(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0123086
(43) 공개일자 2022년09월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) *A61B 5/087* (2006.01)
A61B 5/091 (2006.01) *A61B 5/097* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/082 (2013.01)
A61B 5/0803 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-7026437
(22) 출원일자(국제) 2020년12월23일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2022년07월29일
(86) 국제출원번호 PCT/US2020/066842
(87) 국제공개번호 WO 2021/138197
국제공개일자 2021년07월08일
(30) 우선권주장
62/955,561 2019년12월31일 미국(US)

(71) 출원인
맥닐 에이비
스웨덴 헬싱보르그 에스이-251 09
(72) 발명자
제임슨 알렌
미국 캘리포니아 94086 선베일 에스. 타페 에스티. 572
발비르츠 다니엘
미국 캘리포니아 94061 레드우드시티 캠브리지 로드 973
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
장훈

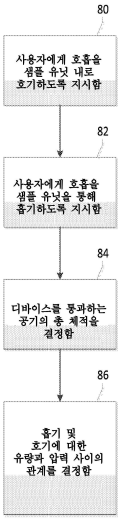
전체 청구항 수 : 총 43 항

(54) 발명의 명칭 **호흡 센서 측정 방법 및 장치**

(57) 요 약

호흡 센서 측정 방법 및 장치가 설명된다. 하나의 변형은 일반적으로 호흡 샘플링 포트를 갖는 샘플링 유닛, 샘플링 유닛 내에 위치되고 호흡 샘플링 포트와 연통하는 적어도 하나의 압력 센서, 및 적어도 하나의 압력 센서와 통신하는 프로세서를 포함할 수 있다. 프로세서는 샘플 호흡을 제1 미리 결정된 기간 동안 호흡 샘플링 포트 내로 호기하고 제2 미리 결정된 기간 동안 호흡 샘플링 포트를 통해 흡기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하도록 구성될 수 있다. 프로세서는 제1 및 제2 미리 결정된 기간들에 걸쳐 압력 센서를 통해 압력 변화를 측정하도록 구성될 수 있으며, 따라서 프로세서는 제1 및 제2 미리 결정된 기간에 걸친 압력 변화에 기초하여 사용자의 폐활량에 대응하는 공기의 총 체적을 결정한다.

대 표 도 - 도5a



(52) CPC특허분류
A61B 5/087 (2013.01)
A61B 5/091 (2013.01)
A61B 5/097 (2013.01)
(72) 발명자
트리다스 에릭
미국 캘리포니아 94063 레드우드시티 수이티 501 시포트 블레버드 1400에이
헤롤드 브라이언
미국 캘리포니아 94063 레드우드시티 수이티 501 시포트 블레버드 1400에이
우트리 데이빗 에스.
미국 캘리포니아 94062 레드우드시티 제퍼슨 코트 3725

명 세 서

청구범위

청구항 1

사용자의 폐 파라미터들을 측정하도록 구성된 장치로서,

호흡 샘플링 포트를 갖는 샘플링 유닛;

상기 샘플링 유닛 내에 위치되고 상기 호흡 샘플링 포트와 연통하는 적어도 하나의 압력 센서;

상기 사용자에 의해 상기 호흡 샘플링 포트 내로 호기된 샘플 호흡으로부터 관심 있는 분석물을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 기체 센서로서, 상기 샘플링 유닛 내에 위치되고 상기 샘플 호흡의 적어도 일부와 유체 연통하는, 상기 적어도 하나의 기체 센서;

상기 적어도 하나의 압력 센서 및 상기 적어도 하나의 기체 센서와 통신하는 프로세서를 포함하며,

상기 프로세서는 샘플 호흡을 제1 미리 결정된 기간 동안 상기 호흡 샘플링 포트 내로 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하도록 구성되고,

상기 프로세서는 상기 압력 센서를 통해 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하고 이 압력을 유량(flow rate)에 상관시키도록 추가로 구성되고,

상기 프로세서는 상기 적어도 하나의 기체 센서로부터 측정치를 수신하고 이 측정치를 상기 샘플 호흡으로부터의 상기 관심 있는 분석물에 상관시키도록 추가로 구성되고,

상기 프로세서는 상기 유량에 기초하여 상기 사용자의 호흡기학적 파라미터를 계산하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 일정한 유량 또는 일정한 압력으로 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하도록 구성되는, 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 제2 미리 결정된 기간 동안 상기 호흡 샘플링 포트를 통해 흡기하라는 지시로 상기 사용자를 추가로 프롬프트하도록 구성되는, 장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡을 호기하기 전에 적어도 10초 동안 그들의 호흡을 보류하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡을 적어도 6초 내지 12초 동안 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 6

제3항에 있어서, 상기 프로세서는 제3 미리 결정된 기간 동안 상기 호흡 샘플링 포트 내로 호기하도록 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 기체 센서는 상기 샘플 호흡으로부터 CO 레벨을 감지하도록 구성되는, 장치.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 적어도 하나의 기체 센서는 H_2, CH_4, CO_2, O_2, 또는 C_3H_6O의 레벨을 감지하도록 구성되는, 장치.

