



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101730564 B

(45) 授权公告日 2013.01.09

(21) 申请号 200880016206.6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.05.15

A61M 25/14 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61M 5/142 (2006.01)

11/749, 265 2007.05.16 US

A61M 5/168 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61M 5/38 (2006.01)

2009.11.16

(56) 对比文件

(86) PCT申请的申请数据

US 4065230, 1977.12.27, 全文.

PCT/US2008/063718 2008.05.15

US 4838860, 1989.06.13, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

EP 0624379 A1, 1994.11.17, 全文.

W02008/144398 EN 2008.11.27

WO 97/02852 A1, 1997.01.30, 全文.

审查员 谢楠

(73) 专利权人 史密斯医疗 ASD 公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 史丹利·保罗·马克

查尔斯·R·帕兹尔

史蒂芬·L·维克

(74) 专利代理机构 北京金之桥知识产权代理有

限公司 11137

代理人 耿慕白

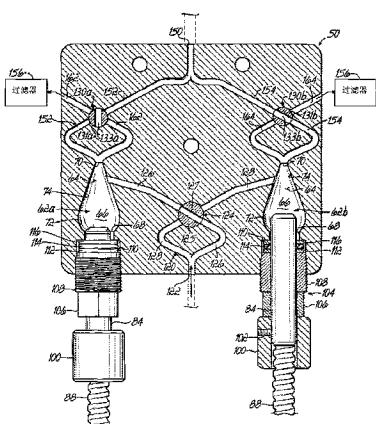
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 12 页

(54) 发明名称

用于医学液体分配系统的泵模块

(57) 摘要

用于医学液体分配系统的泵模块，其包括一个泵体(50)和形成于所述泵体(50)内的第一(62a)、第二(62b)泵腔。所述模块进一步包括形成于所述泵体(50)内的一对腔入口(68,68)和腔出口，每个与所述泵腔(62a,62b)之一相连。每个所述泵腔(62a,62b)进一步包括一个基本为球形的第一部分(72)和一个与所述第一部分一体且基本为圆锥形的第二部分(74)，所述第一和第二部分与腔入口(68)和所述腔出口液体相通。所述第二圆锥形部分(74)会聚到所述腔出口。



1. 用于医学液体分配系统的泵模块,其包括:
一个泵体;和
形成于所述泵体内的第一和第二泵腔;
一对形成于所述泵体内的腔入口和腔出口,均与所述泵腔中的一个相连;其中
每个所述泵腔包括一个球形第一部分和一个与第一部分一体且为圆锥形的第二部分,
所述第一和第二部分与所述腔入口和所述腔出口液体相通;
每个所述泵腔的所述第二部分会聚到所述腔出口中相应的一个。
2. 如权利要求1所述的泵模块,其中所述泵体由非柔性材料制成。
3. 如权利要求1所述的泵模块,进一步包括:
一个液流网络,其形成于所述泵体内,且在所述泵模块操作时可操作地从液体源向所述泵腔供应液体,以及将液体从所述泵腔排出所述泵体。
4. 如权利要求3所述的泵模块,其中所述液流网络包括多个非排出阀。
5. 如权利要求4所述的泵模块,其中:
每个所述非排出阀是可转动阀,其包括一个杆,一个与所述杆一体的连接部分,以及一个流道;
每个所述阀的所述流道直线延伸且横穿所述杆;以及
所述连接部分适于连接到一个转动致动器。
6. 如权利要求4所述的泵模块,其中:
所述非排出阀中第一个为三位输入阀;
所述泵模块进一步包括:
一个入口端;其中
所述液流网络进一步包括第一和第二液体供应通道;
当所述输入阀处于第一位置时,所述第一液体供应通道与所述入口端和所述第一泵腔液体相通;
所述输入阀处于第二位置时,所述第二液体供应通道与所述入口端和所述第二泵腔液体相通;
当所述输入阀处于第三位置时,所述第一泵腔和所述第二泵腔与所述入口端液体非连通。
7. 如权利要求6所述的泵模块,其中所述液流网络进一步包括:
一个输出口;
一个第一液体排出通道,其位于所述第一泵腔和所述输出口之间且与两者液体相通;
一个第二液体排出通道,其位于所述第二泵腔和所述输出口之间,且与两者液体相通;
其中
所述非排出阀中第二个是第一输出阀,其置于所述第一液体排出通道中;
所述非排出阀中第三个是第二输出阀,其置于所述第二液体排出通道中;
所述泵模块进一步包括一对多孔空气过滤器,每个过滤器选择性地与所述泵腔之一液体相通;
当所述第一输出阀处于第一位置时,所述输出口与所述第一泵腔液体相通,当所述第

一输出阀处于第二位置时，所述第一泵腔与所述过滤器中一个液体相通，当所述第一输出阀处于第三位置时，所述第一泵腔和所述输出口液体非连通；

当所述第二输出阀处于第一位置时，所述输出口与所述第二泵腔液体相通，当所述第二输出阀处于第二位置时，所述第二泵腔与所述过滤器中一个液体相通，当所述第二输出阀处于第三位置时，所述第二泵腔和所述输出口液体非连通。

8. 如权利要求 3 所述的泵模块，进一步包括：

一个第一液体排出部件，其机械连接到所述泵体且可操作地能够延伸入所述第一泵腔，其中液体从所述第一泵腔排出后进入所述液流网络；

一个第二液体排出部件，其机械连接到所述泵体且可操作地能够延伸入所述第二泵腔，其中液体从所述第二泵腔排出后进入所述液流网络。

9. 如权利要求 1 所述的泵模块，进一步包括：

一对多孔空气过滤器，每个均具有一个液体入口和一个气孔；

其中

每个所述多孔空气过滤器的液体入口选择性与所述泵腔中的一个液体相通；

每个所述多孔空气过滤器是可操作地有效过滤供应到所述过滤器的液体入口的液体所夹带的空气泡，并通过所述气孔将其排出。

10. 如权利要求 9 所述的泵模块，其中每个所述多孔空气过滤器包括一个疏水介质。

11. 如权利要求 1 所述的泵模块，进一步包括：

一对压力传感器，每个所述压力传感器与所述泵腔中的一个液体相通。

12. 如权利要求 1 所述的泵模块，其中所述泵体为塑料制成。

用于医学液体分配系统的泵模块

技术领域：

[0001] 本发明涉及泵，特别是涉及用于医学液体分配系统的泵模块。

背景技术：

[0002] 多种已知的泵被用于分配医学液体。注射器被广泛用于分配相对来说小剂量的医学液体（其可以含有高浓度药品）。注射器的最大剂量通常是60ml左右。这一剂量分配完以后，医护人员必须更换用完的注射器来继续给药。因此，注射器不能用于大剂量应用，例如在不同的环境下向有需要的患者大剂量供血或者向烧伤患者分配大剂量液体（例如生理盐水）。

[0003] 注射器可与注射器泵联合使用，其自动操作注射器的活塞。通常，活塞尖端是柔软橡胶制成的。当活塞被推动以便分配液体，所述尖端被压缩并压迫到注射器的外壁。当停止后活塞再次移动就会发生“黏附”，所述“黏附”这一术语在本领域是源自结合动静态摩擦力而成的粘附能力。这种间歇操作，需要力来克服“黏附”，开始移动活塞可导致在开始是有大量液丸被分配，而这是不受欢迎的。

[0004] 已知用于大剂量医学液体分配系统的泵包括蠕动泵，各种隔膜泵，和单活塞泵。尽管每一类都已经成功应用，它们仍面对特定设计和/或应用的挑战。例如，由于蠕动泵内液流通道通常是开放的，液体可能因疏忽而供给患者。如果从液体源（例如静脉注射袋）连到泵入口部分的管子没有被夹紧，这种情况就会发生。同样，形成通常开放通道的管的持续压缩也导致管疲劳，因此需要更换管，而这会增加系统操作成本。

[0005] 蠕动泵也受到液压头高度的影响，液体源在所述泵上方的位置会导致泵流速错误。

[0006] 已知大体积单活塞泵不具有恒定流速。这是因为有所谓的“死时间”发生，对于每个泵循环，当活塞泵抽预设体积的液体后，泵的输出阀被关闭，活塞被收回，活塞腔被重新灌注液体。恒定流速的匮乏是非预期的，因为特定药物的半衰期是以秒计算的。如果医学液体没有在这一时间内分配给患者并被吸收，医学液体就无效了。流速恒定对于分配高效医学液体是非常重要的。

[0007] 已知用于大剂量医学液体分配系统的隔膜泵包括具有单弹性隔膜且配用于隔膜形变及医学液体分配活塞的泵。这类隔膜泵也还包括弹性止回阀，所述阀与泵的进口和出口端相通。这些止回阀的柔性使得阀的突破压（开启或闭合阀门所需的压力）变化，而这进而会影响流速恒定。由于所分配的医学液体流速波动导致的流速不恒定是与前述讨论的“死时间”导致的缺乏恒定流速一样是非期望的。另一个与之具有弹性隔膜的泵相关的挑战是，在灌注循环中隔膜变形和贮存势能。这个势能在泵循环中被释放，这会导致在分配初期有大量液丸形成。这一暂时性的液流峰值也影响流速恒定，因此也是非预期的。

[0008] 另一分配大体积医学液体已知隔膜泵包括两个弹性隔膜，其以交互的方式运行。这种泵不具有弹性止回阀以及相应的问题。然而，作为单活塞隔膜泵，所述柔性弹性隔膜在液流灌注循环中被施压形变并贮存势能。因此，当相对应的在开始泵循环时输出阀被开启，

可能有大量液丸被分配，甚至无需活塞运动，而这是非预期的。

[0009] 另一与已知大体积医学液体泵相关的挑战是，在系统中易于形成气泡，这需要医护人员的干涉，去“灌注”泵以消除气泡。液体分配系统中形成的气泡与泵相关，这是因为泵空化或“放弃”，这是发生在液温升高的情况下。一旦发现分配系统中有气泡，通常泵被关闭并触发警报通知医护人员该问题。医护人员需要时间来解决问题，而这会中断医学液体向患者输送。虚假警报会浪费医护人员时间，也会中断给患者输液。

[0010] 其它与医学液体泵相关的挑战是，基于医院感染控制程序的要求，当使用到预设的、相对短的一段时期后，需要更换泵的部件。这种更换必须是非常迅速且成本高。

[0011] 因此期望提供一种用于医学液体分配系统的泵，其具有可更换泵模块，其可以用于大小剂量液体应用，并克服已知用于医学液体分配系统的泵的缺陷。

[0012] 发明内容：

[0013] 考虑到前述以及基于本发明，提供一种用于医学液体分配系统的泵模块，其包括一个泵体和形成于所述泵体内的第一和第二泵腔。一对形成于所述泵体内的腔进口和腔出口，每一个都与泵腔中的一个相连。每个泵腔包括大体为球形的第一部分和与所述第一部分一体且大体为圆锥形的第二部分。所述第一和第二部分与所述腔进口和所述腔出口液体相通。所述第二部分的圆锥部分会聚到所述腔出口。

