(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105163776 B
(45)授权公告日 2019.04.09

(21)申请号 201480016428.3

(22)申请日 2014.02.03

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105163776 A

(43)申请公布日 2015.12.16

(30)优先权数据
61/761,109 2013.02.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.09.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2014/014467 2014.02.03

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2014/123816 EN 2014.08.14

(73)专利权人 艾韦尼克斯股份有限公司
地址 美国马萨诸塞

(72)发明人 J·E·安博罗西娜 B·G·鲍尔斯 A·沙吉

(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 11038
代理人 金晓

(51)Int.Cl.
A61M 5/168(2006.01)

(56)对比文件
US 2007/0264130 A1,2007.11.15,
US 2011/0254686 A1,2011.10.20,
US 8868357 B2,2014.10.21,
US 2012/0312726 A1,2012.12.13,
US 4337639 A,1982.07.06,
TW 312618 B,1997.08.11,

审查员 贾慧丹

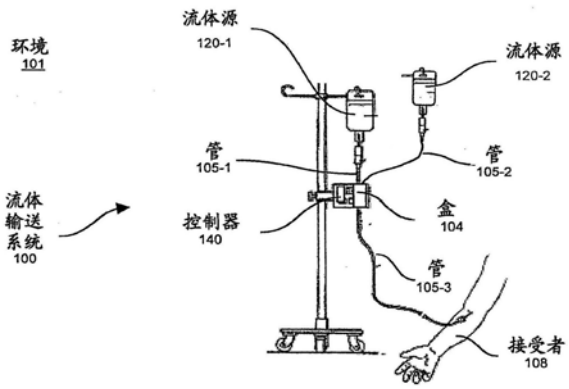
权利要求书3页 说明书20页 附图11页

(54)发明名称

流体流动测量和控制

(57)摘要

根据一个实施例,流体输送系统中的控制器控制第一体积和第二体积中的压力大小。第一体积为已知大小。第二体积为未知大小并且是变化的。控制器基于第一体积中压力的测量结果和第二体积中压力的测量结果,估计第一体积中气体的温度和第二体积中气体的温度。然后,控制器基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度,计算第二体积的大小。在输送阶段期间的多个不同时间处,控制器暂时性地中止施加压力到腔室,以计算腔室中的流体有多少已被泵送到目标接受者。



CN 105163776 B

1.一种用于从流体泵输送流体的方法,所述方法包括:

控制第一体积和第二体积中压力的大小,第一体积为已知大小的腔室,第二体积为所述流体泵中的未知大小的腔室;

基于所述第一体积中压力的测量结果和所述第二体积中压力的测量结果,估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度;以及

基于所述第一体积和所述第二体积中气体的所测量的压力和所估计的温度,计算所述第二体积的大小;

其中控制压力的大小包括:

首先关闭阀,以防止所述第一体积和所述第二体积之间的气体的转移;

当所述阀被关闭时,将所述第一体积的压力控制到基本上不同于所述第二体积的压力;以及

打开所述第一体积和所述第二体积之间的阀,从而使得气体能够转移以及使所述第一体积和所述第二体积均衡至基本上相同的压力。

2.根据权利要求1所述的方法,还包括:

至少部分地基于打开所述阀之前和之后所述第一体积和所述第二体积中的气体的所测量的压力和气体的所估计的温度,计算所述第二体积的大小。

3.根据权利要求1所述的方法,其中估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度包括:

至少部分地基于由于所述第一体积和所述第二体积中气体压力的变化所致的热效应,导出所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度。

4.根据权利要求1所述的方法,其中估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度包括:

至少部分地基于气体与限定所述第一体积和所述第二体积的相应物理边界之间的热量的传递,导出所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度。

5.根据权利要求1所述的方法,其中估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度包括:

至少部分地基于检测到的所述第二体积随时间的变化,导出所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度。

6.根据权利要求1所述的方法,其中所述第二体积表示隔膜泵中的第一腔室,所述隔膜泵的第二腔室与所述隔膜泵中的第一腔室相邻地设置,所述隔膜泵中的膜限定所述第一腔室和第二腔室之间的边界,所述方法还包括:

控制所述第一腔室中的压力,以将所述第二腔室中的流体泵送到目标接受者。

7.根据权利要求6所述的方法,还包括:

使用所计算的所述第二体积的大小来确定从所述第二腔室输送流体到所述目标接受者的流速。

8.根据权利要求1所述的方法,还包括:至少部分地基于打开设置在所述第一体积和所述第二体积之间的阀之前和之后所述第一体积和所述第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度,计算所述第二体积的大小。

9.一种用于从流体泵输送流体的计算机系统,所述计算机系统包括:

计算机处理器硬件;和

硬件存储资源,所述硬件存储资源被耦合到所述计算机处理器硬件,所述硬件存储资源存储指令,当通过所述计算机处理器硬件执行所述指令时,使所述计算机处理器硬件执行如下操作:

控制第一体积和第二体积中压力的大小,所述第一体积为已知大小的腔室,所述第二体积为所述流体泵中的未知大小的腔室;

基于所述第一体积中压力的测量结果和所述第二体积中压力的测量结果,估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度;以及

基于所述第一体积和所述第二体积中气体的所测量的压力和所估计的温度,计算所述第二体积的大小,

其中控制压力的大小包括:

首先关闭阀,以防止所述第一体积和所述第二体积之间的气体的转移;

当所述阀被关闭时,将所述第一体积的压力控制到基本上不同于所述第二体积的压力;以及

打开所述第一体积和所述第二体积之间的阀,从而使得气体能够转移,以使所述第一体积和所述第二体积均衡至基本上相同的压力。

10.根据权利要求9所述的计算机系统,其中所述计算机处理器硬件还执行如下操作:

至少部分地基于打开所述阀之前和之后所述第一体积和所述第二体积中的气体的所测量的压力和气体的所估计的温度,计算所述第二体积的大小。

11.根据权利要求9所述的计算机系统,其中估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度包括:

至少部分地基于由于所述第一体积和所述第二体积中气体的压力的变化所致的热效应,导出所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度。

12.根据权利要求9所述的计算机系统,其中估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度包括:

至少部分地基于气体与限定所述第一体积和所述第二体积的物理边界之间的热量的传递,导出所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度。

13.根据权利要求9所述的计算机系统,其中估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度包括:

至少部分地基于检测到的所述第二体积随时间的变化,导出所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度。

14.根据权利要求9所述的计算机系统,其中所述第二体积表示隔膜泵中的第一腔室,所述隔膜泵的第二腔室与所述隔膜泵中的第一腔室相邻地设置,所述隔膜泵中的膜限定所述第一腔室和第二腔室之间的边界,所述计算机系统还支持如下操作:

控制所述第一腔室的压力,以将所述第二腔室中的流体泵送到目标接受者。

15.根据权利要求14所述的计算机系统,其中所述计算机处理器硬件还执行如下操作:

使用所计算的所述第二体积的大小来确定从所述第二腔室输送流体到所述目标接受者的流速。

16.根据权利要求9所述的计算机系统,其中所述计算机处理器硬件还执行如下操作:

至少部分地基于打开设置在所述第一体积和所述第二体积之间的阀之前和之后所述第一体积和所述第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算所述第二体积的大小。

17.一种计算机可读硬件存储器，所述计算机可读硬件存储器具有存储在其上的指令，当通过计算机处理器硬件执行所述指令时，使所述计算机处理器硬件执行如下操作：

控制第一体积和第二体积中压力的大小，所述第一体积为已知大小的腔室，所述第二体积为所述流体泵中的未知大小的腔室；

基于所述第一体积中压力的测量结果和所述第二体积中压力的测量结果，估计所述第一体积中气体的温度和所述第二体积中气体的温度；以及

基于所述第一体积和所述第二体积中气体的所测量的压力和所估计的温度，计算所述第二体积的大小，

其中控制压力的大小包括：

首先关闭阀，以防止所述第一体积和所述第二体积之间的气体的转移；

当所述阀被关闭时，将所述第一体积的压力控制到基本上不同于所述第二体积的压力；以及

打开所述第一体积和所述第二体积之间的阀，从而使得气体能够转移，以使所述第一体积和所述第二体积均衡至基本上相同的压力；以及

至少部分地基于打开所述阀之前和之后所述第一体积和所述第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算所述第二体积的大小。

18.一种用于从流体泵输送流体的方法，所述方法包括：

控制第一体积和第二体积中的压力大小为不相同，所述第一体积为已知大小的腔室，所述第二体积为所述流体泵中的未知大小的腔室；

打开所述第一体积和所述第二体积之间的阀，以使所述第一体积和所述第二体积中的压力相等；

基于所述第一体积中的所测量的压力和所述第二体积的所测量的压力，估计所述第一体积中的气体温度和所述第二体积中的气体温度；以及

基于所述第一体积和所述第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算所述第二体积的大小。

流体流动测量和控制

[0001] 发明人:Jesse E.Ambrosina,Benjamin G.Powers和Ali Sashjii

[0002] 代理人案号:FLU12-15PCT

背景技术

[0003] 输送流体到接受者的常规技术可以包括从流体源抽吸流体进入隔膜泵的腔室。在腔室被填充后,相应的流体输送系统施加压力到该腔室,使该腔室中的流体被输送到相应的患者。流体被输送到接受者的速率可以根据施加到该腔室的压力的大小而改变。

[0004] 最终,将压力施加到腔室足够量时间后,该腔室中的所有流体被输送给接受者。

[0005] 在大多数应用中,被抽吸进入隔膜泵的腔室中的流体的量大体上少于要被输送到患者的流体的量。为了随着时间输送适量流体到患者,流体输送系统重复这样的周期,在该周期中,从流体源抽吸流体进入腔室,并且随后施加压力到该腔室以输送流体到接受者。

[0006] 根据常规技术,基于依次操作将流体吸入隔膜泵中的腔室和将流体排出隔膜泵中的腔室的时间之间经过的时间的量,流体输送系统能够确定流体被输送到相应患者的速率。

发明内容

[0007] 此处的实施例比起常规方法是新颖的。

[0008] 温度估计与控制

[0009] 更具体地,根据第一实施例,流体输送系统包括第一体积(例如第一腔室)和第二体积(例如第二腔室)。假设第一体积大小已知,并且第二体积大小未知。在一个实施例中,流体输送系统中的控制器控制第一体积和第二体积中压力的大小,以输送流体到相应的接受者。

[0010] 为了产生对被输送到接受者的流体的更准确的测量结果,控制器估计第一体积中的气体温度和第二体积中的气体温度。控制器基于第一体积中压力的测量结果和第二体积中压力的测量结果估计该温度。换句话说,在一个实施例中,控制器至少部分地从第一体积和第二体积中压力的测量结果导出所估计的气体温度。

[0011] 除了估计温度,如此处所述的控制器可以被配置成基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和所估计的温度的结合,计算第二体积的大小。

[0012] 根据又一些实施例,如此处所述的流体输送系统包括设置在第一体积和第二体积之间的阀。流体输送系统的控制器首先关闭该阀以防止第一体积和第二体积之间的气体的转移。当该阀被关闭时,控制器将第一体积的压力控制为基本上不同于第二体积的压力。在确定第二体积的尺寸的测量周期期间,控制器打开第一体积和第二体积之间的阀,从而使得气体能够转移,并且使第一体积和第二体积均衡至基本上相同的压力。根据又一些实施例,控制器至少部分地基于打开该阀之前和之后气体的所测量的压力,计算第二体积的大小。

[0013] 第一体积和/或第二体积的热效应可以对计算的体积具有影响。根据另又一些实

施例，为了估计第一体积中气体的温度和第二体积中气体的温度，控制器至少部分地基于由于第一体积和第二体积中气体压力变化所致的热效应，导出第一体积中气体的估计温度和第二体积中气体的估计温度。

[0014] 第一体积和第二体积的物理属性可以影响气体的相应的实际和估计气体温度。根据又一些实施例，当估计第一体积中的气体温度和第二体积中的气体温度时，控制器可以被配置成至少部分地基于气体与限定第一体积和第二体积的相应物理边界之间所估计的热量的传递，导出第一体积中的气体的温度和第二体积中的气体的温度。

[0015] 另外通过非限制性例子的方式，请注意，该第二体积可以是隔膜泵中的第一腔室。隔膜泵可以包括相邻该第一腔室设置的第二腔室。隔膜泵中的柔性膜限定了该第一腔室和第二腔室之间的边界。控制器控制施加到该第一腔室(第二体积)的压力，以泵送第二腔室中的流体到目标接受者。如此处所述，控制器可以施加负压到该第二体积，以减小该第二体积的大小，将流体吸入隔膜泵的第二腔室。控制器可以施加正压到第一腔室(第二体积)，以将流体从隔膜泵的第二腔室排出到相应的下游接受者。

[0016] 根据仍然又一些实施例，当控制器施加正压到第二体积时，由于输送流体到接受者，第二体积随着时间而变化。当估计第一体积中的气体的温度和第二体积中的气体的温度时，控制器可以被配置成至少部分地基于所计算的第二体积随着时间的变化，导出第一体积中的气体的温度和第二体积中的气体的温度。

[0017] 在又一些实施例中，控制器使用所计算的第二体积大小(隔膜泵中第一腔室的体积)来确定从隔膜泵的第二腔室输送流体到目标接受者的流速。

[0018] 中止控制操作

[0019] 根据第二实施例，流体输送系统中的控制器启动将流体吸入隔膜泵的腔室。在输送阶段期间，控制器施加正压到该腔室。所施加的正压将腔室中的流体泵送到目标接受者。在输送阶段期间的一个或多个时间处，控制器暂时中止或中断施加压力到腔室，以计算腔室中的流体有多少已被泵送到目标接受者。

