



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101896138 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 24

(21) 申请号 200880119952. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 10. 10

A61F 2/06 (2006. 01)

A61B 17/12 (2006. 01)

(30) 优先权数据

60/960, 715 2007. 10. 11 US

60/960, 716 2007. 10. 11 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 06. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/SE2008/000574 2008. 10. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02009/048385 EN 2009. 04. 16

(71) 申请人 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

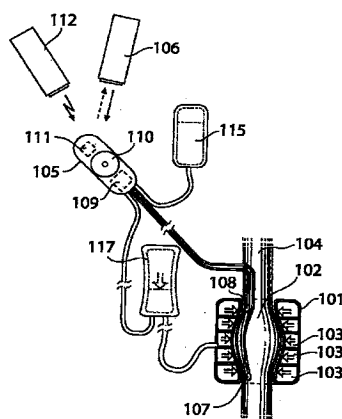
权利要求书 6 页 说明书 24 页 附图 18 页

(54) 发明名称

用于治疗动脉瘤的设备

(57) 摘要

在用于治疗人类或哺乳动物患者的动脉瘤的系统、设备和方法中,提供了适应于容纳流体的可植入部件。该部件适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方,并且对所述血管的动脉瘤施加压力。



1. 用于治疗人类或哺乳动物患者的动脉瘤的设备,包括:
 - 适应于容纳流体的可植入部件,其特征在于:所述部件适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方,所述部件适应于向所述血管的动脉瘤施加压力。
2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于:设备适应于阻止或者减少所述动脉瘤的膨胀。
3. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于:设备适应于术后调节。
4. 根据权利要求3所述的设备,其特征在于:设备适应于在预定的治疗间隔内,执行施加到所述动脉瘤上的压力的自调节。
5. 根据权利要求4所述的设备,进一步包括控制单元和传感器,基于传感器产生的信号,控制单元适应于控制压力调节。
6. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括适应于调节所述部件内的压力的压力调节器。
7. 根据权利要求6所述的设备,其特征在于:压力调节器适应于在心脏收缩和心脏舒张阶段,使可植入部件上的压力差均衡,以便减小压力差或者在动脉瘤上提供本质上平均的外部压力。
8. 根据权利要求6所述的设备,其特征在于:压力调节器包括压力罐。
9. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于:可植入部件是Y形的。
10. 根据权利要求9所述的设备,其特征在于:可植入的Y形部件适应于放置在主动脉分叉处。
11. 根据权利要求6所述的设备,其特征在于:压力调节器包括可膨胀的第一储存装置。
12. 根据权利要求11所述的设备,其特征在于:可膨胀的第一储存装置是弹簧加载的。
13. 根据权利要求6所述的设备,其特征在于:压力调节器包括泵。
14. 根据权利要求11所述的设备,进一步包括第二储存装置和适应于在第一储存装置和第二储存装置之间移动液体的泵。
15. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于:当所述动脉瘤膨胀时,所述第一储存装置具有预定的最优压力调节体积治疗间隔,并且所述泵适应于从第一储存装置向第二储存装置汲取流体,以保持所述第一储存装置处于所述调节区间内,并且适应于从所述可植入部件向所述第一储存装置汲取流体。
16. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于:提供的压力等于或者小于被治疗患者的舒张压。
17. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于:当动脉瘤膨胀时,设备适应于增加血管上的压力。
18. 根据权利要求17所述的设备,包括控制设备,当动脉瘤膨胀超过预定值时,所述控制设备适应于增加血管上的压力。
19. 根据权利要求18所述的设备,包括控制设备,当动脉瘤在一个时间周期内膨胀超过预定值时,所述控制设备适应于增加血管上的压力。
20. 根据权利要求17所述的设备,进一步包括控制单元,当动脉瘤膨胀时,通过控制施加到血管上的压力,所述控制单元适应于控制所述动脉瘤的膨胀。

21. 根据权利要求 1 所述的设备,进一步包括用于感测动脉瘤膨胀的传感器。

22. 根据权利要求 21 所述的设备,进一步包括体积控制单元,基于传感器产生的信号,所述体积控制单元适应于直接或间接控制可植入部件内的体积,用于控制动脉瘤的膨胀。

23. 根据权利要求 22 所述的设备,其特征在于:所述体积控制单元基于信号控制可植入部件内的体积是指:从所述可植入部件流出的流量或者充满所述可植入部件的流体的压力。

24. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于:可植入部件分为多个子储存装置。

25. 根据权利要求 24 所述的设备,其特征在于:子储存装置沿血管轴向设置。

26. 根据权利要求 25 所述的设备,其特征在于:子储存装置沿血管径向设置。

27. 根据权利要求 25 所述的设备,其特征在于:至少一个储存装置位于所述动脉瘤的上方而一个储存装置位于所述动脉瘤的下方。

28. 根据权利要求 21 所述的设备,进一步包括逻辑电路,用于基于传感器的信号确定动脉瘤何时膨胀。

29. 根据权利要求 1 所述的设备,进一步包括电脉冲产生器,适应于提供电信号,用于通过位于可植入部件内部的电极刺激动脉瘤壁。

30. 根据权利要求 29 所述的设备,进一步包括控制单元,适应于改变电刺激信号对动脉瘤刺激的位置。

31. 通过提供根据权利要求 1-18 中任意一项所述的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法,包括的步骤为:

将针或类似于管的器械插入患者的腹腔内,

使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此膨胀所述腹腔,

将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,

通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,

通过所述至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,

解剖血管的动脉瘤区域,

将所述设备放在所述动脉瘤血管上,并且

调节施加到所述动脉瘤上的压力。

32. 通过提供根据权利要求 1-30 中任意一项所述的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法,包括的步骤为:

将针或类似于管的器械插入患者的胸腔内,

使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此膨胀所述胸腔,

将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,

通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,

通过至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,

解剖血管的动脉瘤区域,

将所述设备放在所述动脉瘤血管上,并且

调节施加到所述动脉瘤上的压力。

33. 通过提供根据权利要求 1-30 中任意一项所述的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法,包括的步骤为:

切开所述哺乳动物患者腹腔壁或胸腔壁的皮肤，
解剖所述动脉瘤区域，
将所述设备放置在所述动脉瘤上，并且
调节施加到所述动脉瘤上的压力。

34. 通过提供根据权利要求 1-30 中任意一项所述的医疗设备，治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法，包括的步骤为：

切开所述哺乳动物患者的皮肤，
解剖所述动脉瘤区域，
将所述设备放置在所述动脉瘤上，并且
调节施加到所述动脉瘤上的压力。

35. 包括计算机程序段的计算机程序产品，当其在计算机上执行时，使得计算机控制由可植入部件施加的压力，所述可植入部件适应于容纳流体并且适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方。

36. 包括根据权利要求所述的计算机程序产品的数字存储介质。

37. 包括根据权利要求 1 所述的设备的系统。

38. 根据权利要求 37 所述的系统，其特征在于：系统进一步包括至少一个可植入患者的开关，用于手动地并且无创地控制设备。

39. 根据权利要求 37 所述的系统，进一步包括具有可植入的液压储存装置的液压设备，液压设备以液压方式与设备相连，其中设备适应于通过手动按压液压储存设备而被无创地调节。

40. 根据权利要求 37 所述的系统，进一步包括用于无创地控制设备的无线远程控制器。

41. 根据权利要求 40 所述的系统，其特征在于：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，进一步包括可植入患者的内部信号接收器和 / 或发射器，用于接收由外部信号发射器发射的信号或者向外部信号接收器发射信号。

42. 根据权利要求 40 所述的系统，其特征在于：无线远程控制器发射至少一个无线信号，用于控制设备。

43. 根据权利要求 42 所述的系统，其特征在于：无线控制信号包括频率、幅度或相位调制信号或者它们的组合。

44. 根据权利要求 42 所述的系统，其特征在于：无线远程控制器发射电磁载波信号，用于承载控制信号。

45. 根据权利要求 37 所述的系统，进一步包括无线能量传输设备，用于无创地向设备的可植入能量消耗组件提供无线能量。

46. 根据权利要求 45 所述的系统，其特征在于：无线能量信号包括从下面选出的一种波信号：声波信号、超声波信号、电磁波信号、红外光信号、可见光信号、紫外光信号、激光信号、微波信号、无线电波信号、x 射线辐射信号和 γ 辐射信号。

47. 根据权利要求 45 所述的系统，其特征在于：无线能量包括如下之一：电场、磁场、电场和磁场的组合。

48. 根据权利要求 42 所述的系统，其特征在于：控制信号包括如下之一：电场、磁场、电

场和磁场的组合。

49. 根据权利要求 42 或 46 所述的系统,其特征在于:信号包括模拟信号、数字信号,或者模拟和数字信号的组合。

50. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括可植入的内部能量源,用于向设备的可植入能量消耗组件供电。

51. 根据权利要求 50 所述的系统,进一步包括用于以无线模式传递能量的外部能量源,其中内部能量源可以由以无线模式传递的能量能量充电。

52. 根据权利要求 51 所述的系统,进一步包括传感器或测量设备,感测或测量与用于向内部能量源充电的能量传递相关的功能性参数,还包括用于从患者体内向体外发送反馈信息的反馈设备,反馈信息与通过传感器感测或者测量设备测量的功能性参数相关。

53. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括用于从患者体内向体外发送反馈信息的反馈设备,反馈信息与患者的物理参数以及关于设备的功能性参数中的至少一个相关。

54. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括传感器和 / 或测量设备以及用于控制设备的可植入内部控制单元,内部控制单元对设备的控制是响应于与传感器感测的、或者测量设备测量的患者物理参数,以及传感器感测的、或者测量设备测量的设备的功能性参数中至少一个相关的信息。

55. 根据权利要求 54 所述的系统,其特征在于物理参数是压力或运动性移动。

56. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括外部数据通信装置以及与外部数据通信装置进行通信的可植入内部数据通信装置,其中内部通信装置向外部数据通信装置反馈与设备或患者相关的数据并且 / 或者外部数据通信装置向内部数据通信装置反馈数据。

57. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括用于操作设备的马达或泵。

58. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括用于操作设备的液压操作设备。

59. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括用于操作所述设备的操作设备,其中操作设备包括设计为减小操作设备所需的力的伺服装置,以便无需所述操作设备长行程作用,增加确定动作的时间。

60. 根据权利要求 45 所述的系统,进一步包括用于操作设备的操作设备,其中当无线能量被能量传输设备发射时,无线能量以其无线状态被使用,以直接向操作设备供电,以便产生用于设备的操作的动能。

61. 根据权利要求 45 所述的系统,进一步包括用于转换无线能量的能量转换设备,所述无线能量被能量传输设备从第一形式转换为第二形式能量。

62. 根据权利要求 61 所述的系统,其特征在于:当能量转换设备将能量传输设备发射的第一形式能量转换为第二形式能量时,能量转换设备直接以第二形式能量向设备的可植入能量消耗组件供电。

63. 根据权利要求 61 所述的系统,其特征在于:第二形式能量包括直流电、脉冲直流电和交流电之中的至少一种。

64. 根据权利要求 61 所述的系统,进一步包括可植入蓄电池,其中第二形式能量被用于至少部分地向蓄电池充电。

65. 根据权利要求 61 所述的系统,其特征在于:第一形式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、光能、核能、热能、非磁能、非动力能、非化学能、非声

能、非核能和非热能当中的至少一种。

66. 根据权利要求 37 所述的系统,进一步包括含有至少一个电压电平保护和 / 或至少一个恒定电流保护的可植入电组件。

67. 根据权利要求 45 所述的系统,进一步包括用于控制来自能量传输设备的无线能量发射的控制设备,以及用于接收发射的无线能量的可植入内部能量接收器,内部能量接收器被连接到设备的可植入能量消耗组件上,用于直接或间接地向能量消耗组件提供接收的能量,系统进一步包括确定设备,适应于确定内部能量接收器接收的能量和设备的可植入能量消耗组件使用的能量之间的能量平衡,其中基于确定设备确定的能量平衡,控制设备控制来自外部能量传输设备的无线能量的发射。

68. 根据权利要求 67 所述的系统,其特征在于:确定设备适应于检测能量平衡中的改变,并且控制设备基于检测到的能量平衡的改变,控制无线能量的发射。

69. 根据权利要求 67 所述的系统,其特征在于:确定设备适应于感测内部能量接收器接收的能量和设备的可植入能量消耗组件使用的能量之间的差别,并且控制设备基于感测到的能量平衡的改变,控制无线能量的发射。

70. 根据权利要求 45 所述的系统,其特征在于:能量传输设备包括在人体外部放置的线圈,进一步包括将要放置在人体内部的可植入能量接收器和与所述线圈连接的电子电路,电子电路用于以电脉冲向外部线圈供电以便发射无线能量,电脉冲具有前沿和后沿,电子电路适应于改变电脉冲的连续前沿和后沿之间的第一时间间隔和 / 或电脉冲的连续后沿和前沿之间的第二时间间隔,以改变发射的无线能量的功率,接收发射的无线能量的能量接收器具有变化的功率。

71. 根据权利要求 70 所述的系统,其特征在于:电子电路适应于发送电脉冲以保持不变,除了改变第一和 / 或第二时间间隔。

72. 根据权利要求 70 所述的系统,其特征在于:电子电路具有时间常数并且适应于只在第一时间常数范围内改变第一和第二时间间隔,以便当第一和 / 或第二时间间隔的长度改变时,线圈发射的功率被改变。

73. 根据权利要求 53 所述的系统,进一步包括用于接收无线能量的可植入内部能量接收器和用于发射无线能量的外部能量发射器,能量接收器具有内部第一线圈和连接到第一线圈上的第一电子电路,能量发射器具有外部第二线圈和连接到第二线圈上的第二电子电路,其中能量发射器的外部第二线圈发射无线能量,所述无线能量被能量接收器的第一线圈接收,所述系统进一步包括用于切换内部第一线圈到第一电子电路的连接打开和关闭的电源开关,使得当电源开关切换内部第一线圈到第一电子电路的连接打开和关闭状态时,与第一线圈充电相关的反馈信息以外部第二线圈负载中阻抗变化的形式被外部能量发射器接收。

74. 根据权利要求 53 所述的系统,进一步包括用于接收无线能量的可植入内部能量接收器和用于发射无线能量的外部能量发射器,能量接收器具有内部第一线圈和连接到第一线圈上的第一电子电路,能量发射器具有外部第二线圈和连接到第二线圈上的第二电子电路,其中能量发射器的外部第二线圈发射无线能量,无线能量被能量接收器的第一线圈接收,所述系统进一步包括用于将第一线圈接收的能量数量作为反馈信息进行通信的反馈设备,并且其中第二电子电路含有确定设备,所述确定设备用于接收反馈信号并且用于比较

第二线圈转换的能量数量和与第一线圈接收的能量数量相关的反馈信息以获得第一和第二线圈之间的耦合因子。

75. 根据权利要求 74 所述的系统,其特征在于:响应于获得的耦合因子,能量发射器调节发射的能量。

76. 根据权利要求 74 所述的系统,其特征在于:外部第二线圈适应于与内部第一线圈相关地被移动,以建立第二线圈的最优位移,在最优位移处耦合因子最大化。

77. 根据权利要求 76 所述的系统,其特征在于:在耦合因子最大化之前,外部第二线圈适应于校准转换的能量数量,以获得确定设备中的反馈信息。

用于治疗动脉瘤的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于治疗人类或者哺乳动物患者的血管动脉瘤的方法和设备。

背景技术

[0002] 动脉瘤是局部血管的充满血液的扩张（气囊状膨胀），由疾病或血管壁的弱化引起。动脉瘤最经常发生在大脑基部（Willis 环）和主动脉（从心脏出发的主要动脉），即所谓的主动脉动脉瘤。血管的膨胀可以在任何时刻破裂并且导致死亡。动脉瘤越大，越容易破裂，并且由于动脉瘤的自然生长，如果不被发现，给予足够的时间之后，其不可避免地到达破裂点。

[0003] 由于动脉瘤的严重结果，筛查现在被普遍执行，以便早期发现动脉瘤的存在。在主动脉动脉瘤的情况下，充满血液的扩张经常位于腹部，靠近向腿部延伸的 Y 形分叉处。在这个位置，动脉典型地是大约 2.5 厘米宽，其可以通过使用例如基于超声或 X 射线的测量设备测量。

[0004] 当发现主动脉动脉瘤，现有的治疗包括使用开放性手术在血管周围植入支架。可替换的手术过程是从腹股沟植入管子，引导支架经过动脉股间肌到达位置，在所述位置血流可以经由管子旁路主动脉动脉瘤的位置。后一种治疗具有的缺点是，当向血流中引入异物材料时，容易形成栓塞。

[0005] 由此，需要有更健全的，并且带来更少并发症的主动脉动脉瘤的治疗方案。

发明内容

[0006] 本发明的目标在于，克服或者至少减少一些与动脉瘤治疗和监控相关的问题。

[0007] 本目标和其它目标，通过所附权利要求中列出的方法、系统和设备获得。由此，通过在动脉瘤周围提供部件，动脉瘤可以被治疗和监控。

[0008] 依照一个实施例，包括适应于容纳流体的可植入部件的设备被提供。该部件适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方，并且对动脉瘤施加压力。因此可以防止动脉瘤破裂。

[0009] 依照一个实施例，设备适应于防止或者减少所述动脉瘤的膨胀。

[0010] 依照一个实施例，设备适应于术后调节。

[0011] 依照一个实施例，设备适应于在预定的治疗间隔内，对施加到所述动脉瘤上的压力执行自调节。

[0012] 依照一个实施例，设备还可以包括控制单元和传感器。基于传感器产生的信号，控制单元适应于控制压力调节。

[0013] 依照一个实施例，设备还包括压力调节器，适应于调节部件中的压力。

[0014] 依照一个实施例，可植入部件可以是 Y 形状的，并且适应于放置在大动脉分叉处。

[0015] 依照一个实施例，设备可以被配置为，施加与被治疗患者的舒张压相同或者较小的压力。

- [0016] 依照一个实施例,设备可以适应于在动脉瘤膨胀时,增加血管上的压力。
- [0017] 依照一个实施例,设备还可以包括用于感测动脉瘤膨胀的传感器。
- [0018] 依照一个实施例,设备还可以包括电脉冲产生器,所述电脉冲产生器适应于提供电信号,用于通过位于可植入部件内部的电极,刺激动脉瘤壁。
- [0019] 在优选实施例中,系统包括至少一个可植入患者的开关,用于手动或者无创地控制设备。
- [0020] 在另一优选实施例中,系统包括无线远程控制器,用于无创地控制设备。
- [0021] 在优选实施例中,系统包括用于操作设备的液压操作设备。
- [0022] 在一个实施例中,系统包括用于操作设备的马达或泵。
- [0023] 本发明还延伸至用于植入设备的方法,以及适应于控制设备的计算机程序产品。
- [0024] 下面描述的组合实施例中,四种特征的组合中的任意特征,可以用于任意的组合,并且可以进一步用于在本应用的其它图形或图形文字或描述中的,任意其它特征或实施例的组合。
- [0025] 第一组合实施例含有电刺激,包括:
- [0026] 含有用于治疗人类或哺乳动物患者血管动脉瘤的刺激设备的医疗设备,包括:
- [0027] - 至少一个可植入电极,其适应于放置在靠近连接动脉瘤处,所述至少一个电极适应于在动脉瘤壁的部分提供电刺激脉冲。
- [0028] 至少一个电极适应于刺激多个刺激点。可替换地,提供至少两个电极,并且其中刺激点的组是可控的,以便被单独刺激。
- [0029] 脉冲产生器适应于产生正的和负的电刺激脉冲。
- [0030] 可以具有恒定电流的电刺激脉冲,并且优选地,刺激设备以带有间歇的脉冲序列的形式发送电刺激脉冲,以允许血管休息。
- [0031] 在不同时间间隔发送电刺激脉冲的刺激设备。
- [0032] 优选地以脉宽调制刺激脉冲形式发送电刺激脉冲的设备。
- [0033] 刺激设备优选地在心脏收缩阶段发送电刺激脉冲。
- [0034] 刺激设备,进一步包括用于发现动脉瘤膨胀的监控系统。还避免任何的快速膨胀和破裂导致死亡。
- [0035] 如此,当发现动脉瘤膨胀时,所述监控系统可以增加刺激的强度和 / 或位置。
- [0036] 通过提供根据此处公开的任意特征的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法包括的步骤为:
- [0037] 将针或类似于管的器械插入患者的腹腔内,
- [0038] 使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此膨胀所述腹腔,
- [0039] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,
- [0040] 通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,
- [0041] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,
- [0042] 解剖血管的动脉瘤区域,
- [0043] 将包括刺激设备的所述医疗设备,放在所述动脉瘤血管上,并且
- [0044] 刺激所述动脉瘤以增加动脉瘤壁的肌肉紧张。
- [0045] 通过提供含有此处公开的任意特征的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的可替

