

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 5/00 (2006.01)

A61M 31/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01823144.6

[45] 授权公告日 2006年9月20日

[11] 授权公告号 CN 1275658C

[22] 申请日 2001.12.11 [21] 申请号 01823144.6

[30] 优先权

[32] 2001. 4. 16 [33] US [31] 09/836,851

[86] 国际申请 PCT/US2001/047884 2001.12.11

[87] 国际公布 WO2002/083204 英 2002.10.24

[85] 进入国家阶段日期 2003.10.15

[71] 专利权人 泽维克斯公司

地址 美国犹他州

[72] 发明人 肯特·F·贝克

詹姆斯·A·马尔姆斯托姆

斯科特·D·达尔斯

审查员 田蕴青

[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 王彦斌

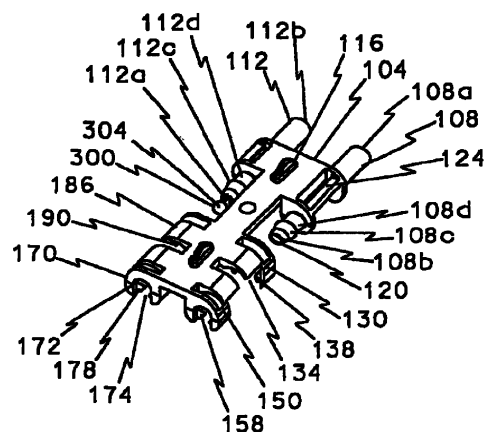
权利要求书5页 说明书21页 附图7页

[54] 发明名称

输液装置适配器

[57] 摘要

提出一种输液装置适配器(100)和相关的输送溶液系统,该输液装置适配器卡紧输液装置的输液泵挤压部分(200),该输液装置适配器具有用于检测输液装置内压力的监测部分、用于测定输液装置内存在空气的样品盒(124)以及用于选择性防止流体自由流过输液装置的抗自流装置(300)。该输液装置适配器作成为可以装在输液泵(320)上,该输液泵可将溶液挤压通过输送装置,输送到人体内。



1. 一种输液装置适配器，包括：

第一连接件，用于连接于输液装置的输入管和输液装置的中央泵挤压部分；

第二连接件，用于连接于输液装置的输出管和输液装置的中央泵挤压部分，该第二连接件与上述第一连接件互相连接，这种互相连接独立于通过该输液装置的中央泵挤压部分的任何连接；以及

抗自流机构，配置成与第一连接件和第二连接件中的一个连接件相连接。

2. 如权利要求 1 所述的输液装置适配器，其特征在于，独立于该输液装置的管子，该抗自流机构连接于第一连接件和第二连接件中的一个连接件，并与该连接件分开一定距离。

3. 如权利要求 2 所述的输液装置适配器，其特征在于，该抗自流机构基本为球形部件。

4. 如权利要求 2 所述的输液装置适配器，其特征在于，该抗自流机构的至少一部分包括一个封闭件，构成为插入在输液装置的管子内，从而形成输液装置管子内部的密封。

5. 如权利要求 1 所述的输液装置适配器，其特征在于，该抗自流机构配置在输液装置的管子内。

6. 如权利要求 5 所述的输液装置适配器，其特征在于，该抗自流机构的外直径大于输液装置管子的内直径。

7. 如权利要求 1 所述的输液装置适配器，其特征在于，还包括构成适配器一部分的样品盒。

8. 如权利要求 7 所述的输液装置适配器，其特征在于，该样品盒具有一对彼此形成  $45^{\circ}\sim 100^{\circ}$  角度的侧壁。

9. 如权利要求 7 所述的输液装置适配器，其特征在于，该样品盒具有一对彼此形成  $50^{\circ}\sim 60^{\circ}$  角度的侧壁。

10. 如权利要求 7 所述的输液装置适配器, 其特征在于, 该样品盒形成一个导管。

11. 如权利要求 7 所述的输液装置适配器, 其特征在于, 该样品盒形成一个导管, 该导管的横截面为等边三角形。

12. 如权利要求 1 所述的输液装置适配器, 其特征在于, 围绕所述抗自流机构并通过所述第一及第二连接件制成流动通道, 从而形成输液流动。

13. 一种溶液输送系统, 包括权利要求 7 所述的输液装置适配器, 还包括一光学传感器, 该光学传感器靠近样品盒。

14. 如权利要求 13 所述的溶液输送系统, 其特征在于, 所述光学传感器是一输液泵的部件。

15. 如权利要求 13 所述的溶液输送系统, 其特征在于, 该光学传感器包括光学信号发射器和光学信号检测器, 配置在样品盒的大致相对侧。

16. 如权利要求 15 所述的溶液输送系统, 其特征在于, 还包括一个底部, 该底部使一些光线从光学信号发射器投射到光学信号检测器, 而与样品盒的内容无关。

17. 如权利要求 15 所述的溶液输送系统, 其特征在于, 所述样品盒构成为, 当一个空气泡出现在样品盒内时, 该样品盒使一些来自光学信号发射器的光离开光学信号检测器, 但使更多的来自光学信号发射器的光投射到光学信号检测器。

18. 如权利要求 15 所述的溶液输送系统, 其特征在于, 所述样品盒构成为可光学检测样品盒内部的空气泡。

19. 如权利要求 15 所述的溶液输送系统, 其特征在于, 所述采样盒构成为, 当采样盒至少部分地充以空气时, 可使更多的来自光学信号发射器的光线投射到光学信号检测器。

20. 如权利要求 15 所述的溶液输送系统, 其特征在于, 所述样品室使一些来自光学信号发射器的光离开光学信号检测器。

21. 如权利要求 15 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述样品室构成得当其配置在光学信号发射器和光学信号检测器之间时，总是使一些来自光学信号发射器的光投射到光学信号检测器。

22. 如权利要求 15 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述样品室具有一底部，该底部构成得总是透过一些来自光学信号发射器的光线，使之投射到光学信号检测器，而与样品盒的内容无关。

23. 一种溶液输送系统，包括权利要求 7 所述的输液装置适配器，还包括一个座子，邻近样品盒配置。

24. 如权利要求 23 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述座子是一输液泵的部件。

25. 如权利要求 23 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述座子基本平行于样品盒的壁。

26. 如权利要求 23 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述座子与样品盒分开一定距离。

27. 如权利要求 23 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述样品盒具有一个底部，座子也具有一个底部，该底部基本平行于样品盒的底部。

28. 如权利要求 23 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述座子配置在样品盒和一个光学感测器之间。

29. 一种溶液输送系统，包括权利要求 1 所述的输液装置适配器，还包括一输液装置，连接到该适配器，所述输液装置具有输入管，输出管以及中央泵挤压部分。

30. 如权利要求 29 所述的溶液输送系统，其特征在于，抗自流机构配置在输液装置内。

31. 如权利要求 29 所述的溶液输送系统，其特征在于，抗自流机构配置在中央泵挤压部分中。

32. 如权利要求 31 所述的溶液输送系统，其特征在于，中央泵挤压部分径向延伸，抗自流机构的尺寸使得在周围环境下，可封闭通过中央泵挤压部分的流动。

33. 如权利要求 29 所述的溶液输送系统，其特征在于，中央泵挤压部分还包括一个监视部分，用于经过一个光学感测器监视输液装置内的压力。

34. 如权利要求 33 所述的溶液输送系统，其特征在于，中央泵挤压部分还包括一个推压件，用于接合输液装置适配器，以便当中央泵挤压部分被一个泵机构启动工作时，使监视部分的运动最小化。

35. 如权利要求 33 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述光学感测器邻近监视部分配置，以便通过测量监视部分的伸缩，测定监视部分内部压力。

36. 如权利要求 34 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述光学感测器包括一个光学信号发射器和一个光学信号检测器，至少部分所述监视部分放置在光学信号发射器和光学信号检测器之间。

37. 如权利要求 36 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述监视部分被设置得总是封断光学信号发射器和光学信号检测器之间的一些光线。

38. 如权利要求 36 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述监视部分被设置得总是允许光学信号发射器和光学信号检测器之间通过一些光线。

39. 如权利要求 34 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述输液装置适配器具有至少一个管接合件，所述中央泵挤压部分的推压件接合上述管接合件，以便限制该中央泵挤压部分的运动。

40. 如权利要求 39 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述管接合件限定了一个凹口，并且该管接合件包括一个套环，该套环构成为可保持在该凹口内。

41. 如权利要求 39 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述系统包括一个第一管接合件，一个第二管接合件，第一管接合件用于接收一个第一推压件，第二管接合件用于接收一个第二推压件，其中，所述监视部分在上述第一、二管接合件之间延伸。

42. 如权利要求 35 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述光学传感器是一输液泵的部件。

43. 如权利要求 29 所述的溶液输送系统，其特征在于，所述中央泵挤压部分响应于压力沿径向延伸，并且，抗自流机构包括位于该中央泵挤压部分之内的一封闭件。

## 输液装置适配器

### 发明背景

#### 1. 发明领域

本发明涉及向病人输液的系统。本发明具体涉及与医用溶液泵联用的输液装置适配器。该泵和由泵操作的输液装置通常形成一个可检测流体压力、检测气泡和选择性阻塞向病人输送液体流的系统。具体是，本发明涉及一种适配器，这种适配器可用于连接输液装置的各个部分，并与泵形成一体，从而可以检测流体压力、气泡以及选择性阻塞流体流动，以防止出现自由流动（自流）状态。