[0020] 更具体地，假设流体输送系统首先启动填充隔膜泵中的腔室。流体输送系统在腔室上施加压力以将隔膜泵中的流体的一部分输送到下游接受者。流体输送系统暂时中止施加压力到腔室。在一个实施例中，中止施加压力包括减小施加到腔室的压力。减小的压力导致短时间量地放慢或者停止泵送腔室中的流体到接受者。压力中断的时间可以是如此之短，以至于其是不明显或不显著的。

[0021] 在暂时中止施加压力的该时间期间，流体输送系统计算留在隔膜泵的腔室中的流体的量。

[0022] 在计算留在腔室中的流体的量，流体输送系统再次施加压力到腔室(可能与中断之前所施加的压力相同或基本相似的压力)，使腔室中的流体恢复正常输送流体到接受者。换句话说，恢复施加压力到腔室使腔室中的流体再次流向接受者。

[0023] 在一个实施例中，流体输送系统在输送阶段期间重复中止施加压力到腔室以计算留在该腔室中的流体的量这一过程多次。多次测量使得流体输送系统能够准确地检测流体至接受者的随时间的量或流动。

[0024] 在另又一些实施例中，如所提到的，控制器可以被配置成施加基本上恒定的压力(在暂时中止施加压力的步骤之前和之后)到腔室，以从该腔室排出流体进入相应的导管，

该导管将流体传送到目标接受者。

[0025] 使用在输送阶段期间不同时间处所计算的留在腔室中的流体的量，控制器可以计算将腔室中的流体输送到目标接受者的流速。

[0026] 根据又一些实施例，控制器可以被配置成将计算的流速与期望流速(例如设定点)进行比较。响应于检测到所计算的流速与期望流速之间的差大于阈值，控制器可以被配置成调节从腔室到目标接受者的流体的流速为更接近期望流速。

[0027] 需要注意的是，如果流体流速与相应的期望设定点不同，控制器可修改任何合适的控制参数以调节流体的流速。例如，在一个实施例中，控制器调节输送阶段期间施加到腔室的压力的大小，以增大或减小流体输送速率。附加地或替代性地，控制器可以被配置成调节设置在腔室和目标接受者之间的线路内流体流动阻力器的阻力。

[0028] 中止施加驱动压力到腔室可以包括将腔室和气体储存罐中的压力大小控制为不相同。该储存罐可以是已知大小的体积；该腔室可以是未知大小的体积。换句话说，如所提到的，该腔室可以表示变化的体积，其大小随流体被输送到接受者而变化。

[0029] 在又一些实施例中，控制器打开储存罐和腔室之间的阀，以使储存罐和腔室中的气体压力基本上相等。为了更准确地计算流体输送的速率，如前面所讨论的，控制器可以被配置成基于储存罐中的所测量的压力和腔室的所测量的压力，估计储存罐中的气体温度和腔室中的气体温度。控制器至少部分地基于储存罐和腔室中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算有多少流体留在腔室中。

[0030] 同样地，如前面所提到的，控制器可以被配置成至少部分地基于被吸入腔室的流体在施加正压到隔膜泵之后有多少留在腔室中，来计算有多少流体已被泵送到目标接受者。

[0031] 这些和其它更具体的实施例在下文中更详细地公开。

[0032] 需要注意的是，如此处所讨论的任何资源可以包括一个或多个计算机化的设备、流体输送系统、服务器、基站、无线通信设备、通信管理系统、工作站、手持式或膝上型计算机等等，以实现和/或支持此处公开的任何或全部方法操作。换句话说，一个或多个计算机化设备或处理器可以被编程和/或配置成如此处解释的那样操作，以实现本发明的不同实施例。

[0033] 此处的另外其他的实施例包括软件程序以执行上面概述和下文详细公开的步骤和操作。一个这样的实施例包括计算机程序产品，该计算机程序产品包括非暂时性计算机可读存储介质(即，任何物理计算机可读硬件存储介质)，在该介质上编码有软件指令，用于随后执行。当在具有处理器的计算机化设备(例如，计算机处理硬件)中执行该指令时，该指令编程和/或致使处理器执行此处公开的操作。这样的布置通常被提供为：布置或编码在非暂时性计算机可读存储介质(例如光介质(例如，CD-ROM)、软盘、硬盘、存储棒等)或其他介质(例如在一个或多个ROM、RAM、PROM等中的固件或短代码)上的软件、代码、指令和/或其他数据(例如，数据结构)，或者提供为专用集成电路(ASIC)等。软件或固件或其他这样的配置可以被安装在计算机化设备上，以使该计算机化设备执行此处解释的技术。

[0034] 因此，此处的实施例针对那些支持如此处所讨论的操作的方法、系统、计算机程序产品等。

[0035] 此处的一个实施例包括在其上存储有指令的计算机可读存储介质和/或系统。当

通过计算机处理器硬件执行该指令时，该指令使得该计算机处理器硬件：控制第一体积和第二体积中的压力的大小，第一体积为已知大小，第二体积为未知大小；基于第一体积中压力的测量结果和第二体积中压力的测量结果，估计第一体积中的气体的温度和第二体积中的气体的温度；并且，基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算第二体积的大小。

[0036] 此处另一个实施例包括在其上存储有指令的计算机可读存储介质和/或系统。当通过计算机处理器硬件执行该指令时，该指令使得该计算机处理器硬件：启动将流体吸入隔膜泵的腔室；在输送阶段期间将腔室中的流体泵送到目标接受者，施加压力到腔室；并且，在输送阶段期间的多个不同时间处，暂时中止施加压力到腔室，以计算腔室中的流体有多少已被泵送到目标接受者。

[0037] 此处的又另一个实施例包括在其上存储有指令的计算机可读存储介质和/或系统。当通过计算机处理器硬件执行该指令时，该指令使得该计算机处理器硬件：将第一体积和第二体积中的压力的大小控制为不同，第一体积为已知大小，第二体积为未知大小；启动打开第一体积和第二体积之间的阀，以使第一体积和第二体积中的压力相等；基于第一体积中所测量的压力和第二体积的所测量的压力，估计第一体积中的气体温度和第二体积中的气体温度；并且，基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算第二体积的大小。

[0038] 为了清楚的缘故，对以上的操作添加了顺序。需要注意的是，如此处所讨论的任何处理步骤可以以任何合适的顺序执行。

[0039] 本公开的其他实施例包括软件程序和/或相应的硬件以执行以上概述和以下详细公开的任何方法实施例步骤和操作。

[0040] 应当理解的是，如此处所讨论的系统、方法、装置、计算机可读存储介质上的指令等可以严格体现为软件程序、固件，体现为软件、硬件和/或固件的混合，或者仅仅体现为(例如处理器之内、或操作系统之内或软件应用程序之内的)硬件。

[0041] 如此处所讨论的，此处的技术非常适合用于输送流体到接受者。然而，应当注意的是，此处的实施例不限于这样的应用的使用，并且此处所讨论的技术同样非常适合于其他应用。

[0042] 此外，请注意，尽管此处的各不同特征、技术、配置等可能在本公开的不同地方被讨论，但是，当合适时，旨在各个概念可以任选地彼此独立地执行或彼此相结合执行。因此，如此处所描述的一个或多个本发明可以以许多不同方式体现或查看。

[0043] 同样，请注意，此处实施例的该初步讨论有意不指定本公开或要求保护的一个或多个发明的每个实施例和/或增加的新颖方面。相反，该简要描述仅仅给出了一般性的实施例和超越常规技术的相应新颖点。对于一个或多个发明的附加的细节和/或可能的观点(排列)，如下面进一步讨论的那样，读者被引导到具体实施方式部分和本公开的相应附图。

附图说明

[0044] 图1是示出根据此处实施例的流体输送系统的示例图。

[0045] 图2是示出根据此处实施例的流体输送系统中的部件和分块的更具体的细节的示例图。

[0046] 图3是示出用于根据此处实施例的流体输送系统中使用的隔膜泵细节的示例图。

[0047] 图4是示出根据此处实施例的流体测量周期期间的假定气体温度的变化的示例图。

[0048] 图5A是示出根据此处实施例随时间施加不同压力到隔膜泵以输送流体到目标接受者的示例时序图。

[0049] 图5B是示出根据此处实施例随时间施加不同压力到隔膜泵以输送流体到目标接受者的示例时序图。

[0050] 图6是示出根据此处实施例暂时终止或减小施加正压到隔膜泵和估计气体温度的示例时序图。

[0051] 图7是示出根据此处实施例的在其中执行任何功能的示例计算机体系结构的图。

[0052] 图8-10是示出根据此处实施例的有助于流动控制测量和管理的方法的示例图。

[0053] 从以下对此处的如附图所示的优选实施例的更具体描述，本发明的前述和其他目的、特征和优点将变得明显，在附图的不同视图中，同样的附图标记代表相同的部件。附图不一定按比例绘制，相反，重点放在说明实施例、原理、构思等上。

具体实施方式

[0054] 如此处所述的流体输送系统使用阀、可变流动限制、参考体积、直接压力测量等的系统来准确输送静脉注射流体到接受者(例如患者)。通常，流体通过手部或臂部的静脉被输入患者。静脉中的压力通常为高于大气压5mm汞柱的数量级。

[0055] 目前市场中可用的常规流体泵需要相应流体源相对于该泵处于规定位置中。同样地，泵必须相对于患者处于规定位置中。由于系统压力对泵送机构的影响，源位置或患者位置的变化可导致流速不准确。由于临床环境中的许多原因，希望泵能够输送流体到患者而不考虑源流体和泵的位置。

[0056] 此处的实施例使用压缩气体(空气)以引入要求的压差，该压差是在较宽范围的泵、患者和流体源的相对位置下需要移动流体进入患者所要求的。要被输送的流体可以低于患者或者高于患者。泵可以高于或者低于患者而不管流体位置。在某些情况下，期望流体以尽可能低的压力并且以连续流速被输送。泵能够使用低压并适应各种相对的泵和/或患者位置，因为该系统可以测量流速，并且可以对偏离目标流速的任何变化进行调节。

[0057] 当今市场上主要有两种类型的IV泵：注射泵和线性蠕动泵。两者都是正排量(displacement)泵，在许多情况下其可能引入非常高的压力到患者。该技术有许多局限性。作为一个例子，为了降低这种风险，压力传感器被加入，以检测危险的高压力并停止该泵。由于这种技术的构造和管的弹性，流体的大的单次快注经常被无意中注入到患者。相反，通过直接使用驱动压力而不是使用刚性的机械活塞来推动流体到患者，任何干扰直接停止该泵，而不需要检测系统。

[0058] 现在，更具体地，图1是示出根据此处实施例的流体输送系统的示例图。

[0059] 如所示出的，流体输送环境101包括流体输送系统100。流体输送系统100包括流体源120-1、流体源120-2和接受者108。流体输送系统100包括控制器140以及盒104，便于从一个或多个流体源120输送流体到接受者108。

[0060] 在一个实施例中，盒104是插入到流体输送系统100的壳体的腔中的一次性盒。在

输送期间，来自不同流体源120的流体被限制为接触(一次性管组包括)盒104、管103和如下面进一步讨论的它的相应部件。当输送流体到不同患者时，护理者将新盒插入流体输送系统100的腔中。新盒包括一套相应的新(无菌)管。因此，该流体输送系统100可以用于许多患者，而无需进行清洁。

[0061] 如所提到的，在操作期间，流体输送系统100的控制器140控制从一个或多个流体源120(例如流体源120-1和/或流体源120-2)到接受者108的流体输送。如该示例实施例所示，管105-1从流体源120-1传送流体到盒104。管105-2从流体源120-2传送流体到盒104。请注意，流体源120-1和流体源120-2可以存储相同或不同的流体。

[0062] 控制器140控制着盒104中的一个或多个部件，以将从流体源120-1和/或流体源120-2接收的流体通过管105-3输送到接受者108。

[0063] 控制系统：

[0064] 通过非限制性实例的方式，基于质量流的测量系统考虑了理想气体定律和质量守恒。该式适用于封闭系统。

[0065] $M_{a1}+M_{b1}=M_{a2}+M_{b2}$ (式1)

[0066] $$PV = MRT \rightarrow M = \frac{PV}{RT}$$ (式2)

[0067] R是恒定的，所以式子因子降为：

[0068] $$\frac{P_{a1}}{T_{a1}}V_a + \frac{P_{b1}}{T_{b1}}V_b = \frac{P_{a2}}{T_{a2}}V_a + \frac{P_{b2}}{T_{b2}}V_b$$ (式3)

[0069] 通过考虑完整系统状态(例如温度)，而不是假设它们在周期中保持不变，如此处所公开的温度的估计允许快速测量，并允许该设备在测量期间操作而不停止流动。

[0070] 更具体地，在一个实施例中，适当的驱动压力可以被施加到隔膜泵的驱动腔室侧，以启动将隔膜泵的流体腔室侧中的流体输送到目标接受者。此处的又一些实施例可以包括在输送周期期间的一个或多个时刻中止施加压力到驱动腔室，以执行体积核查，从而识别随着时间有多少流体存在于隔膜泵的流体腔室中。

[0071] 在一个实施例中，被泵送到目标接受者的流体的流速等于驱动腔室的体积随着时间的变化。

[0072] 在中止施加压力到隔膜泵的时间期间，此处的实施例可以包括：当计算输送流体到目标接受者的流速时，考虑一个或多个腔室中的气体温度的变化(由于改变压力)。

[0073] 在一个实施例中，质量平衡测量依赖于工作流体的温度。考虑到上述所需的测量速度，在测量周期期间气体经历绝热升温和冷却。在需要的时间帧中直接测量(使用温度传感器)气体温度可能是困难的，如果不是不可能的话；因此，热估计器被用来预测气体温度。换句话说，如此处所讨论的一个或多个体积中气体的温度可以变化得如此迅速以至于物理温度传感器不能检测温度的相应变化。

