



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110446454 A

(43)申请公布日 2019.11.12

(21)申请号 201880018824.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.03.12

代理人 李光颖

(30)优先权数据

62/472,963 2017.03.17 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.17

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/097(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/055991 2018.03.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/166928 EN 2018.09.20

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·P·格雷蒂

权利要求书3页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

用于压力脉动的主动抵消的系统和方法

(57)摘要

一种呼吸气体监测器设备(100),包括:泵(110),其被连接以抽吸呼吸空气流;压力传感器(150、160),其被连接以响应于所述呼吸空气流而测量空气压力信号;以及压力换能器(180c)。电路(170、180)被可操作地连接以测量跨所述压力传感器的流动。气体成分传感器(190、192、194)被布置为监测所述呼吸空气流中的目标气体。

1. 一种呼吸气体监测器设备(100),包括:

泵(110),其被连接以抽吸呼吸空气流;

压力传感器(150、160),其被连接以响应于所述呼吸空气流而测量空气压力信号;

压力换能器(180c);

电路(170、180),其被可操作地连接以测量跨所述压力传感器的流动;以及

气体成分传感器(190、192、194),其被布置为监测所述呼吸空气流中的目标气体。

2. 根据权利要求1所述的呼吸气体监测器设备,其中,所述电路(170、180)被可操作地连接以读取所述压力传感器并且驱动所述压力换能器以将纹波抵消压力脉动注入到呼吸空气流中以减少或消除所述呼吸空气流中的压力纹波,其中,所述纹波抵消压力脉动是由所述电路根据所述压力传感器测量到的所述空气压力信号来确定的;并且

其中,所述电路(170、180)通过操作来确定所述纹波抵消压力脉动,所述操作包括对由所述压力传感器(150)测量到的所述空气压力信号进行高通滤波或带通滤波。

3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的呼吸气体监测器设备,还包括压缩器(140),所述压缩器包括毛细管或节流孔;

其中,所述泵(110)被连接以抽吸所述呼吸空气流通过所述压缩器,并且所述压力传感器(150)被连接以测量指示跨所述压缩器的压力改变的所述空气压力信号。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的呼吸气体监测器设备,其中,所述电路(170、180)包括比例-积分-微分(PID)控制器和微处理器中的一种。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的呼吸气体监测器,其中,所述气体成分传感器包括:

红外光源(190),其被布置为发射红外光通过所述呼吸空气流;

带通滤波器(194),其被布置为对所述红外光进行滤波以使由所述目标气体吸收的波长通过;以及

光检测器(192),其被布置为在所述红外光被发射通过所述呼吸空气流并且由所述带通滤波器滤波之后检测所述红外光。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的呼吸气体监测器,其中,所述压力传感器(150、160)是以下中的一种:

(i) 差分压力传感器(150),其被连接以测量跨所述呼吸空气流的路径中的压缩器(140)的差分压力;或者

(ii) 表压传感器(160),其被连接以测量所述呼吸空气流的表压。

7. 一种用于衰减或消除呼吸气体监测器中的压力纹波的设备(100),所述设备包括:

泵(110),其被配置为从测量区域(130)抽吸呼吸空气;

压缩器(140),由所述泵抽吸的所述呼吸空气的至少一部分移动通过所述压缩器;

至少一个压力传感器(150、160),其被配置为测量流动通过所述压缩器的空气的压力值;以及

纹波抵消设备(180),其被配置为衰减或消除流动通过所述压缩器的所述呼吸空气中的至少一个压力纹波。

8. 根据权利要求7所述的设备(100),其中,所述脉动抵消设备(180)包括:

滤波器(180a),其被配置为从所述压力传感器接收所述压力值并且分离所述压力信号

的AC分量以生成纹波信号(185a)；

控制器(180b)，其被配置为根据所述纹波信号来生成换能器驱动信号(185b)；以及

压力换能器(180c)，其被配置为：根据所述换能器驱动信号来产生反相压力波形(185c)，并且将所述反相压力波形应用到从所述压缩器(140)流动到所述泵(110)的空气以取消所述空气中的所述脉动。

9. 根据权利要求7和8中的任一项所述的设备(100)，其中，所述至少一个压力传感器(150)被配置为测量流动通过所述压缩器(140)的空气(175a)的差分压力信号，所述至少一个压力传感器包括被设置在所述压缩器的入口和出口中的每个处的差分压力传感器。

