



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101969896 B

(45) 授权公告日 2013.05.08

(21) 申请号 200980108435.5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009.03.11

A61F 9/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

102008013950.5 2008.03.12 DE

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.09.10

US 4369785 A, 1983.01.25,

US 5342293 A, 1994.08.30,

EP 0717970 A1, 1996.06.26,

US 5649905 A, 1997.07.22,

CN 201026269 Y, 2008.02.27,

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2009/001747 2009.03.11

审查员 沈研研

(87) PCT申请的公布数据

WO2009/112251 DE 2009.09.17

(73) 专利权人 卡尔蔡司外科器械有限责任公司

地址 德国上科亨

(72) 发明人 迈克尔·艾克勒

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邱军

权利要求书1页 说明书5页 附图6页

(54) 发明名称

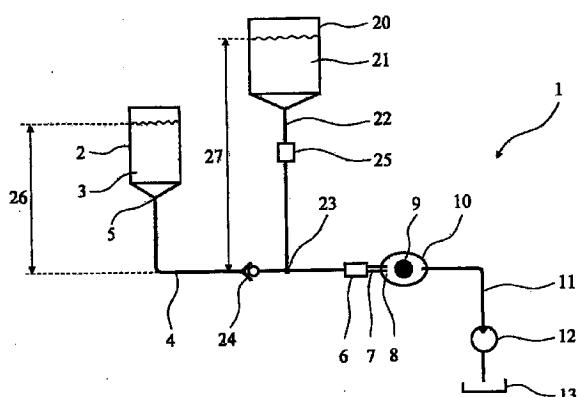
眼科手术系统

(57) 摘要

本发明涉及一种白内障超声乳化摘除术系统

B  
CN 101969896 B

(1),包括:第一灌注流体源(2),-第一灌注流体管线(4),其在第一端(5)连接到第一灌注流体源(2),并且在另一端(8)敞开,-吸出流体管线(11),通过吸出流体管线(11)流体可以从眼睛晶状体(9)移出,-抽吸泵(12,30),吸出流体管线连接到该抽吸泵,第二灌注流体源(20,40),连接到第二灌注流体管线(22),该第二灌注流体管线在联接点(23)处连接到第一灌注流体管线(4),-第一阀(24),布置在第一灌注流体管线(4)的第一端(5)和联接点(23)之间,以及第二阀(25),布置在第二灌注流体源(20,40)和联接点(23)之间。



1. 一种白内障超声乳化摘除术系统 (1), 包括 :

- 第一灌注流体源 (2) ,

- 第一灌注流体管线 (4) , 其在第一端 (5) 连接到该第一灌注流体源 (2) , 并且在另一端 (8) 敞开, 使得流体 (3) 可以从该第一灌注流体源 (2) 传输到该敞开端 (8) 并从那儿传输到要被治疗的眼睛晶状体 (9) ,

- 吸出流体管线 (11) , 通过该吸出流体管线 (11) 流体可以从眼睛晶状体 (9) 移出,

- 抽吸泵 (12 ;30) , 该吸出流体管线连接到该抽吸泵,

- 第二灌注流体源 (20 ;40) , 连接到第二灌注流体管线 (22) , 该第二灌注流体管线在联接点 (23) 处连接到该第一灌注流体管线 (4) , 从而灌注流体 (21) 可以从该第二灌注流体管线 (22) 供应到该第一灌注流体管线 (4) , 其中可以使用该第二灌注流体源 (20 ;40) 建立来自该第一灌注流体源 (2) 的流体压力, 该流体压力高于在该第一灌注流体源 (2) 情况下所能达到的最大值,

- 第一阀 (24) , 布置在该第一灌注流体管线 (4) 的第一端 (5) 和该联接点 (23) 之间, 以及

- 第二阀 (25) , 布置在该第二灌注流体源 (20 ;40) 和该联接点 (23) 之间。

2. 如权利要求 1 所述的系统 (1) , 其中该抽吸泵 (12) 是第一活塞泵 (30) , 其设置有可控制驱动器 (36) , 其中所述第一活塞泵 (30) 适用于将吸出流体保持在其活塞缸体 (33) 中。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的系统 (1) , 其中第三阀 (37) 布置在要被治疗的眼睛晶状体 (9) 和该抽吸泵 (12 ;30) 之间的吸出管线 (11) 中。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的系统 (1) , 其中该第二灌注流体源 (20) 是第二活塞泵 (40) , 其设置有可控制驱动器 (46) , 其中该第二活塞泵 (40) 适于将在活塞 (41) 中包含的灌注流体施配到该第二灌注流体管线 (22) 中。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的系统 (1) , 其中第四阀 (50) 被设置在该第一灌注流体管线 (4) 中, 该阀被布置在该联接点 (23) 和该第一灌注流体管线 (4) 的敞开端 (8) 之间。

6. 如权利要求 1 所述的系统 (1) , 其中该系统 (1) 具有第三灌注流体源 (60) , 其通过第三灌注流体管线 (68) 连接到该吸出流体管线 (11) , 其中第五阀 (67) 设置在该第三灌注流体管线 (68) 中。

