



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104936650 B

(45)授权公告日 2018.01.16

(21)申请号 201380071293.6

斯科特·雅各布·索尔蒂斯

(22)申请日 2013.12.17

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104936650 A

代理人 浦彩华 武晨燕

(43)申请公布日 2015.09.23

(51)Int.Cl.

A61M 39/22(2006.01)

(30)优先权数据

13/750,724 2013.01.25 US

(56)对比文件

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.07.24

US 3780736 A, 1973.12.25, 说明书第2栏第4行至第4栏第24行以及说明书附图1-7.

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/075657 2013.12.17

CN 101043910 A, 2007.09.26, 全文.

CN 101360524 A, 2009.02.04, 全文.

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/116368 EN 2014.07.31

CN 1798938 A, 2006.07.05, 全文.

CN 101007196 A, 2007.08.01, 全文.

(73)专利权人 阿西斯特医疗系统有限公司

地址 美国明尼苏达州

US 2007/0156104 A1, 2007.07.05, 全文.

EP 1754505 A1, 2007.02.21, 全文.

US 4950230 A, 1990.08.21, 全文.

US 3048192 A, 1962.08.07, 全文.

(72)发明人 大卫·杜安·斯科特

T·H·博洛格

审查员 王杰

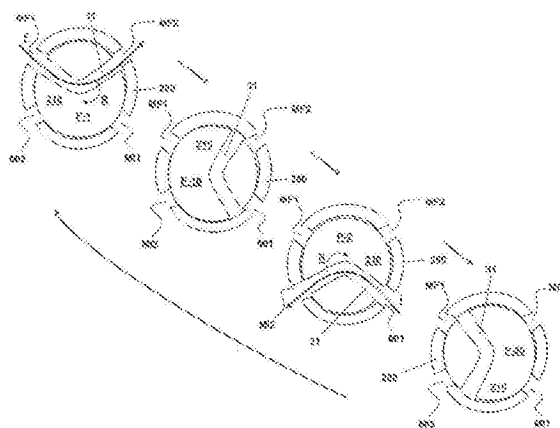
权利要求书2页 说明书4页 附图5页

(54)发明名称

在医疗注射系统中调节流动路径

(57)摘要

一种能够旋转地装配到歧管组件的主体(260)内的芯(210),包括流动通道(31),该流动通道被构造成使得,当芯旋转360度时,仅通过第一和第二端口之间第一位置处的通道以及第三和第四端口之间第二位置处的通道建立主体端口之间的流体连通。通道可限定大于90度和小于180度,优选地120度的角度;并且,第一和第二位置之间的旋转可为大约180度。在医疗注射系统中,第一和第二端口为组件的填充端口,第一端口被联接到贮存器,并且第二端口被联接到泵;并且第三和第四端口为组件的注射端口,第三端口被联接到该泵,并且第四端口被联接到注射线。



1. 一种用于医疗注射系统的歧管组件,该组件包括:

包括纵轴、外圆周表面和流动通道的一个流动控制芯,该流动通道包括从该外圆周表面处的第一开口向内延伸朝向该纵轴的第一区段和从外圆周表面处的第二开口向内延伸朝向该纵轴的第二区段,其中,该流动通道的第一区段和第二区段限定一个角度,该角度大于90度并且小于180度;以及

包括纵轴、内圆周表面、第一填充端口、第二填充端口、第一注射端口和第二注射端口的一个主体,每个端口均从该内圆周表面处的对应开口延伸到该主体的外部的对应开口,并且该内圆周表面处的每个端口开口位于四个象限的独立象限中,其中该内圆周表面为分开的;以及

其中该流动控制芯被装配在该主体的内圆周表面内以使得该流动控制芯的外圆周表面紧靠该主体的内圆周表面密封,该流动控制芯的轴与该主体的轴大致对齐,并且该流动控制芯能够围绕其在第一位置和第二位置之间的轴旋转;

