现。

[0074] 所述系统可包括外部数据通讯装置以及与外部数据通讯装置通讯的可植入的内部数据通讯装置。内部通讯装置将关于所述器械或患者的数据馈送至外部数据通讯装置和/或外部数据通讯装置馈送数据至内部数据通讯装置。

[0075] 图 22 示意性描述系统的设置,所述系统能够将来自患者体内的信息发送至体外,以提供关于器械或系统的至少一个功能参数、或关于患者生理参数的反馈信息,以供应准确量的能量至植入的内部能量接收器 1002,所述内部能量接收器 1002 连接至器械 10 的植入的耗能部件。该能量接收器 1002 可包括能量源和/或能量转换设备。简要描述地,位于患者体外的外部能量源 1004a 传输无线能量,并且位于患者体内的内部能量接收器 1002 接收所述无线能量。内部能量接收器适于通过开关 1026 直接地或间接地供应所接收的能量至器械 10 的耗能部件。在内部能量接收器 1002 接收的能量与用于器械 10 的能量之间确定能量平衡,并且随后基于确定的能量平衡控制无线能量的传输。能量平衡因此提供所需能量正确的量的准确指示,其足以正确地操控器械 10,但不会引起不适当的温度升高。

[0076] 在图 22 中,患者皮肤由竖直线 1005 标示。这里,能量接收器包括位于患者体内的能量转换装置 1002,优选地恰好处于患者皮肤 1005 之下。通常,植入的能量转换装置 1002 可位于腹部、胸腔、肌肉筋膜(例如腹部壁)、皮下或任意其它适当的位置。植入的能量转换装置 1002 适于接收无线能量 E,所述无线能量 E 从外部能量传输装置 1004 中设有的外部能量源 1004a 传输,所述外部能量传输装置 1004 位于患者皮肤 1005 之外邻近植入的能量转换装置 1002。

[0077] 本领域技术人员公知的,无线能量 E 通常可由任意适当的经皮的能量转移(TET)装置传输,例如包括主线圈以及相邻次级线圈的装置,所述主线圈设置于外部能量源 1004a 中,并且所述相邻次级线圈设置于植入的能量转换装置 1002 中。当电流经过主线圈馈送时,在次级线圈中感应出电压形式的能量,其能够用于为器械的植入的耗能部件供能,例如在将引入的能量存储于植入的能量源(例如可再蓄能的电池或电容器)之后。然而,本发明大体并不限定任何特定能量转移技术,可利用 TET 装置或能量源、以及任何无线能量。

[0078] 由植入的能量接收器所接收的能量的量可相比于由器械的植入的部件所使用的能量。术语“使用的能量(energy used)”可以理解为还包括由器械的植入的部件所储存的

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控制外部能量源 1004a,以调节所传输的能量的量。为了传输正确量的能量,能量平衡与所需能量的量由确定装置所确定,所述确定装置包括植入的内部控制单元 1015,其连接在开关 1026 与器械 10 之间。内部控制单元 1015 可因此被设置用于接收多个测量值,所述测量值由测量器械 10 的某些特征的适当的传感器或类似装置(未示出)所获得,器械 10 的所述某些特征在一定程度上反映出用于正确操控器械 10 所需的能量的量。而且,患者的当前状况可由适当的测量装置或传感器检测到,以提供反映患者状况的参数。因此,该特征和 / 或参数可涉及器械 10 的当前状态,例如耗能量、运转模式以及温度,还有患者的状况,所述患者状况例如由以下参数反映:体温、血压、心跳以及呼吸。患者的其它类型的生理参数和装置的功能参数将在别处描述。

[0079] 此外,采用蓄能池 1016 形式的能量源可以可选地通过控制单元 1015 连接至植入的能量转换装置 1002,用于积聚接收的能量以便器械 10 随后使用。替代地或另外,也能够反映所需能量的量的蓄能池的特征也能被测量。蓄能池可由可再充电电池替代,并且测量的特征可涉及电池的当前状态,任意电的参数,例如耗能电压、温度等。为了提供充足的电压和电流至器械 10,并且为了避免过热,可以理解,最佳地,电池应通过从植入的能量转换装置 1002 接收正确量的能量来蓄能,即,不要太多也不要太少。蓄能池还可以是具有相应的特征的电容器。

[0080] 例如,电池特征可被定期测量以确定电池当前状态,所述状态随后被作为状态信息存储在内部控制单元 1015 中适当的存储装置中。因此,无论何时产生新的测量值,存储的电池状态信息都能够相应地更新。通过该方式,所述电池的状态能够通过传输正确量的能量来“校准”,以保证电池处于最佳状态。

[0081] 因此,确定装置的内部控制单元 1015 适于,基于上述传感器或器械 10 的测量装置、或患者、或植入的能量源(如果使用的话)、或其任意组合所产生的测量值,确定能量平衡和 / 或当前所需能量的量,(或者每时间单元的能量或者积聚的能量)。内部控制单元 1015 还连接至内部信号发射器 1027,内部信号发射器 1027 设置用以传输反映确定的所需量的能量的控制信号至外部信号接收器 1004c,所述外部信号接收器 1004c 连接至外部控制单元 1004b。从外部能量源 1004a 传输的能量的量随后响应于所接收的控制信号而被调节。

[0082] 替代地,确定装置可包括外部控制单元 1004b。在该替代实施例中,传感器测量值能够直接被传输至外部控制单元 1004b,其中能量平衡和 / 或当前所需能量的量能够由外部控制单元 1004b 确定,因此外部控制单元 1004b 中集成了内部控制单元 1015 的上述功能。在该例中,内部控制单元 1015 可省略,并且传感器测量值可直接被提供给内部信号发射器 1027,其发送所述测量值至外部信号接收器 1004c 与外部控制单元 1004b。能量平衡与当前所需能量的量随后能够基于那些传感器测量值被外部控制单元 1004b 所确定。

[0083] 因此,根据图 22 的设置解决方案使用了指示所需能量的信息的反馈,其比之前的解决方案更有效,因为其基于与接收的能量相比(例如,在能量的量方面)能量的实际使用、能量差值、或者由器械的植入的耗能部件能量使用率相比的能量接收率。所述器械可使用接收的能量,或用于消耗或用于存储所述能量于植入的能量源或类似。上述不同的参数如果相关和需要将是用于确定实际能量平衡的工具。然而,本质上也需要此类参数

用于任何在内部采取的动作以具体操控所述器械。

[0084] 内部信号发射器 1027 与外部信号接收器 1004c 可被执行作为单独的单元,它们使用适当的信号传输装置,例如无线电、IR(红外)或超声波信号。替代地,内部信号发射器 1027 与外部信号接收器 1004c 可被分别对应地集成在植入的能量转换装置 1002 以及外部能量源 1004a 中,以基本上利用相同的传输技术,反向于能量发射的方向传输控制信号。控制信号可关于频率、相位或振幅来调制。

[0085] 因此,反馈信息或者通过包括接收器和发射器的单独的通讯系统传输,或者被集成至能量系统。根据本发明,该集成的信息反馈与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,所述能量接收器具有内部第一线圈以及连接至所述第一线圈的第一电路,所述系统还包括用于传输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以及连接至所述第二线圈的第二电路。所述能量发射器的外部第二线圈传输无线能量,所述无线能量由所述能量接收器的第一线圈所接收。该系统还包括能量(power)开关用于转换内部第一线圈与第一电路的连接的导通与截止,因此当能量开关转换内部第一线圈至第一电路的连接导通与截止时,涉及第一线圈的蓄能的反馈信息由外部能量发射器作为外部第二线圈的负载中的阻抗变化形式接收。在以图 17 中的设置实施该系统时,开关 1026 或者是分离的并由内部控制单元 1015 控制,或集成在内部控制单元 1015 中。可以理解,开关 1026 能够以其最宽泛的实施例来解释。这意味着晶体管、MCU、MCP、ASIC FPGA 或 DA 转换器或任意其它能够转换能量导通与截止的电子元件或电路。

[0086] 总之,图 22 所示能量供应设置可大体以以下方式运行。能量平衡首先由确定装置的内部控制单元 1015 确定。反映能量的所需量的控制信号也是由内部控制单元 1015 产生,并且所述控制信号从内部信号发射器 1027 传输至外部信号接收器 1004c。替代地,所述能量平衡能够由外部控制单元 1004b 确定,而非取决于如上文所述的执行。在该例中,控制信号可运载来自多个传感器的测量结果。基于确定的能量平衡,例如响应于所接收的控制信号,从外部能量源 1004a 发出的能量的量随后由外部控制单元 1004b 调节。该过程能够在正在进行的能量传输过程中以特定的间隔间歇地重复,或可在能量传输过程中基于或多或少的连续性执行。

[0087] 能量传输的量可大体通过调节外部能量源 1004a 中的多个传输参数来控制,例如电压、电流、振幅、波频率以及脉冲特征。

[0088] 该系统也可用于获得关于 TET 系统中线圈之间的耦合因子的信息,甚至用于校准系统以寻找外部线圈相对于内部线圈的最佳位置并优化能量传输。在这种情况下,简单地比较传输的能量的量与接收的能量的量。例如,如果移动外部线圈,会改变耦合因子,并且正确显示的运动将会促使外部线圈找到传输能量的最佳位置。优选地,外部线圈适于校准传输的能量的量,以在最大化耦合因子之前在确定装置中获得反馈信息。

[0089] 该耦合因子信息也可用作能量传输期间的反馈。在该例中,本发明的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,所述能量接收器具有内部第一线圈以及连接至所述第一线圈的第一电路,所述系统还包括用于传输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以及连接至所述第二线圈的第二电路。所述能量发射器的外部第二线圈传输无线能量,所述无线能量由能量接收器的第一线圈所接收。所述系统还包括反馈装置,用于将第一线圈接收的能量的量作为反馈信息发出,并且其中,所述第二电

路包括确定装置,用于接收反馈信息,并且用于将由第二线圈传输的能量的量与涉及在第一线圈中所接收的能量的量的反馈信息进行比较以获得第一线圈与第二线圈之间的耦合因子。所述能量发射器可响应于获得的耦合因子调节传输的能量。

[0090] 参照图 23,尽管用于操控所述器械的能量的无线传输已经在上文描述为能够非侵入性地操作,还是可以理解,所述器械也能够利用有线绑定(wire bound)能量操控。例如图 18 所示实施例,其中外部开关 1026 互连于外部能量源 1004a 与操作装置之间,所述操作装置例如操控器械 10 的电力发动机 1007。外部控制单元 1004b 控制外部开关 1026 的操作以实现器械 10 的正确操作。

[0091] 图 24 示出所接收的能量如何被供应至器械 10 并被器械 10 所使用的不同实施例。与图 17 所示实施例类似,内部能量接收器 1002 接收来自自由传输控制单元 1004b 控制的外部能量源 1004a 的无线能量 E。内部能量接收器 1002 可包括恒压电路(用虚线框“恒定 V”在图中指示)用于以恒定电压供应能量至器械 10。内部能量接收器 1002 还可包括恒定电流电路(用虚线框“恒定 C”在图中指示)用于以恒定电流供应能量至器械 10。

[0092] 器械 10 包括耗能部分 10a,其可以是发动机、泵、约束装置或任意其它需要能量以实现电力运转的医疗器械。所述器械 10 还可包括能量存储装置 10b,用于存储从内部能量接收器 1002 供应的能量。因此,供应的能量可被耗能部分 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以及部分地存储。器械 10 还可包括能量稳定单元 10c,用于稳定由内部能量接收器 1002 供应的能量。因此,可以以振荡方式供应能量,这样就有必要在被消耗或存储之前稳定能量。