10. 根据权利要求9所述的设备(100)，其中，

所述差分压力传感器(150)被配置为将测量到的差分压力信号(175a)输入到所述滤波器(180a)；并且

所述滤波器被配置为分离所述测量到的差分压力信号的AC分量以生成所述纹波信号(185a)。

11. 根据权利要求7-10中的任一项所述的设备(100)，还包括被配置为测量所述压缩器(140)的出口处的空气的压力值的表压传感器(160)；测量到的压力值由所述呼吸气体监测器用于计算存在于所述测量区域(130)中的气体的浓度。

12. 根据权利要求9-11中的任一项所述的设备(100)，还包括被配置为控制来自所述泵(110)的空气流的流动控制机构(170)，所述流动控制机构包括：

比较器(170a)，其被配置为：从所述差分压力传感器(150)接收所述差分压力信号(175b)，并且从期望的流速设定点信号中减去所述差分压力信号以生成流速误差信号(175b)；

泵控制器(170b)，其被配置为放大并且处理所述流速误差信号以生成泵控制信号(175c)；以及

泵驱动器(170c)，其被配置为：缓存所述泵控制信号以生成泵驱动信号(175d)，并且将所述泵驱动信号传输到所述泵(110)。

13. 根据权利要求12所述的设备(100)，其中，

所述泵驱动器(170c)被配置为在所述差分压力信号(175a)小于所述期望的流速设定点信号时增大所述泵(110)的速度；并且

所述泵驱动器(170c)被配置为在所述差分压力信号(175a)大于所述期望的流速设定点信号时减小所述泵(110)的速度。

14. 根据权利要求7-13中的任一项所述的设备(100)，其中，所述泵(110)被配置为将来自患者的空气抽吸首先通过测量区域(130)并且然后通过所述压缩器(140)，其中，所述压缩器被设置在所述泵与所述测量区域之间。

15. 根据权利要求7-14中的任一项所述的设备(100)，其中，所述压缩器(140)是节流孔或毛细管中的一种。

16. 一种呼吸气体监测方法(10)，包括：

利用泵(110)抽吸呼吸空气通过测量区域(130)，所述呼吸空气的至少一部分移动通过压缩器(140)；

利用至少一个压力传感器(150、160)测量流动通过所述压缩器的空气的压力信号

(175a) ;

利用纹波抵消设备(180)衰减或消除流动通过所述压缩器的所述呼吸空气中的至少一个压力纹波;并且

利用测量设备(190、192、194)测量呼出空气流中的目标气体。

17. 根据权利要求16所述的方法(10), 其中, 所述测量包括:

使用红外光源(190)发起红外光通过所述测量区域(130);

使用具有涵盖所述目标气体的吸收线的通带的带通滤波器(194)对所发起的红外光进行滤波;并且

使用光检测器(192)检测所发起的并且经滤波的红外光。

18. 根据权利要求16和17中的任一项所述的方法(10), 其中, 利用纹波抵消设备(180)衰减或消除流动通过所述压缩器的所述呼吸空气中的至少一个压力纹波还包括:

利用滤波器(180a)分离所述压力信号的AC分量以生成纹波信号(185a);

利用控制器(180b)根据所述纹波信号生成换能器驱动信号(185b);并且

利用压力换能器(180c)根据所述换能器驱动信号产生反相压力波形(185c), 并且将所述反相压力波形应用到从所述压缩器(140)流动到所述泵(10)的空气以取消所述空气中的脉动。

19. 根据权利要求16-18中的任一项所述的方法(10), 还包括:

利用比较器(170a)从期望的流速设定点信号中减去所述压力信号(175a)以生成流速误差信号(175b);

利用泵控制器(170b)放大并且处理所述流速误差信号以生成泵控制信号(175c);并且

利用泵驱动器(170c)缓存所述泵控制信号以生成泵驱动信号(170d), 并且将所述泵驱动信号传输到所述泵(110)。

20. 根据权利要求19所述的方法(10), 还包括:

