



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110832320 B

(45) 授权公告日 2021.09.24

(21) 申请号 201880042565.2

(22) 申请日 2018.07.02

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 110832320 A

(43) 申请公布日 2020.02.21

(30) 优先权数据  
17179646.9 2017.07.04 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2019.12.25

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2018/040547 2018.07.02

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02019/010110 EN 2019.01.10

(73) 专利权人 身体感官公司  
地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 库尔特·诺伊贝克

(74) 专利代理机构 上海弼兴律师事务所 31283  
代理人 薛琦

(51) Int.Cl.  
G01N 33/497 (2006.01)

(56) 对比文件  
GB 2534173 A, 2016.07.20  
CN 103512926 A, 2014.01.15  
GB 2534173 A, 2016.07.20  
CN 103512926 A, 2014.01.15  
CN 104237456 A, 2014.12.24  
CN 1672182 A, 2005.09.21  
CN 106198859 A, 2016.12.07  
CN 101073007 A, 2007.11.14

审查员 李莹哲

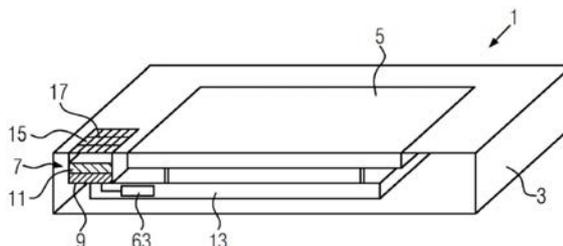
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

用于便携式电子装置的呼吸传感装置

(57) 摘要

本发明涉及用于便携式装置的呼吸传感装置,特别是便携式电信装置或可穿戴装置,该传感装置包括声波传感装置,例如麦克风;和气体传感装置,本发明还涉及包括这种传感装置的电子装置。另外,提供了允许基于声波传感装置的输出信号来校准气体体积的方法。



1. 一种呼吸传感装置,用于便携式装置,该呼吸传感装置包括:  
声波传感装置,  
气体传感装置(11,43),其对至少一种类型的分子敏感,  
还进一步包括信号分析装置(63),其配置为确定从声波传感装置(9,23)接收的对总电信号的直流电信号贡献,并配置为在预定的时间范围内对该直流电信号积分,其中,所述信号分析装置(63)进一步配置为在预定时间范围内对从所述气体传感装置(43)接收的电信号积分,并确定从所述气体传感装置(43)接收的电信号的积分与直流电信号的积分的比值。
2. 如权利要求1所述的呼吸传感装置,其中,所述气体传感装置(11,43)是基于金属氧化物、碳纳米管、金纳米颗粒、硅纳米线、石英晶体微天平、比色传感器以及导电聚合物中的至少一种。
3. 如权利要求2所述的呼吸传感装置,其中,所述气体传感装置(11,43)是基于氧化锡。
4. 如权利要求2所述的呼吸传感装置,其中,所述气体传感装置(11,43)设置在所述声波传感装置(9,23)的可移动板(25)中或可移动板(25)上或可移动板(25)的上方,或所述声波传感装置(9,23)的固定板(31)中或固定板(31)上或固定板(31)的上方。
5. 一种便携式电子装置,其包括如权利要求1-4中任一项的呼吸传感装置。
6. 如权利要求5所述的便携式电子装置,其进一步包括:  
具有孔(15)的壳体(3),其中所述呼吸传感装置(7,21)的所述气体传感装置(11,43)和所述声波传感装置(9,23)均位于所述孔(15)内和/或与所述孔(15)对准。
7. 一种使用如权利要求1所述的呼吸传感装置传感器或动物的呼吸的方法,其包括以下步骤:  
确定从所述声波传感装置接收的对总电信号的直流电信号贡献,和  
在预定时间范围内对所述直流电信号进行积分,以确定与呼吸的气体体积成比例的信号。
8. 如权利要求7所述的方法,其中,所述时间范围的开始由时间点触发,在该时间点所述直流电信号贡献超过预定的第一阈值。
9. 如权利要求7中所述的方法,其中,所述时间范围的结束由随后的时间点触发,在该随后的时间点,所述直流电信号贡献下降到预定的第二阈值以下,或者所述直流电信号贡献的积分超过第三阈值。
10. 如权利要求7中所述的方法,进一步包括步骤:基于从所述气体传感装置接收的信号和与气体体积成比例的信号确定比值,并且使用代表通过不同传感方法获得的比率的值来校准该比值。

## 用于便携式电子装置的呼吸传感装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于便携式电子装置的呼吸传感装置。此外,本发明涉及包括这种呼吸传感装置的便携式装置,以及用于估算所传感的气体的体积的方法。本发明特别感兴趣的是用户的呼吸传感装置,以识别与疾病有关的一个或多个特定分子。

### 背景技术

[0002] 这种呼吸传感装置已知是呼吸测试仪的形式,例如,用以估算消耗的酒精量。已知的装置相当庞大,并且具有很高的能耗。这使得难以将它们集成到便携式电子装置中,例如智能电话或一般的可穿戴装置,以向用户提供气体检测功能,例如用于在用来定期通信或工作的电子装置中检测他们的环境或他们的健康。

[0003] 另外,那些气体传感器相当昂贵,这特别涉及到它们必须满足的确定气体体积的功能。实际上,为了能够在环境空气或用户的呼吸中获得给定分子的浓度,必须对要分析的空气体积进行校准。对于呼吸测试仪,精确的校准是必要的,并且需要相当庞大和昂贵的机构来实现,该机构具有进气管和排气管,还具有机械弹簧负荷开关,只要尚未达到校准体积,开关就会允许气流进入分析室,然后切换管道系统,使得额外的空气直接通过排气管排出,无需进入测量室。