当该流动控制芯位于该第一位置时,该流动通道的第一开口与该主体的第一填充端口的内表面开口对齐,并且该流动通道的第二开口与该主体的第二填充端口的内表面开口对齐,以使得该通道允许该第一和第二填充端口之间的流体连通;

当该流动控制芯位于该第二位置时,该流动通道的第一开口与该主体的第一注射端口的内表面开口对齐,并且该流动通道的第二开口与该主体的第二注射端口的内表面开口对齐,以使得该通道允许该第一和第二注射端口之间的流体连通;以及

当该流动控制芯围绕其轴旋转360度时,防止除了该第一和第二位置之外该主体的任何端口之间的流体连通。

2. 如权利要求1所述的组件,其中该流动控制芯的旋转从该第一位置至该第二位置为大约180度。

3. 如权利要求1所述的组件,其中该角度为大约120度。

4. 如权利要求1所述的组件,其中该流动控制芯进一步包括一个致动构件,该致动构件从该主体的外侧可触及并且被构造成与该系统的一个驱动构件接合。

5. 如权利要求4所述的组件,其中该流动控制芯的致动构件具有一个非对称形状以用于与该驱动构件键控接合。

6. 一种包括泵和管材回路的医疗注射系统,该泵包括填充端口和注射端口,并且该管材回路包括联接到流体贮存器的填充管线和注射管线;并且其中该系统进一步包括用于将该管材回路联接到该泵的歧管组件,该歧管组件位于该泵和管材回路之间,以使得该组件具有回路侧和相对于该回路侧的泵侧;并且该歧管组件包括:

包括纵轴、外圆周表面和流动通道的一个流动控制芯;以及

包括纵轴、内圆周表面、回路侧填充端口、泵侧填充端口、回路侧注射端口和泵侧注射端口的一个主体,该填充管线被联接到该回路侧填充端口,该泵侧填充端口被联接到该泵的填充端口,该泵侧注射端口被联接到该泵的注射端口,并且该注射管线被联接到该回路侧注射端口;

其中该流动控制芯被装配在该主体的内圆周表面内,使得该流动控制芯的外圆周表面紧靠该主体的内圆周表面密封,该流动控制芯的轴与该主体的轴大致对齐,并且该流动控制芯能够围绕其在第一位置和第二位置之间的轴旋转,在该第一位置处该流动控制芯的流

动通道使该回路侧填充端口流体地连接到该泵侧填充端口,在该第二位置处该流动控制芯的流动通道使该泵侧注射端口流体地联接到该回路侧注射端口,其中,该歧管组件的流动控制芯的流动通道包括第一区段和第二区段,并且,该流动通道的第一区段和第二区段从该流动控制芯的外圆周表面向内延伸彼此朝向对方,并且限定一个角度,该角度大于90度并且小于180度;以及

当该流动控制芯围绕其轴旋转360度时,防止除了该第一和第二位置之外该主体的任何端口之间的流体连通。

7.如权利要求6所述的系统,其中该歧管组件的流动控制芯的旋转从该第一位置至该第二位置为大约180度。

8.如权利要求6所述的系统,其中由该歧管组件的流动控制芯的流动通道限定的该角度为大约120度。

9.如权利要求6所述的系统,进一步包括用于使该歧管组件的流动控制芯旋转的一个驱动构件;并且其中该流动控制芯进一步包括从该主体的外可侧触及并且被构造成与该驱动构件接合的一个致动构件。

