



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 01811417.2

[45] 授权公告日 2005 年 12 月 21 日

[11] 授权公告号 CN 1232313C

[22] 申请日 2001.5.3 [21] 申请号 01811417.2

[30] 优先权

[32] 2000. 5. 11 [33] US [31] 09/569,332

[32] 2001. 4. 16 [33] US [31] 09/836,850

[86] 国际申请 PCT/US2001/014274 2001.5.3

[87] 国际公布 WO2001/085231 英 2001.11.15

[85] 进入国家阶段日期 2002.12.19

[71] 专利权人 泽维克斯公司

地址 美国犹他州

[72] 发明人 斯科特·D·迈尔斯

肯特·F·贝克

詹姆斯·A·马尔姆斯特伦

审查员 陈晓亮

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

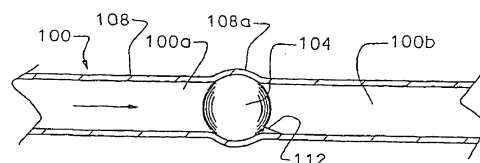
代理人 范 莉

权利要求书 6 页 说明书 23 页 附图 14 页

[54] 发明名称 用于防止在输液管内自由流动的装置和方法

[57] 摘要

一种利用塞子(104)防止自由流过输液设备(100)的装置和方法,该塞子(104)布置在输液设备内,以便可选择地防止流体流过。该塞子可以响应输液设备中的压力差或可以响应对输液设备的挤压。当一对塞子顺序使用时,可以形成成直线的泵。



1. 一种用于防止自由流过输液设备的装置，该装置包括：

输液设备，该输液设备由柔性管形成，该输液设备有近端部分和远端部分；以及

塞子，该塞子布置在该输液设备中，并在近端部分和远端部分之间，以便可选择地防止液体流过该输液设备；

以及其中该输液设备布置在泵壳体中，该泵壳体有安装在该壳体上的盖体，用于可选择地将输液设备保持在该壳体内，其中：该盖体上布置有凸起，该凸起与输液设备对齐，这样，关闭该盖体将使得该凸起与输液设备啮合，并挤压输液设备的一部分，从而使液体能够流过该塞子。

2. 根据权利要求1所述的装置，其中：该输液设备包括弹性管，该弹性管的至少一部分将响应该输液设备的近端部分中的压力升高而膨胀。

3. 根据权利要求2所述的装置，其中：该塞子包括球形。

4. 根据权利要求2所述的装置，其中：该塞子包括柱形。

5. 根据权利要求2所述的装置，其中：该塞子为子弹形。

6. 根据权利要求2所述的装置，其中：该塞子的截面为椭圆形。

7. 根据权利要求2所述的装置，其中：该塞子为盘形。

8. 根据权利要求2所述的装置，其中：该塞子为菱形。

9. 根据权利要求2所述的装置，其中：该塞子包括布置在该输液设备的所述管中的止动器。

10. 根据权利要求9所述的装置，其中：该塞子安装在一杆上，该杆安装在一连接器上。

11. 根据权利要求1所述的装置，还包括：防止移动的装置，用于防止该塞子在输液设备的管内向远端处移动。

12. 根据权利要求11所述的装置，其中：该防止移动的装置包括在输液设备的管中形成的凸起。

13. 根据权利要求 11 所述的装置，其中：该防止移动的装置包括从该塞子上伸出的凸起。

14. 根据权利要求 1 所述的装置，其中：该输液设备的管和塞子形成挤压阀的一部分，其中，向输液设备的管施加压力使液体能够流过该塞子。

15. 根据权利要求 1 所述的装置，还包括：多个啮合表面，用于接触和挤压输液设备的管，以便使液体能够流过该塞子。

16. 根据权利要求 15 所述的装置，其中：该塞子的形状从以下组中选择：球形、柱形、椭球形、子弹形、盘形和菱形，其中，啮合表面使输液设备的管部分压靠塞子，以便在该塞子和管的没有受到啮合表面挤压的部分之间形成流动通道。

17. 根据权利要求 15 所述的装置，其中：该塞子是阀，该啮合表面挤压输液设备的管的一部分，以便打开该阀。

18. 根据权利要求 1 所述的装置，其中：该泵壳体中形成有至少一个槽道，用于接收输液设备的一部分。

19. 根据权利要求 1 所述的装置，其中：该泵壳体有多个啮合表面，用于接触和挤压输液设备的管，以便当装有塞子的输液设备部分布置在槽道中时能够使液体流过该塞子。

20. 一种装置，用于可选择地防止自由流过输液设备，该装置包括：

输液设备，该输液设备包括细长的管件，该管件有近端部分和远端部分，该输液设备由弹性材料形成，该弹性材料将响应管内的压力而径向膨胀；以及

塞子，该塞子布置在输液设备的管内，以便将该输液设备分成近端部分和远端部分，该塞子设置成当近端部分中的压力保持低于预定界限值时基本消除液体从输液设备的近端部分向远端部分的流动，同时当近端部分中的压力超过预定界限值时使液体能够从近端部分向远端部分流动；

以及其中该装置还包括用于向靠近该塞子的该输液设备的单侧施

加力的凸起，以便促使流过该塞子。

21. 根据权利要求 20 所述的装置，其中：该塞子布置在输液设备的管内，在输液设备的近端部分中的压力超过预定界限值将使得输液设备的管径向膨胀，从而使液体从塞子周围流过。

22. 根据权利要求 21 所述的装置，其中：该塞子包括球形。

23. 根据权利要求 21 所述的装置，其中：该塞子包括柱形。

24. 根据权利要求 21 所述的装置，其中：该塞子的截面为椭圆形。

25. 根据权利要求 21 所述的装置，其中：该塞子为子弹形。

26. 根据权利要求 21 所述的装置，其中：该塞子为盘形。

27. 根据权利要求 21 所述的装置，其中：该塞子为菱形。

28. 根据权利要求 20 所述的装置，还包括：用于防止塞子向远端部分前进的装置。

29. 根据权利要求 20 所述的装置，还包括：多个啮合表面，用于使输液设备的管部分压靠在塞子上，以便打开塞子和输液设备其它部分之间的流动通道。

30. 一种用于可选择地防止自由流过输液设备的装置，该装置包括：

输液设备，该输液设备包括细长的管件，该管件有近端部分和远端部分，该输液设备由弹性材料形成，该弹性材料响应管内的压力而膨胀；

塞子，该塞子布置在该输液设备的管中，以便将该输液设备分成近端部分和远端部分，该塞子设置成可选择地防止液体从输液设备的近端部分向远端部分的流动；以及

用于向靠近塞子的输液设备的单侧施力的装置，从而形成在塞子和输液设备之间的流动槽道，以便使流体流过该塞子。

31. 根据权利要求 30 所述的装置，其中：用于施力的装置包括啮合表面。

32. 根据权利要求 30 所述的装置，其中：用于施力的装置包括设置成可选择地与输液设备啮合的促动器。

33. 一种用于防止自由流过输液设备的方法，该方法包括：

选择输液设备，该输液设备有由布置于其中的塞子分开的近端部分和远端部分；

向该近端部分中充装用于向病人给药的流体；

防止该流体流入输液设备的远端部分，直到近端部分和远端部分之间有预定的压力差；以及

向靠近该塞子的该输液设备的单侧施加力，从而移动该输液设备的管并使得流过该塞子。

34. 根据权利要求 33 所述的方法，还包括：选择如下的输液设备，即该输液设备在超过预定压力差时将径向膨胀，从而使液体能够流入输液设备的远端。

35. 根据权利要求 34 所述的方法，其中：该方法包括选择如下的输液设备，在该输液设备中布置有一球，用于当输液设备没有径向膨胀时防止流动。

36. 根据权利要求 33 所述的方法，其中：该方法还包括将输液设备布置在一装置中，该装置压迫该输液设备的至少一部分，以便使流体能够通过塞子而从近端部分流向远端部分。

37. 一种用于防止自由流过输液设备的方法，该方法包括：

选择输液设备，该输液设备有布置于其中的塞子，以便将该输液设备分成近端部分和远端部分；

向该近端部分中充装用于向病人给药的流体；

防止该流体从近端部分流向远端部分，直到希望流体流入该远端部分；以及

通过向输液设备的单侧施加力从而挤压该输液设备以使流体流过塞子，打开向输液设备的远端部分的流动。

38. 根据权利要求 37 所述的方法，其中：该方法包括挤压该输液设备，以便打开由塞子和输液设备形成的阀。

39. 根据权利要求 37 所述的方法，其中：该方法还包括将输液设备的一部分布置在形成于泵壳体中的槽道内。

40. 根据权利要求 37 所述的方法, 其中: 该方法包括迫使输液设备的一部分套入泵壳体中, 以便打开该塞子和输液设备之间的流动。

41. 根据权利要求 40 所述的方法, 其中: 该方法还包括通过关闭安装在泵壳体上的盖体而将该输液设备保持在泵壳体中。

42. 根据权利要求 40 所述的方法, 其中: 该方法还包括关闭安装在泵壳体上的盖体, 以便挤压输液设备和打开通过该输液设备的流动。

43. 根据权利要求 40 所述的方法, 其中: 该方法包括将输液设备的一部分缠绕一转子。

44. 根据权利要求 43 所述的方法, 其中: 该方法还包括将塞子和输液设备套入槽道中, 以保证输液设备和转子之间的啮合。

45. 根据权利要求 37 所述的方法, 其中: 该方法还包括通过关闭安装在泵壳体上的盖体而将该输液设备保持在泵壳体中。

46. 根据权利要求 45 所述的方法, 其中: 该方法还包括关闭所述盖体, 以便挤压输液设备和打开通过该输液设备的流动。

47. 一种用于改进泵的方法, 该泵用于其中布置有塞子的输液管中, 该方法包括:

选择泵;

将一夹子安装在该泵上, 该夹子中形成有槽道, 该槽道设置成接收输液管和塞子; 以及

使输液管滑入槽道中, 这样, 该槽道向输液管施加压力, 以便在输液管和塞子之间形成流动槽道。

48. 一种用于控制安装在输液泵中的输液设备的自由流动的方法, 该方法包括:

选择输液设备, 该输液设备有近端的管件、远端的管件以及使管件连接的连接器, 该连接器上安装有塞子; 以及

使该输液设备的管与泵的外壳啮合, 以便向靠近塞子的管的单侧施加力, 从而打开塞子周围的流动槽道。

49. 根据权利要求 48 所述的方法, 其中: 该方法还包括将输液设备布置成使塞子布置在近端的管件中。

50. 根据权利要求 48 所述的方法，其中：该方法还包括选择连接器，该连接器有近端部分，输液设备的近端管件安装在该近端部分上，并将该塞子定位在距连接器的近端部分较近的位置上。

51. 一种用于可选择地控制自由流过输液设备的方法，该方法包括：

形成输液设备，该输液设备有管和布置在该管内的阻塞机构，该阻塞机构在周围情况下阻塞流过该管的流体；以及

将该输液设备安装到其中形成有凸起的输液泵中，以便向该管的单侧施加压力，以便使流体能够流过塞子，从而使流体能够流过该管。

52. 根据权利要求 51 所述的方法，其中：该塞子通常为刚性，并有圆形横截面。

53. 根据权利要求 51 所述的方法，其中：该塞子包括球。

54. 根据权利要求 51 所述的方法，其中：该塞子为椭球形。

55. 根据权利要求 51 所述的方法，其中：该塞子形成为卵形。

56. 根据权利要求 51 所述的方法，其中：该塞子形成盘形。

57. 一种用于控制溶液流过管的方法，该方法包括：

选择柔性管；

将塞子布置在该管中；

将该管安装到具有门的输液泵中，该门设置成覆盖该管且在该门上形成凸起；

关闭该门使得该凸起在靠近塞子处抵压该管，以便打开在该塞子和该管之间的流动槽道。

58. 根据权利要求 57 所述的方法，其中：该方法还包括将多个塞子串联布置，并可选择地使溶液经过该塞子，从而形成阀。

用于防止在输液管内自由流动的装置和方法

技术领域

本发明涉及一种用于在通过输液管进行肠道内或肠胃外的溶液供给的过程中防止自由流动的装置和方法。尤其是，本发明涉及一种塞子（occluder）/阀以及用于输液设备等的方法，其中，该塞子/阀防止溶液不合适地自由流过该输液设备，而是使它可控制地流过该输液设备。