#### 2. 先有技术

通常会出现很多这样的状况，即必须在一段时间内向病人输送溶液。在一些情况下，溶液需要直接输送到病人血液中。以这种方式输送的生理盐水和加入的药剂通常称为不经肠胃的溶液。与不经肠的系统相反，经肠的输液系统用来向病人提供营养性的溶液，因为一种或者其它原因，病人自己不能吃下这些东西。这种系统通常包括一个泵，该泵连接于与溶液容器相连的输入管和连接于与病人相连的输出管。该泵将溶液容器中的营养溶液抽出来，将溶液输送给病人。通过调节泵的马达转速或者转动频率，该经肠的输液泵便可以调节其输出，将预定量的营养溶液（或者是药物）以要求的速度输送给病人。

很多现用的经肠输液系统其较大的问题是输入管和输出管可能发生堵塞。和经肠胃溶液不同，经肠输液的溶液其粘度相当大，因为这种溶液必须包含充分的营养品，以使病人生存下去。例如如果在经肠输送的溶液中包含纤维物质，而且由于某种原因绞缠在一起，影响溶液流过管子，则可能发生堵塞。如果管子弯折到影响溶液流过，或者如果罗拉夹子（通常用于静脉输液）没有充分打开，则也可能发生堵塞。因为溶液有粘度，所以影响溶液流动的管子弯折程度或者其它干

扰程度显著小于不经肠胃的输液装置对应的程度。

如果输入管堵塞，则不能向泵输送足够的溶液，因此不能向病人输送足够的溶液。如果输出管堵塞，则可能堵塞溶液的流动，或者使得溶液的压力突然升高而输送到病人。另外，医务人员有时没有注意到溶液容器中的溶液已被抽完，或者没有正确地将输入管和/或者输出管安装在泵内，此时也不能够向病人输送正确量的溶液，如果这种情况继续相当长的时间，则可能发生灾难性后果。

经肠输液系统的再一个问题是溶液的粘度问题，而且该粘度随着充满容器的溶液被逐渐输送到病人而发生变化。了解通过经肠输液系统的流体粘度是很重要的。因为不同的粘度用经肠的输液泵抽送的速度是不同的。例如，用经肠输液泵马达一定的转速抽送粘度大的溶液的抽送量小于溶液粘度低时用同一泵抽取的量。换言之，输送到病人的溶液量由于溶液的粘度而显著不同。因此，除非泵能够准确确定和补偿溶液中粘度变化（即在一定时间内增加和降低泵转子的转速），则很难准确知道已向病人输送了多少溶液。

在输送经肠输液溶液期间产生的再一个重要问题是出现空气泡。尽管很小的空气泡不会产生有害作用，但是进入到血液中的大气泡将会造成严重的医学并发症，甚至造成死亡。重要的是要监测溶液，确保存在的气泡不会超过要求的范围。

在经肠输液系统等中存在的再一问题是自流问题。输液装置通常放置在自由站立的状态，在这种状态下重力使溶液输入到病人。溶液进入病人体内的速度可以用各种夹具例如罗拉夹进行粗略调节，这些夹具在市场上可以买到。

在很多应用中，需要准确控制进入病人体内的溶液量，在这种情况下，需要沿着输液装置配置一些调节装置例如经肠的输液泵，以控制向病人输液的速度。在应用输液泵等的情况下，用来调节流量的夹具通常打开到最大状态，以防止夹具影响泵的正常操作。该夹具打开的程度达到可以使经肠输液泵能够控制流过输液装置的流体。

发生意外事故或其它干扰而使医务人员没有正确地将输液装置装



在经肠输液泵上的情况也不在少数。当输液装置没有正确地装在输液泵上，而且夹具已经打开时，便会出现通常称为自流的状态。此时重力使溶液通畅地流入到病人身上，而没有通过输液泵或者其它调节装置节流。在自流状态下，可能有数倍于要求计量的溶液量在相当短的时间内输送给病人。如果溶液中包含强烈性药物和/或者病人身体没有强到可以承受溶液的大输入量，这是特别危险的。

为了防止自流的状态的出现，已经提出了多种装置。然而这些装置通常显著增加了输液装置总的成本，而且一些装置只能部分地抗自流。因此需要一种装置，这种装置既能防止自流状态出现，同时又能控制流过输液装置的流量。而且还需要这样一种装置，这种装置即使在输液装置没有正确安装在泵上或者其它调节装置上时也能防止自流状态的出现。另外，还需要一种既能防止自流，又廉价又容易使用的装置。

美国专利 No.5720721 公开的流体流量监测机构和美国专利 No.5704584 说明的抗自流装置（这两个专利均作为参考文件特别包含在本文中）均显著改进了经肠输液泵的监测和自流状态的控制。

如图 1A 所示，美国专利 No.5720721 说明的泵使用了两个压力传感器来监测粘度和阻塞，并使得经肠输液泵可以补偿转子每转一圈通过泵的溶液变化量。压力传感器接触输液装置的弹性管，监测由于阻塞和粘度变化在输液装置上引起的应变变化。此种应变信息然后由泵进行处理，然后调节泵，调到可以补偿的泵转子转速。万一阻塞太严重而不能通过改变转子转速来进行补偿，则泵停转，并产生报警信号，以便将阻塞的管子换下。

在输液泵中还包括配置在泵上的空气监测器，该空气监测器配置成与泵连通，采用超声能量来确定导管中是否存在空气泡。

尽管美国专利 No.5720721 的压力传感系统比先有技术有了显著改进，但是它仍然有若干局限性。在该专利中说明的压力传感器价格相当贵，而且必须正确装在泵上。另外，安装泵的人员必须确保将输液装置的上游和下游部分正确地装在泵座内，使得这些部分以正确的

方式接触压力传感器。如果输液装置装的不正确，则可能影响压力传感器的操作。具体是，如果医生在将管子绕在泵上时过分拉长了管子，则在输液泵转子一侧的管子拉长长度大于相对侧管子的拉长长度，如果差别太大，则会影响到泵的准确度。

降低压力传感器成本的一种方法是采用光学传感器。尽管用光学传感器来检测是否存在阻塞的方法有若干种，但是每一种都有显著的缺点。一些方法只能使装置测定压力超过一定阈值的时间。测定的方法是，检测输液装置膨胀管接触一个表面的时间，此时，光的反射或者折射发生变化。其它方法需要对折射率进行复杂的计算，或者对于小的压力变化只提供相当有限的信息。另外，一些方法还取决于形成输液装置的材料而变化或者取决于输液装置管是不透明还是透明而变化。

除开上述问题而外，监测输液装置中压力的很多机构缺乏固有的故障检测器。如果传感器被作成为只能检测输液装置膨胀管接触透明表面的时间，则记录不到反射信号便意味着管子没有膨胀。然而在某些情况下，没有反射信号也意味着传感器有故障，既不能发送信号，也不能接收反射信号。

除开先有技术泵的压力检测技术问题外，该泵还用超声技术来检测气泡，尽管这种技术具有很高的准确性，但它的价格也很贵。超声传感器的价格比光学传感器的价格高 50 多倍。

除上述问题外，美国专利 No.5704584 说明的抗自流方法也有一些局限性。尽管防阻塞机构工作可靠，但是要形成一个单独的机构来选择性阻止溶液流过输液装置其成本也是相当大的。单独的节流夹阻塞器例如图 1B 所示阻塞器使得输液装置的成本增加了 15%-20%。虽然每个单元的成本相当小，但是输液装置每天频繁更换也增加了很大的开销。在医药领域高度竞争的今天，即使每个单元差价只是几分钱，但也可能显著影响销售量。

因此需要一种机构，这种机构能够改进压力的检测，改进空气的检测以及改进流动的阻塞。这种机构成本应当相当低，并且在使用泵

和输液装置时应当降低可能出现的错误。另外，应当能够使用用各种材料作的输液装置。

### 发明概要

本发明的目的是提供一种机构，这种机构可以改进监测粘度的方法和/或监测输液装置中有阻塞的方法。

本发明的另一目的是提供这样一种机构，该机构有助于用光学传感系统监测粘度和阻塞。

本发明的又一目的是提供一种机构，该机构有助于光学检测溶液，以确定溶液中气泡的存在。

本发明的又一目的是提供一种机构，该机构可以防止溶液自由流过输液装置，除非流过输液装置的流体正由泵驱动。

本发明的又一目的是提供一种一体的适配器，该适配器沿输液装置配置，该适配器简化了压力检测装置、气泡检测装置和抗自流装置。

一种输液装置适配器的特别示出的实施例可以实现本发明上述的和其它的目的，该适配器作成可连接于输液装置的上游部分、下游部分和泵挤压部分。

按照本发明的一个方面，输液装置适配器连接于一根软管，该软管构成输液装置的泵挤压部分。该软管装在适配器上，安装的方式使得在将管子装在泵机构上时，该管子不会在泵机构的两侧不成比例地被拉长。

按照本发明的另一方面，固定于输液装置适配器的输液装置的软管具有至少一个检测部分，该检测部分由适配器固定而可以防止管的拉伸。该检测部分靠近传感器配置，该传感器可以使泵检测管子内的压力。最好用光学传感器来检测压力，该传感器配置成可以检测管子的直径。通过检测管子直径的变化，该泵便可以确定管中的压力。如果检测的压力高于或者低于预定的极限压力，则泵可以确定是否存在阻塞，并发出警报。

在优选实施例中，该软管被固定成可以在泵转子（或者其它的泵机构）的上游和下游进行检测。因此，该泵可以监测上游或下游的阻

塞。还可以在泵机构的运行时进行压力检测，以便更准确确定流过泵系统的溶液流量。

在优选实施例中，输液装置适配器作成可以将管子固定在这样的一个位置，使得管子既不能完全堵塞光学传感器相对两侧的光线，也不允许整个光线在光学传感器相对两侧之间穿过。在接收到全部光信号和没有接收到光信号的两个极端位置之间，由光信号接收器产生的信号表示由光信号辐射器辐射的光信号由管子阻挡的程度。然而，如果接收到满刻度读数，则泵指示，输液装置适配器和相关的管子还没有正确装在泵中。相反，如果没有读数，则泵将产生警报，表示接收器误操作，或者输液装置管已经膨胀到超过要求的极限。

