



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102488938 B

(45) 授权公告日 2014. 03. 12

(21) 申请号 201110304529. 9

(22) 申请日 2006. 10. 26

(30) 优先权数据

60/732, 740 2005. 11. 02 US

(62) 分案原申请数据

200680049056. X 2006. 10. 26

(73) 专利权人 英杰克蒂卡股份公司

地址 瑞士巴尔

(72) 发明人 彼得·福塞尔

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 曲莹

(51) Int. Cl.

A61M 5/142(2006. 01)

A61M 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1563866 A2, 2005. 08. 17, 全文.

US 2003/0069547 A1, 2003. 04. 10, 全文.

US 2004/0068299 A1, 2004. 04. 08, 全文.

WO 02/087657 A2, 2002. 11. 07, 全文.

审查员 陈响

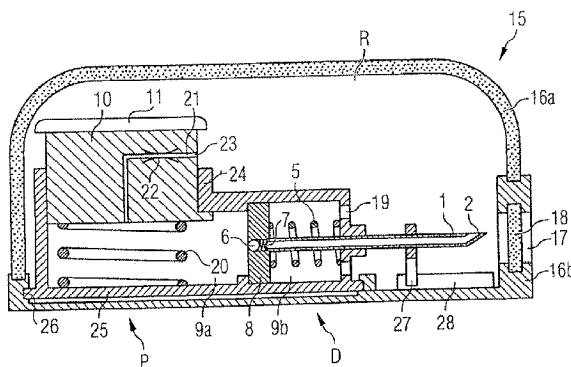
权利要求书5页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

具有可前进和缩回的针的可植入的输液设备

(57) 摘要

本发明公开了具有可前进和缩回的针的可植入的输液设备。包括具有尖端 (2) 的输液针 (1) 和一驱动装置 (D), 该驱动装置与输液针联接并且当将输液设备植入病人身体内时使输液针的尖端前进以穿透纤维症。输液针和驱动装置可植入病人身体内。药物输送系统的其他部件可以为可植入的输液设备的一部分, 或者另一方案为体外使用, 与植入的输液设备协同工作。优选地, 在每一个输液循环中, 输液针可以前进和缩回。另外, 当每次前进和 / 或缩回时, 输液针可以横向运动以改变注射位置。针 (1) 和驱动装置 (D) 优选置于主体 (15) 内, 输液针可穿透自密封的穿透隔膜 (18)。



CN 102488938 B

1. 一种输液设备,包括:
 - 具有尖端 (2) 的输液针 (1),
 - 与输液针联接的容器 (R),和
 - 驱动装置 (D),与输液针联接,并且当将输液设备植入病人身体内时使输液针的尖端前进以穿透纤维症;将所述输液针和驱动装置设计成可植入病人身体内,
其中,至少容器周边的区段 (16a ;60) 由柔性材料制成,当将输液液体充入容器中或从容器抽出时,通过柔性材料的变形可以改变容器的体积。
2. 如权利要求 1 的输液设备,其中输液针的尖端可通过所述输液设备的主体 (15) 的外壁 (16b)。
3. 如权利要求 2 的输液设备,其中输液针可穿透外壁。
4. 如权利要求 3 的输液设备,其中外壁至少部分地由对于由输液针造成的穿透可自密封的材料制成。
5. 如权利要求 4 的输液设备,其中该自密封材料形成该外壁中的至少一个窗口区域 (17),所述窗口区域的位置可使输液针的尖端穿透。
6. 如权利要求 5 的输液设备,其中该窗口区域由通过密封地压配合在外壁中而与该外壁成一整体的穿透隔膜 (18) 形成。
7. 如权利要求 5 或 6 的输液设备,其中该自密封材料由聚合物材料制成。
8. 如权利要求 7 的输液设备,其中该聚合物材料包括至少一种聚合物,所述聚合物从包括硅和聚氨酯的材料组中选择。
9. 如权利要求 4-6 中任一项的输液设备,其中该自密封材料由复合材料制成。
10. 如权利要求 9 的输液设备,其中该复合材料包括至少一个外形赋予层 (17a) 和容纳在该外形赋予层内的自密封的软材料 (17b)。
11. 如权利要求 10 的输液设备,其中该自密封的软材料为凝胶。
12. 如权利要求 1 的输液设备,其中驱动装置 (D) 用于使输液针 (1) 的尖端 (2) 前进或缩回。
13. 如权利要求 1 的输液设备,其中驱动装置全部放置在输液设备的主体 (15) 内。
14. 如权利要求 1 的输液设备,其中输液针 (1) 的尖端 (2) 可横向移动以改变注射位置。
15. 如权利要求 14 的输液设备,其中驱动装置包括一可动滑架,在该滑架上安装输液针,以横向移动输液针的尖端。
16. 如权利要求 15 的输液设备,其中该可动滑架包括转台 (25)。
17. 如权利要求 15 或 16 的输液设备,其中该可动滑架包括区间车 (27)。
18. 如权利要求 17 所述的输液设备,其中该区间车为滑块形式。
19. 如权利要求 14 的输液设备,其中当输液针的尖端前进或缩回时,驱动装置横向移动输液针的尖端。
20. 如权利要求 1 的输液设备,其中输液针具有管状体,其尖端封闭并具有横向配置的输送出口 (3)。
21. 如权利要求 1 的输液设备,其中该柔性材料包括聚合物隔膜。

22. 如权利要求 21 的输液设备,其中从容器中抽出输液液体在容器的至少一部分中造成负压。

23. 如权利要求 22 的输液设备,其中该容器包括气体腔和液体腔,两腔由聚合物隔膜(60) 隔开。

24. 如权利要求 1 的输液设备,其中该容器具有用于再充满容器的注射口(61)。

25. 如权利要求 24 的输液设备,其中注射口包括对于由补充针引起的穿透可自密封的材料。

26. 如权利要求 1 的输液设备,其中该容器与设备主体隔开,以便远程植入病人身体内。

27. 如权利要求 1 的输液设备,其中该容器为设备主体的一部分或者容放在该设备主体内。

28. 如权利要求 26 的输液设备,其中至少该容器周边的区段(16a、16b) 至少部分地构成设备主体的外壁。

29. 如权利要求 1 的输液设备,其具有泵(P),其中所述泵(P) 与容器(R) 联接,用于从容器将输液液体泵送至输液针(1)。

30. 如权利要求 29 的输液设备,其中泵包括具有第一和第二阀构件(32,33) 的阀装置,所述第一和第二阀构件具有互相面向的光滑表面,从而形成第一和第二阀构件之间的密封接触,并且该阀装置还具有在保持密封接触的同时通过彼此相对移动该两个光滑的表面而对准的不同的液体通路(38,40,41,46)。

31. 如权利要求 30 的输液设备,其中该第一和第二阀构件由陶瓷材料制成。

32. 如权利要求 29-31 任一项的输液设备,其中该泵为膜式泵。

33. 如权利要求 32 的输液设备,其中该膜式泵包括当活塞运动时可由活塞(48) 移动的隔膜(47),该活塞与阀装置联接,从而当活塞运动时,使第一和第二阀构件彼此相对地滑动移动。

34. 如权利要求 29-31 任一项的输液设备,其中该泵与设备的主体(15) 隔开,用于远程地植入病人身体内。

35. 如权利要求 29-31 任一项的输液设备,其中该泵容放在设备的主体(15) 中。

36. 如权利要求 1 的输液设备,其中设置致动装置(11),用于直接手动致动驱动装置(D) 和 / 或用于直接手动致动泵(P)。

37. 如权利要求 36 的输液设备,其中该致动装置包括手动操作的压敏开关,使得当将设备植入病人身体的皮下时,可操作该开关。

38. 如权利要求 36 或 37 的输液设备,其中该致动装置直接致动泵和驱动装置中的一个,并同时间接地致动泵和驱动装置中的另一个。

39. 如权利要求 1 的输液设备,其中设有至少一个电机(M),用于致动泵(P)、驱动装置(D) 和输液设备的任何其他能耗部分中的至少一个。

40. 如权利要求 39 的输液设备,其中该电机用于电力地、磁力地和 / 或电磁地致动泵、驱动装置和输液设备的任何其他能耗部分中的至少一个。

41. 如权利要求 39 的输液设备,其中该电机用于液压致动泵、驱动装置和输液设备的任何其他能耗部分。

42. 如权利要求 39-41 任一项的输液设备,其中该电机用于致动泵和驱动装置中的一个,并同时间接地致动泵和驱动装置中的另一个。

43. 如权利要求 39-41 任一项的输液设备,其中设置用于手动启动电机的致动装置。

44. 如权利要求 39-41 任一项的输液设备,其中电机容放在设备的主体 (15) 中。

45. 如权利要求 39-41 任一项的输液设备,其中电机与设备的主体 (15) 隔开,用于远程植入病人身体内。

46. 如权利要求 44 的输液设备,其中设有联接元件,用于从输液设备外部以传导方式将能量传输至至少一个电机。

47. 如权利要求 44 的输液设备,其中设有联接元件,用于从输液设备外部以无线方式将能量传输至至少一个电机。

48. 如权利要求 47 的输液设备,其中至少一个电机由外部电磁场驱动。

49. 如权利要求 1 的输液设备,还包括能源 (E),用于将能量提供给泵、驱动装置和输液设备的任何其他能耗部分中的至少一个。

50. 如权利要求 49 的输液设备,其中该能源为设备的主体 (15) 的一部分或容放在设备的主体 (15) 内。

51. 如权利要求 49 的输液设备,其中该能源与设备主体 (15) 隔开,用于远程植入病人身体内。

52. 如权利要求 49-51 任一项的输液设备,其中该能源包括能量存贮装置。

53. 如权利要求 52 的输液设备,其中该能量存贮装置包括电池 (B)。

54. 如权利要求 52 的输液设备,其中该能量存贮装置包括蓄能器 (A)。

55. 如权利要求 54 的输液设备,其中该蓄能器包括可再充电的电池。

56. 如权利要求 54 的输液设备,其中该蓄能器包括电容器。

57. 如权利要求 54 的输液设备,其中输液设备包括联接元件,用于从设备外面以传导方式将能量传输至蓄能器,当将该设备植入病人身体内时,从病人身体外部给蓄能器充电。