利用所述泵驱动器(170c)在所述压力信号(175a)小于所述期望的流速设定点信号时增大所述泵(110)的速度;并且

利用所述泵驱动器(170c)在所述差分压力信号(175a)大于所述期望的流速设定点信号时减小所述泵(110)的速度。

用于压力脉动的主动抵消的系统和方法

技术领域

[0001] 下文总体涉及监测领域、呼吸领域、压力脉动监测领域、压力脉动抵消领域、气体浓度测量领域以及相关领域。

背景技术

[0002] 在侧流呼吸气体监测器(RGM)(也被称为转向RGM)中,呼吸气体的样本从患者沿样本管向下抽吸到RGM(呼吸气体监测器)的测量区域,其中,各种技术中的任意技术能够被用于测量呼吸气体的一种或多种成分的浓度,所述成分包括但不限于:二氧化碳(CO₂)、氧气(O₂)、一氧化二氮(N₂O)和卤化剂,诸如氟烷、安氟醚、异氟醚、七氟醚和地氟醚。这些气体成分的浓度的变化模式可能在患者的处置中具有临床意义。因此,期望提供对监测的气体浓度的一致、准确的时间记录以辅助对各种状况的诊断和处置。为此,气体采样的方式会对RGM的性能和准确度具有巨大影响。

[0003] 通常,小隔膜泵或类似空气移动设备被用于产生从患者到测量区域的气流。通过其操作的往复性质,这样的泵倾向于以脉动方式移动样本气体,在样本线中(尤其是在泵附近)产生显著的压力变化(即,纹波)。其他类型的机械空气泵类似地倾向于引入归因于通常以循环频率或者其倍数(例如,循环频率的两倍)的泵动机制的循环性质的压力纹波。取决于压力变化的幅度和频率,这些压力变化会干扰流速测量和气体浓度测量。

[0004] 先前已经被用于应对这些压力脉动(即,纹波)的两种方法包括:(1)提供空气“储存器”以吸收并且衰减所述脉动,将脉动的幅度有效地降低到可管理的水平;以及(2)对压降测量结果进行低通滤波以衰减所述脉动。这两种方法都具有缺点。当有效时,储存器方法添加了显著的物理体积,其在空间受到重视的情况下是不利的,并且存在减小RGM的物理体积的显著期望。

[0005] 低通滤波方法添加很少的物理体积,但是对衰减或消除气体采样系统中的压力脉动不起作用。由于和与流动相关联的压降相比较脉动会是非常大的,因而除非采用具有非常宽的压力感测范围的传感器,否则这产生压力传感器饱和的风险。如果传感器饱和,则低通方法产生流速测量的误差,但是除非选取非常昂贵、高准确度的传感器,否则选择宽范围的传感器(与期望的测量相比较)通常导致不良的测量准确度。此外,该技术允许未衰减的压力脉动在测量区域中出现,产生气体浓度测量的误差。

[0006] 在本文中公开的改进解决了呼吸气体监测系统、方法等的前述缺点以及其他缺点。

发明内容

[0007] 根据一个说明性范例,一种呼吸气体监测器设备,包括:泵,其被连接以抽吸呼吸空气流;压力传感器,其被连接以响应于呼吸空气流而测量空气压力信号;以及压力换能器。电路被可操作地连接以测量跨所述压力传感器的流动。气体成分传感器被布置为监测呼吸空气流中的目标气体。

[0008] 根据另一说明性范例,提供了一种用于衰减或消除呼吸气体监测器中的压力纹波的设备。所述设备包括:泵,其被配置为从测量区域抽吸呼吸空气;以及压缩器,由所述泵抽吸的呼吸空气的至少一部分移动通过所述压缩器。至少一个压力传感器被配置为测量流动通过所述压缩器的空气的压力值。纹波抵消设备被配置为衰减或消除流动通过所述压缩器的呼吸空气中的至少一个压力纹波。

[0009] 根据另一说明性范例,一种呼吸气体监测方法,包括:利用泵抽吸呼吸空气通过测量区域,所述呼吸空气的至少一部分移动通过压缩器;利用至少一个压力传感器测量流动通过所述压缩器的空气的压力信号;利用纹波抵消设备衰减或消除流动通过所述压缩器的所述呼吸空气中的至少一个压力纹波;并且利用测量设备测量呼出空气流中的目标气体。

[0010] 一个优点在于移除了空气压力信号中的压力脉动。

[0011] 另一优点在于在没有压力脉动的情况下测量空气中的气体。

[0012] 另一优点在于通过移除压力脉动来控制泵中的流动。

[0013] 另一优点在于测量了呼吸空气中的不同气体的浓度。

[0014] 本领域普通技术人员在阅读并且理解了下文的详细说明之后,将意识到本公开的进一步的优点。将意识到,给定实施例可以提供这些优点中的没有一个、一个、两个或更多个优点。

