(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 114945319 A
(43)申请公布日 2022.08.26

(21)申请号 202080091309.X
(22)申请日 2020.12.23
(30)优先权数据
62/955,561 2019.12.31 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2022.06.30
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2020/066842 2020.12.23
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2021/138197 EN 2021.07.08
(71)申请人 麦克内尔股份公司
地址 瑞典赫尔辛堡
(72)发明人 A·詹姆森 D·巴尔比尔兹 E·特里达斯 B·赫罗尔德 D·S·乌特利
(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100
专利代理师 高见 张鑫
(51)Int.Cl.
A61B 5/08(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/087(2006.01)
A61B 5/091(2006.01)
A61B 5/097(2006.01)
G01N 33/497(2006.01)

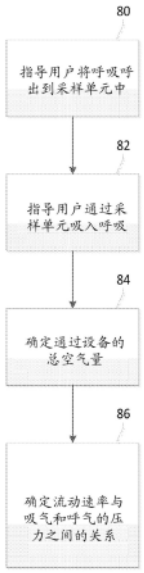
权利要求书4页 说明书12页 附图12页

(54)发明名称

呼吸传感器测量方法和装置

(57)摘要

本发明描述了呼吸传感器测量方法和装置。一种变型通常可以包括:采样单元,该采样单元具有呼吸采样端口;至少一个压力传感器,该至少一个压力传感器位于采样单元内并且与呼吸采样端口连通;以及处理器,该处理器与至少一个压力传感器连通。处理器可被配置成用指令提示用户在第一预定时间段将样本呼吸呼出到呼吸采样端口中,并且在第二预定时间段通过呼吸采样端口吸入。处理器可被配置成经由压力传感器测量第一预定时间段和第二预定时间段内的压力变化,使得处理器基于第一预定时间段和第二预定时间段内的压力变化,确定与用户的肺活量对应的总空气量。



CN 114945319 A

1.一种被配置成测量用户的肺部参数的装置,包括:

采样单元,所述采样单元具有呼吸采样端口;

至少一个压力传感器,所述至少一个压力传感器位于所述采样单元内并且与所述呼吸采样端口连通;

至少一个气体传感器,所述至少一个气体传感器被配置成检测由所述用户呼出到所述呼吸采样端口中的样本呼吸中的所关注分析物,其中所述至少一个气体传感器定位在所述采样单元中并且与所述样本呼吸的至少一部分流体连通,

处理器,所述处理器与所述至少一个压力传感器和所述至少一个气体传感器连通,

其中所述处理器被配置成用指令提示用户在第一预定时间段将样本呼吸呼出到所述呼吸采样端口中,

其中所述处理器还被配置成经由所述压力传感器测量相对于环境压力的压力变化并且将此压力与流动速率相关联,

其中所述处理器还被配置成接收来自所述至少一个气体传感器的测量结果并且将此测量结果与所述样本呼吸中的所关注分析物相关联,并且

其中所述处理器还被配置成基于所述流动速率计算所述用户的肺脏参数。

2.根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器被配置成用指令提示所述用户以恒定流动速率或恒定压力呼出。

3.根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器被配置成用指令进一步提示所述用户在第二预定时间段通过所述呼吸采样端口吸入。

4.根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置成用指令提示所述用户在呼出所述样本呼吸之前屏住他们的呼吸至少10秒。

5.根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置成用指令提示用户呼出所述样本呼吸至少6秒至12秒。

6.根据权利要求3所述的装置,其中,所述处理器还被配置成提示所述用户在第三预定时间段呼出到所述呼吸采样端口中。

7.根据权利要求1所述的装置,其中,所述至少一个气体传感器被配置成感测所述样本呼吸中的CO水平。

8.根据权利要求7所述的装置,其中,所述至少一个气体传感器被配置成感测H_2、CH_4、CO_2、O_2或C_3H_6O的水平。

9.一种测量用户的肺部参数的方法,包括:

用指令提示所述用户在第一预定时间段将样本呼吸呼出到采样单元中;

经由与所述样本呼吸连通的压力传感器,测量所述样本呼吸在所述第一预定时间段内的第一压力变化;

经由与所述压力传感器连通的处理器,将所述第一压力变化与流动速率相关联;

经由与所述样本呼吸的至少一部分流体连通的至少一个气体传感器,测量所述样本呼吸中的生物参数;

经由与所述至少一个气体传感器连通的所述处理器,将所述生物参数的测量结果与所关注分析物相关联;以及

基于所述流动速率,经由所述处理器计算所述用户的肺脏参数。

10.根据权利要求9所述的方法,还包括:

经由所述压力传感器,用指令提示所述用户在第二预定时间段通过所述采样单元吸入;

测量所述样本呼吸在所述第二预定时间段内的第二压力变化;以及

基于所述第一预定时间段和所述第二预定时间段内的所述第一压力变化和所述第二压力变化,经由所述处理器确定与所述用户的肺活量对应的总空气量。

11.根据权利要求9所述的方法,还包括:将所述肺脏参数与后续肺脏参数进行比较,以估计所述用户随时间推移的肺活量。

12.根据权利要求9所述的方法,还包括:用指令提示所述用户在呼出所述样本呼吸之前屏住他们的呼吸至少10秒。

13.根据权利要求9所述的方法,还包括:用指令提示所述用户当呼出所述样本呼吸时,以恒定流动速率或恒定压力呼出。

14.根据权利要求9所述的方法,其中,用指令提示所述用户呼出包括:提示所述用户呼出所述样本呼吸至少6秒至12秒。

15.根据权利要求10所述的方法,还包括:提示所述用户在第三预定时间段呼出到所述呼吸采样端口中。

16.根据权利要求9所述的方法,其中,测量所述样本呼吸中的所述生物参数包括:排出所述样本呼吸的其余部分。

17.根据权利要求9所述的方法,其中,测量所述生物参数包括:感测所述样本呼吸中的CO水平。

18.根据权利要求9所述的方法,其中,测量所述生物参数包括:感测所述样本呼吸中的H_2、CH_4、CO_2、O_2或C_3H_6O的水平。

19.一种被配置成由用户来确定采样合规性的装置,包括:

采样单元,所述采样单元具有呼吸采样端口;

至少一个压力传感器,所述至少一个压力传感器位于所述采样单元内并且与所述呼吸采样端口连通;

处理器,所述处理器与所述至少一个压力传感器连通,

其中所述处理器被配置成:用指令提示用户在预定时间段将样本呼吸呼出到所述呼吸采样端口中;在感测到所述样本呼吸后,经由所述压力传感器测量相对于环境压力的压力变化;以及测量由所述样本呼吸对所述压力传感器所施加的所述压力变化的定时,

其中所述处理器还被配置成将所述样本呼吸的所述定时与所述预定时间段进行比较并且还将所述压力变化的强度与所述环境压力进行比较。

20.根据权利要求19所述的装置,其中,所述处理器还被配置成用指令提示所述用户在呼出所述样本呼吸之前屏住他们的呼吸至少10秒。

21.根据权利要求19所述的装置,其中,所述处理器还被配置成用指令提示用户呼出所述样本呼吸至少6秒至12秒。

22.根据权利要求19所述的装置,其中,所述处理器还被配置成当所述压力传感器在所述预定时间段期间检测到负压变化时提示所述用户。

23.根据权利要求19所述的装置,其中,所述处理器还被配置成当所述样本呼吸的所述

定时超出所述预定时间段时提示所述用户。

24.根据权利要求19所述的装置,其中,所述处理器还被配置成当所述样本呼吸的所述定时超出所述预定时间段时,或者当所述压力的强度无法相对于所述环境压力发生改变或所述压力为负时,用校正建议提示所述用户。

25.一种由用户来确定采样合规性的方法,包括:

用指令提示所述用户在预定时间段将样本呼吸呼出到采样单元中;

通过限定在所述采样单元上的呼吸采样端口接收所述样本呼吸;

在感测到所述样本呼吸后,经由位于所述采样单元内并且与所述呼吸采样端口连通的至少一个压力传感器,测量相对于环境压力的压力变化;

经由与所述至少一个压力传感器连通的处理器,测量由所述样本呼吸对所述至少一个压力传感器所施加的所述压力变化的定时;

将所述样本呼吸的所述定时与所述预定时间段进行比较;以及

将所述压力变化的强度与所述环境压力进行比较。

26.根据权利要求25所述的方法,还包括:在用指令提示所述用户呼出所述样本呼吸之前,用指令提示所述用户屏住他们的呼吸至少10秒。

27.根据权利要求25所述的方法,其中,用指令提示所述用户呼出包括:

用指令提示所述用户呼出所述样本呼吸至少6秒至12秒。

28.根据权利要求25所述的方法,还包括:当所述压力传感器在所述预定时间段期间检测到负压变化时提示所述用户。

29.根据权利要求25所述的方法,还包括:当所述样本呼吸的所述定时超出所述预定时间段时提示所述用户。

30.根据权利要求25所述的方法,还包括:当所述样本呼吸的所述定时超出所述预定时间段时,或者当所述压力的强度无法相对于所述环境压力发生改变或所述压力为负时,用校正建议提示所述用户。

31.一种被配置成由用户来确定采样合规性的装置,包括:

采样单元,所述采样单元具有呼吸采样端口;

第一压力传感器,所述第一压力传感器被定位成与所述采样单元内的主流动路径连通并且与所述呼吸采样端口流体连通;

第二压力传感器,所述第二压力传感器被定位成与所述采样单元内的副流动路径连通并且与所述呼吸采样端口以及一个或多个排气开口流体连通;以及,

处理器,所述处理器与所述第一压力传感器和所述第二压力传感器连通,其中所述处理器被配置成从所述第一压力传感器获得第一压力测量结果并且从所述第二压力传感器获得第二压力测量结果,以及确定所述第二压力测量结果与所述第一压力测量结果的压力比。

32.根据权利要求31所述的装置,其中,所述处理器还被配置成用指令提示所述用户在预定时间段将样本呼吸呼出到所述呼吸采样端口中。

33.根据权利要求32所述的装置,其中,所述处理器还被配置成在感测到所述样本呼吸后,测量相对于环境压力的压力变化。

34.根据权利要求33所述的装置,其中,所述处理器还被配置成测量由所述样本呼吸所

施加的所述压力变化的定时。

35.根据权利要求34所述的装置，其中，所述处理器还被配置成将所述样本呼吸的所述定时与所述预定时间段进行比较并且还将所述压力变化的强度与所述环境压力进行比较。

36.根据权利要求31所述的装置，其中，所述处理器还被配置成将从后续呼吸样本测量结果获得的后续压力比与所述压力比进行比较，使得所述后续压力比相对于所述压力比的偏差指示所述一个或多个排气开口被堵塞。