58. 如权利要求 54 的输液设备,其中输液设备包括联接元件 (T),用于从设备外面以无线方式将能量传输至蓄能器,当将该设备植入病人身体内时,从病人身体外部给蓄能器充电。

59. 如权利要求 49-51 任一项的输液设备,其中该能源包括联接元件,用于以传导方式将能量供给输液设备的能耗部分。

60. 如权利要求 49-51 任一项的输液设备,其中该能源包括联接元件,用于以无线方式将能量供给输液设备的能耗部分。

61. 如权利要求 1 的输液设备,其中设置至少一个控制部件 (C),用于控制将要通过输液针 (1) 输送至病人身体的输液液体的量。

62. 如权利要求 1 的输液设备,其中设置控制部件 (C),用于控制泵、驱动装置和输液设备的任何其他能耗部分中的至少一个,并且输液设备包括内或外能源时,控制所述能源。

63. 如权利要求 62 的输液设备,其中该控制部件在预定的时间间隔内致动能耗部分。

64. 如权利要求 61-63 任一项的输液设备,其中该设备具有数据传输口,用于在外部数据处理装置和控制部件之间传输数据。

65. 如权利要求 64 的输液设备,其中该数据传输口为用于数据传输的无线数据传输

口。

66. 如权利要求 61-63 任一项的输液设备,其中控制部件可编程。

67. 如权利要求 61-63 任一项的输液设备,其中控制部件容放在设备的主体 (15) 中。

68. 如权利要求 61-63 任一项的输液设备,其中控制部件与设备的主体 (15) 隔开,用于远程植入病人身体内。

69. 如权利要求 1 的输液设备,其中设置至少一个反馈传感器 (F),用于检测与病人治疗有关的参数。

70. 如权利要求 69 的输液设备,其中至少一个反馈传感器 (F) 适于检测病人的一个或多个身体参数和 / 或输液设备的处理参数。

71. 如权利要求 70 的输液设备,其中至少一个反馈传感器 (F) 适于检测与下列项目有关的参数组中的一个或多个参数:血细胞的种类、药物浓度、葡萄糖浓度、氧含量、pH 值和血管中的流量。

72. 如权利要求 70 的输液设备,其中至少一个反馈传感器 (F) 适于检测包括下列项目的参数组中的一个或多个参数:压力、电参数、扩张、距离。

73. 如权利要求 69-72 任一项的输液设备,其中至少一个反馈传感器适于利用分光光度测定法检测至少一个所述参数。

74. 如权利要求 69-72 任一项的输液设备,其中至少一个反馈传感器连接到控制部件 (C)。

75. 如权利要求 74 的输液设备,还包括控制程序,用于响应至少一个反馈传感器的一个或多个信号来控制所述至少一个电机 (M)。

76. 一种药物输送系统,包括权利要求 1 的输液设备和至少一个外部部件,该外部部件用于当将输液设备植入病人身体内时,从病人身体外部与输液设备协同工作。

77. 如权利要求 76 的药物输送系统,包括作为至少一个外部部件的外能源 (E),用在病人身体外部,所述外能源用于将能量从病人身体外部传输至输液设备。

78. 如权利要求 77 的药物输送系统,其中设置电耦合元件,用于以传导方式将能量传输至输液设备。

79. 如权利要求 77 或 78 的药物输送系统,其中设置联接元件,用于以无线方式将能量传输至输液设备。

80. 如权利要求 79 的药物输送系统,其中外能源适于形成外场或形成波信号。

81. 如权利要求 76-78 任一项的药物输送系统,包括作为至少一个外部部件的外部数据处理装置 (80),用在病人身体外部,所述数据处理装置用于在数据处理装置和输液设备的控制部件 (C) 的数据传输口之间传输数据。

82. 如权利要求 81 的药物输送系统,其中该外部数据处理装置具有用于数据传输的无线数据传输口。

83. 如权利要求 81 的药物输送系统,其中该外部数据处理装置适于为控制部件编程。

84. 如权利要求 76-78 任一项的药物输送系统,包括作为至少一个外部部件的外部控制部件 (C),用于控制输液设备的所述至少一个电机 (M)。

85. 如权利要求 84 的药物输送系统,其中该外部控制部件适于在预定的时间间隔中致动至少一个电机。

86. 如权利要求 84 的药物输送系统,其中外部控制部件适于以无线方式遥控至少一个电机。

87. 如权利要求 84 的药物输送系统,其中外部控制部件可编程。

88. 如权利要求 76-78 任一项的药物输送系统,包括作为至少一个外部部件的补充针,用于补充输液液体的容器 (R)。

具有可前进和缩回的针的可植入的输液设备

[0001] 本申请是申请人为：英杰克蒂卡股份公司，申请日为：2006年10月26日，申请号为：200680049056.X，名称为：具有可前进和缩回的针的可植入的输液设备的发明的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种可植入的输液设备和一种药物输送系统，该药物输送系统包括该可植入的输液设备和至少一个从病人身体外部与该可植入的输液设备协同工作的体外元件。

背景技术

[0003] 根据本发明的输液设备特别适合于长期的应用场合，即病人在数月或数年内以预定时间间隔通过输液接受药物的应用场合。典型情况为在化学治疗过程中的抑制细胞生长治疗，在糖尿病情况下的胰岛素治疗，等等。

[0004] 在这种长期的治疗中，利用穿透皮肤的注射器以规则的时间间隔通过皮肤将药物输送至静脉血管或组织中对病人是不方便的。另外，这可以造成严重的皮肤发炎。虽然在一些情况下注射器或输送导管可以停留在身体组织某个地方数天或数星期，这可能造成在病人身体内包括针出口部分的针的部位上纤维症生长和加强，从而堵塞出口而阻止药物输送。同样，当注射器或输送导管停留在病人血管中某个地方数天或数星期时，这可以造成血栓性静脉炎，这种血栓性静脉炎是由血管内的炎症引起的血栓症的一种形式。这种血栓症不但可堵塞针出口，而且可堵塞整个血管。

[0005] 还提出了使用供长期应用的可植入的药物输送装置。虽然这些装置中皮肤发炎不是问题，但仍有在药物输送出口上形成和加强纤维症和血栓症的缺点。因此，这种可植入装置的长期使用受限制。

[0006] WO 2004/012806A1 公开了一种在病人身体内分配液体的装置，它包括泵送液体的可植入的泵和引导由泵泵送的液体的可植入的阀装置。提出了各种应用，包括使用该装置作为药物输送装置。该阀装置的阀构件由陶瓷材料制成，因为如果按在所述参考文献中所述的配置，具有极好密封性质和长期的可靠性。这种装置还可以与本发明的输液设备组合，因此这里引入供参考。这特别适于阀装置的结构，但也适于所述装置的泵。然而，WO2004/012806A1 没有提及在药物输送出口上形成和出现纤维症和血栓症的问题。

发明内容

[0007] 因此本发明的目的是提供一种可以停放在植入位置的供长期使用的可植入的输液设备。

[0008] 根据本发明的输液设备包括输液针和驱动装置，该驱动装置与该输液针联接并且当将该设备植入病人身体内时使输液针的尖端前进以穿透纤维症。至少将该输液针和该驱动装置设计成植入病人身体内。为了完成药物输入系统，其他部件 - 例如能源、控制部件、

数据处理装置和 / 或容器和 / 或药物泵 - 可放在主体外。然而, 优选将上述部件也植入, 因此属于可植入的输液设备, 最优选地是与该可植入的输液设备的其余部件形成整体部分, 从而作为整体件植入。

[0009] 根据本发明的输液设备可以长时间停留在植入位置, 供单一用途或多种用途。例如, 当病人很可能受到过敏性疾病侵袭的情况下, 例如影响呼吸道的厉害的过敏反应时, 在近期或可能只在一两年内, 可以将输液设备植入病人身体内, 供在适当的时间单一用途。随着时间推移, 在输液设备上纤维症生长。但是, 在使用时, 驱动装置可使输液针前进, 穿透纤维症, 从而可使药物通过输液针的尖端立即输送至病人身体内。当将输液设备邻近血管植入时, 可使输液针的尖端前进到血管中, 而不会有在使用前形成血栓症的任何危险。

[0010] 当植入该输液设备供多种用途时, 优选将驱动装置构造成使输液针的尖端前进和缩回。这样, 每次当将药物输送给病人时, 输液针会前进, 注射药物, 并且输液针再次缩回。

[0011] 优选地, 将输液针置于输液设备主体内, 使输液针的尖端通过该主体的外壁。这可防止纤维症生长到输液针中, 这种情况下, 即使穿透出现在针前面的纤维症后, 输液针仍会被堵住。