附图说明

[0015] 本公开可以采取各种部件和部件布置以及各种步骤和步骤安排的形式。附图仅仅是出于图示优选实施例的目的,而不应当被解读为对本公开的限制。

[0016] 图1图解性地图示了根据一个方面的呼吸气体监测器设备;并且

[0017] 图2是对图1的设备的校准过程的示范性流程图。

具体实施方式

[0018] 在RGM中,呼吸气体流通常被调节到相对恒定的速率以避免气体浓度记录(即,波形)的短暂失真。该流动调节常常通过将压缩器(诸如节流孔或毛细管)引入到气体流动路径中并且控制泵驱动水平被控制以维持跨压缩器的恒定压降来完成。由于压降是流速的直接函数,因而维持恒定压降产生恒定流速。然而,在泵诱发的压力脉动的情况下,压降中的脉动的幅度会是大的,并且甚至可以超过流动诱发压降的幅度,其对于流速测量和控制的准确度会是有问题的。

[0019] 由样本线中的压力脉动潜在地引入的另一问题在于:压力脉动在RGM的测量区域中的气体样本上出现。气体浓度测量会受测量区域中的气体的温度和压力影响,因此,任何显著的压力脉动都会干扰那些测量的准确度。

[0020] 下文涉及采用侧流(即,转向)流动装置的呼吸气体监测器(RGM)设备中的改进,其中,提供泵以将样本气体从主呼吸回路抽吸到馈送RGM设备的侧流中。所述泵产生将流动抽吸到侧流中的负压(“真空”)。隔膜泵是常用的,其产生叠加有“纹波”压力变化分量的恒定或平均负压。平均负压能够是大约1psi,而纹波可能是可比较的,例如,0.5psi。其他类型的泵还使用类似地通常引入压力纹波的循环泵送周期来操作。该纹波在采样室中产生压力变化。由于CO₂或其他气体测量是压力相关的,因而纹波会引入呼吸气体测量误差。

[0021] 下文描述了提供音频换能器以降低或消除由泵引入的压力纹波的经改进的RGM设备。在一些说明性实施例中,换能器控制电路包括测量压缩器(即,节流孔或毛细管)上的压降的差分压力传感器以及对测量到的压力进行滤波以提取纹波的高通滤波器或带通滤波器。经高通滤波的信号被转换并且被应用于驱动音频换能器以生成相反纹波,所述相反纹波降低或抵消由泵产生的纹波。因此,换能器被用于提供从流体泵输出的更均匀的压力。

[0022] 存在感测流动的许多种方式,包括但不限于:热线、由微分时间延迟造成的超声感测,以及测量跨流动路径中的障碍的压降等。下文描述了压降/障碍方法,但是可以适于其他流动感测技术。利用流动感测的压降/障碍方法,使用“压缩器”设备。压缩器基本上是放置在流动路径中的任意障碍。对流动的障碍在空气(气体)通过障碍时所述障碍的“背风”侧上的相对压降。该压力差是流动的函数。压力传感器测量障碍之前与障碍之后的压力差,由此响应于并且代表经过障碍的气流而产生电气信号。

[0023] 最常见的压缩器类型是节流孔。节流孔是非常便宜的,但是具有高度非线性并且对于温度和各种气体性质高度敏感的缺点。另一种类型的压缩器是毛细管,其是高度线性的并且对于温度和误差的其他源较不敏感。以这种方式使用的毛细管有时被称为“线性流动转换器”。

[0024] 现在参考图1,包括用于衰减或消除压力纹波的部件的呼吸气体监测器(RGM)设备100的示意性图示。RGM设备100包括空气移动设备,诸如隔膜泵110,其被连接以抽吸患者的呼吸空气流。在典型的侧流配置中,呼吸空气从鼻插管、气管插管或其他患者附件抽吸。RGM设备100还包括流动压缩器140,由泵抽吸的呼吸空气的至少一部分移动通过流量压缩器140。泵110被连接以通过样本管段120a将来自患者的呼吸气体流抽吸到侧流区域130中。空气然后流动到压缩器140,压缩器140被设置在泵110与测量区域130之间。泵110然后从压缩器140接收空气。最终,由泵110抽吸的空气可以任选地在穿过净化设备(未示出)之后被释放到周围空气。样本管段120b提供与用于测量跨压缩器140的差分压力的差分压力传感器150的连接以及与任选表压传感器160的连接。在一些范例中,压缩器140能够是毛细管或节流孔。