背景技术

利用输液设备向病人供给溶液药剂在医疗领域中是公知的。输液设备用于肠道内和肠道外的给药。肠道内供给泵用于在病人由于各种原因而不能正常进食时向病人提供营养和药物。向病人提供肠道外（静脉）溶液是为了保证充分的水化作用（hydration）和提供所需的营养、矿物质和药物。通常，输液设备布置成自由竖立的结构，其中，重力驱使溶液进入病人体内。溶液进入病人体内的速度通过目前可从市场上购得的各种夹子来进行粗略控制，该夹子例如辊夹（roller clamp）。

在很多用途中，需要精确控制进入病人体内的溶液的量。在这种情况下，调节装置例如肠道内供给泵沿输液设备布置成控制溶液供给病人的速度。在使用泵等装置的情况下，用于调节流动的夹子通常打开至最大程度，以防止该夹子干涉该泵的正确作用。该夹子打开，同时希望肠道内供给泵将控制流过输液设备的流体。

通常，突然情况或干扰因素将使得医务人员不能正确地将输液设备安装在肠道内供给泵中。当该输液设备没有正确安装在泵中，且夹子已经打开时，通常会发生称为自由流动的情况。重力将使得溶液在不通过泵或其它调节装置的控制的情况下自由流入病人体内。在自由流动情况下，可能在很短的时间内将多倍于合适剂量的溶液供给病人。当溶液含有很浓的药剂和/或病人的身体并不足够强壮，以至于不能适

应该大量溶液流入时，这可能非常危险。

已经尝试开发多种装置来防止自由流动情况。不过，这样的装置通常显著增加了输液设备的总成本，且某些装置只能勉强防止自由流动。

因此，需要一种装置，该装置能够防止自由流动情况，同时能够可控制地流过输液设备。还需要这样一种装置，该装置在输液设备没有正确安装在泵或其它调节装置上时能够防止自由流动。而且，还需要一种装置，该装置能防止自由流动，且该装置很便宜和易于使用。

发明内容

本发明的一个目的是提供一种用于阻塞输液设备的装置和方法，以防止偶然发生自由流动的情况。

本发明的另一目的是提供一种塞子，该塞子的制造和使用都很简单。

本发明的另一目的是提供这样一种塞子，该塞子很便宜，因此为一次性的。

本发明的还一目的是提供一种塞子，该塞子阻塞流过输液设备的流体，除非输液设备正确安装在流动控制机构例如肠道内供给泵中。

本发明的还一目的是提供这样一种塞子，该塞子能够简单地人工克服阻塞功能。

本发明的另一方面是提供一种塞子，该塞子起到阀的作用，以便有效控制流过柔性管道的流体流。本发明的上述和其它目的通过一种用于防止输液设备中产生自由流动的装置和方法来实现。根据本发明的一个方面，塞子布置在输液设备中。该塞子设置成防止在输液设备中的流体自由流过该塞子。不过，该塞子还设置成能够通过由肠道内供给泵等进行泵送而可选择地使溶液通过该塞子。

根据本发明的一个实施例，该塞子由布置在输液设备的管中的止动器形成。该止动器通过在溶液由于重力而进行流动时限制环绕和/或流过该止动器的流动，从而限制流体流过该管。不过，当更大压力施加在溶液上时，例如由泵产生的力，该溶液能够环绕和/或流过止动

器，从而将溶液传输给病人。

根据本发明的另一实施例，阻塞阀布置在输液设备中。该阀防止由于重力 而通过输液设备的自由流动，同时能够可控制地使溶液流过该输液设备。

根据本发明的另一方面，塞子设置成停止流体流动，直到输液设备正确装入控制机构例如泵中。一旦正确安装，塞子和输液设备之间的相互作用将有效打开该输液设备，以便使溶液流过。

根据本发明的还一方面，该塞子可以与输液设备形成为一体，或者可以由单独零件形成，该零件再布置到输液设备中，以便可选择地阻塞溶液的流过。

根据本发明的还一方面，塞子可以起到阀的作用，以便可选择地使流体流过。在一个实施例中，一对塞子和输液管可以与活塞或其它施力器结合使用，以便形成线性蠕动泵，该线性蠕动泵将预定量的流体传输给病人。

根据本发明的还一方面，塞子和输液设备可以形成为套入普通流体流动泵中，并通过该泵操作。

附图说明

通过下面结合附图的详细说明，能够更好地了解本发明的上述和其它目的、特征和优点，附图中：

图 1 表示了根据现有技术制成的输液设备的透视图；

图 2A 表示用于防止自由流过输液设备的装置和方法的局部侧剖图，该装置成安装在输液设备中的塞子的形式，同时该塞子和输液设备处于关闭结构；

图 2B 表示了类似于图 2A 的局部侧剖图，其中该塞子和输液设备处于打开结构；

图 2C 表示了一种根据本发明原理制成的、可选的塞子/输液设备结构的局部侧剖图；

图 3A 表示了根据本发明原理的、用于防止自由流过输液设备的一种可选装置和方法的局部侧剖图；

图 3B 表示了一个可选塞子实施例的局部侧剖图，其中该塞子和输液设备布置成处于关闭结构；

图 3C 表示图 3A 的塞子实施例的剖视图，其中该塞子和输液设备布置成处于打开结构；

图 3D 表示了根据本发明原理制成的塞子和输液设备的另一实施例的局部侧剖图；

图 3E 表示了根据本发明原理制成的塞子和输液设备的还一实施例的局部侧剖图；

图 4A 表示了塞子和输液设备的另一实施例的局部侧剖图，其中该塞子处于关闭结构；

图 4B 表示了图 4A 的实施例处于打开结构时的剖视图；

图 5A 表示了根据本发明的一个方面制成的塞子和输液设备的局部侧剖图，其中该塞子和输液设备处于关闭位置；

图 5B 是沿图 5A 中的平面 5A-5A 的剖视图；

图 5C 表示了其中布置有塞子的输液设备的局部侧剖图，其中该输液设备安装在控制机构上，以便使该输液设备和塞子处于打开结构；

图 5D 表示了沿图 5C 中的平面 5B-5B 的剖视图；

图 5E 表示了控制机构的壳体的透视图，该壳体可以用于使输液设备和塞子保持在如图 5D 中所示的打开位置；

图 6A 表示了根据本发明的一个方面，其中形成有塞子的输液设备的局部侧剖图；

图 6B 表示了类似于图 6A 的视图，其中该塞子保持在打开位置；

图 7 表示了根据本发明原理制成的塞子的另一结构；

图 8 表示了根据本发明原理制成的塞子的还一结构；

图 8A 表示了根据本发明原理制成的塞子的另一结构的剖视图；

图 8B 表示了根据本发明原理制成的塞子的还一结构的剖视图

图 9 表示了本发明的还一方面，其中塞子形成了液体控制阀的一部分；

图 10 表示了用于改进采用了本发明塞子的现有泵的夹子的透视图

图；

图 11 表示了一对塞子和输液管以及施力器的侧剖图，该对塞子和输液管形成一对阀，该施力器形成线性蠕动泵；

图 12A 表示了其中布置有本发明的塞子的、现有技术的肠道内供给泵的正视图；

图 12B 表示了塞子、输液设备以及泵的一部分的特写剖视图，以表明在该塞子周围的流体流道打开；

图 13A 表示了根据本发明原理制成的塞子的一种可选实施例的侧视图；

图 13B 表示了图 13A 的塞子实施例沿线 13A - 13A 的剖视图；

图 13C 表示了图 13A 和 13B 的塞子的端视图；以及

图 13D 表示了其中布置有输液设备的肠道内供给泵的俯视图，其中塞子布置在输液设备内，以便根据本发明防止自由流动。

具体实施方式

下面将参考附图，在附图中，本发明的各种元件以给定的参考标号表示，且本发明将在该附图中表示，以便使本发明技术人员能够制造和使用本发明。应当知道，下面的说明仅仅是为了示例说明本发明的原理，并不是对待审权利要求的限制。此外，尽管各个实施例都将实现某些上述目的，但是应当知道，某些实施例并不实现所有目的，且该目的并不能用于限制待审的权利要求。

参考图 1，图中表示了现有技术的输液设备 10 以及相关构件的透视图。在该输液设备 10 的一端 10a 处布置有包 14，以便装有利于肠道外或肠道内的溶液。通常，包 14 由支架 18 支承，该支架 18 将该包悬吊在离地板大约 6 英尺处。

输液设备 10 的相对端 10b 与病人相连（未示出）。在肠道外用途中，输液设备 10 的端头将有针，该针将安装成伸入病人的静脉系统。在肠道内用途中，端头 10b 通常将有一接头，该接头安装在气囊导管（未示出）上，而该气囊导管将安装在病人的胃的口中。该端头也可

以与鼻肠(nasoenteric)供给管相连。

溶液在重力作用下从输液设备 10 的上端 10a 流向底端 10b。作用在流体上的压力为 0.433psi 每英尺。因此, 当包 14 布置成比病人高 5 英尺时, 在输液设备 10 的底端 10b 处的压力是大约 2.165psi。从 8 英尺的极端高度到地板, 在输液设备 10 中的溶液压力可以达到大约 3.5psi。

为了控制溶液流过输液设备 10, 该输液设备 10 通常安装成通过泵 22 的流动控制部分。该泵 22 可选择地使计量数量的溶液从泵的远端(下游侧)经过。这能够以多种方式实现。例如, 很多肠道内供给泵是蠕动泵, 该蠕动泵有转子, 该转子与输液设备 10 啮合, 并有多根辊子。转子每旋转一部分, 都使得预定的剂量输向病人。通过控制转子的转速, 该泵能够提供剂量非常准确的溶液。

本领域已知的其它泵通过多个与输液设备啮合的指状物来控制溶液流过该输液设备 10。通过控制该指状物与输液设备 10 啮合的位置和频率, 能够向病人提供非常精确的剂量。

尽管当输液设备正确安装时泵 22 能够控制溶液流过输液设备 10, 但是当不能将该输液设备正确安装时, 将很快导致自由流动状态, 这时, 溶液不受控制地流过该输液设备。为了防止自由流动, 夹子 26 布置在该输液设备上。通常, 夹子 26 布置在泵 22 的上面。一种普通类型的夹子 26 是辊夹, 它能够对流过输液设备的流动的存在和流量进行一定控制。其它的夹子仅仅能够进行开/关控制。

尽管在打开夹子之前或刚刚打开夹子时就应当将输液设备 10 安装在泵 22 中, 但是并不总是这样。在医院或疗养院中的很多情况下, 护士或医务人员在正确放置输液设备 10 之前就被叫走或被其它情况干扰。当夹子已经打开时, 将导致保 14 中的溶液不受控制地流入病人体内。

在很多情况下, 溶液的自由流动并不会对病人造成真正的危险。但是在某些情况下, 自由流动将对病人造成严重伤害, 甚至导致病人死亡。例如, 当大量溶液突然流入危重病人体内时, 他或她可能会突

然中风。同样，当设计成在几个小时内进行输送的溶液在几分钟内输送时，接收加入了大量药剂的溶液的病人可能会受到严重伤害。

为了解决这些问题，捏夹可以布置在输液设备 10 上。该捏夹自动关闭输液设备，除非它正确安装在该输液设备 10 上。该捏夹的一个实例如美国专利 No. 5810323 所述。

尽管捏夹塞子在克服可能的自由流动上有显著的优点，但是它们的制造相对昂贵。尽管一个塞子可能只价值 10 至 20 分，每个输液设备采用一个新的塞子将使输液设备的成本相应地大幅度增加。因此，需要找到防止在输液设备内自由流动的装置和方法，它很可靠，且比现有技术便宜。

参考图 2A，图中表示了总体以 100 表示的输液设备的局部侧剖图，该输液设备中布置有止动器或塞子 104。该输液设备 100 由细长管 108 形成，而该细长管 108 由柔性且有弹性的材料制成，例如硅橡胶、乳胶、聚氨基甲酸乙酯、氯丁橡胶或大量相同医疗等级的材料。（根据本说明书，本领域技术人员应当知道，本发明也能够用于非医学情况。在该情况下，该管可以由非医疗等级的材料制成）。