[0004] 其它方法尝试通过使用基于统计数据、装置的几何形状和/或进气时间的软件算法对气流建模来摆脱体积校准的机械部分,到目前为止,这些模型尚未提供足够可靠的结果。

[0005] 此外,具有化学传感器的便携式电子装置在例如US 2014/0208829A1或US2015/0226585A1中可以获知。

### 发明内容

[0006] 本发明的一个目的是提供一种呼吸传感装置,其克服了本领域观察到的问题。特别地,本发明的一个目的是提供一种呼吸传感装置,其建立与用户呼吸的气体体积成比例的量度。

[0007] 本发明的目的通过根据权利要求1的用于便携式电子装置的第一呼吸传感装置来实现。本发明的用于便携式电子装置,特别是便携式电信装置或可穿戴装置的呼吸传感装置包括:声波传感装置,特别是麦克风、至少对一种类型的分子敏感的气体传感装置,和第一和第二气流传感装置,其中,声波传感装置、气体传感装置和第一气体传感装置设置为使得它们可接近气流,尤其是用户的呼吸,而第二气流传感装置与气流隔离。由于装置的移动或环境的影响,使用第二气流检测装置,可以将来自用户呼吸的气流贡献与进入装置的气流区分开。

[0008] 根据一个实施例,呼吸传感装置可包括多于一个的气体传感装置,以能够传感多于一种类型的分子。

[0009] 根据一个实施例,第一和第二呼吸传感装置可以是相同的类型,特别是热敏电阻

或湿度传感器或风速计,特别是热线风速计。使用这些传感器,可以获得可靠的流量数据,并且这些流量数据易于集成到包括声波传感装置和气体传感装置的传感装置中。

[0010] 该目的还通过根据权利要求3的用于便携式电子装置,特别是便携式电信装置或可穿戴装置的第二呼吸传感装置来实现,该呼吸传感装置包括:声波传感装置,特别是麦克风,以及至少对一种类型的分子敏感的第一气体传感装置,以及至少对另一种类型的分子,特别是CO<sub>2</sub>敏感的第二气体传感装置或湿度传感器。尽管环境空气中的二氧化碳浓度按体积计约为0.04%,但呼出气体中的二氧化碳浓度按体积计约为3.5%至5%。使用响应于二氧化碳的第二气体传感装置,可以利用CO<sub>2</sub>浓度的重要变化来确定用户吹入呼吸感应装置的时间段。在使用湿度传感器的情况下,还利用用户呼出气体的湿度,该湿度通常不同于环境中的湿度。因此,当用户向传感装置中呼吸时,将看到湿度传感器的湿度信号的变化。

[0011] 根据一个实施例,呼吸传感装置可以包括另外的气体传感装置,以能够传感超过一种类型的分子。

[0012] 根据一个实施例,声波传感装置可设置在基板之上,并且第一和第二气体传感装置堆叠在声波传感装置之上,特别是一个在另一个之上,或者一个在另一个旁边。因此,可以形成仅需要小体积的集成装置。

[0013] 该目的还通过根据权利要求5的用于便携式装置,特别是便携式电信装置或可穿戴装置的第三呼吸传感装置来实现。第三呼吸传感装置包括:声波传感装置,特别是具有膜的麦克风,对至少一种类型的分子敏感的气体传感装置,并且进一步包括信号分析装置,其配置为确定从声波传感装置接收的总电信号的直流电信号贡献,并配置为在预定时间范围内积分该直流电信号。该直流电信号贡献是用户在呼吸期间施加到声波传感装置上的压力的量度。通过对该值进行时间积分,得到与呼吸气体体积成正比的量度。

[0014] 根据一个实施例,呼吸传感装置可以包括另外的气体传感装置,以能够传感超过一种类型的分子。

[0015] 根据一个实施例,信号分析装置还可配置为在预定时间范围内对从气体传感装置接收的电信号进行积分,并且确定从气体传感装置接收的积分电信号与积分直流电信号的比值。这两个积分之间的比例与用户呼吸中目标分子的浓度成正比,因此可用于监测该装置用户的健康状况。

[0016] 根据一个实施例,气体传感装置可以基于金属氧化物(MOX),特别是氧化锡、碳纳米管(CNTs)、金纳米颗粒、硅纳米线、石英晶体微天平(QCM)、比色传感器以及导电聚合物中的至少一种。这些技术提供了可靠的结果,同时能耗低,尤其是纳米管。此外,它们的制造可以与声波传感装置的制造过程集成在一起,并且可以使用通用的CMOS基座。基于Mox的气体传感具有非选择性的优势,而其它技术(如碳纳米管)具有选择性。

[0017] 根据一个实施例,气体传感装置可设置在声波传感装置的可移动板中或可移动板上或可移动板的上方,或声波传感装置的固定板中或固定板上或固定板的上方。通过将气体传感装置直接设置在声波传感装置的一个层上,可以简化装置的设计。特别地,根据变型,作为气体传感装置的一部分的热板可以是声传感装置的可移动板或固定板的一部分。这将进一步降低制造成本。

[0018] 此外,本发明的目的通过一种便携式电子装置,尤其是通信装置来实现,该便携式电子装置包括如上所述的呼吸传感装置。

[0019] 根据一个实施例,便携式电子装置可以进一步包括具有孔的壳体,其中,呼吸传感装置的气体传感装置和声波传感装置均位于该孔内和/或与该孔对准。因此,不必在便携式电子装置的外壳中添加额外的孔,就可以向装置添加新功能,即气体感应以监测环境或监测某些健康指标。根据实施例,仅需要将参考传感器放置在别处。