37.根据权利要求36所述的装置，其中，所述处理器还被配置成当检测到所述偏差时，用校正建议提示所述用户。

38.一种由用户来确定采样合规性的方法，包括：

通过限定在采样单元上的采样端口接收样本呼吸，使得所述样本呼吸的第一部分流入主流动路径中，并且所述样本呼吸的第二部分流入副流动路径中并通过一个或多个排气开口；

经由所述主流动路径中的第一压力传感器，获得第一压力测量结果；

经由所述副流动路径中的第二压力传感器，获得第二压力测量结果；

经由与所述第一压力传感器和所述第二压力传感器连通的处理器，确定所述第二压力测量结果与所述第一压力测量结果的压力比；以及

将所述压力比与从后续呼吸样本测量结果获得的后续压力比进行比较以获得偏差。

39.根据权利要求38所述的方法，还包括：在接收所述样本呼吸之前，用指令提示所述用户在预定时间段将样本呼吸呼出到所述呼吸采样端口中。

40.根据权利要求39所述的方法，还包括：在感测到所述样本呼吸后，测量相对于环境压力的压力变化。

41.根据权利要求40所述的方法，还包括：测量由所述样本呼吸所施加的所述压力变化的定时。

42.根据权利要求41所述的方法，还包括：将所述样本呼吸的所述定时与所述预定时间段进行比较并且还将所述压力变化的强度与所述环境压力进行比较。

43.根据权利要求38所述的方法，还包括：当检测到所述偏差时，用校正建议提示所述用户。

呼吸传感器测量方法和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2019年12月31日提交的美国临时申请62/955,561的优先权的权益，该美国临时申请全文以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于检测呼吸样本中的生物参数的装置和方法。具体地，本发明涉及用于促进经由呼吸采样单元来收集用户的呼吸样本并检测呼吸样本中的各种生物参数的装置和方法。

背景技术

[0004] 与吸烟有关的健康问题众所周知。香烟烟雾包含尼古丁以及许多其他化合物和添加剂。烟草烟雾使个人接触一氧化碳(CO)以及这些其他化合物，一氧化碳和这些其他化合物中的许多物质对吸烟者和吸烟者周围的人具有致癌性和毒性。吸烟者所呼出的呼吸中的CO的存在和水平可以为识别该个人的总体吸烟行为提供标记，以及为其与其他毒性化合物的总体接触量提供标记。

[0005] 为了对所呼出的呼吸进行采样，需要一种用户容易携带且不引人注目的便携式呼吸传感器。然而，呼吸传感器的尺寸相对缩小，这也为捕获和精确测量所呼出的呼吸的样本带来了许多挑战。由于尺寸相对较小，多种因素，诸如呼吸中的水分含量以及呼吸温度，可能影响用于测量参数的传感器的精度。

[0006] 为了对所呼出的呼吸进行采样，需要一种用户容易携带且不引人注目的便携式呼吸传感器。虽然此便携式呼吸传感器可以测量用户所呼出的一氧化碳(eCO)值，但是这对于所有用户如何使用此数据而言可能并非即时直观性的，因为它可能是一种并非广为人知的度量。

[0007] 电化学传感器通常包含在便携式呼吸传感器内，用于检测所呼出的呼吸中的一氧化碳水平。当对用户的eCO进行采样时，通常提示用户遵从呼吸采样指令；然而，可能发生许多用户合规性问题。例如，用户可能过早或过晚地呼出到采样设备中，所呼出的呼吸可能未被检测到，用户可能太轻地呼出到采样单元中，或者用户可能在开始采样之前通过采样单元吸入。

[0008] 因此，仍然需要能够促进对用户呼吸进行采样以便最佳地检测所呼出的呼吸中的生理参数的方法和设备。

发明内容

[0009] 用户的某些生物测定数据可以通过如下方式获得：基于对用户的一项或多项生物测定数据(诸如其所呼出的呼吸)进行测量，非侵入性地检测和量化用户的吸烟行为，以用于确定所呼出的一氧化碳(eCO)的水平。此类测量或数据收集可以使用便携式测量单元或固定测量单元，它们中的任一单元与一个或多个电子设备连通以用于执行量化分析。替代

地，可以在便携式单元/固定单元中执行分析。然而，用户可能不合乎所规定的用于获得他们的呼吸样本的呼吸采样协议。当提供用户的呼吸样本时，由他们有意或无意的使用可能导致不合规。例如，用户可能过早或过晚地呼出到采样设备中，所呼出的呼吸可能未被检测到，用户可能太轻地呼出到采样单元中，或者用户可能在开始采样之前通过采样单元吸入。

[0010] 因此，可以实现某些机制和方法，以确保按足够的方式来提供呼吸样本，以减少任何误差或错误测量结果。此外，采样单元不仅可以用于检测用户的eCO水平(或其他生物标记物参数)，而且相同的采样单元可以用于确定与用户的肺部健康相关的各种其他生物参数。

[0011] 用于确定和量化用户的eCO水平的呼吸采样设备和方法的示例在各项专利中进一步详细描述，例如美国专利9,861,126;10,206,572;10,306,922;10,335,032和美国专利公开2019/0113501，这些专利中的每一篇全文以引用方式并入本文并用于任何目的。任何所述设备可以与本文所述的方法和装置一起利用。

[0012] 便携式采样单元或个人采样单元可以与个人电子设备或计算机连通。其中个人电子设备包括但不限于智能电话、蜂窝电话、或其他经设计或经编程用于接收来自个人采样单元的数据的个人传输设备。同样，计算机旨在包括个人计算机、本地服务器、远程服务器等。来自个人采样单元的数据传输可以发生于个人电子设备和/或计算机中的两者或一者上。此外，个人电子设备与计算机之间的同步是任选的。个人电子设备、计算机和/或个人采样单元中的任何一者都可以将数据传输到远程服务器以如本文所述进行数据分析。替代地，数据分析可全部或部分地经由包含在诸如采样单元(或计算机或个人电子设备)的本地设备中的处理器而发生。在任何情况下，个人电子设备和/或计算机可以向个人、看管人或其他个人提供信息。

[0013] 经由收集入口或开口，个人采样单元接收来自个人的呼出空气的样本。个人采样单元内的硬件可以包括任何检测呼吸样本内的CO气体的市售电化学气体传感器、传输数据(例如，经由蓝牙®、蜂窝或其他无线电波以提供数据传输)的市售传输硬件。然后在计算机显示器或个人电子设备中的一者(或两者)上，显示所传输的数据以及相关测量结果和量化结果。替代地或组合地，任何信息可以选择性地显示在便携式采样单元上。

[0014] 在采样单元的另一变型中，该设备可以另外和/或替代地并入一个或多个用于监测或筛选各种状况的肺活量计、以及一个或多个与样本呼吸流体连通的压力换能器或压力传感器。肺活量计可以并入该单元中，使得它与通过流动路径的样本呼吸流体连通，以检测和/或监测参数。一个或多个压力传感器和/或肺活量计可以有线连接到该单元内的处理器，或者它可以与个人电子设备或计算机无线连通。压力传感器通常将由流体样本所施予的压力转换成电信号，并且可以包括任何数量的各种机制，例如压阻式、电容式、电磁式、压电式、应变仪式、光学式等。肺活量计通常将流体的容量和流量量化，并且可以用于评估用户的肺功能，并且可以帮助识别各种肺部状况，例如哮喘、肺纤维化、囊性纤维化、COPD等。

[0015] 另外，流动路径可以包括流动开关以增加或减小沿流动路径的流动阻力。当对象往设备之中呼吸时，可以指导其尽可能用力地呼出，并且设备可以将所测压力和容量转化为流动速率，以计算：例如，用力肺活量(FVC)，其是在完全吸气之后，可以用力呼出的总空气量；1秒测试的用力呼气量(FEV1)，其是在完全吸气之后，一秒持续时间内可以用力呼出的空气量。可以由该设备计算的其他参数可以包括：例如，FEV1/FVC比(FEV1％)，其是FEV1

与FVC之比;FEF/FIF,其是用力呼气流量(FEF)与用力吸气流量(FIF)之比,用于确定在一次肺活量测定法测量内,于不同位点处进出肺的空气的流动速率;和峰值呼气流量(PEF),其是肺活量测定法测试持续时间期间所经历的最大流动速率。

[0016] 除了肺活量计和压力传感器之外,采样单元也可并入一个或多个温度传感器,该温度传感器将该流量中所检测到的热能转换成对应的电信号。此类温度传感器可以包括例如热敏电阻和热电偶。对所呼出的呼吸样本中的所呼出的呼吸温度(EBT)的估计可以用于检测和监测用户的呼吸系统中的各种病理过程,诸如检测发烧、检测哮喘等。

[0017] 使用压力传感器,一种用于使用用户的呼气和吸气来确定呼吸测试是否合乎呼吸采样协议的机制,可以为用户确保最准确的结果。可以指导用户屏住他们的呼吸预定时间段,例如至少10秒或更长,以允许其肺内的CO水平与其血液中的水平平衡。然后可以指导用户任选地在预定时间段,例如6秒至12秒或更长,将他们的呼吸呼出到采样单元中。因为用户可能试图"诱使"采样单元给出相对较低的读数,所以适当应用呼气和吸气检测可以防止此类尝试。

[0018] 利用呼气和吸气两者,采样单元内的压力传感器可以测量流动室内的对应压力,并且也可以测量对应压力增加和减小的定时。因此,与压力传感器连通的处理器可以相应地确定用户是否已经合乎了呼吸测量(例如,呼气或吸气)的规定持续时间和强度。当检测到压力相对于环境压力的意外增大或减小时,可以通知用户,并且可以由设备向用户提供校正建议,例如,当期望呼气时或当准备屏住他的呼吸时,通过采样单元来吸入。虽然呼吸开始检测的其他方法(例如,温度、声音等)无法捕获所有不合乎呼吸采样协议的模式,但是使用压力传感器56和定时可以捕获此类不合规性。