[0014] 在另一实施例中，所述泵模块包括一个或多个下述特征。所述泵体由非柔性材料制成。所述泵模块还包括形成于所述泵体内的液流网，其可操作地从液体源向泵腔供应液体，以及在泵操作时从泵腔向所述泵体外分配液体。所述泵模块还包括第一液体排出部件，其机械连接到所述泵体且可操作地可延伸入所述第一泵腔，其中液体从所述第一泵腔排出进入所述液流网络，以及一个第二液体排出部件，其机械连接到所述泵体且可操作地可延伸入所述第二泵腔，其中液体从所述第二泵腔排出进入所述液流网络。

[0015] 所述液流网络包括多个非排出阀。每个非排出阀可为可转动阀，其具有一个杆，一个与所述杆一体的连接部分和一个流道。每个阀的流道为直线且横切过所述杆，所述连接部分适于连接到一个转动致动器。非排出阀中的一个为三位输入阀，剩下两个阀为第一和第二输出阀

[0016] 所述泵模块进一步包括输入口和输出口。所述液流网络进一步包括第一和第二液体供应通道，当所述输入阀处于第一位置时，所述第一液体供应通道与所述输入口和所述第一泵腔液体相通。当所述阀处于第二位置时，所述第二液体供应通道与所述输入口和所述第二泵腔液体联通，当阀处于第三位置时，所述第一和第二泵腔与输入口液体非连通。

[0017] 设有一对多孔空气过滤器，每个选择性地与所述泵腔之一液体相通。所述第一输出阀处于第一位置时所述输出口与所述第一泵腔液体相通，当所述第一输出阀处于第二位置时所述第一泵腔与所述过滤器中的一个液体相通，当所述第一输出阀处于第三位置时所述第一泵腔和所述输出口是液体非连通的。类似的，当所述第二输出阀处于第一位置时所述输出口与所述第二泵腔液体相通，所述第二输出阀处于第二位置时所述第二泵腔与另一过滤器液体相通，所述第二输出阀处于第三位置时所述第二泵腔和所述输出口液体非连通。

[0018] 所述模块进一步包括第一和第二压力传感器，每个传感器与所述泵腔之一液体相通。每个空气过滤器可有效移除供应到所述过滤器的液体中的气泡以及将空气从气孔排

出。过滤器可以包括一个疏水介质，过滤器可以为 Gortex[®]空气过滤器。

[0019] 基于本发明的第二方面，制备用于医学液体分配系统的泵模块的方法包括，使用塑料材料制备所述模块的泵体，在所述泵体内形成第一和第二泵腔，在所述泵体内形成液流网络，其中所述液流网络与所述泵腔相通。

[0020] 所述方法进一步包括形成第一和第二泵腔，所述泵腔包括大体为球形的第一部分和与所述第一部分一体且大体为圆锥形的第二部分。所述成形步骤包括喷射塑模形成第一和第二泵腔。

[0021] 基于本发明第三方面，用于医学液体分配系统的泵包括一个非柔性材料制成的泵体和形成于所述泵体内的第一和第二泵腔。所述泵进一步包括形成于所述泵体内的液流网络，其可操作地从液体源向所述泵腔供应液体以及在泵操作期间将液体从所述泵腔排出所述泵体。所述泵进一步包括第一和第二液体排出装置，每个装置机械连接到所述泵体且可操作地能够延伸入相应的所述泵腔中的一个，其中液体被排出所述泵腔。所述第一和第二液体排出装置彼此独立操作。

[0022] 在其他实施例中，所述泵进一步包括前述的本发明所述泵模块的一个或多个特性。

[0023] 基于本发明第四方面，用于医学液体分配系统中的泵抽液体的方法，包括提供一个泵，所述泵包括非柔性材料制成的泵体，形成于所述泵体内的第一和第二泵腔，所述泵进一步包括形成于所述泵体内的液流网络。所述方法进一步包括通过所述液流网络向所述泵腔供应液体，且独立地泵抽至少一部分液体到每个所述泵腔外部，通过所述液流网络且到所述泵外部。

[0024] 所述方法进一步包括启动泵的第一泵循环，至少部分液体到所述第一泵腔外部，在所述第一泵循环结束前启动第二泵循环，至少部分液体到达所述第二泵腔外部。

[0025] 所述方法进一步包括在所述第一泵循环结束且在所述第二泵循环中时再灌注所述第一泵腔，在完成再灌注循环后检测所述第一泵腔内空气的存在。

附图说明：

[0026] 在附图帮助下以及随后的描述，本发明的其他特点和优点可以更好地被理解，其中：

[0027] 图 1 是向患者静脉内分配医学液体的系统的示意图，其中包括基于本发明的泵；

[0028] 图 2 是图 1 中所述泵的透视图；

[0029] 图 3A-3H 是一系列图 2 所示所述泵的部分的正视图，显示所述泵输入阀和两个输出阀在所述泵不同操作状态的位置；

[0030] 图 4 图 2、3A-3C 所示泵的侧视图；

[0031] 图 5 所述泵内可含有的空气过滤器和压力传感器的示意图；

[0032] 图 6 图 2、3A-3H、4 所示泵可含有的控制系统的示意图。

具体实施方式：

[0033] 参照附图，Fig 1 显示了用于向患者静脉内分配医学液体的系统 10，系统 10 包括一个泵，标号为 12，基于本发明泵 12 可被置于框架（标号 14）内，然后电连接到控制器 16，

该控制器也可置于所述框架 14 内, 控制泵 12 的操作。

[0034] 泵 12 的液体输入口 (图 1 中未示出) 被液体连接到液体源 (其内有待分配液体), 所述液体源可包括袋 20, 统称为静脉注射袋, 其内含有液体 22。所述液体 22 可包括本领域已知的不同的药品, 也可包括其它液体, 例如生理盐水。所述系统 10 进一步包括一个管 24 所在的第一区, 其包括单根管或多根互连管。管 24 可穿过框架 14 的管入口 18, 然后通过一个或多个导管和液体连接头 (未示出) 液体连接到泵 12 的液体入口 (图 1 未示出)。管 24 另一端为针尖 26, 其可以刺入静脉注射袋 20 的端口 18。

[0035] 系统 10 还包括管 30 所在的第二区, 其包括单根管或多根互连管。管 30 可穿过框架 14 的管出口 32, 过一个或多个导管和液体连接头 (未示出) 液体连接到泵 12 的液体出口 (图 1 未示出)。管 30 另一端为导管 34, 其插入患者胳膊 36 的一个静脉中。

[0036] 参照图 2-4, 所述泵 12 的示意图如图 1 所示。泵 12 是一个变量泵 (displacement pump), 包括泵体 50, 其适于安装在一个固定结构上, 例如图 2 和 4 所示的结构 52。在所示的实施例中结构 52 包括一个底盘 54 和一个垂直延伸部件 56, 从所述底盘 54 向上延伸。然而, 所述泵体 50 可被安装在不同的固定结构上。在所示实施例中, 所述泵体 50 通过多个常规紧固件 (例如螺钉 58) 被固定到垂直延伸部件 56, 所述螺钉穿过衬套 60 进入或穿过盘 56。螺钉 58 可螺旋入部件 56 内的螺纹孔 (未示出) 或穿过部件部件 56 的隙孔由传统紧固件, 例如螺母 (未示出) 固定部件 56 的另一边。然而, 泵体 50 可以其它适宜的方式安装到结构 52 上。

[0037] 泵体 50 由非柔性材料制成。适宜的材料包括多种塑料, 例如丙烯酸材料或各种聚碳酸酯。泵 12 进一步包括形成于非柔性泵体 50 内的第一 62a 和第二 62b 泵腔。泵腔 62a 和 62b 由喷射塑模或其他适宜的制备工艺制成。每个所述泵腔 62a、62b 由泵体 50 内形成的内表面 64 界定, 每个所述腔 62a、62b 适于容置如随后所讨论的液体。泵体 50 内形 成有一对腔入口 68, 每个入口置于所述腔 62a、62b 的一端。泵体 50 内形成有一对腔出口, 其位于所述腔 62a、62b 的另一端, 液体从中排出, 如随后所讨论的。

[0038] 泵腔 62a、62b 均包括第一部分 72, 其大体为球形, 如实施例中所示, 且位于入口 68 近端, 并与入口 68 液体相通。所述泵腔 62a、62b 均进一步包括第二部分 74, 其与所述第一部分 72 一体, 且从所述第一部分 72 延伸开。所述第二部分 74 如实施例所示为圆锥形。所述泵腔 62a、62b 的部分 74 会聚到相应的出口 70。换句话说, 所述第二部分 74 从相应的出口 70 处分叉。由于部分 72 和 74 的形状, 每个腔 62a、62b 通常为泪滴形, 如实施例所示。泵腔 62a、62b 如此成型可防止内腔 66 内液体的气泡被陷入空腔 66。由于泵腔 62a、62b 的形状, 气泡将上升通过所述空腔 66 然后通过相应出口 70 排出。

[0039] 虽然在所示实施例中泵腔 62a、62b 形状相同且均大体为泪滴形, 基于本发明的泵腔 62a、62b 可为不同于所示的形状, 也可以彼此不同, 泵腔 62a、62b 得到这些形状可以防止气泡被陷入空腔 66 中。当泵体 50 被安装在所述固定结构 52, 泵腔 62a、62b 的所述第一部分 72 被置于相应的泵腔 62a、62b 的所述第二部分 74 下方, 以使的任何空腔 66 内液体的气泡上升通过空腔 66 到达相应出口 70。

[0040] 泵 12 进一步包括一对液体排出装置, 图 2 中标号为 80a 和 80b。所述液体排出装置 80a、80b 机械连接到泵体 50 且可操作地能够延伸入所述泵腔 62a、62b 中的一个, 其中液体被从相应的腔 62a、62b 中的一个排出。另外, 所述液体排出装置 80a、80b 与所述泵体 50