换方法包括的步骤为：

- [0046] 将针或类似于管的器械插入患者的胸腔内，
- [0047] 使用针或类似于管的器械，用气体填充患者的部分身体并且由此扩张所述胸腔，
- [0048] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中，
- [0049] 通过其中一个腹腔镜套管针，将摄像机插入所述腔中，
- [0050] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个，插入至少一个解剖工具，
- [0051] 解剖血管的动脉瘤区域，
- [0052] 将包括刺激设备的所述医疗设备，放在所述动脉瘤血管上，并且
- [0053] 刺激所述动脉瘤以增加动脉瘤壁的肌肉紧张。
- [0054] 通过提供含有此处公开的任意特征的医疗设备，治疗哺乳动物患者动脉瘤的可替换方法，所述方法包括的步骤为：
- [0055] 切开所述哺乳动物患者腹腔壁或胸腔壁的皮肤，
- [0056] 解剖动脉瘤区域，
- [0057] 将包括刺激设备的所述医疗设备，放在所述动脉瘤上，并且
- [0058] 刺激所述动脉瘤以增加动脉瘤壁的肌肉紧张。
- [0059] 通过提供含有此处公开的任意特征的医疗设备，治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法，所述方法包括的步骤为：
- [0060] 切开所述哺乳动物患者的皮肤，
- [0061] 解剖动脉瘤区域，
- [0062] 将包括刺激设备的所述医疗设备，放在所述动脉瘤上，并且
- [0063] 刺激所述动脉瘤以增加动脉瘤壁的肌肉紧张。
- [0064] 另外，包括计算机程序段的计算机程序产品，当其在计算机上执行时，使得计算机产生一定模式的信号，用于适应于放置在靠近连接动脉瘤处的可植入电极，至少一个电极适应于在动脉瘤壁的部分提供电刺激脉冲。
- [0065] 设备含有包括计算机程序产品的数字存储介质。
- [0066] 第二组合实施例含有向动脉瘤施压的液压系统，包括：
- [0067] 用于治疗人类或哺乳动物患者动脉瘤的设备，包括：
- [0068] - 适应于容纳流体的可植入部件，其中所述部件适应于放置在与有动脉瘤血管相关的地方，该部件适应于对所述血管的动脉瘤施加压力。
- [0069] 优选地适应于防止或者减少所述动脉瘤膨胀的设备。
- [0070] 适应于术后调节的设备。设备通常是可以无创地调节的。
- [0071] 适应于在预定的治疗间隔内，执行施加到所述动脉瘤上压力的自身调节的优选设备。
- [0072] 设备通常包括控制单元和传感器，基于传感器产生的信号，控制单元适应于控制压力调节。
- [0073] 传感器可以包括任意类型的传感器。优选的压力调节器适应于调节部件上的压力，其中优选的压力调节器适应于在心脏收缩和舒张阶段，使得可植入部件上压力均衡，以便减小压力差或者在动脉瘤上提供本质上平稳的外部压力。压力调节器可以包括压力罐。
- [0074] 可植入部件可替换地是 Y 形，其中 Y 形的可植入部件通常适应于放置在主动脉分

叉处。

[0075] 在一个实施例中的压力调节器包括可膨胀的第一储存装置。

[0076] 可膨胀的优选的第一储存装置是弹簧加载的。

[0077] 设备,其中优选实施例中的压力调节器包括泵。

[0078] 设备进一步包括第二储存装置和适应于在第一和第二储存装置之间移动流体的泵。

[0079] 当所述动脉瘤膨胀时,设备的优选的所述第一储存装置具有预定的最优压力调节体积治疗间隔,并且所述泵适应于从第一储存装置向第二储存装置汲取流体,以保持所述第一储存装置处于所述调节区间内,并且适应于从所述可植入部件向所述第一储存装置汲取流体,。

[0080] 优选的设备提供与被治疗患者的舒张压相等或者更小的压力。

[0081] 当动脉瘤膨胀时,优选的设备适应于增加血管的压力。

[0082] 当动脉瘤膨胀超过预定值时,包括控制设备的优选设备在时间周期内,适应于增加血管上的压力。

[0083] 当动脉瘤膨胀时,控制单元通过控制施加在血管上的压力,适应于控制所述动脉瘤的膨胀。

[0084] 优选的设备进一步包括用于感测动脉瘤膨胀的传感器。

[0085] 优选的设备进一步包括体积控制单元,基于传感器产生的信号,适应于直接或间接控制可植入部件内的体积,用于控制动脉瘤的膨胀,其中,所述体积控制单元通常基于信号控制可植入部件内的体积是指:从所述可植入部件流出的流量或者充满所述可植入部件的流体的压力。

[0086] 设备,其中可植入部件被分为多个子储存装置。

[0087] 设备,其中子储存装置沿血管的轴向或径向设置。

[0088] 优选设备的至少一个储存装置位于所述动脉瘤的上方而一个储存装置位于所述动脉瘤的下方。

[0089] 进一步包括逻辑电路的设备,用于基于传感器的信号确定动脉瘤何时膨胀。

[0090] 进一步包括电脉冲产生器的设备,适应于提供电信号,用于通过位于可植入部件内的电极,刺激动脉瘤壁。

[0091] 控制单元适应于改变电刺激信号对动脉瘤刺激的位置。

[0092] 通过提供根据此处公开的任意特征的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法包括的步骤为:

[0093] 将针或类似于管的器械插入患者的腹腔内,

[0094] 使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此膨胀所述腹腔,

[0095] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,

[0096] 通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,

[0097] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,解剖血管的动脉瘤区域,

[0098] 将设备放在所述动脉瘤血管上,并且调节设备施加到所述动脉瘤上的压力。

[0099] 通过提供含有此处公开的任意特征的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的可替

换方法包括的步骤为：

- [0100] 将针或类似于管的器械插入患者的胸腔内，
- [0101] 使用针或类似于管的器械，用气体填充患者的部分身体并且由此扩张所述胸腔，
- [0102] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中，
- [0103] 通过其中一个腹腔镜套管针，将摄像机插入所述腔中，
- [0104] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个，插入至少一个解剖工具，
- [0105] 解剖血管的动脉瘤区域，
- [0106] 将设备放在所述动脉瘤血管上，并且调节设备施加到所述动脉瘤上的压力。
- [0107] 通过提供含有此处公开的任意特征的医疗设备，治疗哺乳动物患者动脉瘤的可替换方法，所述方法包括的步骤为：

- [0108] 切开所述哺乳动物患者腹腔壁或胸腔壁的皮肤，
- [0109] 解剖动脉瘤区域，
- [0110] 将所述设备放在所述动脉瘤上，并且
- [0111] 启动刺激设备并且适应于调节任何与所述刺激相关的参数。
- [0112] 调节所述设备施加到所述动脉瘤上的压力。
- [0113] 调节所述设备施加到所述动脉瘤上的压力。
- [0114] 包括计算机程序段的计算机程序产品，当其在计算机上执行时，使得计算机控制由可植入部件施加的压力，可植入部件适应于容纳流体并且适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方。数字存储介质包含计算机程序产品。
- [0115] 第三组合实施例含有向动脉瘤施加压力的机械系统，含有任意组合的任意特征，包括：

- [0116] 用于治疗人类或哺乳动物患者动脉瘤的设备，包括：
- [0117] - 适应于放置在与有动脉瘤的血管相关地方的可植入部件，用于从血管外部提供压力，设备适应于术后调节。
- [0118] 优选的设备适应于防止或者减少所述动脉瘤的膨胀。
- [0119] 设备适应于监控所述动脉瘤的膨胀。
- [0120] 设备优选地是无创可调节的。
- [0121] 设备适应于在预定的治疗间隔内，执行施加到所述动脉瘤上的压力的自身调节。
- [0122] 包括控制单元和传感器的设备，其中，基于传感器产生的所述信号，控制单元适应于控制施加到所述动脉瘤上的压力。
- [0123] 设备，其中部件的面向血管的表面适应于向血管施加压力。
- [0124] 设备，其中血管上的压力是机械地施加的。
- [0125] 设备，其中机械地施加的压力是液压控制的。
- [0126] 设备，其中血管上的机械压力是直接或者间接由马达或泵施加的。
- [0127] 设备，其中可植入部件通常是圆柱形的。
- [0128] 设备，其中可植入部件包括一些可以单独调节的片段。
- [0129] 设备，其中可植入部件是 Y 形部件。
- [0130] 设备，其中可植入的 Y 形部件适应于放置在主动脉分叉处。
- [0131] 压力调节系统适应于在心脏收缩和舒张阶段，使得可植入储存装置中的压力均

衡,以便减小差别或者达到从所述血管外部看,对于所述动脉瘤,本质上平均的压力效果。

[0132] 设备,其中可植入部件是弹性部件。

[0133] 设备,其中弹性部件是带。

[0134] 设备,其中弹性部件适应于向所述动脉瘤施加压力,并且具有膨胀区间,其中施加的压力本质上是恒定的或者在用于治疗和减少动脉瘤的膨胀时间间隔之内。

[0135] 设备,其中可植入部件是弹簧加载的。

[0136] 根据权利要求 1 所述的设备,其中可植入部件是液压操作的。

[0137] 设备,其中可植入部件是气动操作的。

[0138] 设备,其中可植入部件适应于施加本质上恒定的压力,或者减小压力差的压力,这由在动脉瘤处的所述血管血压的改变引起。

[0139] 设备,其中所提供的压力等于或者小于被治疗患者的舒张血压。

[0140] 进一步包括控制单元的设备,适应于当动脉瘤膨胀时,增加血管上的压力。

[0141] 包括控制设备的设备,适应于当动脉瘤膨胀超过预定值时,增加血管上的压力。

[0142] 包括控制设备的设备,适应于当动脉瘤在时间周期内膨胀超过预定值时,增加血管上的压力。

[0143] 设备,进一步包括传感器或测量设备,用于感测动脉瘤的膨胀。

[0144] 设备,进一步包括逻辑电路,用于基于来自传感器或测量设备的信号,确定动脉瘤何时膨胀。

[0145] 设备,进一步包括电脉冲产生器,适应于通过位于可植入部件内的电极,提供对动脉瘤的刺激。

[0146] 通过提供根据此处公开的任意特征的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法包括的步骤为:

[0147] 将针或类似于管的器械插入患者的腹腔内,

[0148] 使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此扩张所述腹腔,

[0149] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,

[0150] 通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,

[0151] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,

[0152] 解剖血管的动脉瘤区域,

[0153] 将设备放在所述动脉瘤血管上,并且调节设备施加到所述动脉瘤上的压力。

[0154] 通过提供含有此处公开的任意特征的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的可替换方法包括的步骤为:

[0155] 将针或类似于管的器械插入患者的胸腔内,

[0156] 使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此扩张所述胸腔,

[0157] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,

[0158] 通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,

[0159] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,

[0160] 解剖血管的动脉瘤区域,

[0161] 将设备放在所述动脉瘤血管上,并且调节设备施加到所述动脉瘤上的压力。

[0162] 通过提供含有此处公开的任意特征的医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的可替

换方法,所述方法包括的步骤为:

- [0163] 切开所述哺乳动物患者腹腔壁或胸腔壁的皮肤,
- [0164] 解剖动脉瘤区域,
- [0165] 将所述设备放在所述动脉瘤上,并且
- [0166] 启动刺激设备并且适应于调节任何与所述刺激相关的参数。
- [0167] 调节所述设备施加到所述动脉瘤上的压力。
- [0168] 调节所述设备施加到所述动脉瘤上的压力。
- [0169] 包括计算机程序段的计算机程序产品,当其在计算机上执行时,使得计算机控制由可植入部件施加的压力,可植入部件适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方。数字存储介质包含计算机程序产品。

[0170] 第四组合实施例含有向动脉瘤施加压力的监控/传感器系统,含有任意组合的任意特征,包括:

- [0171] 用于监控人类或哺乳动物患者动脉瘤的设备,包括:
- [0172] 与动脉瘤壁的部分相关的传感器的放置,用于产生与动脉瘤或动脉瘤的治疗相关的参数相对应的信号。
- [0173] 设备,其中参数对应动脉瘤的尺寸。
- [0174] 设备,其中参数对应动脉瘤的直径。
- [0175] 设备,其中传感器是计量传感器。
- [0176] 设备,其中参数对应压力。
- [0177] 设备,其中压力对应来自提供于动脉瘤周围的液压套囊的压力。
- [0178] 设备,其中压力对应来自提供于动脉瘤周围机械的可植入部件产生的压力。
- [0179] 设备,其中压力对应血管的压力。
- [0180] 设备,其中传感器适应于测量施加到提供于动脉瘤周围可植入部件产生的压力。
- [0181] 设备,其中传感器适应于测量液压的可植入部件的体积。
- [0182] 通过提供医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法包括的步骤为:
- [0183] 将针或类似于管的器械插入患者的腹腔内,
- [0184] 使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此扩张所述腹腔,
- [0185] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,
- [0186] 通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,
- [0187] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,
- [0188] 解剖血管的动脉瘤区域,
- [0189] 将设备放在所述动脉瘤血管上,并且
- [0190] 通过测量动脉瘤施加到设备上的膨胀,监控动脉瘤的膨胀。
- [0191] 通过提供医疗设备,治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法包括的步骤为:
- [0192] 将针或类似于管的器械插入患者的胸腔内,
- [0193] 使用针或类似于管的器械,用气体填充患者的部分身体并且由此扩张所述胸腔,
- [0194] 将至少两个腹腔镜套管针放入所述腔中,
- [0195] 通过其中一个腹腔镜套管针,将摄像机插入所述腔中,
- [0196] 通过至少两个腹腔镜套管针中的一个,插入至少一个解剖工具,

- [0197] 解剖血管的动脉瘤区域，
[0198] 将设备放在所述动脉瘤血管上，并且
[0199] 通过测量动脉瘤施加到设备上的膨胀，监控动脉瘤的膨胀。
[0200] 通过提供医疗设备，治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法，所述方法包括的步骤为：
[0201] 切开所述哺乳动物患者腹腔壁或胸腔壁的皮肤，
[0202] 解剖动脉瘤区域，
[0203] 将所述设备放在所述动脉瘤上，并且
[0204] 通过测量动脉瘤施加到设备上的膨胀，监控动脉瘤的膨胀。
[0205] 通过提供医疗设备，治疗哺乳动物患者动脉瘤的方法，所述方法包括的步骤为：
[0206] 切开所述哺乳动物患者的皮肤，
[0207] 解剖动脉瘤区域，
[0208] 将所述设备放在所述动脉瘤上，并且
[0209] 通过测量动脉瘤施加到设备上的膨胀，监控动脉瘤的膨胀。

附图说明

- [0210] 参照附图，本发明现在将会通过非限定的例子，得到更详细的描述，其中
[0211] 图 1 是带有用于治疗动脉瘤的植入设备的人体总体视图，
[0212] 图 2 是描述了带有相关器械的用于治疗动脉瘤的设备的示意图，
[0213] 图 3 是描述了用于治疗动脉瘤的机械设备的示意图，
[0214] 图 4 是描述了用于治疗动脉瘤的机械设备的示意图，
[0215] 图 5 是描述了用于治疗动脉瘤的液压设备的示意图，
[0216] 图 6 是描述了用于治疗动脉瘤的液压设备的示意图，
[0217] 图 7 是描述了用于治疗动脉瘤的液压设备的示意图，
[0218] 图 8 是描述了用于治疗人类和哺乳动物患者血管动脉瘤的刺激设备的示意图，
[0219] 图 9 是描述了当治疗或监控人类和哺乳动物患者血管动脉瘤时使用的传感器的示意图，
[0220] 图 10 是用于治疗动脉瘤的，在血管周围植入的设备的俯视图，
[0221] 图 11 是用于治疗动脉瘤的 Y 形设备的视图，
[0222] 图 12 是描述了依照一个实施例，当植入用于治疗或监控动脉瘤的设备时，执行步骤的流程图，
[0223] 图 13 是描述了依照一个实施例，当植入用于治疗或监控动脉瘤的设备时，执行步骤的流程图，
[0224] 图 14 是描述了依照一个实施例，当植入用于治疗或监控动脉瘤的设备时，执行步骤的流程图，并且
[0225] 图 15 是描述了依照一个实施例，当植入用于治疗或监控动脉瘤的设备时，执行步骤的流程图。
[0226] 图 16 描述了用于治疗疾病的系统，其中系统包括本发明的植入患者体内的设备。
[0227] 图 17-31 示意性地示出了用于向图 16 所示的设备以无线方式供电的系统的多种实施例。

[0228] 图 32 是示意性的结构图,描述了用于提供能量的精确数量的装置,该能量用于操作图 16 中示出的设备。

[0229] 图 33 示意性地示出了系统的一个实施例,其中设备以通过线缆结合能量操作。

[0230] 图 34 是用于控制无线能量发射的装置的更详细的结构图,该无线能量用于操作图 16 中示出的设备。

[0231] 图 35 是根据可能执行的实例,用于图 34 所示装置的电路。

[0232] 图 36-42 示出了植入患者体内的设备的液压或气动动力的多种设置方式。

具体实施方式

[0233] 在图 1 中,具有用于治疗动脉瘤的植入部件,特别是套囊 (cuff) 101 的人 100 的总体图被示出。在图 1 中,被治疗的动脉瘤位于腹部靠近延伸至腿部的 Y 形分叉处的主动脉上。套囊 101 可以多种方法设计,但是通常形成为可植入部件,所述可植入部件适应于放置在与有所述血管动脉瘤的血管相关的地方,并且适应于从所述血管外部向所述动脉瘤施加压力。特别地,施加到血管上的压力本质上在各个方向上是均匀的,并且适应于阻碍血管向所有方向膨胀,由此阻止血管破裂。依照一个实施例,压力可以本质上等于或小于被治疗患者的舒张压。套囊 101 可用任何合适的材料制成,例如适应于植入人类或哺乳动物体内的弹性材料。