[0074] 图4是一个假想的示例图，该示例图示出输送周期期间不同源中的气体温度。如此处所述，一个或多个温度可以基于已知系统信息而被估计，如下面更详细地讨论。

[0075] 在一个实施例中，对用于实现安全及可靠的输液泵所需要的性能特征的理想气体定律方法有几个补充。首先，存在一般情况，当流速低并且出口压力低时，例如当泵显著高

于患者时。在这种情况下，所需要的驱动或泵送压力也非常低。非常低的驱动压力难以使用普通的低成本压力换能器来测量，并且，准确控制和保持正罐中的低压力是非常困难的。在更高流速或更高出口压力下，所需要的驱动压力要高得多。这样的宽动态范围使得难以保持压力测量的分辨率。

[0076] 为了：i)实现考虑到相对宽范围的出口压力的所有的所需流速范围，ii)最大化压力测量分辨率，以及iii)保持驱动压力足够高以避免接近大气压的低压力测量，此处的实施例可以包括可变流动限制，该流动限制被加到泵腔室的下游。

[0077] 通过非限制性例子的方式，该流动限制可以是一个可变孔。假设一个期望的设定点流速，改变该可变流体限制开口以维持最小驱动压力。该可变流体限制还用作安全机构，如果需要，该安全机构可以被明确地关闭或闭合。

[0078] 输液系统的另一个要求可以是保持持续流动。在一个实施例中，如此处所讨论的流体输送系统在流速测量期间不停止泵送。因此，此处的实施例可以包括提供输送到相应目标接受者的连续或大体上连续的流体流动输送。

[0079] 为了不引入测量误差，体积测量周期可以执行得极其迅速，例如在毫秒数量级上。根据此处的实施例，一个测量周期可以小于200毫秒。填充周期，例如用流体填充隔膜泵的腔室，也可以执行得非常迅速，以最小化流动变化。

[0080] 当气体由于所有上述原因以如此高的速度被移动时，等温理想气体定律和波义耳定律开始失效。具体地，气体是等温的这样一个假设不再是正确的。据观察，在测量周期期间，气体经历绝热升温和冷却。如前面所讨论的，此处的实施例包括估计气体的温度以补偿这些误差。

[0081] 为了考虑由于气体的绝热升温和冷却所致的温度影响，压力和体积关系如上所述被转换以得出：

[0082] $$V_{pc} = V_{com} \frac{\left(\frac{P_{com2}}{T_{com2}} - \frac{P_{com1}}{T_{com1}}\right)}{\left(\frac{P_{pc1}}{T_{pc1}} - \frac{P_{pc2}}{T_{pc2}}\right)} \qquad (式4)$$

[0083] 通过非限制性例子的方式，可以通过在控制回路的各时间步骤跟踪系统状态变量来估计温度。输送系统的物理参数(例如体积、孔的大小以及传热系数)与所测量的压力结合，允许系统使用下面的能量平衡方程，计算泵送周期期间任何点处的各气体体积中的估计温度：

[0084] $$\frac{dT_i}{dt} = \frac{1}{M_i C_v}\left[C_p \sum_j T_j Q_{ji} - C_p T_i Q_{out} - C_v T_i (Q_{in} - Q_{out}) + H(T_{wall} - T_i)\right] - \left(\frac{C_p}{C_v} - 1\right) \cdot \frac{T_i}{V_i} \frac{dV_i}{dt}$$

[0085] (式5)

[0086] 其中：

[0087] V＝体积

[0088] Cv＝定容比热

[0089] Cp＝定压比热

[0090] T＝温度

[0091] Q＝质量流量

[0092] H＝传热系数

[0093] 事件检测：

[0094] 为了避免药物和其它流体的输送误差，测量和控制系统通常需能够快速检测以及在某些情况下从多个外部干扰自动恢复。根据此处的某些实施例，流体输送系统100可以快速检测下列情况：

[0095] -当流体输送路径变得堵塞或扭结时，蠕动或机械致动泵继续尝试输送流体，直到压力传感器测量到驱动压力已经超过极限。该压力通过流动路径管壁而被测得，并且因此该压力必须被设定为相对高的压力。这可能导致危及患者或当堵塞得到解决时导致流体单次快注的释放。如此处所述的流体输送系统100可以被配置成在低的驱动压力下操作并监测流体流动，而不是线路压力。这样，该系统可以简单地检测流动的停止并指示用户堵塞情况存在，而无需增大驱动压力到不安全的水平或以可能作为单次快注释放的高压液体充灌流体线路。

[0096] -来自源流体的压力的意外的和突然的增加可发生于任何时间。这可能由患者或护理者无意中挤压或按压在袋子上而引起，迫使流体进入患者。根据此处的实施例，由于流体输送系统100反复和不断地监测压力，该情况可以被检测到，流动可以被停止，并且警报可以被激活。

[0097] -通常，药物在小注射器中由护理者通过将该药物经由Y位点或其他入口注射进入IV线路而被输送。流体的这种小的有限注射被称为单次快注或“IV推注”。这些动作往往没有在正确的时间量上被输送，或者它们没有以及时的方式被记录在病历中。如此处所述的流体输送系统100可以被配置成检测由护理者将流体经由注射器注入线路内的动作引起的压力或引起的线路的堵塞。

[0098] -如流体源100使用的闭环测量和控制系统能够感测源流体的粘度的差别。因此，它能够辨别不同类型流体之间的差别，例如血液、盐水或与葡萄糖混合的盐水之间的差别。根据另外又一些实施例，流体输送系统100可以被配置成对源线路中的空气或源线路中的流体之间进行区分。检测空气的这种能力可以被用于更准确地计算输注的流体的总体积，以及允许一些工作流优点，例如自动检测空的源容器并适当地通知用户。

[0099] 剂量校正：

[0100] 在施用小剂量的药物期间遇到的一个非常普遍的问题是，由于连接药物源和患者的管的体积未知所引起的误差。在一些情况下，管和施用装置的所包含体积可能比所输送的药物的剂量大许多倍。现今，护理者必须任一地手动冲洗线路，通过管推送剂量到患者。由药房提供额外药物使得正确剂量可以被输送到患者并且留在管的体积中的药物被丢弃，或者，不正确的剂量被施用。由于流体输送系统100是闭环的，并且直接测量被传送的流体体积，并且施用装置的所包含体积是已知的，正确剂量被始终如一地输送到患者。此外，施用装置(例如盒和管)的当前实施例适应两个输入。一个输入可以被用于经由注射器输送药物，并且第二个输入可以被用于冲洗线路和通过管推送剂量。

[0101] 次级施用自动化：

[0102] 大多数药物(例如抗生素)与主流体(例如生理盐水)结合而被施用。现今这种次级

或“捎带”给药需要护理者将次级流体容器定位于相对主流体容器的特定高度处。该方法依赖于重力以正常运行。就像IV推注或单次快注输送，这并未由设备记录，因此需要护理者适当地记录流体输送。闭环控制和直接体积流体测量结合双输入施用装置允许次级流体施用的完全自动化。根据此处的某些实施例，流体输送系统100能够：

[0103] -从次级袋或注射器输送——间歇的或全部的

[0104] -在主流体源120-1和次级流体源120-2之间自动切换

[0105] -计划的(即，时间延迟或间歇的)次级

[0106] -输送次级流体而不考虑流体源、泵或患者的相对位置

[0107] -正确并准确输送、测量和记录所有的流体输送事件

[0108] 更具体的实施例描述

[0109] 在一个非限制性示例实施例中，如此处所述的流体泵送系统以泵送腔室(“IPC”——中间泵送腔室)为中心，该泵送腔室包括由柔性隔膜一分为二的体积。IPC的一侧被连接到流体系统的气动部分。IPC的另一侧被连接到流体系统的液压部分。通过施加交替的正压和负压到IPC的气动侧，从而来回(或进及出)移动隔膜，实现液压泵送。

[0110] 图2是更具体的示例图，该示例图示出根据此处实施例的设置在流体输送系统中的部件，以及相应的一次性盒。

[0111] 如前面所讨论的，流体输送系统100的控制器140控制一次性盒104中的隔膜泵130和131的操作，以从一个或多个流体源例如流体源120-1和流体源120-2准确输送流体到相应接受者108。

[0112] 在一个实施例中，通过对来自正罐170-1的驱动压力和由马达或其他合适资源控制的可变液压阻力器(例如流体阻力器115的部件)的调节，从而控制流体通过系统的流动。使用如下所述的周期性体积计算来测量流速，并对控制参数进行相应调整，以驱动所测量的流量与目标流量之间的误差为零。

[0113] 泵周期概述

[0114] 根据另又一些实施例，泵周期被定义为如下动作：将流体吸入隔膜泵并且随后施加压力到隔膜泵以将该流体输送到接受者。根据具体的非限制性示例实施例，泵周期可以被定义为至少部分地从一个极端(例如“满”)到另一个极端(例如“空”)移动隔膜泵130中的膜127。

[0115] 如图2并且更具体的如图3所示，膜127将隔膜泵130划分为包括腔室130-1和腔室130-2。膜127防止腔室130-1中的流体通往腔室130-2，反之亦然。

[0116] 将隔膜泵130划分为腔室130-1和腔室130-2的膜127是柔性的。当负压被施加到腔室130-2时，腔室130-1的体积膨胀并将流体从流体源120-1吸入到腔室130-1。

[0117] 相反，当正压被施加到腔室130-2时，腔室130-1的体积减小，将流体从腔室130-1下游排出到相应接受者108。

[0118] 无论膜127的位置，腔室130-1和腔室130-2的总体积或总容量是基本恒定的。基于已知腔室130-2中的流体的体积，人们能够确定腔室130-1的相应体积。例如，如果隔膜泵130的总体积是Vtotal，并且腔室130-2的体积是V2，流体输送系统100通过从Vtotal减去V2可以确定腔室130-1的体积。

[0119] 隔膜泵131以类似于隔膜泵130的方式操作。膜128将隔膜泵131划分为包括腔室

131-1和腔室131-2。膜128防止腔室131-1中的流体通往腔室131-2，反之亦然。

[0120] 将隔膜泵131划分为腔室131-1和腔室131-2的膜128是柔性的。当负压被施加到腔室131-2时，腔室131-1将流体从流体源120-2吸入到腔室131-1。相反，当正压被施加到腔室131-2时，隔膜泵131将流体从腔室131-1下游排出到相应接受者108。

[0121] 如前面针对隔膜泵130所讨论的类似方式，无论膜128的位置，腔室131-1和腔室131-2的总体积或总容量是基本恒定的。基于已知腔室131-2中的流体的体积，控制器140能够确定腔室131-1的相应体积。例如，如果隔膜泵131的总体积是Vtotal，并且腔室131-2的体积被确定为V2，流体输送系统100通过从Vtotal减去V2可以确定腔室131-1的体积。

[0122] 在该示例实施例中，如图2所示，温度传感器152测量腔室150(共用罐)中的气体温度(例如，TTC)并提供基线，从该基线估计一个或多个下列资源中的气体温度：腔室150、泵腔室130-2、正罐170-1，负罐170-2，等等。

[0123] 如下面进一步讨论的，温度的估计允许对泵腔室130-1中有多少流体已被朝向目标接受者108经导管路径138(例如从隔膜泵130通过由止回阀125-2、过滤器112、液体阻力器115、气体检测资源110和管105-3构成的组合到接受者108的路径)泵送进行更准确的评估。

[0124] 首先，为了用来自流体源120-1的流体填充腔室130-1，流体输送系统100的控制器140将负压或真空施加到腔室130-2。在该时间处，泵腔室130-2体积减小，使得腔室130-1填充通过止回阀125-1从流体源120-1接收的流体。止回阀125-1防止流体从隔膜泵130反向流回流体源120-1。止回阀125-2防止流体从导管路径138反向流回泵腔室130-1。

[0125] 假设在填充之前，腔室130-1基本上没有流体。在一个实施例中，为了如上面所讨论的用来自罐170-2的负压将流体吸入腔室130-1，控制器140-1生成相应的控制信号V1和V5以打开阀160-1和160-5(同时所有其他阀都关闭)，以将流体从流体源120-1和止回阀125-1吸入到腔室130-1。

[0126] 腔室130-1填充流体之后，控制器140控制阀160的设置，以从罐170-1施加正压到隔膜泵130的腔室130-2。例如，经由生成控制信号V4和V5，控制器140打开阀160-4和160-5并关闭所有其他阀。从正罐170-1到泵腔室130-2的气流导致流体从腔室130-1经过止回阀125-2沿导管路径138到目标接受者108的泵送。如前面所讨论的，在施加正压到腔室130-2期间，止回阀125-1防止腔室130-1中的流体流回到流体源120-1中。

[0127] 如所示出的，经过盒104的导管路径138可以包括过滤器资源112，该过滤器资源112清除流体中的空气和/或颗粒物质，防止它们被泵送到目标接受者108。

[0128] 此外，导管路径138可以包括线路内流动阻力器115。在一个实施例中，控制器140利用线路内流动阻力器作为一个手段来控制输送流体到目标接受者108的速率。例如，当腔室130-2处于给定驱动压力时，为了减小流速，控制器140增大线路内流动阻力器115的阻力。为了增大从腔室130-1到目标接受者108的流速，控制器140减小线路内流动阻力器115的阻力。

[0129] 请注意，腔室130-2中的驱动压力是用于控制输送流体到目标接受者108的速率的另一种方式。当线路内流动阻力器115处于给定位置时，控制器可以使用空气泵180和压力计135-4来设置正罐170-1中的目标驱动压力。该驱动压力可以随后被施加到泵腔室130-2(通过打开阀160-5)以驱动腔室130-1中的流体到目标接受者108。为了增大从腔室130-1到

目标接受者108的流体流速，控制器140可以被配置成增大正罐170-1中的驱动压力。为了减小速率，控制器140可以被配置成减小正罐170-1中的驱动压力。

[0130] 请注意，导管路径138还可以包括气体检测器资源110。该气体检测器资源110可以被配置成检测经过导管路径138被泵送到目标接受者108的流体中的空气(或其他气体)的存在。基于来自由控制器140监测的气体检测器资源110的反馈，控制器140可以被配置成，如果检测到被泵送到目标接受者108的流体中存在气体时，则发出警报声。