[0025] 设备100还包括至少一个压力传感器150,其被连接以响应于通过压缩器140的呼吸空气流而测量空气压力信号。例如,通过压缩器140的呼吸气体流产生跨压缩器的压降。在该范例中,压力传感器150是测量压缩器140的从入口到出口的压力降低的差分压力传感器。压力传感器150被配置为测量该压降并且产生代表跨压缩器140的压降(并且因此代表通过压缩器的气体流动的速率)的差分压力信号175a。在一些范例中,泵110被连接以抽吸呼吸空气流通过压缩器140,并且压力传感器150被连接以测量指示跨所述压缩器的压力改变的空气压力信号。压缩器140和压力传感器150用于维持恒定速率的气流。控制机构(诸如泵控制器(未示出))驱动泵110以维持跨压缩器的恒定压降(如由差分压力传感器所测量到的)。设备100任选地还包括表压传感器160,其被布置为监测呼吸空气的压力。表压传感器160被配置为测量在测量区域130的出口处的压力,并且因此表示测量区域130中的呼吸空气的压力。该表压测量任选地被用在任意给定时间存在于测量区域130中的呼吸气体样本中的目标气体(例如,在RGM设备100是二氧化碳检测计的情况下的二氧化碳)的浓度的计算中。在说明性范例中,目标气体测量设备是光学测量设备,其包括红外光源190、光检测器192以及带通滤波器194。红外光源190被布置为发起传输通过测量区域130并且更特别地通

过测量区域130中的呼吸空气流的红外光。带通滤波器194被布置为对红外光进行滤波以使由目标气体吸收的波长(亦即,带通滤波器194具有涵盖目标气体的吸收线(例如,在二氧化碳检测计的情况下二氧化碳的4.3微米吸收线)的通带)通过。光检测器192被布置为在红外光被传输通过呼吸空气流并且由带通滤波器194进行滤波之后检测所述红外光。基于检测到的红外光强度例如由微处理器或者其他电子处理器196来计算目标气体浓度或分压。呼吸空气中的目标气体的较高浓度产生更多吸收并且因此产生降低的传输的并且经带通滤波的红外光强度。任选地,对目标气体的浓度或分压的确定考虑会影响测量结果的已知因素,诸如,如由表压传感器160测量到的呼吸空气的压力和/或在缺少呼吸空气流的情况下测量到的校准红外强度。电子处理器196还可以任选地计算临床有效值,诸如在实施二氧化碳测定的RGM设备100的情况下的呼气末二氧化碳(etCO₂)。目标气体测量结果和/或导出的临床值(诸如etCO₂)被显示在RGM显示器198上(例如,将目标气体浓度或分压和/或导出的临床量示出为实时数值和/或趋势线等的LCD显示器)。附加地或备选地,数据可以经由有线或无线通信链路(未示出,例如有线或无线以太网链路、蓝牙链路等)来关闭RGM设备100。电子处理器196还可以任选地执行各种RGM设备控制功能,诸如将期望的流速输出到流动控制机构170。

[0026] 说明性光学目标气体测量设备190、192、194仅仅是说明性范例,并且更一般地,任何类型的目标气体测量设备可以被用于测量流动通过测量区域130的呼吸空气中的目标气体的浓度或分压。

[0027] 在一些范例中,泵110是往复或循环操作设备,其以脉动的方式移动空气(即,呼吸气体),由此在管段120c中产生显著压力脉动(即,压力纹波)。如果这些压力脉动经由压缩机140和样本管段120b被传输到测量区域130,那么其会导致测量误差。脉动的幅度可能在穿过管段120c、120b和压缩机140之后稍微降低,但是该衰减可能不足以防止显著脉动波形出现在由表压传感器160中完成的测量中。这些脉动会产生存在于测量区域130中的呼吸气体样本的成分的测量浓度的误差。