[0020] 此外,本发明的目的通过使用第一呼吸传感装置传感器或动物的呼吸的方法来实现。该方法包括步骤:在预定时间范围内对从第一和第二呼吸传感装置接收的信号之差进行积分,以确定与用户的呼吸的气体体积成比例的信号。通过该实施例,可以从信号中去除不是源自用户呼吸的气流贡献,从而提高了装置的精度。

[0021] 根据一个实施例,该方法可以包括在相同的预定时间范围内对气体传感装置的电信号进行积分的步骤。通过这样做,可获得与来自用户的呼吸的气流中的感兴趣的分子的数量成比例的量度。

[0022] 此外,本发明的目的通过使用第三呼吸传感装置来传感器或动物的呼吸的方法来实现。该方法包括以下步骤:确定对从声波传感装置接收的总电信号的直流电信号贡献,并在预定时间范围内对直流电信号进行积分,以确定与用户呼吸的气体体积成比例的信号。直流电信号贡献是在用户呼吸期间施加到声波传感装置上的压力的量度。通过对该值进行时间积分,可以得到与呼吸气体体积成正比的量度。

[0023] 根据实施例,可以通过第一呼吸传感装置和第二呼吸传感装置的信号之间的差超过预定阈值或DC电信号贡献超过预定阈值的时间点来触发时间范围的开始。

[0024] 此外,本发明的目的通过使用第二呼吸传感装置来传感器或动物的呼吸的方法来实现。该方法包括步骤:当来自第二气体传感装置或湿度传感器的信号超过第一阈值时,开始在预定的时间范围内对从第一气体传感装置接收的信号进行积分,当来自第二气体传感装置或湿度传感器的信号超过第一阈值时,在预定时间范围内开始对从第二气体传感装置接收的信号进行积分,以确定与用户呼吸的气体体积成比例的信号。呼出空气中的CO<sub>2</sub>含量和湿度是可以直接归因于用户呼吸的参数,因此可以以高精度确定气流。

[0025] 根据一个实施例,时间范围的结束可以由随后的时间点触发,该时间点为信号差或来自第二气体传感装置的信号或直流电信号贡献下降到预定的第二阈值以下,尤其是低于第一阈值,或者当差值的积分或来自第二气体传感装置的信号的积分或直流信号贡献的积分超过第三阈值时。

[0026] 优选地,该方法可以进一步包括以下步骤:基于从气体传感装置接收的信号和与气体体积成比例的信号来确定比值,并且使用代表通过不同传感方法获得的比率的值来校准该比值。为了确定感兴趣的比值之间的比例因子,例如给定分子每体积的浓度,例如,可使用用户的血液中,已知的给定分子或相应的分子的浓度。因此,在专业人员采集血液样本的时候,用户吹入装置,从气体传感装置获得的信号和与气体体积成比例的信号之比将对应于用户血液中分子浓度的值。

[0027] 本发明的附加特征和优点将参照附图描述。在描述中,参考旨在说明本发明的优选实施例的附图。可以理解的是,这些实施例并不代表本发明的全部范围,本发明是关于分析用户的呼吸提出的,但是,或者另外,根据本发明的呼吸传感装置也可以用于分析环境空气。

## 附图说明

[0028] 图1示出了具有传感装置的电子装置,该传感装置具有与本发明的所有实施例相同的特征,

[0029] 图2示意性地示出了根据本发明的呼吸传感装置的第一实施例,

[0030] 图3示意性地示出了根据第一实施例的呼吸传感装置的信号分析装置,

[0031] 图4示出了一种确定与用户呼吸气体的体积成正比的量度的方法,

[0032] 图5示出了根据本发明的第二实施例的具有呼吸传感装置的电子装置,

[0033] 图6示意性地示出了根据本发明的呼吸传感装置的第二实施例的一部分,

[0034] 图7示出了根据第二实施例的确定与用户的呼吸的气体量成比例的量度的方法,

[0035] 图8示意性地示出了根据本发明的呼吸传感装置的第三实施例,

[0036] 图9示出了根据第三实施例的确定与用户的呼吸的气体量成比例的量度的方法。

## 具体实施方式

[0037] 图1示意性地示出了具有本发明的所有实施例的共同特征的电子装置1的剖视图,将相对于其它附图进一步描述。

[0038] 电子装置,在此尤其是移动通信装置,包括壳体3、显示装置5、具有声波传感装置(在此为麦克风9)的呼吸传感装置7,和对至少一种类型的分子敏感的气体传感装置11,该气体传感装置11连接到母板13,该母板13包括各种电子部件和电互连以及用于电子装置1的数据处理的输入/输出装置(未示出)。该母板13包括信号分析装置63,用于处理来自呼吸传感装置7的信号。作为使用一个气体传感装置11的替换,呼吸传感装置还可包括另外的气体传感装置,以能够传感不止一种类型的分子。

[0039] 该呼吸传感装置7设置于壳体3中存在的开口或孔15中。在此,开口15被格栅17覆盖,从而保护呼吸传感装置7免受灰尘等污垢的影响。呼吸传感装置7也可定位成使得其在壳体3中的孔15下方并与之对准。