10.如权利要求9所述的系统,其中该流动控制芯的致动构件具有非对称形状以用于与该驱动构件键控接合。

11.如权利要求6所述的系统,其中该歧管组件的回路侧和泵侧填充端口位于比该歧管组件的回路侧和泵侧注射端口更高的高度处。

在医疗注射系统中调节流动路径

技术领域

[0001] 本披露涉及医疗注射系统,更具体地讲涉及用于在医疗注射系统中调节流动路径的装置。

背景技术

[0002] 图1A为用于将造影剂递送到患者血管系统内以用于医学成像的示例性医疗注射系统100 (ACIST CV_i®系统)的透视图。图1A示出了用于通过填充管线102和注射管线104供应加压单元的注射器型正排量泵130的第一流体贮存器132,该注射管线联接到泵130以通过可在其连接器120处联接到患者管线122的插入导管(未示出)将例如不透射线的造影剂注射到患者血管系统内。图1A进一步示出了第二流体贮存器138,蠕动泵106将稀释剂(例如盐水)从该第二流体贮存器抽吸穿过进料至管线122内的又一个管线128。歧管阀124和相关联的传感器114控制从泵130和从管线128进入管线122内的流体的流动。

[0003] 尽管未在图1中示出,单元130的注射器型正排量泵包括管线102和104分别联接到的填充端口和注射端口。允许流体通过填充管线102流入泵130内同时防止流到注射管线104,并且然后允许流体通过注射管线104从泵130流出同时防止流到填充管线104的装置为所希望的,以便在填充期间防止回流通过线104并且在注射期间防止回流通过线102。这种装置可在参考数字125指示的一般区域中被整合到系统100内,并且可处于停止开关型歧管的形式。尽管这种类型的歧管装置的多种构型在本领域中为已知的,但是存在对用于在医疗注射系统(例如像,系统100)中调节流动路径的歧管组件的新的和改进构型的需要。

发明内容

[0004] 本发明的实施例针对歧管装置,该歧管装置可用于在医疗注射系统中调节流动路径。根据一些实施例,流动控制芯可旋转地装配在主体的内圆周表面内以形成歧管组件,其中该芯包括通过其延伸的流动通道,并且主体包括从位于内圆周表面的第一象限中的开口延伸的第一端口、从位于内圆周表面的第二象限中的开口延伸的第二端口、从位于内圆周表面的第三象限中的开口延伸的第三端口、从位于内圆周表面的第四象限中的开口延伸的第四端口;流动通道的构型使得当该芯在主体内旋转360度时,只由该芯的流体通道在两个位置建立主体端口之间的流体连通:在主体的第一端口和第二端口之间的第一位置,以及在主体的第三端口和第四端口之间的第二位置。因此,防止除了第一位置和第二位置之外的任何其他位置处任何端口之间的流体连通。芯的流动通道可在两个区段中延伸,这两个区段限定大于90度和小于180度,优选地120度的角度。根据一些优选的实施例,芯在第一位置和第二位置之间的旋转为大约180度。

[0005] 在本发明的医疗注射系统中,上述的第一和第二端口为歧管组件的填充端口,其中第一端口联接到流体(例如造影剂)贮存器,并且第二端口联接到正排量泵的填充端口;并且上述的第三和第四端口为歧管组件的注射端口,其中第三端口联接到泵的注射端口,并且第四端口联接到注射管线。系统优选地包括用于使歧管组件的流动控制芯旋转的驱动

构件,根据一些实施例,如此使得歧管组件的流动控制芯进一步包括由系统的驱动构件接合的致动构件。根据优选的实施例,歧管组件被整合到医疗注射系统中,使得歧管组件的填充端口(第一和第二端口)位于比注射端口(第三和第四端口)更高的高度处。

附图说明

[0006] 以下附图是对本披露的具体方法和实施例的说明,因此,并不限制本发明的范围。这些附图没有按比例绘制(除非这样规定)并且旨在与以下详细解释的解释结合使用。将会在以下结合附图进行方法和实施例的描述,其中相同的参考号表示相同的元件,并且:

[0007] 图1为可采用本发明的实施例的示例性医疗注射系统的透视图;

[0008] 图2为根据本发明的一些实施例可合并到图1的系统中的联接到正排量泵的歧管组件的示意图;