[0012] 虽然可以想象外壁敞开使输液针通过, 但优选还是使针穿透外壁。为此, 外壁可至少部分地由对于输液针产生的穿透可自密封材料制成。虽然全部的主体可由自密封材料制成, 但由于稳定性原因, 如果自密封材料形成在外壁中的至少一个窗口区域是有利的, 该窗口区域的位置可使输液针的尖端穿透。该窗口区域可以由自密封的穿透隔膜形成, 该隔膜通过与外壁压配合而与外壁形成一个整体。

[0013] 一般地, 自密封材料由优选包括硅的聚合物材料制成。还可以采用其他生物相容的聚合物材料。

[0014] 自密封材料也可以为复合材料。这种复合材料的一个特别优选的实施例包括至少一个外形赋予层和容纳在该外形赋予层内的自密封软材料。这样, 外层形成该软材料的外壳。该外层可以由生物相容的聚合物制成 - 例如上述的那些聚合物中的一种, 而自密封的软材料可以为凝胶。

[0015] 虽然输液设备的驱动装置可以与容纳输液针的主体隔开, 但优选也将该驱动装置整个放在输液设备的主体内, 使得两个部件可以作为单一一个组件植入。

[0016] 根据本发明的一个特别优选的方面, 输液针的尖端可以横向运动, 以改变注射位置。例如, 当将输液设备植入病人身体内时, 在自由解剖血管后, 可将它邻近血管放置。如上所述, 频繁穿透血管的同一部分会造成发炎, 并且不久后穿透会困难或甚至不可能。另外, 使输液针停留在血管内某个地方会造成血栓性静脉炎, 接着形成血栓。通过在适当时间横向移动针而改变注射位置可以克服这些问题。

[0017] 为此, 驱动装置可包括可动滑架, 在其上安装输液针, 用于横向移动输液针的尖端。该可动滑架可以包括例如转台和 / 或例如滑块形式的区间车。

[0018] 优选地, 每次使所述尖端前进和 / 或缩回时, 驱动装置可以横向移动输液针的尖端。

[0019] 这样, 可以协调输液针的尖端的横向移动和前进 / 缩回。输液针的尖端的横向移动可在注射前和 / 或注射后进行。机构可以使得在一定次数的横向移动后或横向移动预定的距离后, 输液针的尖端横向返回至其初始位置, 使得下次输液可以再在先前被针穿透的

位置进行。当输液针的尖端定位成可以穿透受限制的窗口区域时,或者当将输液设备植入血管附近时,这点特别适合。

[0020] 输液设备的输液针优选具有管状主体,其尖端封闭,并且具有横向配置的输送出口,用于将药物送入病人身体内。因此,在穿透过程中,针不会切下任何材料,只是简单地分开它。这样,当针穿透任何材料—例如纤维症和/或自密封的穿透隔膜时,没有材料进入和堵住药物输送通道。

[0021] 可使容器与输液针联接。一般地,在该容器中容纳输液体。该容器可布置成与可植入的输液设备的主体分开,以便在病人身体内或病人身体外远程植入。在后一情况下,外部容器可以经由静止导管与植入的输液设备连接。再充满外部容器一般比再充满植入的容器容易,因此,当将相当大量的药物给与病人时,这是有利的。

[0022] 该容器的周边的至少一区段可以由柔性材料制成,在将输液体充入容器中或从容器抽出时,通过柔性材料的变形可以改变容器的体积。这样,该容器可以为气球式的。该柔性材料可以包括聚合物隔膜。为了减少长期的退化,具有预弯曲的转折点的波纹管构造(bellow construction)是优选的。

[0023] 根据一个具体的实施例,从容器中抽出液体可使容器的至少一部分中的压力降低,从而与在输液针前面的压力相比,达到负压。例如,容器可以包括气体腔和液体腔,所述两腔由隔膜(例如聚合物隔膜)隔开。当从液体腔抽出液体时,气体腔中的压力将相应地降低。

[0024] 该容器可以具有从人体外面将液体注入植入的容器中的注射口。这样,连同输液设备一起植入病人身体内的容器可以保持较小,因为容器可以在适当的时间间隔中容易再充满。

[0025] 优选地,该注射口包括相对于由补充注射器造成的穿透可自密封的材料,该补充注射器通常用于通过病人皮肤再充满该容器。优选地,在病人身体皮下植入输液设备或至少该容器的自密封的注射口,从而利用注射器易于再充满。

[0026] 当容器形成输液设备主体的一部分时,该容器周边的至少一区段—例如自密封的注射口和/或允许使用柔性材料的体积改变—可以至少部分地构成输液设备主体的外壁。

[0027] 虽然为了通过针将药物注入病人身体内,可以自动地或优选手动地压缩该容器,但优选将泵联接在该容器和输液针之间,以便从该容器将药物泵送至输液针。利用泵,可以容易地按量配给精确剂量的药物。

[0028] 虽然在与外部容器有关的体外使用的情况下泵的类型不是关键的,但当将泵连同可植入的输液设备一起植入时,优选使用一种特定类型的泵。更具体地,可植入的泵优选包括具有第一和第二阀构件的阀装置,每一个所述第一和第二阀构件具有彼此面向的光滑的工作表面,从而在该第一和第二阀构件之间形成密封接触,另外还具有在保持密封接触的同时通过彼此相对地移动该两个光滑表面而对准的不同的液体通道。这种类型的泵在上述的 WO 2004/012806A1 中详细地描述。由于长时间的密封能力极好和对许多物质的惰性,该第一和第二阀构件优选由陶瓷材料制成。

[0029] 又如 WO 2004/012806A1 所述,该泵可以为膜式泵,但不限于这种类型的泵。该膜式泵可以包括当活塞运动时可由活塞移动的隔膜,该活塞与阀装置联接,使得当活塞运动时,可使第一和第二阀构件彼此相对地滑动移动。当输液针放置在输液设备的主体内时,泵

也可以容放在输液设备的主体中,或可以与输液设备的主体分开,以便远程地植入病人身体内。

[0030] 使输液针的尖端前进、缩回和可能的话横向移动的泵和 / 或驱动装置可由手动致动。当泵设在体外而与植入的输液设备分开时,这是特别实际的。当泵连同输液设备一起植入时,泵可由机械遥控装置、或更优选由压敏开关致动,使得当植入病人身体的皮下时,可以手动地操作。

[0031] 优选地,泵或驱动装置的手动致动同时使另一个(即驱动装置或泵)致动。例如,由泵产生的压力可使驱动装置推动输液针前进,并且当输液液体通过针的尖端送入病人身体内时,泵中的卸压可允许复位弹簧或其他弹性装置将输液针缩回。当每一次前进和 / 或缩回时,机械分档器可使输液针横向移动。

[0032] 可以设置至少一个电机来代替泵和 / 或驱动装置的手动致动。可以将电机配置成例如电力地、磁力地或电磁地致动泵和 / 或驱动装置或者用于液压致动泵和 / 或驱动装置。优选地,将电机布置成致动泵或驱动装置,从而同时致动另一个(即驱动装置或泵)。电机还可以致动输液设备的任何其他能耗部分。

[0033] 在本发明意义中的术语“电机”包括使用不同于手动动力的能量并且自动地将这种能量转换为动力或液力或其他形式的能量或直接使用这种能量致动泵、驱动装置和 / 或输液设备及药物输送系统的其他部分的任何东西。这样,例如在电磁致动的驱动装置的情况下,就可以使驱动装置的一部分构成电机的一部分。

[0034] 当电机形成输液设备的一部分并因此连同输液设备一起植入病人身体内,与输液设备主体分开以便远程植入病人身体内或容放在输液设备主体中时,可以设置联接元件,以利用传导方式或无线方式将能量从设备外面传输至电机。例如,电机可由外部电磁场以无线方式驱动。

[0035] 可以使用外能源为泵和 / 或驱动装置和 / 或输液设备的任何其他能耗部分提供能量,该外能源在病人身体外使用,例如可安装在病人皮肤上的一次能源或电池,特别是可再充电的电池。特别地,能源可以与用于驱动这些部件的至少一个电机连接。无线能量传输的外能源可以形成外场 - 例如电磁场、磁场或电场;或形成波信号 - 例如电磁波或声波信号。

[0036] 当将能量无线传输至植入的输液设备时,可以设置一转换装置,用于将以无线方式传输的能量转换为电能。这种转换装置优选地适合于直接放在病人皮肤下面,以减小转换装置和病人身体外的能量供给装置之间的距离和组织量。

[0037] 将能量从能源和 / 或能量存贮装置以无线方式传输至转换装置的能量传输装置可以产生电磁场。或者或此外,用于无线能量传输的能量传输装置可以产生磁场。此外,用于无线能量传输的能量传输装置还可产生电场。无线能量还可以利用能量传输装置通过至少一个波信号传输。这种信号可以包括电磁波信号,电磁波信号包括红外光信号、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- 光辐射信号和 γ - 辐射信号中的至少一种。另外,波信号可以包括声波或超声波信号。另外,无线能量可以作为数字或模拟信号或其组合而传输。

[0038] 代替或除了外能源以外,可植入的输液设备本身可以带有能源。这种能源可以为输液设备的一部分或可以容放在输液设备主体内。然而,该能源也可以与输液设备主体分开,以便远程植入病人身体内。

[0039] 这种可植入的能源优选包括能量存贮装置,例如长寿命电池或更优选为蓄能器。蓄能器的优点是可以再充电。优选地,蓄能器包括可再充电的电池和 / 或电容器。

[0040] 另外,可设置利用传导方式或无线方式将能量从设备外的一次能源传输至蓄能器的联接元件,以便当将设备植入病人身体内时,从病人身体外为蓄能器充电。同样,蓄能器可以包括用传导方式和 / 或无线方式将能量供给输液设备的至少一个电机的联接元件。