[0040] 电子装置1可以是移动电话、智能电话、平板电脑、笔记本电脑、个人电子助理、跟踪装置、电子手表、电子可穿戴装置等。

[0041] 根据本发明,呼吸传感装置7结合了麦克风7的功能,使得能够将声音输入到电子装置1,并且在其上堆叠有气体传感装置11,用于分析进入呼吸传感装置7的气体。气体传感装置11配置为分析用户的呼吸,例如,执行呼吸测试或识别指示疾病的某些分子。在不脱离本发明的前提下,呼吸传感装置7还可配置为分析环境空气,例如作为检查空气质量的替代方案,或另外分析用户的呼吸。

[0042] 通过将气体传感装置11堆叠到麦克风上,并由此结合两个功能,使它们的输出信号基于进入传感装置7的气体的物理和/或化学性质,可以在壳体3中仅使用一个相同的孔15。这使得壳体3和电子装置1的设计简单且成本有效。

[0043] 图2示出了如权利要求5至8所限定的根据本发明的第一实施例的传感装置21的放大图。传感装置21可以例如用作图1所示的电子装置中的传感装置7。

[0044] 传感装置21包括声波传感装置,这里是麦克风23。该实施例中的麦克风23是容易在移动电话中使用的MEMS麦克风,例如智能电话。MEMS麦克风是将声信号转换为电信号的声换能器。麦克风23包括可移动板25,该可移动板25设置在基底29上方的柱结构27a、27b

上。该柱结构也可通过在基底29的内部设置空腔获得。麦克风23还包括刚性板31,也称为背板或固定板,该刚性板31设置在可移动板27上方并与其间隔一定距离。该刚性板31包括孔33a-33e。

[0045] 可移动板27和刚性板31形成电容器,并且由于声振动而引起的电容变化被转换为产生麦克风23输出处的电信号的电容变化。

[0046] 电容变化是由穿过孔33a至33e的声音的声波引起的。如双箭头35所示,可移动板25响应于由声波引起的气压变化而挠曲。因此,可移动板25像膜一样起作用。该运动将调节可移动板25和刚性板31之间的间隙37,其继而又调节两个板之间的容量。形成在基底29,支柱结构27a、27b和可移动板25之间的空气室41中的空气经由通风路径39流出和流入。因此,空气室41形成一种声学共振器,该声学共振器经由通风路径39链接到传感装置21的外部。

[0047] 传感装置21还包括气体传感装置43,该气体传感装置43设置在上方,特别是麦克风23上方。

[0048] 它包括具有多个穿孔47a至47e的气体敏感层45。在该实施例中,穿孔47a至47e沿着传感装置21的厚度方向X与麦克风23的穿孔33a至33e对准。通过这样做,进入传感装置21的空气或气体(例如,当用户讲话或向电子装置呼吸时,用户的呼吸)可以到达麦克风23。同时,可以使用相同的流量分析空气或气体。

[0049] 在这个实施例中,气体敏感层45是基于金属氧化物的传感装置。该检测原理基于气体分子吸附在半导体表面上时薄膜电阻的变化。金属氧化物的一个例子是氧化锡。根据本发明的变型,气体传感装置43可以包括碳纳米管(CNTs)、金纳米颗粒、硅纳米线、石英晶体微量天平(QCM)、比色传感器和导电聚合物。这些技术具有能耗低的优点。可以选择和/或组合选择性技术和非选择性技术。

[0050] 根据该实施例的变型,可以使用图2中虚线所示的公共壳体51将麦克风23和气体传感装置43一起包装到一个装置中。优选地,该壳体51具有与麦克风23和气体传感装置43的穿孔对准的穿孔53a至53c。

[0051] 呼吸传感装置21可以是一组装置或一堆装置的一部分。

[0052] 呼吸传感装置21还包括信号分析装置,该信号分析装置被集成到呼吸传感装置21中或者成为电子装置1的电子部件的一部分。

[0053] 图3示意性地示出了具有呼吸传感装置21和信号分析装置63的电子装置61。信号分析装置63配置为建立一个代表气体体积的量度,以确定存在于某种疾病中的分子与气体体积的比例。图4示出了获得代表气体体积的量度的方法。

[0054] 在步骤71中,信号分析装置63从麦克风23和气体传感装置43接收信号。接收到的信号是模拟或数字的,并且已经可以通过应用滤波器等进行处理。

[0055] 在步骤73中,信号分析装置63从声波传感装置(这里是麦克风23)接收的电信号中确定DC(直流)电信号贡献。

[0056] 当用户吹入孔15时,撞击在可移动板25上的气流将推动板25,从而改变电容。但是,与对着麦克风说话时的声波相比,当气流吹入麦克风时,由气流产生的信号将导致产生静态信号,该信号转换为直流信号贡献XDC。因此,直流信号是压力的量度。

[0057] 此外,如步骤75所示,通过对呼吸持续时间内的DC贡献进行积分,可得到与通过呼吸检测装置21的气体体积V成比例的量度。

$$[0058] \quad V \propto \int_{t_0}^{t_1} X_{DC} t dt \quad (\text{公式 1})$$

[0059]  $t_0$  对应于呼吸开始,  $t_1$  对应于呼吸结束。

[0060] 当呼吸到呼吸传感装置21上时, 气体传感装置43将捕获感兴趣的分子类型以确定用户的健康状况, 并且获得信号  $Y(t)$ , 该信号是在时刻  $t$  撞击在气体传感装置43上的分子数量的量度。像公式1一样, 通过在呼吸持续时间内 (即从  $t_0$  到  $t_1$ ) 对  $Y(t)$  进行积分, 可得到与呼吸中的分子  $S$  数量成正比的量度。