塞子 104 的外径稍微大于形成输液设备 100 的管的内径。这使得管的部分 108a 在越过该塞子 104 时稍微拉伸。

塞子 104 防止根据重力而流过输液设备。因此，塞子 104 的尺寸取决于形成输液设备所用的材料。在本优选实施例中，输液设备 100 由硅橡胶制成的管形成。该管的壁厚为大约 0.038 英寸，且内径为大约 0.130 英寸。该塞子 104 优选是由外径为 0.141 英寸的塑料（例如丙烯酸（PMMA）、聚碳酸酯等）或不锈钢的滚珠形成。

因为塞子 104 大于输液设备 100 的内径，仅在重力作用下的溶液将堵在该塞子的后面，且不能通过。为了防止该塞子 104 逐渐向下游运动，在该输液设备 100 中可以形成有凸起 112，或者如下面所述，该塞子可以固定在连接器上或某些其它静止结构上。

因为输液设备 100 由细长的弹性管 108 形成，压力增加将使得该管的内径膨胀。当管 108 充分膨胀时，越过塞子 104 的管部分 108a

将使得溶液能够从该塞子的周围流过，并流入输液设备 100 的远端部分 100b 中，如图 2B 所示。

优选是，塞子 104 和输液设备 100 选择成这样，在越过塞子的细长管 108 部分 108a 充分膨胀成能够使在临床上足量的溶液通过时，塞子的上游，即输液设备的近端部分中压力能够保持高达 4psi。

尽管挂在包 18 中的溶液由于重力而达到 2 至 3psi，但在不施加外部力的情况下，没有足以通过的压力。相反，外部供给泵或其它类型的泵通常产生在 5 和 15psi 之间的压力。当溶液通过泵而增压到 5 至 15psi 时，该溶液处在足够的压力下，能够从该塞子 104 周围通过，以便传输给病人。换句话说，当输液设备 100 没有正确安装在泵中，从而不能该泵在输液设备的近端部分 100a 中产生更高压力时，该塞子 104 防止溶液流向病人。因此，当输液设备 100 正确安装在泵中时，将不会有自由流动，同时将溶液流供给病人。

下面参考图 2C，图中表示了总体以 130 表示的输液设备和塞子 104 的可选结构的局部侧剖图。与前述实施例相同，塞子 130 由小球形成，通常由无生物活性的塑料或不锈钢制成。输液设备 130 由第一管 134 和第二管 138 形成。第一管 134 由弹性聚合物或硅酮形成，这样，该管可以在压力下膨胀。第二管 138 通常稍微比第一管 134 小，这样，第一管的远端 134a 可以安装在第二管的近端 138a 的外部。

为了保证塞子 104 不会向远端前进到第二管 138 内，该第二管 138 优选是由半弹性或无弹性的材料形成，因此不适于该塞子 104 的前进。为了防止第二管 138 的近端与塞子 104 形成密封，优选是在该近端中形成一个或多个缺口或断面 (contour)。该缺口 142 或断面保证即使在塞子牢固压靠在第二管 138 的近端 138a 上时，液体也能从该塞子 104 的周围流过。

当低于 4psi 的压力分布于塞子 104 的近端处时，第一管 134 与塞子啮合，并防止液体向下游流动。当塞子 104 的近端侧的压力穿过大约 4psi 时，第一管 134 的远端 134a 膨胀，并允许液体以箭头 146 所示方式流动。当压力减小时，第一管 134 返回初始尺寸，液体流中止，

直到压力再次升高到高于界限值。

在使用时，输液设备 130 和塞子 104 防止自由流动，除非输液设备布置成与泵啮合，该泵能够产生足够的 psi，以迫使液体流过塞子周围。当经过该塞子 104 后，液体的压力快速降低至普通值，不会危及病人。

下面参考图 3A，图中表示了本发明压力的另一实施例的局部剖视图。输液设备 160 有近端部分 160a 和远端部分 160b。塞子或止动器 164 布置在该近端部分 160a 和远端部分 160b 之间。止动器 164 布置在输液设备 160 中，以便可选择地防止流体从近端部分 160a 流向远端部分 160b。

止动器 164 包括近端 164a 和远端 164b。槽道 170 从近端 164 处开始。如图 3A 所示，槽道有一个近端部分 170a 和与该近端部分流体连通的两个远端部分 170b。尽管近端部分 170a 布置成与近端部分 160a 的内部连续连通，但是止动器 164 的各远端通常布置成与输液设备 160 的侧壁相连。输液设备 160 的侧壁通常防止流体流出槽道 170 的远端部分 170b。

优选是，该侧壁有足够的膨胀弹性，以便能够在不使输液设备 160 扩张或膨胀的情况下将大约 4psi 压力布置在槽道 170 中。因此，当输液设备 160 的近端部分 160a 中的压力低于大约 4psi 时，液体将不能流过止动器 164。

如图 3A 所示，止动器 164 相对较长。为了使它保持就位，该止动器 164 与确定输液设备 160 的侧壁摩擦啮合。通过使止动器 164 较长，将提供有更大的、与侧壁啮合的表面面积，并防止该止动器 164 缓慢向下游运动。

再参考图 3b，图中表示了总体以 180 表示的输液设备的局部侧剖图。该输液设备 180 包括近端（上游）180a 和远端（下游）180b。该近端 180a 和远端 180b 由塞子或止动器 184 分开。该止动器 184 类似于图 3A 中所示的止动器 164，其中，它有槽道 190，该槽道 190 有一个近端部分 190a 和一对远端部分 190b。

除了依赖于细长体以及与输液设备 180 的侧壁的摩擦啮合外，止动器 184 有至少一个凸起 194，该凸起 194 从止动器向外延伸，以便与输液设备的侧壁啮合，并防止前进。优选是，该凸起 194 由环形凸起形成，或者由从止动器 184 径向向外延伸的、多个间隔开的凸起。

下面参考图 3C，图中表示了图 3B 中的输液设备 180 和止动器 184 的剖视图。当输液设备 180 的近端部分 180a 中的压力增加到大于大约 4psi 时，该输液设备将自动径向扩张。这使得在输液设备 180 近端部分 180 中获得的液体流入槽道 190 的近端部分 190a，并流出该槽道的远端 190b 和进入输液设备的远端 180b。当压力降低于 4psi 时，输液设备 100 将收缩，槽道 190 的流动将中止于输液设备的侧壁，该侧壁覆盖槽道 190 的远端部分 190b。

这样，在图 3A 至 3C 中所示的实施例通过防止液体在 4psi 压力下流动而防止自由流动。当输液设备 180 正确安装在泵内时，通过转子（或其它压力源）的旋转而产生的增加压力将克服由止动件 184 产生的流动限制。当与各种输液泵提供的控制相组合时，塞子或止动器 164 或 184 能够使预定量的液体流过输液设备 160 或 180，同时防止出现危险的自由流动情况。

图 3D 表示了总体以 200 表示的输液设备的又一实施例的侧剖图，该输液设备中布置有塞子或止动器 204。该输液设备 200 包括由第一管 208 形成的近端部分和由第二管 212 形成的远端部分。第二管 212 的近端 212a 安装在第一管 208 的远端 208a 的外部周围。

止动器 204 布置在第一管 208 的远端 208a 和第二管 212 的近端 212a 处。止动器 204 有槽道 216，该槽道 216 从止动器的近端 204 向靠近止动器的远端 204b 的径向侧部位置延伸。因此，该槽道与低于管 208 内的液体流体连通，但是通常与第二管 212 的内部隔开。

当第一管中的压力超过大约 4psi 时，第二管 212 的近端 212a 径向膨胀，从而打开槽道 216 的远端，并使液体能够流入由第二管 212 形成的输液设备的远端。

通过将止动器 204 布置在两个管段的端头处，该止动器能够粘接

安装在一个管上，以防止该止动器向远端运动。这能够在不影响该止动器的能力的情况下实现，即该止动器能够防止在低于大约 4psi 时流动，同时在压力高于大约 4psi 时使得液体能够流过输液设备。

尽管图 3A 至 3D 的实施例表示了槽道的近端与上游流体连续连通，而槽道的远端通常关闭，但是止动器 164、184 或 204 也可以旋转成使得槽道的近端或上游部分通常由输液设备 160、180 或 200 的侧壁关闭，而槽道的远端部分总是与输液设备的远端部分连通。

图 2E 表示了总体以 230 表示的输液设备和塞子 234 的又一实施例。该塞子 234 布置在输液设备 230 内，以便将该输液设备 230 分成近端的上游部分 230a 和远端的下游部分 230b。

塞子 234 有槽道 238，该槽道从塞子的近端 234a 伸向远端 238b，从而形成输液液体可以流过的通道，该输液液体例如肠道内供给溶液。壁 242 沿槽道 238 布置，以便可选择地防止流体流过该槽道。根据本发明的原理，该壁 242 可枢轴转动地安装在塞子 234 上，这样，该壁不会运动以使液体流过该槽道，直到近端的上游压力超过 4psi。（尽管所述为需要上游的界限值压力，但是根据本说明书，本领域技术人员应当知道，该壁将根据输液设备的近端部分和远端部分之间的压力差而运动。因此，通过在塞子 234 的下游产生真空，也能产生相同的效果）。本领域技术人员应当知道，上述实施例也可以设计成其它的界限值。

当达到合适的压力界限值时，壁 242 将枢轴转动，并打开槽道 238，以便能流动。当压力降低时，根据一种使用方法，壁 242 将枢轴转动并关闭。不过，根据另一种使用方法，该壁 242 中可以形成有刻痕 246。壁 242 设计成使塞子保持在输液设备 230 中，直到超过压力界限值。当异常偏离时，即使压力降低，该壁也可能不会返回其初始位置。因为使壁 242 运动所需的压力增加由泵（未示出）产生，输液设备 230 必须正确装在该泵内，以便使壁打开。当输液设备 230 正确安装在泵中时，该泵将防止自由流动。因此，当输液设备 230 正确安装在泵中时，将不再需要塞子来继续防止自由流动。

下面参考图 4A 和 4B, 图中表示了本发明的还一实施例的局部侧剖图。总体以 250 表示的输液设备中形成有鸭嘴形阀形状的塞子 254, 以便将该输液设备 250 分成近端的上游部分 250a 和远端的下游部分 250b。该塞子 254 由两个叶片 258a 和 258b 形成, 这两个叶片 258a 和 258b 偏压成彼此啮合。

当输液设备 250 的近端部分 250a 中的压力低于大约 4psi 时, 叶片 258a 和 258b 的偏压使得它们相互接触, 如图 4A 所示。当近端部分 250a 中的压力超过大约 4psi 时, 该压力迫使阀 258a 和 258b 彼此分开, 从而使输液液体能够流过该塞子 254, 并流入输液设备 250 的远端部分 250b 中, 如图 4B 所示。为了使该塞子 254 能够这样工作, 优选是叶片 258a 和 258b 在相互啮合时向远端延伸。不过, 塞子 254 也可以制成为使叶片向近端延伸, 并当超过界限值压力时扣紧。

所示塞子 254 与输液设备 250 形成为一体。该结构不需要考虑该塞子 254 在使用过程中是否移动。不过, 还可以使塞子 254 形成为单独的单元, 然后将它安装在输液设备 250 中。该塞子 254 可以通过粘接剂或仅通过摩擦配合而保持就位。

再参考图 5A, 图中表示了总体以 300 表示的输液设备的局部侧剖图, 该输液设备中布置有塞子 304。与图 2A 所示实施例类似, 该输液设备 300 由普通硅酮管或其它弹性或半弹性材料制成, 例如乳胶、聚氨基甲酸乙酯等。

图 5B 表示了输液设备 300 和塞子 304 沿图 5A 中的平面 A-A 的剖视图。如图所示, 确定了输液设备 300 的管形成环绕塞子 304 的密封件, 并防止液体在塞子和形成输液设备的管之间流过。

参考图 5C, 图中表示了输液设备 300 和塞子 304 的侧剖图。壁 308 布置在输液设备 300 后面并在塞子 304 的位置处。如下面所述, 壁 308、塞子 304 和输液设备 300 形成压力阀, 用于可选择地使液体流过输液设备。

图 5D 表示了输液设备 300 和塞子 304 沿图 5C 中的平面 B-B 的剖视图。该输液设备 300 和塞子 304 已经安装在相对壁 308 之间, 该相