7. 如权利要求 6 所述的系统 (1) , 其中该第三灌注流体源 (60) 是第三活塞泵 (60) , 其设置有可控制驱动器 (66) , 其中该第三活塞泵 (60) 适用于将包含在活塞 (63) 中的吸出流体通过该第三灌注流体管线 (68) 施配到该吸出流体管线 (11) 中。

8. 如权利要求 6 或 7 所述的系统 (1) , 其中该第三灌注流体源 (60 ;70) 通过填充管线 (73) 被连接到该第一灌注流体源 (2) , 在该填充管线 (73) 中布置了第六阀 (74) 。

## 眼科手术系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科手术系统 (ophthalmosurgical system), 优选地用于白内障超声乳化摘除术 (phacoemulsification)

### 背景技术

[0002] 存在不少用于治疗晶状体的阴影 (称为白内障或鱼眼)。最常用的技术是白内障超声乳化摘除术, 其中空心针形式的细管被插入到眼睛的晶状体中并且被超声激励振荡。振动的针将在其直接邻近处的晶状体乳化, 使得产生的晶状体碎片可以通过泵经由管线吸出。一旦晶状体被完全乳化、新的人工晶体被插入到空的晶状体囊中, 从而经过这种方式处理的患者再次获得良好的视力。

[0003] 在白内障超声乳化摘除术中, 使用了这样一种设备, 其通常具有灌注流体源、用于供应灌注流体到被处理的眼睛晶状体中的灌注流体管线、位于机头中可以振荡的针, 以及吸液管线 (吸出管线), 用于将乳化晶状体碎片转移到收集容器中。

[0004] 灌注流体源被布置为高于要被处理的眼睛晶状体, 从而灌注流体或洗涤液可以通过流体静压流动到眼睛。取决于应用, 灌注流体源通常可以移位到不同高度, 从而可以获得不同的流体静压。为此, 灌注流体源被悬挂到可以被马达驱动的杆上, 由此获得不同高度。这样的灌注流体源的移位抵达期望的高度需要几秒钟。此外, 还需要等待由灌注流体源的移位导致的压力变化消失, 手术才可以继续。这样的源的移位高度具有由杆导致的机械极限。因此, 灌注流体的最大流体静压被灌注流体源可达到的高度所规定。

[0005] 在实践中, 发现对于眼睛的不同手术需要不同的流体压力。对于眼睛前区的手术需要与眼睛后区上的手术不同的压力。此外在每种情况下的不同手术还需要不同的器械, 譬如用于白内障超声乳化摘除术机头的不同直径的针, 其中工作必须在不同压力下进行。在现有的用于白内障超声乳化摘除术的系统中可以实现的流体压力往往不能满足这些应用。

[0006] 此外, 在微创手术中存在这样的趋势, 使用越来越小的器械或针来进行切口。该趋势的原因主要在于由于手术中执行的切口尺寸减小, 不那么频繁地需要对患者进行术后处理。在非常小的切口的情况下, 不需要术后调养, 从而不会有进一步并发症的发生。然而使用具有非常小的直径的中空针, 例如大于 23 线规 (guage), 意味着对于流动流体具有高的管道摩擦系数。作为比较, 请注意这样的事实: 25 线规 (guage) 的外部直径对应于 0.5mm 的外径。然而随着针直径的降低, 流体传输通过管线或针的压力必须增大以实现相同的流体体积流动。在已知的白内障超声乳化摘除术系统中, 可用流体压力往往不能满足这个要求。

[0007] 此外, 在手术期间, 可能非常快速的需要较高的灌注流体压力。灌注流体源的移位则需要太多时间和 / 或不能提供需要的压力, 从而不能避免在手术期间的并发症。

### 发明内容

[0008] 由此, 目的是开发一种是用白内障超声乳化摘除术治疗眼疾的手术系统, 通过该

系统手术可以被执行而不再需要术后治疗,且从而可以使用非常小的空心针,其中该系统同时可以在非常短时间内提供高而且同时稳定的流体压力。

[0009] 该目的通过具有独立权利要求 1 的特征的系统来实现。本发明的有利改进是从属权利要求的主题。

[0010] 根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统包括:第一灌注流体源;第一灌注流体管线,其在第一端连接到第一灌注流体源,并且在另一端敞开,使得流体可以从第一灌注流体源传输到敞开端并从那儿传输到要被治疗的眼睛晶状体;吸出流体管线,通过吸出流体管线流体可以从眼睛晶状体移出;抽吸泵,吸出流体管线连接到该抽吸泵;第二灌注流体源,连接到第二灌注流体管线,该第二灌注流体管线在联接点处连接到第一灌注流体管线,从而灌注流体可以从第二灌注流体管线供应到第一灌注流体管线,其中可以使用第二灌注流体源建立来自第一灌注流体源的流体压力,该流体压力高于在第一灌注流体源情况下所能达到的最大值;第一阀,布置在第一灌注流体管线的第一端和联接点之间;以及第二阀,布置在第二灌注流体源和联接点之间。