按照本发明的另一方面，输液装置适配器包括样品盒，由泵抽取的溶液通过该样品盒。该样品盒作成为可以检测溶液、确定气泡的存在。该样品盒最好具有一对斜面侧壁。该斜面侧壁取决于所用材料的折射率较好彼此形成 $47^{\circ} \sim 70^{\circ}$ 的角度，最好彼此形成 $50^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 。

该样品盒最好作成可以嵌入到泵座的空间中，靠近光学传感器。光学传感器发射的光通过外壳和样品盒，使得光线在样品盒充满液体时向一个方向折射，而在样品盒中有气泡时，则向另一个角度折射，因此，该泵能够检测气泡，可对泵的流量进行适当校正，或者在溶液中存在的空气量超过要求极限时，进行报警。

按照本发明的另一方面，在输液系统中配置阻塞器。该阻塞器作成可以防止输液装置中的流体顺自流过该阻塞器。然而，该阻塞器也可以作成为可选择性使经肠输液泵等输送的溶液流过该阻塞器的四周。

按照本发明的另一方面，该输液装置适配器包括阻塞器，该阻塞器在输液装置没有配置成与输液泵的泵机构发生正确作用时，可以防止流体流过输液装置，因此可以控制流体从输液装置流到泵的流量。

在本发明的一个实施例中，该阻塞器由一个塞子构成，该塞子固定在输液装置适配器中，放置在输液装置的管子内。该塞子在溶液受重力流动时可以限制绕过和/或者流过塞子的流量，由此限制流过管子

的流量。然而当溶液中存在较大的压力时，例如由泵产生的压力时，该溶液能够绕过塞子和/或者通过塞子，由此可以将溶液输送到病人。

按照本发明的另一实施例，将阻塞阀形成为输液装置适配器的一部分，并配置在输液装置上。该阀可以防止溶液在重力作用下自流通过输液装置，同时可使可控的溶液流量流过输液装置。

按照本发明的另一方面，该阻塞器被作成为可以阻塞流体流动，直到输液装置已经正确装在控制机构例如输液泵中。一旦正确就位后，阻塞器和输液装置之间的相互作用便可以有效打开输液装置，从而使溶液流过。

按照本发明的另一方面，可以将上述许多方面结合一个单一的输液装置适配器，通过将上述各个方面结合起来，护理人员或者能将输液装置装在泵上的病人便可以确保安全性，或检测上述的方面，而不需要检查多个系统。

#### 附图的简要说明

下面结合附图进行详细说明，从这些说明中可以明显看出本发明上述的和其它的目的、特征和优点，这些附图是：

图 1A 示出按照先有技术原理形成的经肠输液泵泵座的顶视图；

图 1B 示出按照先有技术原理形成的经肠输液泵泵座和节流夹阻塞器顶部的顶视图；

图 2A 示出按本发明原理制作的输液装置适配器的顶部透视图；

图 2B 示出图 2A 所示输液装置适配器的底部透视图；

图 2C 示出输液装置的泵挤压部分的侧视图；

图 3 是按本发明原理制造的经肠输液装置适配器的底视图，该适配器使装在其中的输液装置的泵挤压部分装在输液泵上；

图 4 示出按本发明原理制造的输液装置的分解透视图以及输液装置适配器和经肠输液泵的透视图；

图 5 和 5A 是精细的横截面图，示出与输液装置适配器压力检测机构相关的适配器、软管和部分经肠输液泵；

图 6 和 6A 是精细的横截面图，示出与检测流过输液装置空气泡

相关的那部分适配器和经肠输液泵；

图 7 和 7A 是精细的横截面图，示出与本发明抗自流机构相关的适配器和输液装置；

图 7B 是精细的横截面图，示出构成本发明抗自流机构另一实施例的适配器、输液装置和经肠输液泵；

图 7C 是精细的横截面图，示出本发明抗自流机构的另一实施例。  
详细说明

下面参考附图，在这些附图中，本发明的各个部件标有编号，并根据这些附图详细说明本发明，使得技术人员可以制造和利用本发明。应当明白，下面的说明仅仅例示本发明的原理，不应当看作为缩小了待审查权利要求书的范围。

先参考图 1A，图中示出美国专利 No.5720721 说明的经肠输液系统的顶视图。该经肠输液系统总的用编号 4 表示，具有输液装置 8，该输液装置 8 包括输入（上游）管 10 和输出（下游）管 14，这些管用一对连接件 18 和装在经肠输液泵 20 内的泵内管子部分连接在一起。装在泵 20 内的泵内管子部分的位置用虚线 16 表示。

经肠输液泵 20 包括泵座 24，该泵座具有总的用编号 28 表示的常规马达单元。该马达单元 28 包括转子 30，该转子 30 带有围绕转子外部配置的许多蠕动辊 34，以挤压液体流过经肠输液泵 20。该转子通过轴 32 连接于马达（未示出）。泵内管子部分 16 的弧形部分 38 绕在转子 30 和辊 34 上，该部分通常用软的硅酮材料制作。使转子 30 沿箭头表示的方向转动便可以向一个方向挤压管子的弧形部分 38，从而使溶液流过输出管 14。

在图 1 中还示出空气检测器 40，该检测器位于马达单元 28 的近侧位置（上游位置），沿着输入管 10，从而可以提醒医务人员溶液容器已被抽空，或者在输液装置中存在较大的气泡。

除开这些部件而外，该发明的经肠输液泵 20 还包括一对压力传感器 50。在优选实施例中，沿靠近输入/输出管的输液泵管子部分 16 配置两个压力传感器 50a 和 50b，以便：1) 确保该管子正确地装在泵 20

内；2) 检测粘度的任何变化，这些变化可能大到足以改变转子 30 每转一圈或者几分之一圈挤压的液体量；3) 检测输液装置 8 输入管 10 或者输出管 14 中存在的任何阻塞。固定板 54 (图 1) 由螺钉 58 固定在座子上，以使压力传感器 50a 和 50b 固定就位。

尽管美国专利 No.5720721 的压力传感系统比先有技术有显著改进，但是它仍然有局限性。具体是，压力传感器相当贵，而且其测量准确度依赖于将管子装在泵上的正确性。另外，采用超声能量和超声传感器的空气检测器也是相当贵的。另外，当保健人员或者病人将管子装在泵中时，将管子绕在输液泵转子的操作需要相当地拉长该管子。这种拉长可能影响由压力传感器检测的应变变量。

除上述问题外，这种泵还要求某种形式的抗自流机构，以防止溶液在管子未受到输液泵转子可靠挤压时溶液流过输液装置。因此，在美国专利 No.5704584 说明一种节流夹阻塞器。如图 1B 的编号 296 所示。尽管这种节流夹阻塞器是很有效的，但是相对于输液装置的成本是很贵的。

下面参考图 2A 和 2B，图中示出总的用编号 100 表示的输液装置适配器的顶视透视图和底视透视图，这种适配器改进了先有技术。该输液装置适配器具有连接部分 104，该连接部分具有第一连接件 108 和第二连接件 112。该连接部分 104 最好还具有小的手柄 116，在需要时可用该手柄从泵中拉出该输液装置适配器 100。

第一连接件 108 的操作远端 108a 连接输液装置输入管 (未示出) 的操作远端。输液管的相对端通常与流体容器连通，该容器装有向病人输液的溶液。第一连接件 108 其直径通常与输入管的直径相同，而输入管连接在第一连接件上，连接方法是该输入管套在连接件的远端 108a 上。

第一连接件 108 还具有操作远端 108b。该远端 108b 最好作成具有环形的倒刺 108c 和靠近该环形倒刺的颈部分 108d。该环形倒刺 108c 和颈部分 108d 用于固定输液装置的输液泵挤压部分，该挤压部分将在下面参考图 2C 进行说明。如图 2B 所示，第一连接件 108 的远端 108b

具有一般为三角形的管道 120。

配置在第一连接件上的是样品盒 124。如下面将详细说明的，该样品盒 124 与光学传感器（未示出）联用，以使用光学方法测定导管 120 中空气泡的存在。样品盒 124 最好为三角形，其侧壁最好彼此分开  $47^{\circ} \sim 70^{\circ}$  的角度。在现实的优选实施例中，该样品盒 124 具有形成等边三角形的一个壁，而其余两个侧壁形成约  $50^{\circ} \sim 60^{\circ}$  的角度。如果管道 120 中充满液体，则这种角度可以使光学传感器发射的光折射到第一方向，而如果管道内具有相当量的空气，则折射到第二方向。折射光或者不存在折射光表示空气泡的相对大小。在美国专利申请系列 No.09/836840（与律师文件号 No.0906.ZEVX.PT 的文件同时提出）中可以看到有关检测空气泡的更详细说明，这一专利申请已包含在本文中。

配置在第一连接件 108 远端 108b 操作远侧（即下游）的是第一管子卡紧部件 130。该第一管子卡紧部件 130 最好包括壁 132，该壁具有大体 U 形开口 134，该开口的尺寸定为可以接收输液装置的输液泵挤压部分。

第一管子卡紧部件 130 最好还包括一对突出部 138，该突出部 138 向内伸出，可以部分挡住开口，形成可以接收输液装置输液泵卡紧部件套环（见图 2C）的凹槽。

输液装置输液泵的挤压部分在图 2C 中总的表示为 200，它包括细长的管子部件 204，该管子部件 204 最好是用医用级的材料制作，例如用硅酮制作，这种管子通常用在经肠的输液泵中。

然而和大多数经肠输液泵用的管子不同，该管子部件 204 具有位于操作近端（即上游端）的第一接口 208。该第一接口最好用工具固定管子部件 204，并将管子的近端 204a 固定于第一连接件 108 的远端 108b。

配置在第一开口 208 远侧的是第一支承部件 212，该部件最好为套环 216 的形式（按照本发明，技术人员可以看出，可以采用许多其它支承结构来固定上述的管子部件 204）。具体是该支承部件 212 即套



环 216 被设计成可以装入凹槽 142, 靠着第一管子卡紧部件 130 的壁 132. 当嵌套在凹槽内时, 套环 216 近侧的管子部件 204 张紧在第一管子卡紧部件 130 和第一连接件 108 之间.