[0131] 在输送阶段期间，控制器140可以被配置成，主要用来自罐170-1或罐150的气体施加压力到腔室130-2，以使得腔室130-1中的流体被泵送到目标接受者108。腔室130-1中的流体经过导管路径138到目标接受者108的输送可以按照预先选定的流体输送速率由控制器140控制。换句话说，控制器140控制施加到腔室130-1的正压以控制相应的流体流速。如下面进一步讨论的，此处的实施例可以包括至少暂时地中止施加压力到腔室130-2，以执行对留在腔室130-1中的流体的测量。如所示出的和所讨论的，中止施加压力到腔室130-2可以至少暂时减小腔室130-2中的压力。

[0132] 在流体输送阶段期间，控制器140提供基本恒定的压力到腔室130-2。由于膜127是柔性的，腔室130-2中的压力施加力在腔室130-1中的流体上。通常，经由施加适当的压力到腔室130-2，控制器140能够相当准确地以所需流速泵送流体。然而，在某些情况下，输送系统100可能被干扰，导致流速误差。例如，如前面所提到的，流体源120-1可能会被挤压，流体源120-1的高度可能会变化，等等。这些情况中的任意一种都可能影响所希望的流体输送速率的准确度。

[0133] 请注意，除了在流体输送阶段期间施加正压到泵腔室130-2，此处的实施例还可以包括不定期地检查被吸入腔室130-1的流体有多少已经过导管路径138被泵往目标接受者108。这允许控制器140准确地确定流体的实际流速，即使在系统状态被扰动的时间期间。

[0134] 更具体地，在相应的输送阶段期间测量流体输送速率的一种方法是：在输送阶段期间的一个或多个测量时间处，重复地测量腔室130-1中的流体有多少已在导管路径138上被泵往目标接受者108。例如，控制器140该控制器可以在正压输送周期的多个采样时间期间启动检查腔室130-2中的气体体积。由于在输送阶段的开始时腔室130-2中初始有多少空气是已知的，并且基于在不同的时间处计算腔室130-2中有多少空气等等，控制器能够准确地测量在填充腔室130-2时间之间从流体源120-1经导管路径138到目标接受者108泵送或输送流体的速率。因此，在以另外的流体再填充腔室130-1的连续周期之间非常小的时间增量中，控制器140能够准确测量流体输送。

[0135] 在一个实施例中，如前面所讨论的，包括腔室130-1、腔室130-2和它们之间的导管的隔膜泵120-1的总体积是已知量。此处的一个实施例包括，基于知晓腔室130-2的体积，计算腔室130-1中留有多少流体。也就是说，腔室130-1的体积可以通过从隔膜泵130的总体积减去腔室130-1的体积来计算。如下面所讨论的，腔室130-2的体积初始是未知量，但是基于压力和所估计的温度来计算腔室130-2的体积。

[0136] 图5A是一个示例图，该示例图示出根据此处的实施例的流体输送期间的流体测量。如所示出的，曲线图510-1示出了用于输送周期的95％以上的压力施加。PC表示腔室130-2中的气体压力；COM表示腔室150中的气体压力。

[0137] 在施加压力到腔室130-2时间(例如标记为流体输送的时间)之间，流体输送系统

100的控制器140周期性地或不定期地，在多个时间，执行测量(标记为测量)以确定隔膜泵130的腔室130-2的体积。通过非限制性的示例实施例的方式，控制器140在流体输送周期的流体输送部分期间启动施加大致恒定的压力，而在各相应测量期间施加到腔室130-2的压力被暂时性地减小。

[0138] 在该示例实施例中，图520-1示出每次测量期间发生的相应气体的温度变化。例如，Tcom表示腔室150中气体的估计温度；Tpc表示腔室130-2中的气体的温度。

[0139] 通常，在一个非限制性的示例实施例中，执行测量的工作周期相对于输送流体是相对比较小的。也就是说，在一个非限制性的示例实施例中，流体输送周期中的大部分(输送阶段)可以被用于将泵130的腔室130-1中的相应流体输送到接受者108。对于输送周期的一小部分，控制器140操作相应资源以如所示出的那样执行腔室130-2的相应体积测量。回想一下，在已知腔室130-2的体积后，可以很容易地确定腔室130-1的体积。

[0140] 图5B是一个示例图，该示例图示出根据此处的实施例的流体输送周期的更具体的细节。

[0141] 图510-2示出在流体输送周期期间在系统中测量的压力。图520-2示出在流体输送周期期间在系统中测量的估计的温度。

[0142] 对于此处的讨论，重点将放在从左侧液压通道泵送上(例如，从流体源120-1，经过止回阀125-1，到隔膜泵130，经过导管路径138到目标接受者108)，但是相同的模式、行为和测量也应用到右侧通道(例如，从流体源120-2，经过止回阀125-2，到隔膜泵131，到目标接受者108)。

[0143] 如前面所讨论的，一个或多个隔膜泵可以以任何合适的方式操作，以输送一种或多种流体到目标接受者108。例如，控制器140可以单独地和准确地控制被输送到目标接受者108的各流体的流速。

[0144] 在一个非限制性的示例实施例中，控制器140可以以第一流体输送速率将第一流体从流体源120-1泵送到目标接受者108；控制器140可以以第二流体输送速率将第二流体从流体源120-2泵送到目标接受者108，该第一输送速率可以不同于该第二输送速率。

[0145] 在图5B中的时间[A]处或时间[A]附近，通过重置正罐170-1和负罐170-2中的压力而开始输送周期。控制器140设置电磁阀165-1、165-2、165-3、165-4和165-5(通过生成控制信号V1、V2、V3、V4和V5)到关闭位置。控制器140激活(导通)空气泵180以使罐达到所期望的驱动压力。

[0146] 在时间[B]处，阀160-1(V1)和160-5(V5)被打开以将负罐170-2中的压力施加到腔室130-2。负压朝向罐150往回抽吸隔膜127，用来自流体源120-1的流体填充腔室130-1。由于压差，止回阀125-1(CV1)打开。流体例如来自流体源120-1的流体被吸入隔膜泵130的腔室130-1。

[0147] 在时间[C]处，阀160-4(通过生成信号V4)和160-5(通过生成信号V5)被打开以将正罐170-1中的压力施加到隔膜泵130的腔室130-2。正压导致止回阀125-1(CV1)关闭和止回阀125-2(CV2)打开。这导致隔膜泵130的腔室130-2中的流体在导管路径138上朝向目标接受者108例如患者流动。

[0148] 在一个实施例中，使隔膜泵130的腔室130-2达到正压一段时间后，控制器140执行体积计算，例如在时间[D]、[E]、[F]等处。体积计算的多个方面将在下面更详细地讨论。如

前面所讨论的，一个或多个体积计算可以在腔室130-1被排空的时间期间被周期地执行(例如，在时间[C]到[I]期间)。

[0149] 在时间[I]处的最后体积测量之后，或在输送阶段期间的任何时间处，控制器140从体积测量结果来计算流速。基于所计算的流速，控制器140可以确定是否需要调整两个流动控制参数中的一个或两个：正罐170-1中的目标驱动压力，线路内流体阻力115。

[0150] 通常，增大隔膜泵130的腔室130-2中的气体压力将增大流体输送的速率；减小施加到腔室130-2的气体压力的大小将减小相应的流体输送的速率。

[0151] 此外，增大由流体阻力器115所提供的流体阻力的量将减小腔室130-1中的流体被输送到接受者108的速率；减小由流体阻力器115所提供的流体阻力的量将增大腔室130-1中的流体被输送到接受者108的速率。

[0152] 当在时间[J]处导通空气泵180以再次重置正罐170-1和负罐170-2中的压力时，流体输送周期重新开始。

[0153] 测量周期概述

[0154] 图6是示例图，该示例图示出根据此处的实施例的流体输送周期期间的测量(时间E)

[0155] 图610示出多个体积中每一个的气体压力。在这个示例实施例中，图610中标有PC的压力信号表示腔室130-2中气体的压力，该压力由压力传感器135-5(其产生压力信号P5)所测得。图610中标有COM的压力信号表示腔室150中气体的压力，该压力由压力传感器135-3(其产生压力信号P3)所测得。

[0156] 图620示出腔室150和腔室130-2中相应气体的估计温度。

[0157] 在相应流体输送周期开始时，腔室150(共用罐)、正罐170-1和隔膜泵130(例如，左IPC)都处于相同压力，例如系统的驱动压力。驱动压力表示在时间T1之前施加到腔室130-2的气体的压力。

[0158] 在图610的点[1]处，控制器140生成控制信号V1、V2、V3等等，以关闭所有的阀160，以隔离气体体积。控制器控制阀160-3(通过信号V3)至打开状态，以将腔室150(共用罐)通往环境压力。

[0159] 当腔室150中的压力在大约点[2]处达到环境压力时，控制器140控制阀160-3(通过生成信号V3)再次至关闭位置，使得所有的气体体积被再次隔离。

[0160] 在短暂的稳定期(例如约50毫秒)之后，大约在时间T1处(示为点[3]和[4])，控制器140控制阀160-5(通过生成信号V5)至打开状态，从而将腔室130-2中气体与腔室150中的气体合并。在图610中的点[5]处或点[5]附近，腔室130-2和罐150中的气体压力相等。在一个实施例中，腔室130-2和腔室150的体积大致相同。在这个示例实施例中，阀160-5的打开导致腔室130-2中的压力减小约50％。施加到130-2的压力的减小量根据腔室130-2的体积和腔室150的体积而变化。

[0161] 在另一短暂稳定期(例如约50毫秒或在点[6]处)之后，控制器140控制阀160-4(通过生成信号V4)至打开状态以将腔室130-2(左IPC)和腔室150连接到正罐170-1，从而使所有三个气体体积的压力再次升高到驱动压力，在此期间，腔室130-2中的压力使得腔室130-1泵送相应流体到目标接受者108。因此，此处的实施例包括至少暂时中止施加驱动压力，以在不同时间处获得压力测量结果。

[0162] 在一个实施例中，由控制器140产生的实际容积计算基于由控制器140在点[3]、[4]和[5]处或者在点[3]、[4]和[5]附近收集的压力的测量结果而发生。

[0163] 在大致时间T1或点[3]处，控制器140接收由压力传感器135-5生成的信号P5，以确定施加到腔室130-2的气体的压力Ppc。

[0164] 在大致时间T1或点[4]处，控制器140接收由压力传感器135-3生成的信号P3，以确定腔室150中气体的压力Pcom。

[0165] 在大致时间T2或点[5]处，控制器140接收由压力传感器135-3或压力传感器135-5生成的信号P3或P5，以确定腔室150中气体的压力Pmerge。

[0166] 根据一个实施例，控制器140使用等温理想气体定律确定腔室130-2中的气体的体积，如下所示：

[0167] $P_1V_1=P_2V_2$ (式6)

[0168] 对于：

[0169] V_{pc}＝隔膜泵130的腔室130-2的未知体积(左IPC)

[0170] V_{com}＝腔室150的已知体积(共用罐)

[0171] P_{pc}＝腔室130-2左IPC在点[4]处的压力

[0172] P_{com}＝腔室150(共用罐)在点[3]处的压力

[0173] $P_{merge}=P_{pc}=P_{com}$当两个腔室(130-2和150)在点[5]处均衡时的压力

[0174] $V_{pc}P_{pc}+V_{com}P_{com}=V_{pc}P_{merge}+V_{com}P_{merge}$ (式7)

[0175] $$V_{pc} = V_{com}\frac{P_{merge} - P_{com}}{P_{pc} - P_{merge}}$$ (式8)

[0176] 等温计算假设系统中所有瞬时热效应已有时间耗散。该耗散可以在秒量级上发生，这取决于系统的细节。如果体积计算是在系统返回热平衡之前进行，残留的温度差异将在体积计算中引入误差，这将依次在所得的流速计算中导致误差。

[0177] 根据一个实施例，为了达到输液泵系统中所需要的流速范围，以及最小化由于在测量周期期间的体积变化所带来的误差，当前的实施例可以被配置成在瞬时热效应已经耗散之前计算被泵送到目标接受者108的流体体积。为了保持体积计算准确度，此处的实施例考虑热效应以产生更准确的流体输送速率。

[0178] 在一个实施例中，气体中温度的变化发生得太快以致不能通过标准热传感器来测量。换句话说，在图600中所示的相应压力变化期间，热传感器可能无法准确地测量罐150、腔室130-2等中的气体的快速变化的温度。为了解决这个问题，此处的一个实施例包括估计感兴趣体积的温度以计算实际流体输送速率。如所提到的，温度传感器152测量共用罐150中气体的平均温度。然而，由于它的热质量，温度传感器152可能无法准确反映腔室150中气体的实际温度。

[0179] 有许多随时间影响不同体积(例如，罐150，腔室130-2，等等)中气体的温度的参数。例如，热变化主要来自气动系统中的3个来源：

[0180] 1.由于腔室中压力变化所致的绝热升温或冷却

[0181] 2.气体和腔室壁之间的热量传递

[0182] 3.由于流出IPC腔室的流速所致的体积变化

[0183] 此处的一个实施例包括对流体输送系统100建模以准确估计感兴趣腔室的温度。

例如，如所提到的，如关于图6所示和所讨论的腔室(例如泵腔室130-2和腔室150)的压力的变化导致泵腔室130-2和共用罐150的温度发生变化。更具体地，在图6中的点1和点2之间，共用罐150的压力显著下降，导致腔室150(共用罐)中气体的温度Tcom下降。如前面所讨论的，使用相应的压力传感器135-5、135-3等，相应腔室(例如，P5，P3，等等)中的气体压力被连续地和准确地测量。