对壁 308 彼此间隔的距离稍微小于输液设备的外径。当输液设备 300 布置在相对壁 308 之间时, 形成输液设备的管的侧部受压, 并保持压靠塞子 304。该挤压也使得管的顶部 300a 和底部 300b 从塞子 304 径向向外延伸, 从而打开该塞子上面和下面的流道 312。该流道 312 使输液设备 300 中的液体能够从塞子 304 周围流过, 并流向病人。

当输液设备 300 和塞子 304 从相对壁 308 之间拉出时, 形成输液设备 300 的管返回如图 5A 和 5B 中所示的位置, 从而中断通过输液设备的流动。因此, 图 5A 至 5D 中所示的结构防止输液液体通过输液设备 300 自由流动, 只要输液设备和塞子 304 正确安装在壁 308 之间(或某些类似的啮合表面)。当输液设备装于泵(未示出)内时, 该输液设备 300 和塞子 304 通常布置在壁 308 之间。当正确安装时, 泵控制通过该输液设备 300 的流动, 并防止自由流动。

下面参考图 5E, 图中表示了肠道内供给泵的壳体的透视图, 该壳体总体以 330 表示, 根据本发明的一个方面制成。该壳体 330 包括一对槽道 340 和 344, 用于装输液设备管的一部分, 例如如图 3A 至 5D 中所示的管。在使用时, 该管布置在一个槽道 340 中, 再缠绕在布置于开口 350 中的马达单元(未示出)周围, 然后布置在第二槽道 344 中。当普通输液设备并没有正确缠绕在泵单元周围(或合适安装在其它类型的泵中)和布置在槽道 340 和 344 中时, 可能发生自由流动情况。不过, 本发明防止发生该情况。

如图 5E 中虚线所示, 输液设备 354 安装在低于和第二槽道 340 和 344 中。该槽道 340 的至少一部分 340a 足够狭窄, 以便形成与图 5A 至 5D 中的壁 308 类似的壁, 该壁挤压形成输液设备 354 的管的侧部, 从而在输液设备中产生在塞子(未示出)周围的流道。如果需要, 形成槽道 340 的壁 360 在整个长度上都充分靠近起来, 以便压缩输液设备 354, 从而放开流体。

图 5E 还表示了与壳体 330 相连的盖体 370。该盖体 370 可相对于壳体 330 枢轴转动, 并包括卡扣 374, 该卡扣 374 与壳体上的槽 380 啮合。当盖体 370 关闭且该卡扣 374 插入槽 380 中时, 该输液设备 354

牢固保持在壳体 330 上,从而使输液设备不可能从该泵上拉开。

除了槽道 344 的壁 360 挤压输液设备 354 的侧部以便与输液设备的侧部一起形成挤压阀外,在盖体 370 上可以装有凸起 384,且使该凸起 384 与输液设备对齐。当盖体关闭时,该凸起 384 在输液设备 354 上施加向下的力,从而与水平布置的流动槽道一起形成打开的挤压阀,而不是如图 5D 中所示的垂直布置。因此,牢固输液设备 354 的液体能够从塞子侧部的周围流过,而不是在该塞子的上面和下面。

根据本说明书可知,当凸起用于与塞子啮合时,该塞子并不需要保持在槽道内,而是该输液设备只需要在通常相对侧啮合,以便打开塞子周围的至少一个流道,或者必须能施加足够的压力,以便使该输液设备膨胀和打开流道。

只要盖体 370 上的卡扣 374 与壳体 330 上的槽 380 啮合,或者凸起 384 保持与输液设备 354 在塞子的位置处啮合,该挤压阀将保持打开。当盖体 370 打开时,保持挤压阀打开的力将取消,输液设备将返回关闭位置,如图 5A 和 5B 所示,从而防止通过该输液设备 354 的自由流动。

下面参考图 6A 和 6B,图中表示了本发明的另一实施例。总体以 400 表示的输液设备中布置有塞子 404。该塞子可以模制在输液设备 400 内,或者可以单独形成并插入。

塞子 404 由第一叶片 408a 和第二叶片 408b 形成,该第一叶片 408a 和第二叶片 408b 形成鸭嘴形阀。该叶片 408a 和 408b 布置成向近端(即上游)延伸。如图 6A 所示,叶片 408a 和 408b 通常彼此啮合,以便阻塞从输液设备 400 的近端部分 400a 向输液设备的远端部分 400b 之间的流动。

当压力施加在形成输液设备 400 的管上时,叶片 408a 和 408b 彼此充分离开,以便使流体流过该输液设备。因此,在图 6 中,挤压阀通过输液设备 400 在两壁的啮合表面之间滑动而形成以便叶片 408a 和 408b 保持分离,或者通过使输液设备与凸起或者与门相连的其它构件啮合而形成。只要该输液设备 400 保持在壁 412、凸起等之间,就

能够使流体流动。当输液设备 400 的、装有塞子 404 的部分从壁 412 或凸起中拉出时，该塞子返回闭合位置，从而防止自由流动。

优选是，输液设备 400 和塞子 404 将用于壳体中，例如图 5E 中所示的壳体。当输液设备 400 安装在由限制侧壁确定的槽道中或当具有对齐凸起的盖体关闭时，流体能够流过该输液设备。当输液设备 400 从壳体中拉出时，该塞子 404 将自动关闭，从而防止自由流过输液设备。

根据本发明介绍的不同实施例明显改进了通常用于控制流体流动的夹子和其它类型的阻塞器。这些实施例保证防止自由流动，并通常易于使用，且成本效益比现有技术的外部阻塞器更优。

除了可以与壳体和其它使阀打开的固定构件一起使用，上述大部分构件也可以通过在塞子附近简单挤压输液设备而人工打开该塞子周围的通道。合适的是能够人工打开该塞子/输液设备，因为它便于将输入的液体充装入该输液设备。不过，与现有技术的很多塞子不同，中断流动所需要的只是简单地在该塞子处释放输液设备。

参考图 7，图中表示了总体以 400 表示的输液设备和根据本发明原理制成的、以 404 表示的塞子。该输液设备 400 由细长管 108 制成，该细长管 108 由柔性的弹性材料例如硅酮橡胶、乳胶、聚氨基甲酸乙酯、氯丁橡胶或各种类似材料。通常，该细长管的内径为大约 0.130 英寸。

塞子 404 的外径稍微大于形成输液设备 400 的管的内径，通常为大约 0.141 英寸。这使得管的部分 408a 在越过该塞子 404 时稍微伸长。

塞子 404 防止由于重力而流过输液设备 400。因此，塞子 404 的确切尺寸将取决于形成输液设备 400 所用的材料。在本优选实施例中，该输液设备 400 由硅酮橡胶制成的管形成，而塞子 404 由塑料（例如丙烯腈-丁二烯-苯乙烯（ABS）、丙烯酸（PMMA）、聚碳酸酯等）柱体，它的外径为 0.141 英寸，长度为大约 0.282 英寸。

因为塞子 404 大于输液设备 400 的内径，仅在重力作用下的溶液将被挡在该塞子的后面而不会通过。当有足够压力时，例如由泵产生

的压力，输液设备的壁将膨胀，以便使流体流过塞子 400，如参考图 2A 等所述。

尽管图 2A 中所示实施例为球形，而图 7 中所示实施例为柱形，但是本领域技术人员应当知道，也可以采用各种其它实施例。例如，虚线 412 表示了一种子弹形的塞子。塞子也可以为卵形，或者能够使流体流动停止，直到达到预定压力界限值的任意其它形状。还应当知道，塞子 404 并不需要有一致的直径。通过使该塞子 404 的一部分径向延伸比其它部分更大的距离，该塞子的一部分将总是与输液设备 400 的壁啮合，从而减小该塞子在输液设备内移动的能力。

下面参考图 8，图中表示了根据本发明原理制成的输液设备 420 和塞子 424 的又一结构。输液设备 420 由细长管 428 形成，该细长管 428 有通过连接器 440 而彼此相连的第一部分 432 和第二部分 436。塞子 424 通过系绳 442 安装在连接器 440 上，以防止该塞子沿细长管 428 的第二部分 436 前进。

当在细长管 428 的近端上游部分 428a 中有足够压力时，第二管 432 将充分膨胀，以便使流体流过该塞子 424 和流入该输液设备 420 的远端下游部分 428b 中。采用连接器的一个优点是细长管 428 的第一部分 428a 并不需要由弹性材料形成，或者可以采用膨胀或收缩并不一致的材料。换句话说，在不干涉输液设备和塞子 424 之间的相互作用的情况下，可以在输液设备 420 的大部分中采用便宜的管材料。

尽管在图 8 中为大致球形，但是应当知道，根据本发明，塞子 424 可以为各种形状。此外，可以采用单根系绳 442 或多根系绳来将塞子 424 保持在连接器 440 上。

图 8A 表示了输液设备 420 和塞子 444 的另一结构的剖视图。与图 8 的球形塞子 424 不同，图 8A 的塞子 444 为盘形。为了防止该塞子 444 由于流体压力而旋转以及意外打开流体流道，采用了多个系绳 442 来将该盘固定在连接器 440 上。

当输液设备 420 中的压力足够时，管 428 将膨胀，并使流体能够流过塞子 44。当压力降至低于预定界限值时，管 428 将再次与该塞子

444 啮合，并中断流动。

图 8B 表示了根据本发明原理制成的塞子 446 的又一结构。输液设备 420 和相关部分与图 8 和 8A 中的相同，因此以相同标号表示。

连接器 440 通过一个或多个系绳 442 而系在塞子 446 上，以防止该塞子向下游移动。系绳 442 也可以用于将该塞子 446 保持在合适方位。当有足够压力时，管 436 将膨胀成使流体流过该塞子 446。

图 9 表示了本发明的还一方面，其中，输液设备 450 和塞子 454 形成总体以 460 表示的液体控制阀的一部分。根据上述实施例，尤其是根据参考图 5A 至 5E 所述，塞子 454 通常防止流体流过输液设备。不过，在输液设备侧壁 450a 的相对侧上挤压该输液设备将使得该侧壁的其它部分从塞子 454 上伸开，如图 5C 和 5D 中所示。

一对啮合件 464 布置在输液设备 450 和塞子 454 附近，该对啮合件 464 与促动器 468 例如马达连接。该连接可以是电子、机械或气动连接，只要该促动器 468 能够控制一个或多个啮合件 464 的运动。

当啮合件被驱动时，它们在塞子 454 的位置处向输液设备 450 施加向内的力，以便打开该塞子周围的通道，从而使液体能够流过输液设备。当啮合件 464 调节成不再向输液设备 450 施加足够力时，该输液设备再次环绕塞子 454，并防止流体流动。

通过选择驱动啮合件 464、输液设备 450 和塞子 454，形成用于控制流体流动的阀。通过压力传感器或其它类型的传感器，阀能够用于调节流动，且能够决定通过该阀的流动。

下面参考图 10，图中表示了总体以 480 表示的夹子，用于打开塞子和输液设备之间的流动。本领域技术人员应当知道，市场上有大量肠道内和肠道外泵，这些泵采用各种塞子，这些塞子将遇到与背景技术部分中所述相同的问题。为了消除这些问题，夹子 480 设计成用于改进已有泵，以便用于根据本发明原理制成的塞子/输液设备。（当然，对于某些已有泵，该塞子和输液设备可以设计成套入该泵内，这样将不需要改进。）

夹子 480 包括基座 484，该基座 484 用于安装在普通流体泵的壳体

上。通常，该基座 484 上布置有粘接剂。需要时，该粘接剂可以从可除去粘接剂中选择，该可除去粘接剂是本领域技术人员已知的，这样，当装有塞子（例如由虚线 498 所示）的输液设备并不用于泵时，夹子 480 可以从该泵上取下。

接头 490 从基座 484 延伸，该接头 490 中形成有槽道 492。该槽道 492 优选是形成有开口端，并伸入夹子 480。当以虚线 488 表示的输液设备插入该槽道 492 中时，确定槽道的壁 494 将挤压靠在塞子 634（图中以虚线 498 表示）上的输液设备 488，以便在塞子和输液设备之间打开一对流动槽道，如图 5A 至 5D 所示。

只要输液设备 488 和塞子 498 保持牢固支承在确定槽道 492 的壁 494 之间，流体就能够在该塞子和输液设备之间流动。当输液设备 488 从该槽道 492 中拉出或没有正确布置在该槽道中时，将防止流体流过输液设备。因此，明显减小在系统内发生自由流动的危险。当然，通过将夹子 480 布置在泵上能够实际上消除自由流动的危险，这样，输液设备 488 必须正确安装在泵中，以便装入槽道 492 中。