[0019] 另一用于利用采样设备内的压力传感器的机制是:测量进入和离开呼吸传感器的空气量,并且使用此度量来估计和/或跟踪肺活量作为用户健康指标。因为可以将通过采样单元的用户呼吸样本的流量视为无法在通常于呼气期间和吸气期间遇到的流动速率下进行压缩,所以可以使用压力传感器来测量所得到的压力,以便确定通过该单元的空气的瞬时流动速率与对应压力之间的关系。通过对呼吸持续时间进行积分,可以测量通过该设备的总空气量。然后可以既为吸气也为呼气,建立流动速率与压力传感器所测压力之间的关系。通过提示用户通过采样单元来执行完整的呼气和吸气(或吸气和呼气),可以确定用户的总肺容量。

[0020] 又一机制是:提供相对于流动路径垂直放置的压力传感器,以测量用户呼吸样本的肺活量测定参数。如果流动路径的最小横截面积已知,则可以使用动态压力测量来计算流动速率。通过记录随时间推移的流动速率,可以经由处理器来计算肺活量测定参数。可以周期性地提示用户执行这些测量,以向其通知其肺部健康。

[0021] 又一机制是:将上述各种流量测定方法与eCO(或任何其他生物标记物)的检测进行组合。例如,可以确定通过该设备的总空气量,并且也可以确定针对吸气和呼气的流动速率与压力之间的关系。此外,可以记录随时间推移的流动速率,以计算用户的肺活量测定参数。在用户将其样本呼吸呼出到采样单元中时,可以将设备用于通过测量所存在的CO(或任何其他生物标记物)来测量用户的eCO。以此方式,可以使用相同的采样单元同时确定eCO以及肺参数。

[0022] 又一机制是:当呼出到采样单元中或通过采样单元来吸入时,确定用户是否阻塞

了任何排气孔(例如,堵塞了流动路径),这可能改变测量结果。在流动路径的各个部分中,该设备可以利用多个压力传感器。该设备通常可以限定:主CO传感器流动路径,其通向用于确定eCO的电化学传感器;和副排气路径,其允许将一部分样本呼吸排出。在已经指导用户将样本呼吸呼出到采样单元中后,可以测量CO传感器流动路径内的压力,并且可以与CO传感器流动路径分开地测量排气流动路径内的第二压力。如果任一流动路径内的任何排气开口被阻塞,则测量结果可能产生误差。

[0023] 排气流动路径与CO传感器流动路径的压力比P(排气)/P(CO)应当在所有流动速率不同的样本之间保持相对恒定,并且如果用户阻塞了任何排气开口,则该比率可能改变。因此,经由设备处理器,可以计算压力比P(排气)/P(CO),用于所获得的样本之间进行比较。如果任何样本提供了显著不同的比率,则这可能表示,一些或所有排气开口可能被阻塞并且用户可能需要采取校正措施。

[0024] 又一机制包括:向用户提供反馈作为鼓励。在用户已经将他们的呼吸呼出到采样单元中后,可以获得任何数量的测量结果,如本文所述(例如,流动速率、容量、流动压力等)。此信息可以作为像鼓励或资讯娱乐等用户反馈来提供,以向用户提供更合乎期望的体验。例如,可以记录吹过该设备的总空气量,并且以有趣的方式将其反馈给用户(例如,“你已经吹了25个直径为十二英寸的沙滩球!”)另一示例可以提供指示器,诸如可听铃声,或者也可以提供可视指示器,其中该指示器与例如流量的压力成比例,从而鼓励用户维持该指示器恒定。又一示例可以向用户提供构建成游戏的反馈,其中用户可尝试产生例如可能的最高压力流,该最高压力流被记录并与先前尝试进行比较,以用于确定肺功能的改善。

[0025] 又一机制包括:确定是否可能存在任何其他健康问题。在已经指导用户提供了呼吸样本之后,可以测量所呼出的呼吸中的某些参数,诸如温度。如果观察到所呼出的呼吸温度升高,这可能表示某一健康状况。例如,设备可以确定,用户可能发烧或用户正经历一些哮喘症状。

[0026] 一种被配置成由用户来确定肺部参数的装置变型通常可以包括:采样单元,该采样单元具有呼吸采样端口;至少一个压力传感器,该至少一个压力传感器位于采样单元内并且与呼吸采样端口连通;至少一个气体传感器,该至少一个气体传感器被配置成检测由用户呼出到呼吸采样端口中的样本呼吸中的所关注分析物,其中至少一个气体传感器定位在采样单元中并且与样本呼吸的至少一部分流体连通;以及处理器,该处理器与至少一个压力传感器和至少一个气体传感器连通。处理器可被配置成用指令提示用户在第一预定时间段将样本呼吸呼出到呼吸采样端口中。处理器还可被配置成经由压力传感器测量相对于环境压力的压力变化并且将此压力与流动速率相关联。处理器还可被配置成接收来自至少一个气体传感器的测量结果并且将此测量结果与样本呼吸中的所关注分析物相关联。处理器还可被配置成基于流动速率计算用户的肺脏参数。

[0027] 一种用于确定用户的肺部参数的方法通常可以包括:用指令提示用户在第一预定时间段将样本呼吸呼出到采样单元中;经由与样本呼吸连通的压力传感器,测量样本呼吸在第一预定时间段内的第一压力变化;经由与压力传感器连通的处理器,将第一压力变化与流动速率相关联;经由与样本呼吸的至少一部分流体连通的至少一个气体传感器,测量样本呼吸中的生物参数;经由与至少一个气体传感器连通的处理器,将生物参数的测量结果与所关注分析物相关联;以及基于流动速率,经由处理器计算用户的肺脏参数。

[0028] 一种被配置成由用户来确定采样合规性的装置变型通常可以包括:采样单元,该采样单元具有呼吸采样端口;至少一个压力传感器,该至少一个压力传感器位于采样单元内并且与呼吸采样端口连通;以及处理器,该处理器与至少一个压力传感器连通。处理器可被配置成:用指令提示用户在预定时间段将样本呼吸呼出到呼吸采样端口中;在感测到样本呼吸后,经由压力传感器测量相对于环境压力的压力变化;以及测量由样本呼吸对压力传感器所施加的压力变化的定时,并且处理器还可被配置成将样本呼吸的定时与预定时间段进行比较并且还将压力变化的强度与环境压力进行比较。

[0029] 一种用于由用户来确定采样合规性的方法通常可以包括:用指令提示用户在预定时间段将样本呼吸呼出到采样单元中;通过限定在采样单元上的呼吸采样端口接收样本呼吸;在感测到样本呼吸后,经由位于采样单元内并且与呼吸采样端口连通的至少一个压力传感器,测量相对于环境压力的压力变化;经由与至少一个压力传感器连通的处理器,测量由样本呼吸对至少一个压力传感器所施加的压力变化的定时;将样本呼吸的定时与预定时间段进行比较;以及将压力变化的强度与环境压力进行比较。

[0030] 另一被配置成由用户来确定采样合规性的装置变型通常可以包括:采样单元,该采样单元具有呼吸采样端口;第一压力传感器,该第一压力传感器被定位成与采样单元内的主流动路径连通并且与呼吸采样端口流体连通;第二压力传感器,该第二压力传感器被定位成与采样单元内的副流动路径连通并且与呼吸采样端口以及一个或多个排气开口流体连通;以及处理器,该处理器与第一压力传感器和第二压力传感器连通,其中处理器被配置成从第一压力传感器获得第一压力测量结果并且从第二压力传感器获得第二压力测量结果,以及确定第二压力测量结果与第一压力测量结果的压力比。

[0031] 另一用于由用户来确定采样合规性的方法通常可以包括:通过限定在采样单元上的采样端口接收样本呼吸,使得样本呼吸的第一部分流入主流动路径中,并且样本呼吸的第二部分流入副流动路径中并通过一个或多个排气开口;经由主流动路径中的第一压力传感器,获得第一压力测量结果;经由副流动路径中的第二压力传感器,获得第二压力测量结果;经由与第一压力传感器和第二压力传感器连通的处理器,确定第二压力测量结果与第一压力测量结果的压力比;以及将压力比与从后续呼吸样本测量结果获得的后续压力比进行比较以获得偏差。

附图说明

[0032] 图1A示出了一种能够接收对象的所呼出的呼吸并检测各种参数并且可以与一个或多个远程设备连通的系统变型。

[0033] 图1B示出了包含在呼吸传感器外壳内的内部电路和传感器的一种变型。

[0034] 图1C示出了定位在传感器上方的流动路径控制设备的俯视图。

[0035] 图2示出了采样单元内的流动路径以及可以并入的各种传感器的详细视图。

[0036] 图3A和图3B示出了曲线图,这些曲线图示出了呼气期间和吸气期间的典型流量参数。

[0037] 图4示出了一种用于确定呼吸测试合规性的机制的流程图。

[0038] 图5A示出了另一用于估计和/或跟踪肺活量作为用户健康指标的机制的流程图。

[0039] 图5B示出了另一用于估计和/或跟踪肺脏参数和所关注分析物作为用户健康指标

的机制的流程图。

[0040] 图6示出了另一用于测量用户呼吸样本的肺活量测定参数的机制的流程图。

[0041] 图7示出了流程图，该流程图示出了又一方法，该方法将各种流量参数测量结果与用户呼吸样本中的生物标记物检测(例如，eCO)进行组合。

[0042] 图8示出了流程图，该流程图示出了又一方法，该方法用于确定用户当呼出到采样单元中或通过采样单元吸入时是否阻塞了任何排气孔，这可能改变测量结果。

[0043] 图9示出了流程图，该流程图示出了一种将反馈提供给用户作为鼓励的方法。

[0044] 图10示出了用于确定是否可能存在任何其他健康问题的方法的流程图。

具体实施方式

[0045] 用户的某些生物测定数据可以通过如下方式获得：基于对用户的一项或多项生物测定数据(诸如其所呼出的呼吸)进行测量，非侵入性地检测和量化用户的吸烟行为，以用于确定所呼出的一氧化碳(eCO)的水平。此类测量或数据收集可以使用便携式测量单元或固定测量单元，它们中的任一单元与一个或多个电子设备连通以用于执行量化分析。替代地，可以在便携式单元/固定单元中执行分析。然而，用户可能不合乎所规定的用于获得他们的呼吸样本的呼吸采样协议。当提供用户的呼吸样本时，由他们有意或无意的使用可能导致不合规。例如，用户可能过早或过晚地呼出到采样设备中，所呼出的呼吸可能未被检测到，用户可能太轻地呼出到采样单元中，或者用户可能在开始采样之前通过采样单元吸入。因此，可以实现某些机制和方法，以确保按足够的方式来提供呼吸样本，以减少任何误差或错误测量结果。此外，采样单元不仅可以用于检测用户的eCO水平(或其他生物标记物参数)，而且相同的采样单元可以用于确定与用户的肺部健康相关的各种其他生物参数。