[0009] 图3A为根据一些实施例的歧管组件的分解透视图;

[0010] 图3B为根据一些实施例的通过图3A的剖面线A-A的截面视图;

[0011] 图3C为图3A所示的组件的流动控制芯的另一个视图;

[0012] 图4为根据一些实施例描绘歧管组件的操作的示意图。

具体实施方式

[0013] 以下详细说明在本质上是示例性的,并非旨在以任何方式限制本发明的范围、适用性、或配置。当然,以下说明提供了用于实现示例性的方法和实施例的实用解释。对于所选择的元件提供了构造、材料和尺寸的实例,并且所有其他的元件都采用本发明领域的普通技术人员已知的那些。本领域的普通技术人员将认识到,所提供的许多实例具有可以利用的适合的替代方案。

[0014] 图2为根据本发明的一些实施例联接到例如系统100(图1)的正排量泵130的歧管组件25的示意图。图2示出了包括主体260和流动控制芯210的歧管组件25,该流动控制芯装配在主体260的内圆周表面36(图3A)内,使得芯210的纵轴10与主体260的纵轴60大致对齐。图2进一步示出了包括都形成于主体260中的第一填充端口MF1、第二填充端口MF2、第一注射端口MI1和第二注射端口MI2的歧管组件25。第一填充端口MF1被示为联接到如上所述从贮存器132延伸的填充管线102,并且第二填充部分MF2被示为例如通过下游的填充管线102-D联接到泵130的填充端口PF。进一步参见图2,第一注射端口MI1通过上游的注射管线104-U同样联接到泵130的注射端口PI,并且第二注射端口MI2联接到注射管线104,该注射管线104如上所述延伸到末端连接器(例如,图1的连接器120),以用于连接到患者线或导管。根据示例性实施例,芯210在主体260内为可旋转的,并且参见图3A-B,芯210包括通过其(从其外圆周表面32处的第一开口311到外圆周表面32处的第二开口312)延伸的流动通道31。根据示例性实施例,当芯210装配于/插在主体260中时,芯210的外圆周表面32紧靠主体260的内圆周表面36密封,按照箭头A(图3A),并且装配的芯210在第一位置和第二位置(例如图4视图所示的位置P-1和P-1)之间的主体260内为可旋转的。可通过本领域内技术人员已知的任何合适的方法由任何合适的材料(例如塑料、不锈钢)来形成歧管组件25的芯210和主体260。

[0015] 参见图2、3A和4,端口MF1、MF2、MI1和MI2中的每一个均从主体260的内表面36处的

相应开口362(两个开口362可见于图3A中,并且另两个开口用图3A中的虚线示出)延伸到主体260外部相应的开口361(两个开口361可见于图3A中)。用配件(例如鲁尔接口配件)优选地构造相应的外部开口361周围的每个端口MF1、MF2、MI1和MI2,以用于与相应的管线联接。可替代地,可例如通过本领域中已知的粘结和/或超声波焊接方法将每个管线102、102-D、104、104-U粘结到歧管组件25相应的端口。根据本发明的优选实施例,内部开口361中的每一个均位于象限1、2、3、4(图2)中独立的一个象限中,并且芯210的流动通道31被构造成使得当芯210在主体260内围绕轴10旋转时,在第一位置P-1处建立填充端口MF1和MF2之间的流体连通,并且在第二位置P-2处建立注射端口MI1和MI2之间的流体连通,如图4所示。进一步参见图4,可以理解,由于流动通道31的构型,当芯210遍及360度例如顺时针旋转时,按照虚线箭头R,通道31的仅两个位置,第一位置P-1和第二位置P-2在组件25的两个端口之间引导流体;并且,遍及360度的旋转,防止组件25的任何端口之间的流体连通,除了在第一和第二位置P-1、P-2处。根据示例性实施例,芯210从第一位置P-1到第二位置P-2的旋转为大约180度。