图 11 表示了本发明还一实施例的侧剖图，该实施例形成有对齐的泵，总体以 500 表示。如图 11 所示，一对塞子 504 和 508 布置在输液管 512 内。各塞子 504 和 506 分别布置成靠近促动器 514 和 518。该促动器 514 和 518 设置成可选择地向输液管 512 施加压力，以便可选择地打开在输液管和分别与该输液管连接的塞子 504 或 508 之间的流动槽道。

在使用时，在输液管 512 中的液体将装在第一塞子 504 上游的近端部分 512a 中。该第一塞子 504 防止液体向下游流动，直到驱动机构 522 使第一促动器 514 向靠近第一塞子的输液管 512 施加力。向输液管 512 施力使得第一塞子 504 和输液管之间的槽道打开，从而使流体流入输液管的中间部分 512b。

当输液管 512 的中间部分 512b 有足够时间以充满液体时，促动器 514 调节成不再向输液管施加足够压力，从而能使流体从塞子 504 周围流过。这时，在输液管 512 的中间部分 512b 中的液体与在近端部分

512a 中的液体隔开。

在输液管 512 的中间部分 512b 中的液体通过确定该中间部分的远端的第二塞子 508 而防止向远端或下游流动。不过，当驱动机构 522 促使促动器 518 运动至与靠近塞子 508 的输液管 512 压迫接触时，在塞子和输液管之间形成一个或多个槽道。通过促动器 518 挤压输液管 512 而打开的槽道形成使装于中间部分 512b 中的液体能够流入远端的下游部分 512c 中的流道。因为通常在第二塞子 508 的远端侧通常不再有塞子或其它止动器，因此流入远端部分 512c 中的液体将供给病人。

通过选择控制由第一促动器 514 施加在输液管 512 和第一塞子 504 上的力以及由第二促动器施加在输液管和第二塞子 508 上的力，从而形成总体以 526 表示的阀，该阀的每次顺序驱动都使预定量的流体流过。

在更优选的实施例中，该阀还包括施力器 530，例如柱塞、棍子或类似装置，该施力器 530 布置成与输液管 512 的中间部分 512b 连接。该施力器 530 向输液管 512 的中间部分 512b 施加压力，以迫使装于中间部分中的液体流入输液管 512 的远端部分 512c 并流向病人。施力器 530 保证当第二促动器 518 使第二塞子 508 和输液管 512 之间形成流道时液体不会保留在中间部分 512b 中。

向输液管 512 的中间部分 512b 施加压力将有助于迫使该中间部分中的液体向下游流动，同时它还起到帮助流体流入中间部分的作用。当压力不再施加在该中间部分 512b 上时，形成输液管的弹性材料将试图返回其初始管形形状。通过在释放施力器 530 之前关闭第二塞子 508 和输液管 512 之间的流道，在该中间部分 512b 中形成真空。当促动器 514 打开第一塞子 504 和输液管 512 之间的流道时，在输液管返回其初始形状时，在中间部分 512b 中的真空将液体吸入该中间部分 512b。

在阀 526 的各个循环中，第一促动器 514 将打开第一塞子 504 和输液管 512 之间的流道，以便使液体充满中间部分 512b。第一促动器 514 再使流动槽道关闭。然后，第二促动器 518 再打开在第二塞子 508 和输液管 512 之间的流动槽道，且施力器 530 将向形成中间部分 512b

的输液管施压，这样，在中间部分中的液体将流入远端部分 512c 中，并流向病人。第二促动器 518 再使得第二塞子 508 和输液管 512 之间的流动槽道关闭。然后重复该过程。

通过控制输液管 512 的内径、第一塞子 504 和第二塞子 508 之间的距离以及施力器 530 的运动/尺寸，人们可以通过阀 526 的每次循环而获得预定量的液体。通过控制在预定时间内的循环次数，操作人员可以使溶液以非常准确的流速通过该阀 526。而且，因为转子不需要控制流速，该阀 526 可以用于制造直线蠕动泵，该蠕动泵比普通蠕动泵明显更细，同时能够同样精确。

尽管图 11 表示了两个促动器，但是本领域技术人员根据本发明应当知道，塞子应当设置成在正确防止回流的同时使流体响应力而流动。这例如可以通过控制塞子的尺寸而实现。

下面参考图 12A，图中表示了总体以 600 表示的泵的透视图，该泵设计成控制流体流过总体以 604 表示的输液设备，并输入病人体内。该泵 600 包括控制面板 608，该控制面板 608 有多个按钮 610 或其它装置，用于控制该泵的驱动。该泵 600 用于通过转子 612 的旋转而将预定剂量的肠道内供给溶液输送给病人。

输液设备 604 安装在泵上，这样，输液设备的弹性部分 604a 将缠绕在转子 612 上。转子 612 的每转动一圈或转动一圈的一部分都将使预定剂量的肠道内供给溶液通过输液设备 604 并输送给病人。

为了保证转子 604 提供正确量的肠道内供给溶液，在输液设备中形成有滴注室 620。光学传感器 624 布置在肠道内供给泵 600 中，并监测在滴注室 624 中的溶液滴注速度。溶液的滴注速度用于计算溶液的设计输送速度。

对于现有技术，布置在转子 612 的远端处的输液设备的一部分 604b 套入泵室 600 中的槽道 630 中。供给本发明，该部分 604b 中布置有塞子 634。尽管现有技术仅仅利用槽道 630 来保持输液设备 604 与转子接触，但是包括塞子 634 将提供改进的安全措施。

在现有技术中，当输液设备 604 部分 604b 没有正确布置在槽道 630

中时，将可能发生自由流动情况，这时，流体将在不受转子抑制的情况下流过输液设备。在本发明中，将不允许流过该输液设备 604，直到有塞子 634 的部分 604b 套入槽道 630 中。当输液设备 604 部分 604b 没有正确布置在槽道 630 中或从该槽道中拉出时，塞子 630 将防止自由流过该输液设备。

图 12B 表示了其中形成有槽道 630 的泵 600 沿线 A-A 的特写剖视图。该槽道 630 接收输液设备 604，这样，它挤压靠在塞子 634 上的管 642。这使得管 642 的其它部分伸展离开该塞子 634，从而打开在管的内壁和塞子之间的流体流动。

如图 5D 所示，挤压输液设备的相对侧能够打开在塞子上面和下面的流体流动槽道。在图 12B 中，输液设备 604 的管 642 被压靠在塞子 634 的一半上，从而在相对侧形成一个流体流动槽道。当装有塞子 634 的输液设备 604 部分 604b 从槽道 630 中拉出时，输液设备将与塞子啮合，并防止流体流过。

下面参考图 13A，图中表示了有本发明另一实施例的连接器。连接器 700 由接头本体 708 形成，该接头本体 708 用于与管件连接在一起。更通常是，该接头本体 708 用于与和泵转子啮合的硅酮管段连接，从而与输液设备（未示出）的其余管部分连接。该连接器 700 用于当前使用的多种输液设备。

接头本体 708 由近端部分 712、远端部分 716 和环形凸缘 718 形成，该环形凸缘 718 限制了管在接头本体的近端部分和/或远端部分上的前进。近端部分 712 通常与硅酮管啮合，而远端部分 716 与输液设备的其余管部分啮合。

形成有系绳/间开器的臂 720 从近端部分 712 向近端处延伸，并使塞子 724 保持离接头 708 的其余部分一定距离。与前面所述实施例不同，当接头 708 直立时，该塞子 724 通常为液滴形。如图 13a 所示，塞子 724 的远端 724a 可以形成方形。不过，它也可以为圆形或其它形状。根据上述实施例，本领域技术人员应当知道，可以可以采用球形、菱形或其它形状的塞子。

与前述实施例的系绳结构不同，臂 720 通常刚性保持塞子 724，并使该塞子 724 接近接头。当臂 720 由于安装了接头本体 708 的输液设备的不正确弯曲而折断时，该塞子 724 将不能在输液设备中向下游运动。相反，接头本体 708 将防止向远端运动，且臂的位置和塞子 724 的形状都将防止该塞子阻塞流过该管的流动，只要用特定压力使管合适膨胀。

下面参考图 13B，图中表示了在图 13A 中表示的连接器 700。该图表示了两个流动槽道 730，这两个流动槽道 730 形成于臂 720 的两侧。这两个流动槽道 730 设置成使已经流过塞子 724 的流体进入接头本体 708 的空心槽道 734 中，并从该塞子向下游流动。图 13C 表示了连接器 700 的端视图。

近端部分 712 的近端中的开口优选是直径为大约 0.098 英寸，并由大约 0.03 英寸厚的臂 720 平分。优选是，塞子 724 距离近端部分 712 大约 0.085 英寸，并在前端有 0.025 英寸的曲率半径。远端的倒圆部分通常为大约 0.03 英寸长。

当压力高于 5psi 时，塞子 724 离近端部分 712 的距离以及流动槽道 730 的尺寸足以使流体很容易地流过连接器 700。当压力低于 5psi 时，塞子 724 将防止流体流过连接器 700。

当塞子 724 形成为连接器 700 的一部分时有几个明显的优点。首先，可以通过简单改变已有模具就可以添加该塞子 724。因此，与完全新的设计产品不同，输液设备制造商能够很容易地改变它们的已有模具来添加塞子 724。改变模具的成本几乎可以忽略。此外，用于形成塞子的附加塑料的量使得连接器 700 的制造成本升高不到一分钱。这与价值十至二十分，且构成输液设备成本超过百分之十的已有捏夹和夹子不同。因此，几乎不需要成本，该输液设备就可以提供有非常可靠的防自由流动装置。

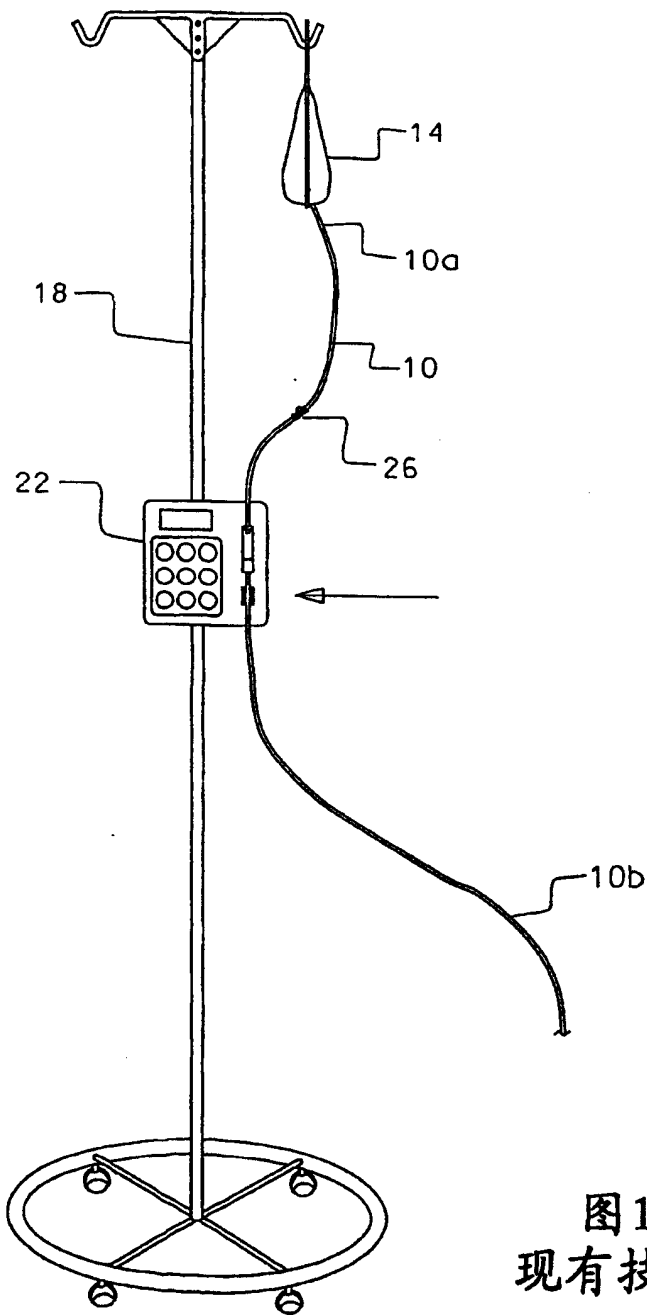
图 13D 和 13 分别表示了图 5E 和 12A 中介绍的泵。为了避免过多重复，与这些图中相同的泵部分以相同标号表示。