[0234] 套囊 101 可以多种不同方式施加压力。依照本发明的一个实施例,施加到血管的压力可以是机械的,并且通过可调螺丝或者相似的装置是可调的,目的是向血管施加压力。套囊 101 还可以由弹簧加载部件形成,并且以合适的方式,例如液压或气动操作。

[0235] 在图 2 中,依照本发明的一个实施例,套囊 101 被更详细地显示。套囊 101 包括一些片段 103,每个片段都是可调的并且可以剪裁,以适应需要治疗的血管 104 的特殊动脉瘤 102。每个片段 103 可以作为整体或者个体调节。通过可调螺丝或者相似的方式,或者适应于充满流体,片段 103 可以被机械地控制和调节。例如,片段可以沿血管轴向设置,也可以沿血管的径向设置,形成子片段阵列,阵列构成套囊 101。特别地,沿血管方向,一个片段可以位于动脉瘤之上,并且一个片段位于该动脉瘤之下。

[0236] 通过适应于从位于被治疗患者体外的发射器/接收器 106 处接收和发送信号的电子控制单元 105,调节可以被控制。电子控制单元还可以包括可以从外部充电器单元 112 处充电的可充电电池 111。电子控制单元可以包括电脉冲产生器 109,用于按照下面更详细的描述产生电脉冲。

[0237] 电子控制单元 105,例如微处理器或 MCU 或 FPGA 或 ASIC,并且可以进一步被连接到或者包括与储存装置 115 相关的液压泵 110,储存装置容纳用于调节套囊 101 压力的流体。因此,泵适应于向套囊 101 内部泵入或从套囊外部汲取液压流体,以便调节施加到动脉瘤上的压力。用于保持套囊 101 内的压力的控制机构可以包括压力罐 117。

[0238] 在优选实施例中,尽管动脉瘤可能发生一些尺寸上的膨胀,压力罐 117 适应于能够改变自身体积,而仍然保持本质上相同的压力,由此保持了动脉瘤上相同的压力。然而,如果膨胀过大,压力容器可以超出范围以保持压力恒定,并且利用在压力容器内的某类体积感测,泵 110 可以从压力容器向储存装置 115 中移动流体,使得压力容器再次回到范围之内。压力容器还能够使供应到动脉瘤壁上的心脏收缩脉冲均衡。

[0239] 套囊 101 可以制作成任意想要的形式,使得在任何地方的动脉瘤都可以得到治疗。依照一个实施例,套囊 101 具有至少一个传感器 107,所述传感器适应于感测来自套囊围绕的血管的压力。

[0240] 用于产生信号以指示与一个或多个与动脉瘤,以及与用于治疗动脉瘤的设备 101 相关的参数的传感器 107,可以是例如计量传感器 (gaugesensor)。传感器 107 可以适应于产生用于监控参数的传感器信号,所述参数包括但不限于液压套囊中的压力、机械套囊中的压力、气动套囊中的压力、血管中的压力、血管的形状,特别是与动脉瘤直径相关的参数。

[0241] 一种对远程放置的发射器 106 的替代或补充是优选放置于皮下的开关 (105 的一部分),这样的开关可以是机械的或电的,例如微处理器或 MCU 或 FPGA 或 ASIC,或者开关可以包括小的液压控制储存装置。

[0242] 限制设备可以包括任意单独的液压设备或机械设备或刺激设备,或者与本应用描述的监控/传感设备的任意组合。刺激设备可以包括热刺激或电刺激。如果使用液压系统,系统中的液压泵可以包括用于注射液压流体的注射口 (110 的一部分),优选地用于校准液压流体。皮下放置的开关还可以用作与传感/监控系统相连的反馈报警系统。

[0243] 尽管在附图中设备有特定的位移,但应该理解的是位移可以变化。

[0244] 特征或实施例的任意组合可以包括本应用之内的任意资源。本应用中特别公开的任意组合中的任意实施例,但不限于图 1-42,可以被使用。

[0245] 在图 3 中,描述了机械套囊 101 的视图被示出。套囊可以包括例如由适合的压缩设备保持的弹性材料 301。依照本发明的一个实施例,套囊 101 包括一些充满凝胶的衬垫 301 形式的弹性材料。衬垫 301 可以合适的方式制作,并且特别地成形,以吸收动脉瘤的几何形状。这可以通过,例如提供不同倾斜角度的衬垫来实现。弹性材料 301 可以被保持在至少一个可调节紧扣部件 303 旁边。紧扣部件 303 可以通过例如螺丝 305 或相似的设备调节。通过调节紧扣部件 303,施加到动脉瘤上的压力可以被控制。

[0246] 在图 4 中,描述了机械套囊 101 的视图被示出。套囊可以包括例如弹性带 401。所述带 401 可以通过调节器 403 调节,以便在动脉瘤上提供更大或更小的压力。

[0247] 在图 5 中,描述了液压套囊 101 的视图被示出。套囊可以包括例如适应于容纳流体的可植入部件 501。部件 501 适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方。响应于部件 501 的流体的条件,所述部件可以向动脉瘤血管施压。当部件植入患者体内时,通过用流体填充部件,压力可以施加到动脉瘤上,以便阻止或减小动脉瘤的膨胀,由此能够术后治疗动脉瘤。通过使用植入的压力调节器 503 调节压力,治疗可以进一步被术后调节。压力调节器可以由例如植入患者体内的压力罐 503 形成,压力罐通过软管 504 与部件 501 相互连接。压力罐可以包括用于存储多余的流体的可膨胀储存装置 505。

[0248] 在图 6 中,描述了液压套囊 101 的视图被示出。所述套囊可以包括例如适应于容纳流体的可植入部件 601。部件 601 适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方。响应于部件 601 的流体的条件,所述部件可以向动脉瘤血管施压。当部件植入患者体内时,通过用流体填充部件,压力可以施加到动脉瘤上,以便阻止或减小动脉瘤的膨胀,由此能够术后治疗动脉瘤。通过使用植入的压力调节器 603 调节压力,治疗可以进一步被术后调节。压力调节器可以由例如植入患者体内的弹簧加载罐 603 形成,压力调节器通过软管 604 与部件 601 相互连接。用于控制罐的压力,并且由此间接地控制由套囊 101 施加到动脉瘤上的压力

的弹簧 606 可以是可调节的弹簧,以便控制压力。

[0249] 在图 7 中,描述了液压套囊 101 的视图被示出。套囊可以包括例如适应于容纳流体的可植入部件 701。部件 701 适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方。响应于部件 701 的流体的条件,部件可以向动脉瘤血管施压。当部件植入患者体内时,通过用流体填充部件,压力可以施加到动脉瘤上,以便阻止或减小动脉瘤的膨胀,由此能够术后治疗动脉瘤。通过使用植入的压力调节器 703 调节压力,治疗可以进一步被术后调节。压力调节器可以由例如植入患者体内的泵 703 形成,泵通过罐 705 与部件 701 相互连接。泵 703 通过将流体泵入部件 701 内部和将流体泵出部件 701 外部来控制部件 703 的压力,并且由此控制由套囊 101 施加到动脉瘤上的压力。

[0250] 通过感测来自血管的压力,套囊可以被控制以便对血管施加正确的压力,由此保持血管的形状本质上恒定。例如压力可以作为周围组织的血管壁变化的结果而随时间变化。压力还将会作为心脏工作阶段的函数而变化。换句话说,压力在心脏收缩阶段和舒张阶段是不同的。通过使用压力传感器,由套囊 101 施加的压力可以适应于反应感测到的压力改变,并且施加对应的反压力。响应于指示动脉瘤膨胀的传感器信号,套囊的传感器 107 产生的传感器信号还可以用于触发报警。响应于正在产生的报警信号,套囊可以被自动控制,向血管施加反压力,以阻止或限制动脉瘤的膨胀。

[0251] 在另一实施例中,可以在套囊中提供电极 108。电极可以连接到电脉冲产生器,所述电脉冲产生器适应于产生用于刺激动脉瘤壁的电脉冲。电刺激的目的是增加动脉瘤壁的肌肉紧张。

[0252] 在图 8 中,用于治疗人类或哺乳动物患者血管动脉瘤的刺激设备 801 被示出。设备 801 包括至少一个适应于放置在靠近连接动脉瘤处的可植入电极 803。电极适应于在动脉瘤的壁部提供电刺激脉冲。电刺激脉冲可以通过例如脉冲产生器 805 产生。脉冲产生器可以植入患者体内。

[0253] 依照一个实施例,用于治疗人类或哺乳动物患者血管动脉瘤的电刺激设备与电极相连,适应于在多个刺激点刺激动脉瘤壁。多个刺激组可以进一步被组织为可以被彼此独立地刺激的不同刺激组。依照一个实施例,电刺激以正电压和 / 或负电压刺激脉冲执行。在一个实施例中,用于刺激动脉瘤壁的电流被保持为基本恒定。

[0254] 用于刺激动脉瘤壁的电脉冲序列可以由预定的周期性施加,其间具有没有刺激的周期,在没有刺激的周期中,动脉瘤壁被允许休息。电刺激信号还可以是脉宽调制的,以控制施加的能量。依照一个实施例,电刺激在心脏收缩阶段被施加,以增加动脉瘤壁的肌肉紧张。心脏收缩阶段可以被如上所述的用于感测动脉瘤压力的传感器 107 感测。

[0255] 依照一个实施例,当感测到动脉瘤快速膨胀时,在紧急情况下可以控制施加暂时增加强度和位置的刺激,以限制所述动脉瘤的膨胀。

[0256] 为了提供用于控制压力的输入和 / 或为了监控动脉瘤,可以提供设备 107。在图 9 中,描述当治疗或监控人类或哺乳动物患者血管动脉瘤时,使用的传感器 901 的视图被示出。传感器 901 放置在与动脉瘤的壁部相关的地方,用于产生对应于与动脉瘤或动脉瘤的治疗相关的参数的信号。传感器产生的信号可以是对应于动脉瘤尺寸的信号,并且可以经过信号输出 903 获取。例如所述信号可以指示动脉瘤的直径。依照一个实施例,传感器是计量传感器。传感器 901 还可以适应于产生与动脉瘤的监控或治疗相关的任意输出。例如

传感器可以适应于感测与动脉瘤接触的部件的电阻、电容、压力、延伸体积、曲率。

[0257] 套囊 101 的形状可以如上所述地被剪裁,使其适应将被治疗的动脉瘤的位置。在图 10 中,套囊 101 是从上方沿着与被治疗血管对准的方向观察的。从图 3 可以看出,每个片段 3 可以分为一些子片段 103a、103b、..... 一起在被治疗的动脉瘤周围形成闭合环路。在动脉瘤位于主动脉分叉区域的情况下,套囊 101 可以是如图 11 所示的 Y 形。

[0258] 此处描述的设备可以使用一些如图 12 所示的合适的手术过程被植入患者体内。例如,在步骤 1201,通过将针或者类似于管的器械插入患者腹腔中,可以实施所述设备。接着在步骤 1203,患者使用针或者类似于管的器械充气的身体的一部分由此膨胀所述腹腔。接着在步骤 1205,至少两个腹腔镜套管针被放置在腔中。于是在步骤 1207 中,摄像机通过其中一个腹腔镜套管针被插入腔中。接着在步骤 1209 中,至少一个解剖工具,通过所述至少两个腹腔镜套管针中的一个被插入。在步骤 1211 中血管的动脉瘤区域被解剖。接着在步骤 1213 中,设备被放置在动脉瘤血管上,并且在步骤 1215 中调节设备施加到动脉瘤上的压力被。

[0259] 依照本发明的一个实施例,设备可以通过图 13 中描述的过程植入。首先在步骤 1301 中,针或者类似于管的器械被插入患者胸腔。接下来在步骤 1303 中,患者使用针或者类似于管的器械充气的身体的一部分并且由此膨胀所述胸腔。于是在步骤 1305 至少两个腹腔镜套管针被放置在所述腔中。于是在步骤 1307 中,摄像机通过其中一个腹腔镜套管针被插入腔中。接着在步骤 1309 中,至少一个解剖工具,通过所述至少两个腹腔镜套管针中的一个被插入。在步骤 1311 中血管的动脉瘤区域被解剖。接着在步骤 1313 中,设备被放置在动脉瘤血管上,并且在步骤 1315 中调节设备施加到动脉瘤上的压力。

[0260] 依照本发明的一个实施例,设备可以通过图 14 中描述的过程植入。首先在步骤 1401 中,哺乳动物患者腹腔或胸腔壁的皮肤被切开。接下来在步骤 1403 中,动脉瘤区域被解剖。接下来在步骤 1405 中,设备被放置在动脉瘤血管上,并且在步骤 1407 中,设备施加到动脉瘤上的压力被调节。

[0261] 依照本发明的一个实施例,设备可以通过图 15 中描述的过程植入。首先在步骤 1501 中,哺乳动物患者的皮肤被切开。接下来在步骤 1503 中,动脉瘤区域被解剖。接下来在步骤 1505 中,设备被放置在动脉瘤血管上,并且在步骤 1507 中,设备施加到动脉瘤上的压力被调节。

[0262] 图 16 描述了用于治疗疾病的系统,包括放置在患者腹部内的本发明的设备 10。植入的能量转换设备 3020 适应于通过电源线 3020 为设备的能量消耗组件提供能量。外部的用于无创地对设备 10 供电的能量传输设备 3040 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 3020 将能量从无线能量信号转换成电能,电能通过电源线 3030 提供。

[0263] 在一个实施例中,至少一个电池可以是能量转换设备的一部分或者替代能量转换设备 3020 通过电源线 3030 向设备 10 提供能量。在一个实施例中,电池不是可以再次充电的。在可替换的实施例中,电池是可以再次充电的。电池供电当然可以是远程放置的并且与设备结合。

[0264] 无线能量信号可以包括从下面选出的波信号:声波信号、超声波信号、电磁波信号、红外光信号、可见光信号、紫外光信号、激光信号、微波信号、无线电波信号、x 射线辐射信号和 γ 辐射信号。可替换地,无线能量信号可以包括电场或磁场,或者电场和磁场的组

合。

[0265] 无线能量传输设备 3040 可以发射载波信号,用于承载无线能量信号。这样的载波信号可以包括数字的、模拟的或数字和模拟信号的组合。在这种情况下,无线能量信号包括模拟或数字信号,或者模拟和数字信号的组合。

[0266] 总体上说,能量转换设备 3020 被提供用于将能量传输设备 3040 发射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典型地区别于第一形式的能量。响应于第二形式的能量,植入的设备 10 是可操作的。当能量转换设备 3020 将能量传输设备 3040 发射的第一形式的无线能量转换为第二形式的能量时,能量转换设备 3020 可以直接以第二形式能量向设备供电。系统可以进一步含有可植入蓄电池,其中第二形式的能量至少部分地用于向蓄电池充电。

[0267] 可替换地,当无线能量被能量传输设备 3040 发射时,能量传输设备 3040 发射的无线能量可以用于直接向设备供电。正如下面将要描述的那样,在系统包括用于对设备进行的操作的操作设备的地方,能量传输设备 1004 发射的无线能量可以用于直接向操作设备供电,以产生用于设备操作的动能。

[0268] 第一形式的无线能量可以包括声波,并且能量转换设备 3020 可以含有用于将声波转换为电能的压电元件。声音形式的能量可以包括直流电或脉冲直流电,或者直流电和脉动直流电组合形式的电能,或者交流电或直流电和交流电组合形式的电能。通常,设备包括电能激励的电组件。系统的其它可植入电组件可以是与设备的电组件相连的至少一个电压电平保护或至少一个恒定电流保护。

[0269] 可选择地,第一形式的能量和第二形式的能量之一可以包括磁能、动能、声能、化学能、辐射能、电磁能、光能、核能或热能。优选地,第一形式的能量和第二形式的能量之一是非磁的、非动力的、非化学的、非声音的、非核的或者非热的。

[0270] 能量传输设备可以从患者体外控制,以释放电磁无线能量,并且释放的电磁无线能量用于操作设备。可替换地,能量传输设备从患者体外控制,以释放非电磁的无线能量,并且释放的非电磁的无线能量用于操作设备。

[0271] 外部的能量传输设备 3040 还含有无线远程控制器,所述无线远程控制器具有用于发射无线控制信号的外部信号发射器,以便无创地控制设备。控制信号被植入的信号接收器接收,信号接收器可以与植入的能量转换设备 3020 结合或者与能量转换设备分开。

[0272] 无线控制信号可以含有频率、幅度或相位调制的信号或者它们的组合。可替换地,无线控制信号含有模拟或数字信号,或者模拟和数字信号的组合。可替换地,无线控制信号包括电场或磁场,或者电场和磁场的组合。

[0273] 无线远程控制器可以发射用于承载无线控制信号的载波信号。这样的载波信号可以含有数字、模拟或数字和模拟信号的组合。在控制信号含有数字或模拟或数字和模拟信号的组合的地方,无线远程控制器优选地发射电磁载波信号,用于承载数字或模拟控制信号。

[0274] 图 17 描述了图 16 中的系统,以更普遍的结构图的形式显示设备 10、通过电源线 3030 向设备 10 供电的能量转换设备 3020,以及外部能量传输设备 3040。患者的皮肤 3050 基本上由垂直的线表示,将线右侧的患者体内与线左侧的患者体外分开。

[0275] 图 18 示出了与图 17 中相同的本发明的实施例,除了通过例如极化能量而操作的

电开关形式的倒转设备 3060, 所述倒转设备也植入患者体内, 用于使设备 10 倒转。当开关被极化能量操作时, 外部能量传输设备 3040 的无线远程控制发射载有极化能量的无线信号, 并且植入的能量转换设备 3020 将无线极化的能量转换为用于操作电开关 3060 的极化电流。当电流的极化被植入的能量转换设备 3020 转变时, 电开关 3060 使设备 10 执行的功能倒转。

[0276] 图 19 示出了与图 17 中相同的本发明的实施例, 除了植入患者体内用于对设备 10 进行操作的操作设备 3070, 所述操作设备设置在植入的能量转换设备 3020 和设备 10 之间。该操作设备可以是马达 3070 的形式, 例如伺服电动机。当外部能量传输设备 3040 向植入的能量转换设备 3020 的接收器发射无线信号时, 马达 3070 以来自植入的能量转换设备 3020 的能量供电。

[0277] 图 20 示出了与图 17 中相同的本发明的实施例, 除了图 20 还包括具有含有马达 / 泵单元 3090 的装置 3080 形式的操作设备, 并且流体储存装置 3100 被植入患者体内。在这种情况下, 设备 10 是液压操作的, 即液压流体被马达 / 泵单元 3090 从流体储存装置 3100, 经过导管 3110 向设备 10 泵送, 以便操作所述设备, 并且液压流体被马达 / 泵单元 3090 从设备 10 抽回流体储存装置 3100, 以使设备返回开始位置。植入的能量转换设备 1002 将无线能量转换为电流, 例如极化电流, 用于通过电源线 3120 向马达 / 泵单元 1009 供电。

[0278] 除了液压操作的设备 10 以外, 还可以想象的是, 操作设备包括气动操作设备。在这种情况下, 液压流体可以是用于调节的压缩空气, 并且流体储存装置被空气室取代。