[0016] 参见图3B,流动通道31的构型为使得从第一开口311向内延伸的第一区段和从第二开口312向内延伸的第二区段限定90度至180度之间的角度。图3B示出了限定角度 α 的通道31,该角度 α 接近90度,例如优选地大约120度,同时图3B中的虚线指示可在可替代的实施例中限定的角度 β ,该角度 β 接近180度。因此,再次参见图4,根据本发明的实施例,流动通道31的构型防止端口MF1、MF2、MI1、MI2中任何两个之间不需要的连接,同时允许芯210沿单个方向,例如顺时针,从位置P-1到P-2并且返回位置P-1的连续旋转。这种构型可比作现有技术中限定直角的歧管组件中的流动通道的构型,并且因此,允许不期望的端口之间的流体传导。此外,由流动通道31可替代的实施例限定的钝角可提供通过其的更多层流以缓和气体(例如空气)截留,该截留会是由于直角(或锐角)流动通道的问题。

[0017] 进一步参见图2,用竖直虚线指示的平面延伸穿过轴10、60并且将歧管组件25分成两部分,根据一些实施例,使得歧管组件25被构造成并且整合到系统100内,以使得第一填充端口MF1和第二注射端口MI2的外部部分位于平面的液体回路侧CS上,并且第二填充端口MF2和第一注射端口MI1的外部部分位于平面的泵侧PS上。此外,歧管组件25的填充端口MF1、MF2可位于比组件25的注射端口MI1、MI2的高度E2更高的高度E1处,例如,以有助于清除来自歧管组件25和泵130的气泡。

[0018] 参见图3A,根据一些实施例,流动控制芯210进一步包括致动构件35,该致动构件被构造成与包括歧管组件25的注射系统(例如如图1所示的系统100)的驱动构件接合。参见图1,参考字母D指示驱动构件(例如联接到电动机的转轴)可位于的一般区域。根据图3A所示的实施例,当按照箭头A,例如用邻近主体260的表面303的芯210的管肩33将芯210被装配到主体260时,致动构件35从主体260的表面305(通常相对于表面303)突出,以准备好与上述的驱动构件接合。

[0019] 图3C为根据一些优选实施例的流动控制芯210的另一个视图,其示出了致动构件35。图3C示出了致动构件35,该致动构件具有非对称形状以用于与上述的驱动构件键控接合。芯210与驱动构件之间初始的键控接合优选地对应于端口MF1、MF2、MI1和MI2的示出位置(图2和图4),其中流动控制芯210在图4所示的闭合位置P10、P20中的任一个中,在该位置处,用于驱动构件的电机编码器可回到启动状态。进一步参见图3A,芯210的相对表面34可

