



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102893134 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 25

(21) 申请号 201180022590. 2

(22) 申请日 2011. 04. 04

(30) 优先权数据  
205614 2010. 05. 03 IL

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2012. 11. 05

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/IL2011/000289 2011. 04. 04

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02011/138774 EN 2011. 11. 10

(73) 专利权人 瑞纳森斯有限公司  
地址 以色列耶路撒冷

(72) 发明人 M·格林斯坦 J·Y·曼庭班德  
S·本托夫 M·阿德勒

(74) 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283  
代理人 陈潇潇 南毅宁

(51) Int. Cl.  
G01F 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009/0314101 A1, 2009. 12. 24, 说明书第 6-158 段、附图 2, 6A, 8.

US 5062304, 1991. 11. 05, 说明书第 5 栏第 20 行 - 第 21 栏第 15 行.

US 2009/0314101 A1, 2009. 12. 24, 说明书第 6-158 段、附图 2, 6A, 8.

审查员 刘婉姬

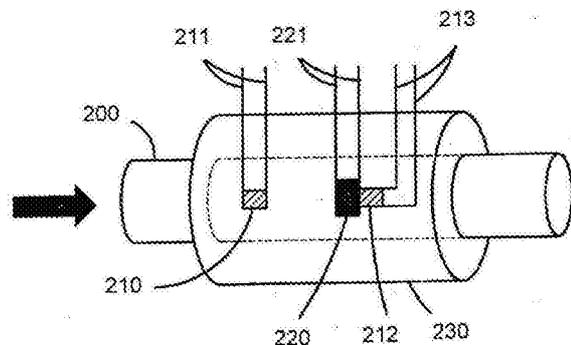
权利要求书3页 说明书12页 附图8页

(54) 发明名称

流速计

(57) 摘要

本发明是在无需预知液体的物理化学特性的情况下能够精确测量通过导管的液体的体积流速的流速计, 如, 为了校准热质量流速的目的。本发明的流速计的一个应用是将流速计结合至用于测量由临床患者排出的尿液流速的系统中。本发明还提供了使用流速计的方法。



1. 一种用于在无需预知液体的物理化学特性的情况下测量通过导管的所述液体的体积流速的设备,所述设备包括以下组件:

a) 部分所述导管,适于形成至少一个腔,在该腔中,已知体积的所述液体能够被隔离,或者适于形成小横截面部分、大横截面部分以及第二小横截面部分,该小横截面部分由大横截面部分接着,所述大横截面部分转由第二个小横截面部分接着,其中,通过所述导管的所述大横截面部分的所述体积流速将比所述小横截面部分的所述体积流速慢,其中,所述大横截面部分可被认为是所述液体已经隔离的腔;

b) 至少一个加热或冷却元件,适于向所述隔离体积的液体增加已知热量或从所述隔离体积的液体减少已知热量;以及

c) 至少一个温度传感器,适于测量所述液体的瞬间温度;

d) 部分所述导管包括用于测量流经所述部分导管的所述液体的热式质量流速的加热元件和两个温度传感器;

其中,已知体积的所述液体被隔离的所述腔包括所述加热或冷却元件中的一个元件和所述温度传感器中的一个温度传感器,因此允许通过测量或定量知道到所述腔的热量输入量、通过测量知道温度变化、以及确定聚合系数的值,该值等于所述液体的密度乘以所述液体的热容;以及

其中,用于测量流经所述部分导管的所述液体的热式质量流速的所述加热元件和所述温度传感器所测量的值与所述聚合系数的所述值一同使用以确定针对所述液体的性能纠正的所述液体速度的值。

2. 根据权利要求1所述的设备,该设备包括控制系统,该控制系统包括以下组件的至少一个组件:处理器、输入装置、存储单元、显示装置和输出装置,其中所述控制系统的所述组件被配置成执行以下步骤中的至少一者:

a) 激活位于所述导管中一位置处的至少一个阀,在该位置处所述阀能够被用于将在所述导管中流动的已知体积的液体转移至所述腔和/或保持所述已知体积的液体静止;

b) 激活至少一个加热或冷却元件;

c) 从在所述设备中出现的温度传感器和其他类型的传感器或仪表接收数据;

d) 使用所接收的数据确定所述体积流速;

e) 存储并向用户显示与所述设备的操作相关的信息和由所述设备的组件测量或确定的所述液体的性能;

f) 将测量的温度的瞬间值或历史值和与所述液体和所述设备相关的其他信息发送至远程位置;

g) 将能够被用作输入的信号发送至其他系统;以及

h) 如果流速或所述液体的其他测量性能存在预定改变,则发送报警。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中在所述部分导管中的腔通过以下方式中的至少一者被形成,其中在该腔中,已知体积的所述液体能够被隔离:

a) 通过在所述导管中放置间隔的两个阀,以使已知体积的液体被限制,隔离并保持静止;

b) 通过将所述导管分成至少两个子导管以及提供用于管理通过所述子导管的液体的流动的机构以使得已知体积的所述液体在所述子导管的至少一者中能够被限制,所述两个

子导管在该两个子导管的的上游端和下游端紧密地附着至所述导管；

c)通过提供由一个或多个支撑构件支撑在所述导管内位置的的内腔和位于所述导管内的所述内腔的上游的活塞,其中所述活塞是具有穿过其中心的同轴孔的实心圆柱体,以及所述内腔是空的且除了同轴进入孔之外在上游侧 被密封,所述同轴进入孔由阀打开或者阻塞,该阀通过与所述活塞接触被激活,其中在所述阀被关闭时,在所述内腔内部的液体被限制;以及

d)通过提供一段导管,该段导管包括接着是大横截面部分的小横截面部分,所述大横截面部分转而接着第二小横截面部分,其中根据直径的平方的反比,通过所述大横截面部分的所述液体速度比通过所述小横截面部分的所述液体速度慢。

4.根据权利要求3所述的设备,其中所述子导管中的至少一个子导管包括与流过或限制在所述子导管中的液体接触的传感器,所述传感器适于测量所述液体的以下性能的至少一个性能:导电性、渗透性、渗透压、pH、生物指标、电解质、比重、比密度、导热性、以及肌酸酐、尿素、尿酸、白血球、红血球、葡萄糖、酮类的存在和浓度及离子数量/浓度。

5.根据权利要求1所述的设备,该设备包括以下至少一者:

- a)位于测量位置的上游的气泡捕捉器;
- b)位于所述测量位置的上游的气体渗透膜;
- c)位于所述测量位置的下游的止回阀;以及
- d)位于所述测量位置的上游的止回阀。

6.根据权利要求1所述的设备,其中所述设备适于被连接至从患者引出的导尿管或者引流管,或者是该导尿管或者引流管的组成部分。

7.根据权利要求6所述的设备,其中尿液流过所述导尿管或引流管,并且所述设备的控制系统适于监测尿液温度并适于在发生超出预定速度的改变的情况下发送报警。

8.一种用于测量通过导管的液体的体积流速的方法,所述方法包括以下步骤:

- a)在包括加热元件和温度传感器的部分所述导管中隔离已知体积V的所述液体;
- b)测量到所述部分的热量输入量Q或通过定量向所述部分提供已知量的热量Q;
- c)测量由所测量的热量的输入或已知量的热量的输入所导致的温度变化  $\Delta T$ ;
- d)通过方程式 $y = Q/V \cdot \Delta T$ 确定聚合系数 $y = \rho \cdot C_p$ 的值,其中 $\rho$ 和 $C_p$ 代表液体特性密度和热容;

e)通过以下方程式确定在包括加热元件和温度传感器的部分所述导管中的流体速度,其中,I和v分别是施加到所述加热元件的电流和电压:流体速度 $= I \cdot v / y \cdot \Delta T$ 。

9.根据权利要求8所述的方法,其中步骤a)至步骤d)与步骤e)在所述导管的不同部分同时执行。

10.根据权利要求8所述的方法,其中所述方法适于测量通过从患者引出的导尿管或者引流管的液体的体积流速。

11.根据权利要求10所述的方法,其中所述液体为尿液。

12.一种用于测量通过导管的液体的体积流速的方法,所述导管包括:点,在该点处所述导管分成上分支和下分支,所述上分支和所述下分支在下游位置处再结合;以及一个阀门,适用于将流引入分支中的一个或另一个,所述方法包括以下步骤:

- a)激活所述阀门以关闭限制其中所述液体的所述上分支,同时允许液体流经所述下分

支；

b)使用温度传感器测量在所述上分支中所限制的液体的初始温度 $T_i$ ；

c)使用加热器加热所述上分支中所述限制的液体直到给定温度 $T_j$ 被所述温度传感器读到；

d)反向所述阀门以使所述液体恢复流过所述上分支并且所述下分支被关闭；

e)执行步骤d的同时启动定时器；

f)当所述温度传感器读到温度从 $T_j$ 变回温度阈值时，从所述定时器读取逝去的时间；

g)根据所述逝去的时间与由从所述导管流至所述上分支的液体在所述上分支中替代的已知体积的所述液体计算在所述导管中流动的所述液体的流速。

13.根据权利要求12所述的方法，其中所述方法适于测量通过从患者引出的导尿管或引流管的液体的体积流速。

14.根据权利要求13所述的方法，其中所述液体是尿液。

## 流速计

### 技术领域

[0001] 本发明涉及流速计领域。具体地，本发明涉及能够精确确定液体的体积流速的流速计。

### 背景技术

[0002] 在许多领域中流速测量是重要的。例如，许多工业过程需要通过各种管道的流速的测量以便适当地控制该过程。需要液体或气体测量的其他方面的使用包括向客户传递产品，诸如煤气、石油和水。在医学领域，液体测量有时被应用至患者的尿液排出量的测量。