[0028] 设备100还能够包括被配置为控制其各种操作(例如,流动控制、脉动抵消等)的电路。为了控制流动操作,设备100的电路能够包括具有比较器170a、泵控制器170b以及以反馈控制配置来布置的泵驱动器170c的流动控制机构170。比较器170a被配置为从差分压力传感器150接收差分压力信号175a。从此,比较器170a被配置为从期望的流速设定信号中减去差分压力信号175a(即,通过压缩机140的流速)以产生或生成指示期望的流速与实际流速之间的差的流速误差信号175b。泵控制器170b被配置为放大并且处理流速误差信号175b以产生或生成泵控制信号175c,其被用于驱动泵驱动器170c。泵驱动器170c被配置为缓存泵控制信号175c以产生或生成泵驱动信号175d,其被传输到泵110并且被用于驱动所述泵。如果差分压力信号175a指示流速小于期望的流速,则结果误差信号170b指示流速应当通过增大泵110的速度来增加。当这发生时,泵驱动器170c被配置为增大泵110的速度。相反地,如果差分压力信号175a指示流速大于期望的流速,则结果误差信号170b指示流速应当通过减小泵110的速度来减小。当这发生时,泵驱动器170c被配置为减小泵110的速度。泵控制器170b被配置为以将产生稳定的稳态流速的方式来控制泵110。设想到了泵110的其他类型的反馈控制。还设想到了以在没有反馈控制的情况下(即,以开环方式)来操作泵110。

[0029] 如在本文中所公开的,提供闭环控制纹波抵消设备180以抵消并且由此减少或消

除由泵110的循环操作引入的压力纹波。为了提供压力脉动抵消,设备100包括压力换能器180c(或者其他适合的设备),其引入与由泵110产生的“相反的”压力纹波,以便抵消泵110的压力纹波。电路180a、180b被可操作地连接以读取压力传感器150并且驱动压力换能器180c以将纹波抵消压力脉动注入到呼吸空气流中以减少或者消除呼吸空气流中的压力纹波。纹波抵消压力脉动由电路180a、180b根据由压力传感器150测量到的空气压力信号来确定。在其他设想到的实施例中,使用由表压传感器160测量到的表压,并且替代地控制那些纹波。这可以具有使纹波控制驱动器更接近二氧化碳检测计传感器的优点。压力脉动的抵消是利用闭环控制纹波抵消设备180来完成的,闭环控制纹波抵消设备180被配置为衰减或消除流动通过压缩器140的呼吸空气中的至少一个压力纹波。说明性纹波抵消设备180包括高通滤波器180a、控制器180b以及音频换能器(或者类似空气移动设备)180c。由差分压力传感器150测量到的差分压力信号175a的AC分量代表由泵110产生的压力脉动。高通滤波器180a被配置为从压力传感器150接收压力值并且分离出并且隔离信号的该AC分量以生成使得在不考虑差分压力信号175a的流速相关分量的情况下仅表示那些脉动的脉动或纹波信号185a。高通滤波器180a的截止频率被选取未使与压力纹波相对应的AC分量通过。将意识到,高通滤波器180a可以由带通滤波器来替换,选取其下截止频率和上截止频率,使得纹波信号处在通带内。另一方面,带通滤波器180a的(下)截止频率应当足够高以移除DC压力分量,使得滤波器180a的输出单独对应于压力纹波分量。控制器180b被编程或者被调谐为根据纹波信号产生或生成换能器驱动信号185b以驱动音频换能器180c。音频换能器180c根据消除并且基本上取消由泵110产生的压力脉动(纹波)的换能器驱动信号185b来产生或生成反相压力波形185c,其目标是产生从高通滤波器180a输出的最小信号。换能器180c被配置为将反相压力波形应用到从压缩器140流动到泵110的空气以取消空气中的脉动。在一些实施例中,控制器180b是具有比例(P)、积分(I)和微分(D)参数的比例-积分-微分(PID)控制器。PID控制器可以使用模拟电路(例如,运算放大器)和/或数字电路(例如,微处理器或者微控制器)来实施。控制器180b还能够是某种其他类型的反馈控制器(例如,PI控制器)。

[0030] 现在参考图2,RGM设备100被配置为执行呼吸气体监测方法10。在12处,利用泵110抽吸呼吸空气通过测量区域130。呼吸空气的至少一部分移动通过压缩器140。在14处,利用至少一个压力传感器150测量流动通过压缩器140的压力的压力信号175a。

[0031] 在16处,利用纹波抵消设备180a、180b、180c衰减或消除流动通过压缩器140的呼吸空气中的至少一个压力纹波。所述衰减或消除包括利用滤波器180a来分离压力信号的AC分量以生成纹波信号185a。利用控制器180b根据纹波信号185a来生成换能器驱动信号185b。利用压力换能器180c根据换能器驱动信号185b来生成反相压力波形185c。波形185c然后由换能器180c应用到从压缩器140流动到泵110的空气以取消空气中的脉动。应当注意,由于反相压力波形185c取消了样本管段120c内由泵110产生的压力纹波,因而该消除也移除了针对样本管段120c的所有“上游”由泵110产生的压力纹波,特别是在压缩器140中和进一步的“上游”测量区域130中产生的压力纹波。