当输液装置的泵挤压部分 200 连接于第一连接件 108 的远端 108b 时, 该泵挤压部分便稍微张紧, 直至套环 216 稍微移过第一管子卡紧部件 130 的突出部 134. 该管子部件 204 随后可以在突出部 134 和松开的管子之间移动, 所以管子的收缩将套环 216 拉入到凹槽 142 内.

配置在第一管子卡紧部件 130 远侧的是第二管子卡紧部件 150. 和第一管子卡紧部件 130 一样, 该第二管子卡紧部件最好包括具有大体 U 形开口 154 的壁 152, 该开口的尺寸定为可以接收输液装置的输液泵挤压部分.

该第二管子卡紧部件 150 最好还包括一对向内伸出的突出部 158, 以便部分挡住开口, 形成可以接收支承部件 220 的凹槽 162, 该支承部件其形式最好为套环 224 (图 2C) (技术人员可以看出, 还可以利用其它的支承部件, 例如支架、结块或者法兰). 如图 2B 所示, 凹槽 152 最好面朝第一管子卡紧部件中的凹槽 142, 并与套环 224 配合, 以防止靠近套环近侧的那部分管子部件 204 在输液装置输液泵挤压部分 200 的中央工作部分 230 装入输液泵时受到过大的拉长. 同样, 当泵的转子转动时, 可以尽量减小套环 224 近侧的管子部件 204 的拉伸.

因为近侧套环 216 可以制止向近侧移动, 而远侧套环 224 可以制止向远侧移动, 所以位于中间的管子部分 234 便可以保持不动, 这部分管子构成相对隔离的检测部分 234.

为了正确测定流过输液装置的流量和正确测定输液装置中可能存在的阻塞, 最好监测输液装置内的压力. 可以用压力传感器例如美国专利 No.5720721 说明的压力传感器进行这种压力的测量, 或者用光学检测器测量, 如待审查的美国专利申请 No.09/836852 (与律师文件号 No.0908.ZEVX.PT 的文件同时提出, 此申请已特别包含在本文中) 所述的检测器. 如在该待审查申请中更详细说明的, 可以测定输液装置中的压力, 测定方法是, 使管子挡住光学传感器的光. 当管子由于压

力增大而膨胀，或者由于阻塞形成真空而收缩时，由光学传感器接收的光量将改变，这表示管子中的压力发生变化。

用管子的直径来测定压力可以得到很准确的读数。然而如果管子的拉伸前后不一致，则这种读数的准确度降低，因为在张力作用下的管子将改变管子因压力变化发生膨胀和收缩的量。在本发明中采用第一和第二管子卡紧部件 130 和 150 以及支承部件 212 和 220(套环 216 和 224) 解决了这一问题。这些构件相互作用，使得检测部分 234 相对地保持不被拉伸，而不管两边的张力如何。因为大部分张力是在装入泵挤压部分 200 的中央工作部分 230 和输液泵转子转动时出现的，所以第二管子卡紧部件 150 比第一管子卡紧部件更为重要。因此，可以看出，第一管子卡紧部件 130 可以省去，此时，仍可以获得本发明的大部分优点。

输液装置适配器 100 还包括第三管子卡紧部件 170。该第三管子卡紧部件最好包括大体形成 U 形开口 174 的壁 132，该开口的尺寸定为可以接收输液装置的输液泵挤压部分。该第三管子卡紧部件 170 最好还包括一对突出部 178，该突出部向内伸出，部分挡住该开口，形成可以接收支承部件 240 的凹槽 182，该支承部件的形式最好为套环 244 (图 2C)。

如图 2B 所示，凹槽 182 面对的方向最好与第二管子卡紧部件 150 的凹槽 162 相同。当正确装入输液装置的泵挤压部分 200 时，套环 224 和 244 位于凹槽 162 和 182 中。这样便基本隔离中央工作部分 230，可以分别在套环 224 和 244 的上游或者下游防止输液泵转子转动产生的张力。

输液装置适配器 100 还包括第四管子卡紧部件 186，该第四管子卡紧部件 186 最好包括具有大体 U 形开口 188 的壁。一对突出部邻接该 U 形开口配置，部分挡住该开口，形成凹槽 192。输液装置的输液泵挤压部分 200 包括形为套环 254 的支承部件 250，该套环作成可以嵌套在凹槽 192 中。

第四管子卡紧部件 186 的凹槽 192 面向的方向与第一管子卡紧部

件 130 的方向相同，第三和第四管子卡紧部件配合起作用，作用方式与第一和第二卡紧部件相同，从而隔离管子部件 204 的第二检测部分 260。因此，输液泵可以用光学方法检测第一和第二卡紧部件 130 和 150 之间的上游压力以及第三和第四卡紧部件之间的下游压力。因此，输液泵可以容易检测在输液装置中是否存在阻止溶液流入病人的阻塞物。

输液装置适配器 100 还包括抗自流机构 300。如图 2A 和 2B 所示，该抗自流机构 300 形为小球 304，该小球通过小壁 308 连接于第二连接件 112 的近（即上游）端 112a。该小壁 308 作成为在液体流入第二连接件 112 的近端 112a 时，具有最小阻力。

为了防止通过自流输液装置，该抗自流机构 300 插入到管子部件 204 的远端 204b。随后使该管子部件 204 向前移动，直至远端 204b 越过环形倒刺 112c，并压在第二连接件 112 的颈部 112d 上。在管子部件 204 上通常采用第二接口 268，使得用工具可以容易将管子部件 204 的远端 204b 固定在第二连接件 112 的近端 112a。

在使管子就位后，该小球 304 即可制止溶液流过管子部件 204，除非溶液受到更大的压力。因此，小球 308 在溶液只受到重力作用时可以制止溶液流过管子部件 204。然而，如果溶液受到更大的压力，则管子部件 204 的柔性材料（通常为硅酮）将膨胀，并使溶液流过该小球 308。在泵挤压溶液通过输液装置时可以达到这种压力。如果泵没有正确挤压管子部件 204 的中央工作部分 230，则没有足够压力使溶液从旁边绕过抗自流机构。换言之，除非泵控制流体的流动，则没有任何流体可以流过输液装置，因而不会出现自流状况。

尽管在下面将更详细说明抗自流机构 300 的操作，但是在美国专利申请系列 No.09/569332 和同时提出的美国专利申请系列 No.09/836850（律师文件编号为 0905.ZEVX.CI）中已说明可以用在本发明的许多不同实施例的抗自流机构，这两个专利申请已包含在本文中。

在管子部件 204 中的溶液已被挤压通过抗自流机构 300 后，该溶

液将进入第二连接件 112 的近端 112a。第二连接件 112 的远端（下游）112b 配置成与输液装置的病人部分（未示出）相连接。输液装置的病人部分通常套在第二连接件 112 上，用摩擦作用保持固定。然而可以用其它方法进行连接。

下面参考图 3，图中示出经肠输液装置适配器 100 的底视图，该适配器具有配置在其中的输液装置的泵挤压部分 200，该挤压部分按照本发明原理装在输液泵上。该泵挤压部分 200 的中央工作部分 230 从输液装置适配器 100 向外伸出，形成环形。

在先有技术结构中，输液装置的受泵转子挤压的部分在装到输液泵时可能受到不均匀的拉伸。这样便影响到输液装置内压力的测量。另外，管子的伸长操作和将其绕在输液泵转子上的操作需要进行适当配合。

相反，按照本发明，只需将环的顶侧 230a 压在输液泵转子上，然后牵引适配器 100，直到该适配器嵌入泵中，这样便装上输液装置适配器 100 和输液装置的输液泵挤压部分 200。由于采用这种结构，所以可以有效减小不均匀拉伸中央工作部分 230 的危险。另外，也基本上不需要什么配合便可以正确地将输液装置适配器 100 装在泵上。使用人只需将环形的中央工作部分 230 的端部分 230a 套在转子上，并向后拉输液装置适配器 100，直至该适配器与泵上的凹槽对齐，然后松开该输液装置适配器。

现在参考图 4，图中示出按发明原理制作的总的用编号 310 表示的输液装置的分透视图以及总的用编号 320 表示的经肠输液泵。输液装置 310 包括输入管 314 和输出管 318，前者通常连接于溶液容器（未示出），例如装有经肠输送溶液的塑料袋，后者通常连接于一种适配器（未示出），该适配器连接于气囊导管，该导管穿过病人的腹壁。

输入管 314 通过第一连接件 108 连接于输液装置 310 的泵挤压部分 200。如上所述，流过输入管 314 和第一连接件 108 的溶液流过样品盒 124。由于输液装置适配器 100 的结构，该样品盒 124 嵌套在输液泵 320 的沟槽 324 内。沟槽 324 的一部分构成座子 328，该座子最