청구항 9

사용자의 폐 파라미터들을 측정하는 방법으로서,

샘플 호흡을 제1 미리 결정된 기간 동안 샘플링 유닛 내로 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계;

상기 샘플 호흡과 연통하는 압력 센서를 통해 상기 제1 미리 결정된 기간에 걸친 상기 샘플 호흡의 제1 압력 변화를 측정하는 단계;

상기 압력 센서와 통신하는 프로세서를 통해 상기 제1 압력 변화를 유량에 상관시키는 단계;

상기 샘플 호흡의 적어도 일부와 유체 연통하는 적어도 하나의 기체 센서를 통해 상기 샘플 호흡으로부터 생물학적 파라미터를 측정하는 단계;

상기 적어도 하나의 기체 센서와 통신하는 상기 프로세서를 통해 상기 생물학적 파라미터의 측정치를 관심 있는 분석물에 상관시키는 단계; 및

상기 유량에 기초하여 상기 프로세서를 통해 상기 사용자의 호흡기학적 파라미터를 계산하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 압력 센서를 통해 제2 미리 결정된 기간 동안 상기 샘플링 유닛을 통해 흡기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계;

상기 제2 미리 결정된 기간에 걸친 상기 샘플 호흡의 제2 압력 변화를 측정하는 단계; 및

상기 제1 및 제2 미리 결정된 기간들에 걸친 상기 제1 및 제2 압력 변화들에 기초하여 상기 프로세서를 통해 상기 사용자의 폐활량에 대응하는 공기의 총 체적을 결정하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 11

제9항에 있어서, 시간 경과에 따른 상기 사용자의 폐활량을 추정하기 위해 상기 호흡기학적 파라미터를 후속 호흡기학적 파라미터와 비교하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 12

제9항에 있어서, 상기 샘플 호흡을 호기하기 전에 적어도 10초 동안 그들의 호흡을 보류하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 13

제9항에 있어서, 상기 샘플 호흡을 호기할 때 일정한 유량 또는 일정한 압력으로 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 14

제9항에 있어서, 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계는 상기 샘플 호흡을 적어도 6초 내지 12초 동안 호기하도록 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 15

제10항에 있어서, 제3 미리 결정된 기간 동안 호흡 샘플링 포트 내로 호기하도록 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 16

제9항에 있어서, 상기 샘플 호흡으로부터 상기 생물학적 파라미터를 측정하는 단계는 상기 샘플 호흡의 나머지를 벤팅(venting)하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 17

제9항에 있어서, 상기 생물학적 파라미터를 측정하는 단계는 상기 샘플 호흡으로부터 CO 레벨을 감지하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 18

제9항에 있어서, 상기 생물학적 파라미터를 측정하는 단계는 상기 샘플 호흡으로부터 H_2, CH_4, CO_2, O_2, 또는 C_3H_6O의 레벨을 감지하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 19

사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하도록 구성된 장치로서,

호흡 샘플링 포트를 갖는 샘플링 유닛;

상기 샘플링 유닛 내에 위치되고 상기 호흡 샘플링 포트와 연통하는 적어도 하나의 압력 센서;

상기 적어도 하나의 압력 센서와 통신하는 프로세서를 포함하며,

상기 프로세서는 샘플 호흡을 미리 결정된 기간 동안 상기 호흡 샘플링 포트 내로 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하고, 상기 샘플 호흡의 감지 시에 상기 압력 센서를 통해 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하고, 상기 압력 센서 상의 상기 샘플 호흡에 의해 부여되는 상기 압력 변화의 타이밍을 측정하도록 구성되고,

상기 프로세서는 상기 샘플 호흡의 상기 타이밍을 상기 미리 결정된 기간과 비교하고, 상기 압력 변화의 강도를 상기 주위 압력과 추가로 비교하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡을 호기하기 전에 적어도 10초 동안 그들의 호흡을 보류하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 21

제19항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡을 적어도 6초 내지 12초 동안 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 22

제19항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 압력 센서가 상기 미리 결정된 기간 동안 음의 압력 변화를 검출할 때 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 23

제19항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡의 상기 타이밍이 상기 미리 결정된 기간 밖에 있을 때 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 24

제19항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡의 상기 타이밍이 상기 미리 결정된 기간 밖에 있을 때 또는 상기 압력의 상기 강도가 상기 주위 압력에 대해 변화하지 못하거나 상기 압력이 음일 때 수정 제안(corrective suggestion)으로 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 25

사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하는 방법으로서,

샘플 호흡을 미리 결정된 기간 동안 샘플링 유닛 내로 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계;

상기 샘플링 유닛 상에 한정된 호흡 샘플링 포트를 통해 상기 샘플 호흡을 수용하는 단계;

상기 샘플 호흡의 감지 시에 상기 샘플링 유닛 내에 위치되고 상기 호흡 샘플링 포트와 연통하는 적어도 하나의 압력 센서를 통해 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하는 단계;

상기 적어도 하나의 압력 센서와 통신하는 프로세서를 통해 상기 적어도 하나의 압력 센서 상의 상기 샘플 호흡에 의해 부여되는 상기 압력 변화의 타이밍을 측정하는 단계;