[0011] 两个灌注流体源被设置在该系统中,其中第二灌注流体源可以提供比第一灌注流体源更高的流体压力。阀可以每一个都是受控的,使得在每一种情况下,只有一个灌注流体源或两个灌注流体源供应流体到第一灌注流体管线中。如果并不存在对高流体压力的需要,工作可以在使用第一灌注流体源的情况下使用。在高流体压力的情况下,可以加入第二灌注流体源或第二灌注流体源可以替代第一灌注流体源。例如,第二灌注流体源可以具有加压流体或布置为在空间上充分高,例如在天花板紧下方,使得存在高流体静压。如果在手术中需要高流体压力,第一阀被连接,使得来自第二灌注流体源的流体仅沿着要被治疗的眼睛晶状体方向流动,而不会沿着朝向第一灌注流体源流动。阀还允许在常规压力和高压之间的快速切换的简单实施。不再需要使用杆来移动灌注流体容器,并等待直到在系统中的压力变化减弱到可接受水平为止。从而设想一般流体压力和高流体压力的手术可以更加安全地进行。由此,这样的系统允许在白内障超声乳化摘除术中在机头中使用相对较大,以及非常小的手术针。

[0012] 根据本发明的改进,抽吸泵是第一活塞泵,其设置有可控制阀,其中活塞泵适用于将吸出流体保持在其活塞缸体中。与常规的蠕动泵相反,活塞泵允许在行程中处于恒定流体压力的恒定体积流动,从而吸出可以在高眼睛稳定性下进行。压力变化或不规则和流体的波动和颠簸,如现有的那样原则上存在于蠕动泵中,并不存在于活塞泵的使用中出现,其中该动作并不是循环的和高频的,而仅具有沿着活塞缸体的一个行程。为了保持在活塞和缸体壁之间的密封剂或活塞的磨损尽可能的低,活塞泵可以在一个或仅几个行程之后被更换。此外,在小输送量的情况下,活塞泵允许非常精确的剂量,并从而即使在非常细的针被使用(仅具有非常小的体积流动)时也可以实现可靠的吸出。

[0013] 第三阀优选地布置在要被治疗的眼睛晶状体和第一抽吸泵之间的吸出管线中。这样,阀可以可靠地防止吸出流体在压力变化的情况下沿着眼睛晶状体方向的回流。

[0014] 第二灌注流体源优选是第二活塞泵,其设置有可控制驱动器,其中第二活塞泵适于将在活塞中包含的灌注流体施配到第二灌注流体管线中。活塞泵的前述优点在活塞泵被用于灌注时等效地适用。在封闭系统中恒定压力下的恒定体积流动(该体积流动额外地没有压力变化),可以由此以非常简单的方式实施。附加地,第二活塞泵提供在极高压力下将

灌注流体供应到第一灌注流体管线中的可能性。

[0015] 在本发明的实施例中,第四阀可以被设置在第一灌注流体管线中,该阀被布置在联接点(与第二灌注流体管线)和第一灌注流体管线的敞开端之间。该阀可以连接为使得不再有流体在联接点和第一灌注流体管线的敞开端之间流动,从而来自第一灌注流体源的灌注流体可以经由第一阀被供应到第二灌注流体源的容器中。当第二活塞泵被使用时,活塞由此可以在向回运动中将流体吸入活塞缸体中,且从而灌注流体可以在活塞的向前运动中被挤出。

[0016] 在进一步实施例中,白内障超声乳化摘除术系统具有第三灌注流体源,其通过第三灌注流体管线连接到吸出流体管线,其中第五阀设置在第三灌注流体管线中。如果在吸出流体管线中发生堵塞,使得负压力形成在吸出流体管线中,如果抽吸泵被打开,相对较大量的流体可以在堵塞被刺穿时被吸出眼睛。为了不会危及眼睛腔室稳定性,在这样的情况下流体可以通过第三灌注流体源被供应到吸出流体管线。第三灌注流体管线优选地是第三活塞泵,其设置有可控制驱动器,其中第三活塞泵适用于将包含在活塞中的吸出流体通过第三灌注流体管线施配到吸出管线中。通过第三活塞泵的适当促动,在高压下的大流体体积可以被快速地提供。

[0017] 根据本发明的进一步实施例,第三灌注流体源通过填充管线连接到第一灌注流体源,其中布置了第六阀。因此,在吸出管线中的压力平衡可以通过适当连接的第六阀而实现,使得存在与第一灌注流体管线的完全隔离。由此,当堵塞被穿开或当吸出流体管线被打开时,不会在第一灌注流体管线中激生压力变化,从而可以实现高眼睛腔室稳定性。

## 附图说明

- [0018] 本发明的其他优点和特征将参考下面所示的附图进行解释,在附图中:
- [0019] 图1示出了根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统的第一实施例的示意性示图;
- [0020] 图2示出了根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统的第二实施例的示意性示图;
- [0021] 图3示出了根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统的第三实施例的示意性示图;
- [0022] 图4示出了根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统的第四实施例的示意性示图;
- [0023] 图5示出了根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统的第五实施例的示意性示图;以及
- [0024] 图6示出了根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统的第六实施例的示意性示图。

## 具体实施方式

[0025] 图1示出了根据本发明的白内障超声乳化摘除术系统1的第一实施例的示意性示图。第一灌注流体源2包含有灌注流体3,其可以从第一端5通过第一灌注流体管线4沿着朝向具有针7和在那儿敞开的端部8的机头6方向流动。在白内障超声乳化摘除术中,