[0093] 从内部能量接收器 1002 供应的能量可在由器械 10 消耗和/或存储之前,进一步由位于器械 10 之外的单独的能量稳定单元 1028 积聚和/或稳定。替代地,能量稳定单元 1028 可被集成在内部能量接收器 1002 中。在任一种情况中,能量稳定单元 1028 可包括恒定电压电路和/或恒定电流电路。

[0094] 应该注意的是,图 22 与图 24 示出一些可能的但非限定性的实施方式的选择,关于多个示出的功能性部件与元件如何设置及如何连接至彼此。但是,本领域技术人员将容易理解,在本发明范围内可以做出很多变化和调整。

[0095] 图 25 示意性示出用于控制无线能量传输的系统的提议设计中的一个的能量平衡测量电路,或者能量平衡控制系统。所述电路具有以 2.5V 为中心并且相关于能量失衡成比例的输出信号。该信号的导数示出值是否增大和减小以及这一变化发生得如何迅速。如果接收的能量的量低于器械的植入的部件所用的能量,则更多的能量将被传输并且因此被蓄能至能量源中。来自所述电路的输出信号通常被馈送至 A/D 转换器,并且转换为数字格式。所述数字信息随后能够被发送至外部能量传输装置,允许其调整传输能量的电平(level)。另一种可能是具有完全模拟的系统,其利用比较装置将能量平衡电平与特定最大和最小阈值进行比较,如果所述平衡超出最大/最小限,则发送信息至外部能量传输装置。

[0096] 示意图 25 示出系统实施电路,所述系统从患者体外利用感应能量转移传输能量至本发明中的器械的植入的能量部件。感应能量转移系统通常采用外部发射线圈以及内部接收线圈。所述接收线圈 L1 包括在示意图 3 中;所述系统的发射部分被排除。

[0097] 能量平衡的通常概念下的实施,以及信息传输至外部能量发射器的方式理所当然能够以多种不同的方式实施。示意图 25 以及上述评估与传输所述信息的方法应该仅被视

为如何实施所述控制系统的实施例。

[0098] 电路详情

[0099] 在图 25 中,符号 Y1、Y2、Y3 等等表示电路中的测试点。图中部件及其相应的值是所述部件在特定实施例中工作时的值,所述特定实施例理所当然仅仅是无数可能的设计方案中的一个。

[0100] 为所述电路供电的能量由能量接收线圈 L1 接收。提供至植入部件的能量在该特定实施例中以频率 25KHz 传输。能量平衡输出信号当前在测试点 Y1。

[0101] 本领域技术人员能够理解,所述系统的上述多个实施例可以很多不同的方式结合。例如,图 8 中的电开关 1006 能够结合至图 11-17 中的任意实施例,图 11 中的液压阀转换装置 1014 能够结合至图 10 中的实施例,并且齿轮箱 1024 能够结合至图 9 中的实施例。请注意,所述开关可以是任意电路或元件。

[0102] 图 22、图 24 及图 25 联合示出的实施例中表示用于控制无线能量传输至电力可操作器械的植入的耗能部件的方法和系统。该方法和系统将由以下内容概括。

[0103] 因此提供用于控制无线能量传输的方法,所述无线能量供应至上述器械的植入的耗能部件。无线能量 E 从位于患者体外的外部能量源传输,并且由位于患者体内的内部能量接收器接收,所述内部能量接收器连接至所述器械的植入的耗能部件,用于直接地或间接地供应所接收的能量。能量平衡在由内部能量接收器接收的能量与所述器械使用的能量之间确定。随后基于确定的能量平衡来控制从外部能量源的无线能量 E 的传输。

[0104] 无线能量能够从外部能量源中的主线圈感应地传输至内部能量接收器中的次级线圈。能量平衡中的变化可被探测到以基于所探测的能量平衡变化来控制无线能量的传输。在内部能量接收器接收的能量与用于医疗器械的能量之间也可探测到差值,以基于所探测的能量差值来控制无线能量的传输。

[0105] 当控制能量传输时,如果所探测的能量平衡变化表明能量平衡正在增大,那么所传输的无线能量的量可减小,反之亦然。能量传输的减小 / 增大可进一步对应于所探测的变化率。

[0106] 如果所探测的能量差值表明所接收的能量大于所用的能量,那么所传输的无线能量的量可进一步减小,反之亦然。能量传输的减小 / 增大也就对应于所探测的能量差值的幅度。

[0107] 如上文所述,用于医疗器械的能量可被消耗用以操控所述医疗器械,和 / 或存储在所述医疗器械的至少一个能量存储装置中。

[0108] 当确定了医疗器械的电的和 / 或物理的参数、和 / 或患者的生理参数时,可以根据基于所述参数确定的每单位时间单元的传输率来传输用于消耗以及存储的能量。传输的能量的总量还可基于所述参数确定。

[0109] 当在由内部能量接收器接收的能量的总量与消耗的和 / 或存储的能量的总量之间探测到差值,并且所探测到的差值涉及与所述能量平衡相关的至少一个测量的电参数的一段时间的积分时,所述积分可被确定用于涉及能量平衡的监控电压和 / 或电流。

[0110] 当与消耗和 / 或存储的能量的量相关的所测量的电参数在一段时间内确定导数时,该导数可被确定用于涉及能量平衡的所监测的电压和 / 或电流。

[0111] 来自外部能量源的无线能量的传输可通过以下方式来控制:将来自第一电路的电

脉冲施加至外部能量源以传输无线能量,所述电脉冲具有前沿与后沿,改变电脉冲的相继的前沿和后沿之间的第一时间间隔的长度和 / 或电脉冲的相继的后沿与前沿之间的第二时间间隔的长度,以及传输无线能量,电脉冲所产生的传输能量具有变化的功率,功率的变化取决于第一和 / 或第二时间间隔的长度。

[0112] 在该例中,当改变第一和 / 或第二时间间隔时,电脉冲的频率基本不变。当施加电脉冲时,电脉冲可保持不变,只改变第一和 / 或第二时间间隔。当改变第一和 / 或第二时间间隔时,电脉冲的振幅基本恒定。而且,可通过仅改变电脉冲的相继的前沿和后沿之间的第一时间间隔的长度来改变电脉冲。

[0113] 两个或更多电脉冲的序列可以排 (row) 的方式供应,其中当施加脉冲序列时,所述序列在脉冲序列的起始端具有第一电脉冲,并且在脉冲序列的末端具有第二电脉冲,两个或更多脉冲序列可以排的方式供应,其中在相继的第一脉冲序列中的第二电脉冲的后沿与第二脉冲序列中的第一电脉冲的前沿之间的第二时间间隔的长度是改变的。

[0114] 当施加电脉冲时,电脉冲可具有基本恒定的电流以及基本恒定的电压。电脉冲还可具有基本恒定的电流以及基本恒定的电压。而且,电脉冲还可具有基本恒定的频率。脉冲序列中的电脉冲同样可具有基本恒定的频率。

[0115] 由第一电路与外部能量源所形成的回路可具有第一特征时间段或第一时间常量,并且当有效地改变传输的能量时,该频率时间段可处于第一特征时间段或时间常量的范围内或更短。

[0116] 包括上文所述器械的系统因此还被提供用于控制无线能量的传输,所述无线能量被供应至所述器械的植入的耗能部件。以其最广泛的范围,所述系统包括:控制装置,用于控制来自能量传输装置的无线能量的传输;以及可植入的内部能量接收器,用于接收传输的无线能量,内部能量接收器连接至所述器械的可植入的耗能部件,以便向其直接地或间接地供应接收的能量。所述系统还包括确定装置,其适于确定由内部能量接收器接收的能量与用于所述器械的可植入的耗能部件之间的能量平衡,其中所述控制装置基于由确定装置所确定的能量平衡,控制来自外部能量传输装置的无线能量的传输。

[0117] 而且,所述系统可包括以下任意:

[0118] - 在外部能量源中的主线圈,该主线圈适于感应地传输无线能量至内部能量接收器中的次级线圈。

[0119] - 确定装置适于探测能量平衡中的变化,并且所述控制装置基于所探测的能量平衡变化来控制无线能量的传输。

[0120] - 确定装置适于探测在由内部能量接收器接收的能量与用于所述器械的可植入的耗能部件之间的差值,并且所述控制装置基于所探测的能量差值来控制无线能量的传输。

[0121] - 如果探测的能量平衡变化表明能量平衡正在增大,那么所述控制装置控制外部能量传输装置以减小所传输的无线能量的量,反之亦然,其中能量传输的减小 / 增大对应于所探测的变化率。

[0122] - 如果探测的能量差值表明接收的能量大于所用的能量,那么所述控制装置控制外部能量传输装置以减小所传输的无线能量的量,反之亦然,其中能量传输的减小 / 增大对应于所探测的能量差值的幅度。

[0123] - 用于所述器械的能量被消耗用于操控所述器械,和 / 或存储在所述器械的至少

一个能量存储装置中。

[0124] - 在所述器械的电的和 / 或物理的参数和 / 或患者的生理参数被确定的情况下, 能量传输装置根据确定装置基于所述参数所确定的每时间单元的传输率传输用于消耗和存储的能量。所述确定装置还基于所述参数确定传输的能量的总量。

[0125] - 当在由内部能量接收器接收的能量的总量与消耗和 / 或存储的能量的总量之间的差值被探测, 并且所探测的差值涉及与能量平衡相关的至少一个测量的电参数的一段时间的积分时, 确定装置确定用于涉及能量平衡的监控电压和 / 或电流的积分。

[0126] - 当涉及消耗和 / 或存储能量的量的所测量的电参数在一段时间内的导数确定时, 确定装置确定用于涉及能量平衡的监控电压和 / 或电流的导数。

[0127] - 能量传输装置包括位于人体体外的线圈, 并且一电路被提供用于采用电脉冲为外部线圈供能以传输无线能量。所述电脉冲具有前沿和后沿, 所述电路适于改变相继的前沿和后沿之间的第一时间间隔、和 / 或电脉冲的相继的后沿和前沿之间的第二时间间隔, 以改变传输的无线能量的功率。因此, 接收传输的无线能量的能量接收器具有变化的功率。

[0128] - 所述电路适于传送保持不变的电脉冲, 仅可改变第一和 / 或第二时间间隔。

[0129] - 所述电路具有时间常量, 并且适于仅在第一时间常量范围内改变第一和第二时间间隔, 因此当第一和 / 或第二时间间隔的长度被改变时, 经线圈传输的功率也被改变。

[0130] - 所述电路适于传送电脉冲, 所述电脉冲仅能被改变的是电脉冲的相继的前沿和后沿之间的第一时间间隔的长度。

[0131] - 所述电路适于以排的方式供应两个或更多的电脉冲序列, 所述序列在脉冲序列的起始端具有第一电脉冲, 并且在脉冲序列的末端具有第二电脉冲, 以及

[0132] - 在相继的第一脉冲序列中的第二电脉冲的后沿与第二脉冲序列中的第一电脉冲的前沿之间的第二时间间隔的长度可由第一电路改变。

[0133] - 所述电路适于提供电脉冲, 所述脉冲具有基本恒定的高度和 / 或振幅和 / 或强度和 / 或电压和 / 或电流和 / 或频率。

[0134] - 所述电路具有时间常量, 并且适于仅在第一时间常量范围内改变第一和第二时间间隔, 因此当第一和 / 或第二时间间隔的长度被改变时, 通过第一线圈传输的功率也被改变。