如图 13D 和 13E 所示，连接器 700 优选是安装在输液泵的泵转子

750 (图 13D) 和 760 (图 13E) 的下游。当泵转子 750/760 旋转时, 将产生足够的压力, 以使流体从塞子 724 周围泵送通过, 并进入连接器 700 的槽道 734 (图 13B) 中。然后该流体自由地向下游流动。

连接器 700 非常有利, 因为它可已有大部分输液泵, 而不需要对输液设备进行改进或其它改变。它不需要使塞子凹入, 如图 12A 中所示的泵中的参考标号 630/634, 且不需要改变凸起 384 或槽道 340/340a, 如参考图 5A 所述。当安装在输液设备中时, 该连接器 700 的外观基本与普通连接器相同, 病人甚至不知道它的使用, 除非告诉病人。不过, 它可以在没有缺陷的情况下获得普通捏夹阻塞器等的优点。

因此, 本发明介绍了用于防止输液管内自由流动的一种改进装置和方法。该装置和方法能够用于输液控制泵, 例如肠道内供给泵或 IV 泵, 或者作为该泵的代表物。尽管本说明书介绍了优选实施例, 但是本领域技术人员应当知道, 在不脱离本发明的范围和精神的情况下, 可以进行多种变化。例如, 输液设备和塞子的相对尺寸可以通过提供在足够压力下收缩以产生流体流动通道的塞子而进行改变。附加的权利要求将覆盖这些变化。



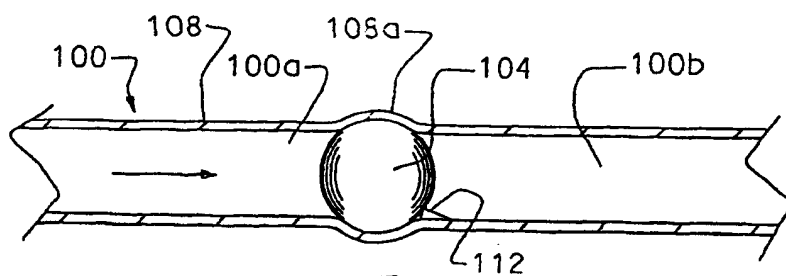


图 2A

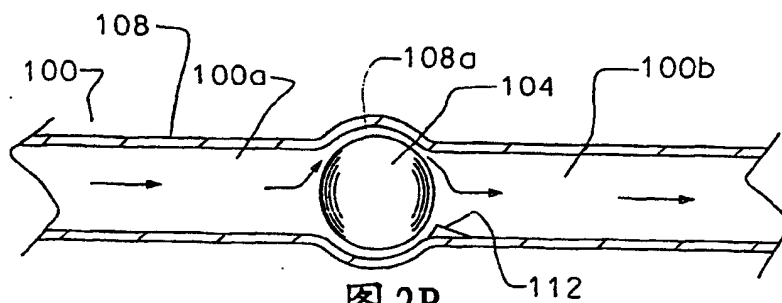


图 2B

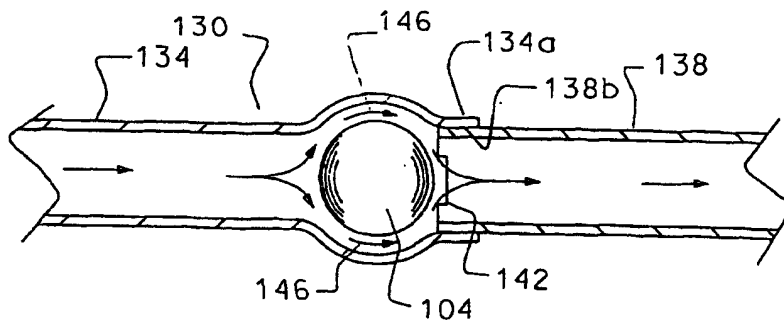


图 2C

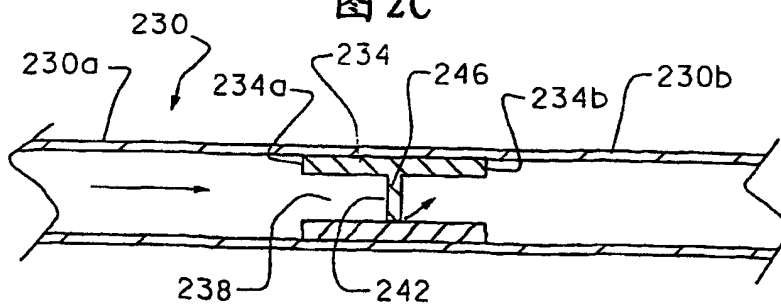


图 2E

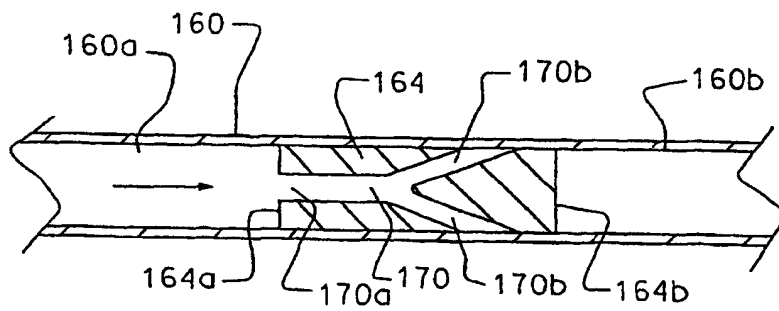


图 3A

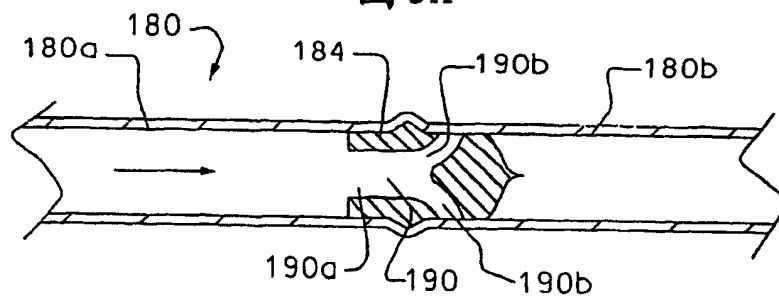


图 3B

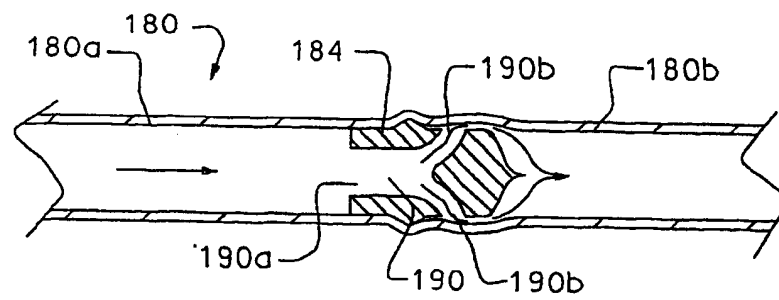


图 3C

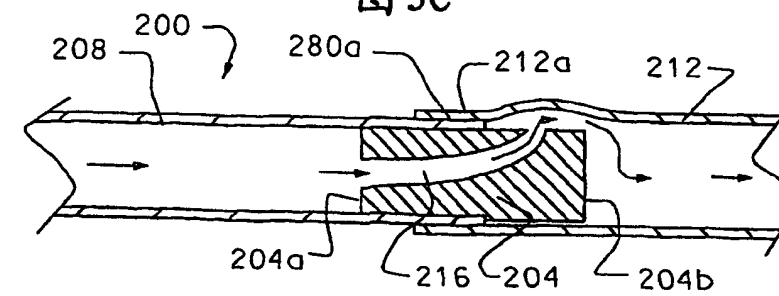
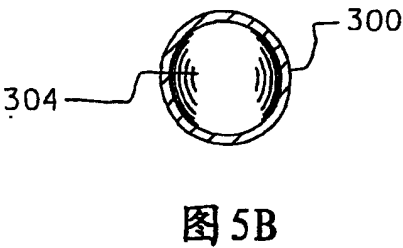
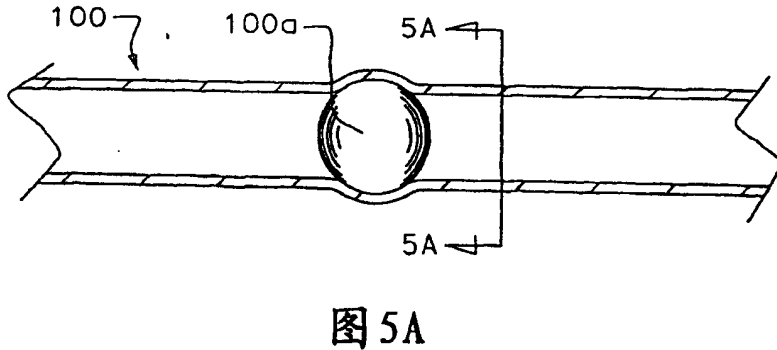
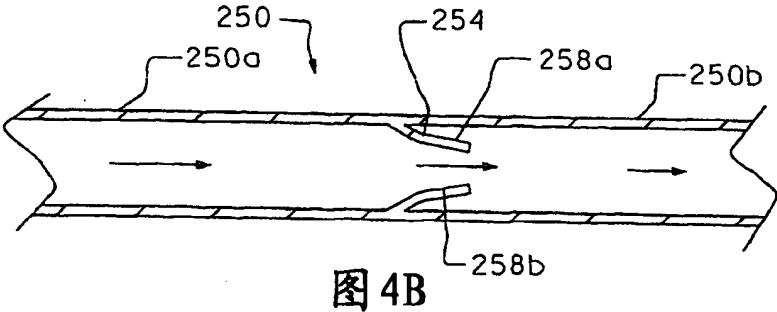
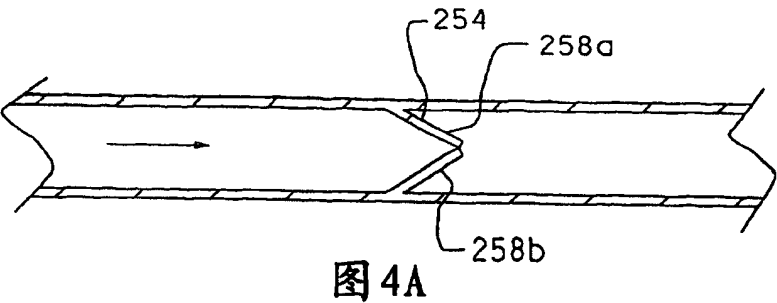