好用透明塑料制作。该座子 328 有两个作用，一是保护光学传感器（在图 4 中未示出），不受到液体的浸蚀。二是折射光线，该光线由光学传感器不同部分发射和接收。

当溶液通过样品盒 124 时，光学传感器将发射光，使其通过座子 328 和样品盒 124。如果在样品盒中有液体，则大部分光线将沿这样一种路径传播，使得该光线不能返回到光学检测器上。样品盒 124 特别设计成使得它总能将一些光线射到光学检测器上，从而达到光学传感器的完整检测。然而如果存在气泡，则由光学传感器发射的光将折射到光学检测器上。折射的光量可以可靠地显示是否存在气泡和气泡的大小。如果气泡超过要求的极限，则泵 320 将发出警报。这种警报可以是音响报警或者只显示在泵 320 的显示屏 332 上。

在溶液通过样品盒 124 以后，该溶液便流出第一连接件 108，流入输液装置 310 系挤压部分 200 的检测部分 234。该检测部分 234 配置在第一和第二管子卡紧部件 130 和 150 之间，并配置在沟槽 324 的远侧部分 324a 上。配置在沟槽 324 远端部分 324a 壁上的是光学传感器（未示出）。该光学传感器将光线发送到光学信号发射器和光学信号检测器之间。当管子的检测部分 234 配置在沟槽 324 的远侧部分 324a 上时，它的位置便部分挡住了光在光学信号发射器和光学信号接收器之间的传播。

检测部分 234 的直径随管内压力变化而变化。检测部分直径的变化改变了由光学检测器检测到的光量，因此可以使泵 320 可以测量检测部分内的压力，而不要直接接触。例如，如果输液装置 310 的输入管 314 被弯折或者受到阻塞时，则流过输入管的流量将降低。当输液泵 320 的转子 340 转动时，在泵的上游将出现真空。因为输入管 314 受到阻塞，所以与输入管没有受到阻塞的情况相比，转子 340 转动将产生较大的真空度，而且会保持较长时间。

产生的真空将使泵挤压部分 200 的监测部分 234 产生较大程度的收缩，并使这种收缩状态保持较长时间。光学传感器可以检测这种收缩，因为光学传感器可以在较长时间内检测到更多的光线。输液泵 320

检测光学传感器的读数。如果光学传感器的读数降低到预定范围之外，则输液泵 320 将产生警报，提醒存在阻塞。并且还可以自动停止输液泵 320 的动转，直至排除阻塞。下面更详细说明光学传感器和输液装置 310 检测部分 234 之间的相互作用。另外，同时提出的美国专利申请系列 No.09/836852（律师文件编号 No.0908.ZEVX.PT）包括这种压力传感器许多不同应用的详细说明，该申请已特别包含在本文中。

当溶液流出检测部分 234 时，并进入输液装置 310 泵挤压部分 200 的中央工作部分 230。该中央工作部分 230 由输液泵转子 340 上的许多滚柱 344 挤压。当转子 340 转动时，这些管子 344 便挤压管子的一些部分，在管子转动一圈时，将理论上已知的溶液体积向前挤压。（实际挤送的体积部分依赖于在转子 340 上游和下游溶液的压力）。通过控制转子 340 的转速和改变检测的压力，该泵 320 可将已知体积的溶液输送给病人。

在溶液已经向转子 340 的下游挤压后，该溶液进入位于第三和第四管子卡紧部件 170 和 186 之间的第二检测部分 260。该第二检测部分 260 固定在泵 320 的沟槽 354 中。此沟槽最好平行于沟槽 324。该沟槽 354 还具有光学传感器，该光学传感器的工作方式基本上与检测部分 234 中有关的传感器工作方式相同。二者之间的重要差别仅仅是，检测部分 234 一般是通过输液泵转子 340 和上游阻塞产生的真空而收缩，而第二检测部分 260 一般是由于输液泵转子 360 迫使溶液向下流动以及下游的阻塞阻止溶液向下游流动而膨胀。

在溶液流出第二检测部分 260 后，它必须绕过抗自流装置 300。如上所述，只有重力并不足以使溶液绕过抗自流装置 300。然而，输液泵转子 340 的转动将产生足够大的力推动溶液向下游流动，使得靠近抗自流装置的管子部件 204 膨胀，并在球 304 的四周形成通道，由此可以使溶液向下游流到病人身上。

在通过抗自流装置 300 后，该溶液流过第二连接件 112 和输液装置 310 的输出部分 318，该输入部分将溶液输送到病人。

下面参考图 5 和 5A，该图是精细横截面图，示出输液装置适配器

100、泵挤压部分 200 的软管部件 204 装入与输液装置适配器压力监测机构相关的那部分经肠输液泵 320。该经肠输液泵 320 具有两个可以接收输液装置适配器 100 的沟槽 324 和 354。

如图 5 和 5A 所示，泵挤压部分 200 软管部件 204 的监测部分 230 配置在第一沟槽 324 中，而光学传感器 400 配置在第一沟槽 324 的相对两侧。该光学传感器包括光学信号发射器 404 和光学信号检测器 408。每个均具有连接于经肠输送泵的导线 412。

该光学信号发射器 404 可以响应泵 340 的电信号发射光能，发射的光能用虚线 420 表示。技术人员可以看出，可以采用不同波长的光线，在现在最好采用红外线。

这样定位构成检测部分 234 的软管部件 204，使其阻挡一些光线。阻挡光线的量当然取决于检测部分 234 的软管部件 204 直径。该直径又取决于管内的压力。因此，检测受阻挡的光量，便可以建立起电压或者传感器的其它读数与管内压力之间的相关关系。

在优选实施例中，构成检测部分 234 的软管部件 204 配置成使它总是阻挡一定的光线，但不阻挡光学信号发射器和光学信号检测器之间的所有光线。可以应用这种部分阻挡来达到传感器的完整性和管子的正确装入。如果光学信号检测器 408 给出最大电压读数，则管子 204 安装不正确。相反，如果光学信号检测器 408 没有检测到任何光学信号，则传感器 400 失效，必须进行维修或者换下来。

下面具体参考图 5A，该图与图 5 很相似。对于检测部分 234，管子 204 的直径已经减小。在溶液被挤压通过输液装置产生临时真空时，随着输液泵的每圈转动（图 4），便造成这种直径减小。然而其真空度和其持续时间与阻塞压力和/或溶液的粘度相关。光学传感器 400 利用光学信号检测器 408 接收的光量检测管子 204 检测部分 234 直径减小的量。光学传感器 400 因此能够测定管子中的负压。然后可以调节输液泵 320 的转子转速，以确保精确的溶液输送量。该泵还可以检测能够除去的阻塞，并发出警报。

输液泵 320 还具有第二光学传感器 400'，该光学传感器沿输液

泵转子(图4)下游的第二检测部分260配置。该传感器400'具有光学信号发射器404和光学信号检测器408,二者均具有连接于输液泵的导线412。该传感器400'的操作方式基本上与光学传感器400的操作方式相同,因此不再详细说明。

传感器400'和传感器400的实际应用之间的一个差别是,因为传感器400'位于下游,所以传感器400'将在转子转动时检测第二检测部分260上的压力增加,而不是检测与第一检测部分234有关的压力降低。因此,当转子(图4)转动时,在第二检测部分260上的压力将增加。如图5A所示,压力的增加使得第二检测部分的直径增加,因而,降低了由光学信号检测器408接收的光量。

可以用各种方式配置传感器400'和检测部分260来获得本发明的优点。在优选结构中,管子204配置在传感器内,使得它总是能够阻挡部分光线,但决不会完全阻挡从光学信号发射器404射到光学信号检测器408的所有光。因此,满电压读数表示构成检测部分260的管子部件204没有正确装上。而零读数表示传感器400发生误操作,因此,必须进行维修或者更换。

在两个极端值之间有许多值,这些值与允许的压力值具有相关关系,输液泵320可以用这些允许的压力来确保准确的输送量。还有一个极限值,表示输液装置中压力超过允许压力。如果超过该极限值,该输液泵320将发出警报,提醒使用人该输液装置堵塞。

技术人员将会看出,管子部件204和传感器400'配置成相互配合,使得极限压力将阻挡所有光线,因此产生警报。尽管这种结构在压力太高时可以满足发出警报和/或关闭泵320的要求,但是它的缺点是不能区分是输液泵中传感器发生故障,还是输液装置中出现不允许的高压。

技术人员还可以看到,对于本文说明的现时优选实施例还可以进行各种改变。传感器不一定彼此相邻配置,可以沿输液装置配置在其它位置。

图6和6A是精密的横截面图,示出适配器和与检测通过输液装



置空气泡相关的那部分经肠输液泵。具体是，样品盒配置在泵的沟槽 324 中。该沟槽 324 具有斜面座子 430 构成的部分 324b。该斜面座子 430 最好用透明塑料例如 ABS 塑料制作，最好具有壁 430a 和 430b，这些壁彼此形成约  $45^{\circ} \sim 100^{\circ}$ （最好约为  $60^{\circ}$ ）的角度，最好与水平线形成  $40^{\circ} \sim 67.5^{\circ}$  之间的角度，并具有底部 432。该斜面槽最好具有法兰部分 434。该座子 430 既有助于下面说明的气泡检测，也有助于防止水或者其它的有害物进入泵 320。

靠近座子 430 配置的是光学传感器 440，该光学传感器 440 具有配置在座子 430 相对两侧的光学信号发射器 444 和光学信号检测器 448。导线 452 用于使光学传感器 440 和输液泵 320 彼此传送电信号。