[0046] 图1A示出了系统和/或方法的一种变型，其中从用户获得多个生物测定数据样本并对其进行分析，以量化用户与香烟烟雾的接触量，使得可以将所量化的信息转发给个人、医疗护理人员和/或与个人健康有利害关系的其他方。下文所论的示例采用了便携式设备20，该便携式设备利用多种常用的传感器，获得个人的多个呼出空气样本，这些传感器测量呼出空气样本内的eCO的含量。然而，该量化过程和信息传送并不限于基于呼出空气的吸烟接触量。如上所述，存在许多采样机制来获得用户的吸烟接触量。在可能的情况下，本示例所述的方法和设备可以与任何数量的不同采样机制进行组合或补充，同时仍然属于本发明的范围内。

[0047] 已知的是，可以将eCO水平的测量用作一种评估个人吸烟状况的即时、非侵入性方法。非吸烟者的eCO水平可介于例如0ppm至6ppm之间，或更具体地，介于例如3.61ppm和5.6ppm之间。

[0048] 如图所示，便携式采样单元或个人采样单元20可以与个人电子设备10或计算机12连通。其中个人电子设备10包括但不限于智能电话、蜂窝电话、或其他经设计或经编程用于接收来自个人采样单元20的数据的个人传输设备。同样，计算机12旨在包括个人计算机、本地服务器、远程服务器等。来自个人采样单元20的数据传输14可以发生于个人电子设备10和/或计算机12中的两者或一者上。此外，个人电子设备10与计算机12之间的同步16是任选的。个人电子设备10、计算机12和/或个人采样单元20中的任何一者都可以将数据传输到远程服务器以如本文所述进行数据分析。替代地，数据分析可全部或部分地经由包含在诸如

采样单元20(或计算机12或个人电子设备10)的本地设备中的处理器而发生。在任何情况下,个人电子设备10和/或计算机12可以向个人、看管人或其他个人提供信息,如图1A所示。

[0049] 经由收集入口或开口22,个人采样单元20接收来自个人的呼出空气18的样本。个人采样单元20内的硬件可以包括任何检测呼吸样本内的CO气体的市售电化学气体传感器、传输数据14(例如,经由蓝牙®、蜂窝或其他无线电波以提供数据传输)的市售传输硬件。然后,在计算机显示器12或个人电子设备10中的一者(或两者)上,显示所传输的数据以及相关测量结果和量化结果。替代地或组合地,任何信息可以选择性地显示在便携式采样单元20上。

[0050] 个人采样单元20(或个人呼吸单元)也可采用标准端口,以允许与相应设备10和12的直接有线连通。在某些变型中,个人采样单元20也可以包括可拆卸型或内置型存储器存储,使得该存储器允许数据记录和单独数据传输。替代地,个人采样单元可以允许数据的同时存储和传输。设备20的附加变型不需要存储器存储。此外,单元20可以采用任何数量的GPS部件、惯性传感器(以跟踪运动)以及/或者其他提供关于患者行为的附加信息的传感器。

[0051] 个人采样单元20也可以包括任何数量的输入触发器(诸如开关或传感器)24、26。如下所述,输入触发器24、26可以允许个人将设备20预备好而用于输送呼吸样本18或记录关于香烟的其他信息,诸如所吸香烟的数量、强度等。此外,个人采样单元20的变型也可以将任何输入的时间戳与设备20相关联。例如,当传输数据14时,个人采样单元20可以关联样本提供时间,并且提供所测的或所输入的数据以及测量的时间。替代地,个人采样设备20可使用替代机制来识别样本获得时间。例如,给定一系列样本而非记录每个样本的时间戳,可以记录该系列中的每个样本之间的时间段。因此,识别任何一个样本的时间戳允许确定该系列中的每个样本的时间戳。

[0052] 在某些变型中,个人采样单元20可以被设计成使得它具有最小的轮廓并且可易于由个人毫不费力地携带。因此,输入触发器24可以包括小型轮廓的触觉开关、光学开关、电容触摸开关、或任何常用的开关或传感器。便携式采样单元20也可以使用任何数量的公知技术向用户提供反馈或信息。例如,如图所示,便携式采样单元20可以包括显示如下所论的选定信息的屏幕28。替代地或另外,反馈可以是振动元件、可听元件和可视元件(例如,一种或多种颜色的照明源)的形式。任何反馈部件可被配置成向个人提供警报,该警报可以用作提醒以提供样本以及/或者以提供与吸烟行为测量结果相关的反馈。此外,反馈部件可以重复地向个人提供警告,以提醒个人提供所呼出空气的周期性采样,从而延长系统捕获生物测定数据(诸如eCO、CO水平、H_2等)和其他行为数据(诸如手动输入位置或经由耦合到该单元的GPS部件所输入的位置、香烟数量、或其他触发器)的时间段。在某些情况下,可以在初始程序或数据捕获期间,以更高的频率来触发这些提醒。一旦获得了足够的数据,就可以降低提醒频率。

[0053] 在用采样单元20获得呼吸样本时,可以在个人电子设备10或计算机显示器12上提供指令,用于在引导型呼吸测试中,向对象显示,以训练该对象使用单元20。通常,可以例如在电子设备10的屏幕28上,指导对象在设定时间段,首先从单元20中吸走,然后呼出到单元20中。单元20可任选地并入一个或多个压力传感器,该一个或多个压力传感器与例如止回阀流体联接,以检测对象是否通过单元20吸入。

[0054] 图1B示出了采样单元20，其中一部分外壳30和收集入口或开口22被移除，以示出包含在其中的电化学传感器的俯视图。在此变型中，所示第一传感器38和第二传感器42(传感器38、42中的一者或两者可以包括CO传感器和H_2传感器)任选地定位在相应的传感器平台36、40上，传感器平台反过来可以安装在诸如印刷电路板44的基板上。尽管在其他变型中，根据所检测的参数，可以使用一个或多个传感器。在其他变型中，一个或多个传感器可以直接安装在印刷电路板44上。也可以看到电源端口和/或数据访问端口46与印刷电路板44集成在一起，并且可由远程设备诸如计算机、服务器、智能电话或其他设备容易地访问。如图所示，可以使用多个传感器38、42或单个传感器来检测采样呼吸中的参数。

[0055] 在其他变型中，至少一个CO传感器或多个CO传感器可以单独实现。替代地，一个或多个CO传感器可以与一个或多个H_2传感器组合使用。如果既使用CO传感器也使用H_2传感器，则来自H_2传感器的读数可用于解释或补偿CO传感器所检测到的任何H_2信号，因为许多CO传感器对H_2具有交叉敏感性，H_2的存在量经常足以潜在地影响人们呼吸中的CO测量结果。如果使用CO传感器而不用H_2传感器，则可以应用各种方法来将任何H_2测量干扰降低到标准上可接受的水平。然而，使用H_2传感器以直接测量和补偿H_2的存在可以促进CO测量。传感器也可以包括任何数量的不同传感器类型，包括化学气体传感器、电化学气体传感器等，用于在检测吸烟相关吸气的情况下检测诸如一氧化碳的试剂。

[0056] 图1C示出了流量控制组件的俯视图，该流量控制组件并入外壳20中并且密封定位在传感器上方，使得通过内腔而进入的采样空气包含在采样单元内。当由对象呼出时，样本呼吸可进入该设备。该呼吸进入分散室43，其中大部分样本(例如，约80％)通过室43被转移到副通道49、51所限定的相应副流体路径45、47中。其余样本(约20％)通过主通道进入接收通道53，在接收通道中，该呼吸然后可通过开口55、57进入并与传感器接触。在其他变型中，多于50％的呼吸样本可以被转移，使得少于50％的呼吸样本进入接收通道。

[0057] 用于确定和量化用户的eCO水平的呼吸采样设备和方法的其他示例在各种专利中进一步详细描述，例如美国专利9,861,126;10,206,572;10,306,922;10,335,032和美国专利公开2019/0113501，这些专利中的每一篇全文以引用方式并入本文并用于任何目的。任何所述设备可以与本文所述的方法和装置一起利用。

[0058] 在采样单元20的另一变型中，该设备可以另外和/或替代地并入一个或多个用于监测或筛选各种状况的肺活量计54以及与样本呼吸52流体连通的一个或多个压力换能器或压力传感器56。尽管示出了单个压力传感器56，但是可以在采样单元20内的各个位置处并入附加的压力传感器。可以将肺活量计54并入单元20中，使得它与通过流动路径50的样本呼吸52流体连通，以检测和/或监测参数，如图2所示。一个或多个压力传感器56和/或肺活量计54可以有线连接到单元20内的处理器，或者它可以与个人电子设备10或计算机12无线连通。压力传感器56通常将由流体样本52所施予的压力转换成电信号，并且可以包括任何数量的各种机制，例如压阻式、电容式、电磁式、压电式、应变仪式、光学式等。肺活量计54通常将流体52的容量和流量量化，并且可以用于评估用户的肺功能，并且可以帮助识别各种肺部状况，例如哮喘、肺纤维化、囊性纤维化、COPD等。

[0059] 另外，流动路径50可以包括流动开关以增加或减小沿流动路径的流动阻力。当对象往设备之中呼吸时，可以指导其尽可能用力地呼出，并且设备可以将所测压力和容量转化为流动速率，以计算：例如，用力肺活量(FVC)，其是在完全吸气之后，可以用力呼出的总

空气量;1秒测试的用力呼气量(FEV1),其是在完全吸气之后,一秒持续时间内可以用力呼出的空气量。可以由该设备计算的其他参数可以包括:例如,FEV1/FVC比(FEV1%),其是FEV1与FVC之比;FEF/FIF,其是用力呼气流量(FEF)与用力吸气流量(FIF)之比,用于确定在一次肺活量测定法测量内,于不同位点处进出肺的空气的流动速率;和峰值呼气流量(PEF),其是肺活量测定法测试持续时间期间所经历的最大流动速率。