[0003] 大部分的流速测量系统依赖于关于待测量的液体的性能的各种假设并且将不能工作或者必须被调节以应对与所假设的性能的偏差。例如，一种众所周知的技术采用应用康氏法则(King's Law)的热传递原理以确定流速。使用这种方法时，必须预先知道待测量液体的热性能。

[0004] 热传递流速计通常使用一个加热元件和两个温度传感器(一个位于或临近加热器的上游而一个位于或临近加热器的下游)连续不断地测量流速。通过测量两个温度计之间的温度差来计算流速。可替代地，加热器处的温度被保持恒定并且为此所需要的能量被监测，据此可以计算流速。

[0005] 图1示意性地显示了现有技术的热式质量流速计的基本布置。液体以箭头所指的方向流过管100。在管壁中的一些位置放置加热元件120与测量温度 $T_i$ 的温度传感器110和测量温度 $T_j$ 的温度传感器112，温度传感器110和112分别位于加热器120的上游和下游。等温线130、131、和132象征性地显示了由于对加热元件的功率输入引起的温度分布，其中 $T_{130} > T_{131} > T_{132}$ 。

[0006] 根据以下公式进行计算以确定流速：

$$[0007] \quad Q = \rho \cdot V \cdot C_p \cdot (T_j - T_i) \quad \text{方程式1}$$

[0008] 代入并且两边同时除以 $t$ ，并对 $\dot{V} = V/t$ 求解

$$[0009] \quad \dot{V} = (Q \div t) \div (\rho \cdot C_p \cdot (T_j - T_i)) \quad \text{方程式2}$$

[0010] 并且注意到 $Q = I \cdot v \cdot t$ 以及 $\Delta T = (T_j - T_i)$

$$[0011] \quad \dot{V} = I \cdot v \div (\rho \cdot C_p \cdot \Delta T) \quad \text{方程式3}$$

[0012] 其中于此使用的符号在以下表格中定义：

[0013]

符号	意义	单位
V	体积	[l]升
$\dot{V}$	体积流速 (体积/时间)	$\left[\frac{l}{\text{min}}\right]$ 升/分
Q	能量、功	[J]焦耳
$\rho$	密度	$\left[\frac{g}{l}\right]$ 克/升
$C_p$	比热容 (恒压状态下)	$\left[\frac{J}{g \cdot ^\circ C}\right]$ 焦耳/(克·°C)
T	温度	[°C]摄氏度
$T_i$	在加热器前面 (上游) 的液体温度	[°C]摄氏度
$T_j$	在加热器后面或处于加热器 (下游) 的温度	[°C]摄氏度
I	电流	[A]安培
v	电势	[V]伏特
$\Delta T$	温度差 $T_j - T_i$	[°C]摄氏度
t	时间	[s]秒

[0014] 尤其称为恒温流速计的相关类型的热传递流速计使用除了图1所示的温度传感器112邻近加热元件120或与加热元件120成一整体以外的类似的布置。在该配置中,加热元件120被加热以使得温度 $T_j$ (由传感器112测量)高于温度 $T_i$ (由传感器110测量)的设定的恒定差不变。流带走的热量随着流速的变化而变化。通过调节应用于此的电流(假定恒压)加热器120的温度保持恒定。保持恒定温差 $\Delta T$ 所需要的电流(I)的变化提供了计算流速的方法,如方程式3所示。

[0015] 从上文可以看出,为了使用热传递流速计准确地测量流速,必须准确地知道测量液体的密度和热容。

[0016] 在一些应用中,没有如热容和密度的液体性能的先验知识。一些液体可以具有多种性能,例如,尿液是一种其构成成分可以因人而异并且对于个人来说可以随时间变化的液体。如另一实例,牛奶可以具有变化的脂肪含量。在一些应用中,诸如在燃料终端相同的管道可以被用于传递不同类型的燃料或气体或甚至有时故意或者无意地混合气体和液体的产物。在所有这些情况中,传统热流速计的读数将是不准确的,并且为了改善结果必须基于关于液体性能的进行的假定或者完全根据经验的测量对流速计进行重新校准。

[0017] 在某些情况下,对临床患者的尿液进行人工测量,其中尿液沿着导尿管流至尿液收集容器并且医护人员根据尿液收集容器在视觉上估计患者的尿液排出量(ml/h)。实际上,该布置是费力的并且是不准确的,因为医护人员必须每个小时都进行人工确定尿流量,而急救护理设置的动态性使其难以坚持及时地测量。需要一种用于测量尿液流速的简单好用的解决方案以帮助对尿液排出量进行准确实时地测量。

[0018] 对相关的现有技术的简单了解可以从US 6,536,273获得,其公开了一种可以使用

可变成成分的液体的热流速传感器。该传感器包括两个元件：传统热流速传感器和热传导性测量单元。该热传导性测量单元被用于确定液体的成分，并且从该单元得到的测量结果与其他校正测量相结合以纠正针对液体性能的由流速传感器进行的测量。

[0019] 因此本发明的目的是提供简单的、费用低廉且精确的流速计，其无需预先知道正在测量液体的(可能动态的)物理化学特性的情况下能够测量液体的流速。

[0020] 本发明的另一个目的是提供包括本发明的流速计的医疗系统，其能够检测来自患者的生物尿液的流速。

[0021] 本发明的又一目的是提供一种在无需预先知道待测液体的可能动态的物理化学特性的情况下用于确定液体流速的方法。

[0022] 随着描述的进行将呈现本发明的进一步的目的和优势。

### 发明内容

[0023] 在第一方面中本发明是一种用于测量通过导管的液体的体积流速的设备。该设备包括以下组件：

[0024] a)部分导管，适于形成至少一个腔，在该腔中已知体积的液体能够被隔离并保持静止或者在该腔中液体的速度相对于在腔的任一端上的部分导管中的液体的速度显著减小；

[0025] b)至少一个加热或冷却元件，适于向隔离体积的液体增加已知热量或从隔离体积的液体减少已知热量；以及

[0026] c)至少一个温度传感器，适于测量液体的瞬间温度；

[0027] 加热或冷却元件中的至少一个元件和温度传感器中的至少一个温度传感器与腔中的液体热接触；并且该装置的组件被配置成允许仅通过使用瞬间温度的测量、已知体积的液体、及已知热量或所测量的于两个温度的特定瞬间温度值的测量之间逝去的时间量来直接确定体积流速。

[0028] 本发明的设备的实施方式包括控制系统，该控制系统包括以下组件的至少一个组件：处理器、输入装置、存储单元、显示装置和输出装置。控制系统的组件被配置成执行以下步骤中的至少一个步骤：

[0029] a)激活位于导管中一位置处的至少一个阀，在该位置处该阀能够被用于将在导管中流动的已知体积的液体转移至腔和/或保持已知体积的液体静止；

[0030] b)激活至少一个加热或冷却元件；

[0031] c)从在设备中出现的温度传感器和其他类型的传感器或仪表接收数据；

[0032] d)使用所接收的数据确定体积流速；

[0033] e)存储并向用户显示与设备的操作相关的信息和由设备的组件测量或确定的液体的性能；

[0034] f)将被测量温度的瞬间值或历史值及与液体和设备相关的其他信息发送至远程位置；

[0035] g)将能够被用作输入的信号发送至其他系统；以及

[0036] h)如果在流速或液体的其他测量性能存在预定的改变，则发送报警。

[0037] 在本发明的设备的实施方式中，适于形成至少一个腔的部分导管通过以下方式中

的至少一者被调整：

[0038] a)通过在导管中放置两个具有一定距离间隔的阀，以使两个阀之间的导管的内部的体积定义了腔；

[0039] b)通过将导管分成至少两个子导管并提供用于管理通过子导管的液体的流速的机构，两个子导管在两个子导管的的上游端和下游端紧密地附着至导管；

[0040] c)通过提供由一个或多个支撑构件支撑在导管内位置的内腔和位于导管内的内腔的上游的活塞，其中活塞是具有穿过其中心的同轴孔的实心圆柱体，并且内腔是空的且除了同轴进入孔之外在上游侧被密封的，该同轴进入孔由阀打开或者阻塞，该阀通过与活塞接触被激活；以及

[0041] d)通过提供导管，该导管包括接着是大横截面部分的小横截面部分，该大横截面部分转而接着第二小横截面部分。

[0042] 在包括子导管的设备的实施方式中，子导管中的至少一个子导管可以包括传感器，该传感器与流过或限制在该子导管中的液体接触并且适于测量液体的以下性能中的至少一个性能：导电性、渗透性(osmolarity)、渗透压(osmolality)、pH、生物指标、电解质、比重、比密度、导热性、及肌酸酐、尿素、尿酸、白血球、红血球、葡萄糖、酮类的存在和浓度和离子数量/浓度。

[0043] 本发明的设备的实施方式可以包括以下至少一者：

[0044] a)位于测量位置的上游的气泡捕捉器；

[0045] b)位于测量位置的上游的气体渗透膜；

[0046] c)位于测量位置的下游的止回阀；以及

[0047] d)位于测量位置的上游的止回阀。

[0048] 本发明的设备的实施方式可以适于被连接至从患者引出的导尿管的组成部分(integral part)或引流管。在本发明的实施方式中，尿液流过导尿管或引流管并且该设备的控制系统适于监测尿液温度并适于在发生超出预定速度的改变的情况下发送报警。