$$[0061] \quad S \propto \int_{t_0}^{t_1} Y(t) dt \quad (\text{公式 2})$$

[0062] 因此, 两个积分的比值与所关注气流的体积的分子的数量成比例, 这将成为健康状况的量度。

[0063] 为了获得比例因子  $\alpha$ , 必须对系统进行校准。获得因子  $\alpha$  的一种方法是将呼吸测量值与其他类型的测量值相关联。例如, 血液中目标分子的浓度  $P$  可以由专业人员确定。在采血时, 用户吹入呼吸传感装置21, 从而可以在相同的健康状况下确定公式1和2中的两个积分。 $P$  的值通过比例因子  $\alpha$  与呼吸测量值相关联, 因此可以基于  $P$  和两个积分确定比例因子  $\alpha$ 。

$$[0064] \quad P = \alpha \cdot \frac{\int_{t_0}^{t_1} Y(t) dt}{\int_{t_0}^{t_1} X_{DC}(t) dt} \quad \text{所以} \quad \alpha = P \cdot \frac{\int_{t_0}^{t_1} X_{DC}(t) dt}{\int_{t_0}^{t_1} Y(t) dt} \quad (\text{公式 3})$$

[0065] 建立了比例因子后, 便可以在用户的呼吸中追踪分子浓度的变化。用户将能够识别出  $P_{\text{sensed}}$  的波动, 以便他可以迅速寻求医疗建议。

[0066] 在该实施例中, 呼吸的开始  $t_0$  是DC电信号贡献超过预定的第一阈值的时刻。呼吸的结束时间  $t_1$  可以由随后的时间点触发, 在该时间点直流电信号贡献下降到第二阈值, 特别是第一阈值以下。根据变型, 时间范围的结束还可以是直流电信号贡献的积分超过第三阈值的时刻。

[0067] 图5示意性地示出了根据第二实施例的电子装置81的剖视图, 特别是关于权利要求1和2。图1至图4的描述中已经使用的具有附图标记的特征将不再描述, 而是参考上面的描述。

[0068] 除了已经在图1中示出的特征之外, 第二实施例还包括第一和第二呼吸传感装置83和85。第一呼吸传感装置83设置在气体传感装置11附近的孔15中。第二呼吸传感装置85设置为远离第一呼吸传感装置, 使得其与用户的呼吸的气流隔离。因此, 在使用中, 第二呼吸传感装置85不感测用户的呼吸, 而仅测量环境的气流。在该实施例中, 第二呼吸传感装置设置在壳体3的第二孔87中, 该第二孔也可被格栅89覆盖。壳体3中的第二孔可以是例如用于放置电子装置81的扬声器的孔。

[0069] 图6示出了在第二实施例中使用的呼吸传感装置91的一部分。除了已经描述的图2的呼吸传感装置21的元素之外, 呼吸传感装置91包括第一呼吸传感装置83。

[0070] 在该实施例中, 第一呼吸传感装置83和第二呼吸传感装置85是相同种类的, 例如可以是热敏电阻、湿度传感器或风速计, 特别是热线风速计中的一个, 并且像在第一实施例

中一样,允许测量气体的流量而不是压力。因此,呼吸传感装置也可以被视为气体流量传感装置。由于第二呼吸传感装置85的信号与用户的呼吸隔离,因此接收到的两个信号之间的差可归因于用户的呼吸,从而可以消除信号运动中由于装置移动而产生的任何流量或环境中存在的流量。因此,像在第一实施例中一样,信号分析装置中两个信号之间的差随时间的积分还将给出用户呼吸气体体积的量度。

[0071] 当使用热敏电阻(如NTC电阻器)时,测量温度,并且一旦观察到第一和第二呼吸传感装置83和85之间的温差,就检测呼吸。因此,利用呼吸与环境之间的温差来检测流量,该流量转化为热敏电阻的电阻变化。

[0072] 当使用风速计时,使用加热电阻器。通过电阻的变化可以观察到由于呼吸产生的气流而导致的电阻冷却。

[0073] 当使用湿度传感器时,利用呼吸中与环境相比存在的不同湿度水平。

[0074] 图7示出了使用根据第二实施例的呼吸传感装置来获得代表气体量的度量的方法。

[0075] 在步骤101中,呼吸传感装置91的信号分析装置63从第一和第二呼吸传感装置83和85接收信号。接收到的信号是模拟或数字信号,并且已经可以通过应用滤波器等进行处理。

[0076] 在步骤103中,信号分析装置63确定从第一呼吸传感装置83和第二呼吸传感装置85接收的信号之间的差。

[0077] 此外,如步骤105所示,与第一实施方式相同,通过对呼吸持续时间内的信号之差进行积分,可以得到与通过呼吸检测装置21的气体体积 $V$ 成比例的量度。

[0078] 在第二实施例中,呼吸的开始 $t_0$ 是第一和第二呼吸传感装置接收的信号之间的差超过预定的第一阈值的时刻。呼吸的终点 $t_1$ 可以由随后的时间点触发,在该时间点差值下降到第二阈值以下,特别是第一阈值以下。根据变型,时间段的结束还可以是信号差的积分超过第三阈值的时刻。

[0079] 来自气体检测装置43的信号的积分的实现方式与第一实施例相同。此外,第二实施方式的呼吸传感装置91的校准可以以与上述第一实施例相同的方式实现。例如,通过将积分的比率与专业人员使用不同方法确定的比率值进行比较。