图 3D



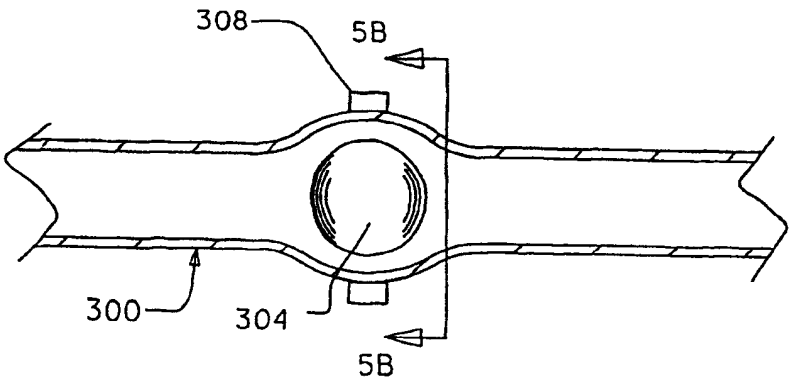


图 5C

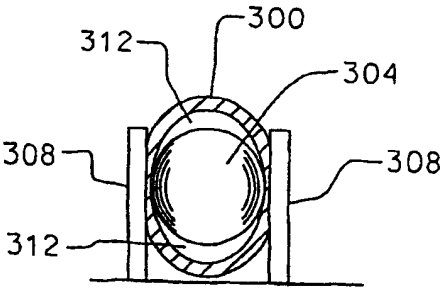


图 5D

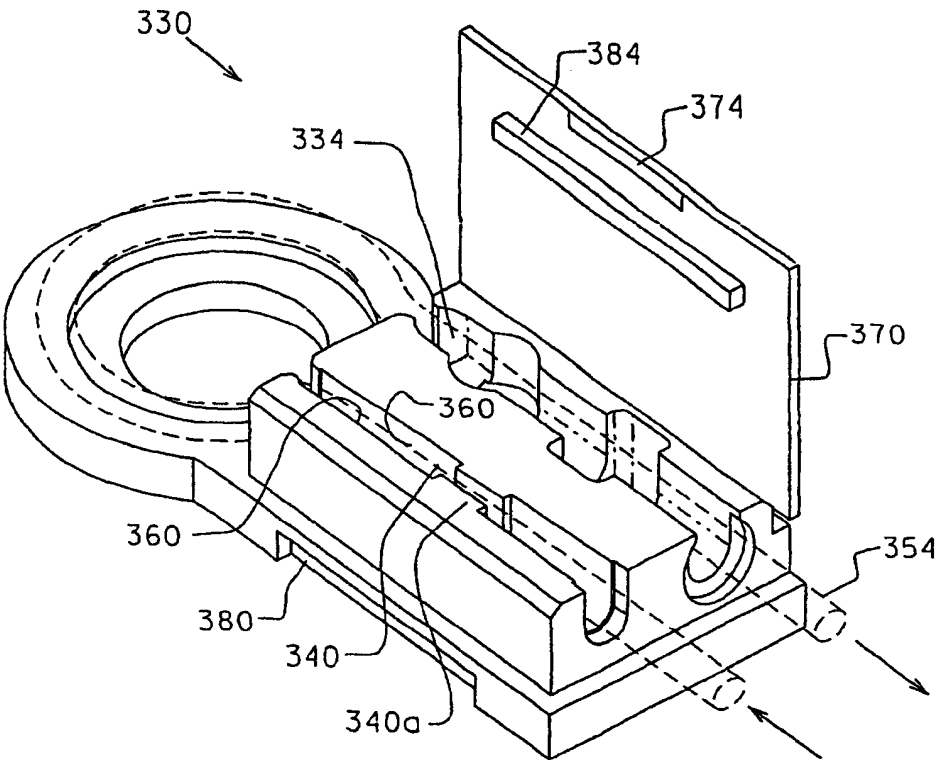


图 5E

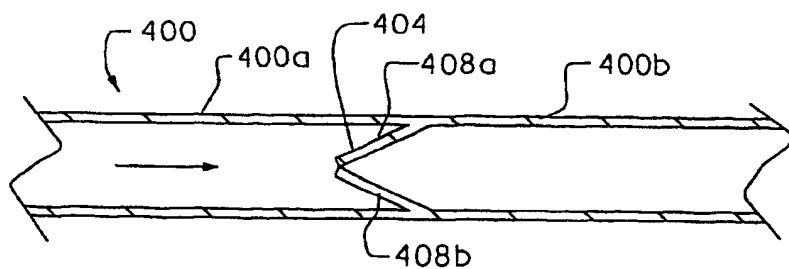


图 6A

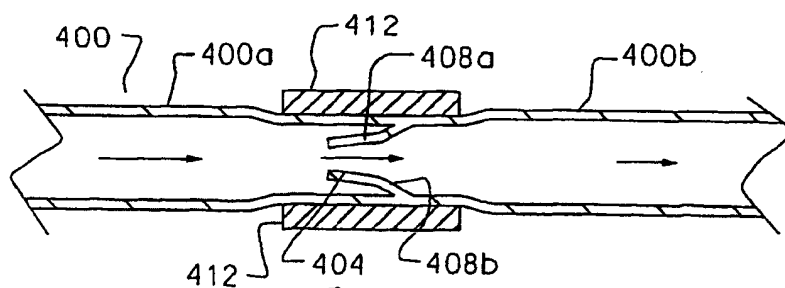


图 6B

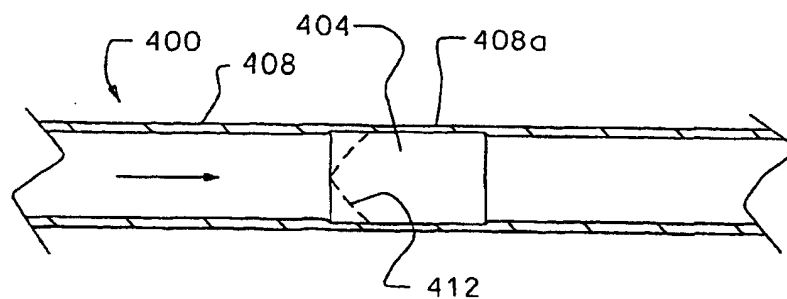


图 7

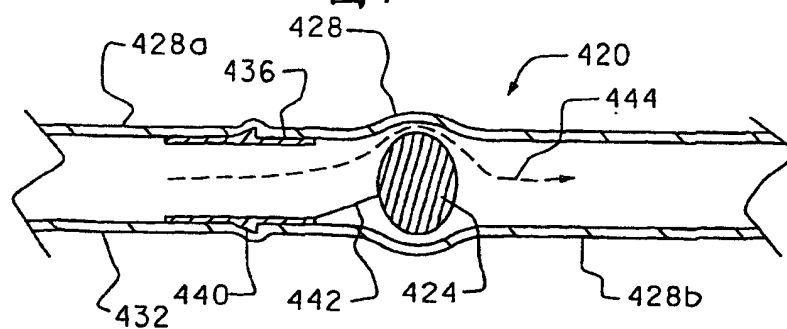


图 8

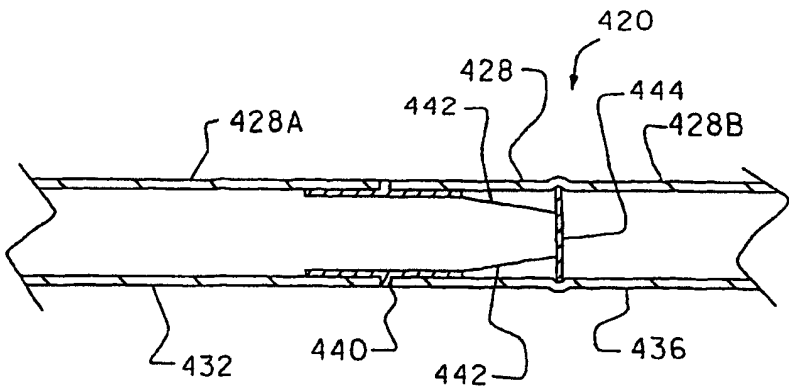


图 8A

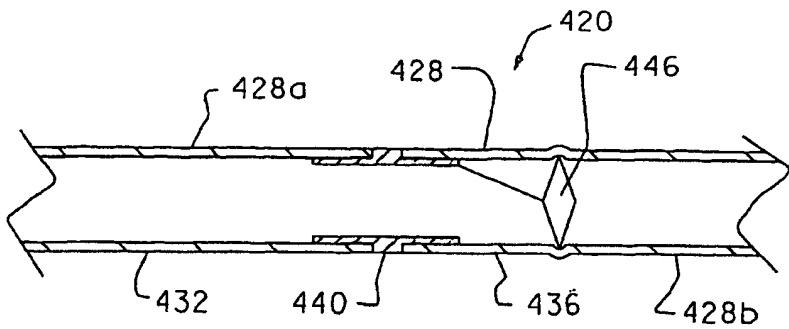


图 8B

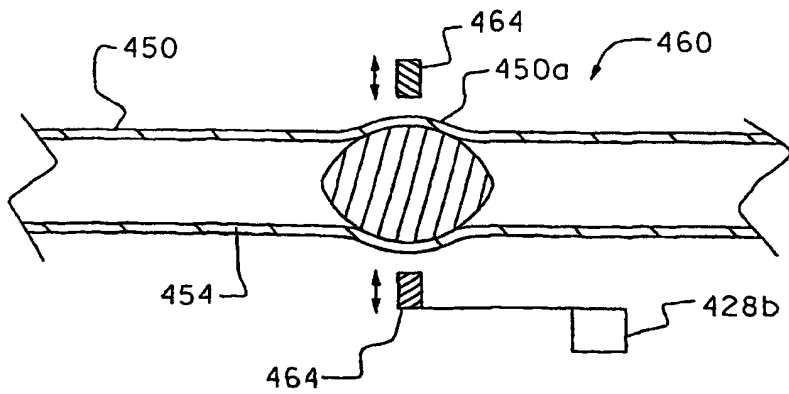