[0060] 图3A示出了曲线图60,该曲线图示出了男性和女性两者在不同年龄内的FVC、FEV1和FEV 25%-75%的标准值,图3B示出了曲线图62,该曲线图示出了FEF 25%、50%和75%在呼气期间以及FIF 75%、50%和25%在吸气期间的典型流量(升/秒)与容量(L)的关系,以供参考。

[0061] 除了肺活量计54和压力传感器56之外,采样单元也可并入一个或多个温度传感器58,如图2所示,该温度传感器将流量52中所检测到的热能转换成对应的电信号。此类温度传感器58可以包括例如热敏电阻和热电偶。对所呼出的呼吸样本中的所呼出的呼吸温度(EBT)的估计可以用于检测和监测用户的呼吸系统中的各种病理过程,诸如检测发烧、检测哮喘等。

[0062] 使用压力传感器56,一种用于使用用户的呼气和吸气来确定呼吸测试合规性的机制在图4的流程图中示出,因为用户合乎呼吸采样协议可以为用户确保最准确的结果。如图所示,可以指导用户屏住他们的呼吸70预定时间段,例如至少10秒或更长,以允许其肺内的CO水平与其血液中的水平平衡。然后可以指导用户任选地在预定时间段(例如,6秒至12秒或更长),将他们的呼吸呼出到采样单元72中。因为用户可能试图“诱使”采样单元给出相对较低的读数,所以适当应用呼气和吸气检测可以防止此类尝试。

[0063] 利用呼气和吸气两者,采样单元内的压力传感器56可以测量流动室74内的对应压力,并且也可以测量76对应压力增加和减小的定时。因此,通过相对于实际所测样本呼吸的持续时间和强度进行比较,与压力传感器56连通的处理器可以相应地确定用户是否已经合乎了呼吸测量(例如,呼气或吸气)78的规定(或预期)持续时间和强度。例如,可以将样本呼吸的实际定时与呼出到设备中规定的预定时间段进行比较,以获得定时,并且可以将所测压力变化的强度与环境压力水平进行比较以获得呼吸强度。当检测到压力相对于环境压力的意外增大或减小时,以及/或者当样本呼吸的定时超出预定时间段时,可以通知用户,并且可以由设备向用户提供校正建议,例如,当期望呼出时或当准备屏住呼吸时,通过采样单元20吸入。虽然呼吸开始检测的其他方法(例如,温度、声音等)无法捕获所有不合乎呼吸采样协议的模式,但是使用压力传感器56和定时可以捕获此类不合规性。

[0064] 图5A示出了另一机制的流程图,该机制用于利用采样设备20内的压力传感器56来测量进入和离开呼吸传感器的空气量,并使用该度量来估计和/或跟踪肺活量作为用户健康指标。因为可以将通过采样单元20的用户呼吸样本的流量视为无法在通常于呼气期间和吸气期间遇到的流动速率下进行压缩,所以可以使用压力传感器56来测量所得到的压力,以便确定通过该单元20的空气的瞬时流动速率与对应压力之间的关系。可以指导用户将呼吸80呼出到采样单元中并且还通过采样单元20吸入呼吸82。任选地,可以进一步指导用户再次通过单元20呼出,从而可以获得通过单元20的完整呼出-吸入-呼出循环,以测量肺容量参数。通过对呼吸的持续时间进行积分,可以测量84通过该设备的总空气量。然后可以既为吸气也为呼气86,建立流动速率与压力传感器56所测压力之间的关系。

[0065] 通过提示用户通过采样单元20来执行完整的呼气和吸气以及任选地随后另一次呼气(或吸气、呼气、以及任选地再次吸气),可以确定用户的总肺容量。此过程可以周期性地执行和监测,以向用户提供关于其肺活量如何可能随时间推移而变化的反馈。用以计算呼吸过程中的累积呼出容量的积分过程也可有助于使算法更精确,例如,估计何时耗尽死容量并对肺泡空气进行采样。

[0066] 图5B示出了用于利用采样设备20内的压力传感器56和至少一个传感器来测量生物参数以用于确定用户的肺脏参数的机制的又一流程图。如所述,可以提示用户在预定时间段,例如6秒至12秒或更长,将他们的呼吸80呼出到采样单元20中。在呼出之前,可以任选地指导用户将他们的呼吸屏住预定时间段,例如至少10秒或更长,以允许其肺内的CO水平与其血液中的水平平衡。当用户呼出其样本呼吸时,经由与采样单元20内的处理器连通的至少一个压力传感器,可以测量81由样本呼吸所施加的压力相对于环境压力的变化。也可以经由处理器来测量呼气的定时。然后可以经由处理器,将压力变化与流动速率83相关联。

[0067] 也可以经由一个或多个与样本呼吸的至少一部分流体连通的传感器85,例如气体传感器,测量样本呼吸中的一个或多个生物参数,该样本呼吸的至少一部分被转移到包含在采样单元20内的一个或多个传感器(如前所述)。此测量结果可以与流量参数的测量结果同时获得,或者此测量结果可以从在较近时间上取得的单独样本呼吸获得。可以任选地将样本呼吸的其余部分从单元20中排出。经由处理器,可以将从一个或多个传感器获得的生物参数的测量结果与所关注分析物87相关联,其中分析物可以包括样本呼吸中的CO水平或任何数量的指示用户对应生物参数的其他分析物,例如H_2、CH_4、CO_2、O_2、C_3H_6O等。然后基于从相关压力变化获得的流动速率89,可以经由处理器来计算用户的肺脏参数。因此,肺脏参数和对应生物参数可以从单个样本呼吸获得。后续肺脏参数和生物参数可以在预定时间段内从用户获得,用于跟踪用户的肺健康,其可以作为反馈提供给用户。

[0068] 图6示出了另一流程图,该流程图示出了如何使用压力传感器56(例如,相对于流动路径垂直放置的压力传感器)来测量用户呼吸样本的肺活量测定参数。可以指导用户通过采样单元90呼出,以提供样本呼吸。通常,在流动阻力相对较高的设备中,可能难以评估流量参数,但是相对于流动方向垂直地定向压力传感器56可以使该设备能够使用以下动态压力等式来计算流动速度:

[0069] $$q = \frac{\rho u^2}{2} \qquad (1)$$

[0070] 其中,

[0071] q=动态压力(Pa)

[0072] ρ=空气的流体密度

[0073] u=流动速度

[0074] 重新排列等式(1)以求解流动速度产生了以下等式:

[0075] $$u = \sqrt{\frac{2q}{\rho}} \qquad (2)$$

[0076] 如果流动路径的最小横截面积已知,则可以通过等式(2),使用动态压力测量结果来计算流动速率。通过记录随时间推移的流动速率,可以经由处理器来计算92肺活量测定参数。

[0077] 可以周期性地提示用户执行这些测量，以向其通知其肺部健康。例如，可以提示用户在吸了香烟94之前和之后执行这些测试，以提供关于吸烟对其健康的即时影响的反馈。记录随时间推移的这些值也可以帮助鼓励用户继续减少其香烟摄入量，因为其肺活量测定法测量结果得到改善。

[0078] 图7示出了另一流程图，该流程图示出了又一方法，该方法组合了上文参照图5和图6所述的这些方法。如上所述，可以指导用户将样本呼吸呼出到采样单元100中，并且还通过采样单元102吸入呼吸。如所述，可以确定104通过该设备的总空气量，并且也可以确定106针对吸气和呼气的流动速率与压力之间的关系。此外，可以记录随时间推移的流动速率，以计算用户的肺活量测定参数108。当用户将其样本呼吸呼出到采样单元100中时，可以将设备用于通过测量所存在的CO(或任何其他生物标记物)来测量用户的eCO。以此方式，可以使用相同的采样单元20来同时确定eCO以及肺参数。

[0079] 每种方法可以利用不同的流动阻力，这些流动阻力可以利用通过采样单元20的不同流动路径几何形状，并且这可以指示所采用的生物标记采样方法。如上所述，该设备可以计算呼气和吸气肺容量，并且也可以计算各种肺活量测定法测量结果。

[0080] 图8示出了又一流程图，该流程图示出了多种方法，这些方法可用于确定用户当呼出到采样单元20中或通过采样单元吸入时是否阻塞了任何排气孔(例如，堵塞了流动路径)，这可能改变测量结果。在流动路径的各个部分中，该设备可以利用多个压力传感器。该设备通常可以限定：主CO传感器流动路径，其通向用于确定eCO的电化学传感器；和副排气路径，其允许将一部分样本呼吸排出，如本文参照图1C所示和所述。在已经指导用户将样本呼吸呼出到采样单元110中后，可以测量112 CO传感器流动路径内的压力，并且可以与CO传感器流动路径114分开地测量排气流动路径内的第二压力。如果任一流动路径内的任何排气开口被阻塞，则测量结果可能产生误差。

[0081] 排气流动路径与CO传感器流动路径的压力比P(排气)/P(CO)应当在所有流动速率不同的样本之间保持相对恒定，并且如果用户阻塞了任何排气开口，则该比率可能改变。因此，经由设备处理器，可以计算116压力比P(排气)/P(CO)，用于所获得的样本之间进行比较。如果任何样本提供了显著不同的比率，则这可能表示，一些或所有排气开口可能被阻塞并且用户可能需要采取校正措施。

[0082] 图9示出了又一流程图，该流程图示出了一种将反馈提供给用户作为鼓励的方法。在用户已经将他们的呼吸呼出到采样单元120中后，可以获得任何数量的测量结果，如本文所述(例如，流动速率、容量、流动压力等)122。此信息可以作为像鼓励或资讯娱乐等用户反馈124来提供，以向用户提供更合乎期望的体验。例如，可以记录吹过该设备的总空气量，并且以有趣的方式将其反馈给用户(例如，“你已经吹了25个直径为十二英寸的沙滩球!”)另一示例可以提供指示器，诸如可听铃声，或者也可以提供可视指示器，其中该指示器与例如流量的压力成比例，从而鼓励用户维持该指示器恒定。又一示例可以向用户提供构建成游戏的反馈，其中用户可尝试产生例如可能的最高压力流，该最高压力流被记录并与先前尝试进行比较，以用于确定肺功能的改善。

[0083] 图10示出了用于确定是否可能存在任何其他健康问题的方法的又一流程图。在已经指导用户提供呼吸样本130之后，可以测量所呼出的呼吸132中的某些参数，诸如温度。如果观察到所呼出的呼吸温度升高，这可能表示了某一健康状况134。例如，设备可以确定，用