针 7 被插入到眼睛晶状体 9 中以治疗眼睛 10, 其中针通过超声振荡并且晶状体被乳化为小颗粒。灌注流体源 2 被布置在比眼睛晶状体 9 更高的位置处, 从而灌注液 3 可以在流体静压 26 的作用下沿着眼睛晶状体 9 的方向流动。在白内障超声乳化摘除术中, 乳化颗粒与供应的流体一起通过吸出管线 11 被传送离开, 抽吸泵 12 连接到该吸出管线 11, 且该吸出管线 11 可以将包括乳化颗粒的吸出流体装入收集容器 13 中。

[0026] 在图 1 所示的系统 1 中, 还提供了具有第二灌注流体 21 的第二灌注流体源 20 和第二灌注流体管线 22, 使得第二灌注流体管线 22 在联接点 23 处连接到第一灌注流体管线 4。因此, 第二灌注流体 21 可以流动通过第二灌注流体管线 22 到联接点 23 并且从那儿开始经由第一灌注流体管线 4 沿着机头 6 或针 7 的方向流动。布置在第一灌注流体管线 4 的第一端 5 和联接点 23 之间的是第一阀 24, 其被用于中断或释放在第一灌注流体源 2 和联接点 23 之间的体积流动。第一阀可以是被动阀或主动控制阀。第二阀 25 布置在第二灌注流体源 20 和联接点 23 之间。该第二阀 25 可以被促动使得灌注流体 21 可以流动通过第二灌注流体管线 22 沿着朝向机头 6 的方向, 并在那儿经由联接点 23 沿着朝向眼睛晶状体 9 的方向流动。在这样的情况下, 其中灌注流体 21 在第二灌注流体管线中以及在联接点 23 和机头 6 之间在高压下流动, 第一阀 24 必须被关闭以确保流体 21 不会留到第一灌注流体源 2 中。由第二灌注流体源 20 提供的相对较高的流体压力可以被实现, 例如通过将第二灌注流体源 20 布置为高于第一灌注流体源 2, 且从而存在与流体静压 26 相比更高的流体静压 27。然而, 灌注流体 21 也可以例如处于第二灌注流体源中的相对较高的容器压力之下, 从而即使在相同高度的情况下, 也可以实现比第一灌注流体源 2 更高的流体压力。

[0027] 图 2 示出在本发明的一个实施例中, 第二灌注流体源 20 可以被设计为活塞泵 30, 其具有带活塞杆 32 的活塞 31, 这两者都在活塞缸体 33 中移位。如果活塞 31 通过驱动器 36 经由活塞杆 32 向后移动 (见箭头 34), 活塞缸体 33 吸收吸出流体和颗粒。蠕动泵中常见的压力变压可以通过使用这样的活塞泵而可靠的避免, 如果活塞 31 仅在手术期间执行一次向后运动 (见箭头 34) 的话。活塞 31 可不执行向前运动 (见箭头 35), 因为否则的话吸出流体将被传回到眼睛中去。为了可靠地避免这个, 流向眼睛的流体可以被阀 37 所阻挡。一旦活塞缸体 33 已经被流体和颗粒填满, 该活塞泵可以例如用没有被填充的活塞泵来更换。另一选择包括在关闭阀 37 之后驱动活塞 32, 使得, 在向前运动 (见箭头 35) 中, 它将流体传出活塞 33 并进入带阀 38 的排出管线 39, 并从那儿进入收集容器 13。因此, 活塞 33 可以再次在向后运动中吸收吸出流体。

[0028] 图 3 示意性地示出了本发明的第三实施例。此处, 灌注流体源 20 是第二活塞泵 40, 其具有活塞 41 和活塞杆 42, 这两者都可以通过驱动器 46 在活塞缸体 43 中移动。在向前运动中 (见箭头 45)。活塞 41 可以将在活塞缸体 43 中的流体供应到第二灌注流体管线 22 中。阀 25 释放或中断沿着朝向第一灌注流体管线 4 方向的体积流动。

[0029] 如果阀 50 被设置在第一灌注流体管线 4 中 (参见图 4), 该阀可以被连接为使得, 在活塞 41 的向后运动 (见箭头 44) 期间, 流体从第一灌注流体源 2 流动, 通过第一灌注流体管线 4、第一阀 24、第二灌注流体管线 22 并通过第三阀 25。这允许第二灌注流体源 20 或 40 被填充。

[0030] 负压力可以形成在吸出流体管线 11 中, 如果在吸出期间所述管线 11 存在闭塞或堵塞。当闭塞被打破时, 存有过量流体被从眼睛内部空间吸出的危险。为了防止该危险 (参

见图 5),提供了第三灌注流体源 60,其具有活塞 61、活塞杆 62 和驱动器 66,其根据在吸出流体管线 11 中的负压力而通过第五阀 67 将灌注流体 63 经由第三灌注流体管线 68 供应到吸出流体管线 11。这可以可靠地防止眼睛的内部空间的坍塌。

[0031] 图 6 示出了在本发明的进一步实施例中,第三灌注流体源可以被设计为容器 70,该容器可以经由第三灌注流体管线 68 供应包含其中的灌注流体 71 到吸出流体管线 11 中。在该实施例中,第三灌注流体源 70 通过填充管线 73 和第六阀 74 被连接到第一灌注流体源 2。这可靠地防止了当吸出流体管线 11 中的堵塞被刺穿时在第一灌注流体管线 4 中的压力变化。