包括在其中形成的标记,该标记提供芯210相对于端口MF1、MF2、MI1和MI2的位置的视觉指示。

[0020] 在上述详细说明中,已经参照具体的实施例说明了本发明。然而,可以理解的是,可以做出不同的修改和变化而不偏离如在所附权利要求书中提出的本发明的范围。

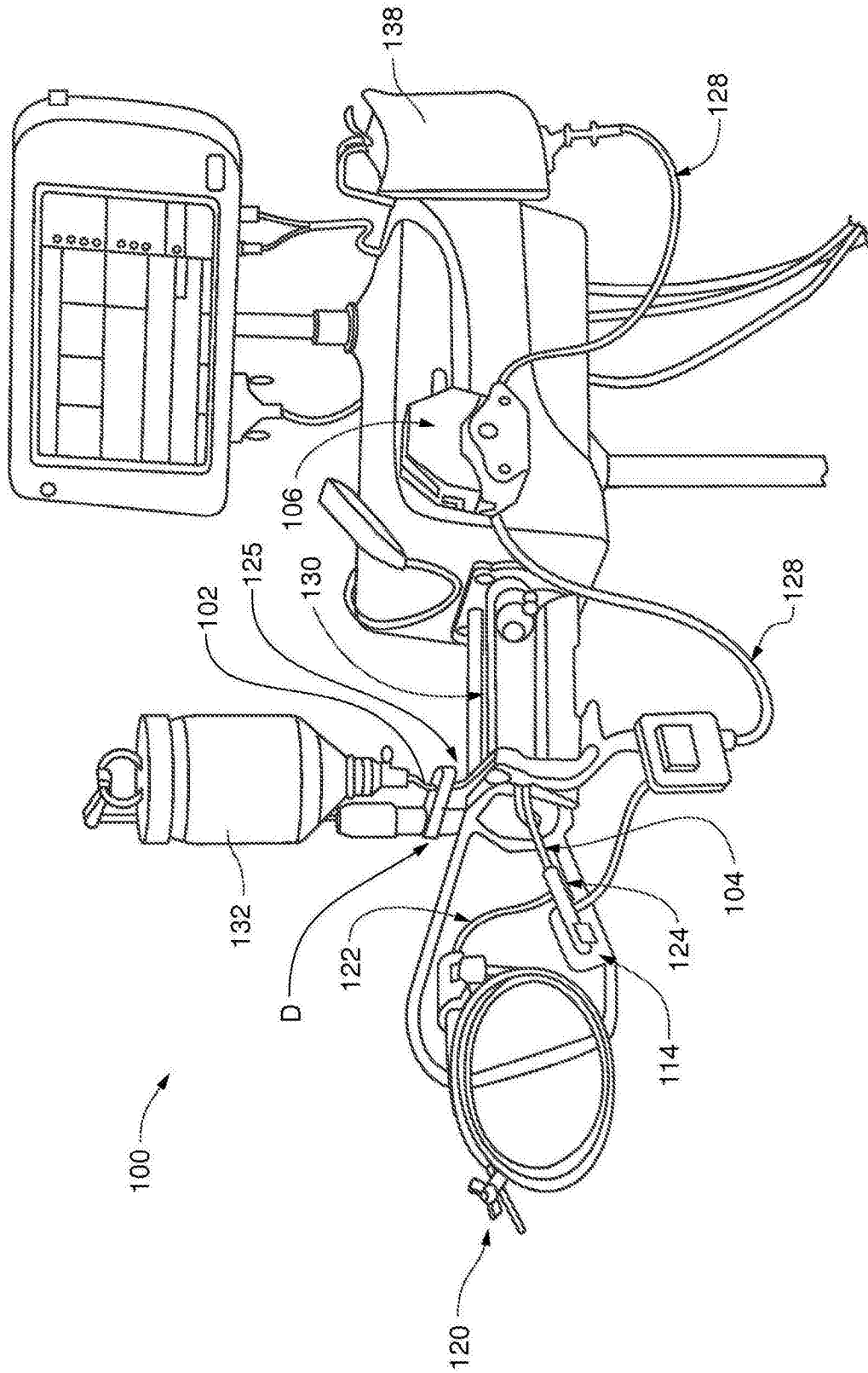


图1

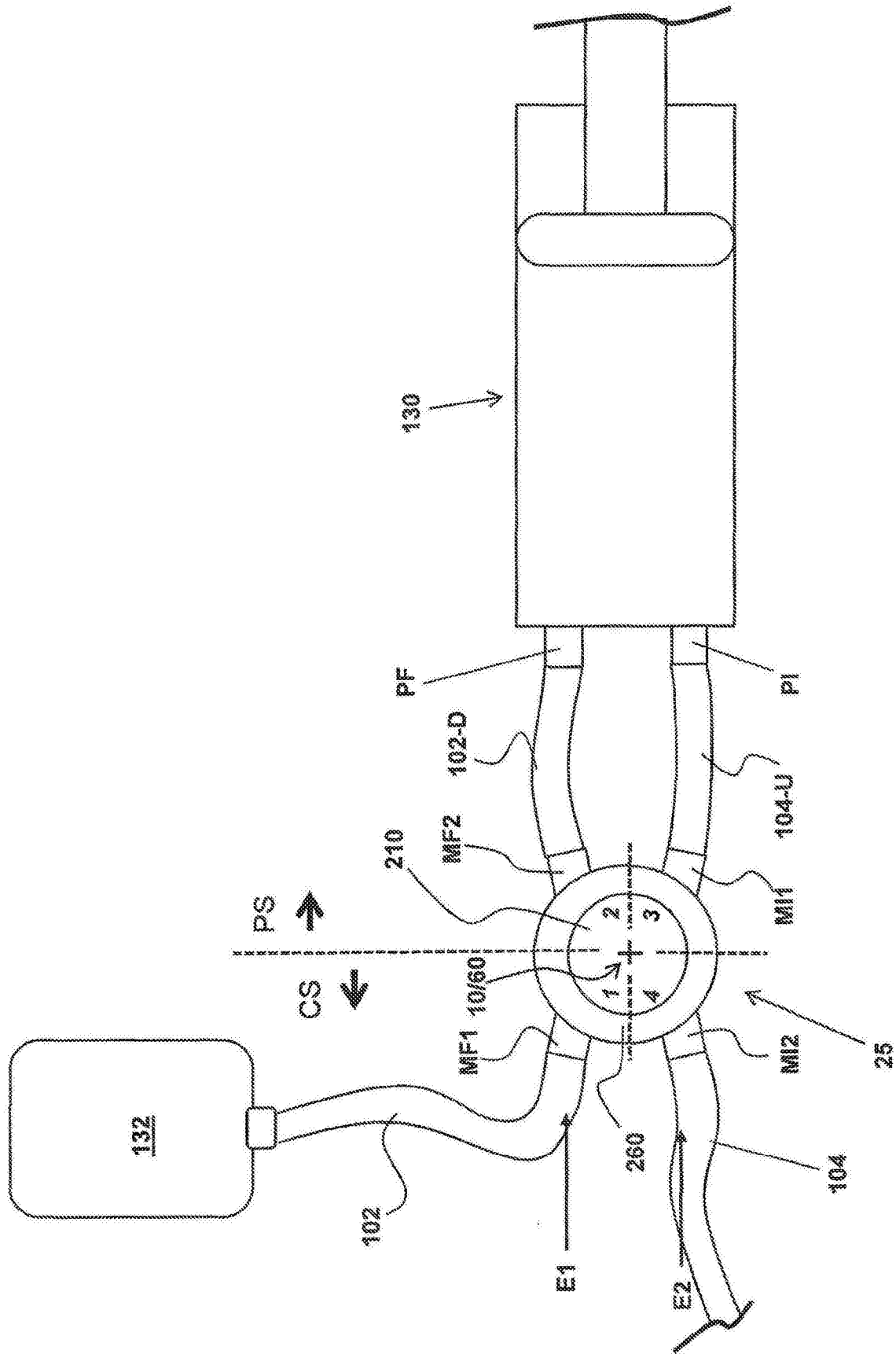