密封耦合，下面详细讨论。

[0041] 液体排出装置 80a,80b 中每个均包括一个线性致动器 82 和一个与所述致动器 82 接触耦合的排出部件 84，每个排出部件 84 机械连接到泵体 50。致动装置 80a 的排出部件 84 能被延伸入所述泵腔 62a 以便从腔 62a 排出液体，且该部件与所述泵体 50 密封耦合。类似的，所述致动装置 80b 的排出部件 84 可被延伸入所述泵腔 62b，也与所述泵体 50 密封耦合。在所示实施例中，每个排出部件 84 是一个活塞。然而，排出部件 84 其可以是其它装置，可以具有与所示活塞不同的形状和尺寸。如图 3A-3G 所示，当延伸入相应的泵腔 62a、62b 中的一个时，每个所述排出部件 84 与内表面 64 是间隔开的。

[0042] 每个所述线性致动器 82 可以是一个步进电机 86，其具有线性可移动输出螺杆 88，所述输出螺杆在所述泵 12 的操作期间与相应的排出部件 84 接触耦合。或者，所述线性致动器 82 包括一个非步进电机的装置，其包括但不限于空气致动汽缸或液压致动汽缸或者类似的装置。

[0043] 在所示实施例中，每个步进电机 86 被固定到板 90，所述板是一体于固定结构 52 的垂直延伸部件 56 且从该部件 56 水平延伸开来。所述电机 86 可通过任何常规方法固定到板 90，例如常规的紧固件（未示出）。板 90 包括一对孔 92，其适于容置输出螺杆 88。

[0044] 每个所述致动装置 80a,80b 进一步包括一个联轴器 100，其被固定到相应的排出部件 84。在所示实施例中，这是通过将一个固定螺丝（未示出）穿过联轴器 100 上的孔 102 而与所述排出部件 84 接触耦合而实现的。如图 3A-3H 所示，所述每个线性致动器 82 的输出螺杆 88 穿过联轴器 100 的下端，然后与排出部件 84 接触耦合。相应的，由于输出螺杆 88 可上下移动，在所述线性致动器 82 操作期间，所述排出部件 84 相对于输出螺杆 88 上下移动。如图 3A-3H 所示，每个排出部件 84 穿过一个填充螺母 104，通过所述入口 68 进入相应的所述泵腔 62a、62b 中的一个。每个填充螺母 104 可包括一个下部的拧紧螺母 106，其可为六角形或其它适用于拧紧装置的形状，以及一个上部的与所述拧紧螺母 106 一体的外螺纹筒 108。

[0045] 每个所述致动装置 82 的排出部件 84 与所述泵 12 的泵体 50 密封耦合，其可如下述实施例那样实现，泵体 50 包括一对成型于其中的凹槽 110，每个凹槽的下部具有内螺纹以适于容置所述筒 108 的外螺纹。一个下部隔块 112（例如垫圈）与所述筒 108 的上表面接触耦合。一个弹性部件 114（例如 O- 形环）被置于下部隔块 112 和上部隔块 116（例如垫圈）之间。排出部件 84 穿过下部隔块 112、弹性部件 114 以及上部隔块 116 进入内腔 66。每个填充螺母 104 被拧紧使得筒 108 在相应的凹槽 110 内向上移动并迫使上部垫圈 116 抵靠到凹槽 110 的上表面。所述弹性部件 114 被压缩且被径向朝外抵靠到凹槽 110 的内表面且径向朝内抵靠到排出部件 84 的外表面，进而将排出部件 84 密封到泵体 50，避免所容纳在相应的泵腔 62a、62b 中一个内部的液体从入口 68 进入凹槽 110 并到达泵体 50 外部。泵 12 可进一步包括一对防护罩（未示出）或盖子，均从联轴器 100 延伸到筒 108 以便进一步将排出部件 84（除了框架 14 之外）与其它污染物隔离开。

[0046] 泵 12 进一步包括一个液流网络，在图 3A-3H 中标号 120，其成形于所述泵体 50 内，且在泵 12 操作期间可操作地从一个液体源（例如图 1 中静脉注射袋 20）向所述泵腔 62a、62b 供应液体，且将所述液体从所述腔 62a、62b 排出所述泵体 50。液流网络 120 可由喷射塑模形成于所述泵体 50 内。如实施例所示，所述液流网络 120 包括一个入口端 122，一个三

位输入阀 124 和第一 126、第二 128 液体供应通道，所述通道分别延伸至所述入口端 122 和所述泵腔 62a、62b 之间，所述液流网络 120 可进一步包括一对置于所述液流网络 120 内的三位输出阀 130a、130b，下面详述。输入阀 124 和每个输出阀 130a、130b 为非排出阀。使用非排出阀有助于维持所需的泵 12 恒定流速。

[0047] 在所示实施例中，阀 124、130a 和 130b 为可转动阀，均具有一个杆和一个流道。特别是，所述输入阀 124 具有一个杆 125 和一个流道 127，所述流道基本直线延伸横穿过所述杆 125。输出阀 130a 具有一个杆 131a 和一个流道 133a，该流道基本直线延伸横穿过所述杆 131a。输出阀 130b 可具有一个杆 131b 和一个流道 133b，所述流道基本直线延伸横穿过所述杆 131b。此外，每个所述阀 124、130a 和 130b 包括一个连接部分，例如图 4 所示阀 130a 的连接部分 132a，其一体于相应阀的杆，例如阀 130a 的杆 131a。每个所述阀 124、130a 和 130b 可连接到一个转动致动器 136，如图 2 和 4 所示。在泵 12 操作期间，转动致动器 136 有效地在第一、第二和第三位置之间转动阀 124、130a、130b。在所示实施例中，每个转动致动器 136 是一个步进电机且被电连接到一个控制器，例如图 6 所示的控制器 16。在本发明范围内，还可以使用其他 类型转动致动器。例如，电磁阀用来替代步进电机，或者其他适于在三个位置间转动阀 124、130a 和 130b 的装置。每个转动致动器 136 可通过传统紧固件（未示出）或其它适宜的方法安装到一个固定结构上，例如图 2、4 所示的结构 52 的部件 56。

[0048] 实施例中转动致动器 136 被连接到阀 124 和输出阀 130a、130b 的方法可以参照图 4 所示转动致动器 136a 的联轴器连到阀 130a 的联轴器 132a 而更易于理解。每个转动致动器 136 包括一个可转动输出轴 138，所述输出轴连接到所述阀 124、130a 和 130b 中的一个。在所示实施例中，联轴器部件 140 被用于将每个可转动输出轴 138 连接到相应的阀 124、130a 和 130b 中的一个。如图 4 所示，每个联轴器部件 140 包括一个中空筒 142，其置于所述输出轴 138 周围。所述筒 142 通过一个或多个固定螺丝（未示出）固定到输出轴 138。每个联轴器部件 140 可进一步包括一个突出部分 144，其位于筒 138 的一端并与之一体，且其具有一个相对端 146 可以耦合相应阀的连接部分 132，例如阀 130a 的连接部分 132a。端部 146 的尺寸可以相对小于突出部分 144 的剩余部分，且可以插栓式耦合相应阀的连接部分 132，例如图 4 所示的阀 130a 的连接部分 132。连接部分 132a 和联轴器部件 140 突出部分 144 的端部 146 具有平板结合表面，以便于扭矩从转动致动器 136 的输出轴 138 通过联轴器部件 140 传递到阀 124、130a 和 130b 中相应的的一个。

[0049] 阀 124 可通过相应的转动致动器 136 在如下位置之间转动：图 3A 所示第一位置，在该处所述泵腔 62a 是液体相通于入口端 122；图 3E 所示第二位置，在该处所述泵腔 62b 是液体相通于入口端 122；以及图 3B、3C、3D、3F、3G 和 3H 所示的第三位置，在该处所述泵腔 62a、62b 均与入口端 122 液体非连通。输出阀 130a、130b 的不同位置随后讨论。

[0050] 参照图 5，液流网络 120 进一步包括一个输出口 150 和液体排出通道 152、154。所述液体排出通道 152 在与泵腔 62a 液体相通的出口 70 和输出口 150 之间延伸，液体排出通道 154 在与泵腔 62b 液体相通的出口 70 和输出口 150 之间延伸。所述液流网络 120 还可包括一对多孔空 气过滤器 156，每一个均与所述泵腔 62a、62b 中的一个选择性地液体相通。过滤器 156 可置于泵体 50 内部或外部。每个过滤器 156 包括一个液体入口 158 和一个气孔 160。每个过滤器 156 可包括一个疏水介质（未示出），其排斥液体通过入口 158 进入过滤器 156，但允许夹带于液体内的空气通过，并通过气孔 160 排出过滤器 156。所述液

流网络 120 包括一个第一过滤器供应通道 162, 其在与过滤器 156 相通的腔出口 70 间延伸和一个第二过滤器供应通道 164, 其在与泵腔 62b 相通的腔出口 70 以及另一个过滤器 156 之间延伸。

[0051] 输出阀 130a 可由转动致动器 136 在如下位置间转动, 图 3D、3F 和 3G 所示第一位置, 在该处泵腔 62a 是液体相通于所述输出口 150; 图 3C 所示第二位置, 在该处所述泵腔 62a 是液体相通于过滤器 156 中的一个; 图 3A、3B 和 3H 所示第三位置, 在该处泵腔 62a 与输出口 150 和过滤器 156 液体非连通。同样, 输出阀 130b 可由相应的转动致动器 136 在如下位置间转动, 图 3A-3D 所示第一位置, 在该处所述泵腔 62b 是液体相通于输出口 150; 图 3G 所示第二位置, 在该处所述泵腔 62b 是液体相通于另一个过滤器 156; 图 3E、3F 和 3H 所示第三位置, 在该处所述泵腔 62b 与输出口 150 和过滤器 156 液体非连通。

[0052] 泵 12 还可包括一对压力传感器 170, 其可为压力变换器。每个所述传感器 170 总与所述泵腔 62a、62b 中的一个液体相通。在图 5 所示实施例中, 压力传感器 170 中的一个在腔 62a 的下游且为输出阀 130a 的上游处液体相通于液体排出通道 152。或者该传感器 170 可被置于腔 62a 内, 也能被固定到内表面 64, 或者被固定到其它可保持与腔 62a 液体相通的位置。同样, 在所示实施例中, 另一传感器 170 在腔 62b 的下游且为输出阀 130b 的上游处液体相通于液体排出通道 154。或者, 该传感器 170 可被置于腔 62b 内, 也能被固定到内表面 64, 或者被固定到其它可保持与腔 62b 液体相通的位置。