[0049] 在第二方面中本发明是一种用于测量通过导管的液体的体积流速的方法。该方法包括以下步骤：

[0050] a)改变部分导管以形成腔，在该腔中已知体积的液体能够被隔离并且保持静止或者在该腔中液体的速度相对于该液体在腔的任一端上的部分管中的速度显著减小；

[0051] b)将已知体积的液体隔离在腔中；

[0052] c)从与腔中的液体热接触的温度传感器读取温度以测量液体的初始温度；

[0053] d)激活与腔中的液体热接触的加热或冷却元件以向隔离体积的液体增加已知热量或从隔离体积的液体减少已知热量；

[0054] e)从与腔中的液体热接触的温度传感器读取温度以在已知热量已经被增加至隔离体积的液体或已经从隔离体积的液体减少已知热量后测量液体的最终温度；

[0055] f)根据液体的已知体积、已知热量和初始温度与最终温度之间的差确定聚合系数(aggregate coefficient)的值；

[0056] g)激活热流速计以测量热流速；

[0057] h)在一段时间结束时根据测量的热量、聚合系数的值及由第一温度传感器和第二温度传感器测量的温度的差来确定体积流速。

[0058] 在本发明的方法的实施方式中热流速通过以下步骤测量：

[0059] a) 激活与位于腔内的一位置或位于导管内的另一位置的流动液体热接触的加热或冷却元件，以向流动液体增加热量或从流动液体减少热量；

[0060] b) 在加热或冷却元件激活的同时激活与位于加热或冷却元件上游的流动液体热接触的第一温度传感器和与位于加热或冷却元件的下游的流动液体热接触的第二温度传感器；

[0061] c) 测量在一段时间内向流动液体增加的热量或从流动液体减少的热量；

[0062] d) 在一段时间结束时根据测量的热量及由第一温度传感器和第二温度传感器测量的温度的差确定热流速。

[0063] 在本发明的方法的实施方式中，热流速通过以下步骤测量：

[0064] a) 激活与位于腔内的一位置或位于导管内的另一位置的流动液体热接触的加热或冷却元件，以向流动液体增加热量或从流动液体减少热量；

[0065] b) 在加热或冷却元件激活的同时激活与流动液体热接触并邻近加热或冷却元件或与加热或冷却元件成一体的温度传感器；

[0066] c) 当温度传感器被激活时，由该温度传感器测量初始瞬间温度；

[0067] d) 允许由温度传感器测量的瞬间温度上升或下降直到测到初始温度和瞬间温度之间达到预定温差；

[0068] e) 在将由温度传感器测量的瞬间温度维持在该温差的同时，改变并测量供给至加热或冷却元件的能量总量；

[0069] f) 根据测量的能量总量确定在一段时间期间向流动液体增加的热量或从流动液体减少的热量；

[0070] g) 根据测量的热量确定热流速。

[0071] 在本发明的方法的实施方式中，步骤c到步骤e和步骤g在导管的不同部分同时执行。

[0072] 在本发明的方法的实施方式中，在步骤d中加热或冷却元件被激活并且增加至隔离体积的液体的热量或从隔离体积的液体减少的热量被测量，在步骤e中，从温度传感器读取温度以确定何时达到预定的最终温度，在这个时刻停用加热或冷却元件，以及在步骤f中根据液体已知体积、所测量的热量和初始温度与最终温度之间的预定温差确定聚合系数的值。

[0073] 在本发明的方法的实施方式中，步骤d至步骤h由以下步骤替代：

[0074] d') 激活与腔中的液体热接触的加热或冷却元件以向隔离体积的液体增加热量或从隔离体积的液体减少热量；

[0075] e') 当正在向隔离体积的液体增加热量或从隔离体积的液体减少热量时，从与腔中的液体热接触的温度传感器读取温度以测量液体的瞬间温度；

[0076] f') 当液体的温度达到不同于初始温度的最终温度时停用加热或冷却元件；

[0077] g') 允许新的液体流过腔并在新的液体开始流动的同时，激活定时器；

[0078] h') 测量逝去的时间直到腔中的液体的温度从最终温度移回至温度的阈值；以及

[0079] i') 根据液体已知体积和测量的时间段确定体积流速。

[0080] 在本发明的方法的实施方式中，方法适于测量通过从患者引出的导尿管或引流管

的液体的体积流速。在这些实施方式中的一些实施方式中，液体是尿液。

### 附图说明

[0081] 通过以下示例并参照附图，本发明的上述和其他特征和优势将更加显而易见，其中：

[0082] 图1示意性地显示了现有技术热传递流速计的基本布置；

[0083] 图2示意性地显示了包括用于使用热传递技术测量所流过的液体流速的组件的部分导管；

[0084] 图3示意性地显示了具有被分成两个子导管的圆形横截面的部分液体导管；

[0085] 图4示意性地显示了根据本发明的自校准热式质量流速计的基本实施方式；

[0086] 图5A和5B示意性地显示了在某点处将导管分成上分支和下分支并在下游位置处再结合的实施方式；

[0087] 图5C、5D和5E示意性地示出了适于引导从主导管至多个子导管的一个子导管的流而阻塞至剩余子导管的流的阀的实施方式；

[0088] 图6A和6B示意性地示出了本发明的流速测量设备的另一实施方式；

[0089] 图7示意性地示出了测量流速的方法；

[0090] 图8示意性地示出了本发明的实施方式，其中在无需停止通过导管的液体流的情况下可以执行流速测量和校准；以及

[0091] 图9示意性地示出了用于测量来自插有导尿管的患者的尿液的流速的系统。

### 具体实施方式

[0092] 本发明是在无需预知液体的物理化学性能的情况下能够精确地测量液体的体积流速的流速计，如为了热式质量流速校准的目的。本发明的流速计的一个应用是将其包含在用于测量插有导尿管的患者排出的尿液的流速的系统中。还存在其他应用并且包括在本发明的范围内。

[0093] 现在考虑在导管中流动的液体的热容 $C_p$ 。 $C_p$ 定义如下：

$$[0094] \quad C_p = \frac{Q}{\rho V \Delta T}$$

[0095] 对其进行重新排列得出

$$[0096] \quad \rho \cdot C_p = \frac{Q}{V \Delta T}$$

[0097] 现在我们定义聚合系数 $y$ ，其代表液体性能。

$$[0098] \quad y = \rho \cdot C_p$$

[0099] 用 $\rho \cdot C_p$ 代替 $y$ ，我们得到：

$$[0100] \quad \rho \cdot C_p = \frac{Q}{V \Delta T} \quad \text{方程式4}$$

[0101] 根据方程式4可以理解，如果：

[0102] • 已知体积 $V$ 的液体被隔离在包含加热元件和温度传感器的单元中；以及

[0103] • 通过测量或定量知道的该单元的热量输入量 $Q$ ；以及

[0104] • 通过测量知道的温度变化  $\Delta T$ ;

[0105] 那么,在无需单独知道测量液体的密度或比热容的情况下足够的信息可以用来确定  $y$ 。

[0106] 现在我们在方程式3中带入  $y$  获得:

$$[0107] \quad \dot{V} = \frac{I \cdot v}{y \cdot \Delta T} \quad \text{方程式5}$$

[0108] 使用关于图1描述的热流速计可以测量  $I$ 、 $v$ 、 $t$  和  $\Delta T$  的值。已知体积的液体可以被隔离并且执行测量以测量在导管中流动的液体的可变性能,即,  $y$ 。然后,使用方程式5,可以确定针对液体的可变性能纠正的流速  $\dot{V}$  的值。

[0109] 根据本发明的实施方式,设备被配置以使液体流过的部分导管适于允许部分液体流被从主流分开并进入可以关闭的腔,因而允许  $y$  的确定。同时液体可以继续流过导管并且可以在流动液体上进行测量以获得需要作为方程式5的输入的剩余数据。可替代地,腔可以被关闭以测量  $y$  值,在次之后腔被立即打开以允许在流动液体上进行测量以使用与用于测量  $y$  相同的加热元件和温度传感器来获得所需要的剩余数据。

[0110] 了解本发明的方法允许只使用测量的参数直接确定流速  $\dot{V}$  的实际值是重要的。这与现有技术确定质量流速的方法相反,现有技术的方法是依赖查找表格、定义相关曲线的多项式系数或类似的信息源来提供基于假设的液体的成分的密度和比热容和通常由通过传统个人经验进行的对带有感兴趣液体的流速计的校准导出的值。

[0111] 本发明的方法还允许基于测量的  $y$  值来应用合适的对比数据的集合的自动选择。

[0112] 应该注意的是考虑热容是液体的固有特性。同液体的体积一样该特性也随着液体的压力和温度而变化。例如,当处理水时,体积的增加是可忽略的。纯净水的热膨胀系数 (CTE) 在  $20^{\circ}\text{C}$  是  $207 \times 10^{-6}$  (0.000207), 因此如果温度上升  $10^{\circ}\text{C}$ , 体积的改变大约是 0.00207, 大约是 0.2%。因此,本发明的方法对于水和其他液体是有效的,如具有可忽略 CTE 的尿液。类似地,超出适当的选择范围对于温度和压力的变化在  $C_p$  上的改变是可忽略的。