户可能发烧或用户正经历一些哮喘症状。

[0084] 例如参照图4至图10所述的任何方法和机制可以与任何生理测量设备(例如,压力设备、肺活量测定法设备、温度设备等)按任何数量的组合进行组合,以实现组合式评估、测量等,并且旨在处于本说明书的范围内。例如,生理测量设备也可并入任何数量的附加传感器,用于检测各种其他参数,诸如CO(如所述)、H_2、CH_4(甲烷)、CO_2、O_2、C_3H_6O(丙酮)等,作为各种生物功能的指标。

[0085] 虽然上文描述了多个范例,但是将对本领域技术人员显而易见的是,可以在其中进行各种更改和修改。此外,上文所述的各种装置或过程也旨在于可行的情况下彼此组合利用。所附权利要求旨在覆盖属于本发明的真实精神和范围内的所有此类更改和修改。

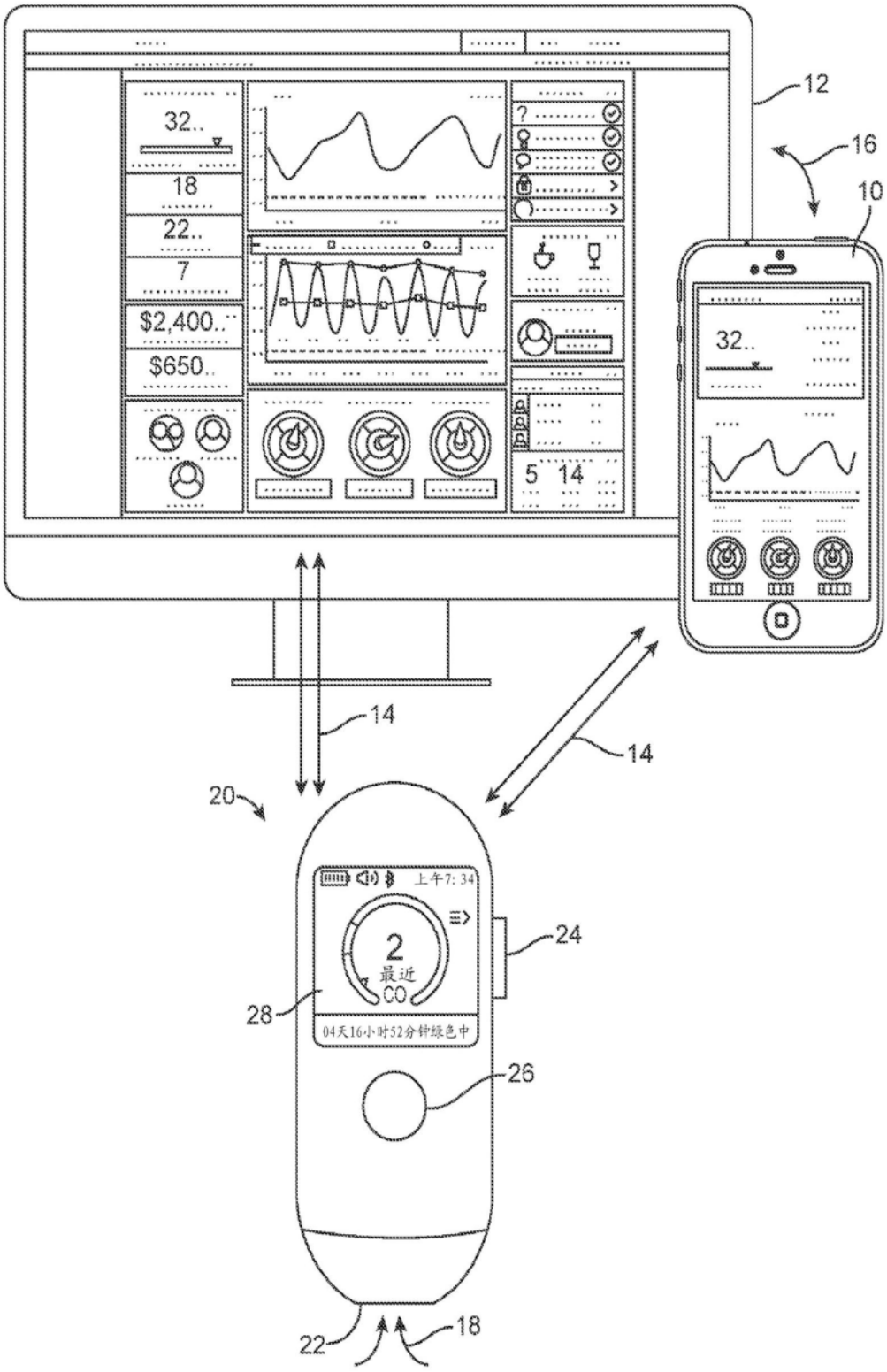

12
16
10
32..
18
22..
7
$2,400..
$650..
5 14
14
14
20
上午7: 34
2
最近
CO
04天16小时52分钟绿色中
24
28
26
22
18