[0041] 虽然至少一个电机可以带有用于手动启动电机的致动装置,但优选设置一控制部件以控制该至少一个电机。该控制部件还可用于控制泵、驱动装置和 / 或输液设备的任何其他能耗部分,当设备包括内能源或外能源时,该控制部件设置可用于控制这种能源。控制部件还可以根据病人个人的需要调整,使得在适当的时间间隔内给与适当量的药物。自动给药会大大减轻病人的负担。

[0042] 优选地,不论控制部件是容放在输液设备主体中还是植入远离输液设备主体的病人身体内,控制部件都具有数据传输口,用于在病人身体外的外部数据处理装置和植入病人身体内的控制部件之间传输数据。所述数据传输口可监督控制部件,使输液设备适应病人需要的改变。优选地,该数据传输口为数据传输用的无线传输口,使得在访问医生的过程中容易在控制部件和数据处理装置之间交换数据。更优选地,控制部件是可编程的以增加适应的灵活性。

[0043] 带或不带数据传输口的控制部件也可设在体外,例如安装在病人皮肤上。外部控制部件的优点为在损坏的情况下容易接近。优选地,与输液设备一起植入的至少一个电机为无线遥控的。

[0044] 可以设置控制信号传输装置,将体外的控制信号以无线方式传输至植入的电机。同样,可以设置数据传输接口,将数据从病人身体外以无线方式传输至植入病人身体内的控制部件。另外,无线控制信号和 / 或数据传输可以包括上述数字的或模拟的或其组合的波信号中的一个。更优选地,控制信号以和能量传输至电机相同的方式传输。例如,控制信号可以通过调制能量信号传输,从而能量信号作为数字或模拟控制信号的载波信号。更具体地,控制信号可以为频率、相位和 / 或调幅的信号。

[0045] 除了控制部件以外或者作为控制部件的一部分,可以提供与病人的治疗有关的参数的反馈。这种参数可以是病人的身体参数和 / 或设备的处理参数。为此,设置检测这些参数的至少一个反馈传感器。例如,反馈传感器可以检测与以下任何一个有关的一个或多个参数:血细胞的种类、药物浓度、葡萄糖浓度、氧含量、pH 值、血管中的流量、压力、电参数、扩张、距离等。

[0046] 反馈传感器可以与控制部件连接,并且控制部件可以包括控制程序,用于响应反馈传感器的一个或多个信号来控制药物输送。或者或此外,反馈数据可以从控制部件传输至外部数据处理装置。这种反馈数据可能对医生的诊断有用。

[0047] 如上所述,输液设备可以植入病人身体内各种位置。例如,当输液设备或者其容器体积较大时,将输液设备或其一部分植入病人的腹部或胸部可能是合适的选择。在这种情况下,有人可能主张最好在完全充满的容器的条件下植入输液设备,因为在腹部再充满容器困难。然而,在这种情况下,放在皮下的经由管子与容器连接的注射口可能是合适的。

[0048] 或者,如上所述,输液设备可以植入皮下。皮下植入增加了在输液设备与药物输送系统的体外部件之间能量和 / 或数据无线传输的可能性。另外,当输液设备植入皮下时,利

用穿透病人皮肤的补充针 (replenishing needle) 通过注射口再充满容器很容易。利用补充针, 可以将一定体积的预定剂量的输液液体充满容器。然而应当理解, 根据情况不同, 输液设备的任何部分都可以放在腹部或胸部和其他部分的皮下。

[0049] 根据个人治疗的不同, 可能有利的是: 将输液设备植入脂肪组织内或肌肉内或邻近血管或胃肠或尿道 (例如病人的肾), 使得输液液体注入组织、肌肉或直接注入血管、胃肠道或尿道内。通过适当选择输液设备的位置可得到的优点是各种各样的, 可以包括在直接输送时较好地再吸收药物, 使得药物作用更快和 / 或可按更大的剂量输送。

[0050] 本发明的上述各种特征可用任何方法组合, 如果这种组合不是明显地矛盾的话。现在将参照附图针对优选实施例更详细地描述本发明。另外, 各个实施例的个别特征可以组合或交换, 除非这种组合或交换对设备的总体功能明显是矛盾的。

附图说明

[0051] 图 1 表示根据本发明第一实施例的严格机械制的输液设备。

[0052] 图 2 示意地表示有一些改进的图 1 的输液设备。

[0053] 图 3 表示根据本发明第二实施例的严格机械制的完全可植入的输液设备的横截面图。

[0054] 图 4 表示邻近血管放置的图 3 的输液设备的一部分的平面图。

[0055] 图 5 表示由复合材料制成的穿透隔膜的横截面图。

[0056] 图 6 表示根据本发明第三实施例的电机驱动的输液设备。

[0057] 图 7 表示适合与图 6 所示的实施例连接使用的电机驱动的泵组。

[0058] 图 8 表示植入邻近血管的皮下的全自动的整体输液设备。

具体实施方式

[0059] 图 1 表示植入病人皮肤 100 下面的皮下的严格机械制的, 更精确地说为液压机械的输液设备。该输液设备包括具有尖端 2 的针 1。尖端 2 的远端封闭, 并具有横向的药物输送出口 3。当由驱动装置 D 触发时, 针 1 可在开放末端的管 4 内纵向移动。

[0060] 管 4 穿透皮肤 100 并与体外泵 P 联接。泵 P 示意性地示出并可用许多方法设计。在图 1 所示的实施例中, 带有输送至病人的输液液体的容器 R 为泵 P 的一部分。另外, 如图 2 原理上所示, 容器 R 可与泵 P 分开, 并与泵 P 连接。然而, 在图 1 实施例中, 泵 P 的活塞 10 可以利用活塞杆形式的致动器 11 手动地移动, 将输液液体从容器 R 通过管 4 泵向针 1。泵可以由电机驱动以代替手驱动, 并且可以自动地控制电机, 在一定的时间间隔中输送一定量的药物。另外, 容器 R、泵 P 和 / 或药物输送系统的其他元件, 例如上述的电机、电机的自动控制装置等, 可以与输液针 1 和驱动装置 D 一起植入。其他改进也可能, 并且当以后考虑参照图 2-8 说明的实施例时将会清楚。

[0061] 在图 1 所示的输液设备中, 当活塞 10 的致动使容器 R 中的压力增加时, 这使得针 1 克服驱动装置 D 的弹簧 5 的力而移动。这样, 针 1 的尖端 2 穿透在输液设备前面出现的任何纤维症。当复位弹簧 5 完全被压缩, 并且由活塞 10 作用在输液液体上的压力进一步增大时, 球阀 6 抵抗比第一复位弹簧 5 强的第二复位弹簧 7 而移动。这样, 只要压力保持在充分高的水平, 输液液体就从容器 R 通过管 4、空心针 1 和针的出口 3 泵入病人身体内。当降压

时,复位弹簧 5 和 7 使球阀 6 关闭,然后针 1 缩回至图 1 所示的初始位置。

[0062] 针 1 的外表面和管 4 的内表面之间的配合应充分紧,以防止纤维症成长。

[0063] 应当注意,作用在针 1 上使它前进的力可作为实际压力与针 1 的横截面积的乘积计算。由于一般的输液针的横截面较小,为了穿透纤维症和克服复位弹簧 5 和 7 的反作用力,必需产生高的压力。因此,构成驱动装置 D 使得在驱动装置的前面和后面形成两个严格分开的腔是有利的。这样,当驱动装置 D 后面的腔保持为低压力时(例如周围压力),作用在针 1 上的力相当于实际压力和驱动装置 D 的整个横截面积的乘积,因此相当大。

[0064] 这表示在图 2 中。如图 1 所示,驱动装置 D 包括活塞 8,针 1 与活塞 8 联接。活塞 8 将活塞 8 前面的第一腔 9a 和活塞 8 后面的第二腔 9b 隔开。虽然第一腔 9a 中的压力相当于由泵 P 施加的压力,但第二腔 9b 中的压力可以保持较低的值。

[0065] 例如,腔 9b 可以充满可压缩气体。在这种情况下,可以省却复位弹簧 5,因为压缩空气已经形成针的缩回力。

[0066] 然而,可靠地密封气体腔困难。因此,第二腔 9b 充满液体(例如输液液体),并且可将液体推入柔性容积 12 中。该柔性容积 12 可以为简单的气球形式,不产生强的反力就可以充满。另外,柔性容积 12 可以包括由柔性隔膜与第二腔 9b 的液体隔开的气体腔。在这种情况下,也可以省却复位弹簧 5。

[0067] 导管 13 可以代替柔性容积 12,将第二腔 9b 与容器 R 连接。这样,当针 1 前进时,液体可从第二腔 9b 通过导管 13 排入容器 R 中;当针 1 利用复位弹簧 5 缩回时,液体从容器 R 通过导管 13 吸回至第二腔 9b 中。

[0068] 显然,泵 P 和容器 R 可以连同驱动装置 D 和针 1 一起植入病人身体内,或者是远程的(remote),或者如果希望的话,作为单一部件。

[0069] 图 3 表示要植入皮下的完全可植入的严格机械制的输液设备。设备的单个部件容放在包括外壁 16a、16b 的整体的主体 15 内。由外壁 16a、16b 确定的容积完全充满输液液体。壁部 16a 是柔性的,从而允许每一次注射和再充满时体积改变。壁部 16a 由对于补充针(replenishing needle)的穿透可以自密封的聚合物材料制成。这样,当植入皮下时,可以通过聚合物的壁部 16a 用输液液体再充满输液设备。