[0113] 图2示意性地显示了包括用于测量沿箭头所指方向流经的液体的热式质量流速的组件的部分导管200(如输液管(tubing)或管道(pipe))。温度传感器210位于加热元件220的上游。由传感器210测量的温度可以被读出至经由引线211的控制或显示单元。加热元件220直接插入流动液体中位于导管200内部或在导管壁的热传导部分上。通过应用经由引线221的电压将电力供给加热元件220。与加热元件220邻近的是测量加热元件220的液体下游温度的第二温度传感器212。传感器212所测的温度经由引线213被读出。优选地使用热隔离层230将包括加热元件220和温度传感器210、212的部分导管与环境进行热隔离。

[0114] 于此所述设备的各种实施方式一般描述为包括电加热元件,但是本发明并不限于这种方式。加热的替代源可以被用于升高液体的温度,例如超声波或射频或其他电磁能。于此描述的本发明的所有实施方式中,出于得到测量等效结果的目的,作为使用升高液体温度的加热元件的替代可以通过使用降低液体温度的冷却元件而获得。因此,于此诸如“加热元件”的术语的使用将被理解为“冷却元件”的等效的应用且反之亦然。在测量位置处的液体冷却可以通过多种不同的方法实现,如半导体制冷装置(Peltier device)、风扇或流通制冷剂或冷却液的螺旋输液管。

[0115] 尽管为了描述各自功能的方便于此当作分别的元件描述了加热元件和温度传感器,但是实施方式是可能的,其中如自加热热敏电阻或电阻性热元件(RTD)的单个元件可以被用于启动加热和温度测量两个功能。

[0116] 图2中示出的设备可以被用于如上文所述的确定的流速(现有技术)。但是,以类似的方式该设备还可以被用于确定最近定义的系数 $y$ 。为了确定 $y$ 值提供一个阀以关闭应用热量并进行温度测量的部分导管200以便限制、隔离并固定已知体积的液体。当提供这些条件时,方程式4可以被用于计算系数 $y$ 。该值被用于校准可以位于导管上其他位置的热传导计。这样热传导计可以被周期性动态地更行以精确地测量具有时变性的液体流速。除了提供装置以补偿液体性能中的任何变化的流速测量,在各种应用中 $y$ 也可能是很有意义的。例如,当测量导尿管中的尿液流速时, $y$ 作为患者健康的指标的临床意义可能是有用的。

[0117] 考虑具有从上游流到下游的液体的简单的液体导管。在某一位置该导管可以被分成两个或更多个紧密地附着在主导管的子导管,液体通过子导管继续流动。另外在下游处,子导管可以再结合以再次形成单一的导管。一种机构也可以被引入以管理通过子导管的流速,以使在任何给定时间,液体不必流过所有子导管。当出于任何各种目的(包括但不限于测量液体的性能或改变所隔离部分的液体的性能)需要隔离部分液体时,这是有用的。尽管以下一些示例中讨论了两个平行导管,但是实际上可以使用任何数量的导管。例如,流速可以被引导通过用于分析一系列的液体性能的导管并且然后被引导至用于不同目的的第二导管以及然后被引导至第三个导管以用于当前面两个导管关闭时维持流速。以类似的方式,当持续流过系统时,可以隔离任何数量的样本。

[0118] 图3示意性地显示了具有圆形横截面的部分液体导管200。部分导管被分成上部子导管240和下部子导管250。在分开部分的一端的可移动的皮瓣(flap)260可以被用于关闭上部或下部子通道的一端或一个也不关闭。当一个子导管被关闭时,已知体积的液体被限制在里面。在一些液体被限制一个子导管中的同时,其他子导管被打开,所以液体可以继续流动。关于该实施方式,皮瓣可以在子导管-皮瓣的上游处或下游处,当关闭时,将通过阻止新的液体进入或通过阻止限制的液体流出而使液体限制在那个子导管中。当然,这两个子导管可以是其他的配置,如,并排式。

[0119] 图4示意性地显示了根据本发明的自校准热式质量流速计的基本实施方式。该实施方式采用图3所示的导管。下部子导管250将被用作已知体积的隔离腔,在该隔离腔中将进行 $y$ 的测量。上部子导管240和下部子导管250都包含与图2中所示温度传感器和加热元件相同的布置。在本发明的实施方式中,位于上部子导管240中的温度传感器和加热元件的布置可以位于主导管200中上游或下游的任何位置处;但是,尤其是如果流速相当高和/或液体性能及时地快速改变,则流动液体中和隔离液体中的测量应该在物理上暂时地关闭以同时确保准确的结果。

[0120] 在一些应用中,必须确保气泡从液体排出以确保正在进行测量的导管充满液体。在这种应用中,一个或多个气泡捕捉器可以优选地在测量位置的上游采用。可替代地,诸如气体渗透膜的允许气体通过的装置可以位于测量位置的上游。

[0121] 在某些导管方向和流速计,导管或子导管可能在测量位置处没被充满。因此,对于一些应用,止回阀应该被安装在测量点的下游以便创建足够的背压来确保完全充满测量位置处的导管。在一些实施方式中止回阀可以被安装在测量位置的上游,例如为了在流速低

于一定值时阻止自动系统试图进行测量。对于大多数应用,当超出预设压力时,打开的简单机械式止回阀是足够的;但是在导管的方向和/或流速在很宽变化范围中变化的应用中,适合使用更复杂类型的止回阀,如通过来自测量位置处导管中的液位传感器的信号打开的止回阀。

[0122] 如上文所述,还可以使用加热器和传感器的同样设置以用于当液体被限制时测量 $y$ 及然后当液体没被限制时测量流速,由于测量的 $y$ 已经考虑到任何必要的重新校正。而且,在不损伤而能够临时停止流的情况中,在没有第二子导管的情况下可以采用上述系统来维持流。在停止流可能引起损伤的情况中,如由于压力的积聚,维持流的第二子导管排除了该问题。

[0123] 所有的引线211、213、221被连接至控制系统,该控制系统包括处理器,该处理器适于在预定时间和电压电平激活加热元件,接收来自温度传感器、电压表和电流表的数据以及使用该数据确定流速。控制系统还可以包括用于打开和关闭隔离部分液体的皮瓣的装置、如小型键盘、键盘、触摸屏的输入装置,该输入装置允许用户控制诸如应该被应用的时间长度和/或热量以及进行测量所需的频率的参数。该控制系统还可以包括一个或多个存储单元、显示单元和输出装置以存储和显示系统的用户参数。输出装置包括可以适于通过使用有线或无线技术向远程位置发送即时或历史数据的通信设备。另外该控制系统还可以适于使用输出装置以发送为其他系统提供输入的信号。例如,在工业设置中,信号可以激活阀门以当预定体积的成分已经进入混合腔时停止溶液的流动。

[0124] 在医院的设置中,控制系统可以适于如果从插有导尿管的患者到采集袋的尿液的流动降到预定速度以下则向护士站发送报警,或者如果任何不规律在正进行通过静脉管理的药品的流速中发生则发送报警。当本发明被用于尿液测量时,温度传感器报告尿液温度。通过其自身可能是没用的,因为尿液在至传感器的通道上将已经冷却,但是温度的变化可能是非常有意义的—如,上升一度或两度可能给出发烧的直接指示,而无需等待可能是数小时后由员工进行的定期的温度检查。本发明的控制系统可以适于监控尿液温度并且在超出预定速度的变化发生时向护士站发送报警。

[0125] 无论是通过停止流还是分流流,用于隔离部分流动液体的许多其他布置对于本领域一名技术人员可能将是显而易见的。这种布置可以采取多种形式。现在将描述不同实施方式的一些示例。在下文中大部分实施方式的描述中已经省略了加热元件和温度传感器;但是应该理解他们是存在的并且被按照关于图4中已经描述的类似的位置和方式进行细节上必要的改变。

[0126] 图5A和5B示意性地示出了一种实施方式,其中在某点处导管300分成上分支310和下分支320,其在下游位置处再结合。一个、两个或三个阀可以如图5A所示被提供。如果仅仅阀330存在,那么当他被打开时流过导管300的液体继续流过两个分支并且当阀330关闭时液体连续地流过分支310而分支320中的液体被隔离,以允许测量 $y$ 值。如果阀330和332都存在,则然后液体可以在分支310或分支320中被隔离。关闭阀334和阀332保证隔离在上分支310中的液体不以任何方式与在系统的剩余部分中流动的液体接触。这提供了一位置,即在分支310中,以完全隔离流动的液体的方式测量 $y$ 。在本发明的实施方式中,当即将进行测量时,可以先关闭阀334且在预定的一段时间后或仅当传感器指示分支310被液体完全充满时关闭阀332。如果空气可能同液体一起存在于管道中是可能的,则释放限制的空气的通气孔

可以位于分支310中。应该注意当采用阀334时,依赖该应用,可能需要进行测量来解释热膨胀的原因。

[0127] 在图5B所示的实施方式中,导管的配置与图5A中的相同,但是只有一个阀336位于主导管300的分叉处。当关闭分支310、320的一个入口时,如旋转球或柱塞阀的阀336适于将流引入分支310、320的一个或另一个,因而将液体隔离在其中。以上描述的阀336的横截面的示例在图5C和5D中示出。可以采用本领域已知的其他类型的多通阀来实现相同的目的。