[0053] 与感染控制相关的医院程序要求在一个相对短的预设时间后更换液体分配系统中暴露于液体的部分。医学液体分配系统中暴露于被分配的液体中或被该液体浸湿的部件包括液体供应及排出管以及所述泵中暴露于医学液体的部分。由于需要在相对短的期限内更换这些部件, 这要求泵模块易于更换且成本经济。本发明所提供的这样的泵模块, 包括如下如实施例所示的部件, 泵体 50, 其内含泵腔 62a、62b, 以及所述液流网络 120, 所述网络包括所述非排出、可转动输入阀 124 和所述非排出、可转动输出阀 130a、130b; 排出部件 84 及其相应填充螺母 104, 以及所述隔块 112、116 和所述弹性部件 114; 过滤器 156 及压力传感器 170。填充螺母 104 和隔块 112 是包含在所述泵模块中, 尽管他们可能不会暴露于腔 62a、62b 内的液体。泵 12 的其它部件不暴露于被泵入的液体, 因此没有被包含在所述泵模块中。在所示实施例中, 所述泵体 50 为塑料制成, 所述泵模块是成本低廉的。

[0054] 参照图 1, 3A-3H 和 6 可以进一步理解所述泵 12 的操作。如图 6 所示, 控制器 16 控制两个线性致动器 82 和三个转动致动器 136 的操作。控制器 16 可被编程以便操控这些致动器来实现预期的泵循环。线性致动器 82 彼此独立操控, 转动致动器 136 也是彼此独立操控。这使得基于维持输出口 150 的恒定流速, 液体可被泵抽出所述泵腔 62a、62b 中的一个, 也可以从所述泵腔中同时被泵抽出。

[0055] 在泵 12 的初始阶段 (或称初始循环), 所述泵腔 62a、62b 中的一个灌注有将被分配的液体, 而液体被泵出泵腔 62a、62b 中的另一个, 通过出口 150 进入一个管区域, 例如图 1 所示的管区域 30, 然后到达病人。图 3A 示出这一阶段。

[0056] 图 3A 中, 所示输入阀 124 所处位置使得在该处泵腔 62a 液体相通于所述液流网络 120 的入口 122。相应的, 液体从液体源 (例如图 1 中静脉注射袋 20) 到达泵腔 62a。在此时, 输出阀 130a 所处位置使得腔 62a 与输出口 150 和过滤器 156 液体非连通, 如图 3A 所示。当输入阀 124 被选定时如果与泵腔 62a 液体相通的压力传感器 170 记录到压降, 则入

口 122 是液体相通于泵腔 62a，流道堵塞发生在输入阀 124 的上游。如果发生这样现象，泵 12 可被关闭，操作人员可调查问题原因。

[0057] 在腔 62a 被灌注时，液体被泵出泵腔 62b 且通过出口 150 泵出所述泵体 50。这是经由将阀 130b 转动到腔 62b 液体相通于输出口 150 的位置（参见图 3A）且将排出部件 84 移入泵腔 62b 而实现的。如之前所提示，排出部件 84 是与泵腔 62a、62b 的内表面 64 间隔开的。无需排出部件将相应的腔 62a、62b 中的液体全部排出。而是，被排出或泵出的液体的量等同于排出部件 84 进入相应腔 62a、62b 的量。如果当输出阀 130b 被转动到前述位置时如果出现压力峰或快速增长，泵 12 操作者被警示在输出阀 130b 下游出现流道堵塞。操作人员可关闭泵 12。调查问题原因。

[0058] 泵腔 62a 被灌注后，且在将液体完全泵出泵腔 62b 之前，进行检测是否在泵腔 62a 内的液体中含有气泡。这个检测以如下方式进行，参照图 3B。输出阀 130a 和 130b 停留在原位但输入阀 124 被转动到入口端 122 与腔 62a、62b 均液体非连通的位置（如图 3B）。控制器 16 发信号给与泵腔 62a 相连的线性致动器 82 进而移动排出部件 84。如果排出部件 84 没有移动且相应的压力传感器 170 检测到压力升高，则说明在腔 62a 中没有空气夹带在液体中。然而，如果排出部件 84 移动，说明液体中有空气的存在，无关是否相应的压力传感器 164 显示压力的升高或降低。一个线性编码器（未示出）可被连接到相应的线性致动器 82，且被用于测量排出部件 84 的移动。

[0059] 如果前述检测显示液体中夹带有气体，阀 130a 被转动以使得泵腔 62a 液体相通于过滤器 156 中的一个，如图 3C 和 5 所示。输出阀 130b 和输入阀 124 停留在原位，如图 3C 所示。相应的，输出阀 130b 液体相通于输出口 150 但与过滤器 156 液体非连通，输入阀 124 与腔 62a、62b 均液体非连通。排出部件 84 然后移入泵腔 62a，迫使液体通过入口 158 进入相连的过滤器 156。过滤器 156 内疏水介质抵制液体进入过滤器 156，但液体内的气体能通过所述疏水介质并通过气孔 162 排出过滤器 156。前述检测被重复，直到没有探测到有空气夹带在腔 62a 内。

[0060] 当完成前述腔 62a 内液体所含空气检测，并完成探测到空气后将空气移除的步骤，输出阀 130a 被转动到腔 62a 与输出口 150 液体相通的位置，如图 3D 所示，这样液体被同时泵出腔 62a、62b。通过将相连的排出部件 84 移入腔 62a 而将液体出腔 62a 泵出。同时将液体泵出腔 62a 和 62b（持续相对短的时间），但是由于避免了“死时间”（没有液体被泵出）而确保出口 150 流速恒定。当阀 130a 开启时，如果与腔 62a 相关的压力传感器 170 记录到压力增加，说明阀 130a 下游出现流道堵塞，泵 12 被关闭，操作员检查问题源头。

[0061] 当与泵腔 62b 相连的排出部件 84 到达其冲程（或行程）末端，输出阀 130b 被转动到腔 62b 与输出口 150 和相关过滤器 156 液体非连通的位置，输入阀 124 被转动到腔 62b 与入口端 122 液体连通的位置，输出阀 130a 停留在原位，这样腔 62a 保持与输出口 150 液体相通，这些阀的位置如图 3E 所示。排出部件 84 被拉回，腔 62b 再灌注与排出部件 84 从内腔 66 拉回部分等体积的液体。

[0062] 在完成将液体泵出泵腔 62a 之前，进行压力检测以确定是否在泵腔 62b 内的液体中存在空气，方法同前述。输入阀 124 和出阀 130a、130b 在检测时的位置如图 3F 所示。如果检测到空气，输出阀 130b 被转动以使得腔 62b 与相应的过滤器 156 液体相通，空气如前述般被移除。在空气移除时输入阀 124 和输出阀 130a、130b 的位置如图 3G 所示。

[0063] 完成前述确认腔 62b 内液体是否有空去存在, 以及如果有则移除空气的步骤, 输出阀 130b 被开启, 与泵腔 62b 相连的排出部件 84 被移入泵腔 62b, 使得液体被同时泵出腔 62a、62b(持续相对短的时间), 但是由于避免了“死时间”(没有液体被泵出)而确保出口 150 流速恒定。

[0064] 继续泵抽, 液体交替泵出泵腔 62a、62b, 直到所需量的医学液体被供应给病人。此时, 泵 12 被关闭, 输出阀 130a、130b 被转到图 3H 所示位置, 在该处泵腔 62b、62b 均与输出口 150 及相连过滤器 156 液体非连通。输入阀 124 停留在原位, 在该处腔 62a、62b 与入口端 122 液体非连通, 如图 3H 所示。

[0065] 虽然前述详细给出本发明不同实施例, 必须明确, 各种修改, 替换和改变, 可以被采纳而没有脱离本发明权利要求的精神和范围。例如, 经过实施例所示所述液流网络包括一个单独三位输入阀和一对三位输出阀, 基于本发明原则的液流网络可包括不同数目的阀, 所述阀可有不同结构, 即, 其可以是非三位阀。同样, 经过实施例中使用一对多孔空气过滤器用于将气泡从泵给患者的液体中移除, 当所述液流网络内有适宜的流道时气泡可由一个过滤器移除, 或者通过手动灌注所述泵, 不使用空气过滤器。基于本发明原理的泵可用于液体供应量由低到高的不同应用。然而, 基于本发明原理的泵, 特别有利于用在大剂量液体应用中。本发明不限定于所述的特定实施例, 仅由权利要求所限定。