[0135] - 所述电路适于提供电脉冲, 所述电脉冲仅在一定范围内改变第一和 / 或第二时间间隔的长度, 所述范围包括第一时间常量或与第一时间常量的大小相比相对接近第一时间常量。

[0136] 图 26 至图 29 示出液压或气动地对根据本发明的植入的器械供能的四种不同方式的更详细的结构图。

[0137] 图 26 示出上述系统。所述系统包括植入的器械 10 以及独立的调节蓄池 1013、单向泵 1009 以及换向阀 1014。

[0138] 图 27 示出器械 10 与流体蓄池 1013。通过移动调节蓄池的壁或以任意其它不同的方式改变其大小, 所述器械的调整可以不通过任意阀门实现, 仅仅通过移动蓄池的壁就随时使流体自由通过。

[0139] 图 28 示出器械 10、双向泵 1009 以及调节蓄池 1013。

[0140] 图 29 示出换向伺服系统的结构图, 其中第一闭合系统控制第二闭合系统。所述伺

服系统包括调节蓄池 1013 以及伺服蓄池 1050。所述伺服蓄池 1050 通过机械互连件 1054 机械地控制植入的器械 10。所述器械具有可扩展的 / 可收缩的腔。该腔优选地通过由较大可调整蓄池 1052 供应液压流体而被扩张或收缩,所述较大可调整蓄池 1052 与所述器械流体相通。替代地,所述腔包括可压缩气体,其在伺服蓄池 1050 的控制下能够被压缩或膨胀。

[0141] 伺服蓄池 1050 也可以是所述器械本身的一部分。

[0142] 在一个实施例中,调节蓄池设置在患者皮下,并且其可通过用手指按压其外表面来操控。该系统如图 30a-c 所示。在图 30a 中,所示可变形的皮下调节蓄池 1013 通过导管 1011 连接至膨胀成型的伺服蓄池 1050。该波纹管形伺服蓄池 1050 包括在可变形器械 10 中。在图 30a 所示状态,伺服蓄池 1050 包含最少量的流体,并且大多数流体被发现于调节蓄池 1013 中。由于伺服蓄池 1050 与器械 10 之间的机械互连,所述器械 10 的外形被收缩,即其占用量小于其最大容量。该最大容量在图中用虚线示出。

[0143] 图 30b 示出的状态中,使用者(例如植入了所述器械的患者)按压调节蓄池 1013,因此包含在其中的流体被迫流经导管 1011 并进入伺服蓄池 1050,而伺服蓄池 1050 因其波纹管形状而纵向扩张。该扩张转而又扩张器械 10,因此所述器械 10 占用其最大容量,由此拉伸其接触的胃部壁(未示出)。

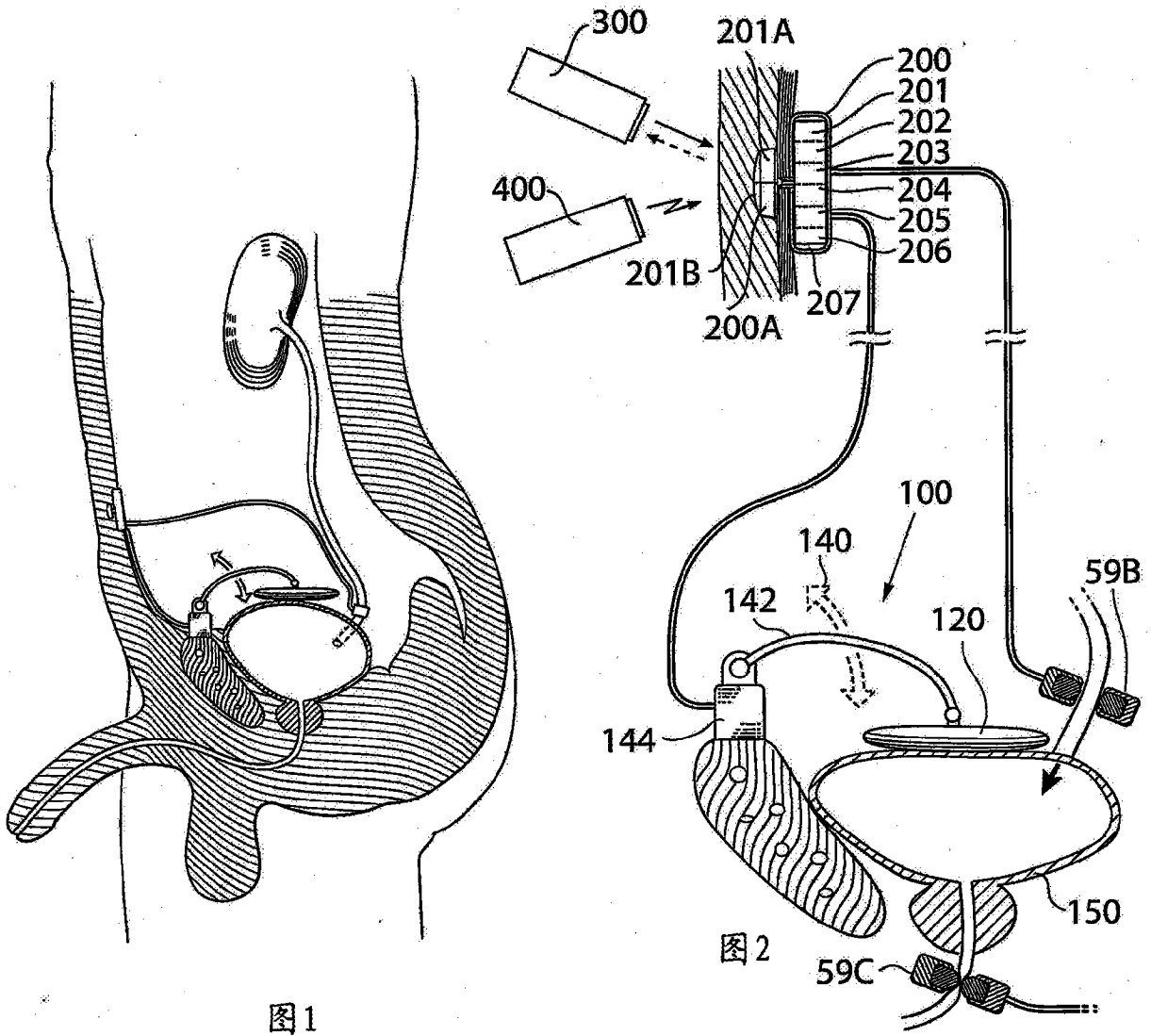
[0144] 调节蓄池 1013 优选地设有装置 1013a 用于在压缩后将其形状固定。当使用者释放调节蓄池时,如图示意性示出的这一装置因此将器械 10 保持处于拉伸位置。因此,调节蓄池实质上相当于用于所述系统的导通 / 截止开关。

[0145] 下面将参照图 31 与图 32a-c 描述液压或气动操控的替代实施例。图 31 所示结构图为控制第二闭合系统的第一闭合系统。所述第一系统包括调节蓄池 1013 以及伺服蓄池 1050。所述伺服蓄池 1050 通过机械互连件 1054 机械地控制较大的可调整蓄池 1052。通过从与所述器械 10 流体相通的较大可调整蓄池 1052 供应液压流体,具有可扩展 / 可收缩腔的植入的器械 10 转而由较大可调整蓄池 1052 控制。

[0146] 下面将参照图 32a-c 描述该实施例的例子。与之前实施例相似的是,所述调节蓄池位于患者皮下,并且可通过用手指按压其外表面的方式操控。所述调节蓄池 1013 通过导管 1011 与波纹管形伺服蓄池 1050 流体相通。在图 31a 所示第一闭合系统 1013、1011、1050 中,伺服蓄池 1050 包含最小量的流体,并且大多数流体被发现于调节蓄池 1013 中。

[0147] 伺服蓄池 1050 机械地连接至较大可调整蓄池 1052,在该例中,所述较大可调整蓄池 1052 也具有波纹管形,但是具有比伺服蓄池 1050 更大的直径。所述较大可调整蓄池 1052 与所述器械 10 流体相通。这就意味着,当使用者按压调节蓄池 1013 从而使流体从调节蓄池 1013 移向伺服蓄池 1050 时,伺服蓄池 1050 的扩展将使更大量的流体从较大可调整蓄池 1052 流向器械 10。也就是说,在该换向伺服中,在调节蓄池中小容积受到较大的力压缩,并且这就使得用每面积单元较小的力产生较大区域的运动。

[0148] 与之前参照图 30a-c 描述的实施例相似,调节蓄池 1013 优选地设有装置 1013a 用于在压缩后保持其形状。如图示意性示出的这一装置,当用户释放调节蓄池时,器械 10 也能被保持在拉伸的位置。因此,调节蓄池本质上作为用于所述系统的导通 / 截止开关操作。