[0279] 在所有这些实施例中, 能量转换设备 3020 可以包括可再次充电的蓄电池, 如电池或者通过无线能量充电的电容器, 并且能量转换设备向系统的任何能量消耗部件提供能量。

[0280] 可替换地, 上述的无线远程控制可以被任何植入部件手动控制, 以保证植入部分与患者的手接触, 多数为间接的接触, 例如放置在皮下的按钮。

[0281] 图 21 示出了本发明的实施例, 包括带有无线远程控制器的外部能量传输设备 3040、在这种情况下以液压方式操作的设备 10、以及植入的能量转换设备 3020, 并且进一步包括液压流体储存装置 3130、马达 / 泵单元 3090、以及以液压阀形式移动设备 3140 的倒转设备, 所有这些都植入患者体内。当然, 液压操作可以简单地通过仅仅改变泵送方向而执行, 并且液压阀由此可以省略。远程控制器可以被与外部能量传输设备分开, 或者被外部能量传输设备包含。马达 / 泵单元 3090 是电动马达。响应于来自外部能量传输设备 3040 的无线远程控制器的控制信号, 植入的能量转换设备 3020 以控制信号载有的能量向马达 / 泵单元 3090 供电, 据此马达 / 泵单元 3090 将液压流体分布在液压流体储存装置 3130 和设备 10 之间。外部能量传输设备 3040 的远程控制器控制液压阀移动设备 3140, 以便在两个方向之间移动液压流体, 在其中一个方向上, 流体被马达 / 泵单元 3090 从液压流体储存装置 3130 中泵送至设备 10, 以操作设备, 在相对的方向上, 流体被马达 / 泵单元 3090 从设备 10 抽回液压流体储存装置 3130, 使得设备返回开始位置。

[0282] 图 22 示出了本发明的实施例, 包括带有无线远程控制器的外部能量传输设备 1004、设备 10、植入的能量转换设备 3020、通过外部能量传输设备 3040 的无线远程控制器的植入的内部控制单元 3150、植入的蓄电池 3160 和植入的电容器 3170。内部控制单元 1015 安排将从植入的能量转换设备 3020 处接收的电能在蓄电池 3160 中的存储, 所述蓄电池向

设备 10 提供能量。响应于来自外部能量传输设备 3040 的控制器的控制信号,内部控制单元 3150 或者释放来自蓄电池 3160 中的电能并且通过电源线 3180 和 3190 传递释放的能量,或者通过电源线 3200、使电流稳定的电容器 3170、电源线 3210 和电源线 3190,直接传递来自植入的能量转换装置 3020 的电能,用于操作设备 10。

[0283] 内部控制单元优选地是在患者体外可编程的。在优选实施例中,内部控制单元被编程以便根据预编程的时间表,或者根据从任意传感器感测的患者的任何可能的物理参数或系统的功能参数调节设备 10。

[0284] 依照可替换情况,图 7 实施例中的电容器 3170 可以被省略。依照另一可替换情况,该实施例中的蓄电池 3160 可以被省略。

[0285] 图 23 示出了与图 17 中相同的本发明的实施例,除了用于提供能量对设备 10 进行操作的电池 3220,并且用于开关设备 10 的操作的电开关 3230 也被植入患者体内。电开关 3230 可以远程控制,并且还可以由植入的能量转换设备 3020 提供的能量操作,以便从关闭模式切换到打开模式,在关闭模式中电池 3220 没有使用,在打开模式中电池 3220 提供能量用于设备 10 的操作。

[0286] 图 24 示出了与图 23 中相同的本发明的实施例,除了通过外部能量传输设备 3040 的无线远程控制器控制的内部控制单元 3150 也被植入患者体内。在这种情况下,电开关 3230 由植入的能量转换设备 3020 提供的能量操作,以便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进行控制内部控制单元 3150 并且电池没有被使用,在待命模式中,远程控制器被允许控制内部控制单元 3150,以便释放来自电池 3220 处的电能,用于设备 10 的操作。

[0287] 图 25 示出了与图 24 中相同的本发明的实施例,除了电池 3220 被蓄电池 3160 替代,并且植入的组件以不同方式相互连接。在这种情况下,蓄电池 3160 存储来自植入的能量转换设备 3020 的能量。响应于来自外部能量传输设备 3040 的无线远程控制器的控制信号,内部控制单元 3150 控制电开关 3230 从关闭模式切换到打开模式,在关闭模式中,蓄电池 3160 没有使用,在打开模式中,蓄电池 3160 提供用于设备 10 的操作的能量。蓄电池可以与电容器组合或者被电容器替代。

[0288] 图 26 示出了与图 25 中相同的本发明的实施例,除了电池 3220 也被植入患者体内,而且植入的组件以不同方式相互连接。响应于来自外部能量传输设备 3040 的无线远程控制器的控制信号,内部控制单元 3150 控制蓄电池 3160 发送用于操作电开关 3230 的能量,以便从关闭模式切换到打开模式,在关闭模式中,电池 3230 没有使用,在打开模式中,电池 3230 提供用于设备 10 的操作的能量。

[0289] 可替换地,电开关 3230 可以通过蓄电池 3160 提供的能量而操作,以便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电池 3220 以提供电能,并且电池没有被使用,在待命模式中,无线远程控制被允许控制电池 3220 以提供电能,用于设备 10 的操作。

[0290] 应该理解的是,开关 3230 和本应用中所有其它开关应该在其最广发的实施例中被解释。这是指可以切换电源的打开和关闭的晶体管、MCU、MCPU、ASIC、FPGA 或 DA 转换器或任何其它电子组件或电路。优选地开关被从身体外部控制,或者可替换地被植入内部控制单元中。

[0291] 图 27 示出了与图 23 中相同的本发明的实施例,除了马达 3070、齿轮箱 3240 形式的机械倒转设备,以及用于控制齿轮箱 3240 的内部控制单元 3150 也被植入患者体内。内部控制单元 3150 控制齿轮箱 3240 通过设备 10 使执行的功能倒转(机械地操作)。甚至更简单的是电动地切换马达的方向。解释在其最广泛的实施例中的齿轮箱可以代表省力的伺服装置,用于有利于长行程工作地操作设备。

[0292] 图 28 示出了与图 24 中相同的本发明的实施例,除了植入的组件以不同方式相互连接。所以在这种情况下,当蓄电池 3160,合适地是电容器,激活电开关 3230 以切换到打开模式时,内部控制单元 3150 由电池 3220 供电。当电开关 3230 处于打开模式时,内部控制单元 3150 被允许控制电池 3220 向设备 10 的操作提供,或不提供能量。

[0293] 图 29 示意性地示出了用于实现多种通信选择的设备的植入组件的可能的组合。基本地,有设备 10、内部控制单元 3150、马达或泵单元 3090,以及含有外部无线远程控制器的能量传输设备 3040。如上所述,无线远程控制器发射控制信号,所述控制信号被内部控制单元 3150 接收,所述控制信号依次控制所述设备的多种植入组件。

[0294] 反馈设备,优选地包括传感器或测量设备 3250,可以被植入患者体内以感测患者的物理参数。物理参数可以是以下组中选择的至少一个,所述组包括:压力、体积、直径、伸展、拉长、延伸、移动、弯曲、弹性、肌肉收缩、神经冲动、体温、血压、血流、心跳和呼吸。传感器可以感测上述任意的生理参数。例如,传感器可以是压力或运动传感器。可替换地,传感器 3250 可以被设置感测功能性参数。功能性参数可以与能量的转换有关,用于向植入的能量源充电,并且可以进一步包括从以下参数组选择的至少一个,所述参数组包括:电、任何电参数、压力、体积、直径、伸展、拉长、延伸、移动、弯曲、弹性、体温和流量。

[0295] 反馈可以被发送到内部控制单元或者优选地经过内部控制单元发送到外部控制单元。反馈可以经过能量转换系统或带有接收器和发射器的单独的通信系统被发送到体外。

[0296] 内部控制单元 3150,或者可替换地,外部能量传输设备 3040 的外部无线远程控制器,可以响应于来自传感器 3250 的信号而控制设备 10。收发器可以与传感器 3250 组合,用于向外部无线远程控制器发送感测到的物理参数的信息。无线远程控制器可以包括信号发射器或收发器,并且内部控制单元 3150 可以包括信号接收器或收发器。可替换地,无线远程控制器可以包括信号接收器或收发器,并且内部控制单元 3150 可以包括信号发射器或收发器。上面的收发器、发射器和接收器可以用于从患者体内向体外发送与设备 10 有关的信息或数据。

[0297] 在马达/泵单元 3090 以及用于向马达/泵单元 3090 供电的电池 3220 被植入的地方,与电池 3220 充电相关的信息可以被反馈。为了更加精确,当利用能量反馈信息向电池或蓄电池充电时,所述充电过程被发送并且能量提供相应地改变。

[0298] 图 30 示出了可替换的实施例,其中设备 10 在患者体外调节。系统 3000 包括经由皮下电开关 3260 与设备 10 相连的电池 3220。由此,设备 10 的调节被无创地通过手动按压皮下开关而执行,由此设备 10 的操作在开和关之间切换。应该意识到的是,示出的实施例是简化的,而附加的组件,例如内部控制单元或任何其它公开于本应用的部分可以被加入系统。两个皮下开关也可以被使用。在优选实施例中,一个植入的开关向内部控制单元发送信息,以执行特定的预定性能,并且当患者再次按下开关时,所述性能倒转。

[0299] 图 31 示出了可替换的实施例,其中系统 3000 包括液压地与设备连接的液压流体储存装置 3130。无创的调节被手动地按压与设备相连的液压储存装置而执行。

[0300] 系统可以包括外部数据通信装置以及与外部数据通信装置进行通信的可植入内部数据通信装置。内部通信装置向外部数据通信装置反馈与设备或患者相关的数据并且/或者外部数据通信装置向内部数据通信装置反馈数据。

[0301] 图 32 示意性地描述了系统的装置,系统能够从患者体内向体外发送信息,以反馈与设备或系统的至少一个功能性参数相关或者与患者的物理参数相关的信息,以便向与植入的设备 10 的能量消耗组件相连的植入内部能量接收器 3020 提供精确的能量数量。这样的能量接收器 3020 可以包括能量源和/或能量转换设备。简要地描述,从位于患者外部的能量源 3040a 发射无线能量,并且被位于患者体内的内部能量接收器 3020 接收。内部能量接收器适应于直接或间接地经由开关 3260 向设备 10 的能量消耗组件提供接收的能量。在由内部能量接收器 3020 接收的能量和设备 10 使用的能量之间确定能量平衡,并且基于确定的能量平衡控制无线能量的发射。能量平衡由此提供所需能量正确数量的精确指示,这对于正确操作设备 10 是足够的,但是并不引起过分的温度上升。

[0302] 在图 32 中,患者的皮肤由竖线 3050 指示。在这里,能量接收器包括位于患者体内的能量转换设备 1002,优选地刚好位于患者皮肤 3050 之下。总体上说,植入的能量转换设备 1002 可以放置在腹腔、胸腔、肌肉筋膜(例如腹腔壁)、皮下,或者任意其它合适的位置。植入的能量转换设备 3020 适应于接收来自外部能量源 3040a 发射的无线能量 E,外部能量源设置于外部能量传输设备 3040 中,外部能量传输设备位于患者皮肤 3050 之外,临近植入的能量转换设备 3020。

[0303] 正如现有技术中所知,无线能量 E 可以总体上通过合适的经皮能量转换(TET)设备转换,例如含有安排在外部能量源 1004a 上的初级线圈,以及临近的、安排在植入的能量转换设备 3020 上的次级线圈。当电流经过初级线圈被提供,以电压形式的能量被感应在次级线圈内,次级线圈可以被用于向植入设备的能量消耗组件供电,例如在植入的能量源中存储外来的能量之后,能量源例如是可以再次充电的电池或电容器。然而,本发明总体上并不限于任何特殊的能量转换技术、TET 设备或者能量源,并且可以使用任何种类的无线能量。

[0304] 植入的能量接收器接收的能量数量可以与设备的植入组件使用的能量相比。术语“使用的能量”则被理解为还包括由设备的植入组件存储的能量。控制设备包括外部控制单元 3040b,外部控制单元基于确定的能量平衡而控制外部能量源 3040a,以调节传送的能量数量。为了传送正确的能量数量,能量平衡和所需的能量数量通过确定设备而被确定,所述确定设备包括植入的、连接在开关 3260 和设备 10 之间的内部控制单元 3150。内部控制单元 3150 可以由此被安排接收由合适的传感器或没有示出的类似设备得到的多个测量,测量所述设备 10 的特定特性,用某种方式反映正确操作设备 10 所需的能量数量。此外,患者当前的状况还可以通过合适的测量设备或传感器感测,为的是提供反应患者状况的参数。因此,这样的特性和/或参数可以与设备 10 的当前状态相关,例如能量消耗、操作模式和温度,以及通过例如体温、血压、心跳和呼吸的参数,反应的患者的情况。患者其它种类的物理参数和设备的功能性参数在其它地方描述。

[0305] 此外,蓄电池 3160 形式的能量源,通过控制单元 3150,可选择地被连接到植入的

能量转换设备 3020 上,用于积累接收的能量,以便设备 10 以后使用。可替换地或者附加地,也反映了能量的需求量的这种蓄电池的特性也可以被测量。蓄电池可以被可以重复充电的电池替代,并且测量的特性可以与电池的当前状态、任何电参数,例如能量消耗电压、温度等等相关。为了向设备 10 提供足够的电压和电流,并且为了避免过热,可清楚理解的是,电池应该通过接收来自植入的能量转换设备 3020 的正确的能量数量而最优化地充电,也就是不要太少或不要太多。蓄电池还可以是带有相应特性的电容器。

[0306] 例如,电池特性可以被定期测量,以确定电池的当前状态,这之后可以作为状态信息以合适的存储方式存储在内部控制单元 3150 的适合存储装置中。由此,无论何时进行新的测量,存储的电池状态信息可以被相应地更新。这样,电池的状态可以通过传送正确的能量数量被“校准”,为的是将电池保持处于最优状况。

[0307] 由此,基于上述传感器或设备 10 的测量设备做的测量,或者基于患者,或者基于植入的能量源(如果使用),或者基于它们的组合,所述确定设备的内部控制单元 3150 适于确定能量平衡和/或当前需要的能量数量(单位时间的能量或者积累的能量)。内部控制单元 3150 被进一步连接到内部信号发射器 3270,内部信号发射器被安排向连接到外部控制单元 3040b 上的外部信号接收器 3040c 发射反映确定的所需能量数量的控制信号。响应于接收的控制信号,从外部能量源 3040a 发射的能量数量可以被调节。

[0308] 可替换地,确定设备可以包括外部控制单元 3040b。在该可替换情况下,传感器测量可以被直接发射至外部控制单元 3040b,其中能量平衡和/或当前所需能量数量可以被外部控制单元 3040b 确定,由此结合上述外部控制单元 3040b 中的内部控制单元 3150 的功能。在那种情况下,内部控制单元 3150 可以被忽略,并且传感器测量结果被直接提供至内部信号发射器 3270,所述内部信号发射器向外部信号接收器 3040c 和外部控制单元 3040b 发送测量结果。可以基于那些传感器测量结果,由外部控制单元 3040b 确定能量平衡和当前所需的能量数量。

[0309] 由此,根据图 32 安排的解决方案采用指示所需能量的信息的反馈,这比之前的解决方案更为有效,因为与接收的能量相比,这是基于真正的能量使用,例如,关于能量的数量、能量差或者能量接收率与能量通过设备植入的能量消耗组件的使用率相比。设备可以使用接收的能量,或者用于消耗,或者用于在植入的能量源或类似装置中存储能量。如果相关并且需要,上面讨论的不同的参数由此将会使用,作为确定真正能量平衡的工具。然而,这样的参数本身还可以被需要用于任意内部采取的行动,以具体地操作设备。

[0310] 使用合适的信号传送方式,例如无线电、IR(红外)、或超声信号,内部信号发射器 3270 和外部信号接收器 3040c 可以作为独立的单元被实现。可替换地,内部信号发射器 3270 和外部信号接收器 3040c 可以分别集成到植入的能量转换设备 3020 和外部能量源 3040a 上,以便以相对于能量传送相反的方向以基本上使用相同的发射技术传递控制信号。控制信号可以关于频率、相位或幅度调制。

[0311] 由此,反馈信息可以或者通过包括接收器和发射器的单独的通信系统传送,或者集成于能量系统。依照本发明,这样的集成信息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和用于发射无线能量的外部能量发射器,能量接收器具有内部第一线圈和连接到第一线圈上的第一电子电路,能量发射器具有外部第二线圈和连接到第二线圈上的第二电子电路。能量发射器的外部第二线圈发射无线能量,所述无线能量被能量接

收器的第一线圈接收。系统进一步包括用于切换内部第一线圈到第一电子电路之间的打开和关闭的电源开关,使得当电源开关切换内部第一线圈到第一电子电路之间的打开和关闭状态时,与第一线圈充电相关的反馈信息以外部第二线圈负载阻抗变化的形式被外部能量发射器接收。在执行图 32 所示的该系统时,开关 3260 或者单独被内部控制单元 3150 控制,或者集成于内部控制单元 3150。应该理解的是,开关 3260 应该在其最广泛的实施例中解释。这是指晶体管、MCU、MCPU、ASIC FPGA 或 DA 转换器或者任何其它可以切换电源开关的电子组件或电路。

[0312] 总之,图 32 中描述的能量供应装置可以基本按以下方式操作。能量平衡首先被确定设备的内部控制单元 3150 确定。反映所需能量数量的控制信号也由内部控制单元 3150 产生,并且控制信号从内部信号发射器 3270 发射至外部信号接收器 3040c。可替换地,能量平衡可以被外部控制单元 3040b 确定,而不是取决于如上所述的执行。在那种情况下,控制信号可以承载来自多个传感器的测量结果。基于确定的能量平衡,例如响应于接收的控制信号,外部能量源 1004a 发射的能量数量可以被外部能量控制单元 3040b 调节。这个过程可以在正在进行的能量转换期间,以特定间隔进行间歇性重复,或者在能量转换期间,几乎连续地执行。

[0313] 转换的能量数量可以基本通过调节外部能量源 3040a 中的多个发射参数,例如电压、电流、幅度、波频和脉冲特性而调节。

[0314] 此系统还可以用于获得关于 TET 系统中线圈之间的耦合因子的信息,甚至用来校准系统,以便找到对于外部线圈相对于内部线圈的最优位置,以及优化能量传送。在这种情况下简单地比较转换的能量数量以及接收的能量数量。例如,如果外部线圈被移动,耦合因子可能会改变,并且正确展现的移动可以使得外部线圈找到对于能量传送最优的位置。优选地,外部线圈适应于校准传送的能量数量,以便在最大化耦合因子之前,获得确定设备中的反馈信息。