[0184] 在一个实施例中，第一模型被用于估计腔室中由于绝热升温和/或冷却所致的温度变化。换句话说，任何合适的方程都可以被用于确定腔室中由于压力变化的气体温度变化。增大气体的压力将导致温度升高；减小气体的压力将导致温度降低。

[0185] 影响腔室中气体温度的另一个参数是腔室本身和它们之间的导管的热学特性。图2中的暗线表示使流体输送系统100中使不同部件互相连接的导管。例如，在隔膜泵130和阀160-5之间延伸的暗线表示导管；阀160-5和腔室150之间的暗线表示导管；以此类推。通过相应的导管，流体输送系统100中的各个部件(例如止回阀125-1、隔膜泵130、阀160-5等)被互相连接。

[0186] 根据此处的实施例，腔室(例如，共用罐150、泵腔室130-2等)的热学性质可以被表征和建模，以识别当存在由压力变化所致的温度变化时他们散热或吸热有多快。作为例子，以及如所讨论的，罐的压力减小可以使得该罐中气体温度降低。罐本身的温度在大小上可以高于气体的温度，导致从罐或腔室到罐或腔室中气体的热量流动。热流动使得腔室中气体的温度随着时间最终变得与相应罐的温度大致相同。反之，增大罐的压力可以使得温度升高。从气体到罐或腔室的热量的流动降低气体的温度。

[0187] 此处的一个实施例包括估计气体的温度和使用相应的热学模型考虑热学热量流动。该热学模型考虑了从气体到相应腔室或罐的热量的传递和/或从相应腔室或罐到气体的热量的传递。根据用来制造罐和相应互连件的材料的类型，热量传递将可能有所不同。某些材料例如金属将会更加导热；例如塑料的材料将不太导热。

[0188] 如上面所讨论的，由于压力变化所致的气体温度变化是确定的，并且因此可以被准确估计。然而，从罐到气体或从气体到罐的能量流动将影响温度。此处的实施例包括，通过考虑在不同时间处的这些能量流动，基于热学建模，产生更准确的温度的估计。

[0189] 影响腔室中的气体温度的另一因素是泵腔室130-2的体积，以及归因于将隔膜泵腔室中的流体泵送到目标接受者的泵腔室130-2体积随时间的变化有多快。例如，如果泵腔室130-2中的流体以非常慢的速率被泵送到目标接受者108，那么体积变化的影响是轻微的或者潜在地可忽略不计。相反，如果泵腔室130-1中的流体以相对高的速率被泵送到目标接受者108，那么体积变化的影响就变得更加显著。如此处所讨论的，此处的实施例考虑了体积变化。

[0190] 在一个实施例中，控制器140在离散的时间点(例如一秒到一纳秒之间)处生成温度的估计。对于控制系统的各时间步骤(即，产生温度估计的各离散时间)，归因于那三个来源的温度变化被针对各气动体积而计算，该计算使用所测量的压力作为输入。多个分量(例如，绝热效应、热量传递效应、体积变化效应)可以被单独测量和/或组合测量，以产生相应的估计温度。

[0191] 在下面的式子中，下标“i”和“j”被用于表示各气动体积130-2、150、170-1、170-2。下标“i”表示对其估计温度的腔室；下标“j”表示相关腔室。例如，当估计泵腔室130-2的温

度时，下标“i”表示泵腔室130-2；下标“j”表示共用罐150。当估计共用罐150的温度时，下标“i”表示共用罐150；下标“j”表示泵腔室130-2，以此类推。

[0192] 通过非限制性例子的方式，在时间(n+1)处的温度然后基于该变化速率来计算：

[0193]

$$\frac{dT_n}{dt} = (\textit{热量传递效应}) + (\textit{压力变化效应}) + (\textit{体积变化效应})$$

[0194] (式9)

[0195] $$T_{n-1} = T_n + dt\frac{dT_n}{dt}$$ (式10)

[0196] 热量传递效应基于腔室中气体的温度、腔室壁面的温度和两者之间的传热系数。例如，在一个实施例中：

[0197] 热量传递效应$H(T_{wall}-T_i)$ (式11)

[0198] T_i＝对腔室i温度的最终估计

[0199] H＝热量传递效应

[0200] T_{wall}＝如由温度传感器152所感测的环境温度T_{tc}

[0201] 压力变化效应基于从一个腔室到另一个的质量流，该质量流归因于两个腔室之间的压差：

[0202] $$Q_{ij} = C_{ij}A_{ij}\sqrt{2\rho_i(P_i - P_j)}$$ (式12)

[0203] $$Q_{in} = \sum_j Q_{ji}$$

[0204] $$Q_{out} = \sum_j Q_{ij}$$ (式13和14)

[0205] $$\textit{压力变化效应} = \frac{1}{M_i C_v}\left[C_p\sum_j T_j Q_{ji} - C_p T_i Q_{out} - C_v T_i(Q_{in} - Q_{out})\right]$$

[0206] (式15)

[0207] 其中：

[0208] M_i＝腔室i中气体的质量

[0209] Q_{ij}是从腔室i到腔室j的质量流速

[0210] C_{ij}是腔室i和j之间阀的排放系数

[0211] A_{ij}是腔室i和j之间阀的孔面积

[0212] ρ_i是腔室i中气体的密度

[0213] 体积变化效应基于考虑中的腔室的实际体积的任何变化。在一个实施例中，该效应仅适用于腔室130-2，该腔室可以由于膜127的运动而改变尺寸。

[0214] $$\text{体积变化效应} = \left(\frac{C_p}{C_v} - 1\right) \cdot \frac{T_i}{V_i} \frac{dV_i}{dt} \qquad \text{(式16)}$$

[0215] 其中：

[0216] V＝体积

[0217] Cv＝定容比热

[0218] Cp＝定压比热

[0219] 穿越泵送和测量周期的估计温度曲线可以在图5a、5b和6中看到。

[0220] 在该方法中，控制系统具有各气体腔室的估计温度，该估计温度可以被用在修改的理想气体定律体积计算中，其中考虑温度：

[0221] $$V_{pc} = V_{com} \frac{\left(\frac{P_{com2}}{T_{com2}} - \frac{P_{com1}}{T_{com1}}\right)}{\left(\frac{P_{pc1}}{T_{pc1}} - \frac{P_{pc2}}{T_{pc2}}\right)} \qquad \text{(式17)}$$

[0222] 其中：

[0223] V_{pc}＝隔膜泵130的腔室130-2的未知体积(例如，左IPC)

[0224] V_{com}＝腔室150的已知体积

[0225] P_{com1}＝在点[3]处来自腔室150的压力传感器135-3的压力P_3

[0226] P_{com2}＝在点[5]处来自腔室150的压力传感器135-3的压力P_3

[0227] P_{pc1}＝在点[4]处来自腔室130-2的压力传感器135-5的压力P_5

[0228] P_{pc2}＝在点[5]处来自腔室130-2的压力传感器135-5的压力P_5

[0229] T_{com1}＝在点[3A]处腔室150的估计温度

[0230] T_{com2}＝在点[5A1]处腔室150的估计温度

[0231] T_{pc1}＝在点[4A]处腔室130-2的估计温度

[0232] T_{pc2}＝在点[5A2]处腔室130-2的估计温度

[0233] 如前面所讨论的，腔室130-1的体积可以通过从隔膜泵130的总体积减去所计算的VPC(例如，泵送腔室130-2的体积)来计算。隔膜泵130的总体积等于腔室130-1的体积加上腔室130-2的体积，并且隔膜泵130的总体积是已知量。

[0234] 在又一些实施例中，不计算腔室130-1的体积，并且，通过简单地获取腔室130-2体积的后续计算之间的体积差来计算流速。换句话说，泵腔室130-2的体积随时间的变化指示泵送流速，并且可被用作计算流速的基础。控制器140可以被配置成基于在图5b的时间C、D、E等处进行的多次测量，精确地确定从隔膜泵130的腔室130-1输送流体的相应流速。流速＝(腔室130-1中流体体积的变化)/(输送时间范围)。

[0235] 使用温度校正的体积计算(基于如此处所述的气体温度的估计)允许系统具有发生于80毫秒数量级上(而不是秒数量级上)的测量序列，同时保持计算准确度。

[0236] 图7是计算机装置的示例框图，该计算机装置用于实现根据此处的实施例的、如此处所讨论的任何操作。

[0237] 在一个实施例中，流体输送系统100包括计算机系统750以执行控制器140。

[0238] 如所示出的，本例子的计算机系统750包括互连件711、处理器713(例如一个或多个处理器设备，计算机处理器硬件等)、计算机可读存储介质712(例如硬件存储器以存储数据)、I/O接口714和通信接口717。

[0239] 互连件711提供处理器713、计算机可读存储介质712、I/O接口714和通信接口717中的连接。

[0240] I/O接口714提供连接到存储库780和(如果存在的话)其他设备例如重放设备、显示屏、输入资源792、计算机鼠标，等等。

[0241] 计算机可读存储介质712(例如非暂时性硬件介质)可以是任何硬件存储资源或设备，例如存储器、光存储、硬盘驱动器、旋转盘，等等。在一个实施例中，计算机可读存储介质712存储由处理器713执行的指令。

[0242] 通信接口717使得计算机系统750和处理器713能够通过资源例如网络190来通信，以从远程源取回信息并与其他计算机通信。I/O接口714使得处理器713能够从存储库780取回存储的信息。

[0243] 如所示出的，用由处理器713执行的控制器应用程序140-1(例如，软件、固件，等等)来编码计算机可读存储介质712。控制器应用程序140-1可被配置成包括指令以实现如此处所讨论的任何操作。

[0244] 在一个实施例的操作期间，处理器713(例如，计算机处理器硬件)通过使用互连件711来访问计算机可读存储介质712，以便启动、运行、执行、解释或另外地执行存储于计算机可读存储介质712的控制器应用程序140-1中的指令。

[0245] 控制器应用程序140-1的执行产生处理功能，例如处理器713中的控制器进程140-2。换句话说，与处理器713相关联的控制器进程140-2表示在计算机系统750中的处理器713之内或之上执行控制器应用程序140-1的一个或多个方面。

[0246] 本领域技术人员将理解，计算机系统750可包括其它进程和/或软件和硬件组件，例如操作系统，该操作系统控制硬件资源的分配和使用以执行控制器应用程序140-1。

[0247] 根据不同的实施例，请注意，计算机系统可以是不同类型设备的任意一种，包括，但不限于，无线接入点，移动计算机，个人计算机系统，无线设备，基站，电话设备，台式计算机，膝上型电脑，笔记本，笔记本计算机，大型计算机系统，手持式计算机，工作站，网络计算机，应用服务器，存储设备，消费电子设备例如照相机，摄像机，机顶盒，移动设备，视频游戏控制台，手持视频游戏设备，外围设备例如开关，调制解调器，路由器，或者一般地任何类型的计算或电子设备。在一个非限制性的示例实施例中，计算机系统850驻留在流体输送系统100中。但是请注意，计算机系统850可以驻留在任何位置，或者可以被包括在网络环境100中任何合适的资源中，以实现如此处所讨论的功能。

[0248] 现在将通过图8、9和10中的流程图来讨论由不同资源支持的功能。请注意，下面流程图中的步骤可以以任何适当的顺序执行。

[0249] 图8是流程图800，该流程图800示出根据实施例的示例方法。请注意，将有一些与如上面所讨论的构思相重叠。

[0250] 在处理框810中，控制器140控制第一体积(例如腔室150)和第二体积(例如腔室130-2)中压力的大小。第一体积为已知大小(即，尺寸)。第二体积为未知大小(即，尺寸)。

[0251] 在处理框820中，控制器140基于第一体积中压力的测量结果和第二体积中压力的

测量结果，估计第一体积中气体的温度和第二体积中气体的温度。

[0252] 在处理框830中，控制器140基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算第二体积的大小。

[0253] 图9是流程图900，该流程图900示出根据实施例的示例方法。请注意，将有一些与如上面所讨论的构思相重叠。

[0254] 在处理框910中，控制器140将流体吸入隔膜泵130的腔室。

[0255] 在处理框920中，在输送阶段期间，控制器140施加压力到腔室130-1。所施加的压力将腔室130-1中的流体泵送到目标接受者108。

[0256] 在处理框930中，在输送阶段期间的多个不同时间处，控制器140暂时性地中止施加压力到腔室130-2，以计算腔室130-1中的流体有多少已被泵送到目标接受者108。

[0257] 图10是流程图1000，该流程图1000示出根据实施例的示例方法。请注意，将有一些与如上面所讨论的构思相重叠。

[0258] 在处理框1010中，控制器140控制第一体积(例如腔室150)和第二体积(例如腔室130-2)中压力的大小为不同。第一体积为已知大小。第二体积为未知大小。

[0259] 在处理框1020中，控制器140启动打开第一体积和第二体积之间的阀160-5(而其他阀被关闭)，以使第一体积和第二体积中的压力相等。

[0260] 在处理框1030中，控制器140基于第一体积中的所测量的压力和第二体积的所测量的压力，估计第一体积中气体的温度和第二体积中气体的温度。

[0261] 在处理框1040中，控制器140基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和气体的所估计的温度，计算第二体积的大小。

[0262] 请再次注意，此处的技术非常适合于在流体输送系统中使用。然而，应当指出的是，此处的实施例不限于用在这样的应用中，并且此处所讨论的技术同样非常适合于其他应用。