[0070] 另一个壁部 16b 是刚性的,以便为装入主体 15 内的单个部件提供一些稳定性。在刚性的壁部 16b 中形成一窗口区域 17,并且穿透隔膜 18 密封地压配在窗口区域 17 中。穿透隔膜 18 由对于由输液针 1 产生的穿透可自密封材料制成,输液针用于穿透窗口区域 17。

[0071] 如以上参照图 2 所述,针 1 与将活塞 8 前面的第一腔 9a 和活塞 8 后面的第二腔 9b 隔开的活塞 8 连接。还设有复位弹簧 5 和带有复位弹簧 7 的球阀 6。开口 19 将第二腔 9b 与容器 R 连接,使得当在第一腔 9a 中压力升高时,活塞 8 可将输液液体从第二腔 9b 通过开口 19 排入容器 R 中。容器 R 大约为周围压力。

[0072] 利用泵 P 使第一腔 9a 中的压力增加,该泵 P 包括与手动致动的按钮形式的致动器 11 形成一个整体件的活塞 10。复位弹簧 20 用于将活塞 10 推至图 3 所示的初始位置。在活塞 10 中形成流动通道 21,带有节流器 22 和出口 23,出口 23 布置在活塞 10 在其中滑动的壳体 24 上面的一个短距离处。

[0073] 图 3 所示的输液设备如下作用。当放在皮下,使按钮 11 面向皮肤时,病人可克服复位弹簧 20 的弹簧力,压下按钮 11。由于在流动通道 21 中节流器 22 的作用,容纳在第一

腔 9a 中的输液液体不通过流动通道 21 流回容器 R 中,而是将活塞 8 与针 1 一起推向窗口区域 17,同时将输液液体从第二腔 9b 通过开口 19 排出至容器 R 中。当活塞 8 在其结束位置和再压下按钮 11 时,第一腔 9a 中的压力最后升高至充分高以克服复位弹簧 7 的弹簧力的水平,从而打开球阀 6 和使输液液体通过空心针 1 排出,同时针 1 的尖端 2 透过穿透隔膜 18 及在其上出现的任何纤维症。当压力卸荷时,球阀 6 立即关闭,复位弹簧 20 将按钮 11 推回至其初始位置,同时使活塞 8 与输液针 1 一起返回至其缩回位置。复位弹簧 5 可以省却并只作为安全装置。为了使在活塞 8 到达其初始位置后按钮 11 也进一步向上运动,需要流动通道 21,从而可将附加的输液液体从容器 R 抽入第一腔 9a 中,该附加的输液液体补偿在注射循环过程中输送至病人的输液液体量。

[0074] 图 3 所示的输液设备提供几个优点,例如它是严格机械制的,不包括任何气体腔且不需要对活塞元件 8 和 10 的任何特别密封。

[0075] 除了驱动装置 D 的前进和缩回能力以外,图 3 所示的输液设备的驱动装置还包括横向移动输液针 1 的尖端的装置。在图 3 的具体实施例中,示出了这种横向移动装置的具体例子。更具体地,针 1 安装在转台 25 上,该转台 25 可转动地安装在第二壁部 16b 的环形槽 26 中。另外,导销 27 牢固地安装在针 1 上,与牢固地固定在外壁 15 的刚性壁部 16b 上的导向结构 28 协同工作。当输液针 1 前进或缩回时,导销 27 在导向结构 28 中被引导,从而横向移动输液针 1,这种横向移动使转台 25 在环形槽 26 内转动。

[0076] 现参照图 4 更详细地描述导向结构 28 的原理。当输液针 1 重复地前进和缩回时,导向结构 28 内的弹性挡板 28a,28b 引导导销 27 通过整个导向结构 28。将导向结构 28 设计成提供通过穿透隔膜 18 进入位于邻近穿透隔膜 18 的血管 200 中的十个不同的注射位置。当希望时,导向结构 28 的轨迹可以包括返回路径 28c,使导销 27 返回到图 4 所示的其初始位置。这种返回动作将由固定在刚性的第二壁部 16b 上的复位弹簧 29 引起。

[0077] 应当注意,虽然优选至少输液针 1 和复位弹簧 5,7,20,29 由惰性金属制成,但图 3 所示的输液设备的所有部件都可由聚合物材料制成。

[0078] 图 5 表示复合材料形式的穿透隔膜 17 的优选实施例。同样的材料也可用于外部主体 15 的柔性的第一壁部 16a 或下面将结合本发明另一实施例描述的输液口。图 5 所示的穿透隔膜 17 的复合材料包括一外形赋予层 (outer shape-giving layer) 17a,确定了一个容纳自密封软材料 17b 的容积。自密封软材料 17b 可以为凝胶形式,具有粘性使得在穿透外形赋予层 17a 的过程中该软材料不流过由输液针 1 造成的任何穿透处。外形赋予层 17a 可以包括多个层,以代替单个外形赋予层 17a。外形赋予层 17a 优选包括硅和 / 或聚氨酯,因为这些材料可以具有对于由输液针 1 产生的穿透处的自密封性质。

[0079] 图 6 示出根据本发明的输液设备的全自动的实施例。然而应当理解,当可能时,如上所述的手动操作元件和下述的自动操作元件可以组合和互换。图 6 示意性地示出总体药物输送系统,其中置于病人皮肤 100 下面的所有部件为可植入的输液设备的一部分,而需要病人皮肤 100 上面的部件来完成药物输送系统。

[0080] 由电机 M 驱动的泵 P 使容器 R 与安装在主体 15 内的驱动装置 D 上的输液针 1 连接,使得当主体 15 的穿透隔膜 17 前进时进行穿透。流体导管 4 足够长以补偿输液针 1 的前进。与上述实施例同样可利用泵 P 产生的力用液压方法启动驱动装置 D,但也可以设置单独的电机来致动驱动装置 D。或者,电机 M 可以致动驱动装置 D 且驱动装置 D 的任何运动可

以引起泵 P 泵送。

[0081] 虽然图 6 所示的实施例可以包括多种容器形式中的一种,现说明一种具体形式的容器。利用隔膜 60 将图 6 所示的容器 R 的体积分成两个部分。一部分充满气体,而另一部分充满输液液体。输液口 61 允许利用补充针将输液液体再充满容器 R。当容器 R 为满的状态时,气体部分处于周围压力或过压。当在每一个输液循环从容器 R 抽取输液液体时,气体部分中的压力降至周围压力以下,即为负的相对值。根据泵 P 的具体形式不同而设置单一作用球阀 62 以防止从泵 P 回流至容器 R 是有利的。

[0082] 电机 M 由控制部件 C 从病人身体外部进行无线控制。控制部件 C 确定输液循环之间的时间段以及每一输液循环时注射到病人身体内的输液液体量。取代控制部件 C 和电机 M 之间的无线通信,可以提供通过皮肤 100 的电流接触。另外,控制部件 C 可以连同电机 M 一起植入。这种情况下,优选控制部件 C 可从病人身体外部编程,可以为无线式或通过电流接触式,以便根据变化指令使控制部件有适当的结构。

[0083] 除了控制部件 C 之外或取代控制部件 C,还可在皮下布置用于启动电机 M 的压敏开关。

[0084] 有各种方法为电机 M 提供能量。例如,可从病人身体外部供给能量,供电机 M 直接使用和 / 或给蓄能器 A (例如可充电的电池和 / 或电容器) 充电。在图 6 所示的实施例中,体外的一次能源 E 将第一形式的能量通过病人皮肤 100 传输至能量转换装置 T,能量转换装置 T 将第一形式的能量转换为例如电能的第二形式的能量。利用电能给蓄能器 A 再充电,当需要时,蓄能器将二次能源提供给电机 M。

[0085] 一般地,外能源 E 可形成外场 - 例如电磁场、磁场或电场;或形成波信号 - 例如电磁波或声波信号。例如,图 6 所示的能量转换装置 T 可以作为太阳能电池工作,但适于一次能源 E 的特定形式的波信号。能源转换装置 T 还可将温度变化转换为电能。

[0086] 可以使用可植入的一次能源 E 代替外部一次能源 E,例如常规的长寿命电池代替蓄能器 A。

[0087] 不论能量是无线传输还是有线传输,还可以通过能量信号的适当调制将能量信号用于传输控制部件 C 的控制信号,因此能量信号起数字或模拟控制信号的载波信号的作用。更具体地,控制信号可以为频率、相位和 / 或调幅的信号。

[0088] 图 7 示出可与图 6 所示的配置连接使用的电机 - 泵组的横截面图。这个电机 - 泵组在 WO 2004/012806A1 中详尽地描述,并且其中公开的其他泵组也可以用在本发明中。该电机 - 泵组包括阀式泵组件,其中隔膜泵 P 和阀式泵装置 30 构成安装在圆柱形壳体 31 中的组件的两个主要元件。阀装置 30 包括:静止地安装在和固定在壳体 31 上的陶瓷盘 32 形式的第一阀构件;和面向并接触陶瓷盘 32 并相对于固定盘 32 可转动的陶瓷盘 33 形式的第二阀构件。电机 34 安装在包围陶瓷盘 32 和 33 的壳体 31 上。电机 34 包括花键的电机轴,其与在旋转盘 33 中的下中心孔中的相应花键联接,允许盘 33 在轴向相对于电机轴 35 稍微运动,但盘 33 跟随电机 31 的转动。在电机轴 35 上安装止挡件 36 和弹簧垫圈 37,弹簧垫圈 37 将少量的压力作用在盘 33 上,推动盘 33 压在固定盘 32 上。