图 9

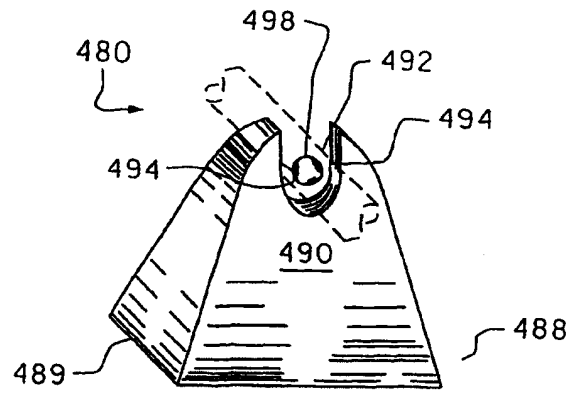


图10

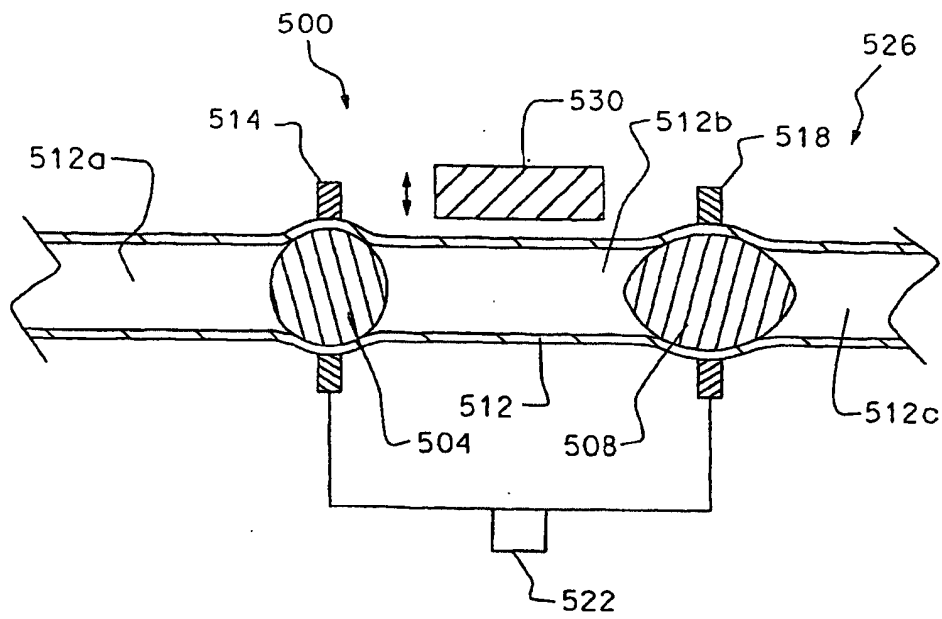


图11

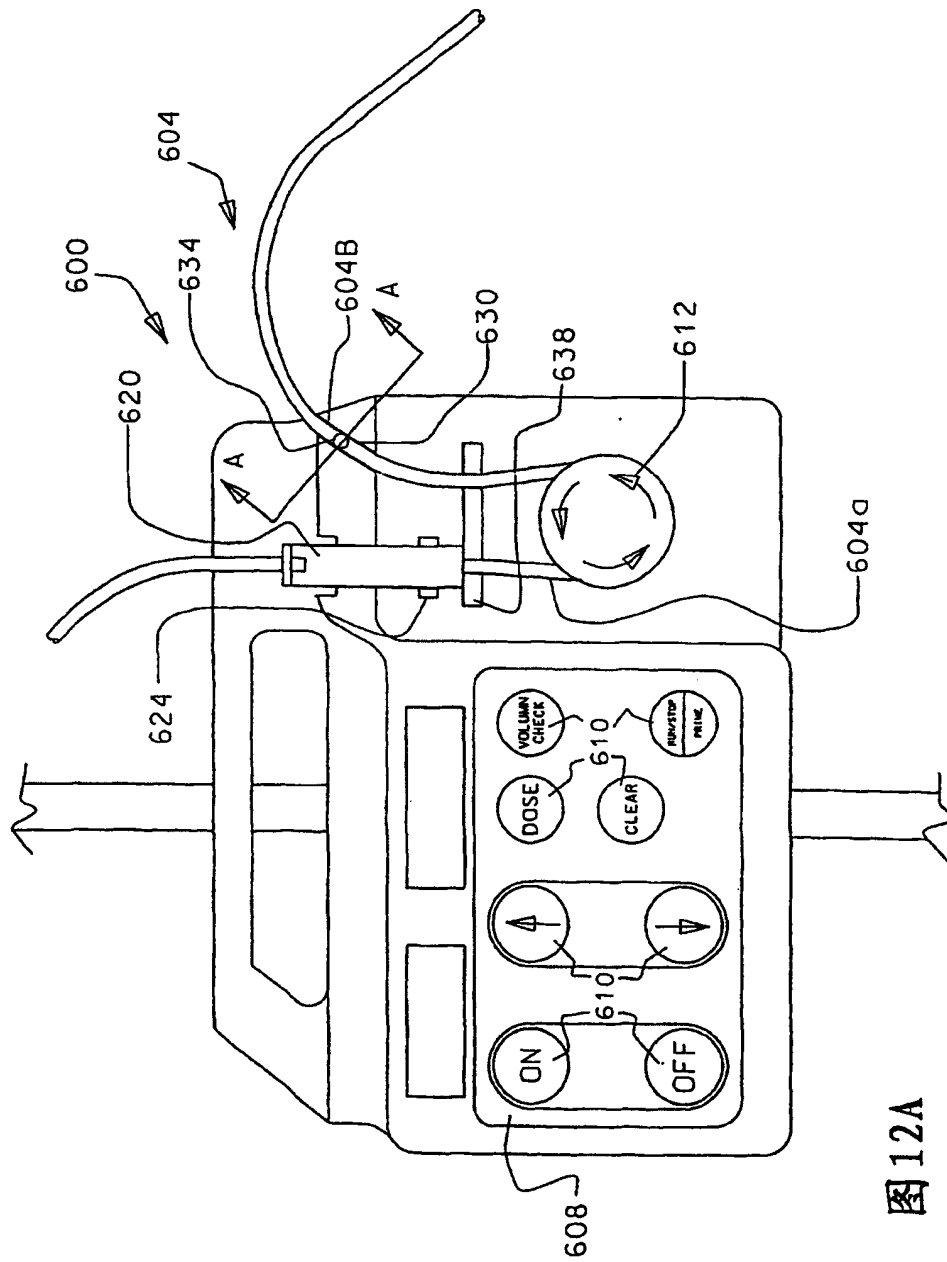


图 12A

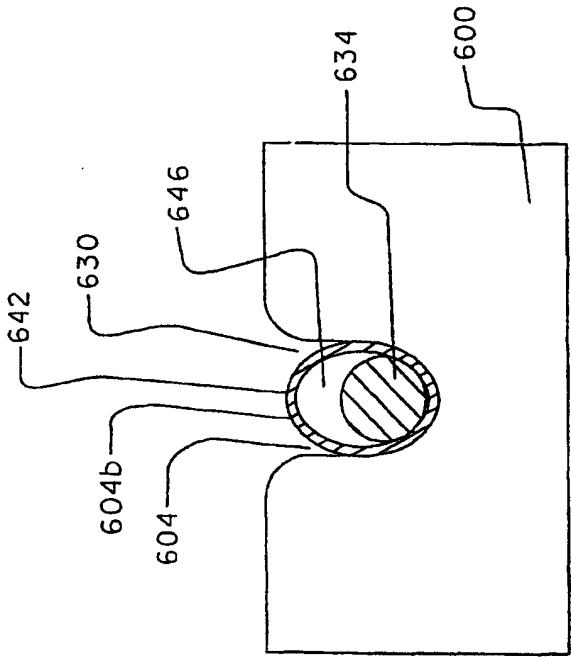


图 12B

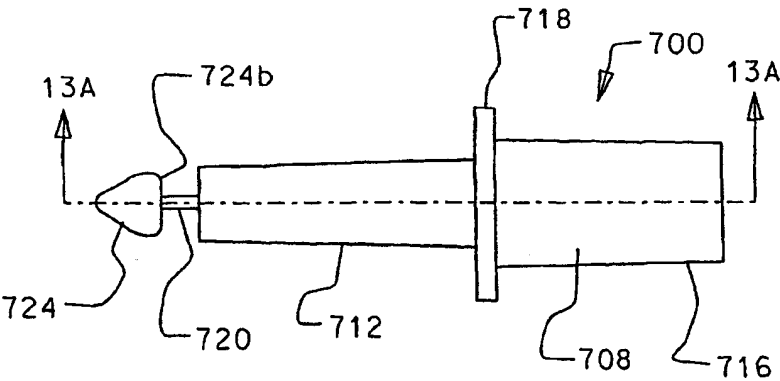


图 13A

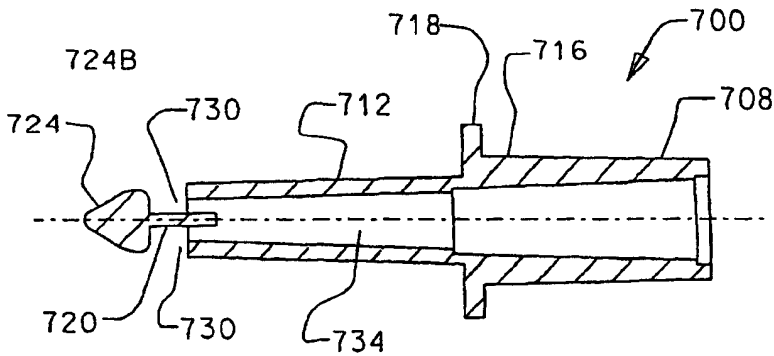


图 13B

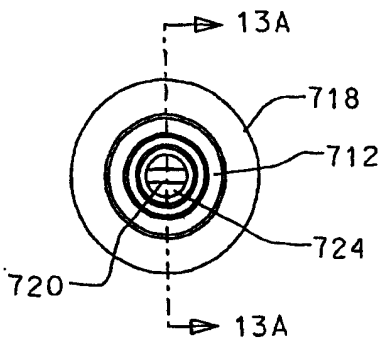


图 13C

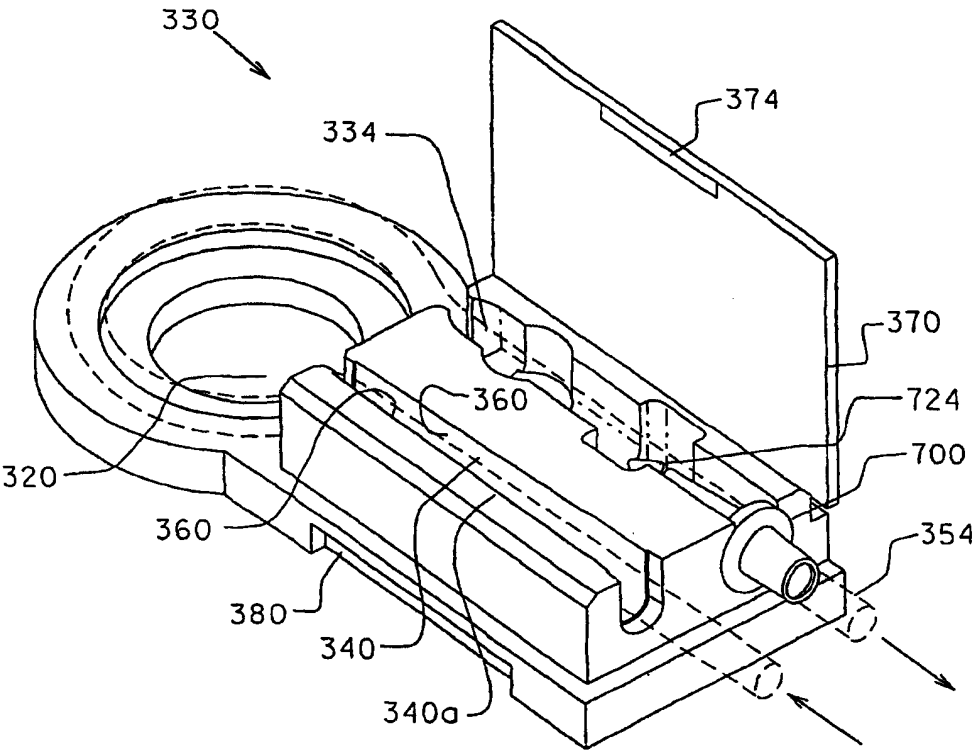


图13D

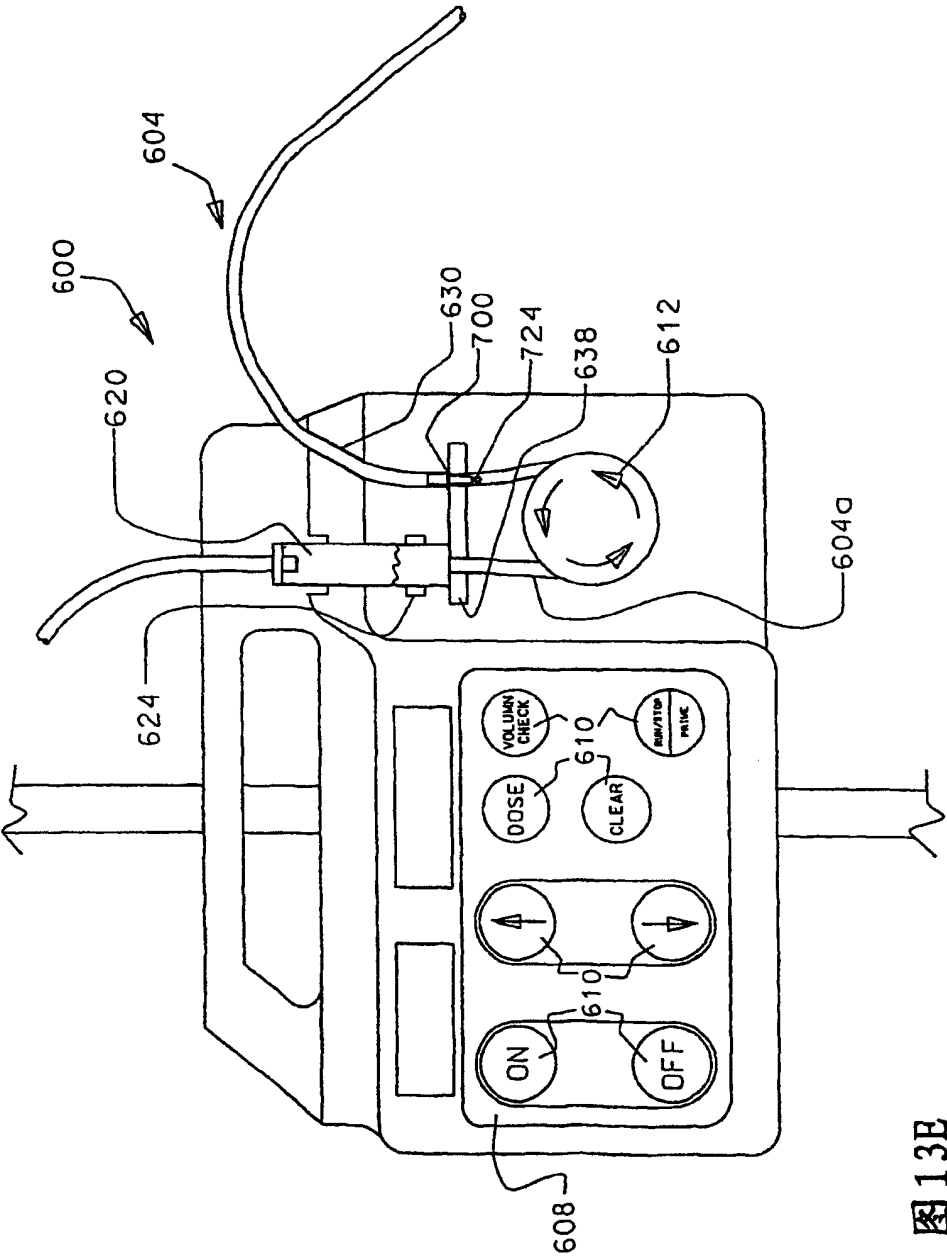


图 13E