[0080] 图8示意性地示出了根据本发明的呼吸传感装置121的第三实施例,特别是关于权利要求3或4。在图1至图7的描述中已经使用的具有附图标记的特征将不再描述,而是参考上面的描述。

[0081] 根据第三实施例的呼吸传感装置除了包括声波传感装置23(这里是麦克风)和对至少一种类型的分子敏感的第一气体传感装置43之外,还包括对至少一种其他类型的分子敏感的第二气体传感装置123,这里特别是对是二氧化碳敏感。

[0082] 测量二氧化碳的优势在于,它与用户呼吸中的呼出气体直接相关。尽管环境空气中的二氧化碳浓度按体积计为0.04%,但呼出气体中的二氧化碳浓度按体积计为3.5%至5%。使用响应于二氧化碳的第二气体传感装置123,可以利用 $\text{CO}_2$ 浓度约100倍的重要变化来识别用户吹入呼吸传感装置的时间段。

[0083] 根据第三实施例的变型,呼吸传感装置可以包括湿度传感器,作为 $\text{CO}_2$ 传感装置的补充或替代。在使用湿度传感器的情况下,还利用了与用户呼吸中直接呼出的空气相关的

参数。实际上,用户呼出气体的湿度通常不同于环境之一。因此,当用户呼吸到传感装置中时,来自湿度传感器的信号将看到湿度的变化。

[0084] 图9示出了根据第三实施例的确定与用户的呼吸的气体体积成比例的量的方法。

[0085] 在步骤131中,呼吸传感装置121的信号分析装置63接收来自第二气体传感装置123或湿度传感器的信号和来自第一气体传感装置43的信号。接收到的信号是模拟或数字信号,可以通过应用滤波器等进行处理。

[0086] 在步骤133中,信号分析装置63在呼吸持续时间内对从第二气体传感装置123或湿度传感器接收的信号进行积分,使得与第一和第二实施例中一样,测量值与通过呼吸传感装置121的气体体积V成比例。

[0087] 在第三实施例中,呼吸的开始 $t_0$ 是气体检测装置123在CO<sub>2</sub>信号中检测到急剧上升或大于第一阈值的值的时刻,这是由于周围空气中的CO<sub>2</sub>含量与呼出气中的CO<sub>2</sub>含量之间相差约100倍。呼吸的终点 $t_1$ 可以由随后的时间点触发,在该时间点,CO<sub>2</sub>下降到第二阈值以下,特别是第一阈值以下,或者在信号中观察到重要的负斜率。根据变型,时间范围的结束还可以是CO<sub>2</sub>含量的信号的积分超过第三阈值的时刻。

[0088] 在步骤135中,与第一和第二实施例中一样,在相同的时间范围内对来自第一气体传感装置43的信号进行积分。

[0089] 对第三实施例的呼吸传感装置121的进一步校准可以以与上述第一实施例相同的方式实现,例如,通过将积分的比率与专业人员使用不同方法确定的比率值进行比较。

[0090] 所有先前讨论的实施例不旨在作为限制,而是用作说明本发明的特征和优点的示例。应当理解,上述特征中的一些或全部也可以以不同的方式组合。

[0091] 附图标记说明

- [0092] 1 电子装置
- [0093] 3 壳体
- [0094] 5 显示装置
- [0095] 7 传感装置
- [0096] 9 声波传感装置,麦克风
- [0097] 11 气体传感装置
- [0098] 13 母板
- [0099] 15 开口/孔
- [0100] 17 格栅
- [0101] 21 传感装置
- [0102] 23 麦克风
- [0103] 25 可移动板
- [0104] 27a,b 柱结构
- [0105] 29 基底
- [0106] 31 固定板、刚性板、背板
- [0107] 33a-e 固定板中的穿孔
- [0108] 35 可移动板的移动

[0109]	37	空气隙
[0110]	39	通风路径
[0111]	41	空气室
[0112]	43	气体传感装置
[0113]	45	气体敏感层
[0114]	47a-e	穿孔
[0115]	49	空气流或气体流
[0116]	51	传感装置的公共壳体
[0117]	61	根据第一实施例的电子装置
[0118]	63	信号分析装置
[0119]	71	接收信号的步骤
[0120]	73	确定信号的DC部分的步骤
[0121]	75	对DC信号积分
[0122]	81	根据第二实施例的电子装置
[0123]	83	第一呼吸传感装置
[0124]	85	第二呼吸传感装置
[0125]	87	壳体中的第二孔
[0126]	89	第二格栅
[0127]	91	根据第二实施例的部分呼吸传感装置
[0128]	101	从第一和第二传感装置83和85接收信号
[0129]	103	确定两个信号之间的差
[0130]	105	对时间范围内的差进行积分
[0131]	121	根据第三实施例的呼吸传感装置
[0132]	123	第二气体传感装置或湿度传感器
[0133]	131	接收来自第二气体传感装置123的信号
[0134]	133	对接收的信号积分
[0135]	135	对来自第一气体传感装置43的信号积分