[0089] 泵 P 包括可以为任何种类隔膜的泵隔膜 47。优选地,隔膜 47 为金属隔膜(例如钛隔膜)或涂层塑性材料类型的隔膜,以便获得长寿命并避免液体随着时间推移通过隔膜 47 扩散。在这个实施例中结合在阀式泵组件中的操作装置包括:凸轮联轴节 48,其具有带两

个相对的凸轮表面 49 的切口槽；凸轮 50，其推压在凸轮表面 49 上在该切口槽中转动；和泵轴 51，与旋转盘 33 连接。凸轮 50 经由凸轮轴 52 安装在泵轴 51 上。泵轴 51 因为经由花键轴 57 与旋转盘 33 连接而转动，该花键轴 57 与旋转盘 33 中的上中心孔 53 中的相应花键联接。所描述的花键联接允许盘 33 在轴向相对于泵轴 51 运动。泵轴 51 安装在封装的球轴承 54 中并且在轴向相对于球轴承 54 静止。泵轴 51 上的几个长槽 55 延伸通过球轴承 54，并作为固定盘 32 的第一通路 38 和隔膜 47 下面的泵腔 56 之间的液体流动通道。

[0090] 当电机 34 转动时，隔膜 47 上下运动。当隔膜 47 上下运动时，旋转盘 33 使第一通路 38 交替地与第二和第三通路 40 和 41 连接，使得液体分别从第二通路 40 或第三通路 41 传输至泵腔 56，或由第二通路 40 或第三通路 41 从泵腔 52 接收。在图 7 中，示出第一通路 38 经由开放的通路 46 与第二通路连接，使得第二通路 40 通过第一通路 38 从腔 56 接收液体。

[0091] 选择用于盘 32 和 33 的具体材料很重要，因为所选材料必需能够在这些盘不会随时间推移互相粘住的条件利用精公差起作用。市场上有几种适合于这个目的材料，例如陶瓷或与其他材料（例如碳纤维）混合的陶瓷。

[0092] 图 8 示出本发明的第三实施例，其中输液设备被自动地驱动并且输液设备的所有部件容放在外主体 15 内。该设备基本上为盘状，其横向伸长，带有用于血管 200 的夹持器 90，以将血管 200 保持接近主体 15。图 8 所示的输液设备通过病人皮肤 100 中的窗口可见同时植入皮下。皮肤 100 覆盖盘形设备的平的表面。

[0093] 输液针 1 安装在作为驱动装置 D 的一部分的转台上。当转台转动时，输液针 1 的尖端沿着位于接近血管 200 的窗口 18 横向运动。更具体地，输液针 1 安装在转台上，可以在其上前后轴向运动，使得其尖端以倾斜角度穿过窗口 18。由于倾斜的角度，当输液针前进通过窗口 18 进入血管 200 时，输液针 1 的尖端不会穿透血管 200 的相对的边界。在用针穿透和注射过程中夹持器 90 支撑血管 200。

[0094] 此外，主体 15 的内部可用作容器 R。或者，容器 R 可以作为在主体 15 内限制的腔，或者优选其周边的一区段构成主体 15 的外壁的一部分。如果这种周边区段由柔性材料制成，则这种柔性可以补偿容器 R 的体积变化。然而，至少要设置一个注射口 61，以便再充满容器 R。

[0095] 泵 P 使容器 R 与安装在驱动装置 D 上的可纵向和横向移动的输液针 1 连接。

[0096] 泵 P 由第一电机 M 驱动，驱动装置 D 由一单独的第二电机 M 驱动。或者，可以使用单一电机 M 驱动泵 P 和驱动装置 D。又如上所述，泵 P 的致动可同时使驱动装置 D 致动。或者，驱动装置 D 的致动也使泵 P 致动。

[0097] 提供了长寿命电池 B，用于将能量供给两个电机 M。或者，可以使用蓄能器（例如可再充电的电池）代替长寿命电池 B。

[0098] 另外，提供了控制部件 C，用于控制两个电机 M。在图 8 所示的实施例中，控制部件 C 可利用外部数据处理装置 80 从病人身体外编程。数据处理装置 80 和控制部件 C 之间的数据交换优选通过植入的数据传输接口无线进行，用于从病人身体外将数据无线传输至控制部件 C，但如果希望，也可以通过病人皮肤利用导线传输。另外，数据交换优选为双向的，也允许从控制部件 C 至数据处理装置 80 的数据传输。这种数据可以包括有关设备性能、执行的输液循环的数目、容器 R 的填充状态等的的数据。

[0099] 图 8 中的输液设备还包括反馈传感器 F, 在图 8 所示的实施例中, 该传感器 F 处于血管 200 中, 以检测生理参数。这种参数被送至控制部件 C 并可被相应的控制程序利用, 以提示输液循环。或者或此外, 可将生理参数传送至外部数据处理装置 80, 帮助医生进行正确的诊断。最后, 医生将根据反馈传感器 F 提供的生理参数使用数据处理装置 80, 以适应控制部件 C。可以将病人任何种类的身体参数或输液设备的处理参数送回至控制部件, 该控制部件可以根据结果控制输液设备。

[0100] 虽然图 8 示出本发明的第三实施例, 其中输液设备被自动地驱动并且输液设备的所有部件容放在外主体 15 内, 但应当理解, 一个或多个各种所述的部件可以与外主体 15 分开植入, 例如电池 B; 或者处于病人身体外部, 例如控制部件 C。而且, 泵 P 和 / 或容器 R 可以分开地与外主体 15 连接, 优选很接近地与其附连。图 8 中没有特别表示的部件可以为在上述实施例中所述的部件或可以为不同的部件。

[0101] 一种通过将上述输液设备中任何一个植入病人身体内而治疗人类或动物的方法, 包括下列步骤:

[0102] - 切开皮肤,

[0103] - 自由解剖一个合适位置, 用于将输液设备植入病人身体内,

[0104] - 将输液设备放在所述合适位置, 和

[0105] - 在放置输液设备后, 至少合拢 (closing) 该皮肤。

[0106] 合拢皮肤例如可包括缝合、用胶带粘贴和其他适当的方法。输液设备可以放在病人身体内的皮下, 或脂肪组织内或肌肉内。在邻近血管 200 放置以便直接将输液液体直接注入循环的血液中的情况下, 自由解剖用于植入的合适位置的步骤包括: 自由解剖相应的血管和将输液设备邻近血管放置。然后, 利用与输液设备连接的夹持器 90, 可以将血管固定在输液设备上。

[0107] 或者, 可将输液设备放在病人的胃肠或尿道内或邻近病人的胃肠或尿道的地方。在放在邻近胃肠或尿道的地方的情况下, 也可以利用与输液设备连接的夹持器固定在胃肠或尿道上。作为又一个可供选择的方案, 可将输液设备放在病人的胸部或病人的腹部中。

[0108] 当将输液设备邻近血管放置或邻近或位于病人胃肠或尿道内或位于病人的胸部或腹部内时, 切开皮肤、自由解剖合适的植入位置和将输液设备放在所述合适位置的步骤可以包括:

[0109] - 当将输液设备植入病人胸部或腹部中时, 将 Varess 针或另一种类型的充气针插入腹腔或胸腔中并给腹腔或胸腔充满气体;

[0110] - 切割钥匙孔 (key-hole);

[0111] - 通过钥匙孔向着合适位置插入至少一个套针;

[0112] - 通过至少一个套针, 使一个或多个医疗器械和照相机向着所述位置前进;

[0113] - 解剖所述位置; 和

[0114] - 通过该至少一个套针或通过皮肤上的一单独切口, 将输液设备或其一部分供给所述位置。

[0115] 例如, 可利用上述方法将容器 R 放在腹腔或胸腔中。或者, 输液设备或其一部分 (例如容器 R) 可通过开放外科手术植入, 在这种情况下, 打开胸壁或腹壁, 将输液设备放在病人胸部或腹部内合适位置, 然后例如利用缝合来闭合皮肤和其他层组织, 并且优选在层

中缝合。

[0116] 补充容器 R 优选地包括通过与容器周边连接的和 / 或成一整体的注射口注射一小体积的输液液体的步骤。

[0117] 输液设备的一个或多个下列元件可以至少远离驱动装置 D 和输液针 1 植入：

[0118] - 用于致动驱动装置 D 的电机 M，

[0119] - 为电机 M 提供能量的能量存储装置 B，包括电池、电容器和可再充电电池中的至少一个，

[0120] - 电耦合元件 90，处于外能源 E 或能量存储装置 B 和电机 M 之间，用于以接触方式向电机 M 传输能量，

[0121] - 无线联接元件，其适于使电机 M 或能量存储装置 B 或二者与体外的一次能源 E 连接，用于以非接触方式将能量传输至电机 M 或能量存储装置 B 或二者，