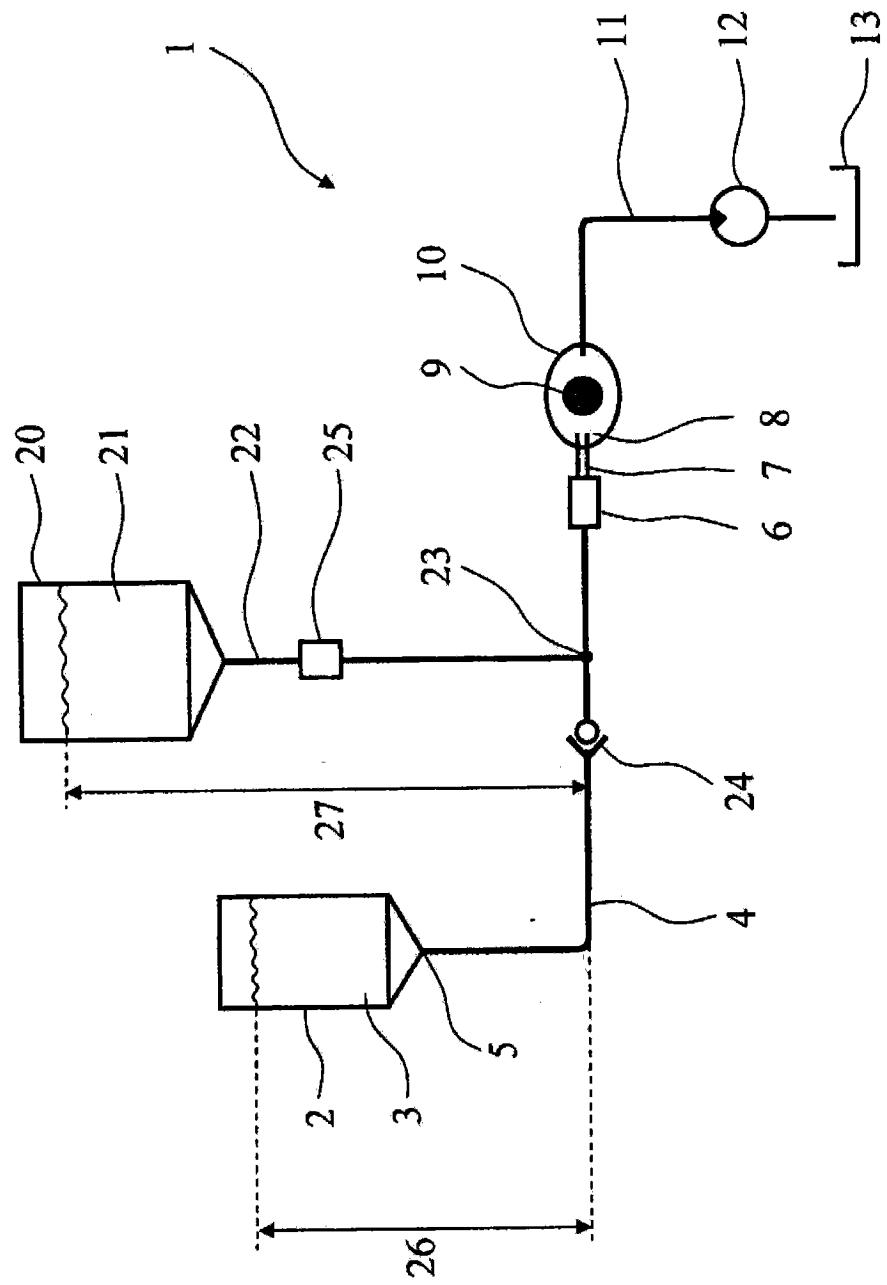


图 1

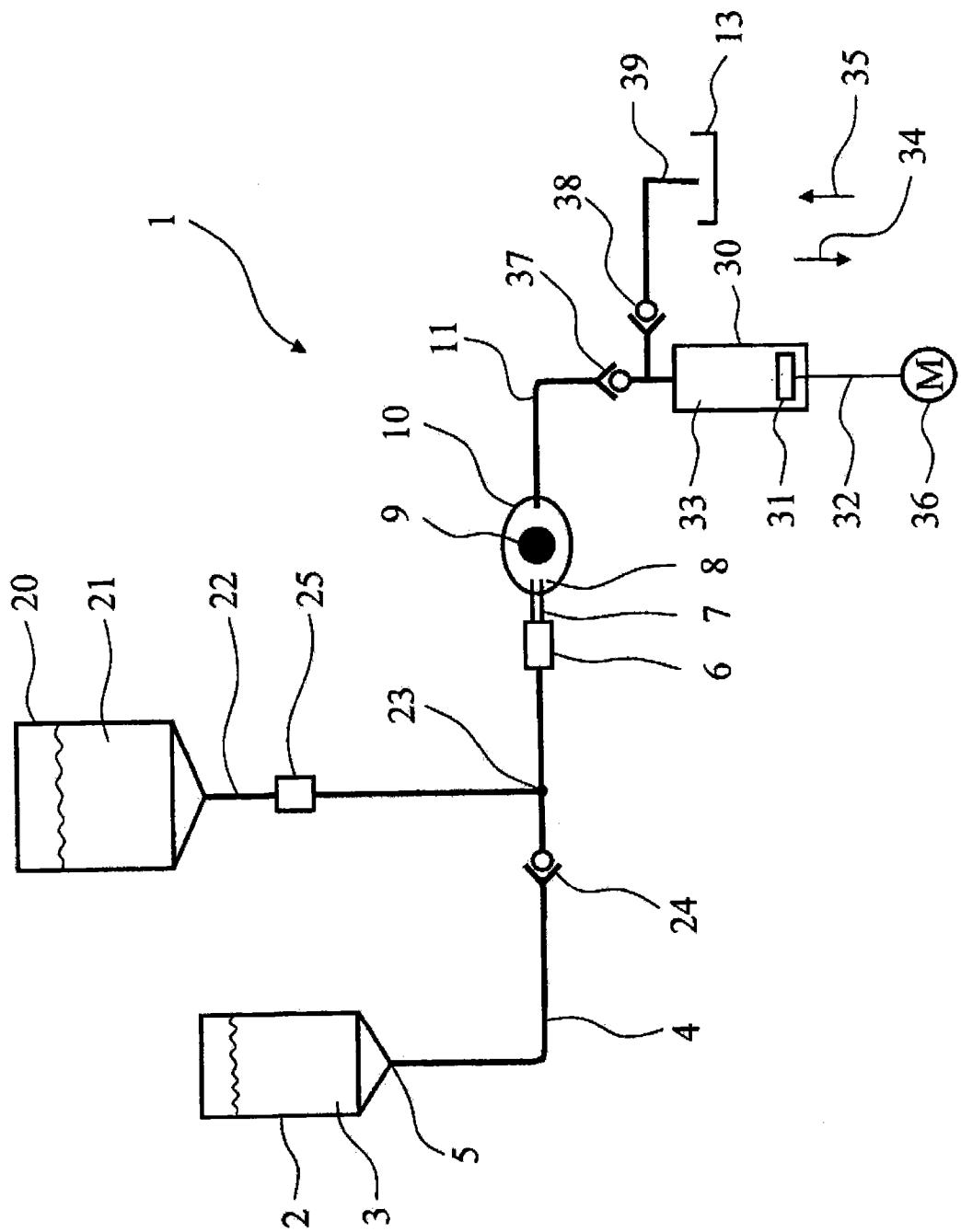