图1A

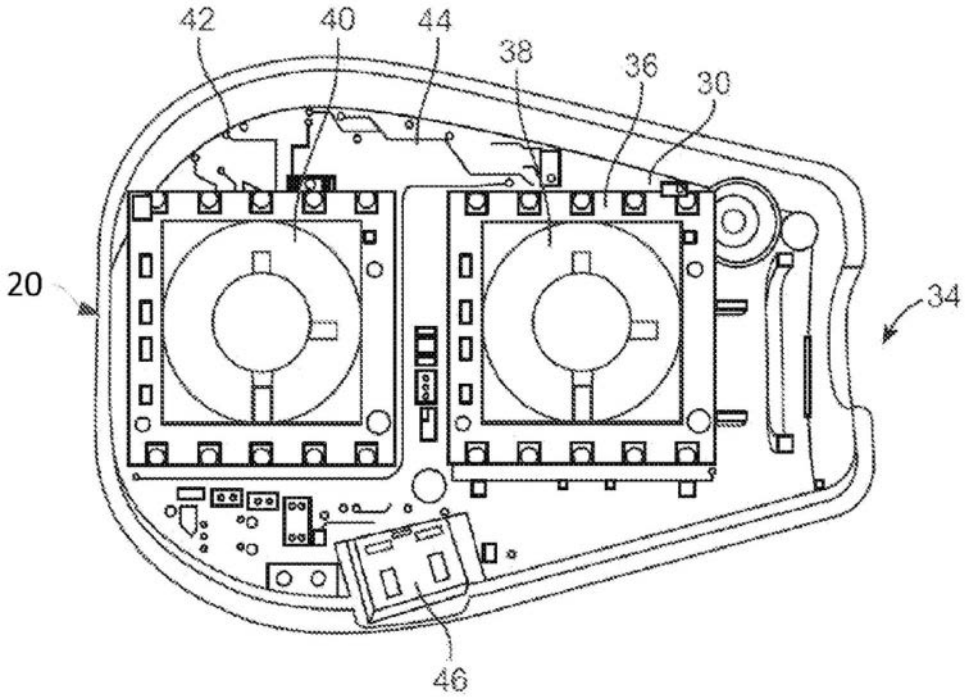


图1B

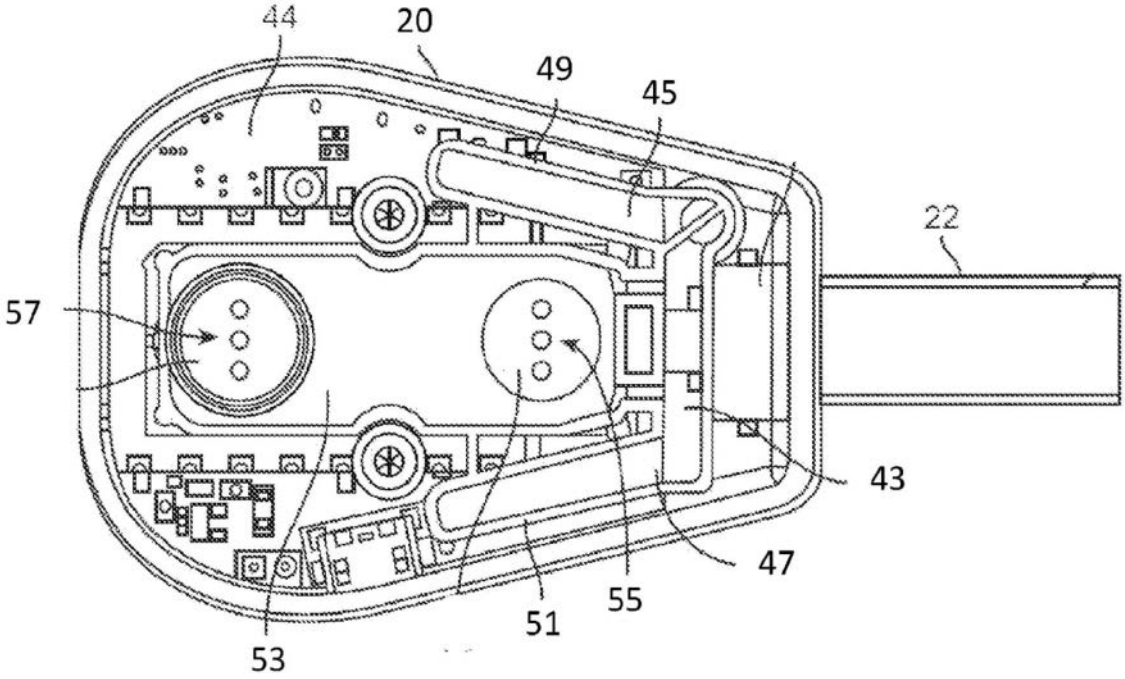


图1C

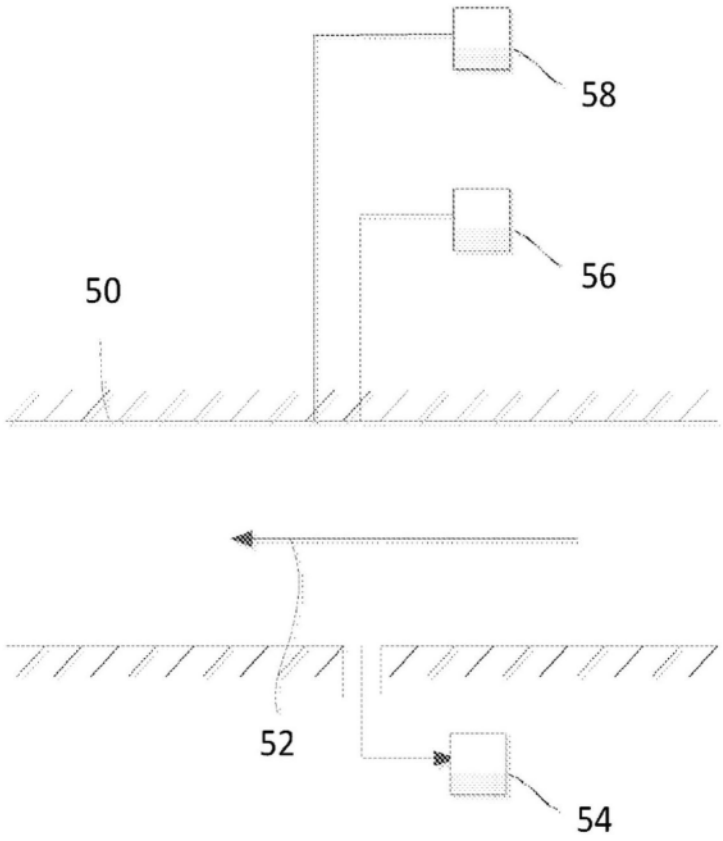


图2

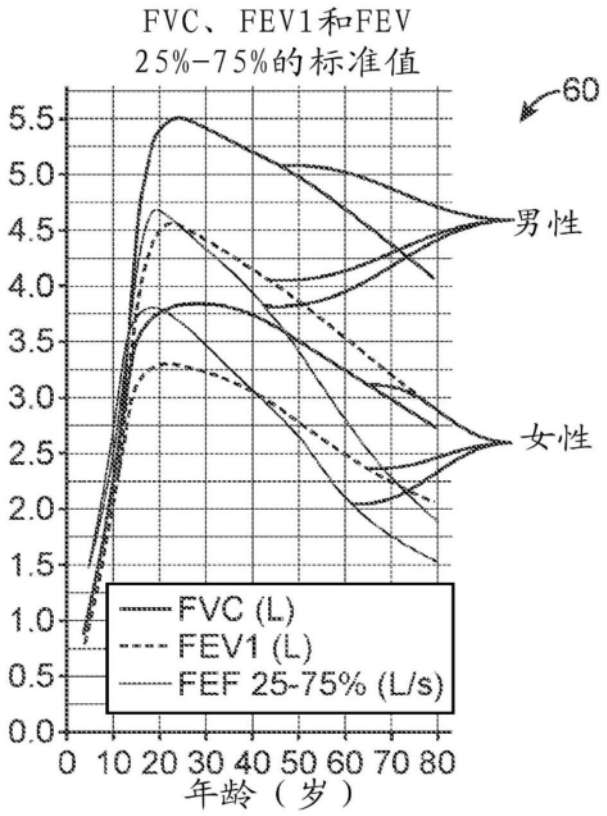

FVC、FEV1和FEV
25%-75%的标准值
60
男性
女性
FVC (L)
FEV1 (L)
FEF 25-75% (L/s)
5.5
5.0
4.5
4.0
3.5
3.0
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
0 10 20 30 40 50 60 70 80
年龄（岁）

图3A

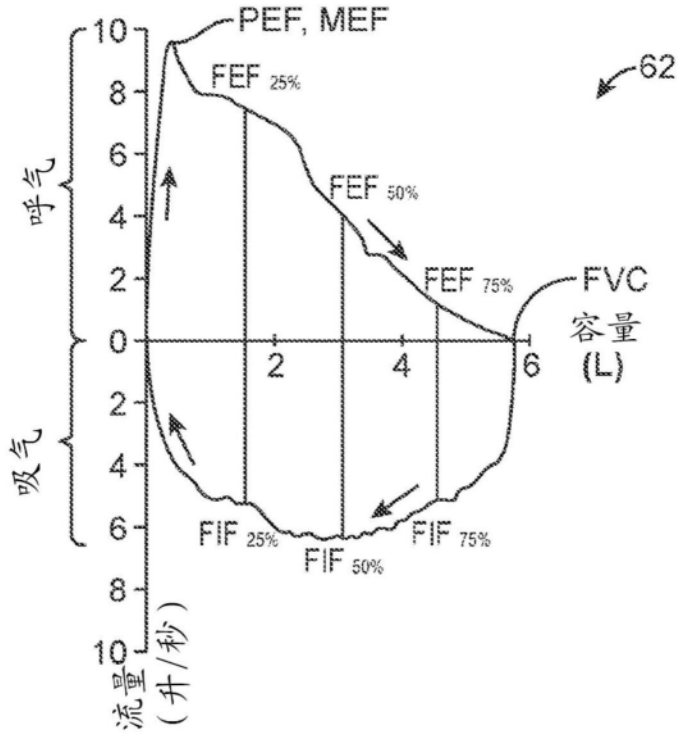

PEF, MEF
FEF 25%
FEF 50%
FEF 75%
FVC
容量
(L)
62
呼气
吸气
FIF 25%
FIF 50%
FIF 75%
流量（升/秒）
10
8
6
4
2
0
2
4
6

图3B

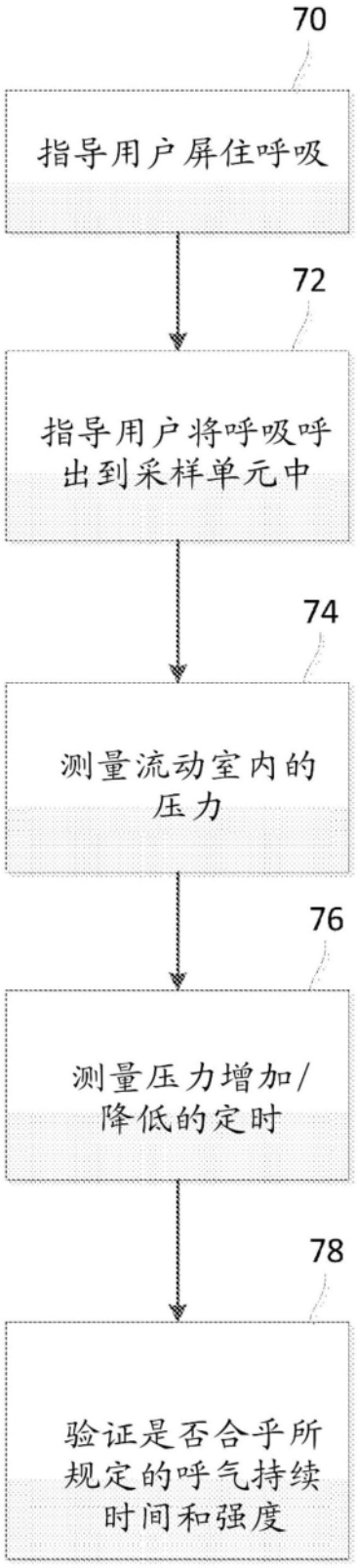

70
指导用户屏住呼吸
72
指导用户将呼吸呼出到采样单元中
74
测量流动室内的压力
76
测量压力增加/降低的定时
78
验证是否合乎所规定的呼气持续时间和强度