[0128] 图5E示意性地示出了可以适于将流仅引至三通道的三个分支中的一个分支的阀。许多种类的阀可以在市场上买到或可以通过本领域技术人员适当地改变以满足用于将流从主导管引至多个子导管中的一个子导管而在剩余子导管中阻塞流速的需要。当在并联或串联形式中进行多种测量时,用于多重采样的多导管是合适的。例如依赖正被测量流速的流,传感器可以被并入子导管以测量某些或全部液体的流动性能:导电性、渗透性(osmolality)、渗透压(osmolality)、pH、生物指标、电解质、比重、比密度、导热性、及肌酸酐、尿素、尿酸、白血球、红血球、葡萄糖、酮类和离子(如 $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$ 、 $\text{Ca}^{++}$ 、 $\text{Cl}^-$ )的存在和浓度。

[0129] 图6A和6B示意性地示出了本发明的流速测量设备的另一实施方式。在该实施方式中,液体导管400在大箭头所示的方向携带液体。内导管400位于内腔430。内腔430是圆柱形的以匹配导管400的形状。内腔430是空的并且在具有同轴的进入孔的上游侧被关闭,该进入孔由常闭阀435打开或关闭。内腔430通过一个或多个支撑构件410被支撑在适当的位置,该一个或多个支撑构件410被设计成以正确位置保持内腔430而对内腔外的周围液体的流动提供最小的阻力。内腔430包含用于进行测量的加热元件和温度传感器。位于内腔430的导管400上游内的是活塞420。活塞420是具有穿过其中心的同轴孔425的实心圆柱体。构造活塞420为了允许液体流过孔425而不在导管400的壁的外表面和内表面之间的活塞周围。活塞420可以在图6A和图6B中所示的位置之间来回移动。当活塞420在图6B所示的位置时,阀435是打开的,允许液体流过内腔430。在该配置中可以进行流速测量。当活塞420在图6A所示的位置时,阀435被关闭并且液体在内腔外部周围流动而内腔430的内部的液体被限制。在该配置中可以进行用于校准流速测量的确定参数 $y$ 的测量。具有所述性能的入口阀435可以使用球和弹簧结构、弹簧加荷的活塞或本领域已知的任何其他装置构成。活塞420可以通过使用线圈(如螺线圈)、纳米电机或本领域其他已知装置而机械地移动。

[0130] 图7示意性地示出了在无需确定和使用上文所述系数 $y$ 的值的情况下直接测量流量的方法。初始阀610关闭导管600的分支620用于将液体限制于此,而允许液体继续流过分支630。限制在分支620(分支620优选为隔热的以防止与周围环境的热传递)中的液体为由温度传感器624测量的初始温度 $T_i$ 。被限制的液体由加热器622加热直至给定温度 $T_j$ , $T_j$ 通过温度传感器624读出。然后阀610反向以使液体重新流过分支620而分支630被关闭。同时计时器被启动。当温度传感器624测量到温度从 $T_j$ 变回温度阈值(可能是但也未必是 $T_i$ ),从计时器读取逝去的时间。读取的时间与由从导管600流至分支620的液体替代的已知体积的液体一起用于计算被采样的流速(体积/时间)。阈值是在 $T_i$ 和 $T_j$ 之间“足够高”或“足够低”的值以指示感兴趣的大量液体的转换。阈值的使用是必要的因为液体不能以“矩形”形式加热而且其可能在流动时稍微冷却,所以转换不是阶梯函数但是有梯度的。为了流速计算的目的,依赖本申请以确定适当的使用阈值是简单经验测试的问题。该阈值不仅仅是静态温度,但还可以是速度变化的函数,因为不同的流速将对其产生不同的影响。

[0131] 测量流速的方法能够记录可能变化的流速而无需连续不断地测量。在不同时间测量的采样流速之间的插值是用于计算通过导管600的液体的整体流速。以适于液体变化的流速和本申请的精确要求的速率重复采样过程。例如,频繁变化的流速可以更加经常地被采样,而不那么频繁改变的流速可以被更少地采样。如果要求更精确,则流速可以被更加频繁的采样。

[0132] 应注意的是根据该实施方式,当液体被限制在分支620中时,采集的数据也可以被用于计算y,这可能具有临床或其他兴趣,但对于确定流速不是必要的,这完全依赖于处于“自然”温度的液体(即还未被加热或冷却的后到的液体)对加热(或冷却)部分液体的取代。

[0133] 应该注意的是结合图7描述的方法仅在测量液体的温度没有迅速且大幅度地改变时可以被应用。例如,当进行尿液的流速的测量时,如果由于发烧使温度上升或下降,则由加热器622引入的递增量必须比由发烧引起的递增量足够大,以使流速测量是精确的。经验测试可以被用于证实符合用于使用该方法的适当条件被满足。例如,当液体在导管620中加热时,这种经验方法可以观察冷却曲线的表现和温度达到多低。还可以用于监测起始温度。例如,如果初始温度 $T_i$ 被注意到随时间上升。通常,对于尿液测量,温度将不会很迅速地改变以使取代在分支620中加热的尿液的尿液的温度将明显不同于在预定周期内被加热的大量尿液的初始温度 $T_i$ 。

[0134] 作为替换,为了测量y的目的完全停止流,本发明的另一实施方式使导管的范围内流的速度充分地慢下来,因此在此允许测量。这种实施方式在图8中示出。如图所示,导管具有接着是大横截面的部分810(转而接着是第二个小横截面部分)的小横截面部分800。图中还可以看到加热元件820及温度传感器830和832。为了阐述该实施方式的目的,假定两个小横截面部分具有同样的直径 $D_1$ 而大横截面部分具有直径 $D_2$ 。根据现有技术已知的原理并依照将被处理的流量速度的预期范围,导管被配置成在过渡处最小化波动。根据直径的平方的反比,通过导管的大横截面部分810的流量速度 $V_2$ 将比通过小横截面部分800的流量速度 $V_1$ 要慢。特别地,通过大横截面部分810的速度将满足以下方程式:

$$[0135] \quad V_2 = V_1 \frac{D_1^2}{D_2^2} \quad \text{方程式6}$$

[0136] 可以看出,导管可以被配置以实现任何预期的通过大横截面部分的液体的减速。例如,当大横截面部分的直径比小横截面部分的直径达一个数量级时,大横截面部分的速度将慢两个数量级。

[0137] 为了说明的目的,示例认为 $D_1$ 是3mm而 $D_2$ 是10mm以及流速是1cc/分(cc/minute)。速度 $V_1$ 将近似为14.15cm/分。根据方程式6,大横截面部分中的速度 $V_2$ 将近似为1.273cm/分。如果 $D_2$ 被增加到15mm,则 $V_2$ 近似为0.566cm/分;对于 $D_2=20$ mm, $V_2$ 近似为0.318cc/分;而对于 $D_2=30$ mm, $V_2$ 近似为0.1415cm/分。

[0138] 因为大横截面部分包含相当缓慢移动的液体部分,当考虑配置的已知参数和关于于此在测量期间通过腔的流速的结果时,其可以被认为是液体已经隔离的腔。

[0139] y的测量可以在根据上述原理创建的腔810中执行,其中具有以下变化:引至腔中的热量是时间的函数,在该时间中能量的脉冲被应用。合理的脉冲时间可以被用于测量y。例如,应用短暂的、强大的脉冲将得到相应的温度的增加并且y可以根据方程式4计算,其中

脉冲的持续时间足够短以使腔的容量的变化被忽略。例如,在以上引用的最后示例中( $d_1 = 3\text{mm}$ 和 $d_2 = 30\text{mm}$ ,流速为 $1\text{cc/分}$ ),并使用长度为 $10\text{mm}$ 的腔810,腔的体积近似为 $7\text{cm}^3$ 。每一秒,在腔中所交换的液体的体积近似为 $0.017\text{cm}^3$ ,或者小于腔体积的 $1\%$ 。因此在冒充持续4秒或更少的时间内,小于交换的腔体积的 $1\%$ 。因此,腔中的液体可以被看作是静止的以用于以上描述的近似同步的测量。

[0140] 作为关于前文描述的实施方式的额外原因,当某些应用中优选地具有一设备,在该设备中流继续畅通地通过交替的导管,还可以通过简单地停止单个导管中的流来隔离液体。无论发生任何情况,可以在关闭导管的部分中的隔离液体上为了确定其性能和得到液体流速的目的而执行操作。根据应用的需要,关闭的部分可以在一端或两端被关闭。

[0141] 以上表述了一些可能的实施方式。存在设备的许多其他实施方式以控制通过导管的液体的流以使液体的一个或多个部分可以被隔离,这对于本领域的技术人员是显而易见的。

[0142] 这些实施方式可以作为“内置”于专用流线(flow line)或作为可以结合至流线的分离单元被提供。例如对于测量尿液流,该单元可以在两端都具有标准连接以允许其被连接在导尿管和采集袋之间或者可以被结合至引至采集容器的导尿管或引流管中。

[0143] 图9示意性地示出了用于测量来自临床患者(图中未示出)的尿液流的系统900的实施方式。图中显示的是导尿管910、传感器单元914、引流管918、采集袋920、以及控制系统930。系统900的可选择的组件是气泡捕捉器912和止回阀916。

[0144] 传感器单元914代表进行测量的位置。传感器单元914包括一个或多个加热元件或冷却装置和温度传感器。可以是本发明实施方式的任何一个,于此阐述的示例,如图2至8所示。

[0145] 控制系统930包括用于输入指令和数据的输入装置、软件和用于激活加热器/冷却器和传感器单元914中的温度传感器的相关电路,以及可选择的软件和相关电路及用于处理从传感器单元914获得的数据的组件、用于在视频显示器上显示结果或作为声音信号或与外部系统通信的组件。