[0032] 在18处,空气的流动任选地利用流动控制机构170a、170b、170c来控制。(注意,并行地执行操作16和18)。这样做,比较器170a被配置为从期望的流速设定点信号175a中减去压力信号以生成流速误差信号175b。泵控制器170b被配置为放大并且处理流速误差信号175b以产生或生成泵控制信号175c,其被用于驱动泵驱动器170c。泵驱动器170c被配置为

缓存泵控制信号175c以产生或生成泵驱动信号175d,其被传输到泵110并且被用于驱动泵。当差分压力信号175a指示流速小于期望的流速时,泵驱动器170c被配置为增大泵110的速度。当差分压力信号175a指示流速大于期望的流速时,泵驱动器170c被配置为减小泵110的速度。

[0033] 在20处,利用表压传感器160来测量呼出空气流中的目标气体。(再次地,操作20与操作16、18并行地执行)。

[0034] 返回参考图1,设备100的电路(例如,具有比较器170a、泵控制器170b和泵驱动器170c、高通滤波器180a以及控制器180b和电子处理器196的流动控制机构)的电路能够被实施为一个或多个微处理器、微控制器、FPGA、或者(一个或多个)其他数字设备、和/或通过模拟电路来实施。

[0035] 将意识到,设备100的说明性计算、数据处理或数据接口部件可以被实施为存储由电子处理器(例如,电子处理器196)可运行以执行所公开的操作的指令的非瞬态存储介质。所述非瞬态存储介质例如可以包括:硬盘驱动器、RAID或者其他磁性存储介质;固态驱动器、闪存驱动器、电可擦只读存储器(EEROM)或者其他电子存储器;光盘或者其他光学存储;其各种组合;等。

[0036] 已经参考优选实施例描述了本公开内容。在阅读并且理解了前述详细描述之后可以想到修改和变更。本公开旨在被理解为包括所有这样的修改和变型,只要其落入权利要求书或者其等价方案的范围之内。