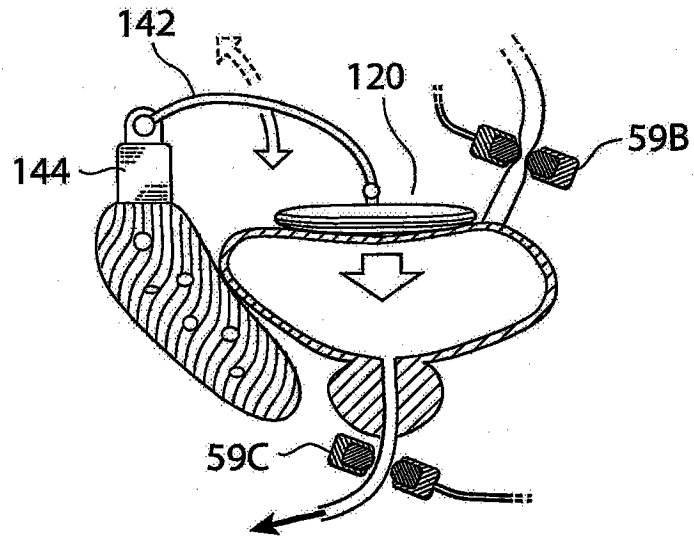


图 3

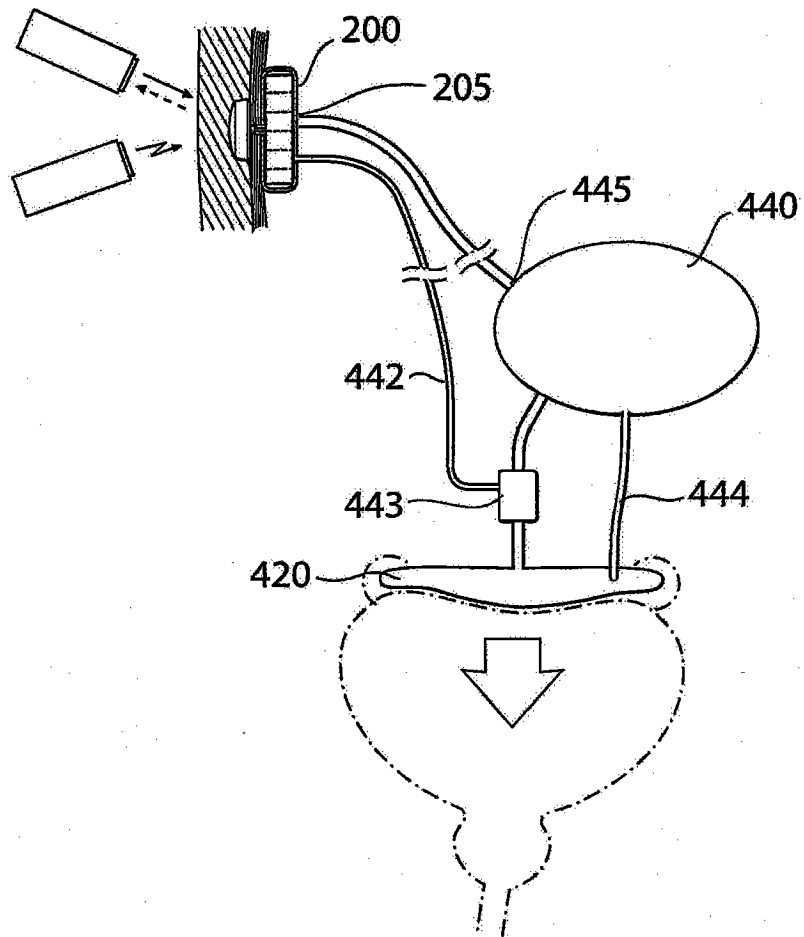


图 4

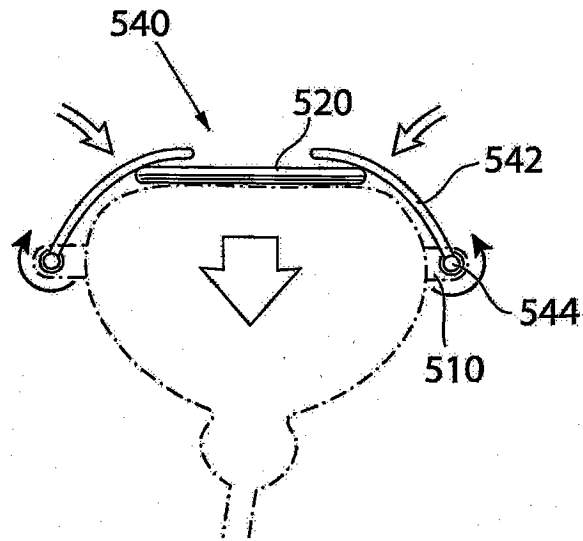


图 5

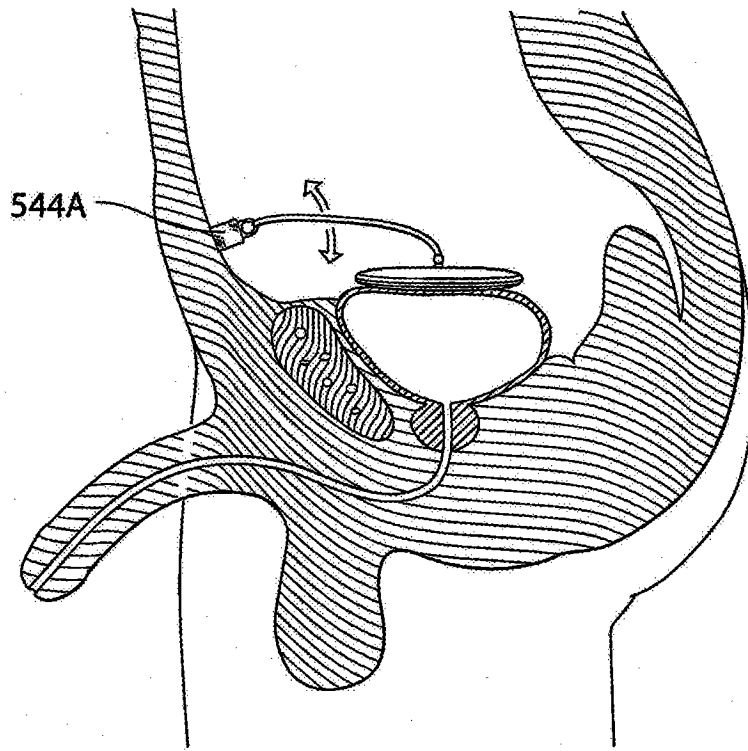


图 5A

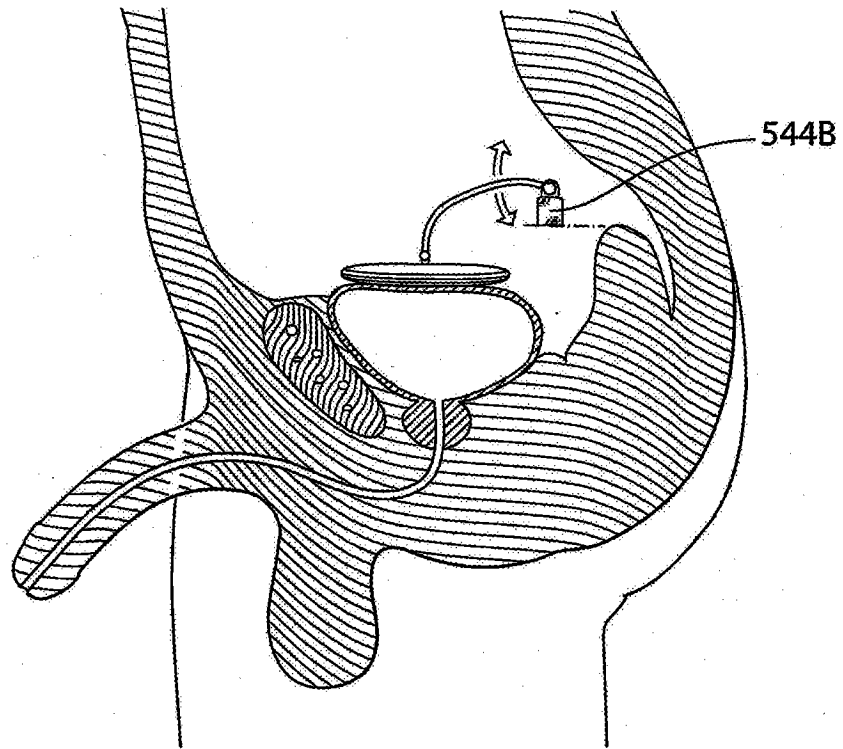


图 5B

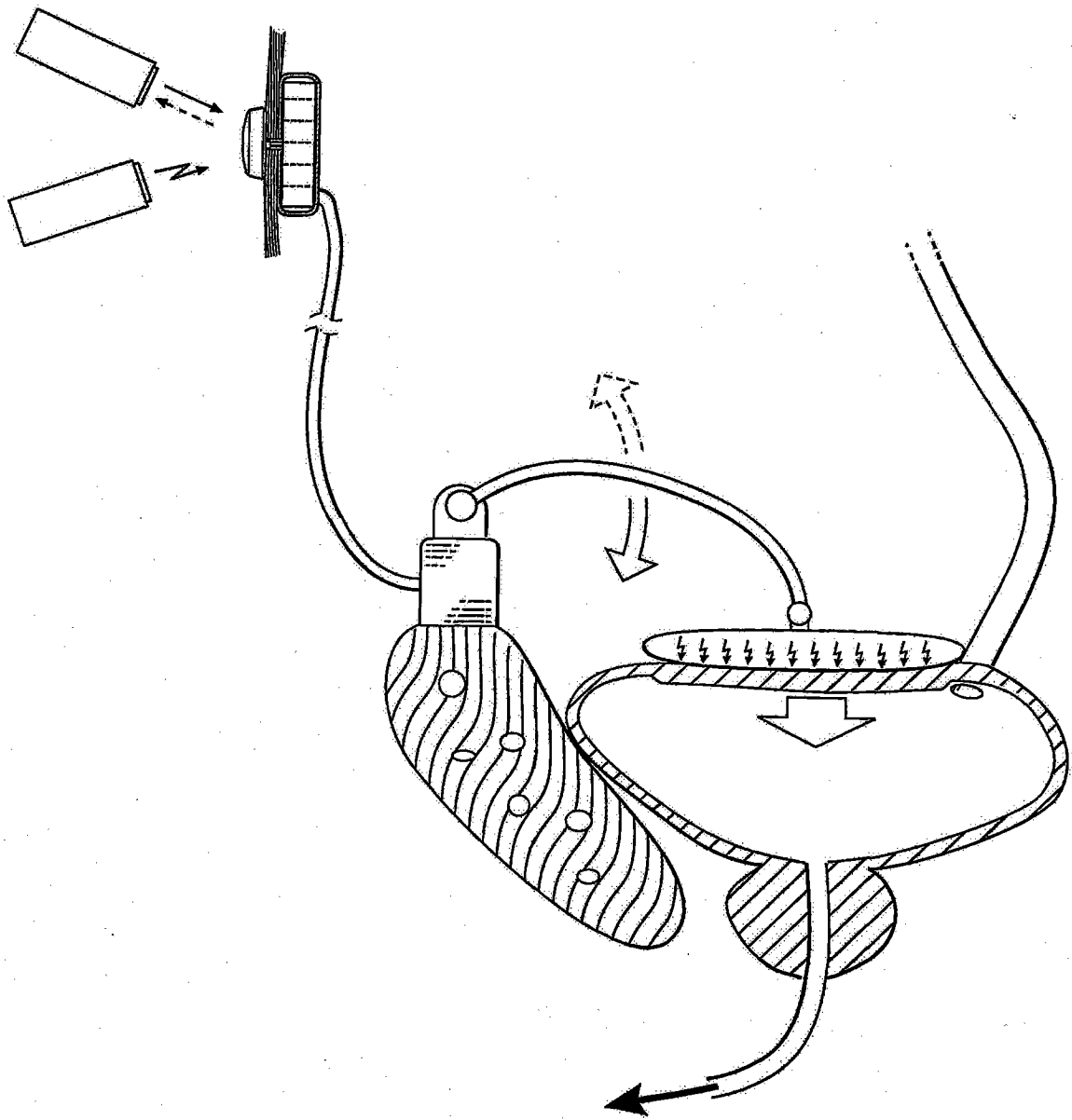


图 5C

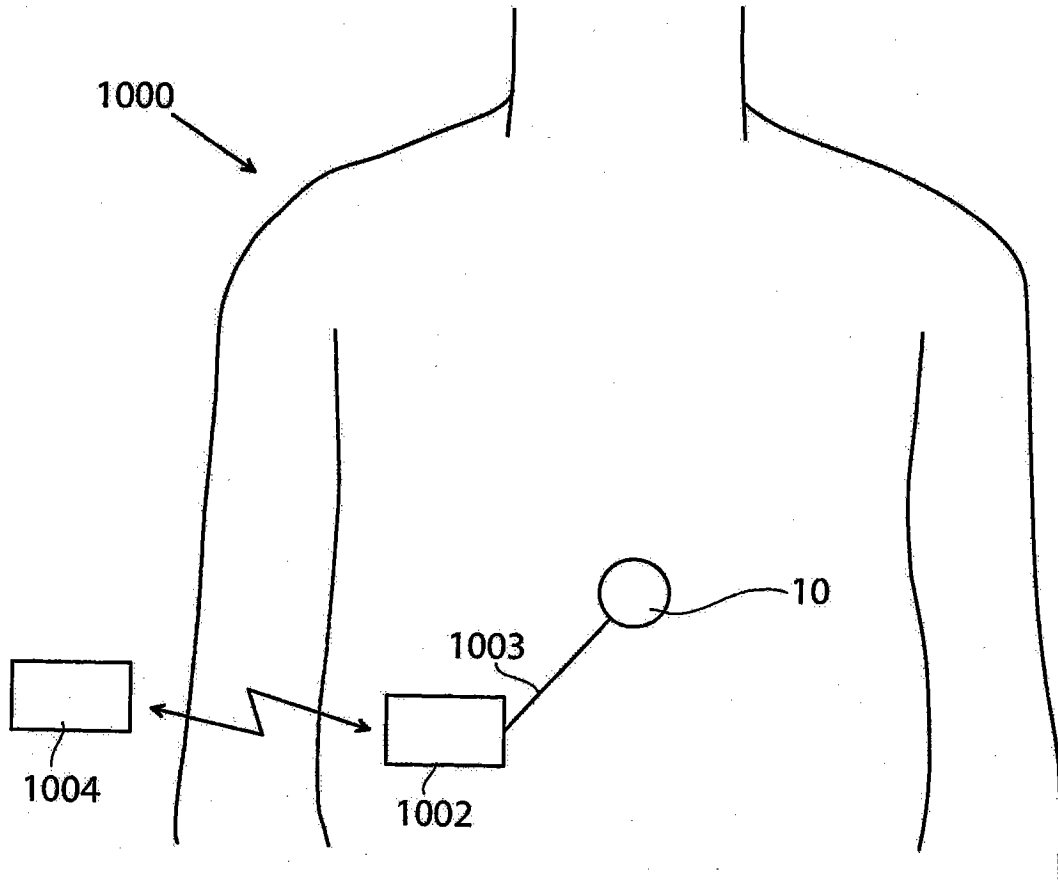


图 6

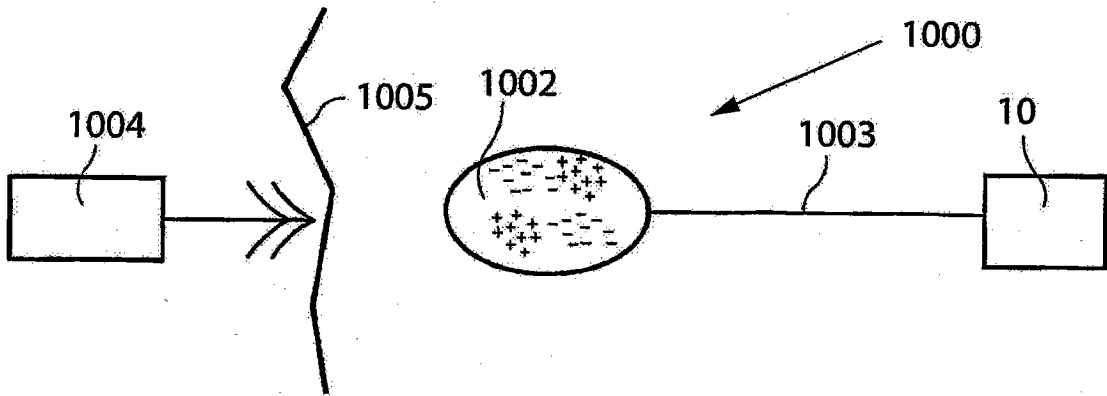