[0146] 尽管已经通过图解的方式描述了本发明的实施方式,但是应该理解的是可以通过多种变化、修改和适应性的改变实施本发明,均不超出权利要求书的范围。

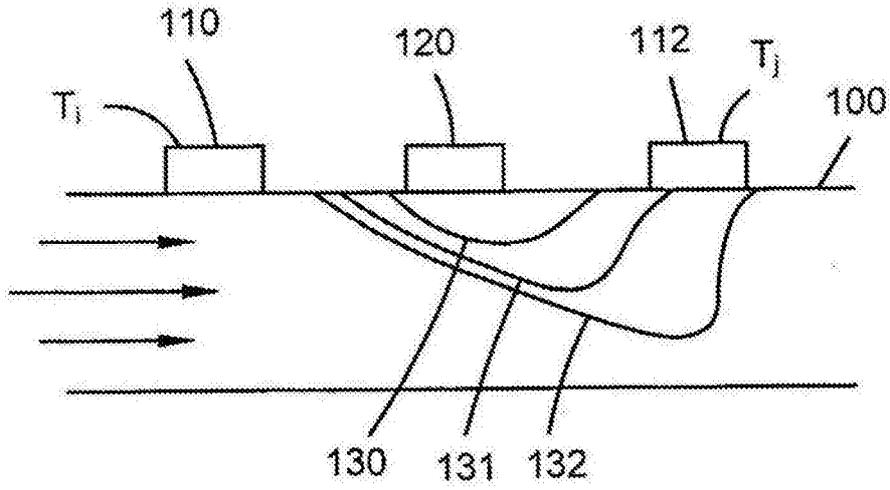


图1

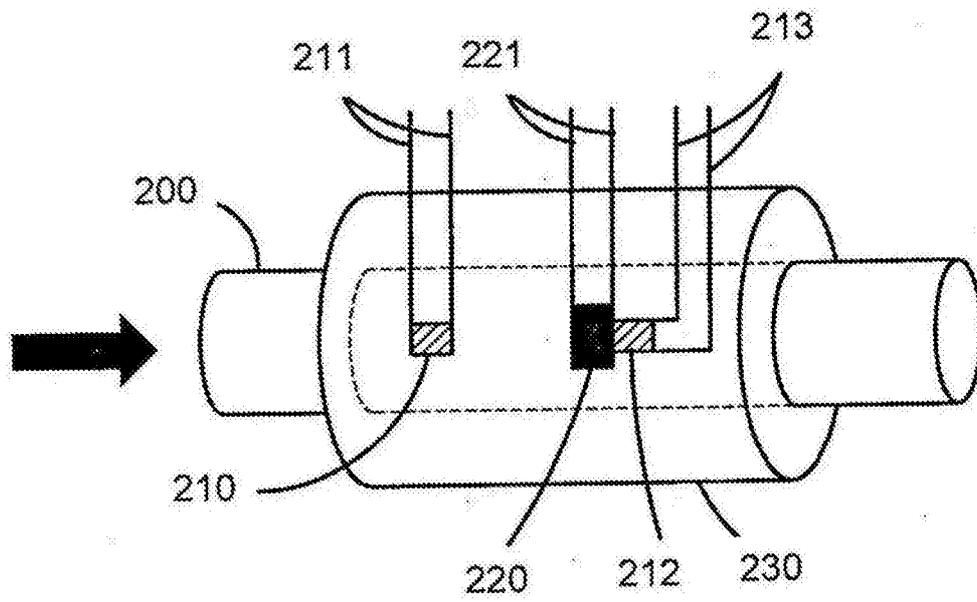


图2

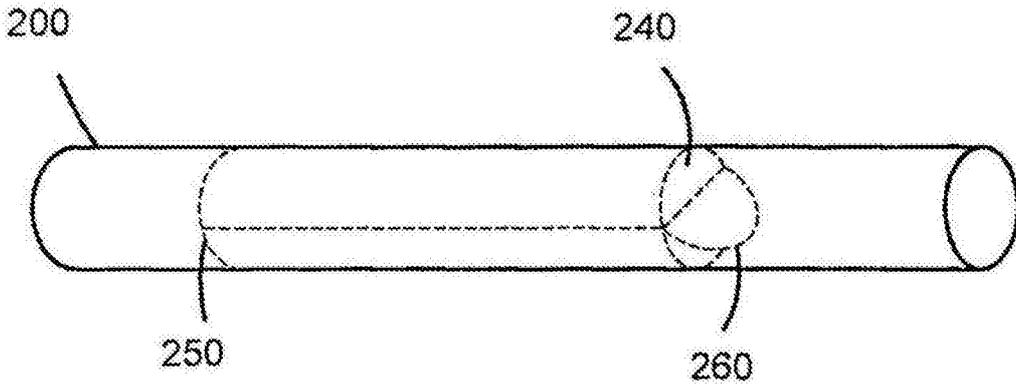


图3

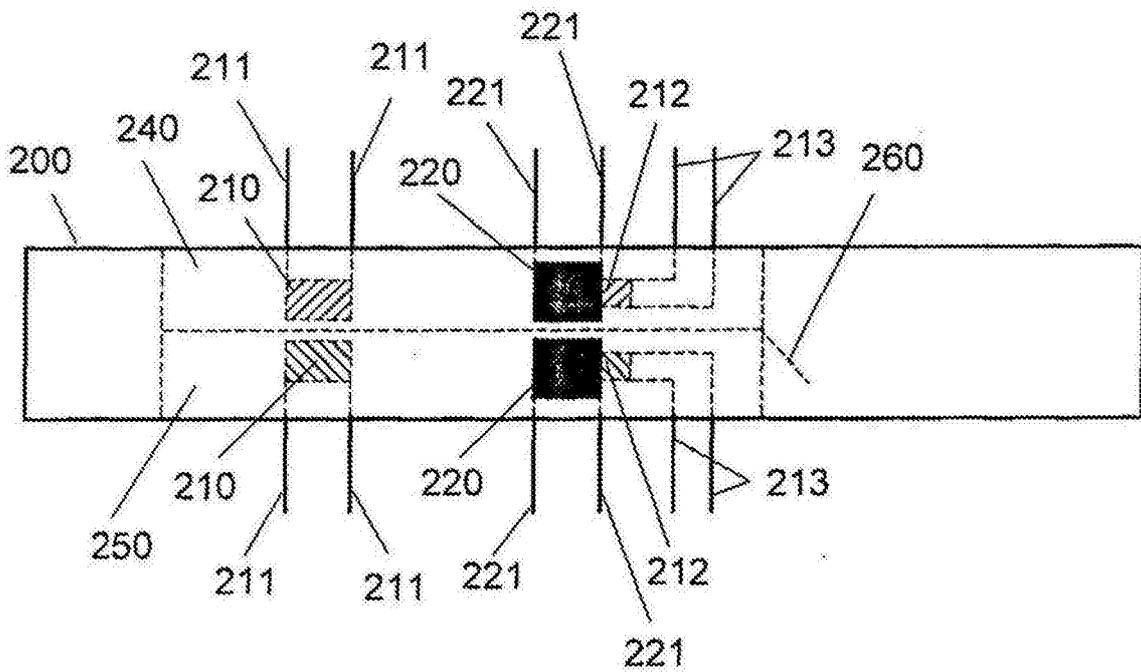