[0315] 耦合因子信息还可以在能量传送期间被用作反馈。在这样的情况下,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和用于发射无线能量的外部能量发射器,能量接收器具有内部第一线圈和连接到初级线圈上的第一电子电路,能量发射器具有外部第二线圈和连接到第二线圈上的第二电子电路。能量发射器的外部第二线圈发射无线信号,无线信号被能量接收器的第一线圈接收。该系统进一步包括用于将第一线圈接收的能量数量作为反馈信息进行通信的反馈设备,并且其中第二电子电路包括用于接收反馈信号以及用于比较第二线圈转换的能量数量和与第一线圈接收的能量数量相关的反馈信息,以获得第一和第二线圈之间的耦合因子的确定设备。响应于获得的耦合因子,能量发射器可以调节发射的能量。

[0316] 参照图 33,尽管用于操作设备的能量的无线传送已经于上面进行了描述,使得可以无创地操作,但是将会意识到的是,设备还可以采用线缆结合的能量操作。这样的例子被显示在图 33 中,其中外部开关 3260 被连接在外部能量源 3040a 和例如操作设备 10 的电动马达 3070 的操作设备之间。外部控制单元 3040b 控制外部开关 3260 的操作,以便实现设备 10 的正确操作。

[0317] 图 34 描述了不同的实施例,即接收的能量如何能够被提供至设备 10 并且被设备 10 使用。与图 32 中的例子相似的是,内部能量接收器 3020 从外部能量源 3040a 接收无线

能量 E, 能量源 3040a 被发射控制单元 3040b 控制。内部能量接收器 3020 可以包括恒压电路, 在图中以虚线框“恒定 V”表示, 用于以恒定电压向设备 10 提供能量。内部能量接收器 3020 可以进一步包括恒流电路, 在图中以虚线框“恒定 C”表示, 用于以恒定电流向设备 10 提供能量。

[0318] 设备 10 包括能量消耗部分 10a, 所述能量消耗部分可以是马达、泵、限制设备, 或者任何其它的需要能量用于电动操作的医疗器械。设备 10 可以进一步包括用于存储内部能量接收器 3020 提供能量的能量存储设备 10b。由此, 提供的能量可以直接通过能量消耗部分 10a 消耗, 或者通过能量存储设备 10b 存储, 或者提供的能量部分被消耗、部分被存储。设备 10 可以进一步包括用于稳定内部能量接收器 3020 提供的能量的能量稳定单元 10c。由此能量可以由波动的方式被提供, 使得在被消耗或存储之前, 有必要将能量稳定。

[0319] 由内部能量接收器 3020 提供的能量, 通过位于设备 10 之外的单独的能量稳定单元 3280, 在被设备 10 消耗和 / 或存储之前可以进一步被积累和 / 或稳定。可替换地, 能量稳定单元 3280 可以被集成于内部能量接收器 3020。无论何种情况, 能量稳定单元 3280 可以包括恒压电路和 / 或恒流电路。

[0320] 应该注意, 根据如何设置多种示出的功能性组件和元件, 以及如何将它们连接, 图 32 和图 34 描述了一些可能的但是非限定的实施选择。然而, 技术人员容易意识到, 在本发明的范围之内, 可以做出许多变化和修正。

[0321] 图 35 示意性地示出了系统的推荐设计之一的能量平衡测量电路或者能量平衡控制系统, 用于控制无线能量的发射。电路具有中心位于 2.5V 的输出信号, 并且与能量失衡成比例地相关。该信号的导数显示了信号值是否上升和下降, 以及这种改变发生的快慢。如果接收的能量数量低于设备的植入组件使用的能量, 更多的能量将被转换并且因此充入能量源。从电路输出的信号典型地被反馈至 A/D 转换器并且转换为数字格式。数字信息可以接着被发送至外部能量传输设备, 使其调节发射能量的水平。另一可能性是具有完全模拟的系统, 所述模拟系统使用比较器将能量平衡水平与特定的最大和最小阈值相比, 如果平衡偏离出最大 / 最小窗口, 即向外部能量传输设备发送信息。

[0322] 示意图 35 示出了用于系统的电路的实施, 所述系统从患者体外使用感应能量传输, 将能量传送至植入的本发明设备的能量组件。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, L1, 包含在示意图 18 中, 系统的发射部分被排除。

[0323] 能量平衡的基本概念的实施, 以及信息被传送至外部能量发射器的方法当然可以用多种方法执行。示意图 35 和上面描述的评估和发射信息的方法应该只是被作为如何执行控制系统的实例。

[0324] 电路细节

[0325] 在图 35 中, 符号 Y1、Y2、Y3 等等表示了电路中的测试点。图中的组件和它们各自的值是工作于此处特定实现中的值, 其当然只是无穷多个可能的设计解决方案之一。

[0326] 向电路供电的能量通过能量接收线圈 L1 接收。植入组件的能量在此处特定情况下以 25kHz 的频率发射。能量平衡输出信号当前在测试点 Y1 处。

[0327] 本领域技术人员将会意识到, 系统的上面的多个实施例可以通过许多不同方式组合。例如, 图 18 中的电开关 3060 可以与图 21-27 中的任意实施例结合, 图 21 中的液压阀移动设备 3140 可以与图 20 中的实施例结合, 并且齿轮箱 3240 可以与图 19 中的实施例结

合。请关注,开关可以简单地指任何电子电路或组件。

[0328] 图 32、34 和 35 联合描述的实施例确定了用于控制将无线能量发射至可电动操作的设备的植入能量消耗组件的方法和系统。这样的方法和系统将用以下基本术语定义。

[0329] 由此提供方法,用于控制提供至如上描述设备的植入的能量消耗组件的无线能量发射。无线能量 E 从位于患者体外的外部能量源发射,并且被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到设备的内部能量消耗组件上,用于直接或间接向能量消耗组件提供接收的能量。内部能量接收器接收的能量和用于设备使用的能量之间的平衡被确定。基于确定的能量平衡而控制外部能量源的无线能量 E 的发射。

[0330] 无线能量可以感应地从外部能量源的初级线圈发射至内部能量接收器的次级线圈。能量平衡的改变可以被感测,以便基于感测的能量平衡的改变,控制无线能量的发射。内部能量接收器接收的能量和用于医疗设备使用的能量之间的差别也可以被感测,以便基于感测的能量差别,控制无线能量的发射。

[0331] 当控制能量发射时,如果感测的能量平衡改变说明能量平衡在增加,则发射的无线能量的数量可以被降低,反之亦然。能量发射的降低 / 增加可以进一步对应于感测的改变率。

[0332] 如果感测的能量差说明接收的能量大于使用的能量,发射的无线能量的数量可以进一步降低,反之亦然。能量发射的降低 / 增加可以接着进一步对应感测的能量差别的量级。

[0333] 如上所述,医疗设备使用的能量可以被消耗以操作医疗设备,并且 / 或者被存储在医疗设备的至少一个能量存储设备中。

[0334] 当医疗设备的电和 / 或物理参数,以及 / 或者患者的物理参数被测定时,能量可以被发射以用于根据单位时间的发射率消耗和存储,发射率基于所述参数决定。发射能量的总数量也可以被基于所述参数决定。

[0335] 当内部能量接收器接收的能量总量与消耗的和 / 或存储的能量总量之差被感测,并且感测到的差值与至少一个测量的与所述能量平衡相关的电参数随时间的积分相关,该积分可以针对与能量平衡相关的监控电压和 / 或电流而被确定。

[0336] 当导数被与消耗和 / 或存储的能量数量相关的测量的电参数随时间确定时,导数可以针对与能量平衡相关的监控电压和 / 或电流而被确定。

[0337] 来自外部能量源的无线能量的发射可以通过施加到外部能量源来自第一电子电路的电脉冲控制以发射无线能量,所述电脉冲具有前沿和后沿,改变电脉冲连续的前沿和后沿之间的第一时间间隔的长度,以及 / 或者电脉冲连续的后沿和前沿之间的第二时间间隔的长度,并且发射无线能量,发射的无线能量由具有变化功率的电脉冲产生,功率的变化取决于第一和 / 或第二时间间隔的长度。

[0338] 在那种情况下,当改变第一和 / 或第二时间间隔时,电脉冲的频率可以是本质上恒定的。当施加电脉冲时,电脉冲可以保持不变,除了改变第一和 / 或第二时间间隔。当改变第一和 / 或第二时间间隔时,电脉冲的幅度可以是本质上恒定的。进一步,只有改变电脉冲连续的前沿和后沿之间的第一时间间隔的长度,电脉冲可以被改变。

[0339] 两个或多个电脉冲的序列可以以行提供,其中当使用脉冲序列时,具有第一电脉冲的序列在脉冲序列的开始,而具有第二电脉冲的序列在脉冲序列的结尾,两个或多个脉

冲序列可以以行提供,其中在连续的第一脉冲序列中的第二电脉冲的后沿和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被改变。

[0340] 当施加电脉冲时,电脉冲可以具有本质上恒定的电流和本质上恒定的电压。电脉冲还可以具有本质上恒定的电流和本质上恒定的电压。进一步,电脉冲还可以具有本质上恒定的频率。脉冲序列中的电脉冲可以同样地具有本质上恒定的频率。

[0341] 第一电子电路形成的电路以及外部能量源可以具有第一特征时间周期或第一时间常数,并且当有效地改变发射的能量时,这样的频率时间周期可以在第一特征时间周期或时间常数范围内,或者更短。

[0342] 包括如上描述的设备的系统由此被提供,用于控制被提供至设备的植入的能量消耗组件的无线能量发射。在最广泛的意义上,系统包括用于控制从能量传输设备的发射无线能量的控制设备,以及用于接收发射的无线能量的可植入内部能量接收器,内部能量接收器被连接到设备的可植入能量消耗组件上,用于直接或间接地向能量消耗组件提供接收的能量。系统进一步包括确定设备,适应于确定内部能量接收器接收的能量和设备的可植入能量消耗组件使用的能量之间的能量平衡,其中基于确定设备确定的能量平衡,控制设备控制从外部能量传输设备的无线能量的发射。

[0343] 进一步,系统可以包括以下的任何方面:

[0344] - 适应于向内部能量接收器中的次级线圈感应地发射无线能量的外部能量源中的初级线圈。

[0345] - 确定设备适应于感测能量平衡中的改变,并且控制设备基于感测到的能量平衡的改变控制无线能量的发射。

[0346] - 确定设备适应于感测内部能量接收器接收的能量和设备的可植入能量消耗组件使用的能量之差,并且控制设备基于感测到的能量之差,控制无线能量的发射。

[0347] - 如果感测到的能量平衡的改变说明能量平衡在增加,控制设备控制外部能量传输设备减少发射的无线能量的数量,反之亦然,其中能量发射的减少/增加对应感测到的改变率。

[0348] - 如果感测到的能量差别的改变说明接收的能量大于使用的能量,控制设备控制外部能量传输设备减少发射的无线能量的数量,反之亦然,其中能量发射的减少/增加对应所述感测到的能量差别的量级。

[0349] - 设备使用的能量被消耗以操作设备,并且/或者存储在设备的至少一个能量存储设备中。

[0350] - 在设备的电的和/或物理参数,以及/或者患者的物理参数被确定的地方,能量传输设备根据确定设备基于所述参数测定的单位时间内的发射率,发射用于消耗和存储的能量。确定设备还基于所述参数测定发射的能量总量。

[0351] - 当内部能量接收器接收的能量总量和消耗和/或存储的能量总量之差被感测,并且感测的差值与至少一个与能量平衡相关的测得的电参数的随时间积分相关,所述确定设备确定监控的与能量平衡相关的电压和/或电流的积分。

[0352] - 当测量的与消耗和/或存储的能量的数量相关的电参数随时间的导数被确定,确定设备确定与能量平衡相关的监控的电压和/或电流的导数。

[0353] - 能量传输设备包括在人体外部放置的线圈,并且电子电路被提供用于以电脉冲

向外部线圈供电,以便发射无线能量。电脉冲具有前沿和后沿,并且电子电路适应于改变电脉冲连续的前沿和后沿之间的第一时间间隔和 / 或电脉冲连续的后沿和前沿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。

[0354] - 除了改变第一和 / 或第二时间间隔,电子电路适应于传送电脉冲以保持不变。

[0355] - 电子电路具有时间常数,并且适应于只在第一时间常数范围内改变第一和第二时间间隔,以便当第一和 / 或第二时间间隔的长度改变时,线圈发射的功率被改变。

[0356] - 电子电路适应于传送电脉冲,以便只有通过改变电脉冲连续的前沿和后沿之间的第一时间间隔而被改变。

[0357] - 电子电路适应于成行地提供两个或多个电脉冲的序列,所述序列具有在脉冲序列开始处的第一电脉冲,还具有在脉冲序列终止处的第二电脉冲,并且

[0358] - 连续的第一脉冲序列的第二电脉冲的后沿和第二脉冲序列的第一电脉冲的前沿之间的第二时间间隔的长度通过第一电子电路改变。

[0359] - 电子电路适应于提供电脉冲,所述脉冲具有本质上恒定的高度和 / 或幅度和 / 或强度和 / 或电压和 / 或电流和 / 或频率。

[0360] - 电子电路具有时间常数,并且适应于只在第一时间常数范围内改变第一和第二时间间隔,所以当第一和 / 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。

[0361] - 电子电路适应于提供电脉冲,只在一个范围内改变第一和 / 或第二时间间隔的长度,该范围包括第一时间常数,或者与第一时间常数的量级相比,该范围位于相对接近第一时间常数。

[0362] 根据本发明,图 36-39 更加详细地示出了四种不同的液压或气动地向植入的设备供电的方式的结构图。

[0363] 图 36 示出了如上所述的系统。系统包括植入的设备 10 以及另外的单独的调节储存装置 10130、单向泵 10090 和换向阀 10140。

[0364] 图 37 示出了设备 10 和流体储存装置 10130。通过移动调节储存装置的壁,或者以任何其它方式改变其大小,设备的调节可以在无需任何阀的情况下被执行,仅通过移动储存装置壁使流体通道释放一段时间。

[0365] 图 38 示出了设备 10、双向泵 10090 和调节储存装置 10130。

[0366] 图 39 示出了带有控制第二关闭系统的第一关闭系统的倒转伺服系统。所述伺服系统包括调节储存装置 10130 和伺服储存装置 10500。伺服储存装置 10500 通过机械连接 10540 机械地控制植入的设备 10。设备具有可扩展 / 可接触的腔。通过提供来自于更大的可调节储存装置 10520 的液压流体,该腔优选地被扩展或者接触,可调节储存装置 10520 与设备 10 流体相连。可替换地,腔包含可压缩气体,所述可压缩气体在伺服储存装置 10500 的控制下可以被压缩。

[0367] 伺服储存装置 10500 可以是设备本身的一部分。

[0368] 在一个实施例中,调节储存装置被放置在患者皮下,并且通过手指按压其外表面进行操作。该系统被描述于图 40a-c 中。在图 40a 中,柔性的皮下调节储存装置 10130 被显示为通过导管 10110 连接到凸出形状的伺服储存装置 10500。该波纹管形状的伺服储存装置 10500 被包括在柔性的设备 10 当中。在图 40a 显示的状态中,伺服储存装置 10500 包

含最少的流体并且多数流体处于调节储存装置 10130 当中。由于伺服储存装置 10500 和设备 10 之间的机械相互连接,设备 10 的外部形状被缩小,即其占据的比其最大体积要小。该最大体积在图中以虚线显示。

[0369] 图 40b 示出了使用者的状态,例如使用被植入的设备的患者,按压调节储存装置 10130,使得包含于其中的流体经过导管 10110 流动,流进伺服储存装置 10500,由于伺服储存装置 10500 的波纹管形状,使其可以纵向地扩展。这种扩展顺次扩展设备 10,使其占据其最大体积,由此将与其接触的胃壁(未示出)伸长。

[0370] 调节储存装置 10130 优选地具有用于在压缩后保持其体积的装置 10130a。示意性地显示在图 40c 中的该装置,因此,在使用者释放调节储存装置时,仍将保持所述设备 10 处于被伸长的位置。以这种方式,调节储存装置本质上操作于系统开/关状态的开关。

[0371] 液压或气动操作的可替换实施例,现在将参照图 41 和 42a-c 进行描述。图 41 中的结构图包括控制第二关闭系统的第一关闭系统。第一系统包括调节储存装置 10130 和伺服储存装置 10500。伺服储存装置 10500 通过机械相互连接 10540 机械地控制更大的可调节储存装置 10520。通过提供来自可调节储存装置 10520 的液压流体,具有可扩展/可接触腔的植入设备 10 顺次被更大的可调节储存装置 10520 控制,可调节储存装置 10520 与设备 10 流体相连。

[0372] 该实施例的实例将参照图 42a-c 进行描述。就像之前的实施例中,调节储存装置被放置在患者皮下,并且通过手指按压其外表面进行操作。调节储存装置 10130 通过导管 10110,流体连接伺服储存装置 10500。在图 42a 所示的第一关闭系统 10130、10110、10500 中,伺服储存装置 10500 包含最少的流体,而多数流体处于调节储存装置 10130 中。

[0373] 伺服储存装置 10500 被机械地连接到更大的可调节储存装置 10520 上,在这个实例中可调节储存装置具有波纹管形状,但是比伺服储存装置直径更大。更大的可调节储存装置 10520 与设备 10 流体相连。这意味着当使用者按下调节储存装置 10130,并由此从调节储存装置 10130 向伺服储存装置 10500 移动流体时,伺服储存装置 10500 的膨胀将会从更大的可调节储存装置 10520 向设备 10 移动更大体积的流体。换句话说,在该倒转伺服机构中,调节储存装置中的小体积被更大的力压缩,并且这使得用单位面积上更小的力使更大的总面积以产生位移。

[0374] 就像之前参照图 40a-c 描述的实施例,调节储存装置 10130 优选地具有用于在按压后依然保持其形状的装置 10130a。在图中示意性地示出的该装置,将因此保持设备 10 在使用者释放调节储存装置时,依然处于被伸长的位置。这样,调节储存装置本质上操作于系统开/关状态的开关。