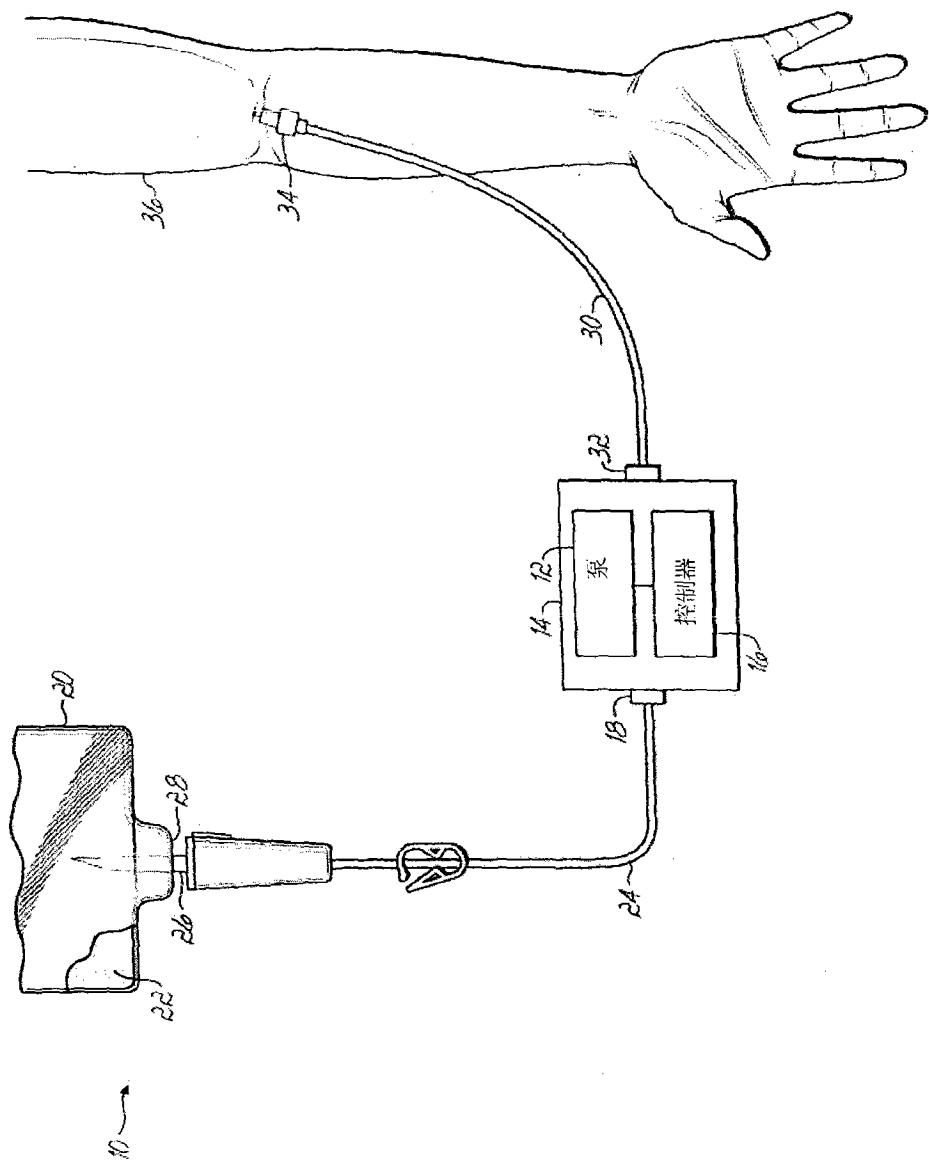


图 1

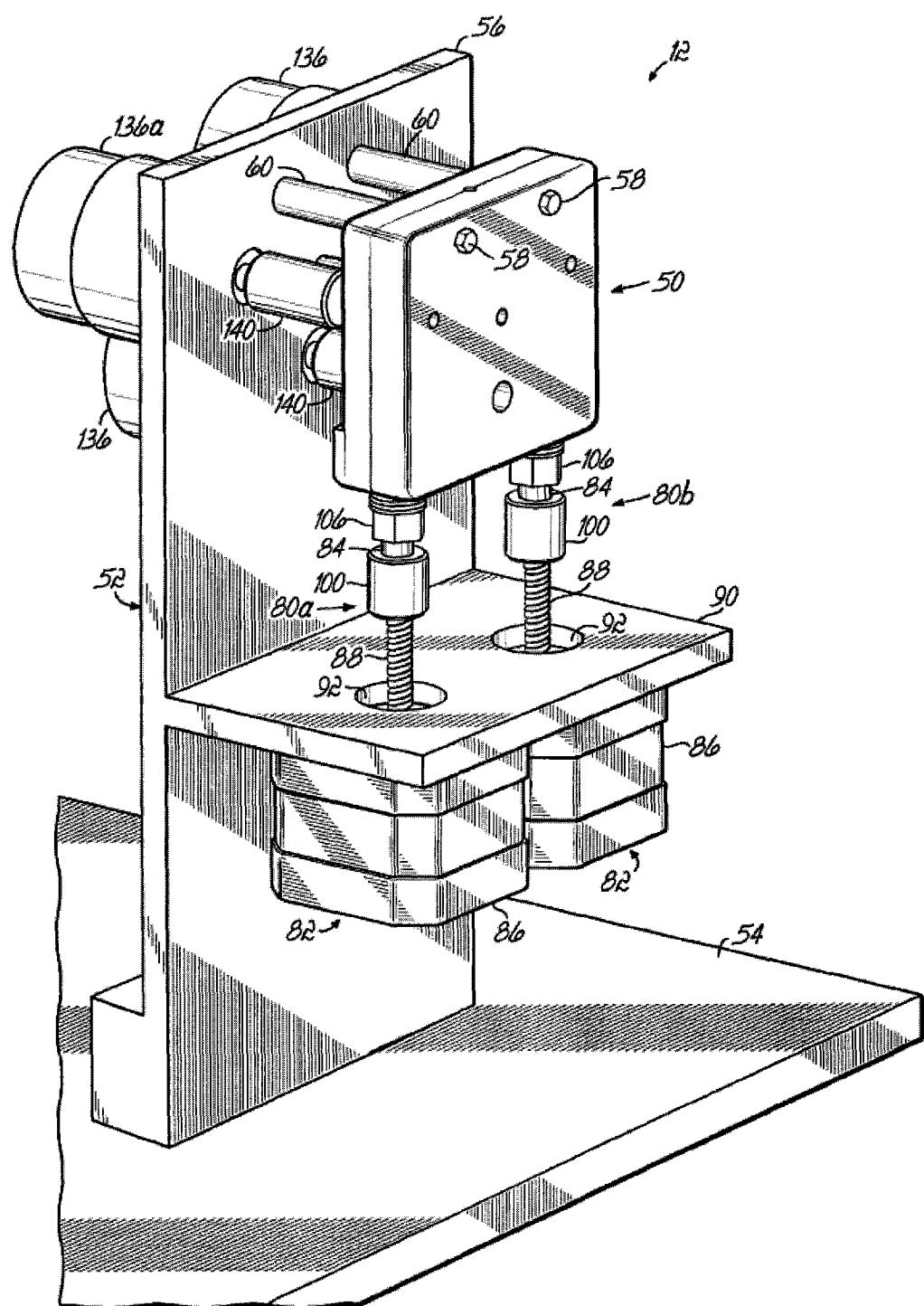


图 2

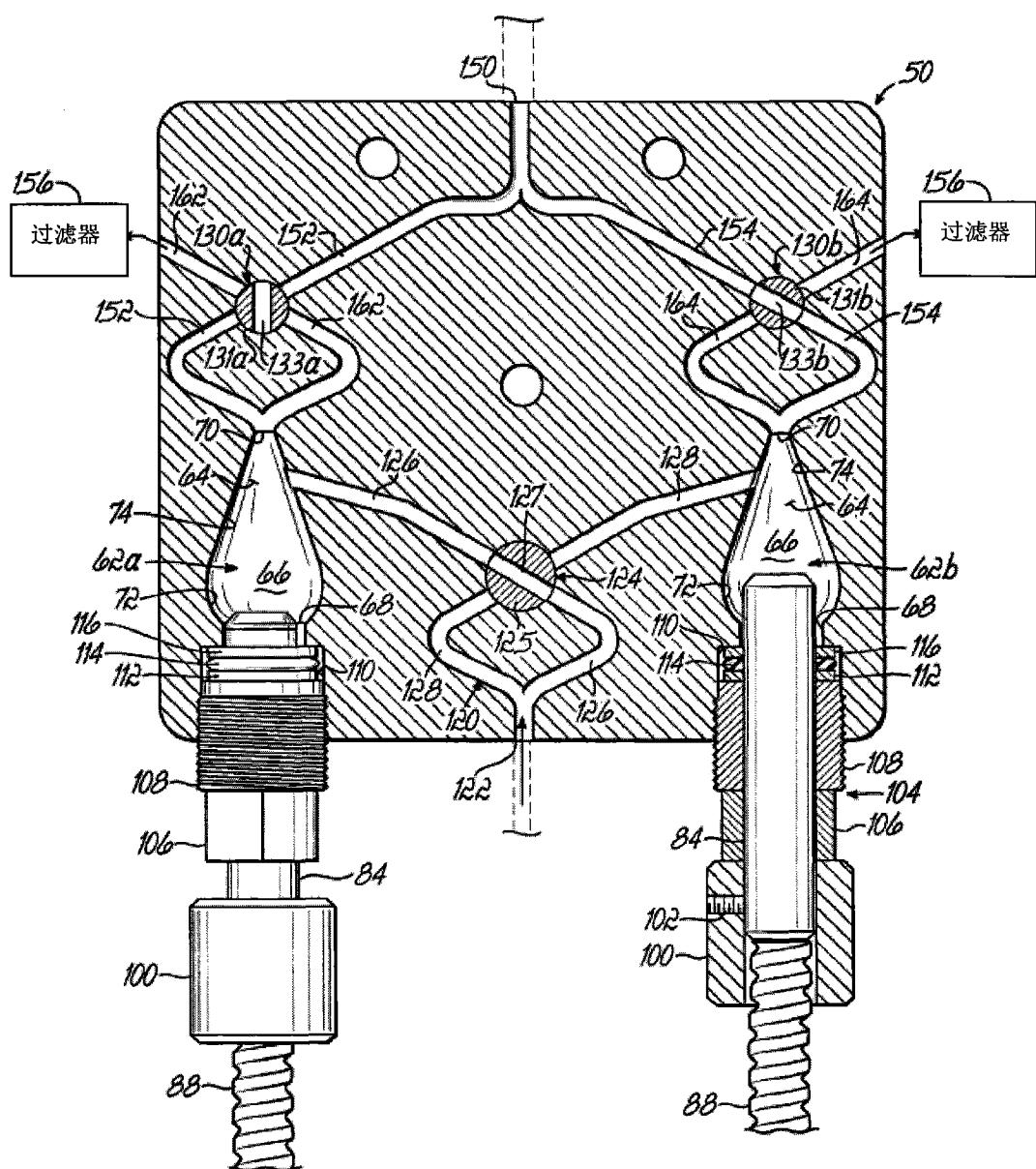