图2

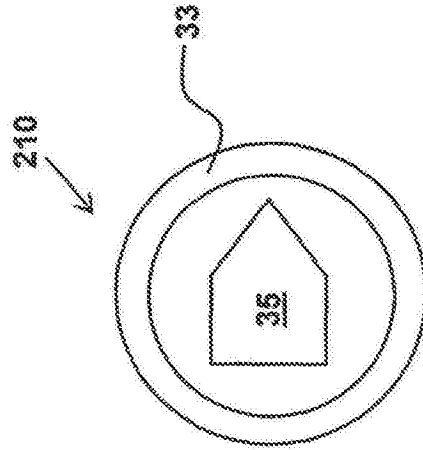


图3C

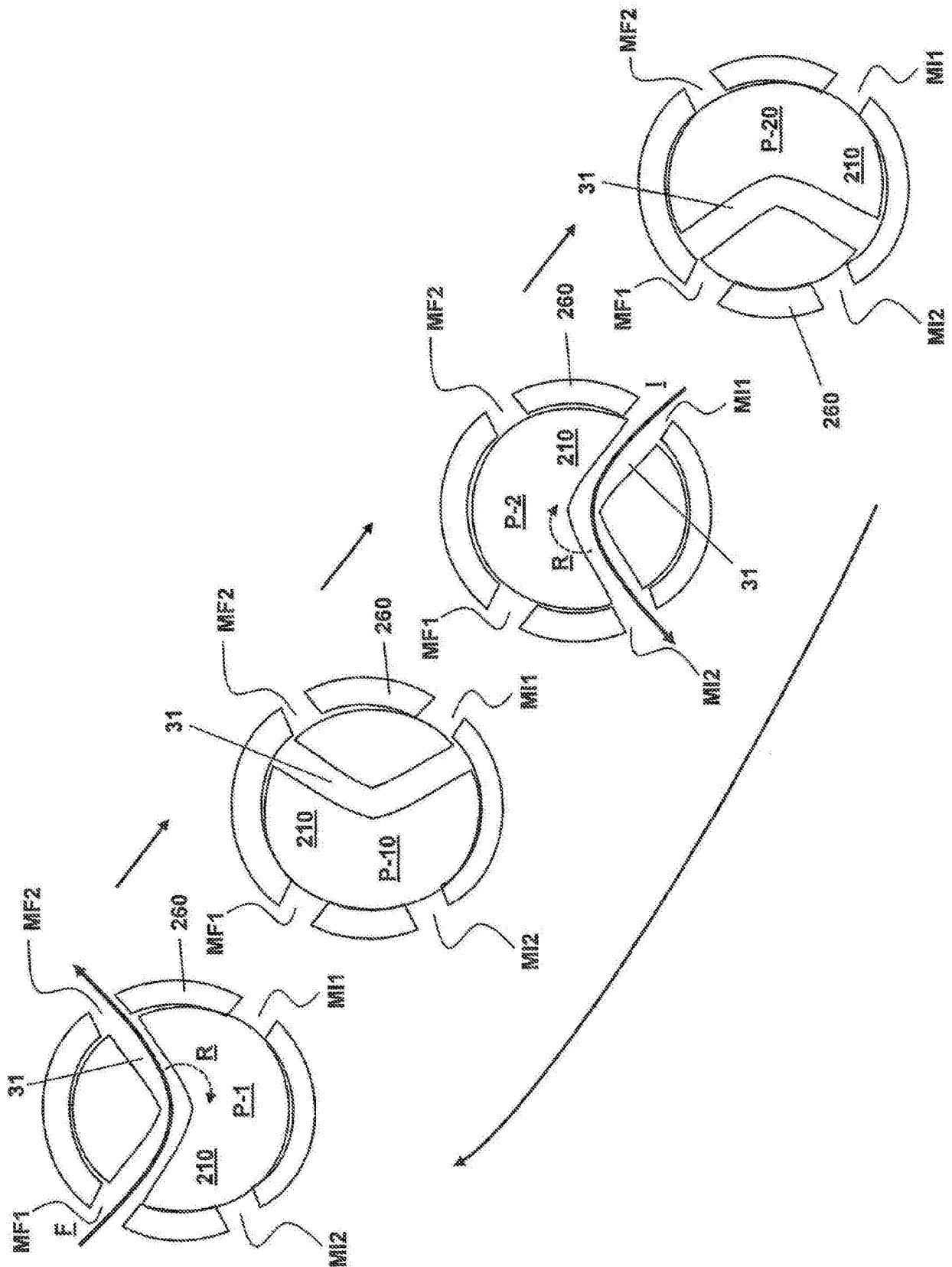


图4