图 7

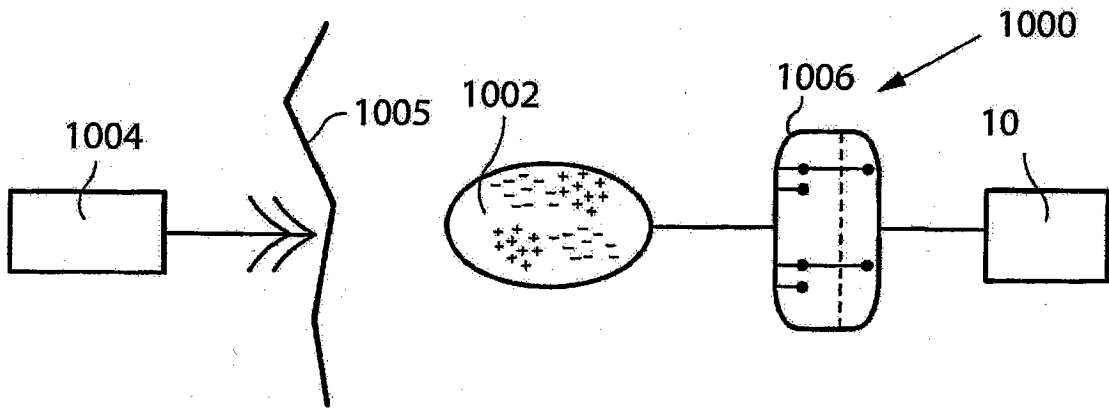


图8

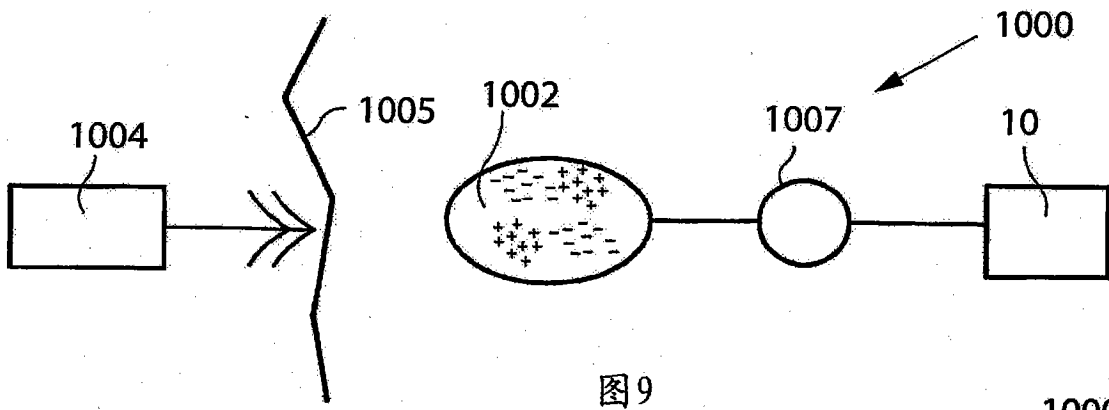


图9

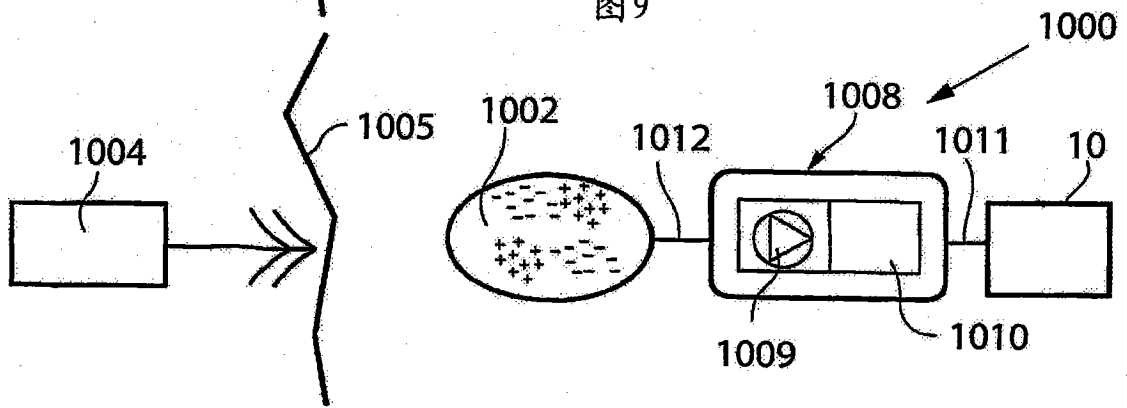


图10

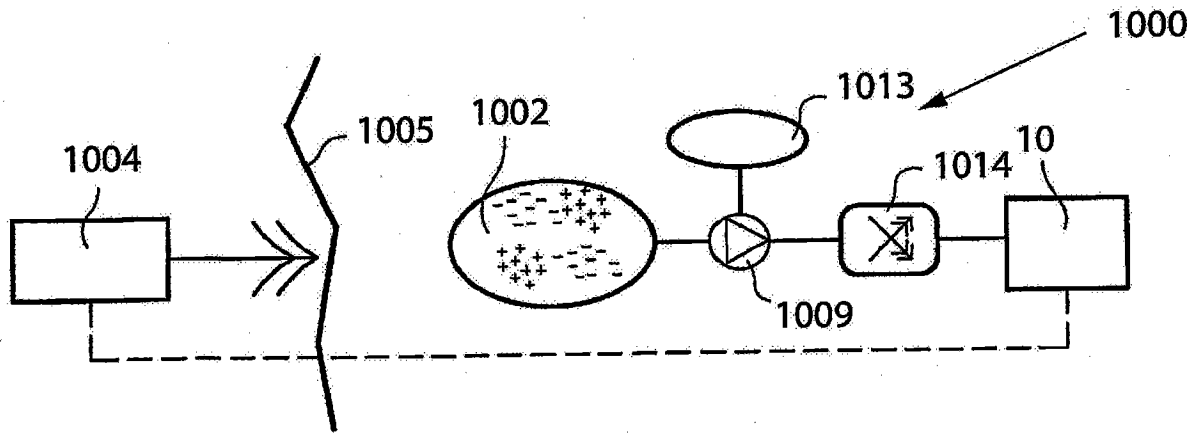


图 11

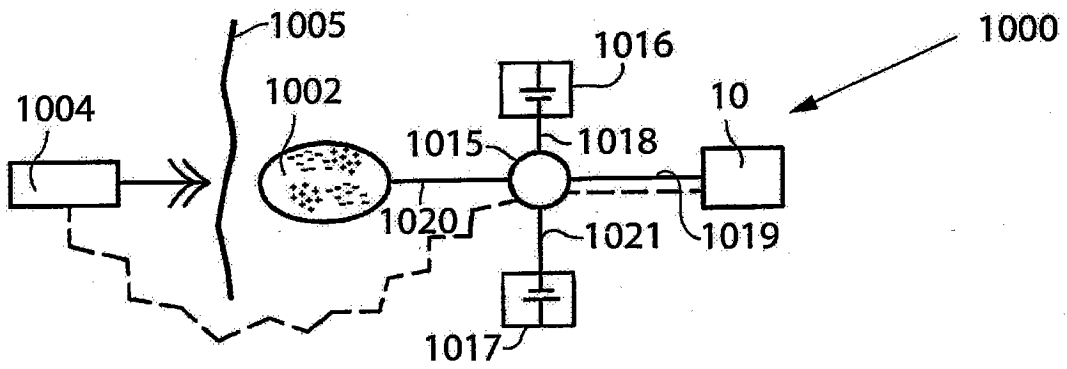


图 12

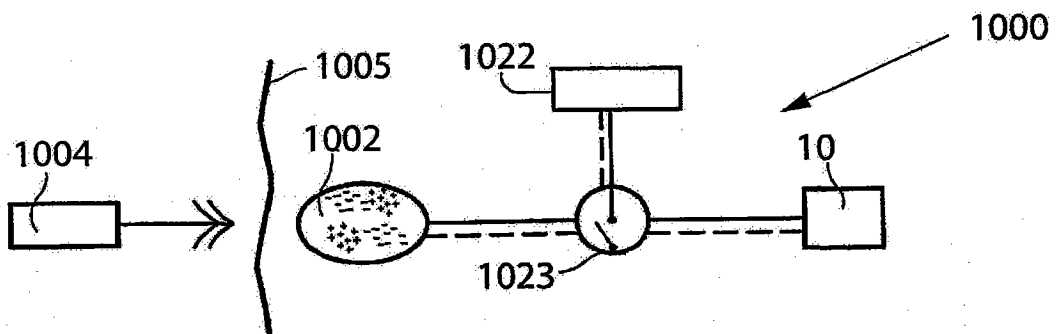


图 13

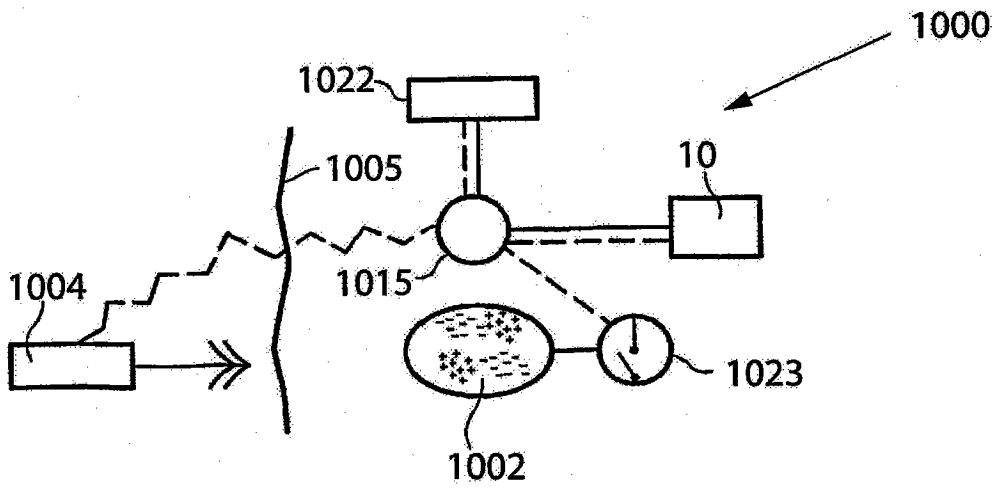


图 14