图 3A

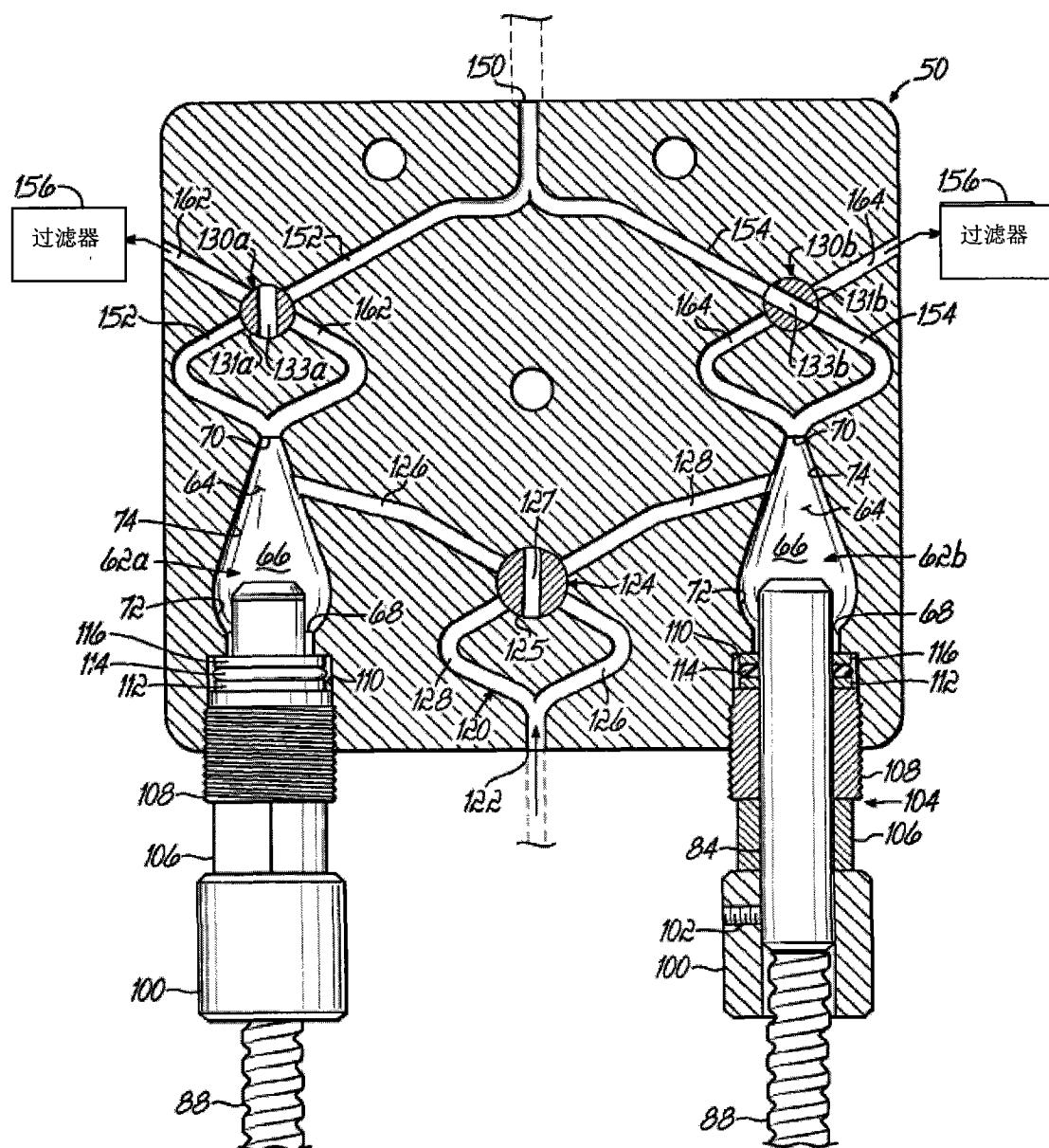


图 3B

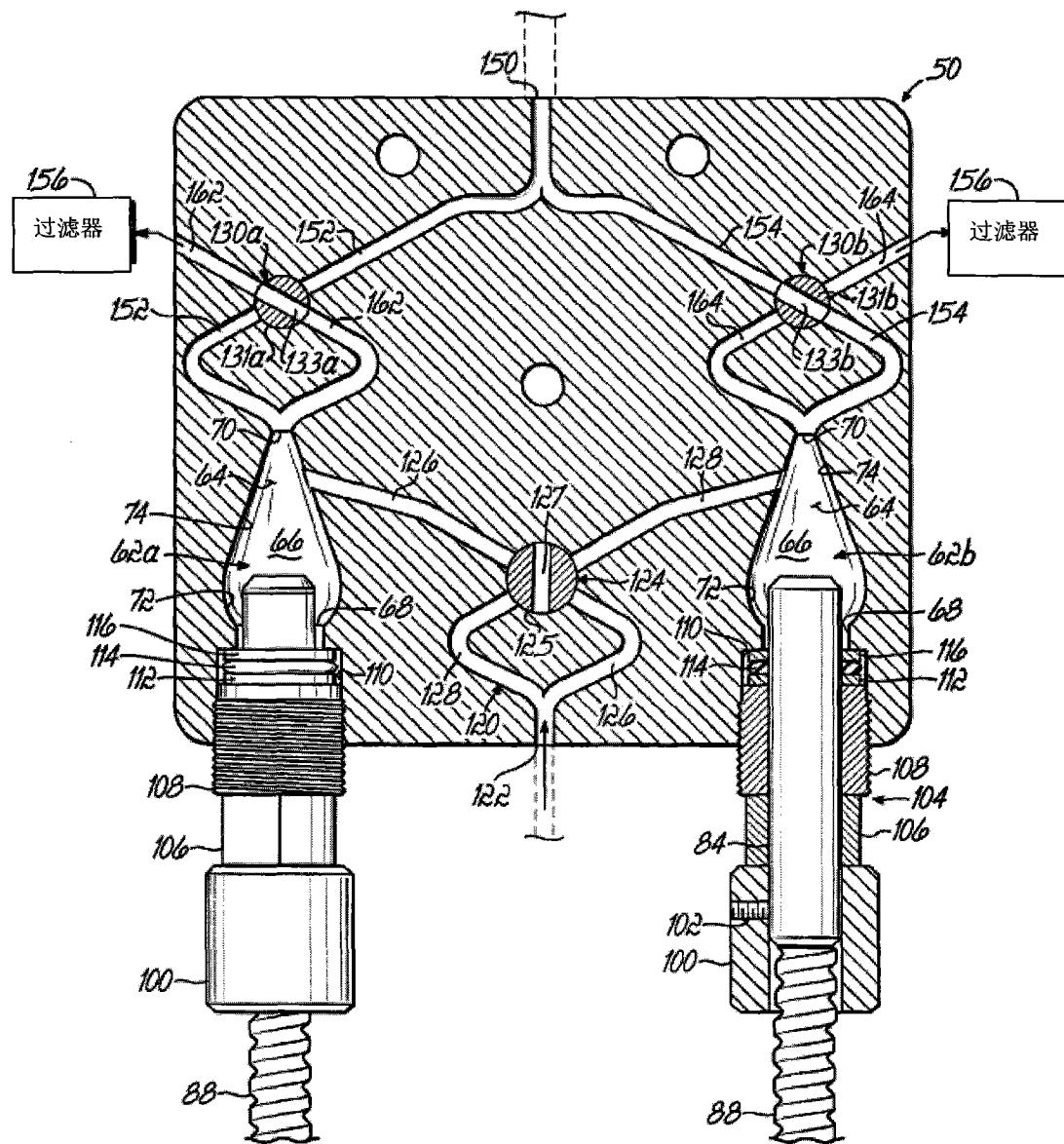


图 3C

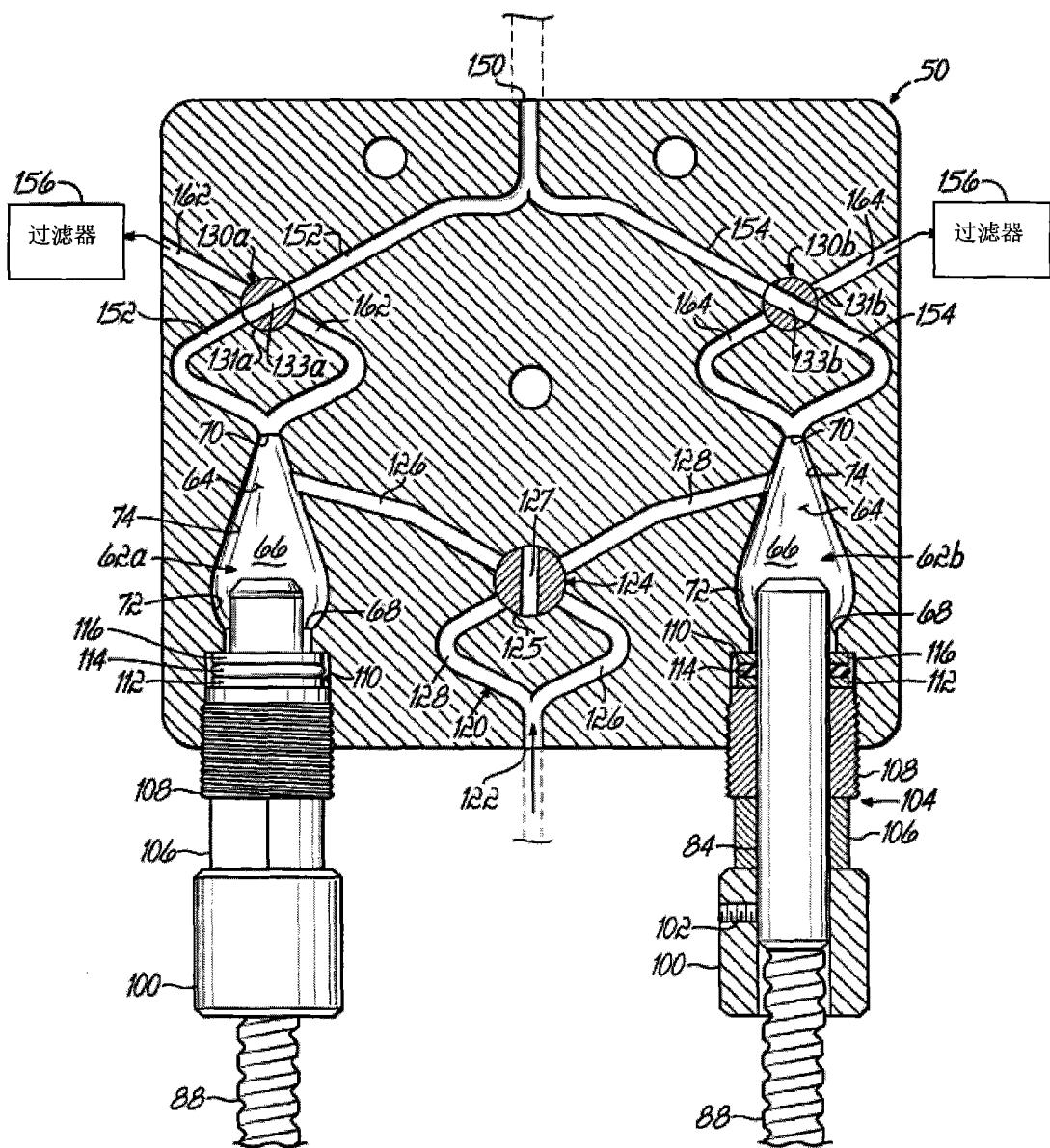