图 2

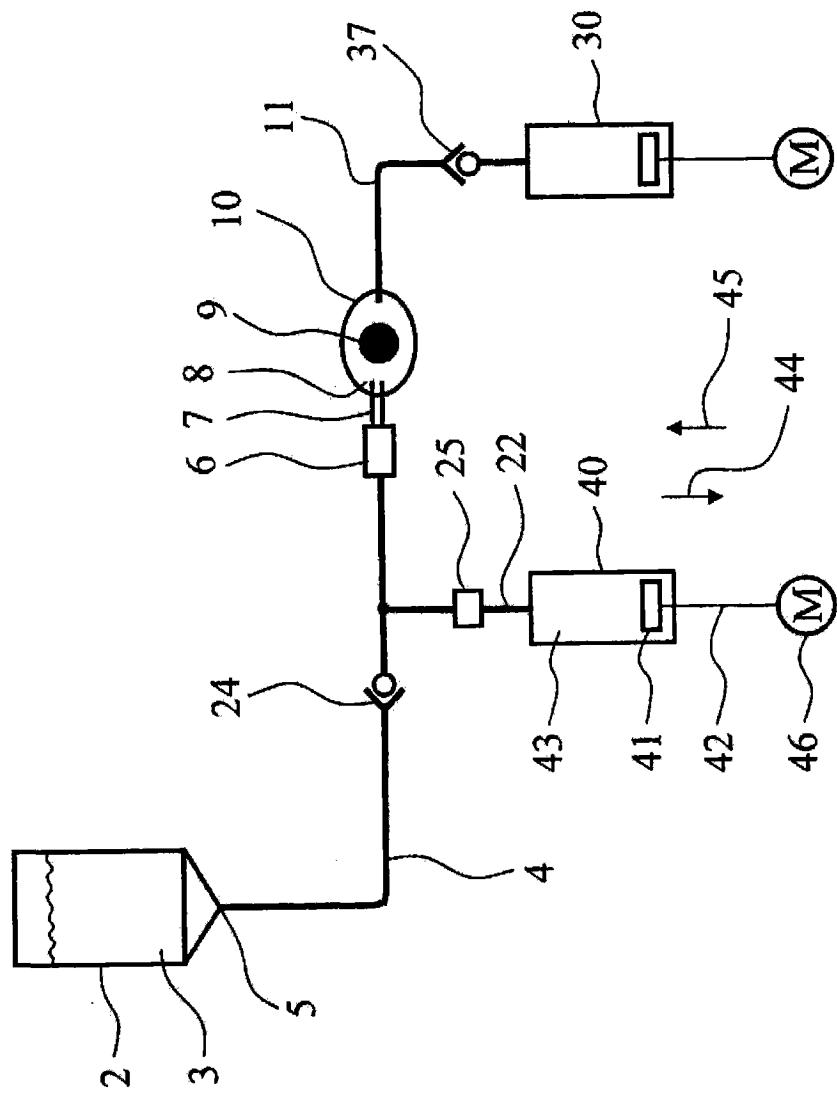


图 3