[0122] - 用于控制电机 M 的控制部件 C，

[0123] - 无线能量传输或接收装置，

[0124] - 数据传输接口，用于从外部数据处理装置 80 向控制部件 C 无线传输数据，

[0125] - 反馈传感器 F，

[0126] - 用于容纳输液液体的容器 R，和

[0127] - 用于再充满容器的注射口 61。

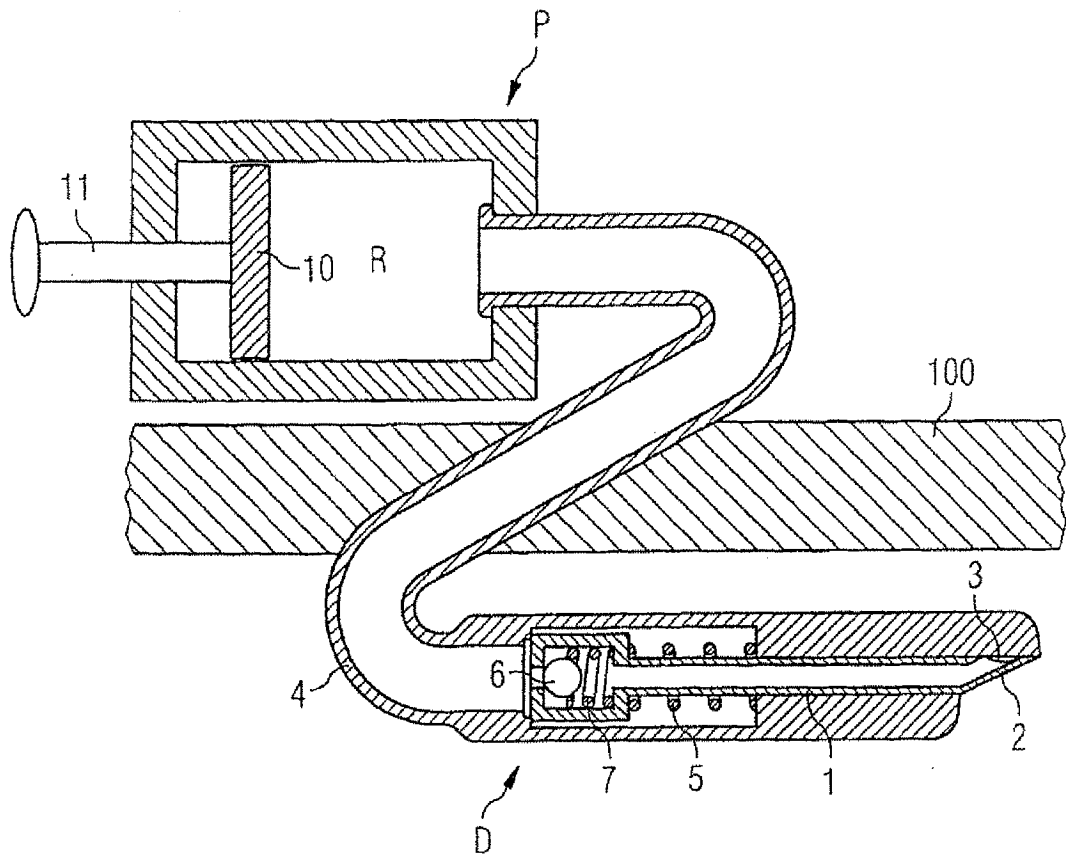


图 1