图 3D

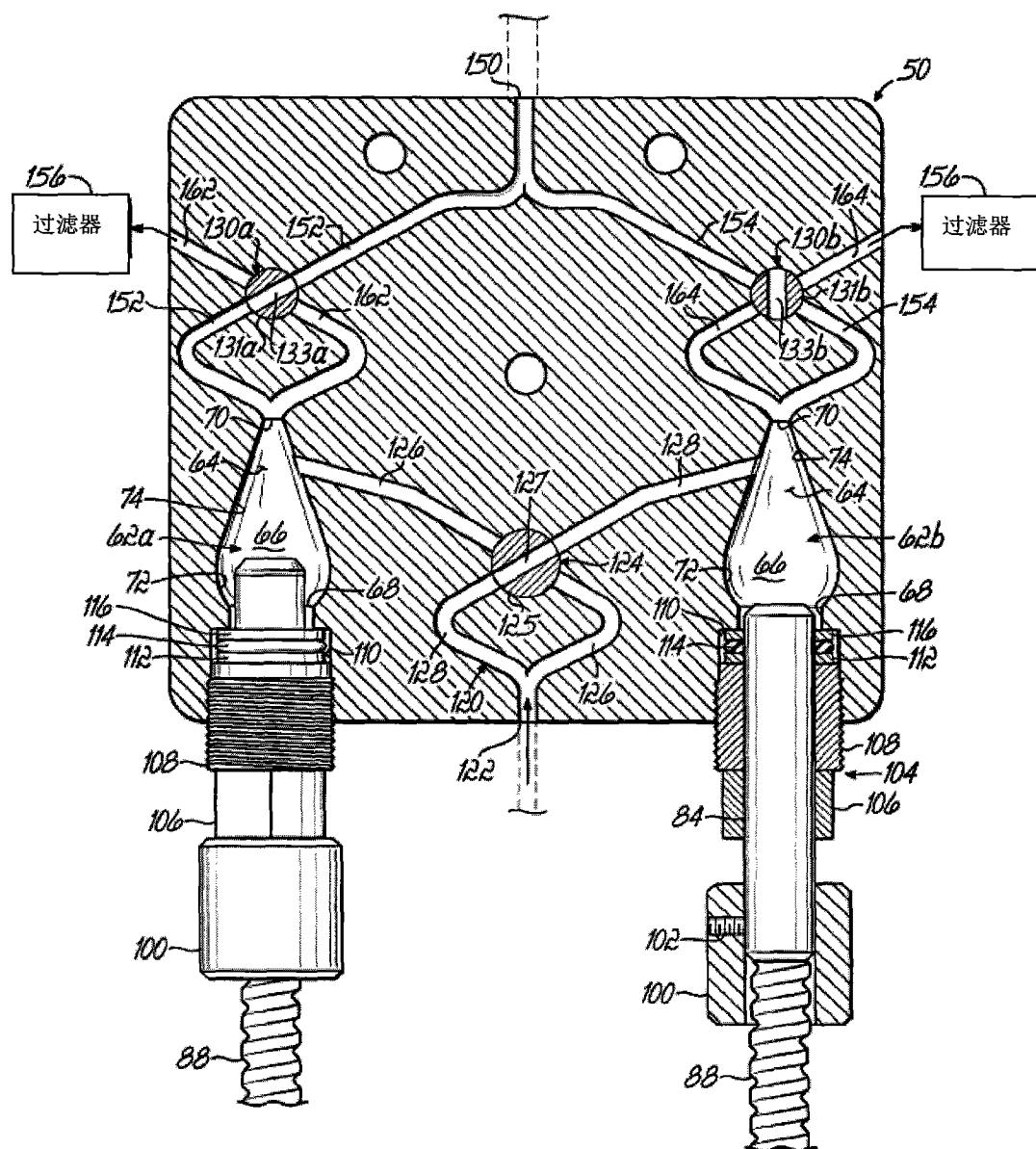


图 3E

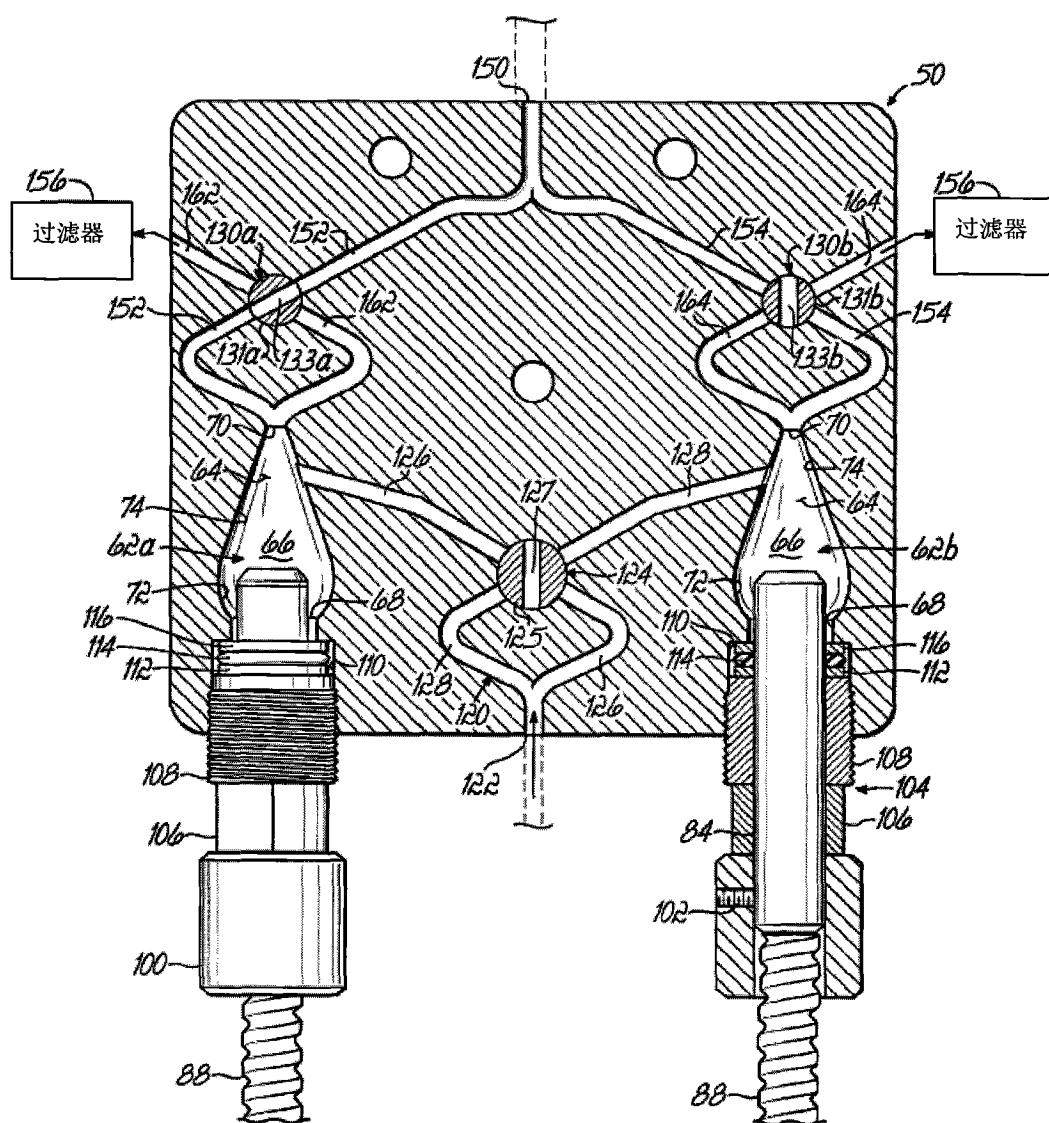
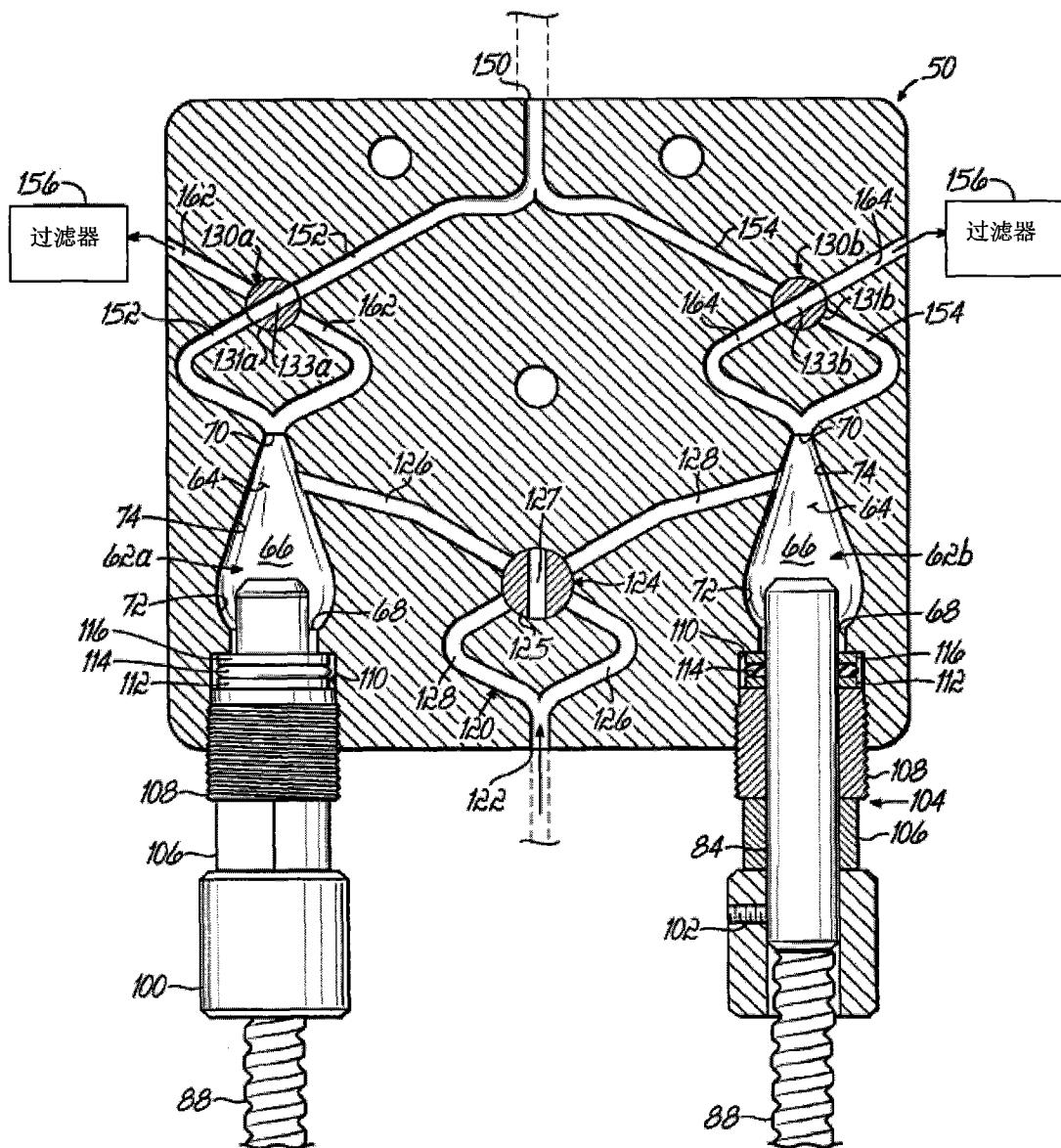