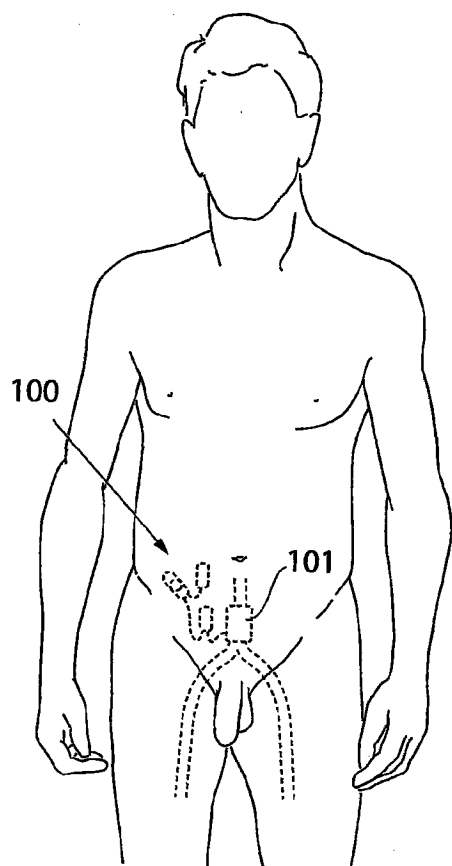


图 1

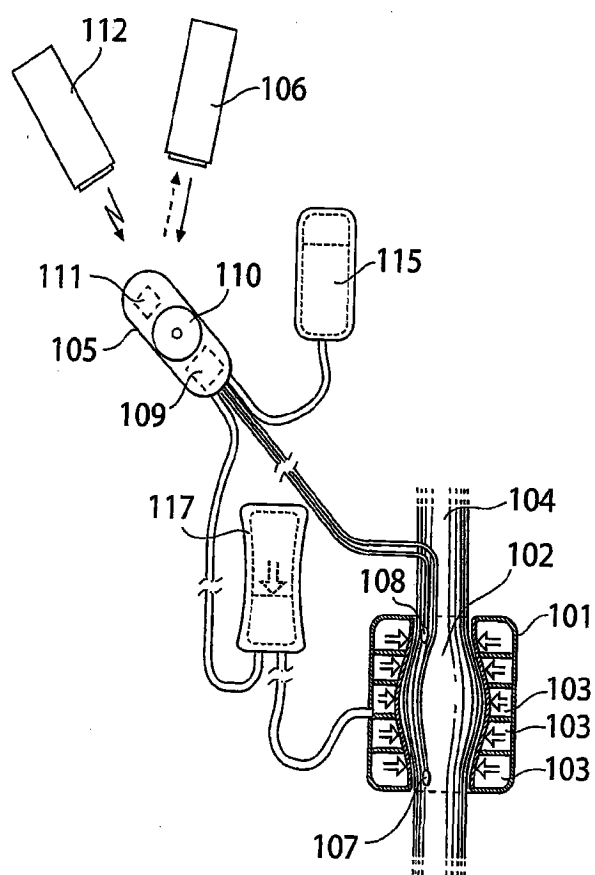


图 2

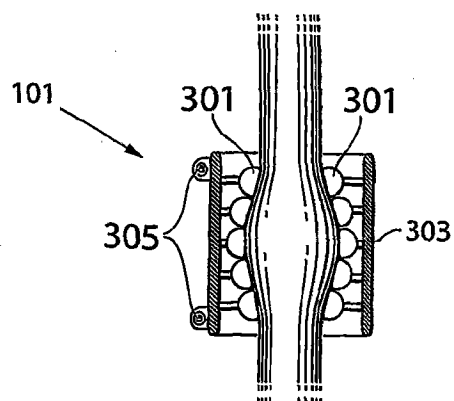


图 3

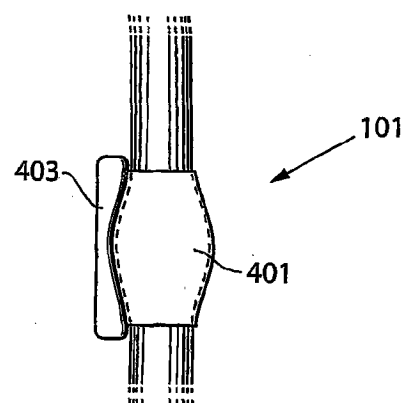


图 4

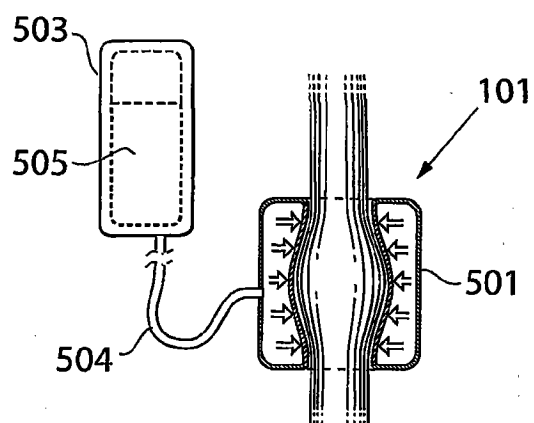


图 5

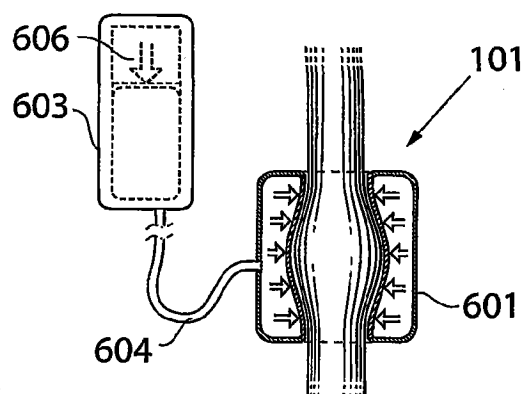


图 6

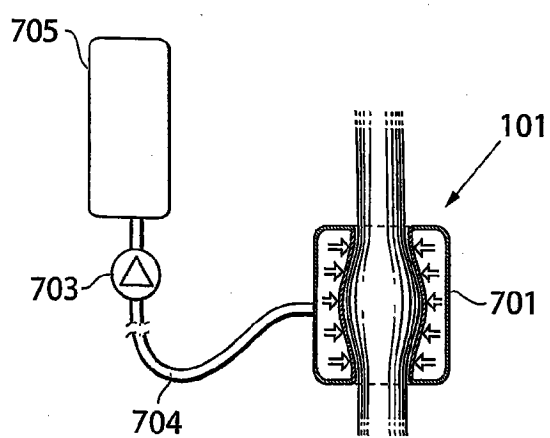


图 7

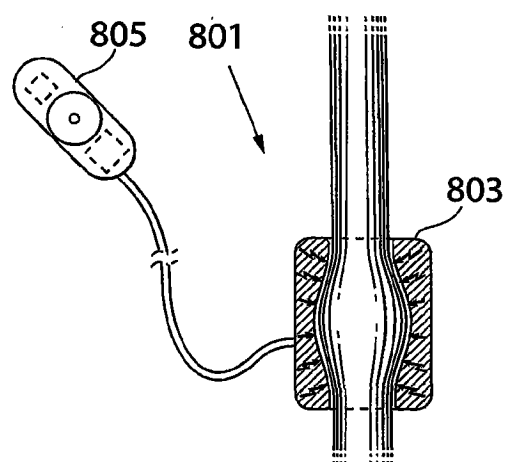


图 8

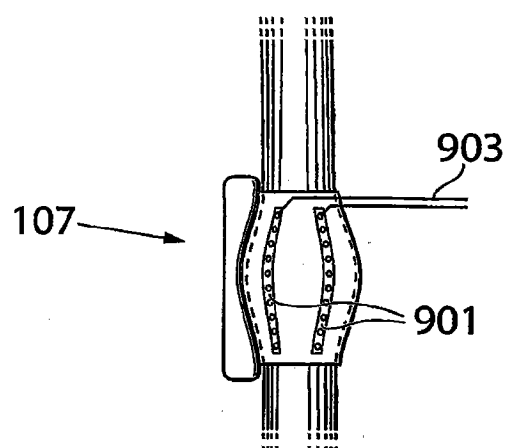


图 9

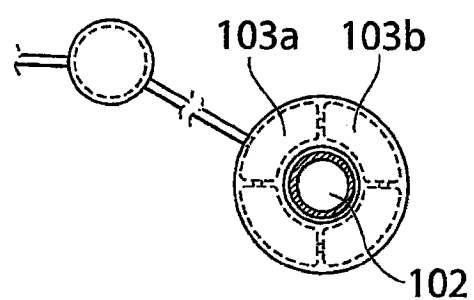


图 10

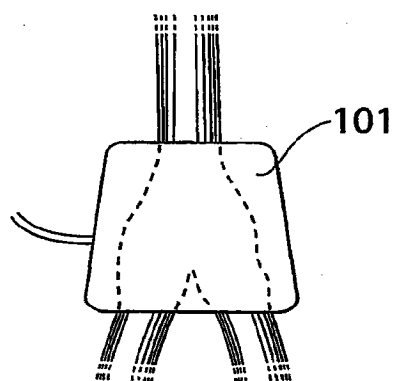


图 11

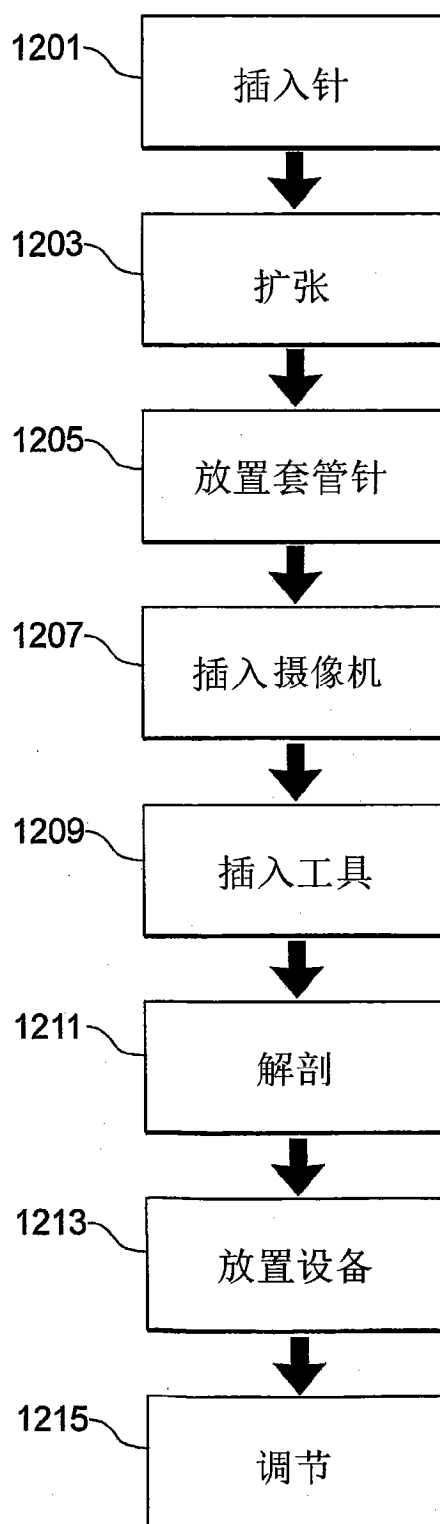


图 12

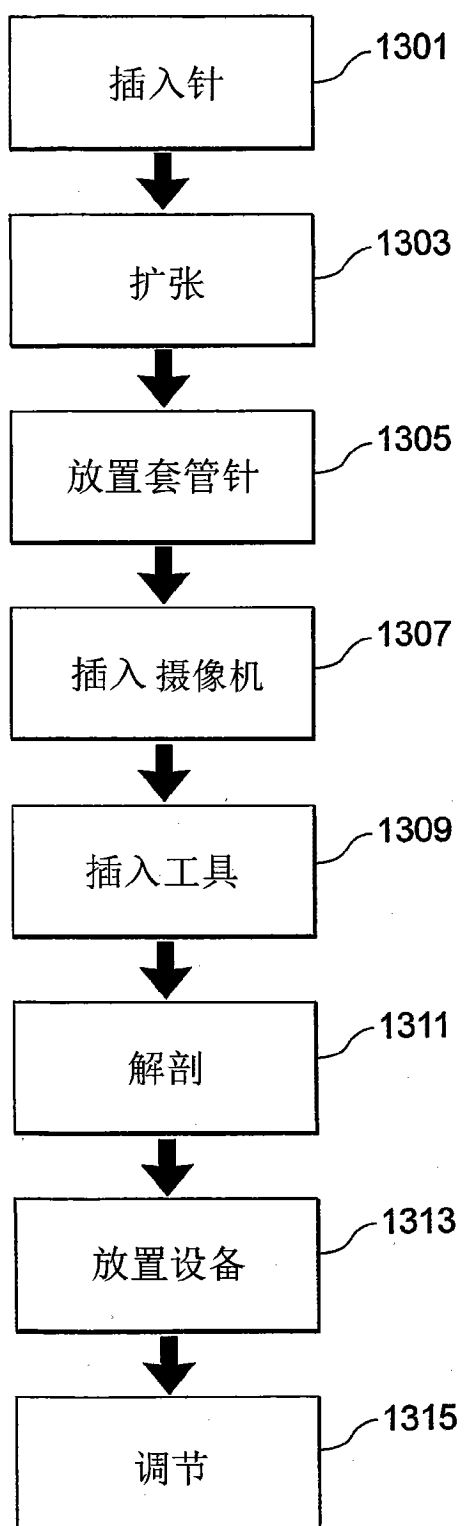


图 13

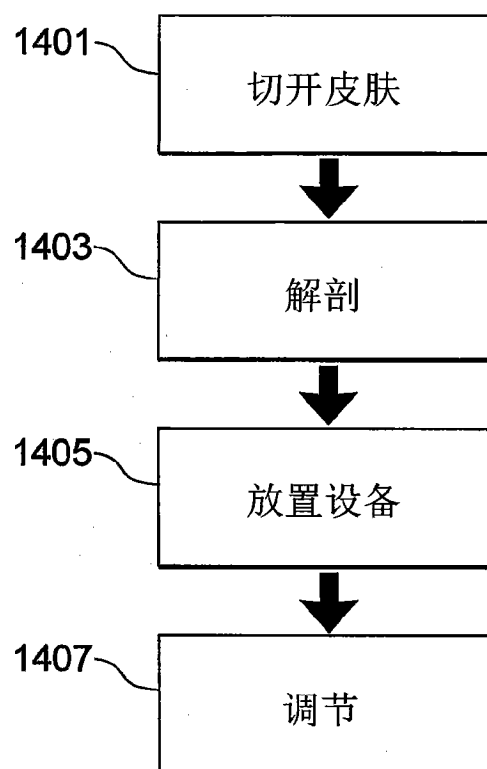


图 14

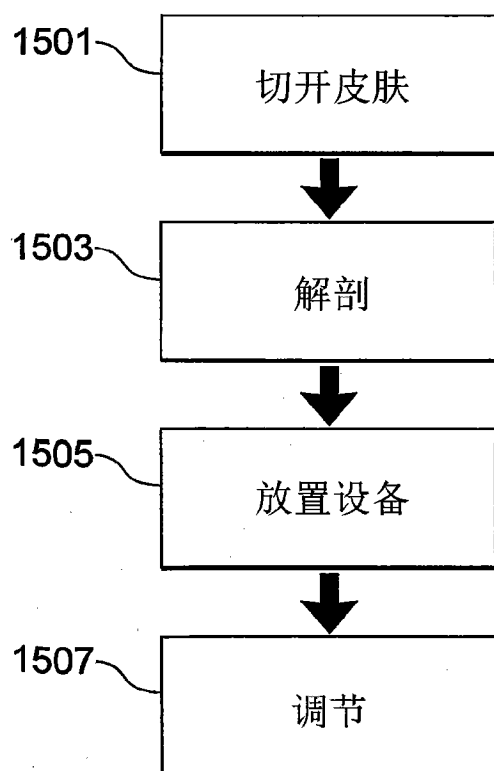


图 15

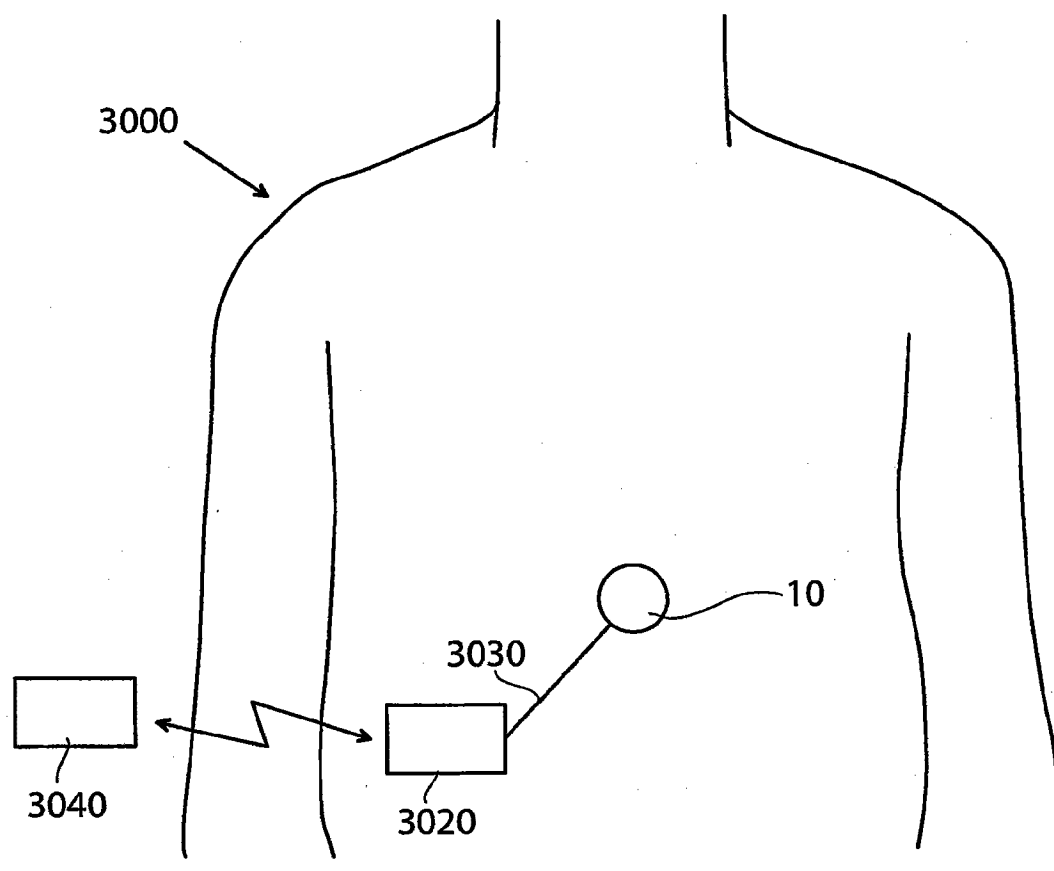


图 16

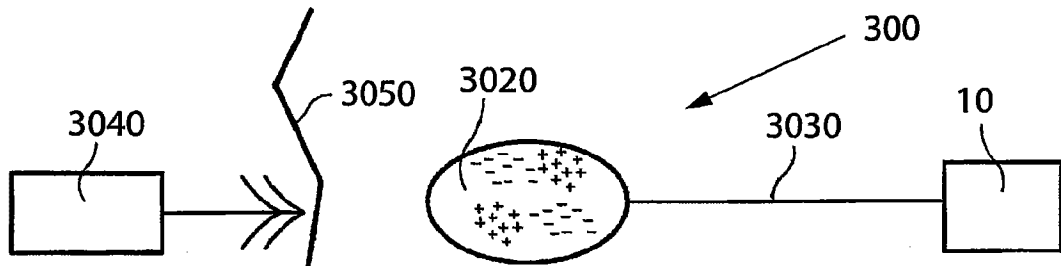


图17

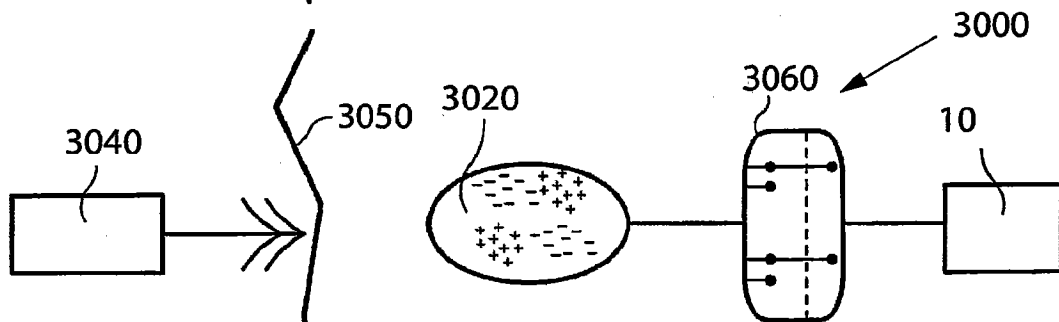


图18

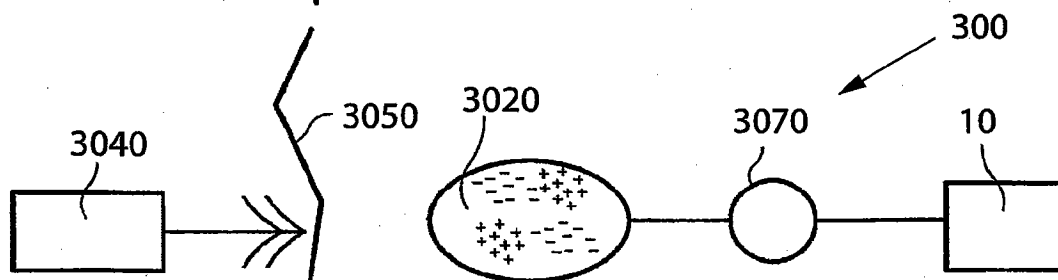


图19

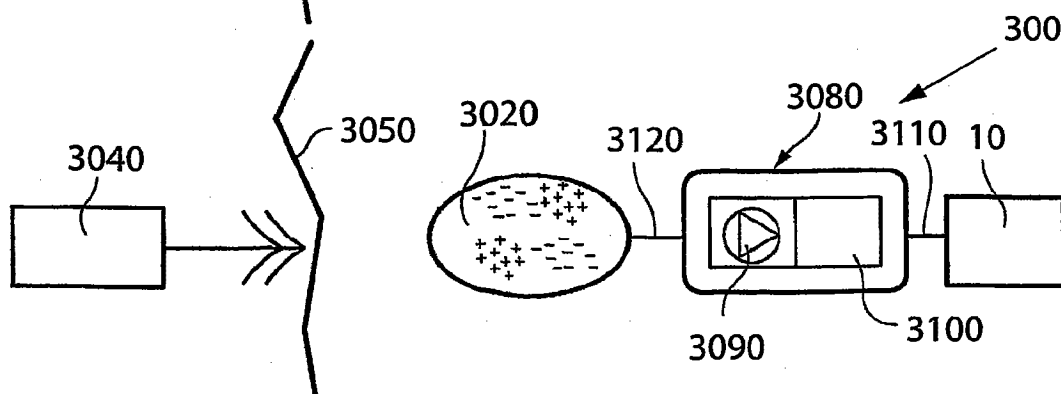


图20

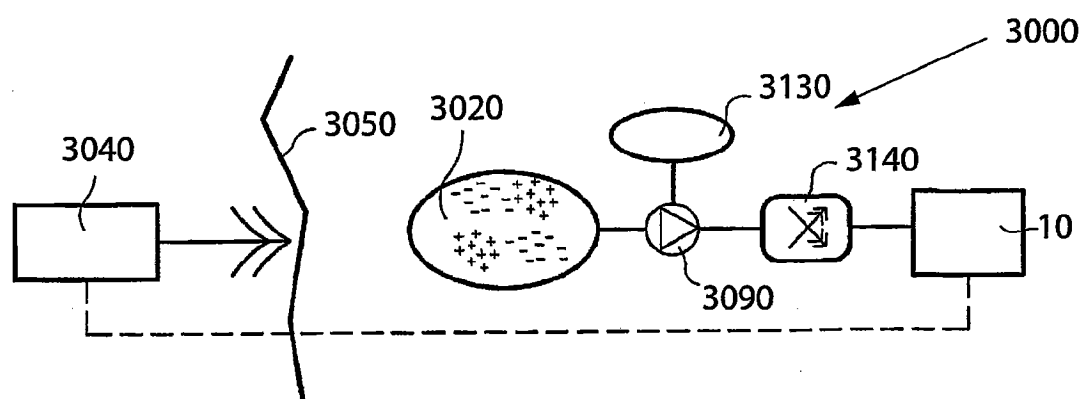


图 21

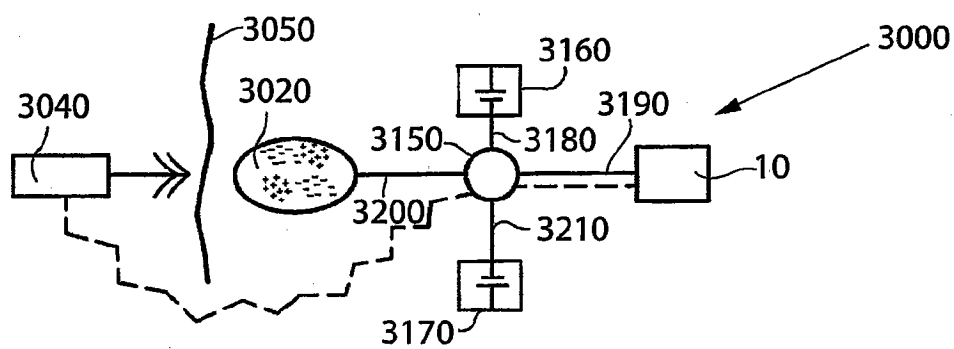


图 22