图4

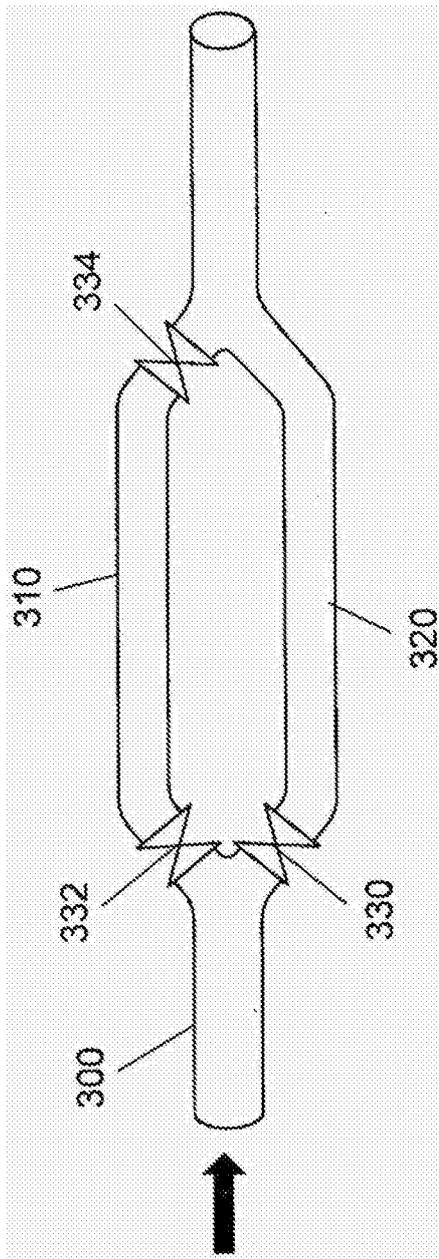


图5A

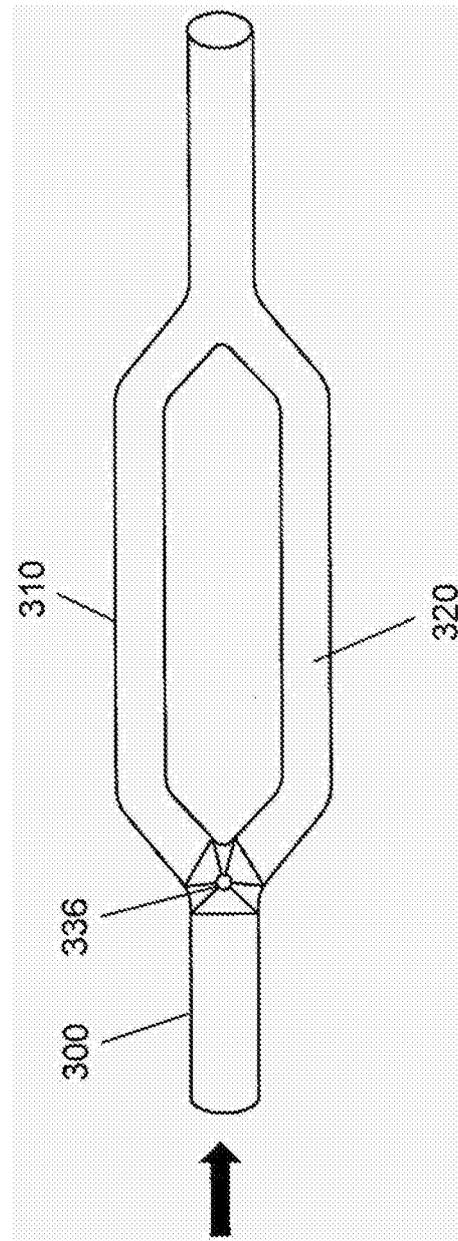


图5B

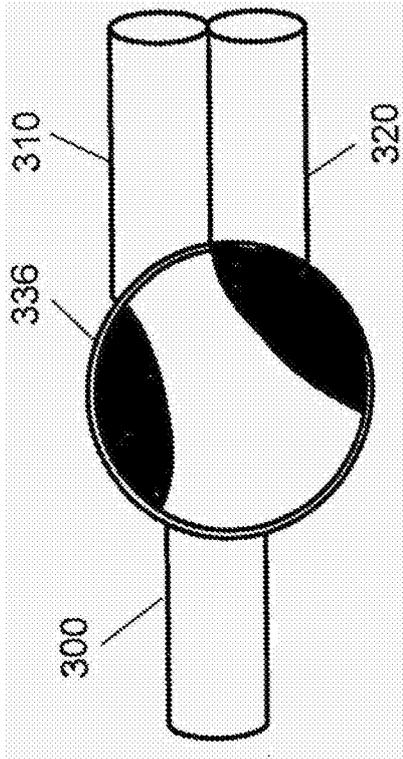


图5C

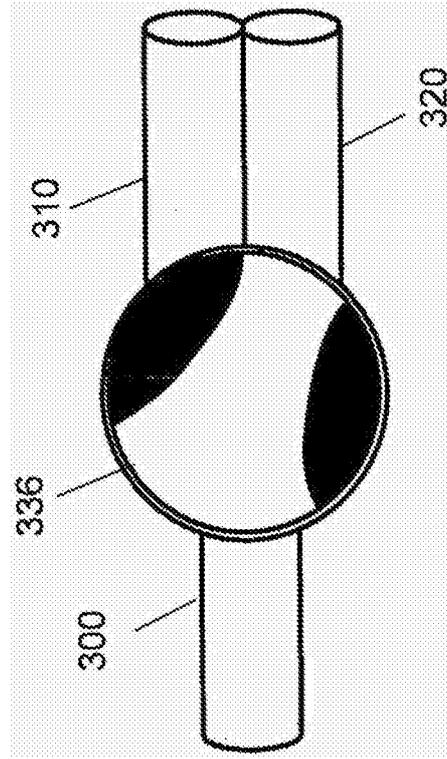


图5D

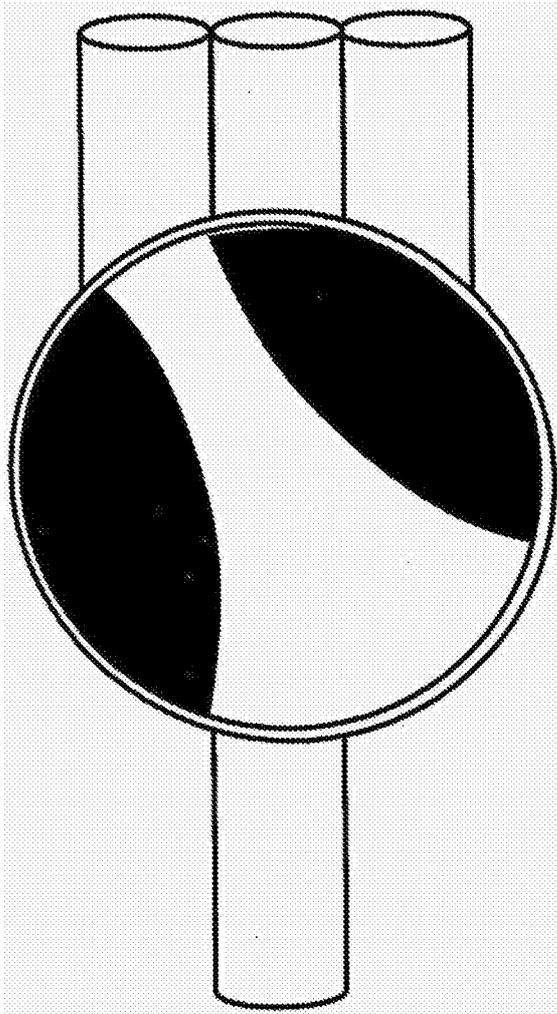