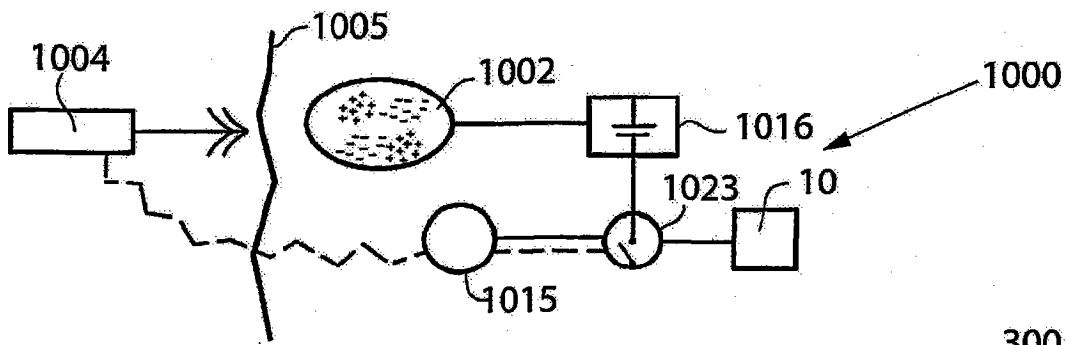


图 15

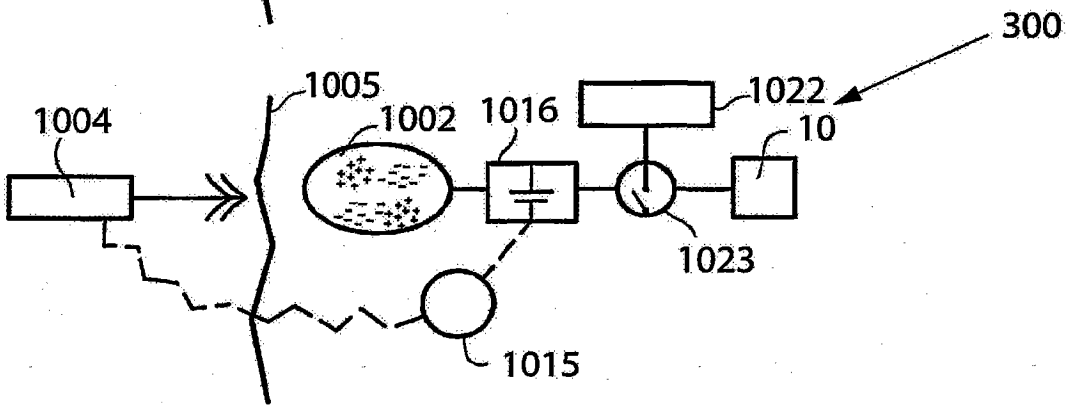


图 16

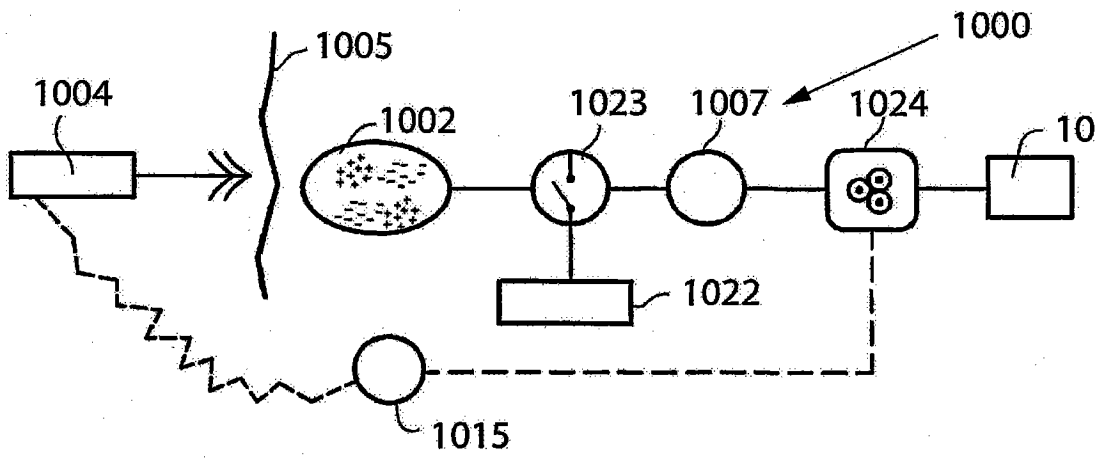


图 17

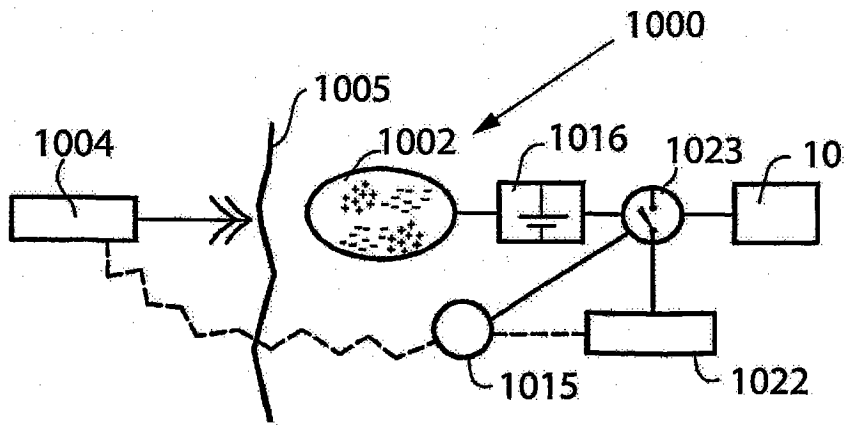


图 18

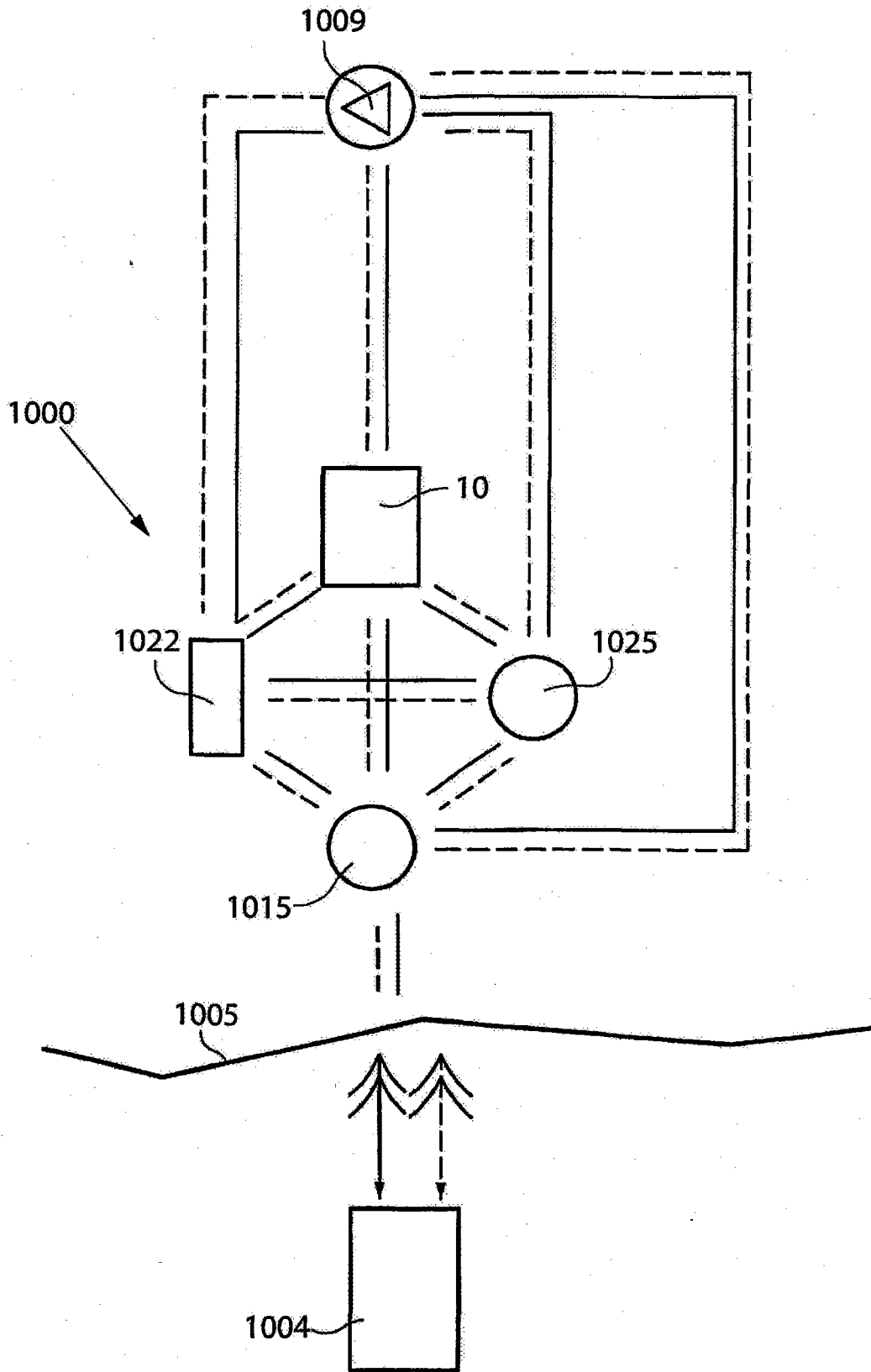


图 19

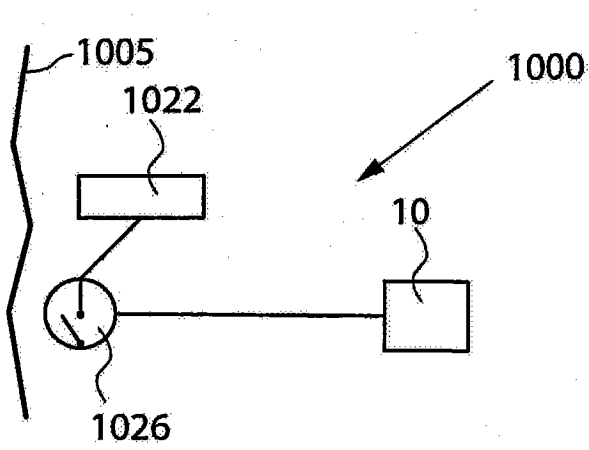


图 20

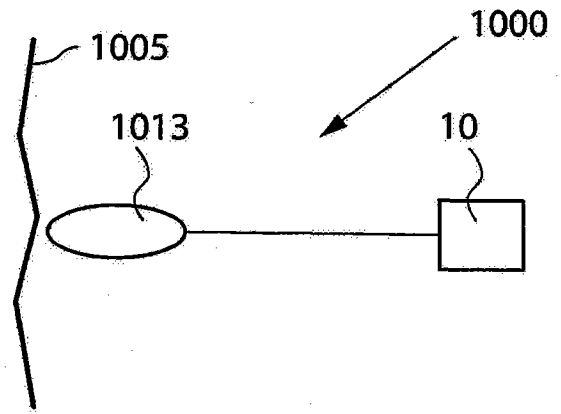


图 21