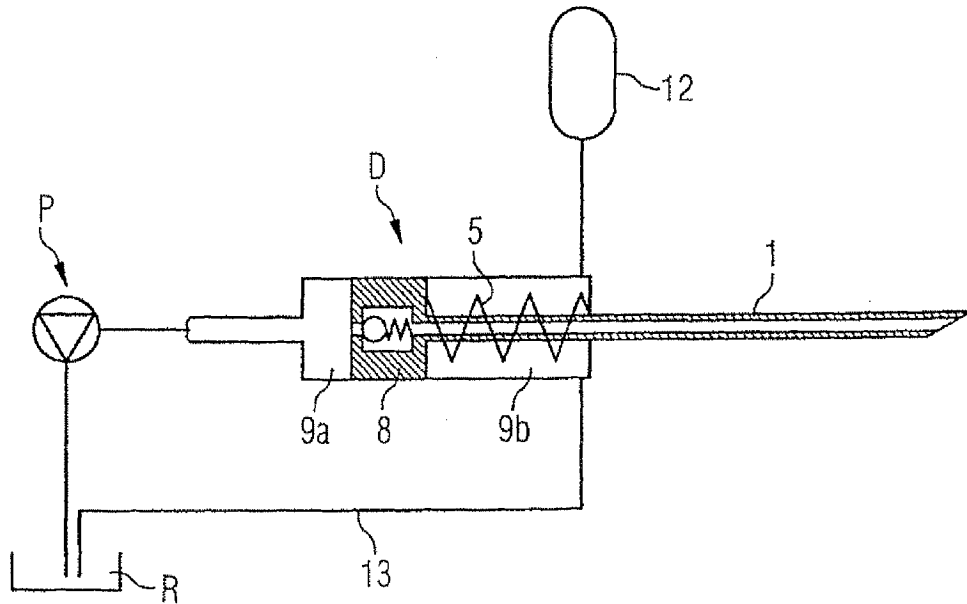


图 2

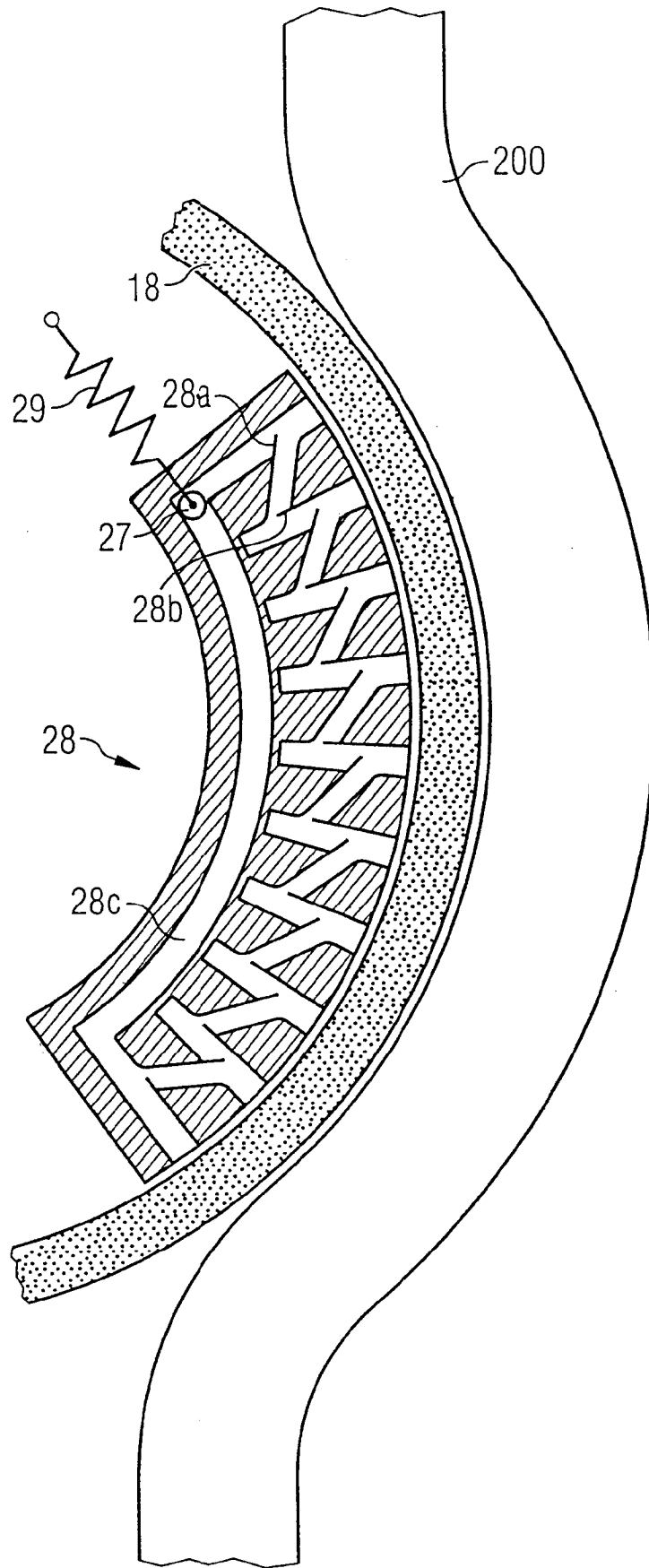


图 4

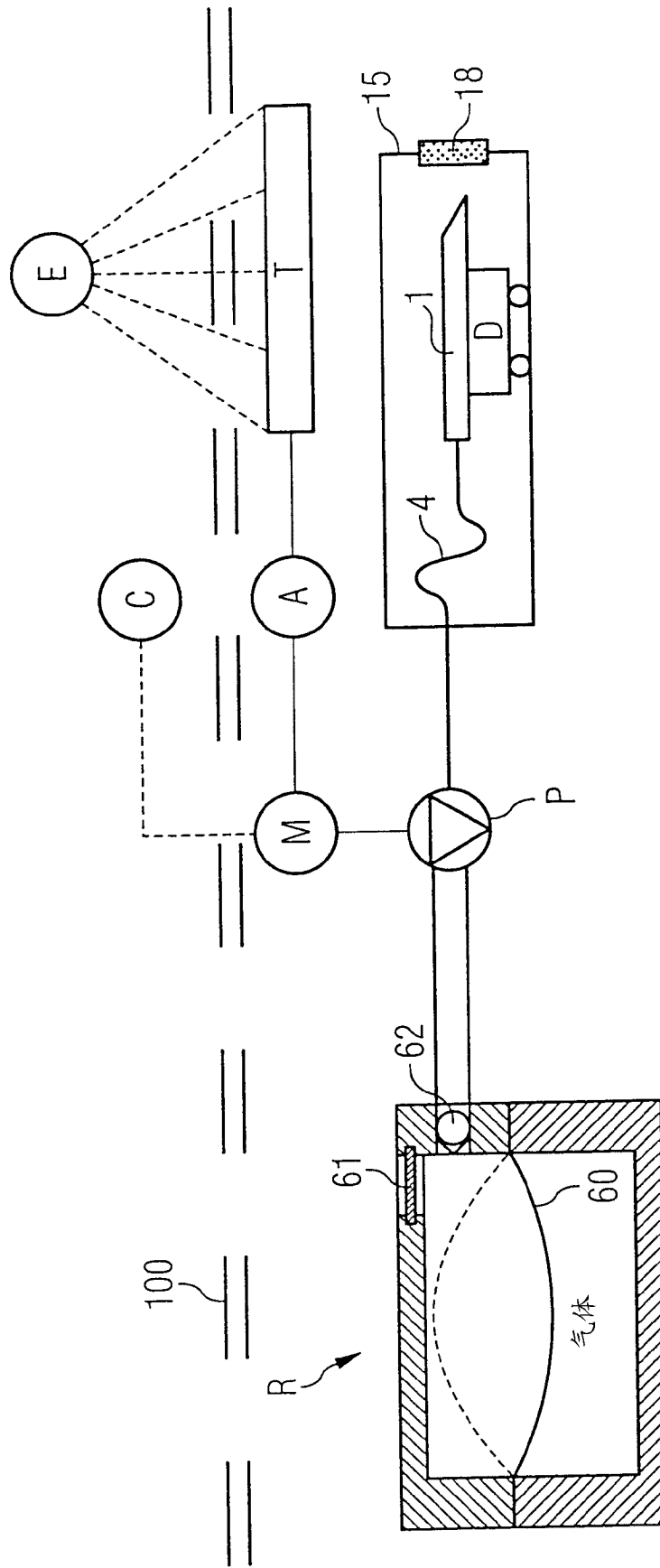


图 6

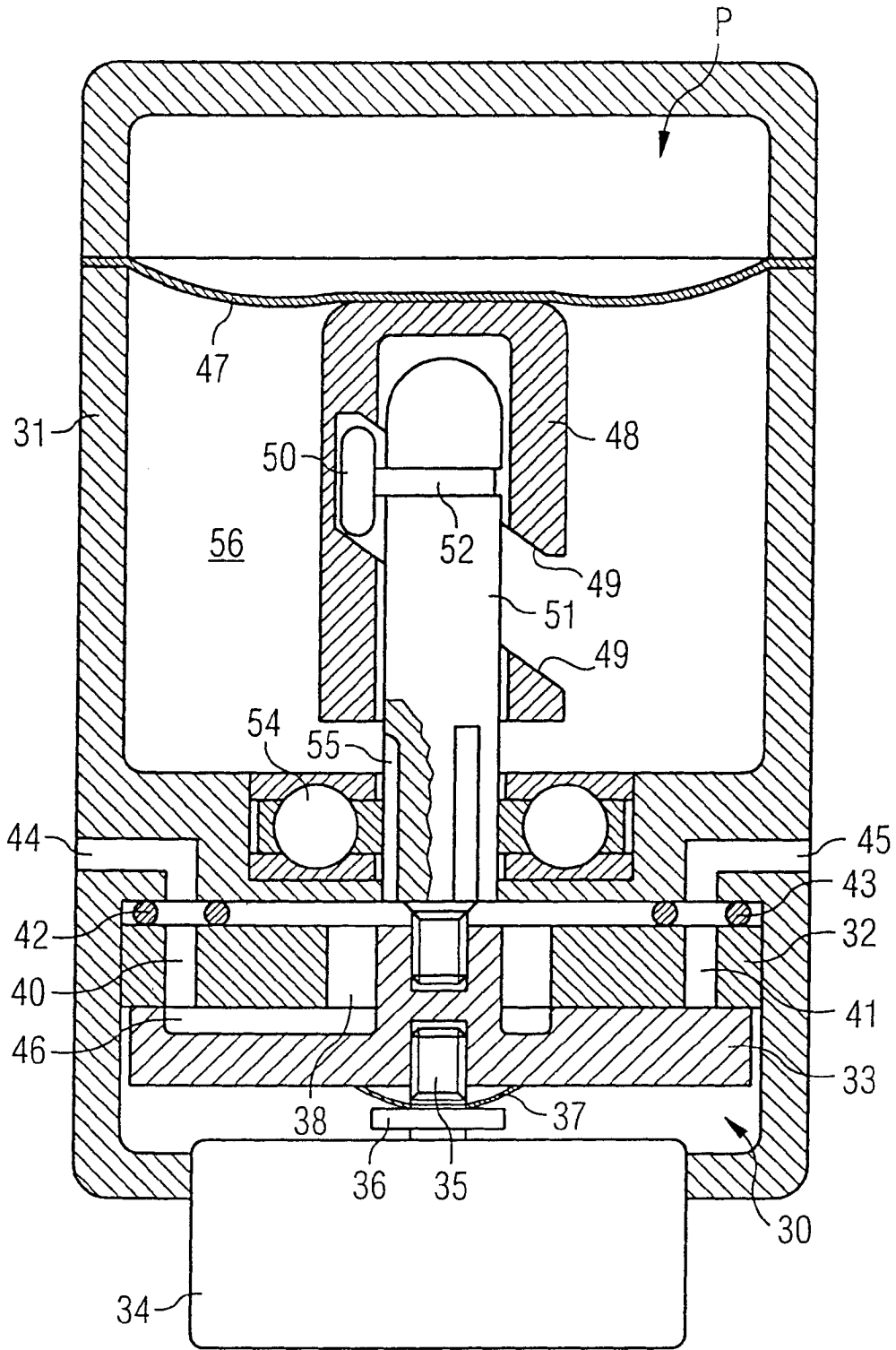


图 7

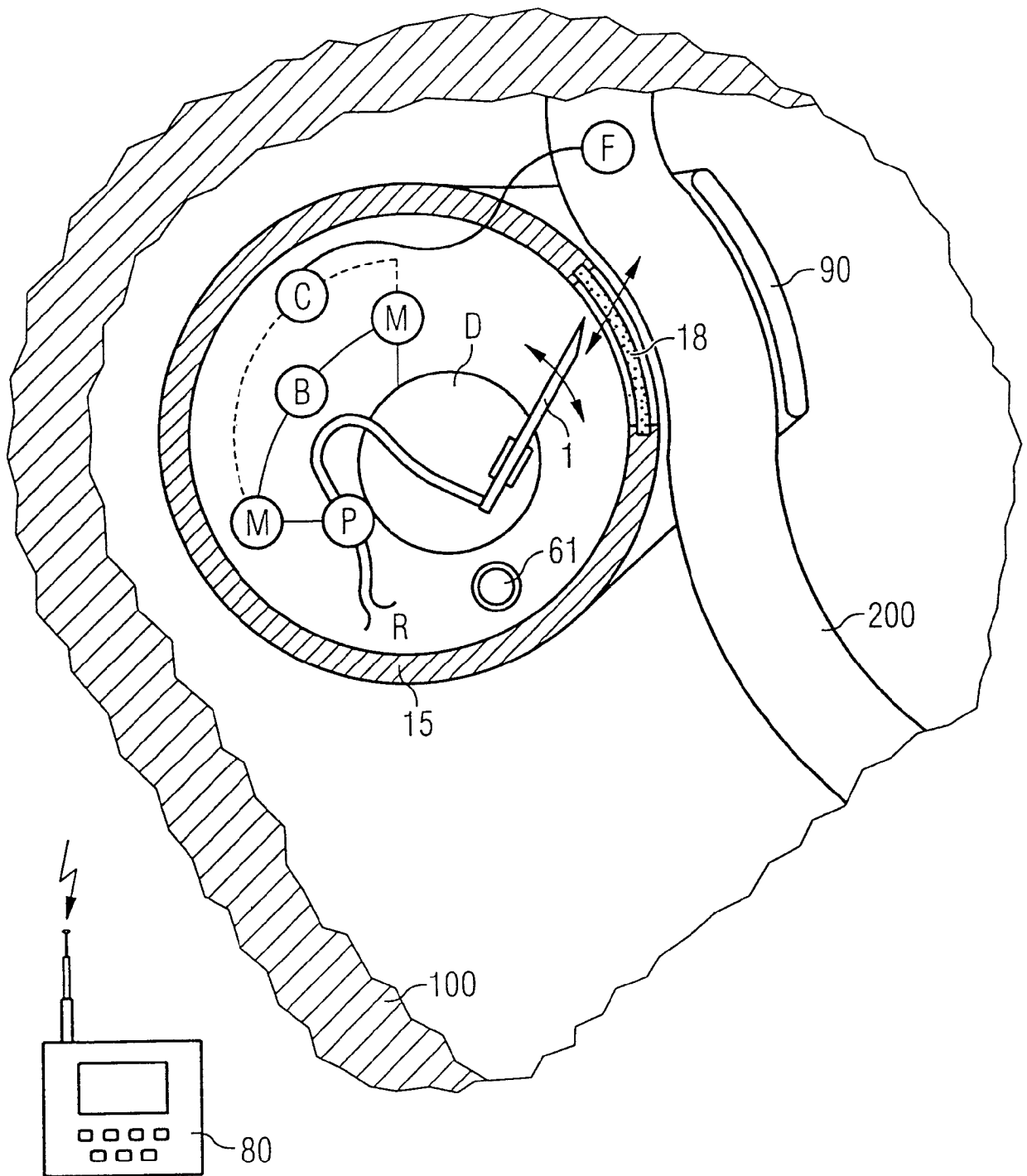


图 8