[0263] 基于此处阐述的说明书，已经阐述了许多特定细节以对要求保护的主题提供透彻的理解。然而，本领域技术人员将理解，要求保护的主题可以无需这些特定细节而被实践。在其他实例中，普通技术人员已知的那些方法、装置、系统等没有进行详细描述，以免造成要求保护的主题模糊不清。详细描述中的一些部分已经以对在计算系统存储器(例如计算机存储器)中存储的数据位或二进制数字信号上操作的算法或符号表示的形式而被呈现。这些算法描述或表示是由数据处理领域中的普通技术人员所使用以向本领域技术人员传达其工作实质的技术的一些例子。如此处所述的算法(并且通常)被认为是自洽的操作顺序，或导致期望结果的类似处理。在这种情况下，操作或处理涉及物理量的物理操纵。通常，尽管并非必须，这些量可以采用能够被存储、传输、组合、比较或另外地操纵的电或磁信号的形式。有时为了方便，主要由于普遍使用的原因，将这些信号称为比特，数据，值，要素，符号，字符，项，数字，数字符号等等。然而，应当理解，所有这些和类似的术语将与适当的物理量相关联，并且仅仅是方便的标记。除非特别声明，否则如从下面的讨论明显的，应当理解贯穿本说明书的讨论使用的术语例如“处理”、“运算”、“计算”、“确定”等等，是指计算平台(例如计算机或类似的电子计算设备)的动作或处理，该动作或处理操纵或转换存在于计算平台的存储器、寄存器或其他信息存储设备、传输设备或显示设备的、表示为实际的电或磁的量的数据。

[0264] 虽然本发明已经参照其优选实施例被具体示出和描述，本领域技术人员将理解，可以在其中做出各种形式上和细节上的改变而不脱离本申请如所附权利要求所限定的精神和范围。这样的变化旨在被包括在本申请的范围中。因此，本申请的实施例的以上描述并不意在限制性的。相反，本发明的任何限制列于下面的权利要求中。

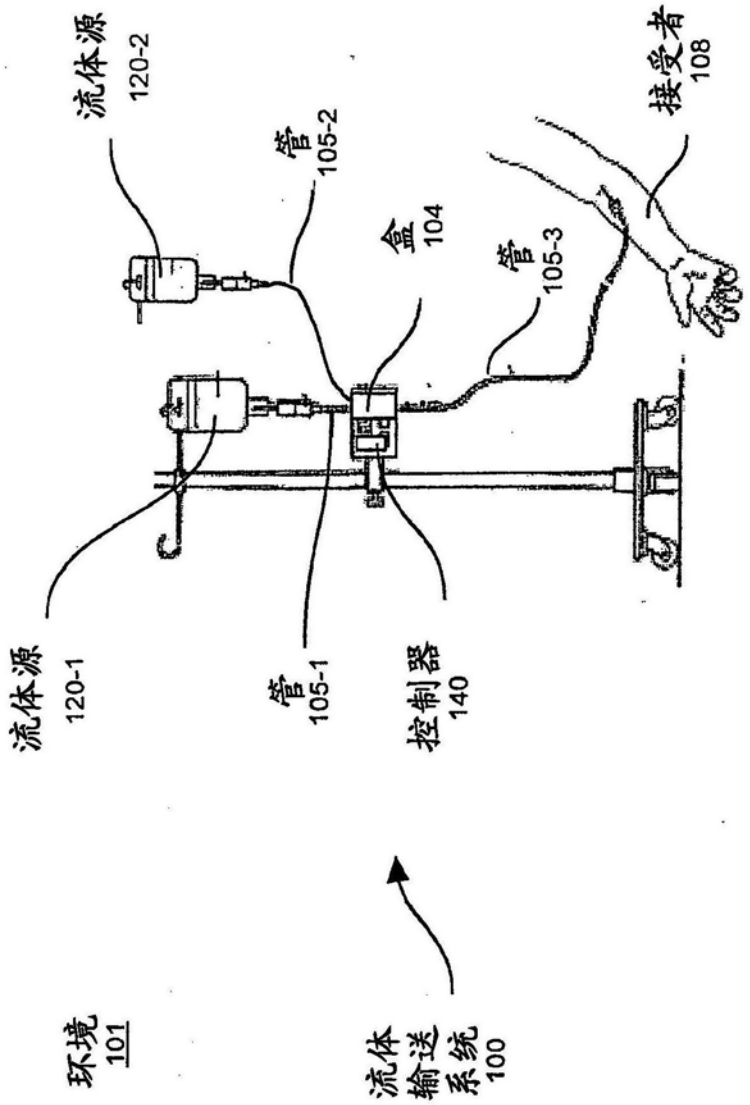
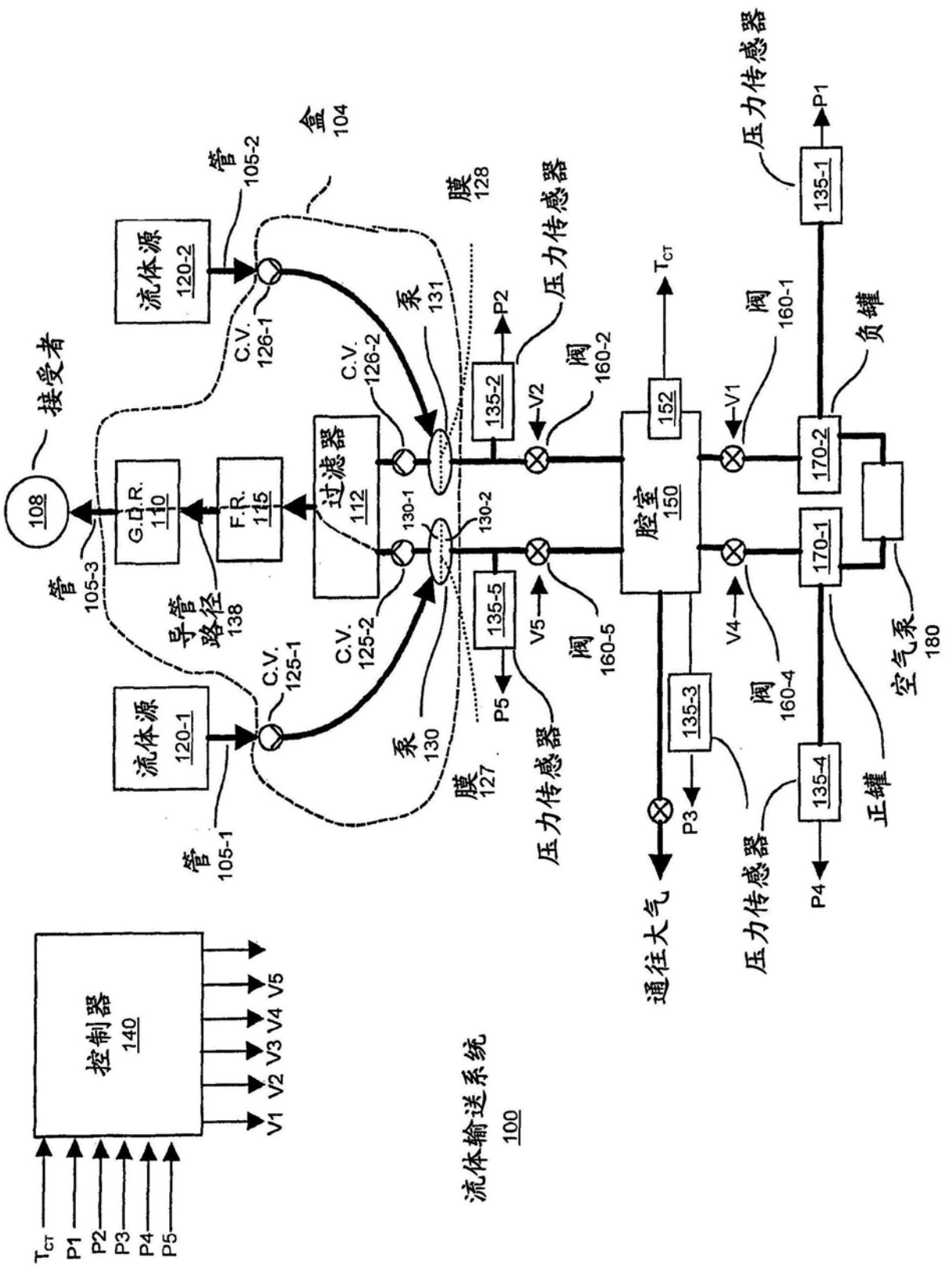

流体源
120-2
管
105-2
盒
104
管
105-3
接受者
108
流体源
120-1
管
105-1
控制器
140
环境
101
流体
输送
系统
100

图1



流体源 120-2
流体源 120-1
管 105-2
管 105-1
管 105-3
盒 104
接受者
108
G.D.R. 110
F.R. 115
导管路径 138
过滤器 112
C.V. 126-1
C.V. 126-2
C.V. 125-1
C.V. 125-2
130-1
130-2
泵 131
泵 130
膜 128
膜 127
135-2
135-5
135-3
135-4
135-1
P1
P2
P3
P4
P5
V1
V2
V4
V5
压力传感器
阀 160-1
阀 160-2
阀 160-4
阀 160-5
T_{CT}
腔室 150
152
170-1
170-2
负罐
正罐
空气泵 180
通往大气
控制器 140
V1 V2 V3 V4 V5
流体输送系统 100

图2

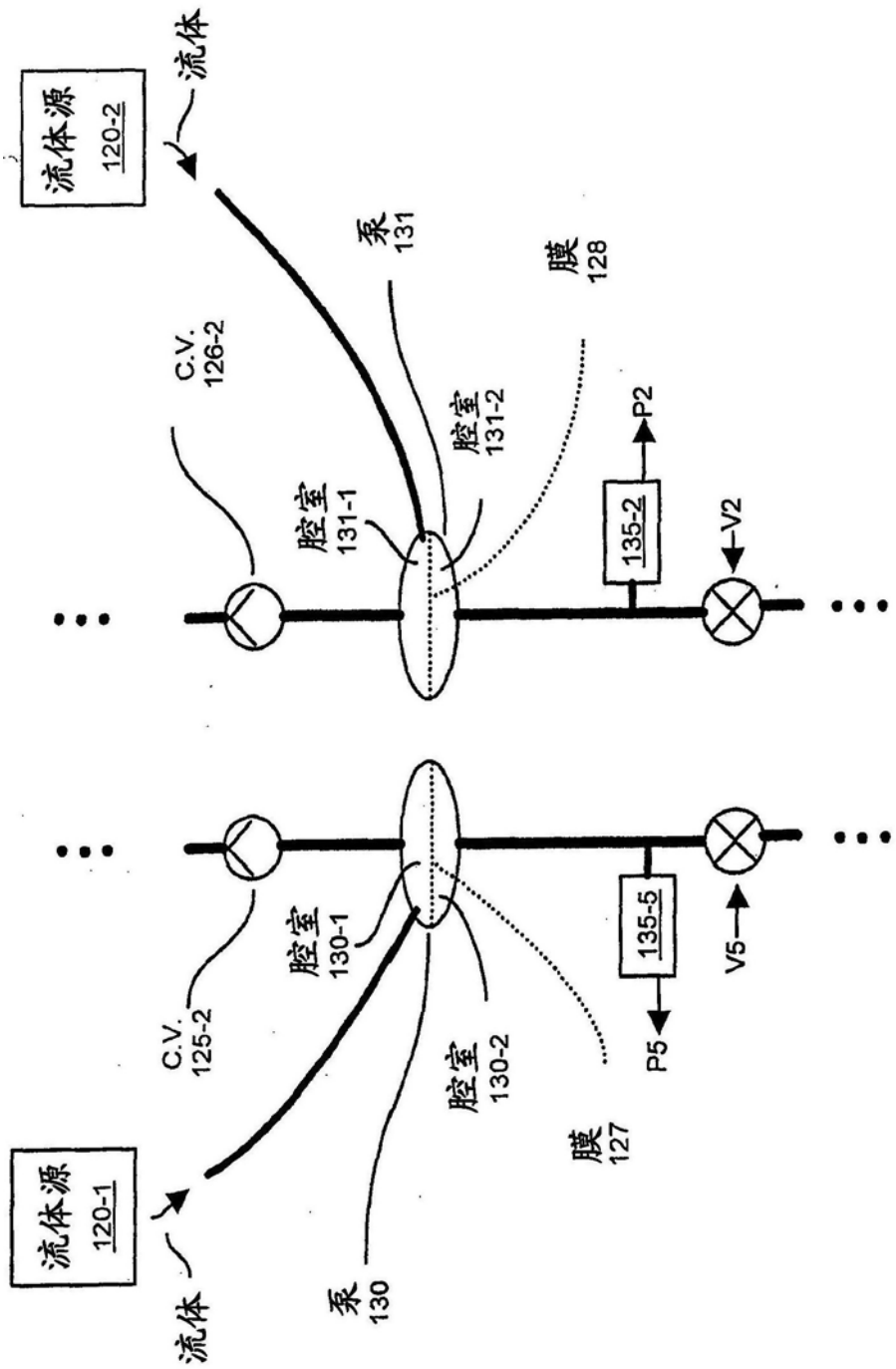

流体源
120-2
流体
泵
131
膜
128
C.V.
126-2
腔室
131-1
腔室
131-2
P2
135-2
V2
C.V.
125-2
腔室
130-1
腔室
130-2
135-5
V5
P5
膜
127
流体源
120-1
流体
泵
130