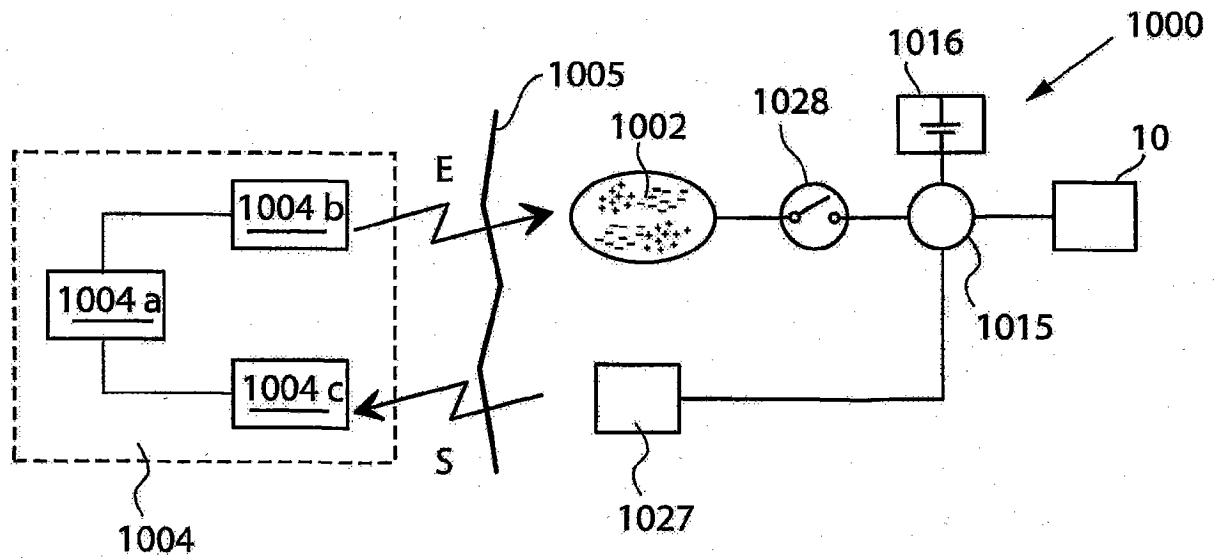


图 22

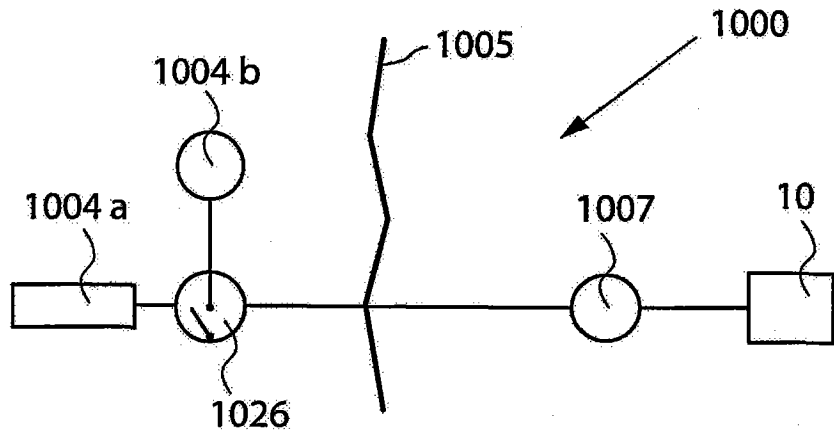


图 23

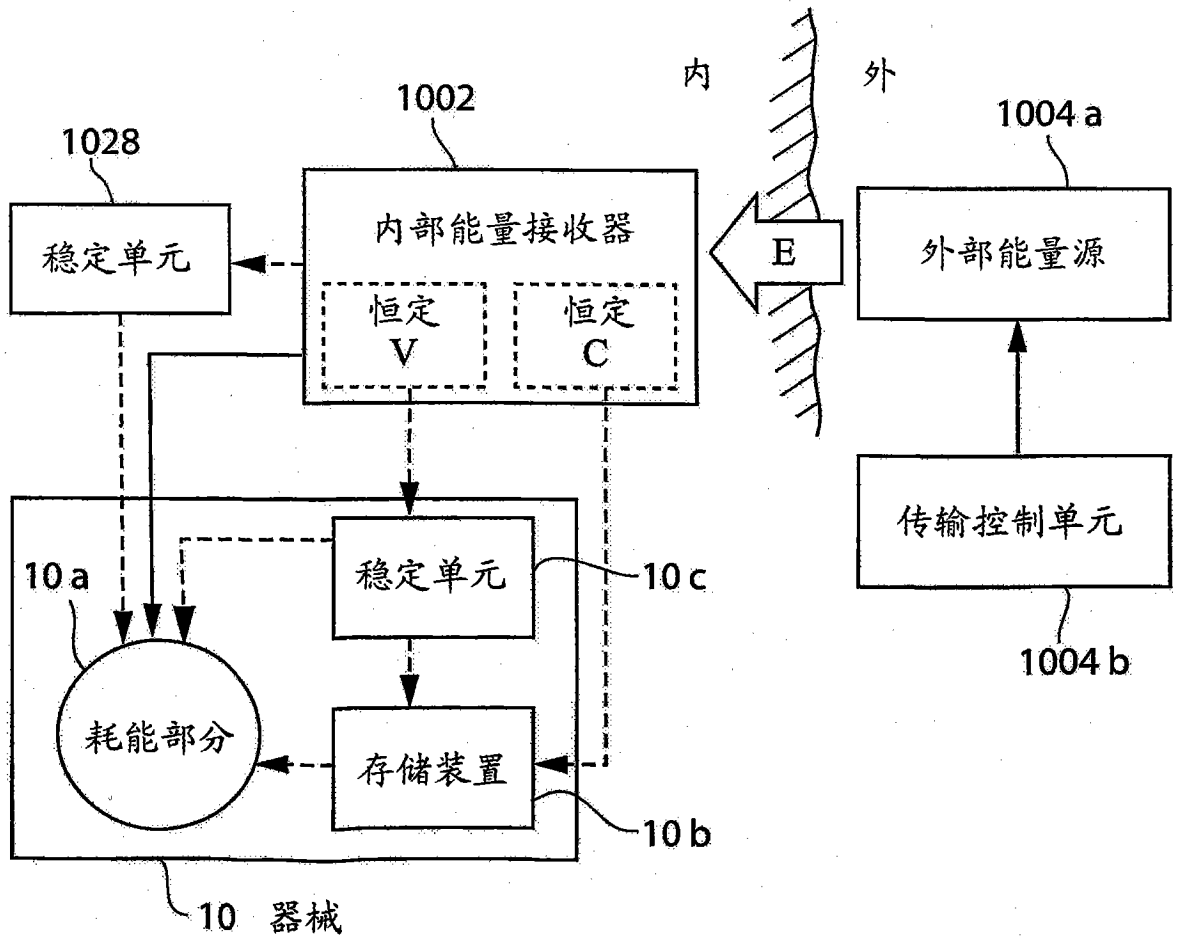


图 24

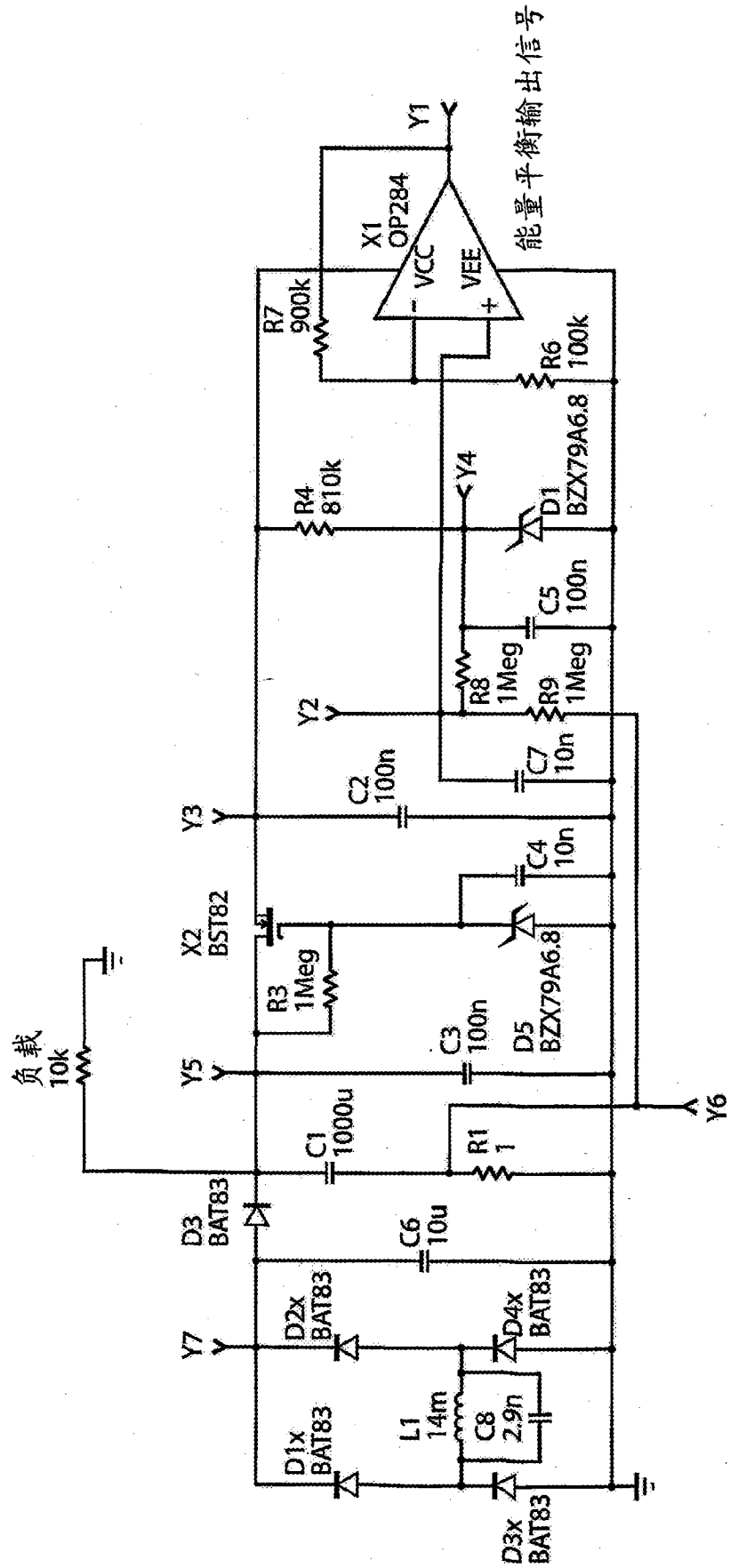


图 25

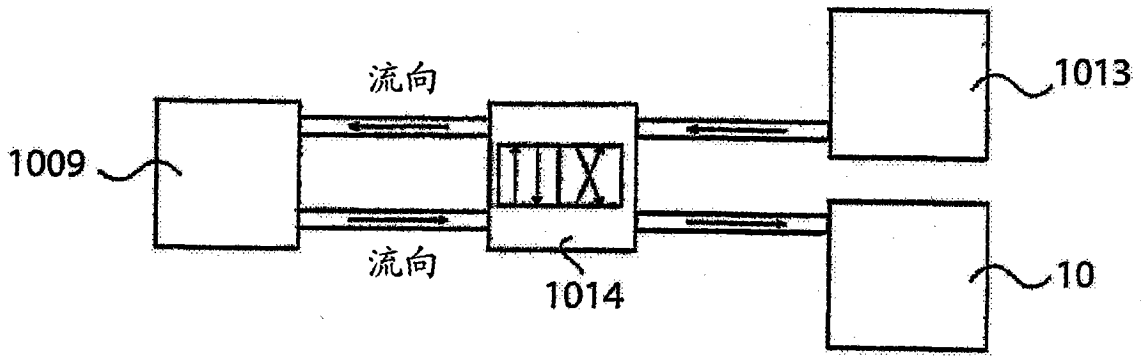


图 26

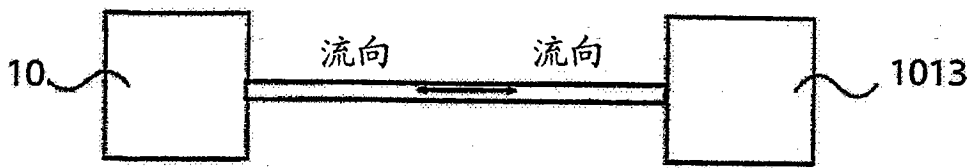


图 27

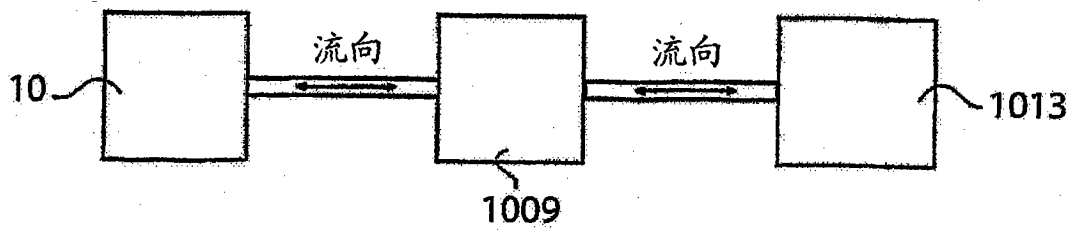


图 28

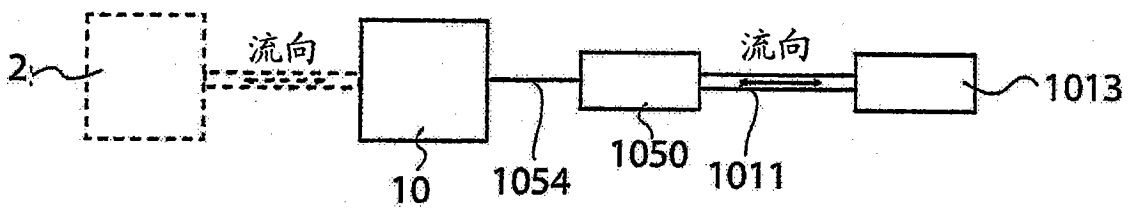