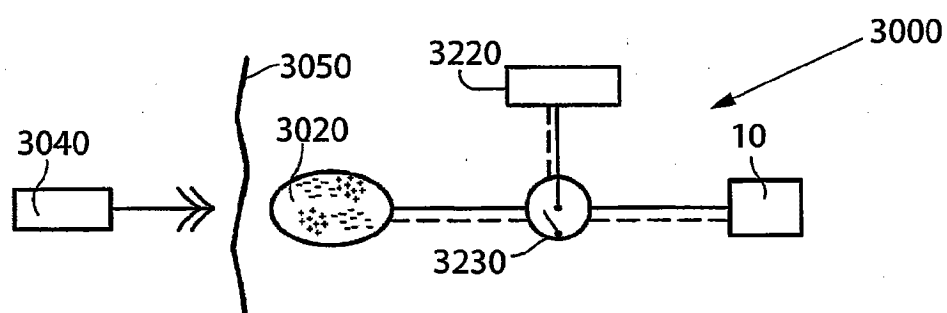


图 23

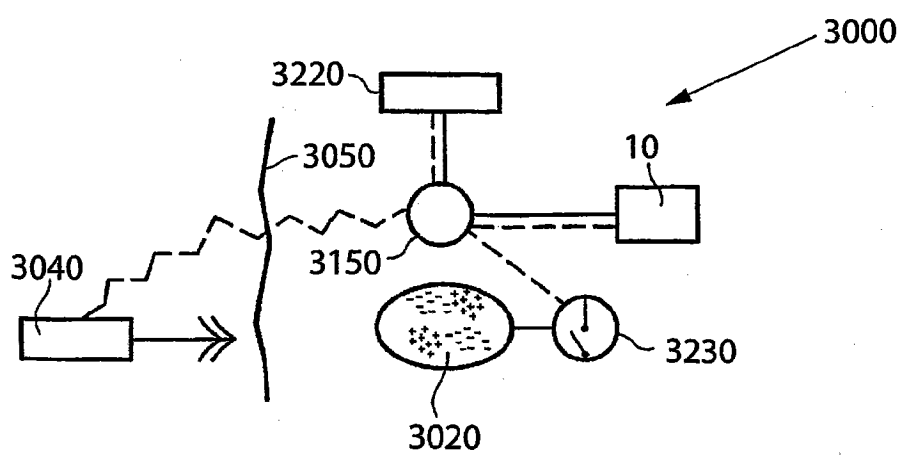


图 24

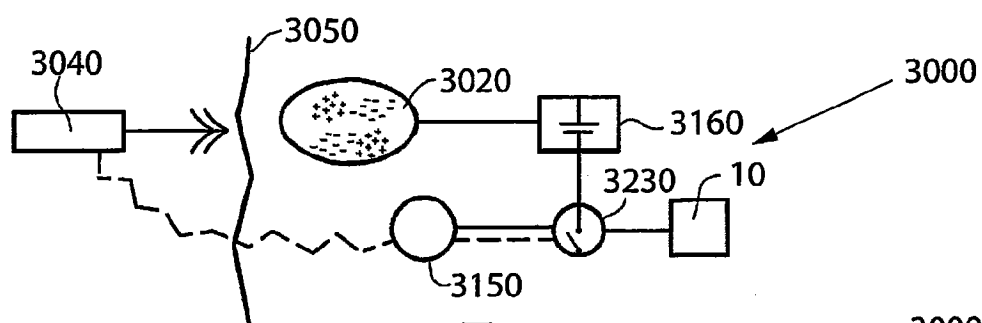


图25

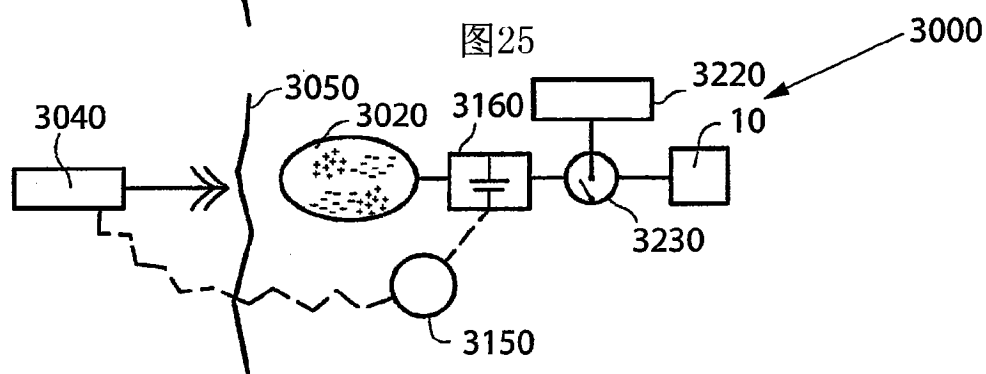


图26

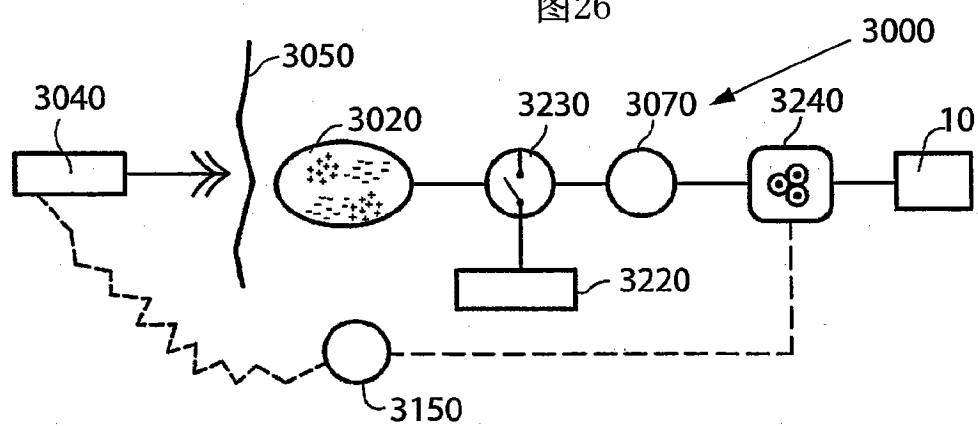


图27

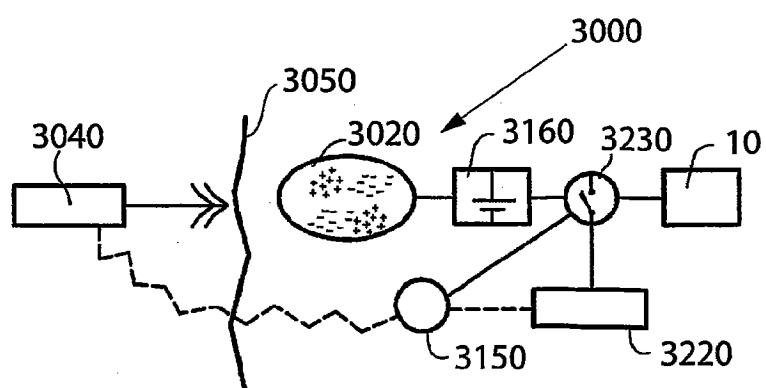


图 28

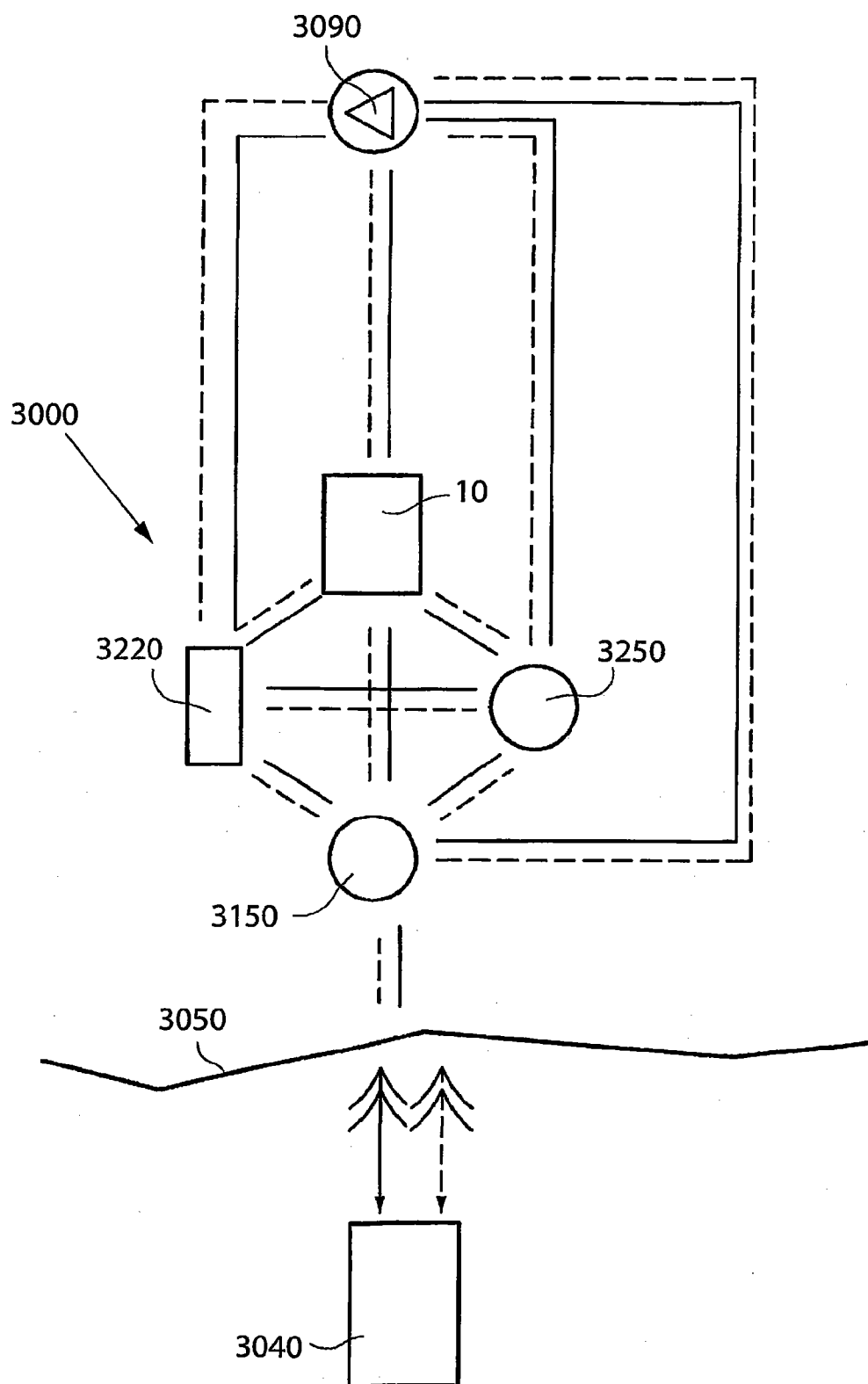


图 29

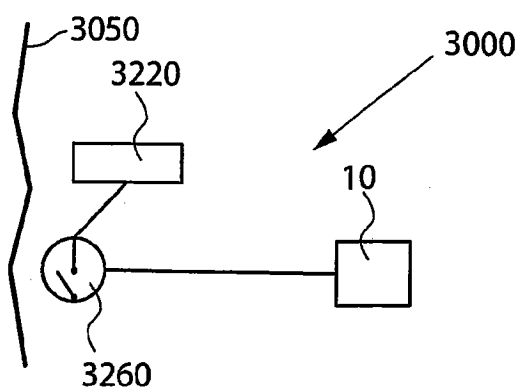


图 30

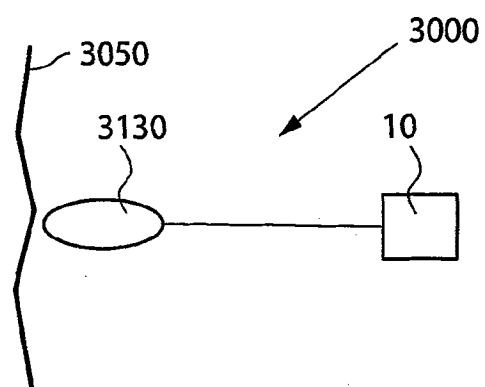


图 31

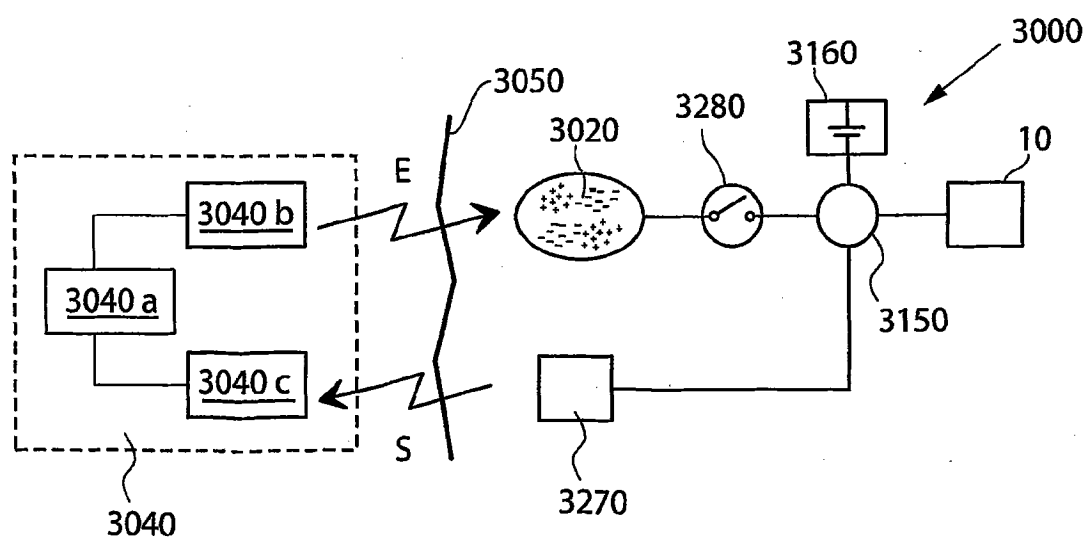


图 32

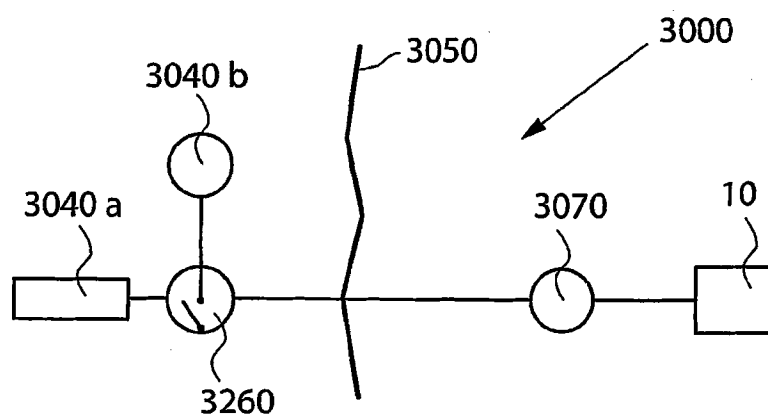


图 33

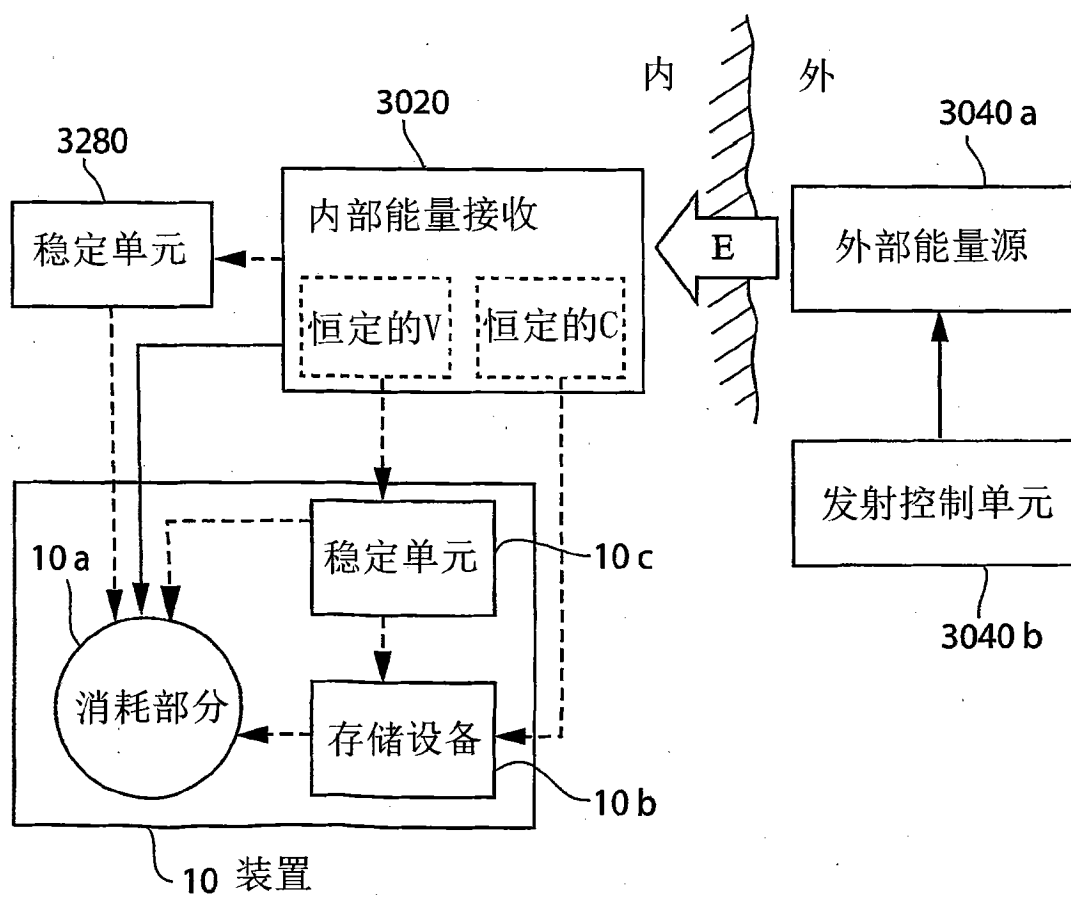


图 34

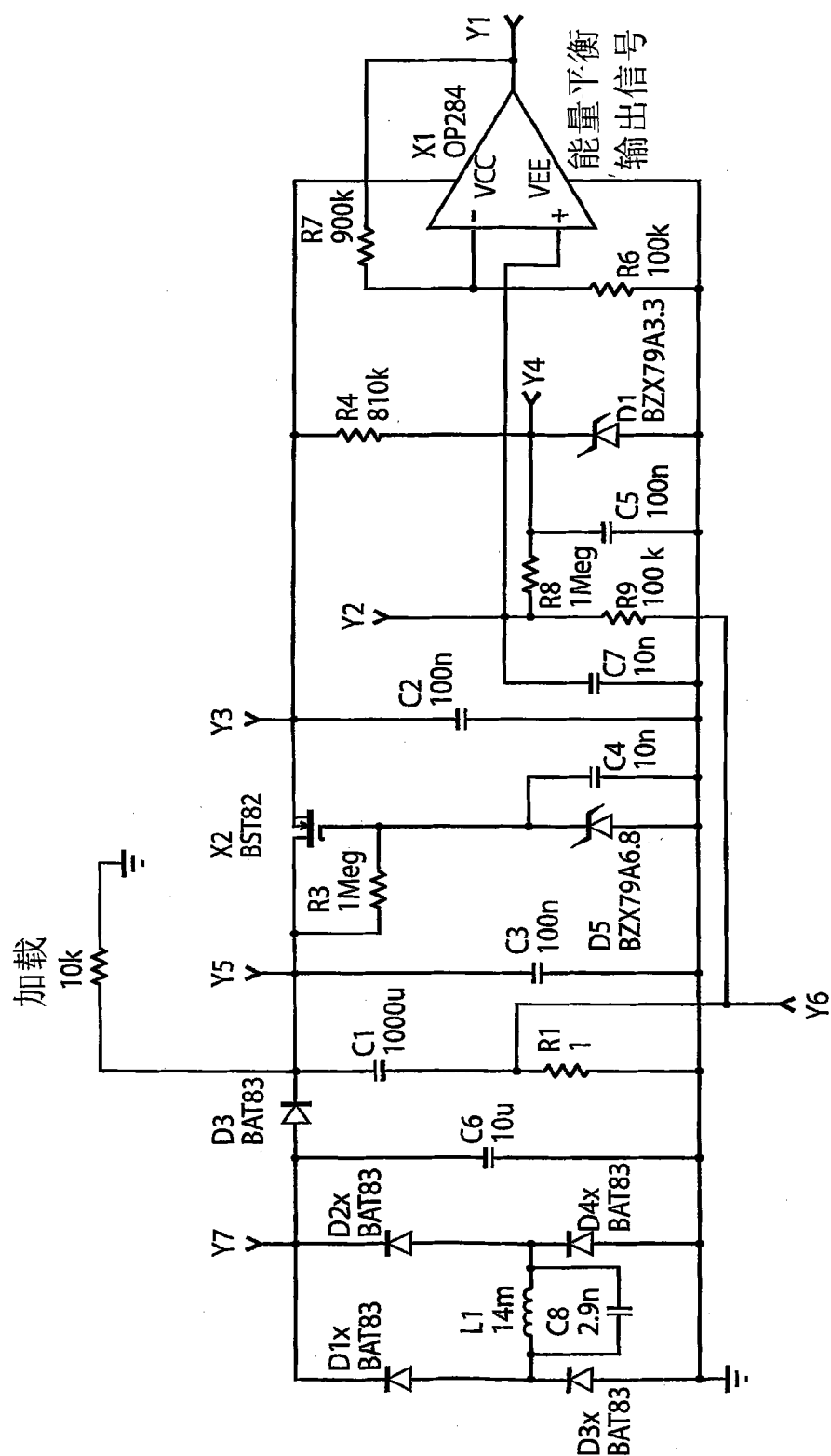


图 35

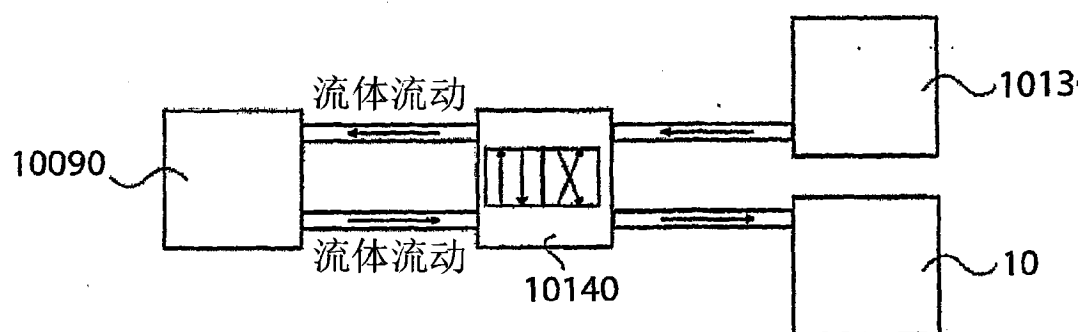


图 36

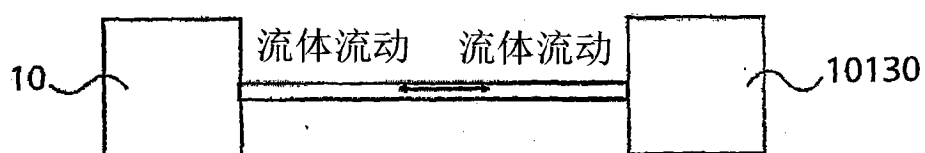


图 37

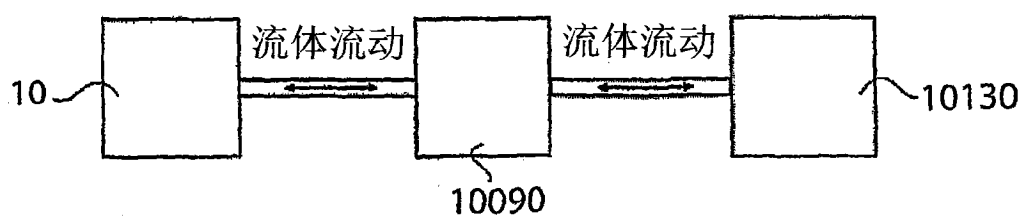


图 38

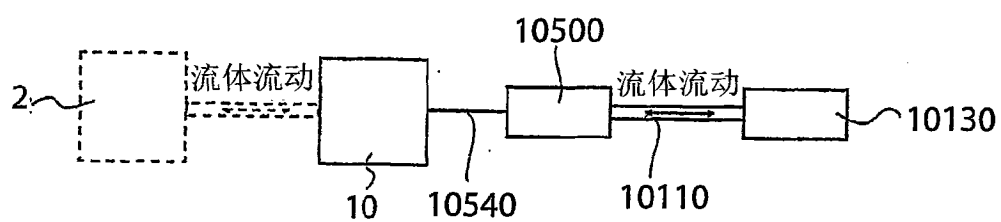


图 39

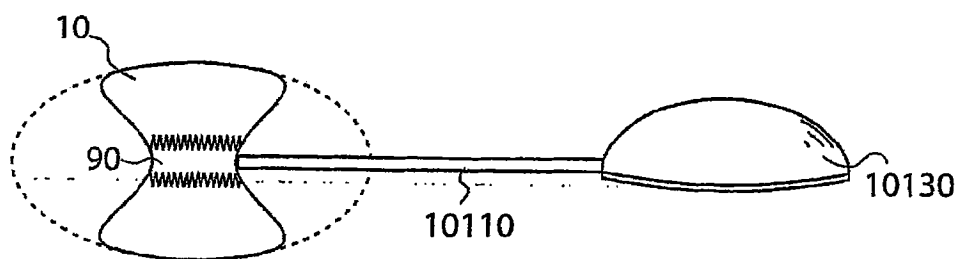


图 40a

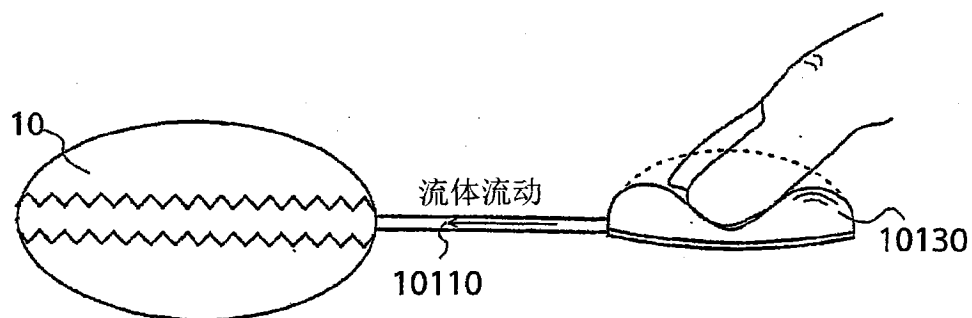


图 40b

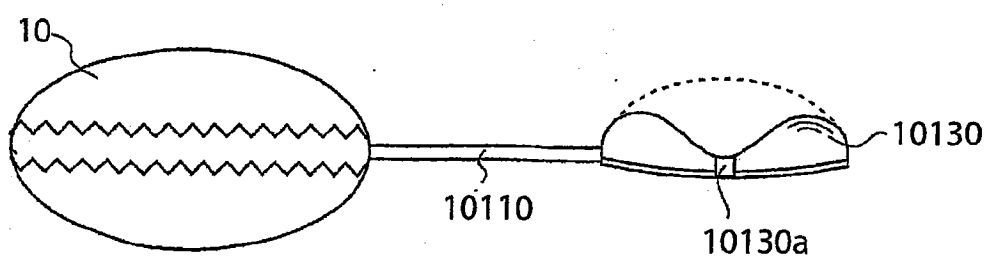


图 40c

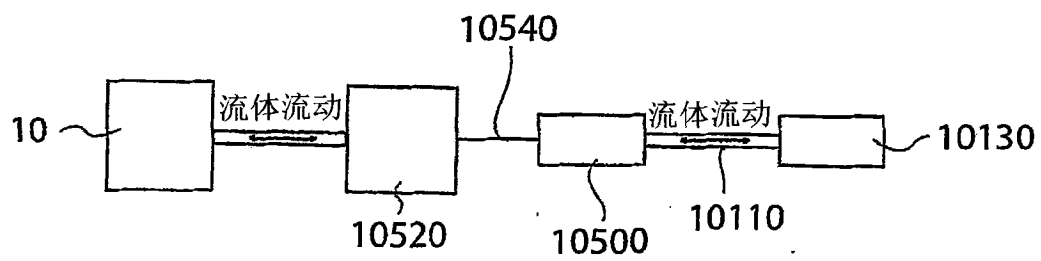


图 41

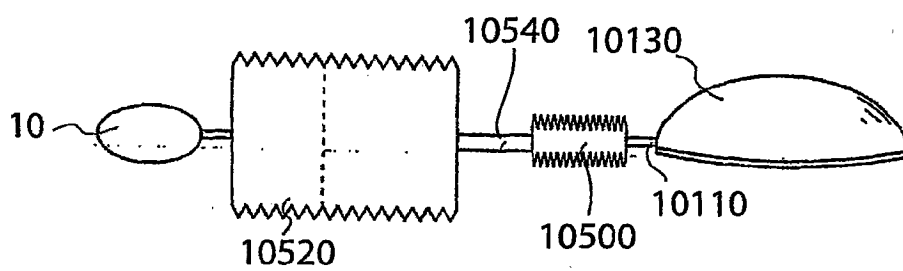