图3

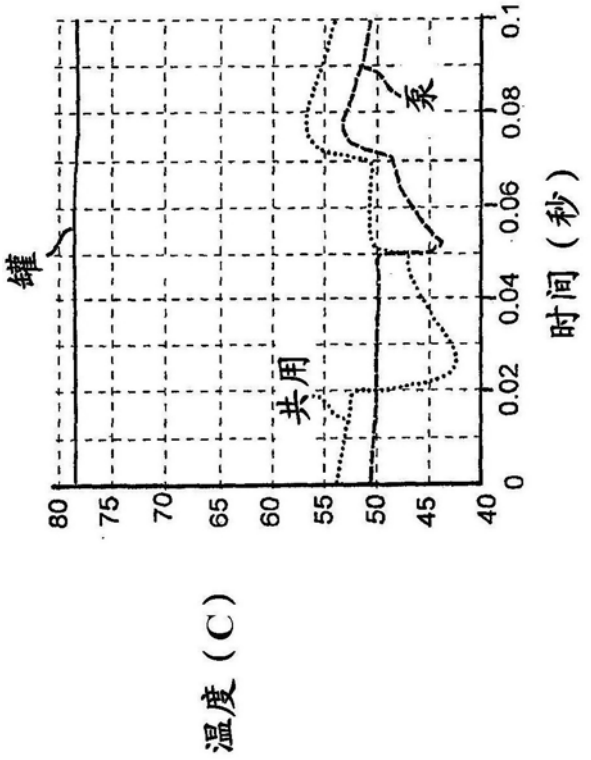


图4

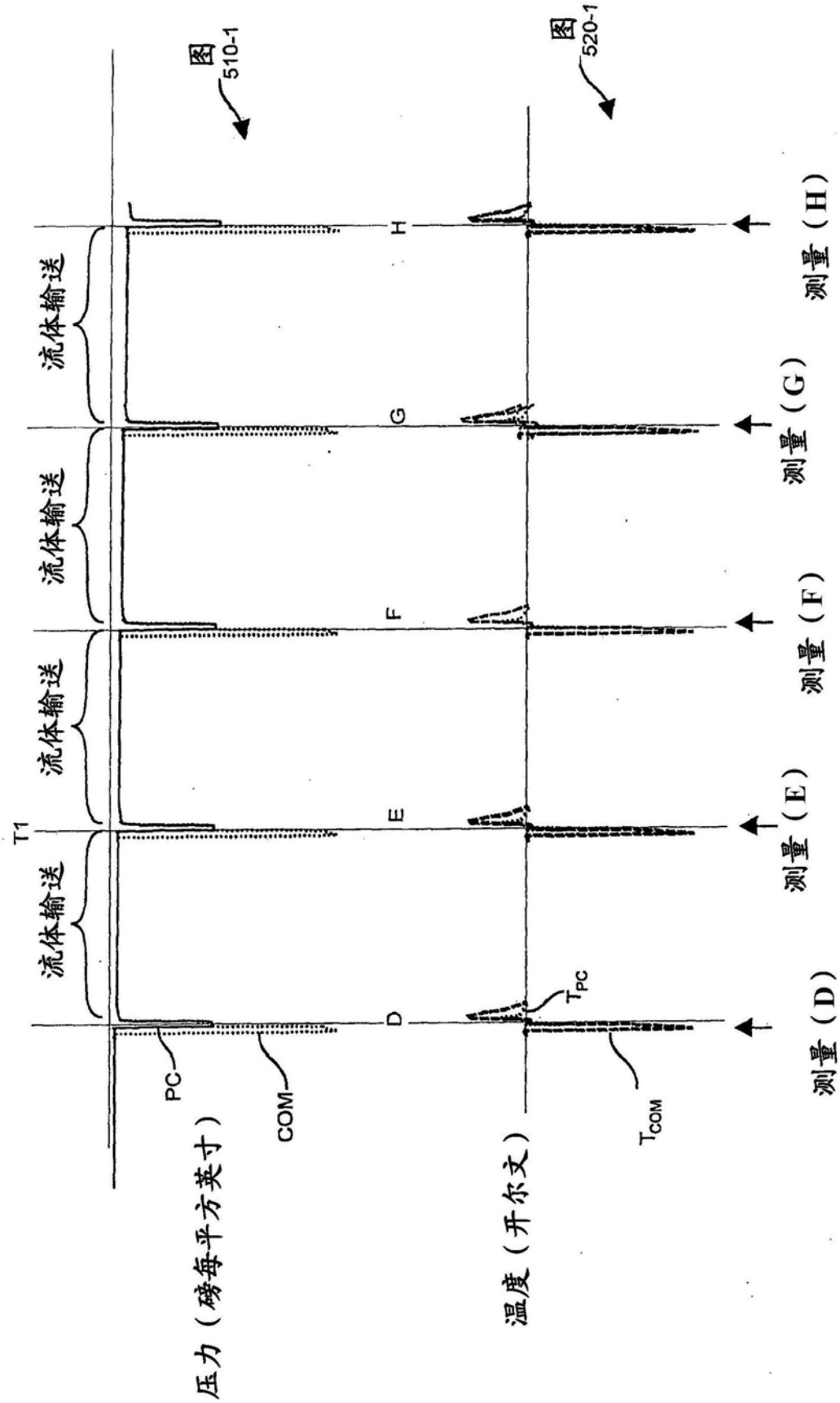


图 510-1
图 520-1
流体输送
流体输送
流体输送
流体输送
T1
D
E
F
G
H
PC
COM
T_{PC}
T_{COM}
压力（磅每平方英寸）
温度（开尔文）
测量（D）
测量（E）
测量（F）
测量（G）
测量（H）

图5A

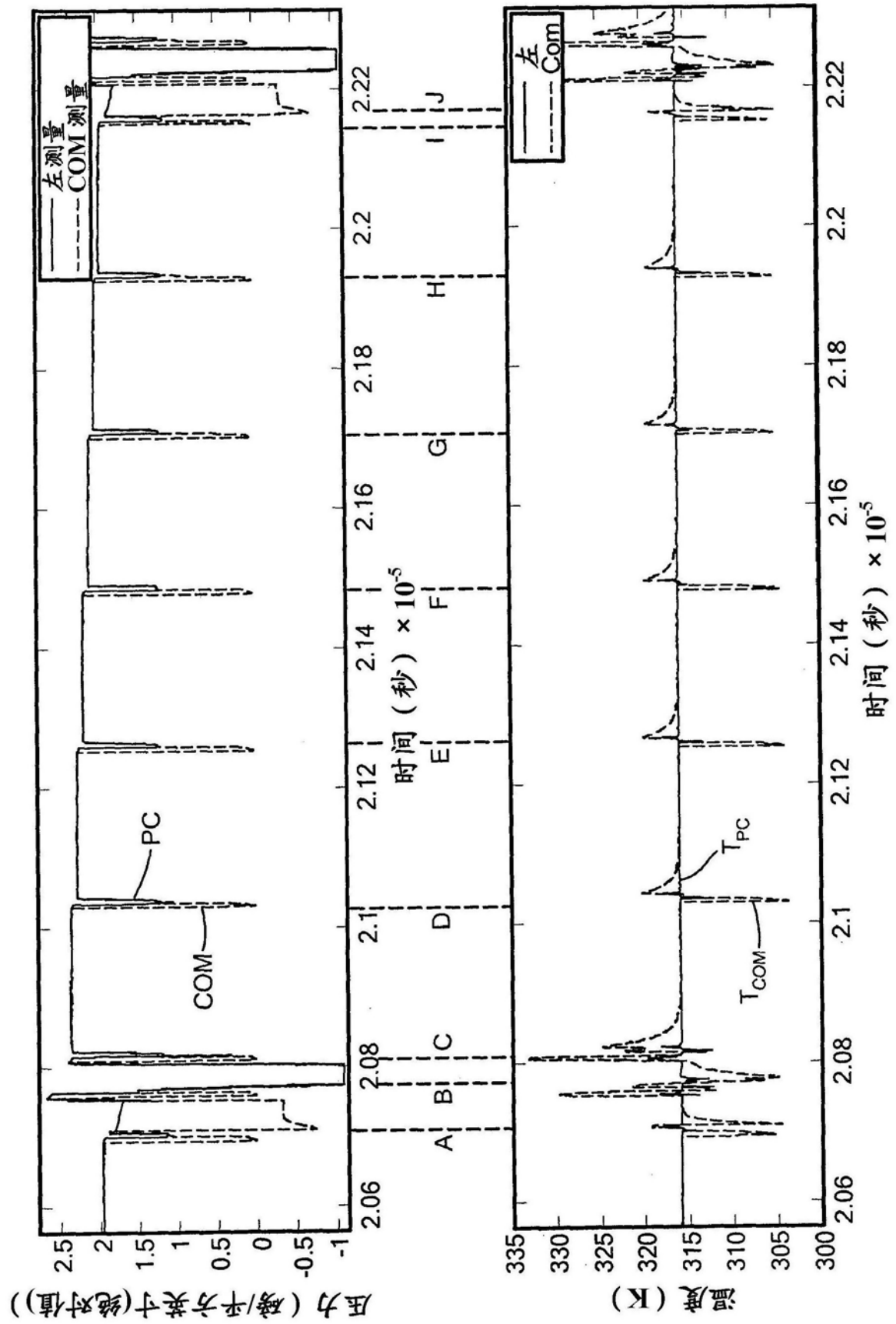

左测量
COM 测量
PC
COM
A
B
C
D
E
F
G
H
I
J
2.06
2.08
2.1
2.12
2.14
2.16
2.18
2.2
2.22
时间（秒）× 10-5
2.5
2
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
压力（磅/平方英寸(绝对值)）
左
Com
T_{PC}
T_{COM}
335
330
325
320
315
310
305
300
温度（K）

图5B

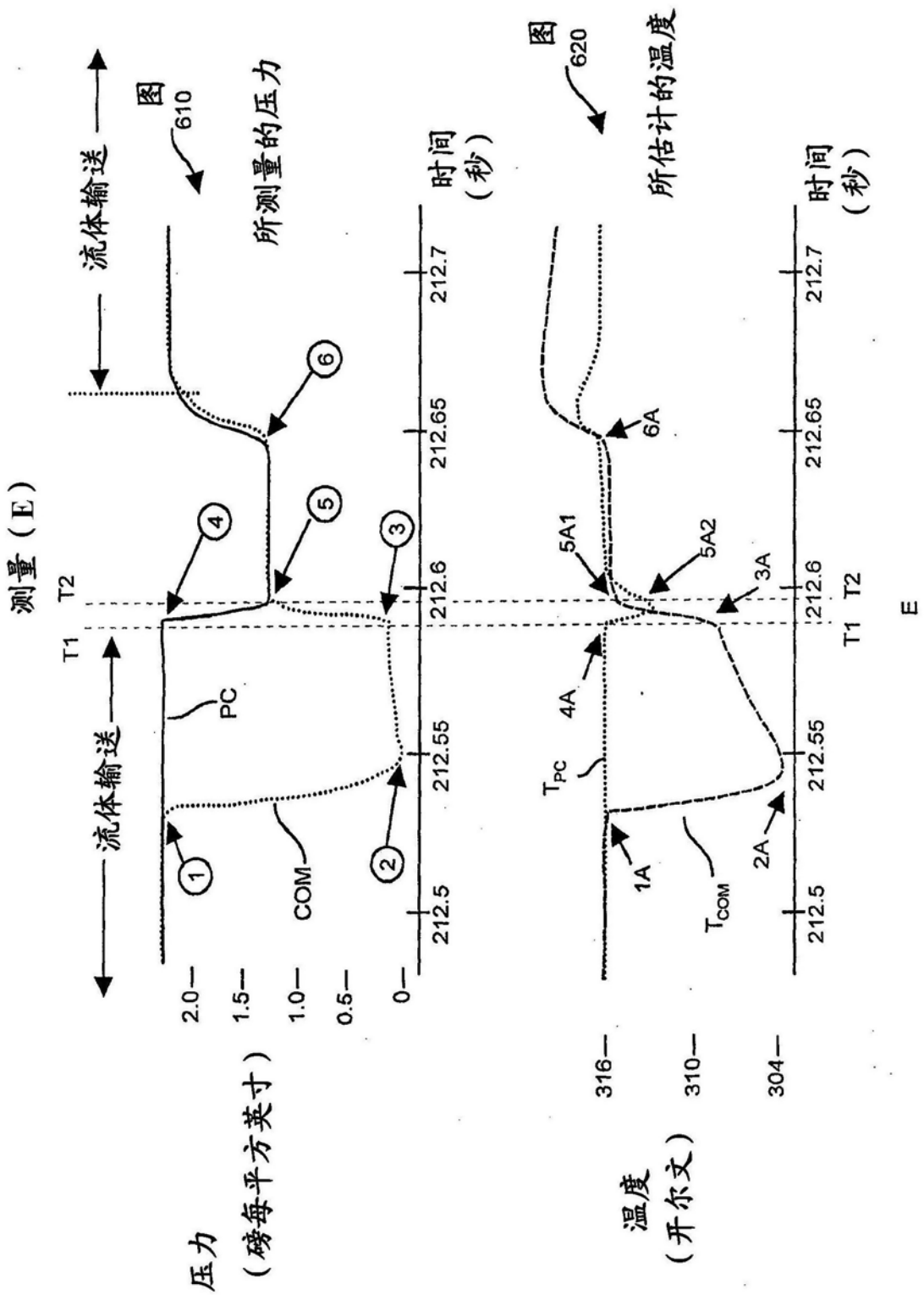

测量（E）
流体输送
图
610
所测量的压力
时间
（秒）
T2
T1
流体输送
PC
COM
压力
（磅每平方英寸）
2.0
1.5
1.0
0.5
0
212.7
212.65
212.6
212.55
212.5
图
620
所估计的温度
6A
5A1
5A2
3A
4A
1A
2A
T_{PC}
T_{COM}
316
310
304
温度
（开尔文）
E