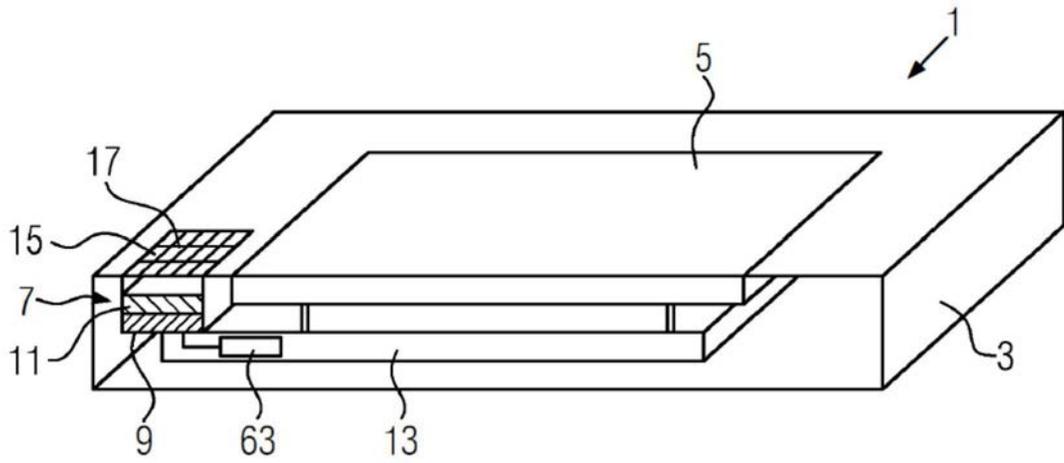


图1

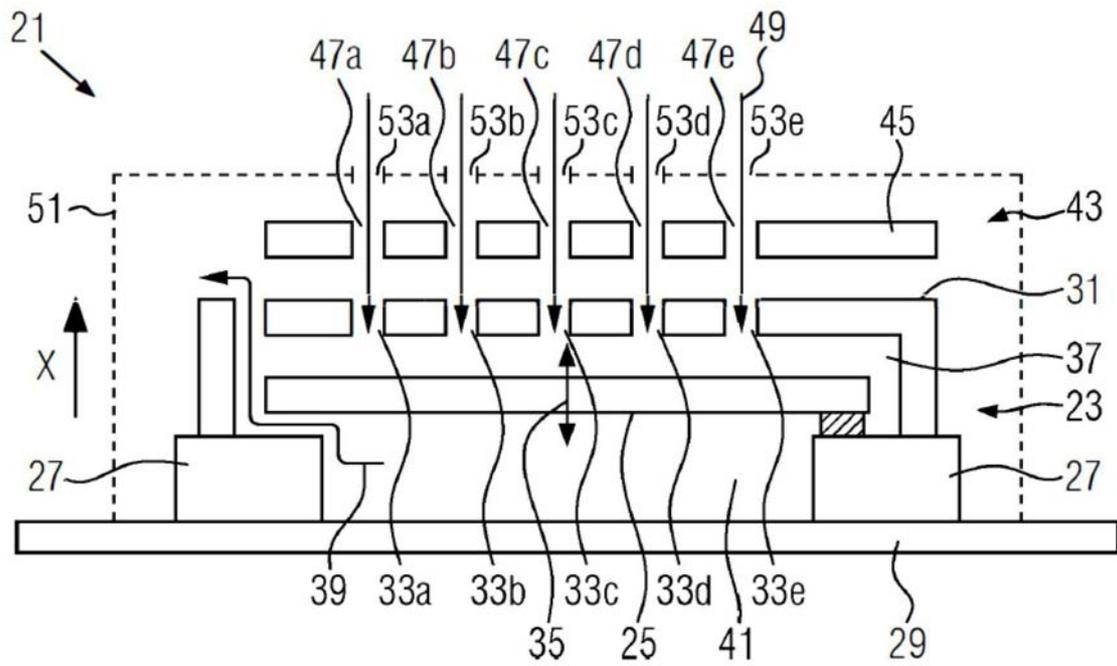


图2

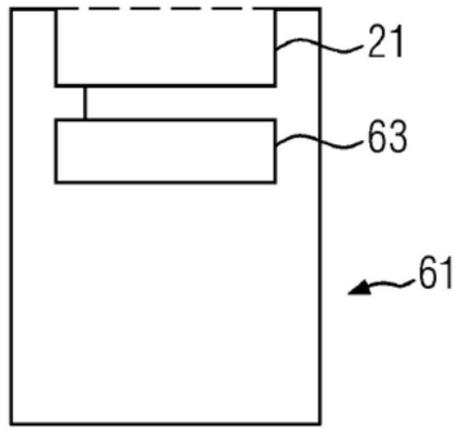


图3

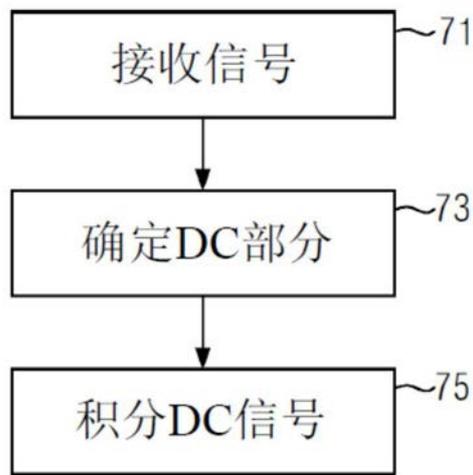


图4

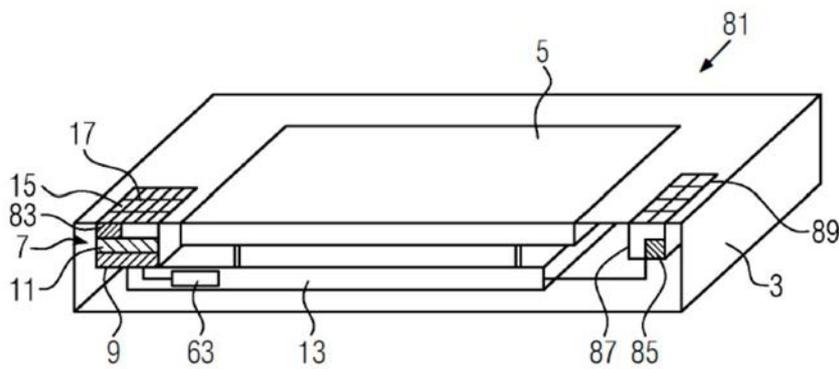