图 42a

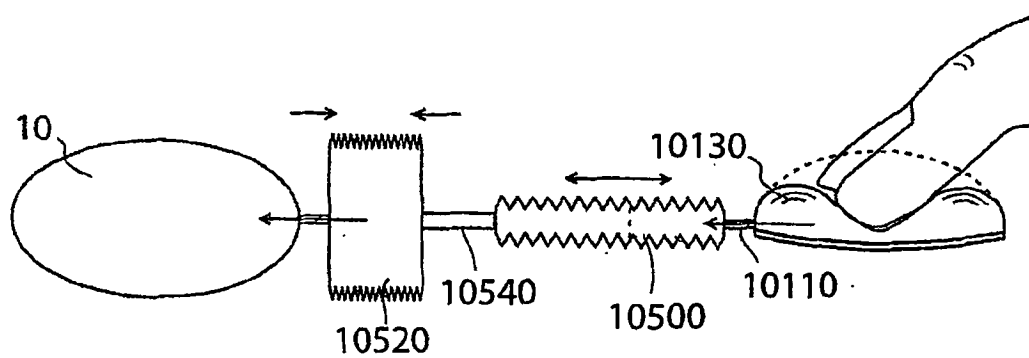


图 42b

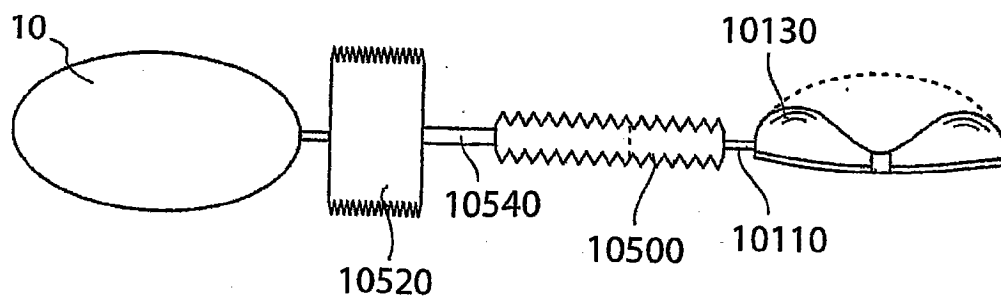


图 42c

专利名称(译)	用于治疗动脉瘤的设备		
公开(公告)号	CN101896138A	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	CN200880119952.8	申请日	2008-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	米卢克斯控股股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	米卢克斯控股股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	米卢克斯控股股份有限公司		
[标]发明人	彼得福塞尔		
发明人	彼得·福塞尔		
IPC分类号	A61F2/06 A61B17/12		
CPC分类号	A61F2250/0001 A61F2250/0002 A61B2562/0247 A61B5/076 A61B2562/0261 A61B5/6876 A61B2017/00734 A61B5/6862 A61B5/6885 A61B5/02007 A61F2002/30668 A61B17/12009 A61B2017/00411 A61B2017/00221 A61B2017/00703 A61F2002/3067 A61B17/1355 A61B2019/465 A61B5/4393 A61B5/02014 A61B2090/065 A61M1/1043 A61M1/1049 A61M1/106 A61M1/1067 A61M1/1086 A61M1/12 A61M1/10 A61M1/125		
代理人(译)	崔华		
优先权	60/960715 2007-10-11 US 60/960716 2007-10-11 US		
其他公开文献	CN101896138B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在用于治疗人类或哺乳动物患者的动脉瘤的系统、设备和方法中，提供了适应于容纳流体的可植入部件。该部件适应于放置在与有动脉瘤的血管相关的地方，并且对所述血管的动脉瘤施加压力。