图6

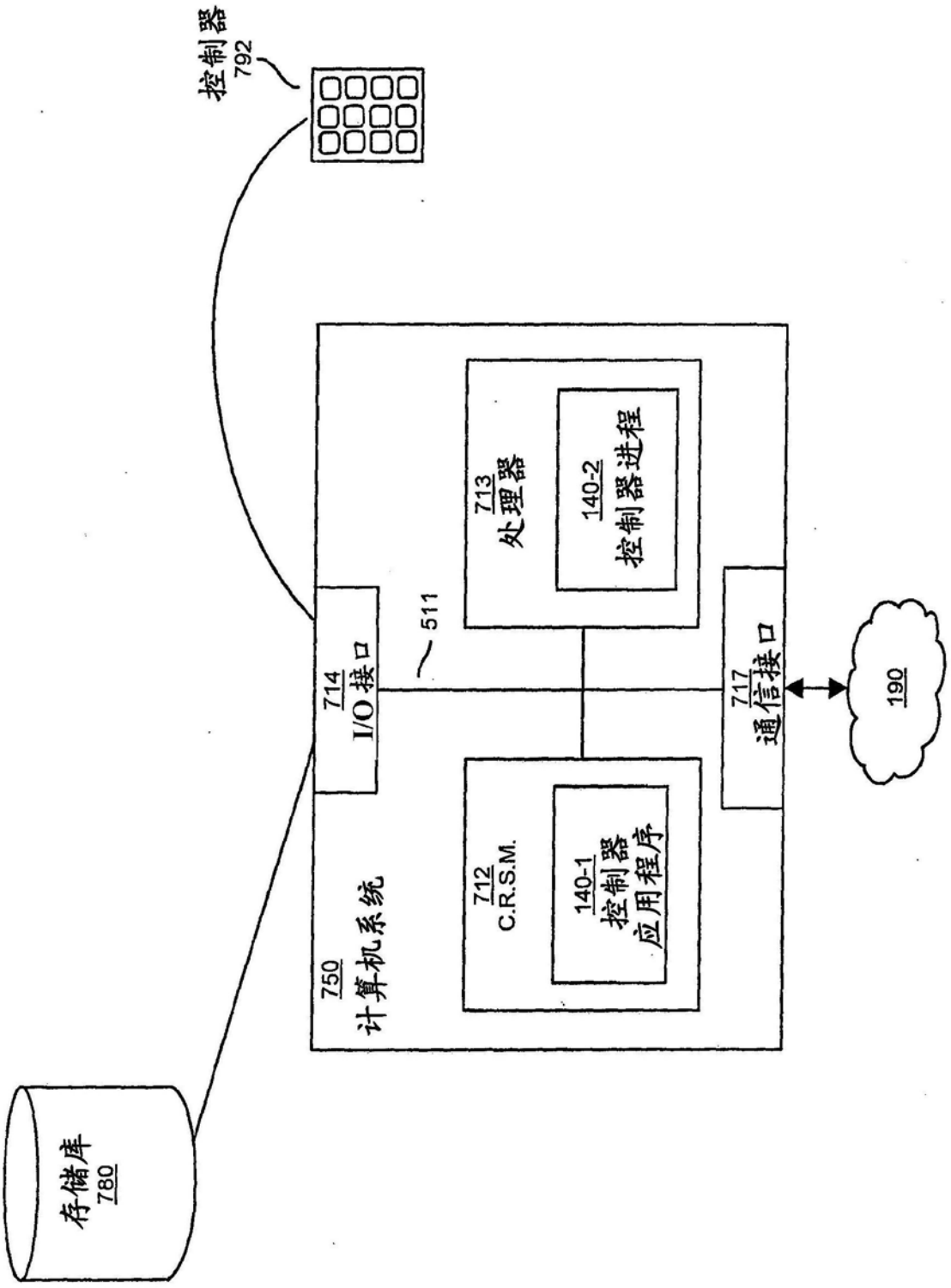

控制器
792
750
计算机系统
714
I/O 接口
511
713
处理器
140-2
控制器进程
712
C.R.S.M.
140-1
控制器
应用程序
717
通信接口
190
存储库
780

图7

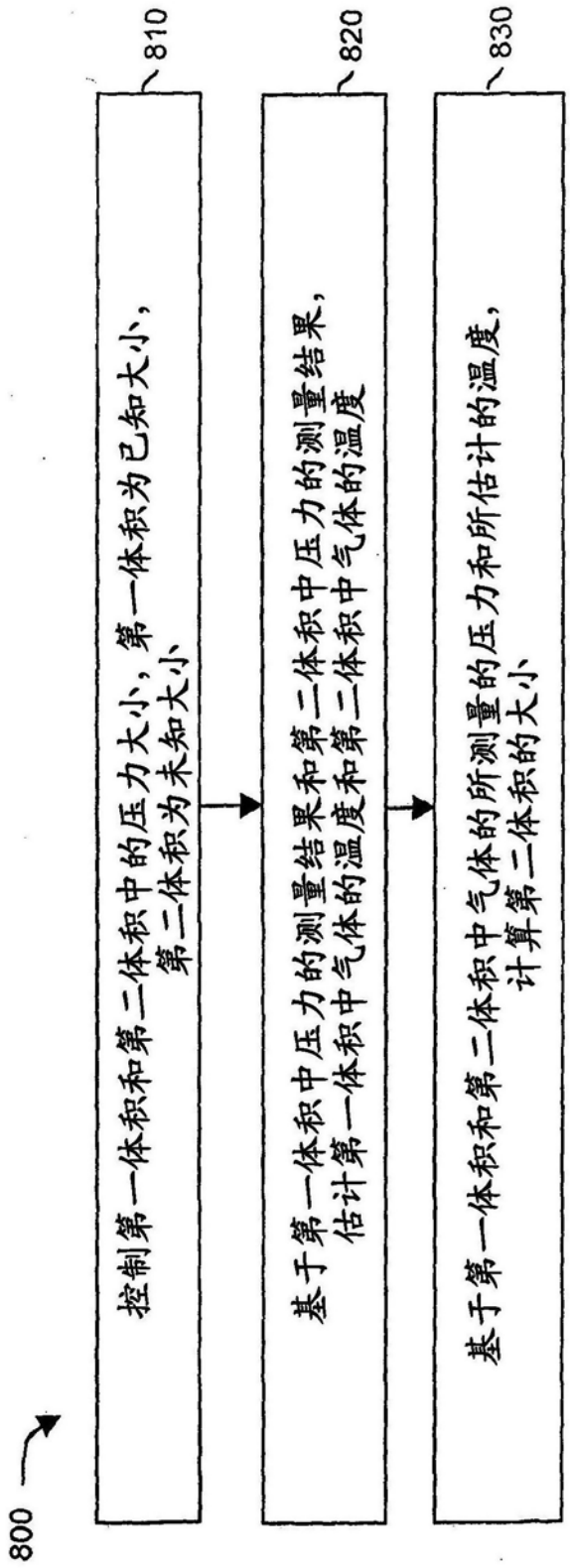

800
810
控制第一体积和第二体积中的压力大小，第一体积为已知大小，第二体积为未知大小
820
基于第一体积中压力的测量结果和第二体积中压力的测量结果，估计第一体积中气体的温度和第二体积中气体的温度
830
基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和所估计的温度，计算第二体积的大小

图8

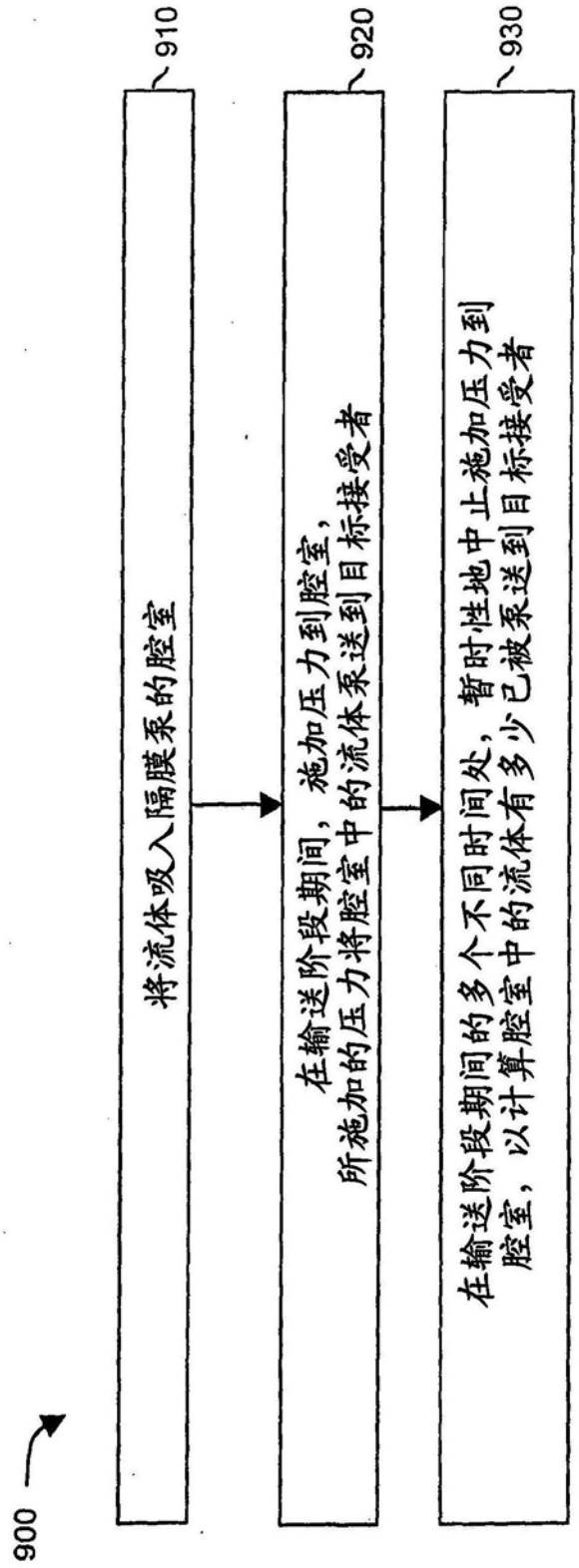

900
910
将流体吸入隔膜泵的腔室
920
在输送阶段期间，施加压力到腔室，
所施加的压力将腔室中的流体泵送到目标接受者
930
在输送阶段期间的多个不同时间处，暂时性地中止施加压力到
腔室，以计算腔室中的流体有多少已被泵送到目标接受者

图9

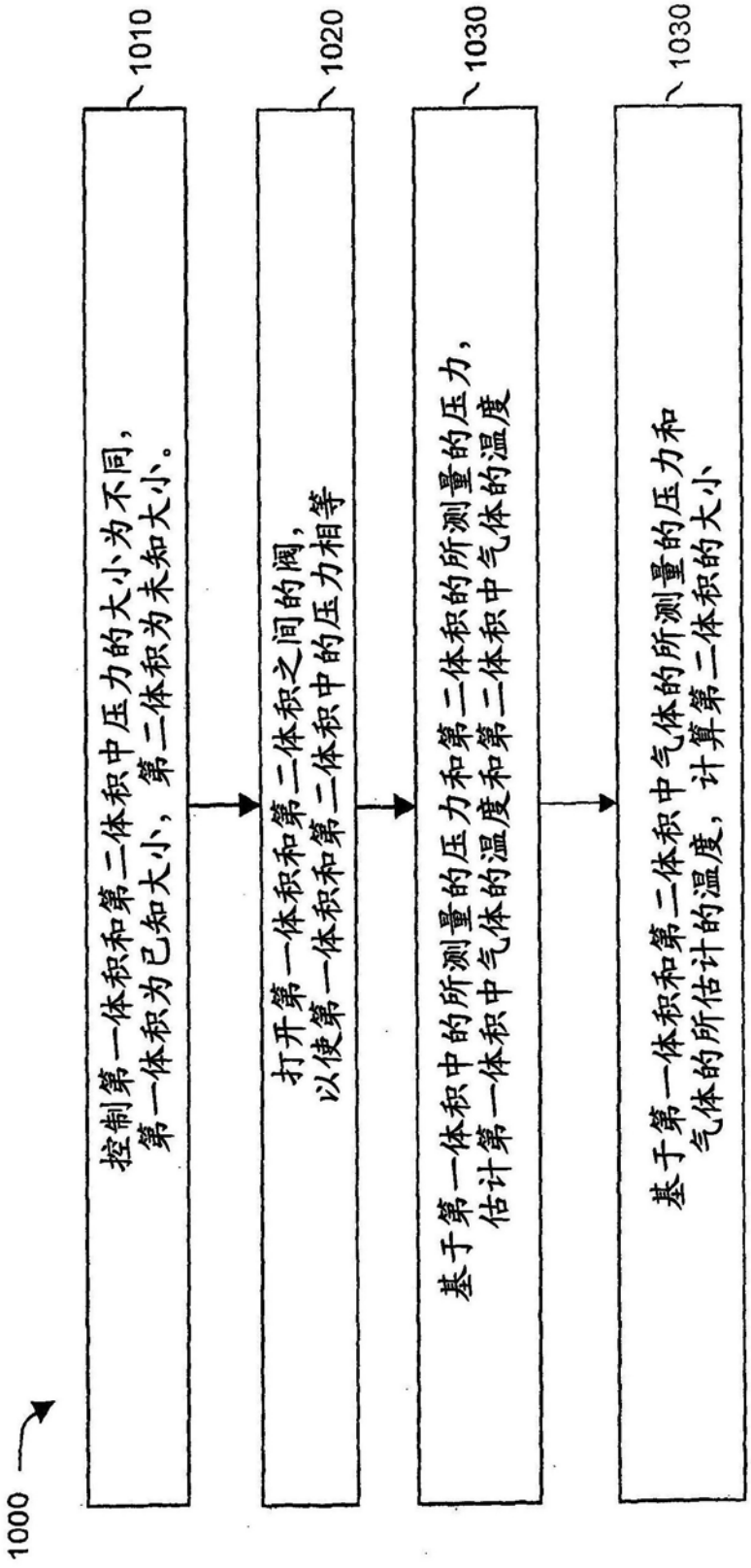

1000
控制第一体积和第二体积中压力的大小为不同，
第一体积为已知大小，第二体积为未知大小。
1010
打开第一体积和第二体积之间的阀，
以使第一体积和第二体积中的压力相等
1020
基于第一体积中的所测量的压力和第二体积的所测量的压力，
估计第一体积中气体的温度和第二体积中气体的温度
1030
基于第一体积和第二体积中气体的所测量的压力和
气体的所估计的温度，计算第二体积的大小
1030

图10