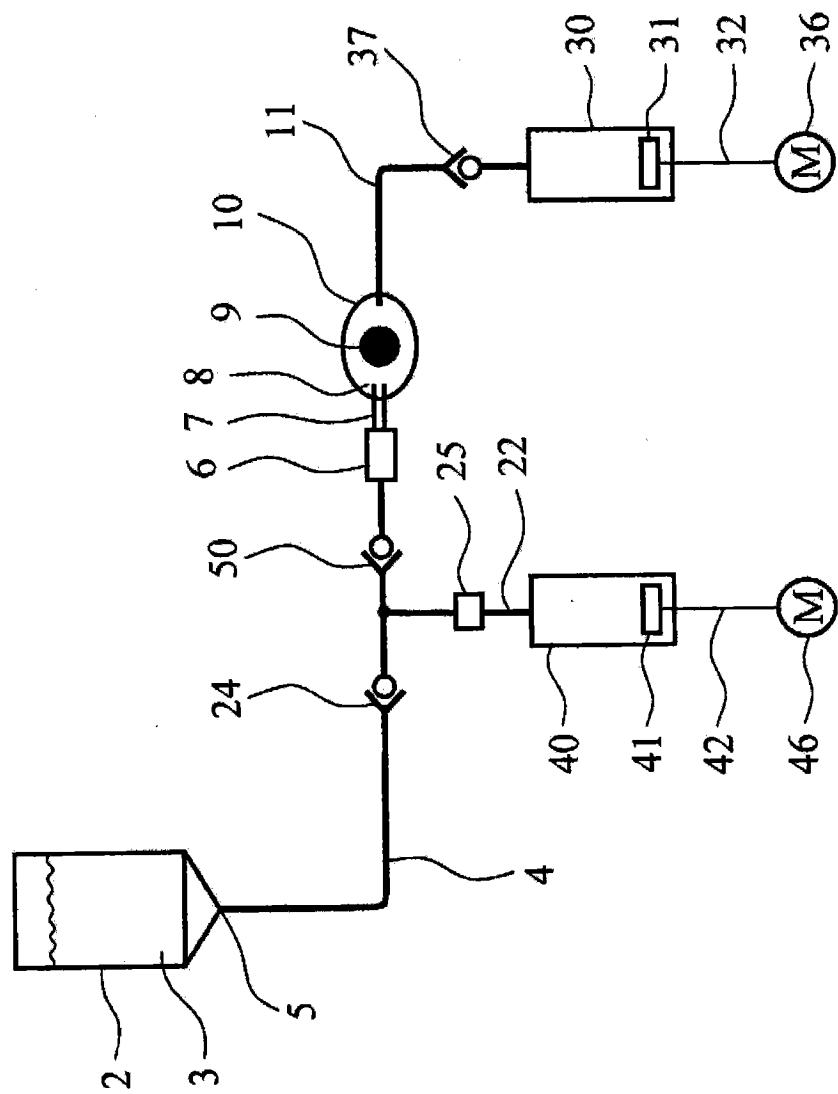


图 4

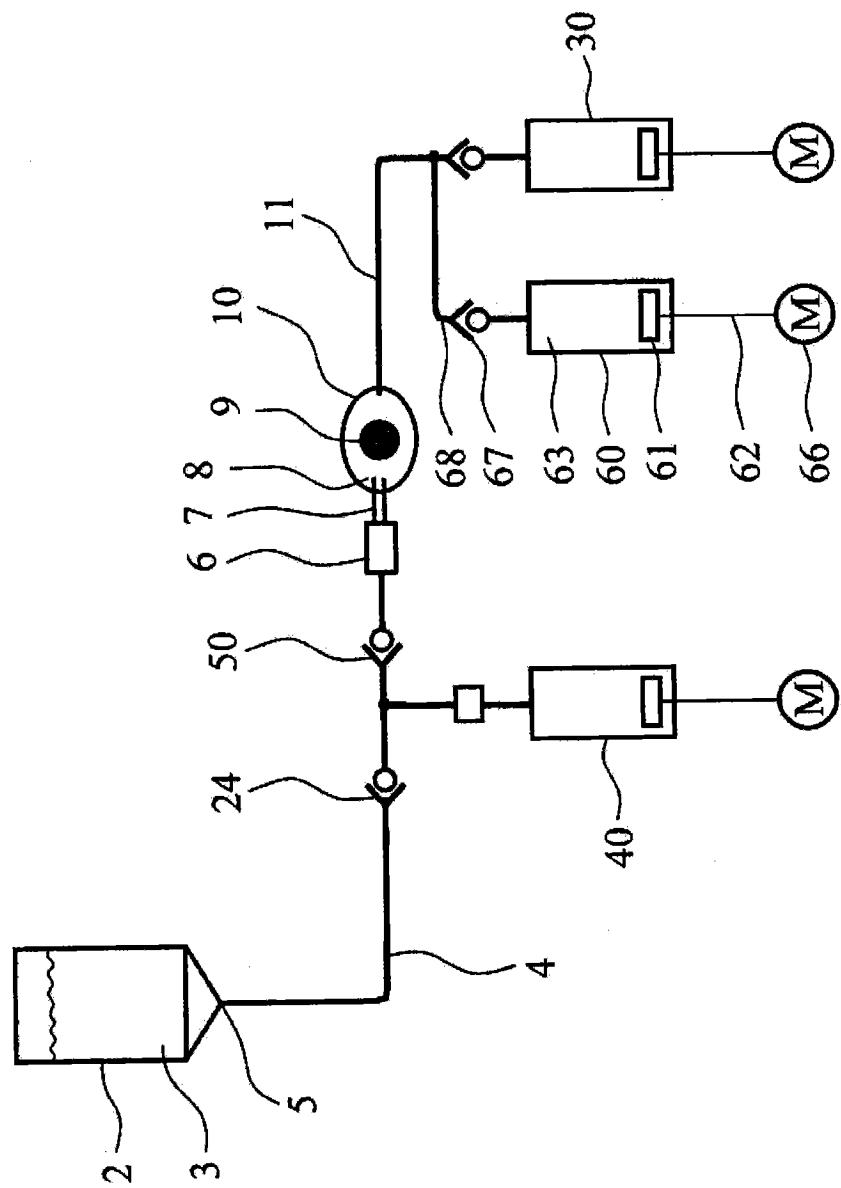