图5

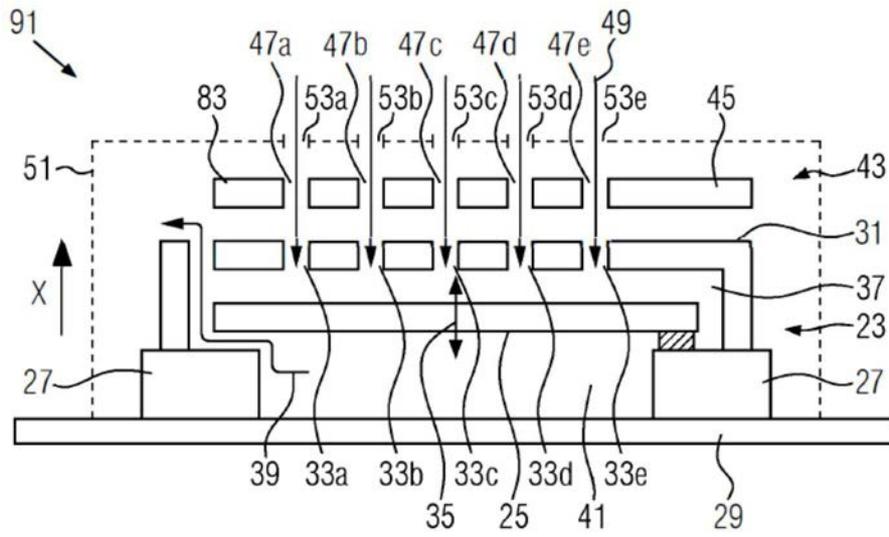


图6

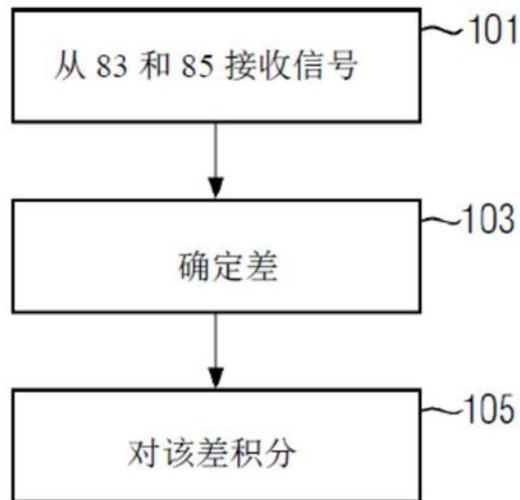


图7

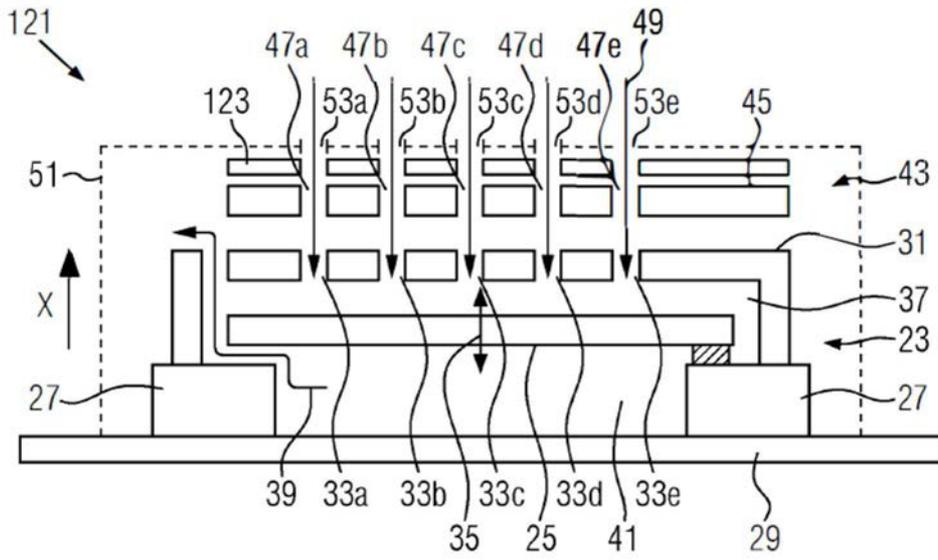


图8

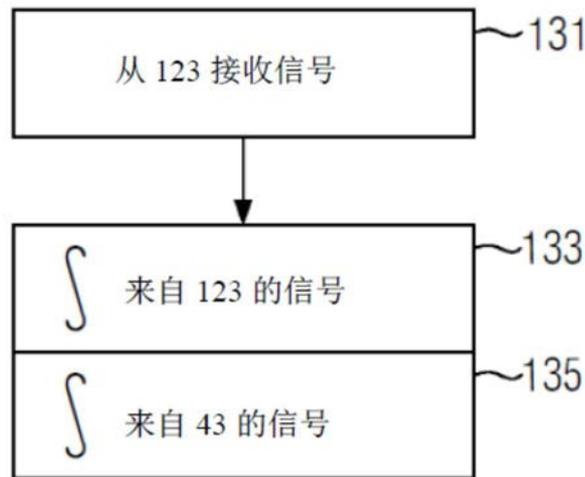


图9