图4

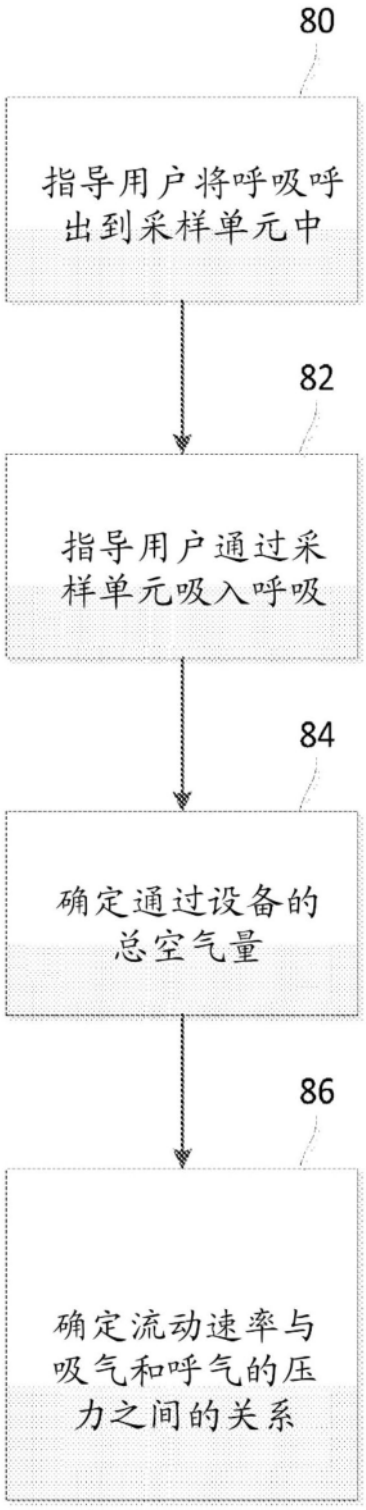

80
指导用户将呼吸呼出到采样单元中
82
指导用户通过采样单元吸入呼吸
84
确定通过设备的总空气量
86
确定流动速率与吸气和呼气的压力之间的关系

图5A

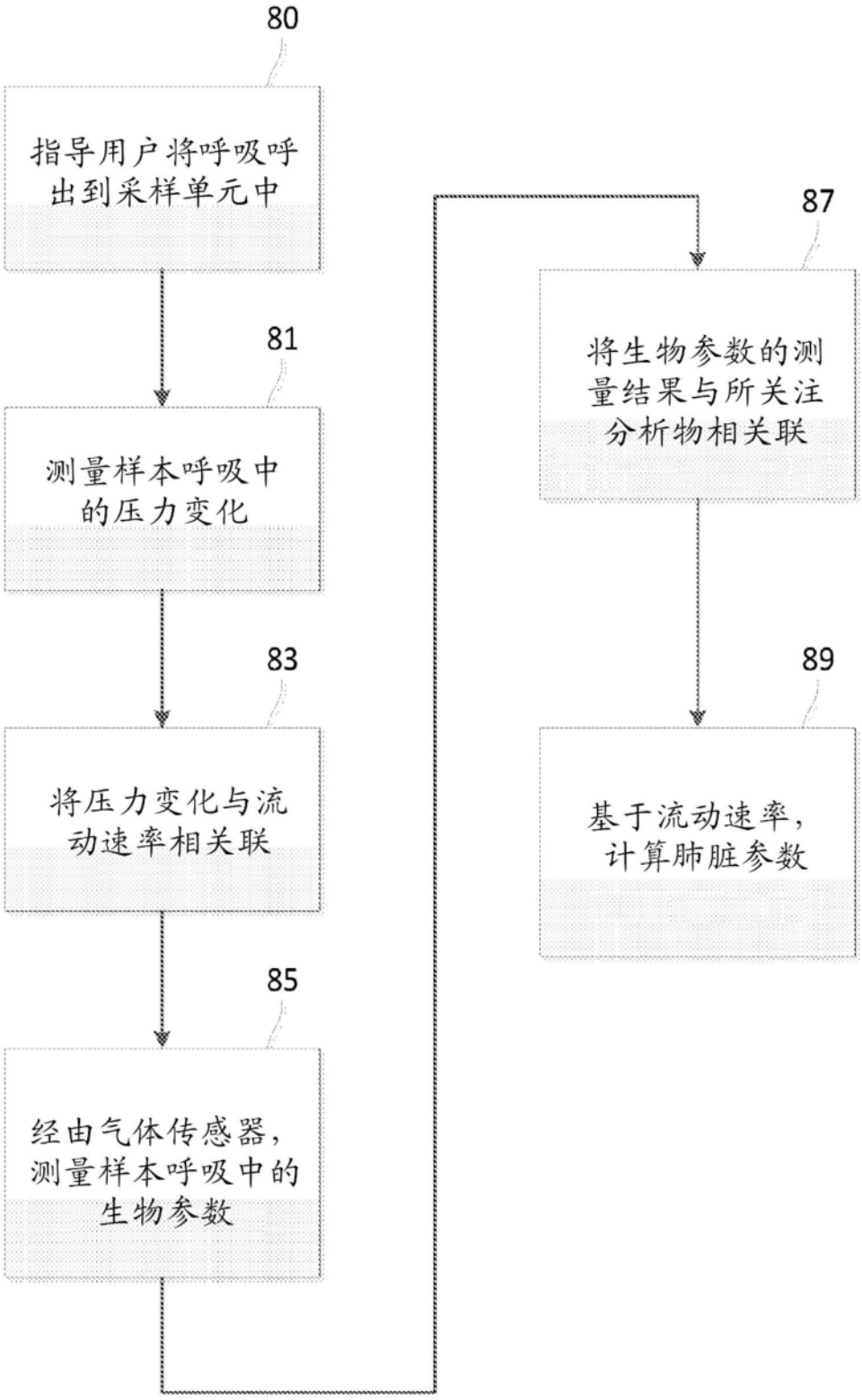

80
指导用户将呼吸呼出到采样单元中
81
测量样本呼吸中的压力变化
83
将压力变化与流动速率相关联
85
经由气体传感器，测量样本呼吸中的生物参数
87
将生物参数的测量结果与所关注分析物相关联
89
基于流动速率，计算肺脏参数

图5B


90
指导用户将呼吸呼出到采样单元中
92
记录随时间推移的流动速率，以计算肺活量测定参数
94
在吸烟之前和之后，执行测试

图6

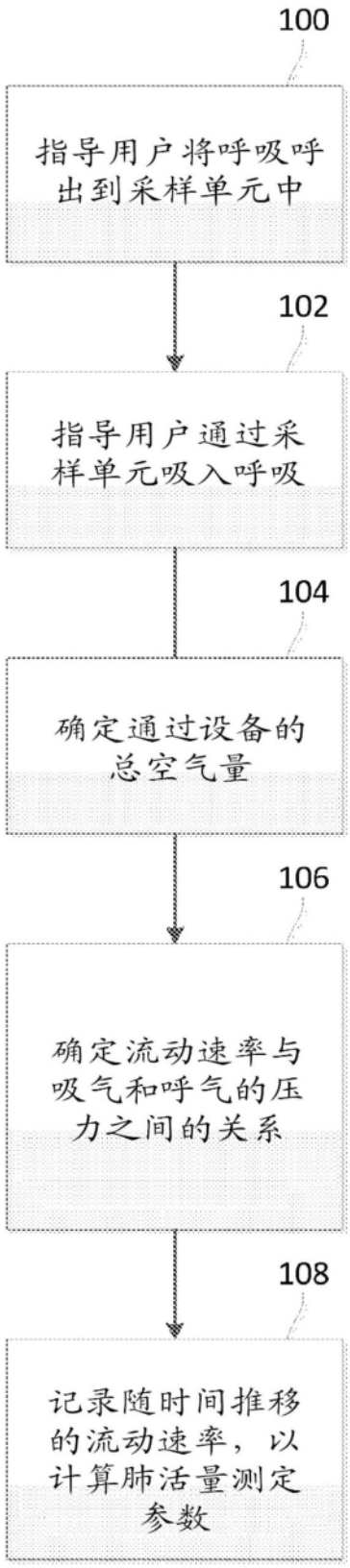

100
指导用户将呼吸呼出到采样单元中
102
指导用户通过采样单元吸入呼吸
104
确定通过设备的总空气量
106
确定流动速率与吸气和呼气的压力之间的关系
108
记录随时间推移的流动速率，以计算肺活量测定参数

图7

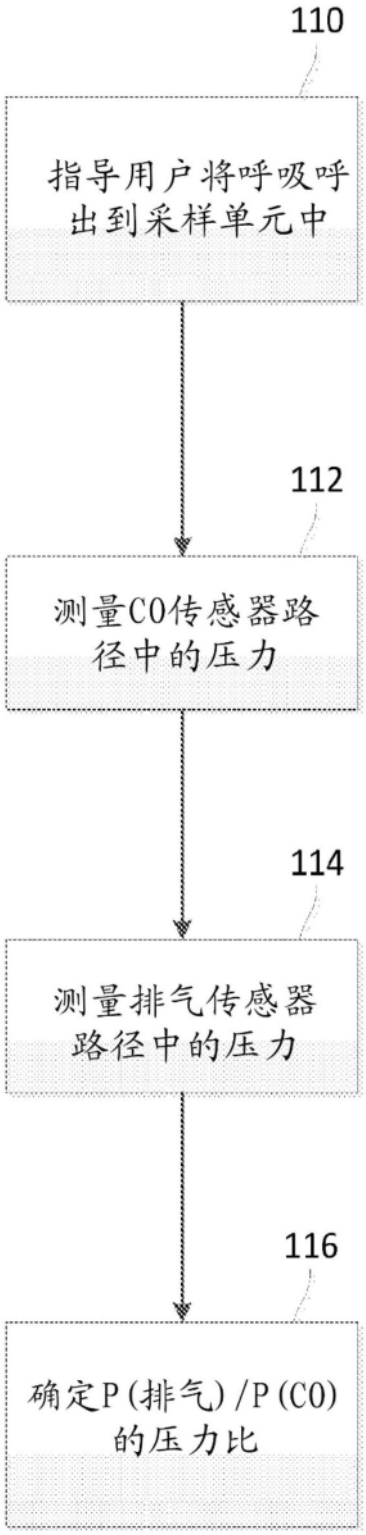

110
指导用户将呼吸呼出到采样单元中
112
测量CO传感器路径中的压力
114
测量排气传感器路径中的压力
116
确定P(排气)/P(CO)的压力比

图8

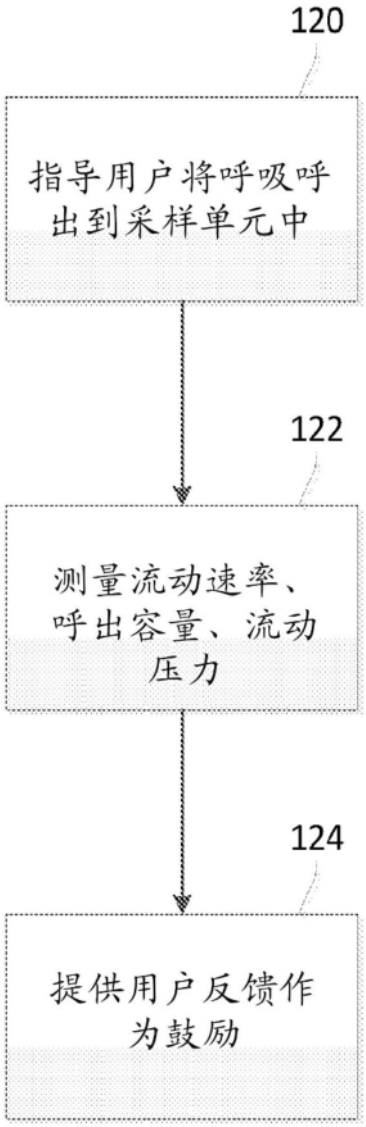


图9

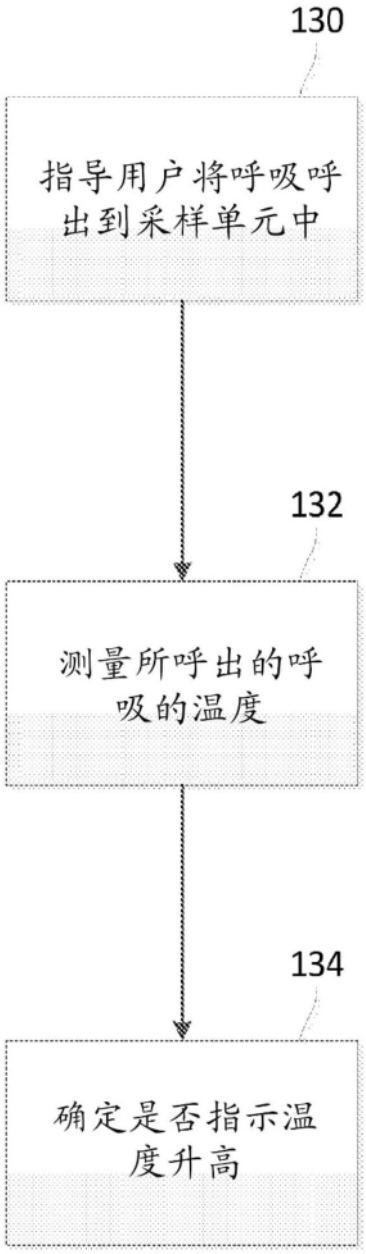


图10