样品盒 124 放置在沟槽 324 中，使得该样品盒与座子 430 稍微分开，在样品盒和座子之间形成空气腔 458。尽管这样是最好的，即由样品盒 124 形成的导管 446 其切面构成倒立的等边三角形，而且样品盒 124 最好具有彼此形成  $60^{\circ}$  的两个侧壁，但是构成导管的壁不一定形成三角形。如图 6 所示，该壁具有底部 646，该底部形成在倒立三角形的底部上。另外，顶壁 468 可以是曲面的或者拱形的，以便使导管形成棱形。另外，如在美国专利申请系列 No.09/836840（律师文件 No.0906.ZEVX.PT，此申请已包含在本文中）中详细说明书的，可以应用许多不同的结构。然而最好是，侧壁形成的角度小于发射光线平面的法线角，以便在样品盒中存在空气时，将光线折射回到光学检测器。

在使用时，由光学信号发射器发射光线，并由座子 430 的侧壁折射，然后再由空气腔 458 中的空气再折射。当光线进入座子的侧壁 430a 时，该光线再次被折射。如果导管 460 充满溶液，则光线从座子 430 的侧壁 430a 进入溶液时，该光线基本上没有什么折射。因此，光线沿大体直的路径射出，因此，可以防止光线射在光学信号接收器 448 上，如图 6 中虚线所示。

然而如果导管 460 内充满空气，则塑料样品盒 124 和导管 460 中空气的不同的折射率将使光线折射更大的角度，如图 6A 的上部虚线所示。该光线然后再从导管中的空气经空气腔 458 射到相对侧壁 430b

上，通过座子 430 时，将再次受到折射。这种折射使得光线射到光学信号检测器 448 上。如果在导管 460 中存在空气泡，则空气泡将使更多的光量射到光学信号检测器上。折射到光学信号检测器 448 上的光量正比于空气泡的尺寸。因此，由光学信号检测器 448 检测的电压读数正比于气泡尺寸。

样品盒 124 的底部 464 对于检验光学传感器 440 的完整性起着重要作用。该底部 464 这样定位，使得它总是允许部分光线射在光学信号检测器 448 上，如图 6A 中下部虚线所示。因此，如果光学信号检测器 448 指示读数为零，则可以发出警报，指示传感器 440 失灵。同样，可以控制光的折射，使得太高的读数表示样品盒没有正确装在沟槽 324 中。

下面参考图 7 和 7A，这些图是精细的横截面图，示出输液装置适配器 100 以及与本发明抗自流机构 300 相关的那部分输液装置 310 的泵挤压部分 200。重要的是要防止输液装置将未控制的溶液输送给病人。尽管很多输液装置系统具有罗拉夹具或者其它的节流夹具阻塞器，但是大多数装置在输液泵没有控制流量时不能肯定地制止流体流动。相反，抗自流机构 300 只能在泵有效地挤压溶液通过系统时，才允许流体流过。

图 7 和 7A 所示的抗自流机构是基本上为球形的小部件 304，其尺寸定为稍大于构成输液装置 310 的泵挤压部分 200 软管部件 204 的内径。这样，球形部件 304 将能制止流体在重力作用下流动。然而，如果在软管部件 204 中出现远高于由重力所致压力的压力时，该软管将膨胀，并在球形部件 304 的外周形成通道 480。（应当看到，可以采用其它形状的部件）。

每当转子挤压溶液通过输液装置 310 的泵挤压部分 200，将溶液向下游挤压时，该通道 480 便打开。和手动的其它夹具或者通过关闭泵的座子而打开的其它夹具不同，这种结构是有利的，因为它不允许自流状态出现，即使输液装置适配器正确装在泵 320 中，并且输液装置 310 的泵挤压部分 200 与泵的转子脱离。

下面参考图 7B, 该图是横截面图, 示出构成本发明抗自流机构另一实施例的适配器 100、输液装置 310 的泵挤压部分 200 和经肠输液泵 320。尽管图 7 和 7A 所示的实施例是现时优选的实施例, 但是在一些情况下并不需要加压溶液, 将抗自流机构四周的通道打开。在这种情况下, 可以通过泵盖 500、抗自流机构 300 和泵的沟槽 354 的相互作用打开通道。该泵盖 500 最好具有加压部件 504, 该部件作成为可以在抗自流机构的相对侧有力地压住该软管。该沟槽 354 还具有止动件 510, 该止动件顶住对着抗自流机构 300 软管部件 204 的外侧。

当软管部件 204 在加压部件 504 和抗自流机构 300 之间以及止动件 510 和抗自流机构之间受到压力时, 该软管将沿抗自流机构 300 的两侧向外弯成弓形, 形成溶液的通道, 从而使溶液绕过该抗自流机构。因此, 在关闭和固定泵盖 500 以后, 不管泵转子是否正确地挤压输液装置 310 的泵挤压部分 200, 溶液将流过该抗自流机构 300。

下面参考图 7C, 该图示出本发明抗自流机构又一实施例 300' 的精细横截面图。图 7C 所示的实施例用活门 304' 来代替管子内部用的球形部件 304, 该活门配置在连接件 112 上。该活门作成为在压力等于或者小于通常由重力形成的压力时, 可以基本上防止流体流过该连接件。如果达到要求的压力极限, 则活门 304' 受力打开, 使溶液向下游流动。技术人员将会看到, 活门 304' 可以作成为一旦由溶液压力转动, 便保持打开, 或者可以这样安装, 使得该活门 304' 在溶液压力不足以维持活门打开时, 便返回到其原来的位置。

上面公开了改进的输液装置适配器。该适配器能使上述各种功能结合成一体, 并提供了改进的压力检测、抗自流机构和气泡检测, 而且价格显著低于先有技术系统的价格。另外, 该输液装置适配器增加了装上和卸下输液装置的管子卡紧部件的方便性。尽管已经说明本发明的各种不同实施例, 但是技术人员可以看出, 可以进行许多适当的改变而不超出本发明的范围和精神。所附的权利要求书预定包含这些改变。

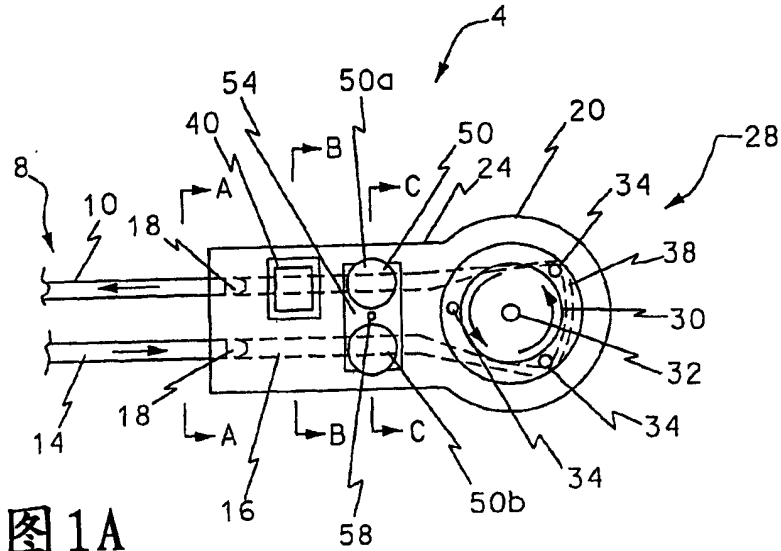


图1A  
(现有技术)

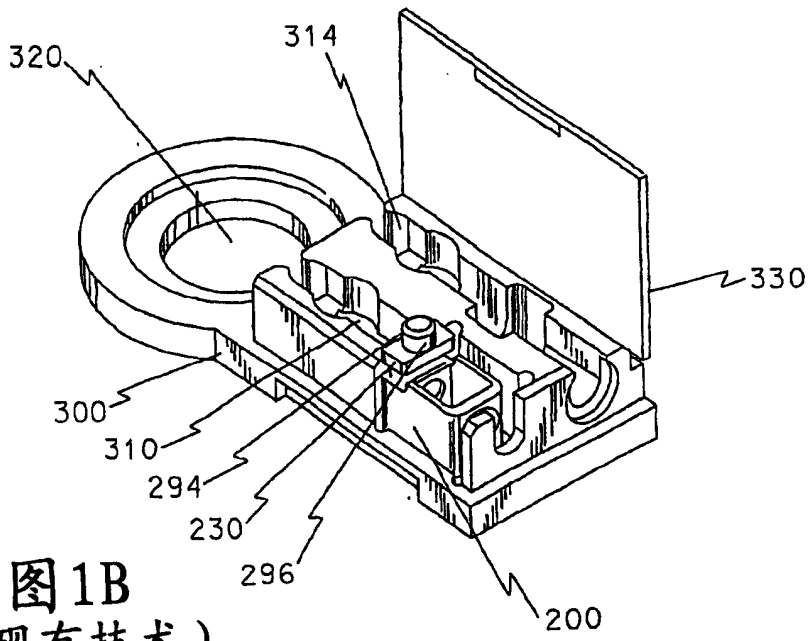


图1B  
(现有技术)