图5E

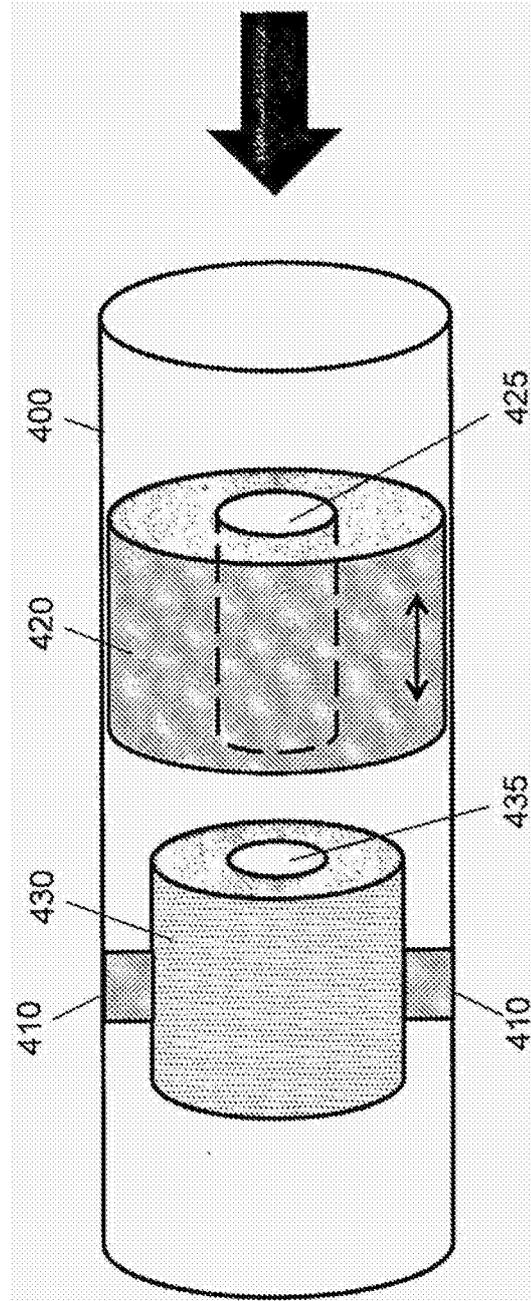


图6A

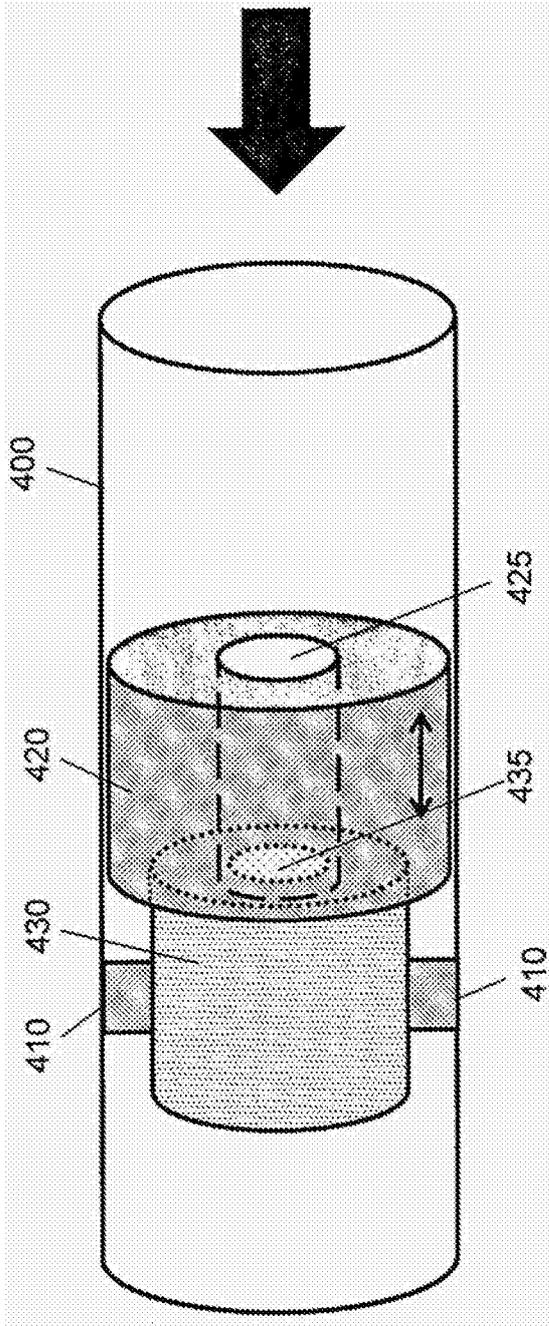


图6B

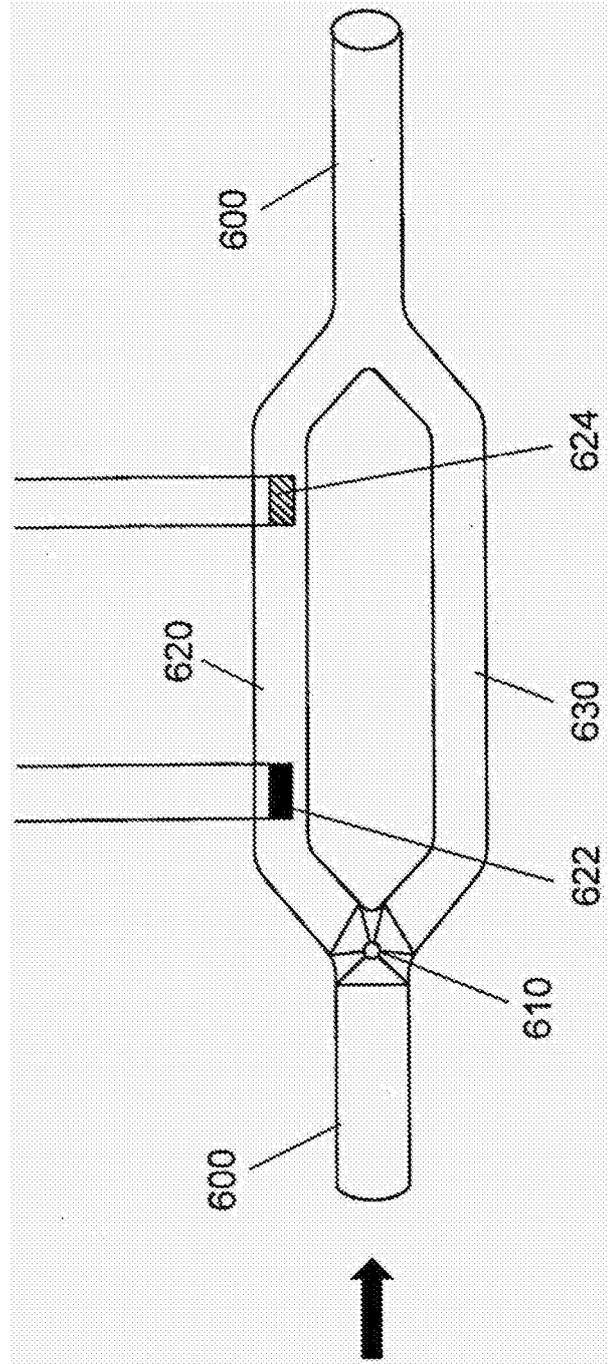


图7

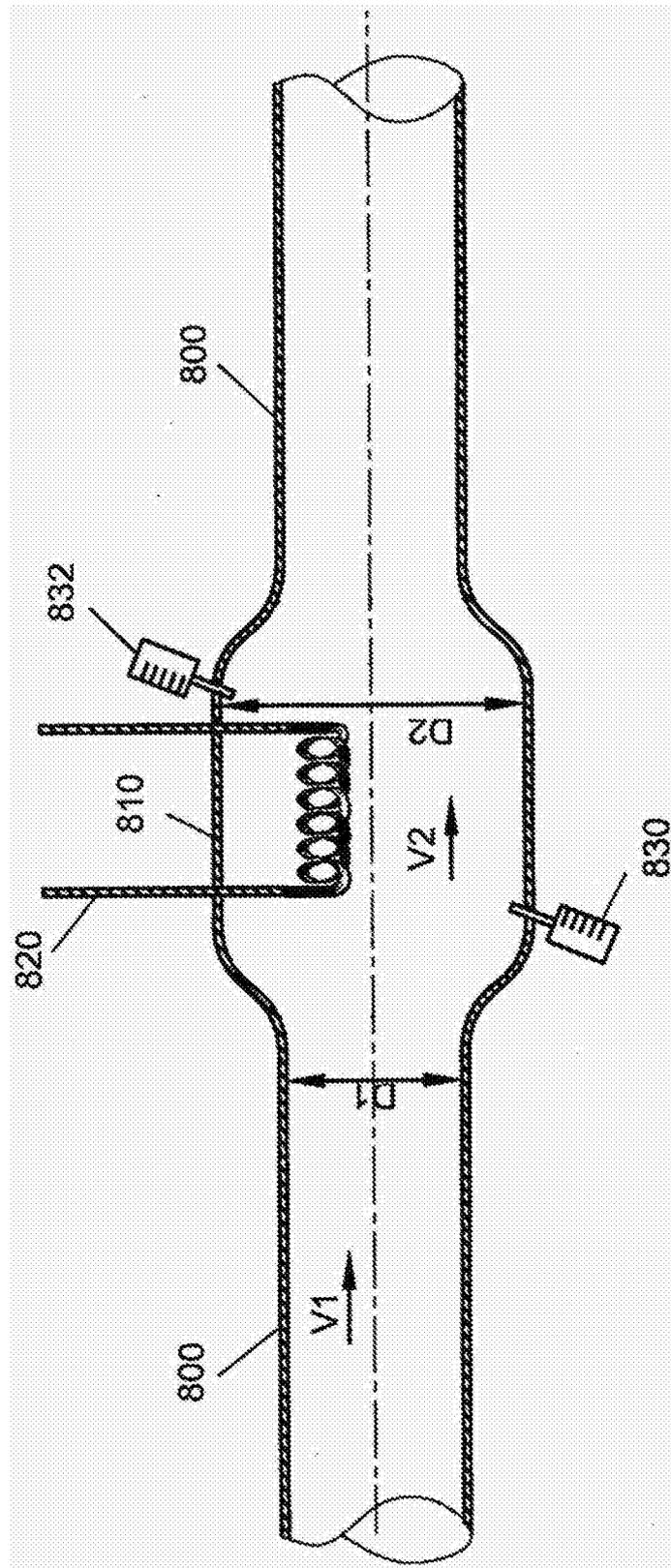


图8

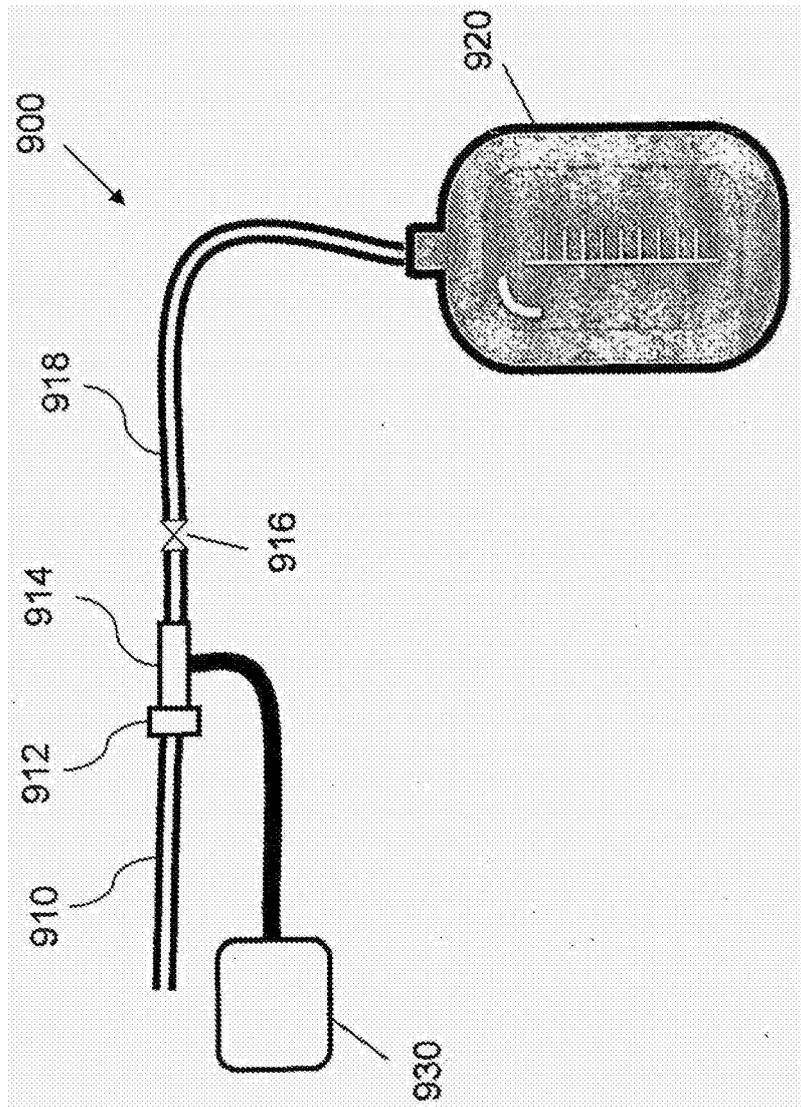


图9