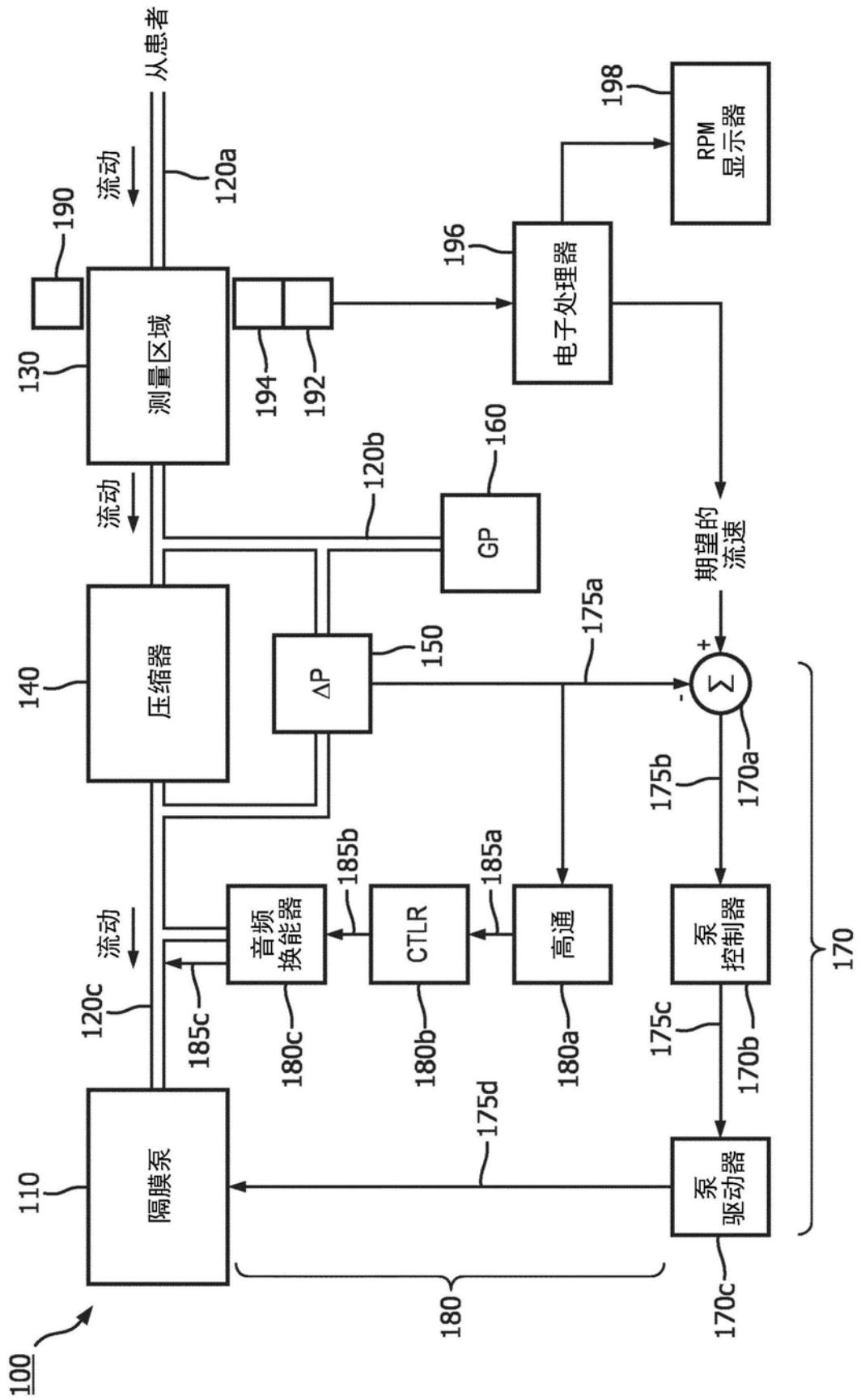


图1

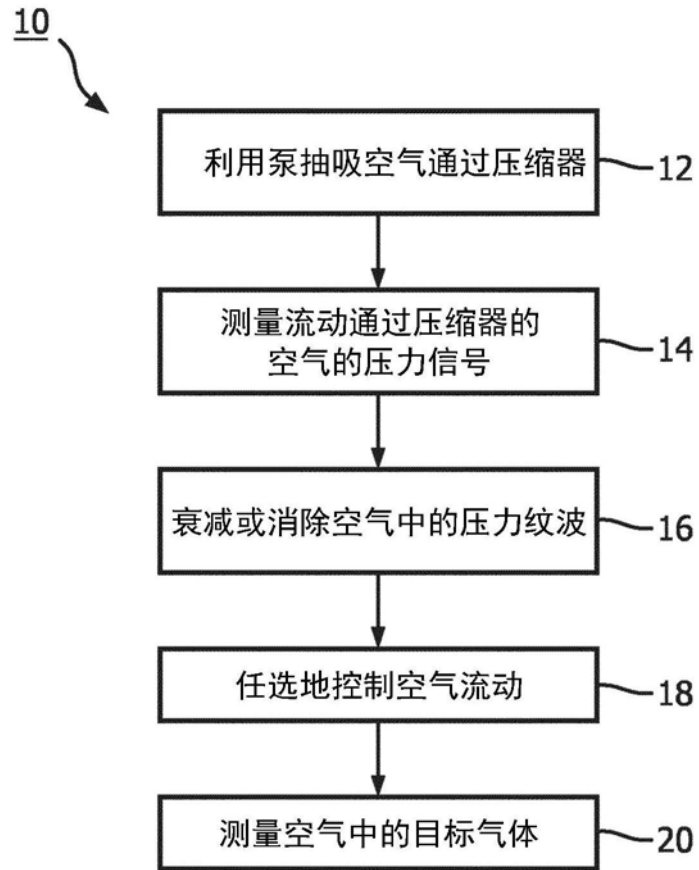


图2

专利名称(译)	用于压力脉动的主动抵消的系统和方法		
公开(公告)号	CN110446454A	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201880018824.8	申请日	2018-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	EP格雷蒂		
发明人	E·P·格雷蒂		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/097		
CPC分类号	A61B5/0803 A61B5/082 A61B5/097 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B2562/0233 A61B2562/0247		
代理人(译)	李光颖		
优先权	62/472963 2017-03-17 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种呼吸气体监测器设备(100)，包括：泵(110)，其被连接以抽吸呼吸空气流；压力传感器(150、160)，其被连接以响应于所述呼吸空气流而测量空气压力信号；以及压力换能器(180c)。电路(170、180)被可操作地连接以测量跨所述压力传感器的流动。气体成分传感器(190、192、194)被布置为监测所述呼吸空气流中的目标气体。