图 3F



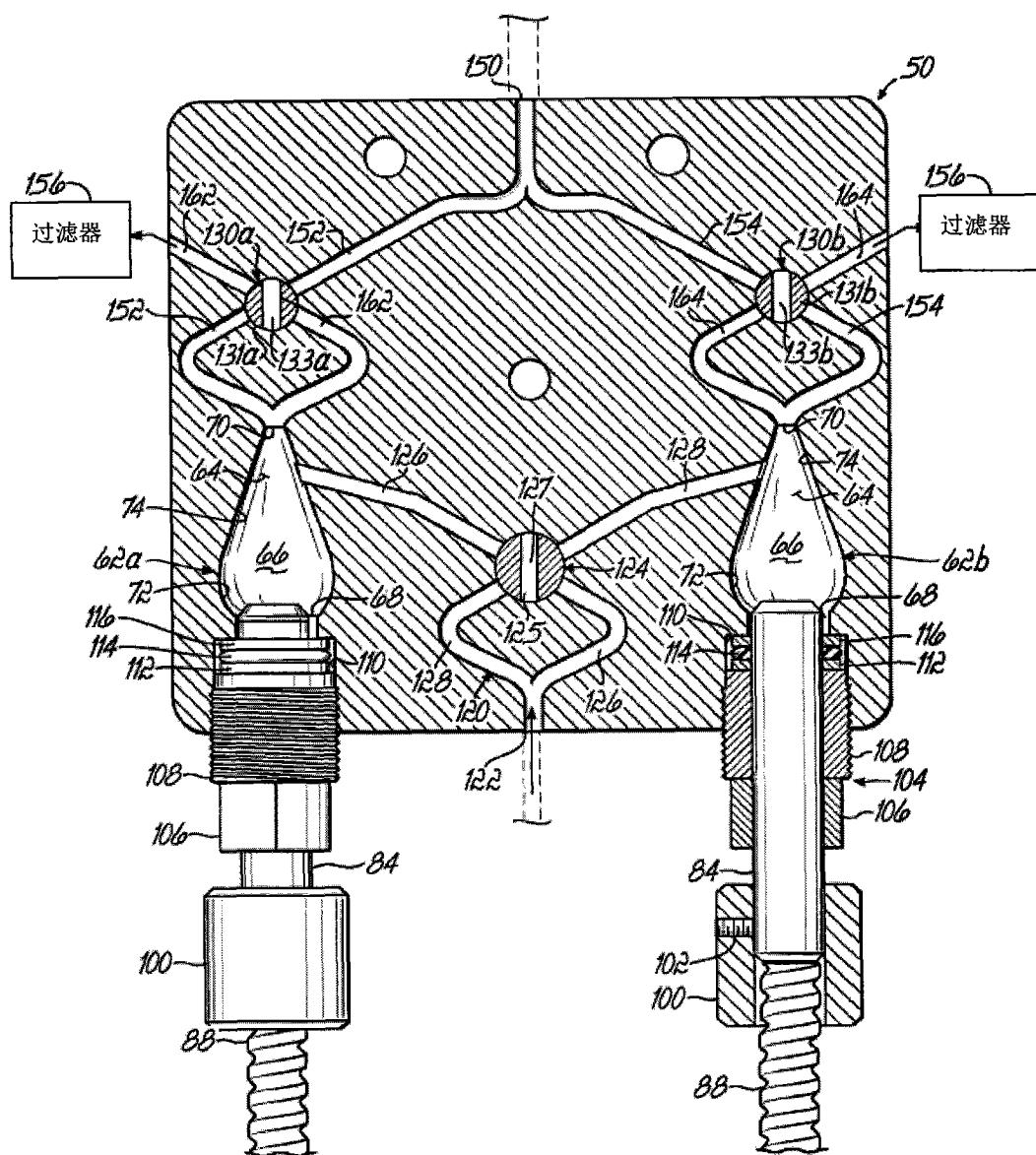


图 3H

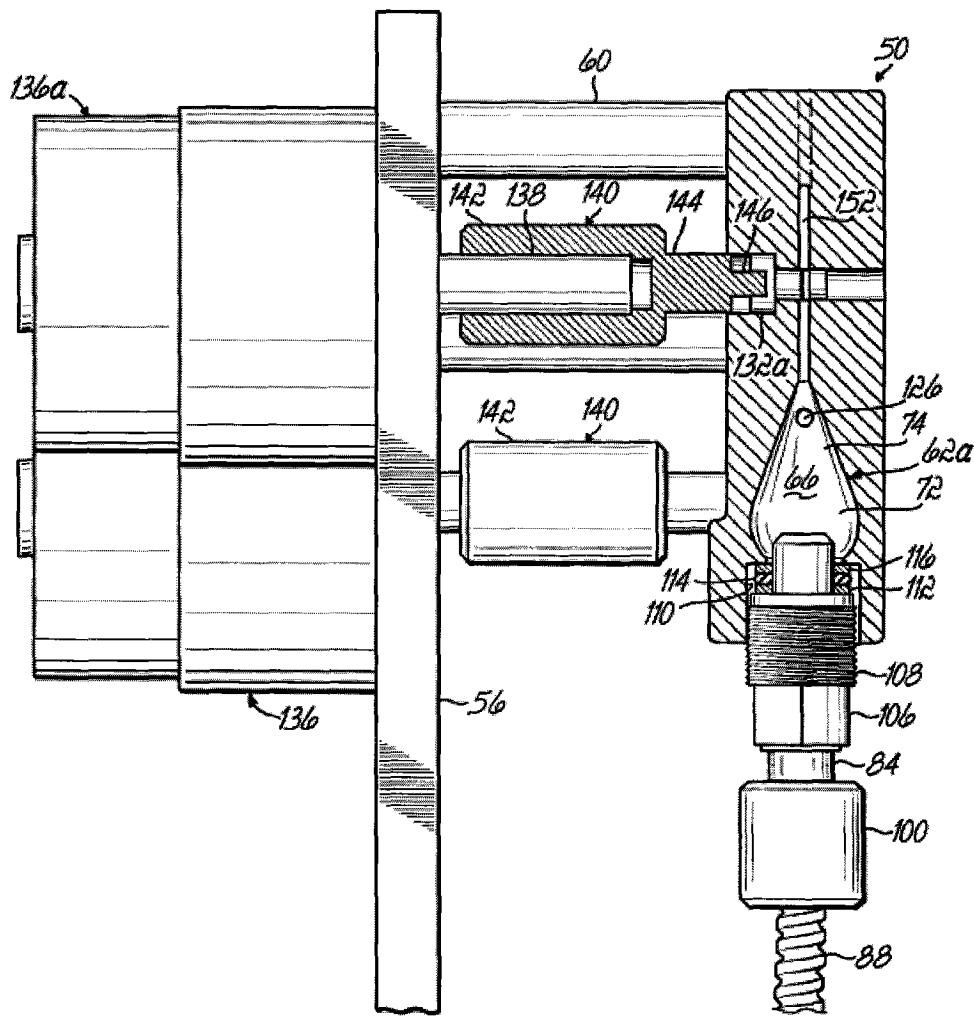


图 4

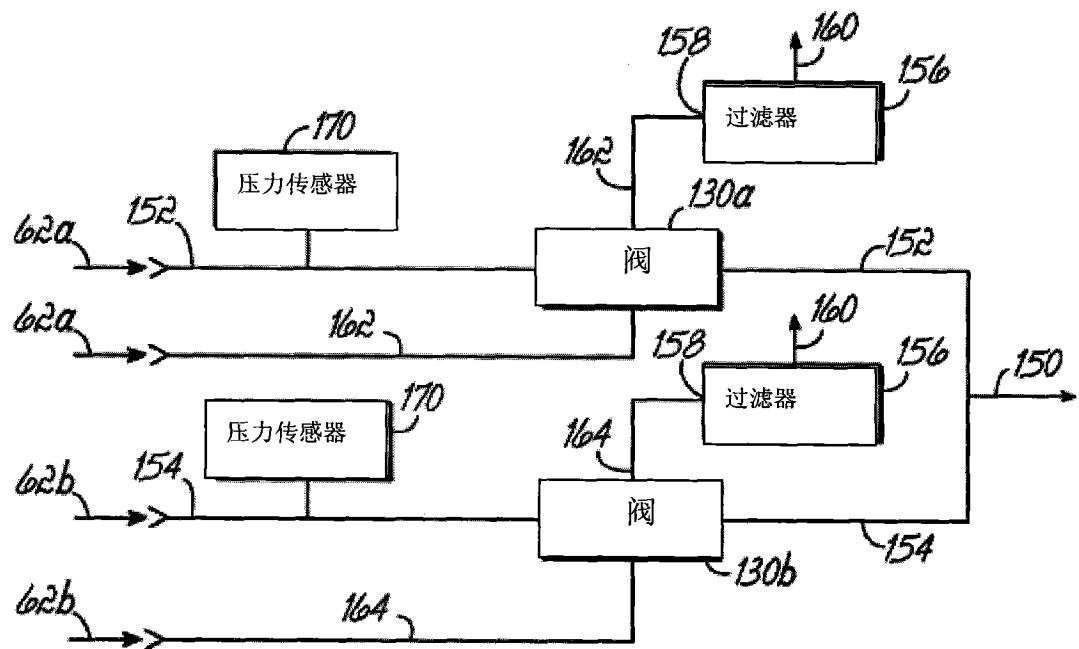


图 5

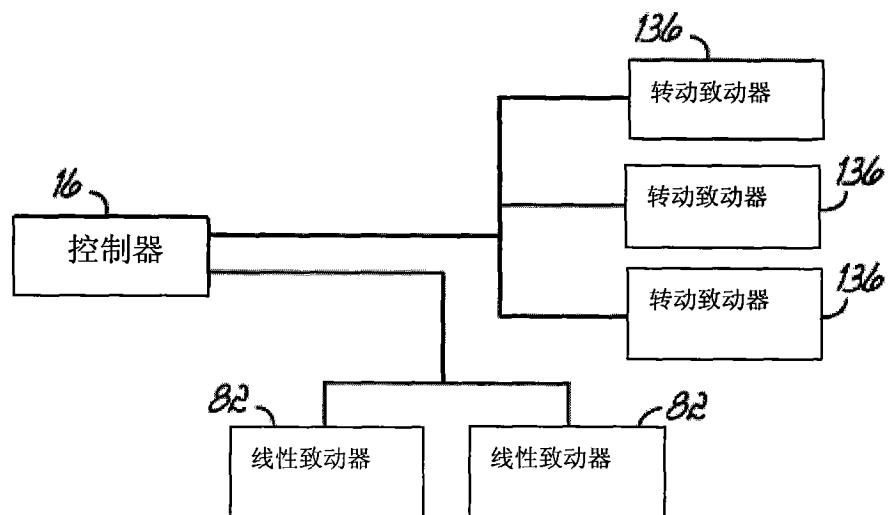


图 6