图 29

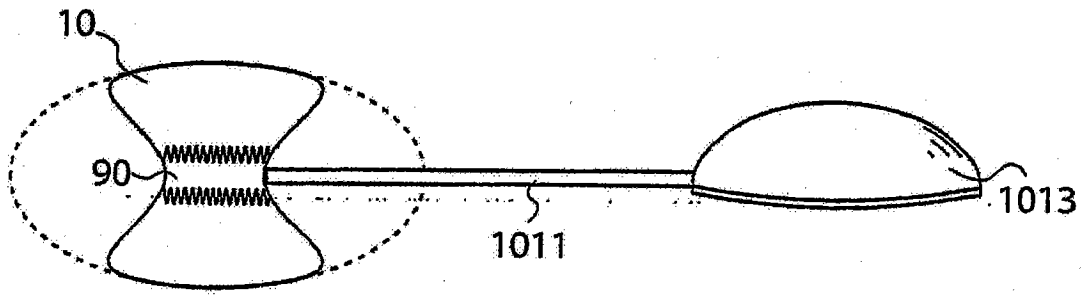


图 30a

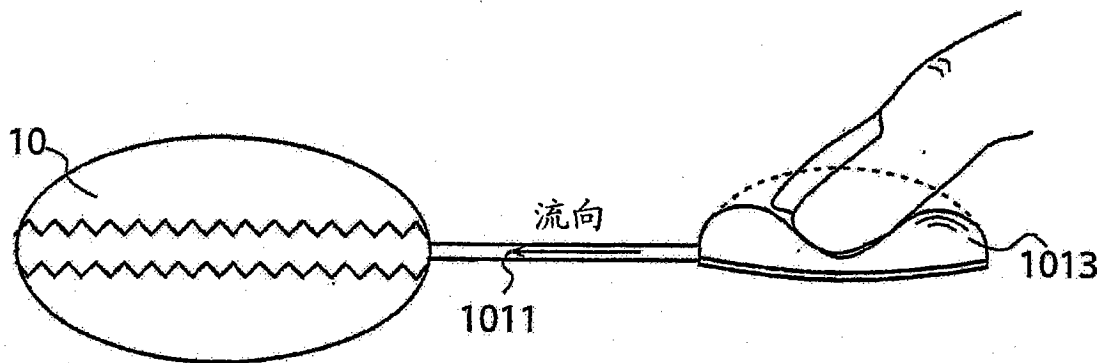


图 30b

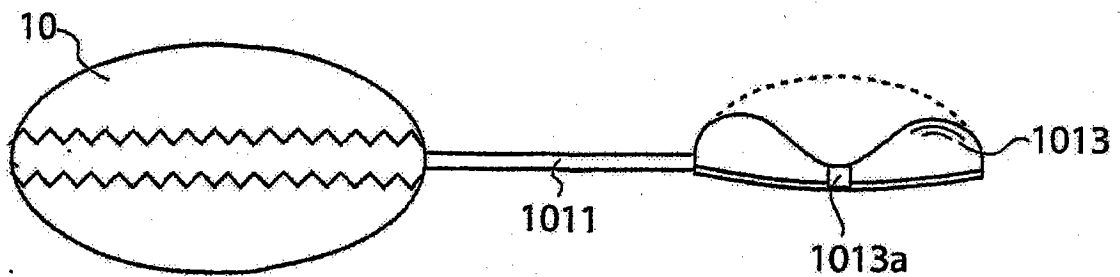


图 30c

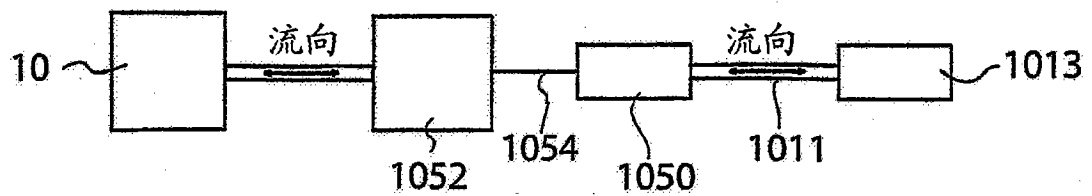


图 31

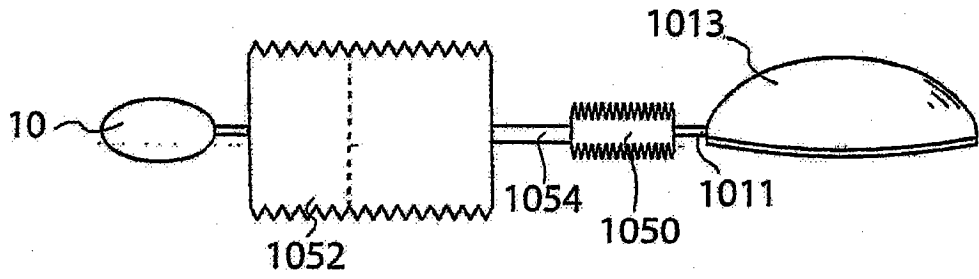


图 32a

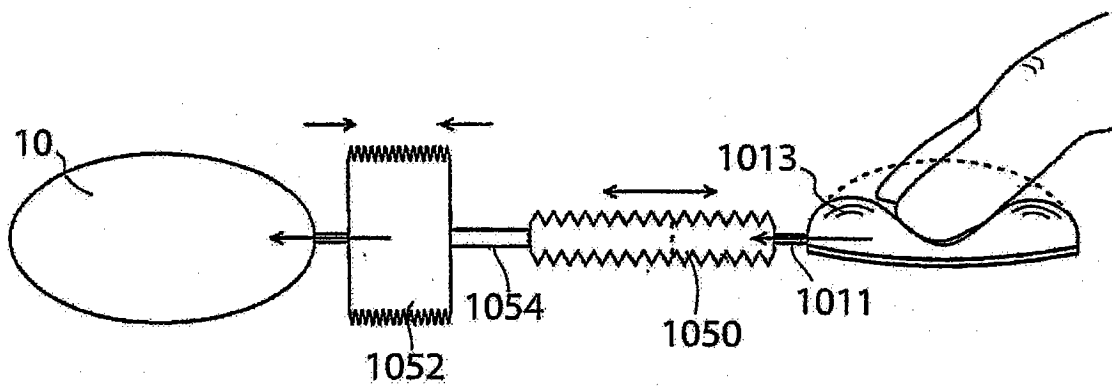


图 32b

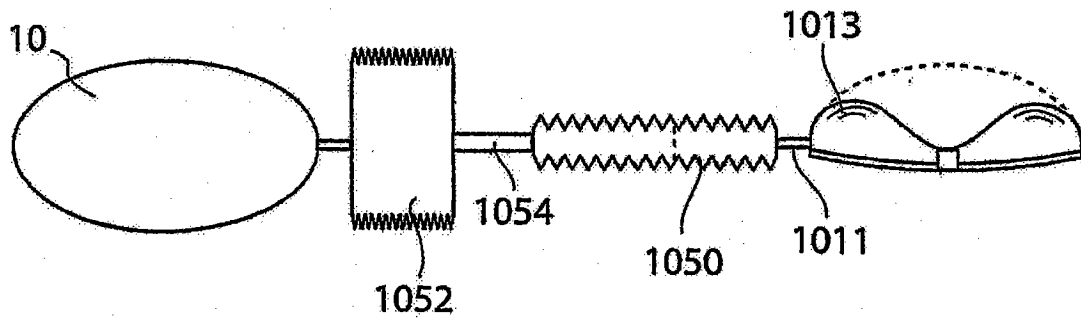


图 32c