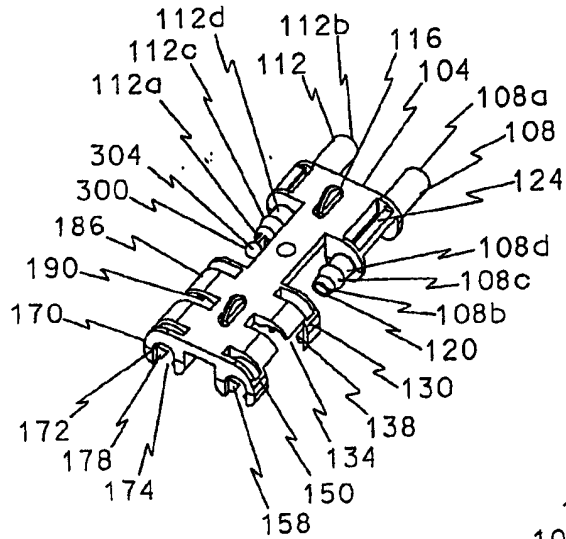


图 2A

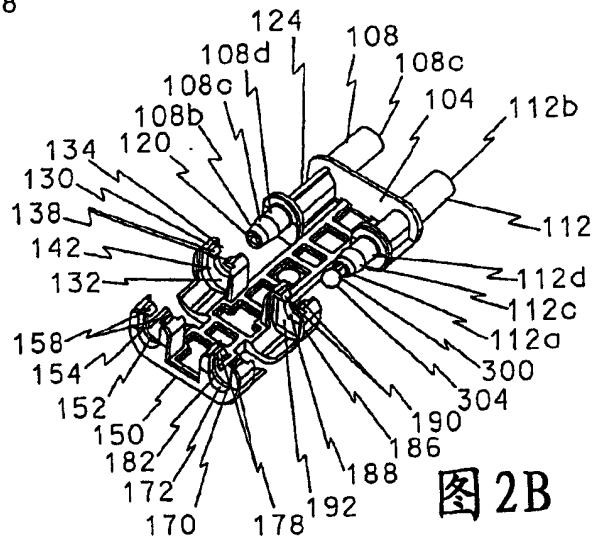


图 2B

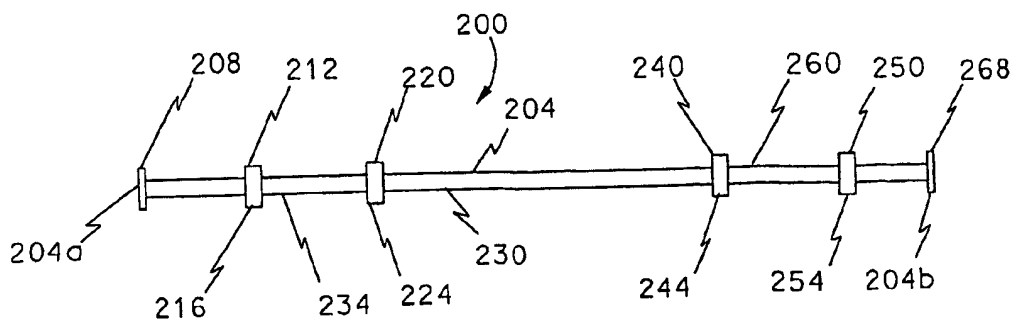
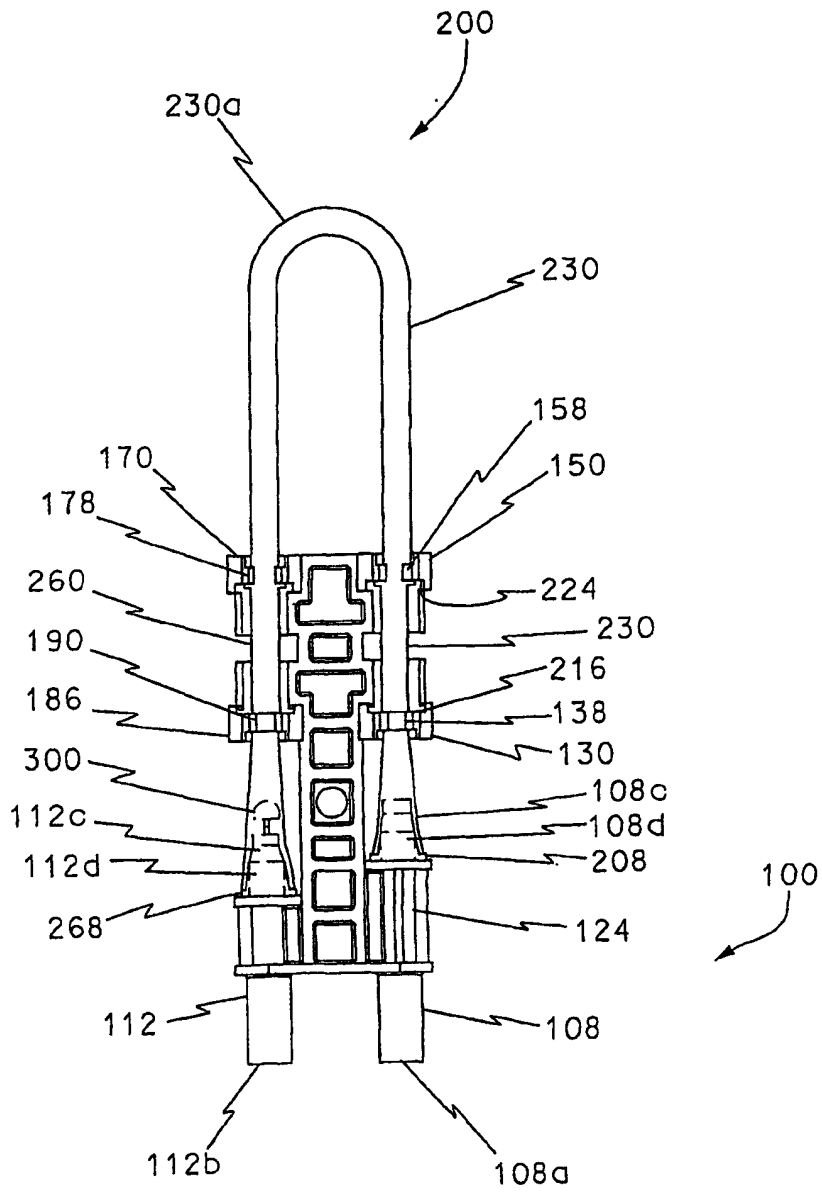