图 5

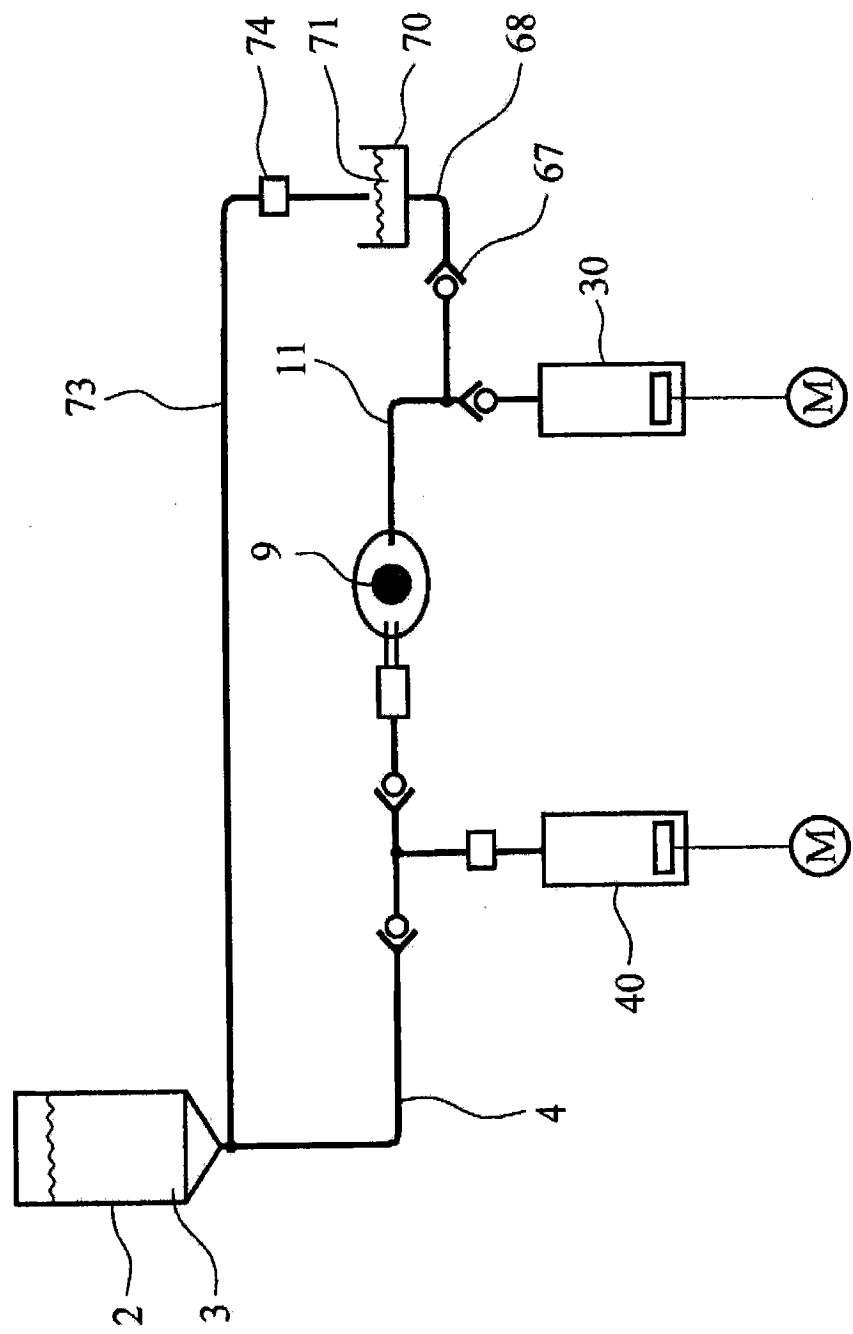


图 6