图 2C

图3



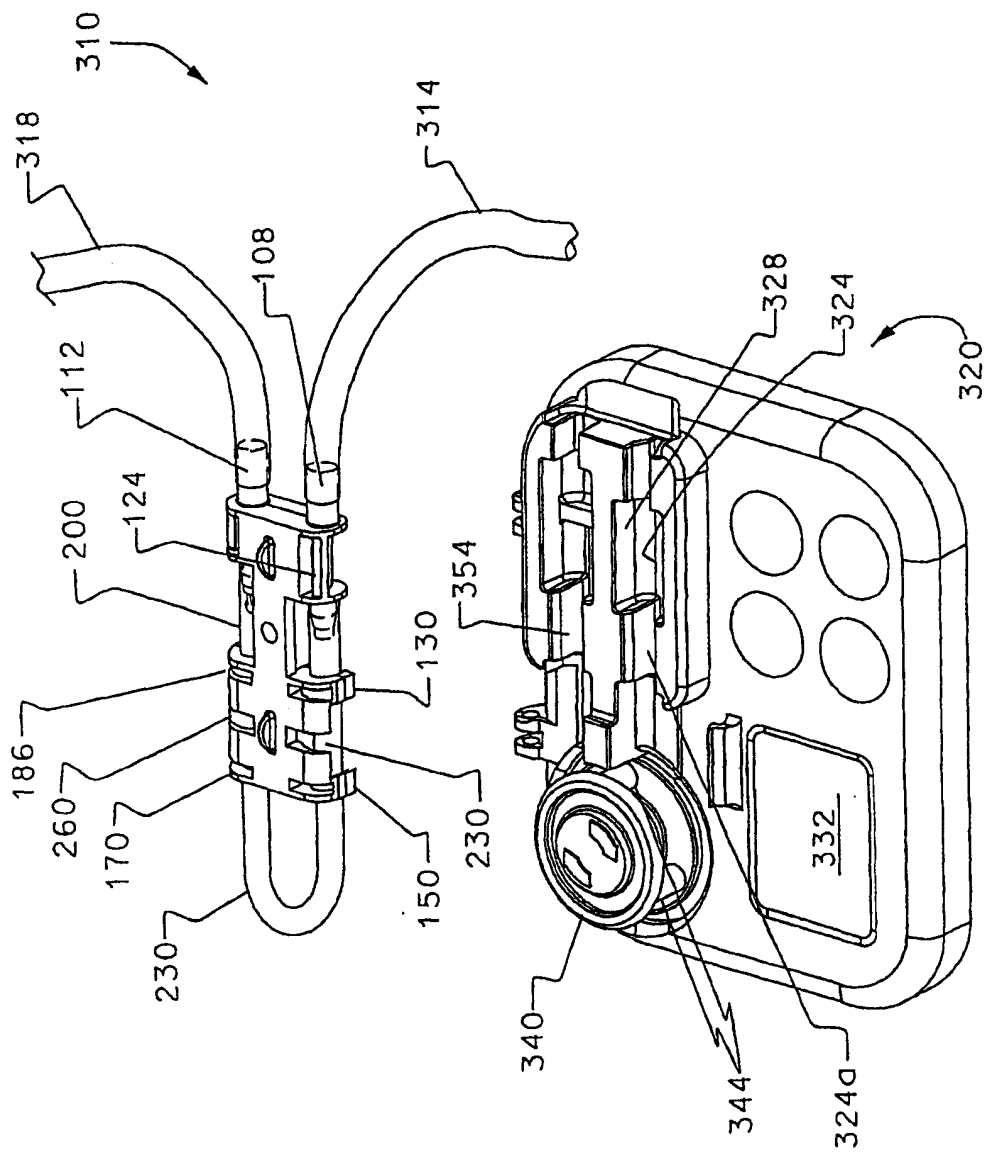


图4

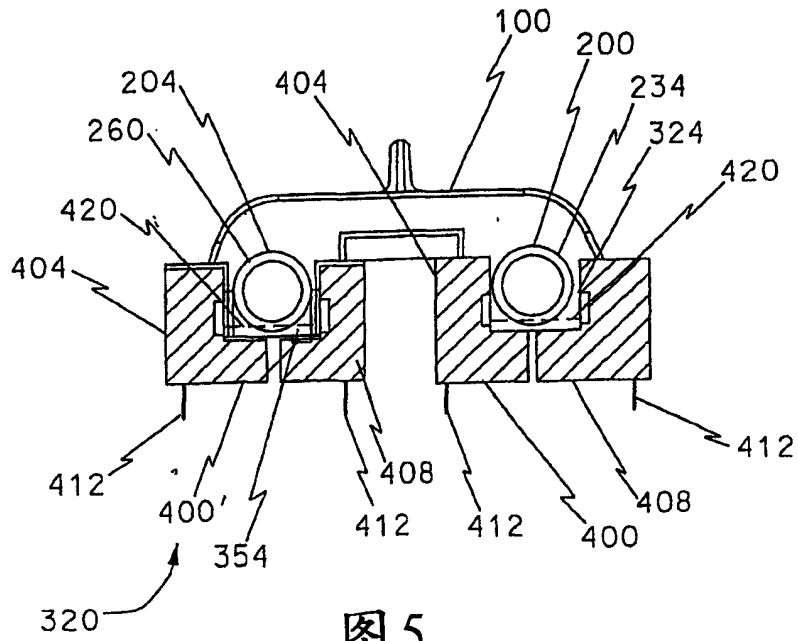


图5

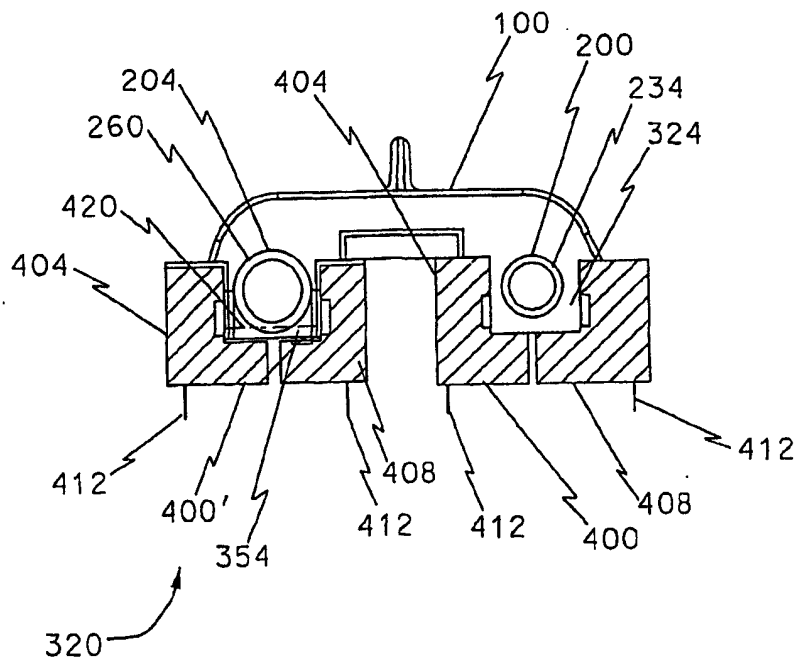


图5A



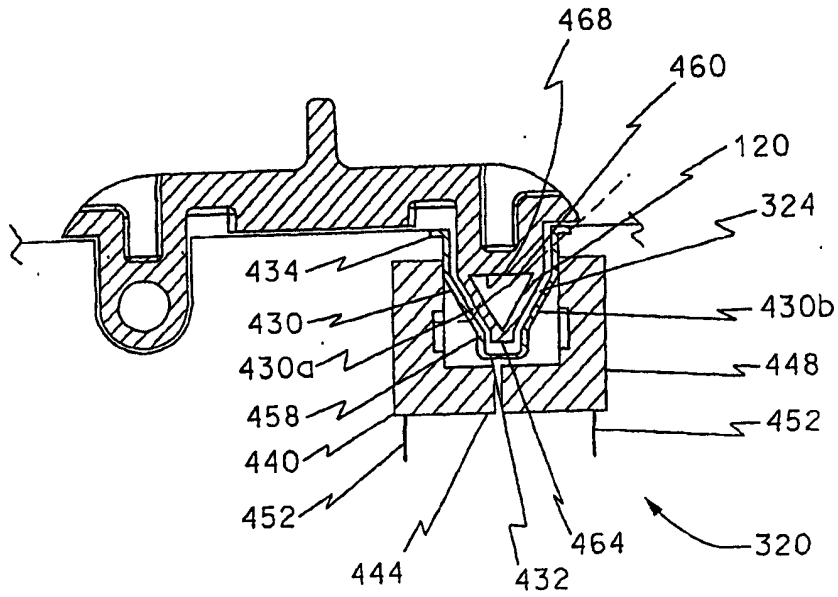


图6

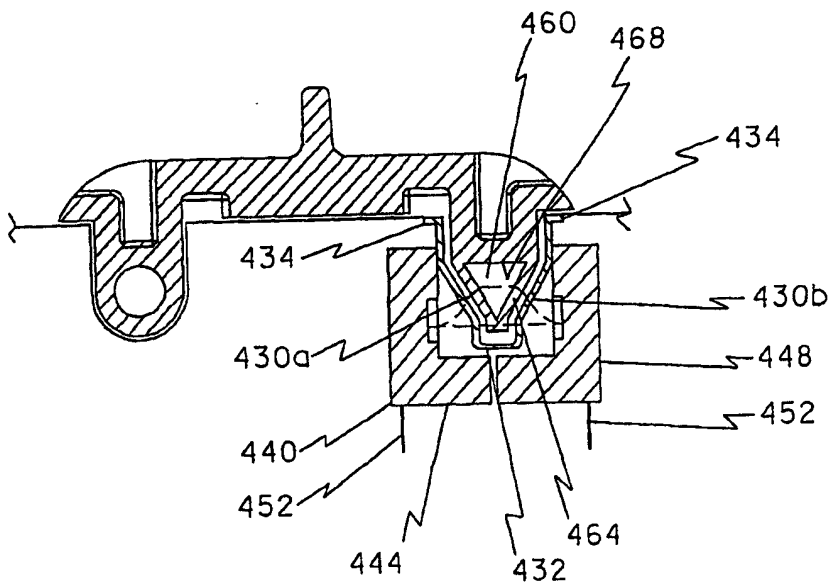


图6A

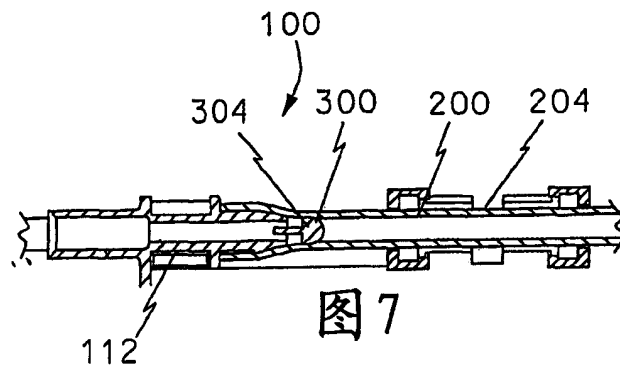


图 7

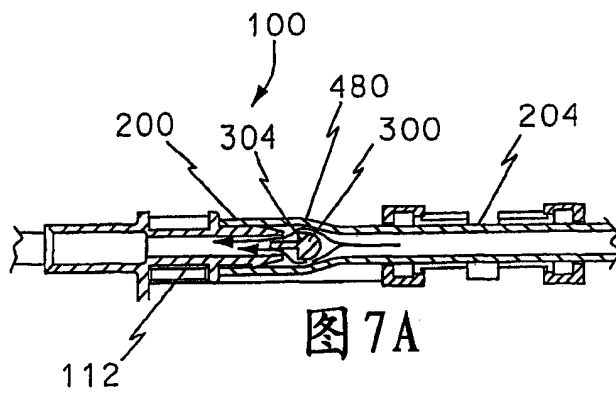


图 7A

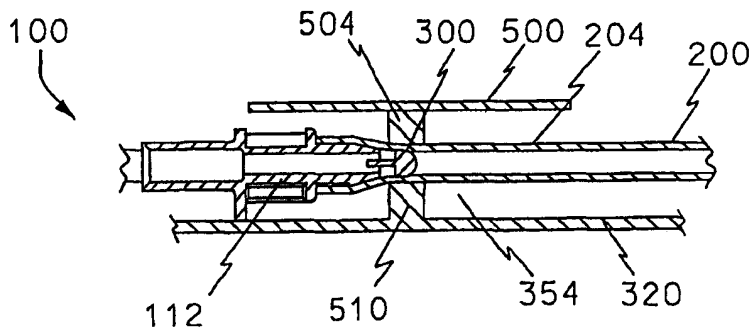


图 7B

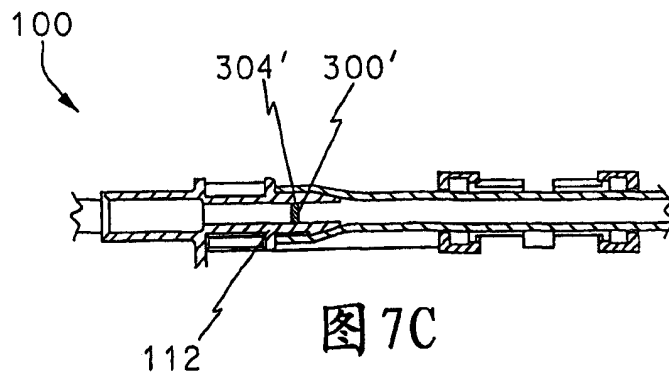


图 7C