상기 샘플 호흡의 상기 타이밍을 상기 미리 결정된 기간과 비교하는 단계; 및

상기 압력 변화의 강도를 상기 주위 압력과 비교하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 26

제25항에 있어서, 상기 샘플 호흡을 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하기 전에 적어도 10초 동안 그들의 호흡을 보류하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 27

제25항에 있어서, 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계는 상기 샘플 호흡을 적어도 6초 내지 12초 동안 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 28

제25항에 있어서, 상기 압력 센서가 상기 미리 결정된 기간 동안 음의 압력 변화를 검출할 때 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 29

제25항에 있어서, 상기 샘플 호흡의 상기 타이밍이 상기 미리 결정된 기간 밖에 있을 때 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 30

제25항에 있어서, 상기 샘플 호흡의 상기 타이밍이 상기 미리 결정된 기간 밖에 있을 때 또는 상기 압력의 상기 강도가 상기 주위 압력에 대해 변화하지 못하거나 상기 압력이 음일 때 수정 제안으로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 31

사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하도록 구성된 장치로서,

호흡 샘플링 포트를 갖는 샘플링 유닛;

상기 샘플링 유닛 내의 1차 유동 경로와 연통하고 상기 호흡 샘플링 포트와 유체 연통하여 위치된 제1 압력 센서;

상기 샘플링 유닛 내의 2차 유동 경로와 연통하고 상기 호흡 샘플링 포트 및 하나 이상의 벤트 개구(vent opening)들과 유체 연통하여 위치된 제2 압력 센서; 및

상기 제1 및 제2 압력 센서들과 통신하는 프로세서로서, 상기 제1 압력 센서로부터 제1 압력 측정치를 그리고 상기 제2 압력 센서로부터 제2 압력 측정치를 획득하고, 상기 제1 압력 측정치에 대한 상기 제2 압력 측정치의 압력비를 결정하도록 구성되는, 상기 프로세서를 포함하는, 장치.

청구항 32

제31항에 있어서, 상기 프로세서는 샘플 호흡을 미리 결정된 기간 동안 상기 호흡 샘플링 포트 내로 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 33

제32항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡의 감지 시에 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 34

제33항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡에 의해 부여되는 상기 압력 변화의 타이밍을 측정하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 35

제34항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 샘플 호흡의 상기 타이밍을 상기 미리 결정된 기간과 비교하고, 상기 압력 변화의 강도를 상기 주위 압력과 추가로 비교하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 36

제31항에 있어서, 상기 프로세서는 후속 호흡 샘플 측정들로부터 획득된 후속 압력비들을 상기 압력비와 비교하여, 상기 압력비에 대한 상기 후속 압력비들의 편차들이 상기 하나 이상의 벤트 개구들이 막힘을 나타내게 하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 37

제36항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 편차들이 검출될 때 수정 제안으로 상기 사용자를 프롬프트하도록 추가로 구성되는, 장치.

청구항 38

사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하는 방법으로서,

샘플 호흡의 제1 부분이 1차 유동 경로 내로 유동하고 상기 샘플 호흡의 제2 부분이 2차 유동 경로 내로 그리고 하나 이상의 벤트 개구들을 통해 유동하도록 샘플링 유닛 상에 한정된 샘플링 포트를 통해 상기 샘플 호흡을 수용하는 단계;

상기 1차 유동 경로 내의 제1 압력 센서를 통해 제1 압력 측정치를 획득하는 단계;

상기 2차 유동 경로 내의 제2 압력 센서를 통해 제2 압력 측정치를 획득하는 단계;

상기 제1 및 제2 압력 센서들과 통신하는 프로세서를 통해 상기 제1 압력 측정치에 대한 상기 제2 압력 측정치의 압력비를 결정하는 단계; 및

편차들을 위해 상기 압력비를 후속 호흡 샘플 측정들로부터 획득된 후속 압력비들과 비교하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 39

제38항에 있어서, 상기 샘플 호흡을 수용하기 전에 샘플 호흡을 미리 결정된 기간 동안 상기 호흡 샘플링 포트 내로 호기하라는 지시로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 40

제39항에 있어서, 상기 샘플 호흡의 감지 시에 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 41

제40항에 있어서, 상기 샘플 호흡에 의해 부여되는 상기 압력 변화의 타이밍을 측정하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 42

제41항에 있어서, 상기 샘플 호흡의 상기 타이밍을 상기 미리 결정된 기간과 비교하고, 상기 압력 변화의 강도를 상기 주위 압력과 추가로 비교하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

청구항 43

제38항에 있어서, 상기 편차들이 검출될 때 수정 제안으로 상기 사용자를 프롬프트하는 단계를 추가로 포함하는, 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 관련 출원의 상호 참조

[0002] 본 출원은 2019년 12월 31일자로 출원된 미국 가출원 제62/955,561호에 대한 우선권의 이익을 주장하며, 이 가출원은 전체적으로 본 명세서에 참고로 포함된다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 발명은 호흡 샘플로부터 생물학적 파라미터를 검출하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 호흡 샘플링 유닛을 통해 사용자로부터의 호흡 샘플의 수집을 용이하게 하고 호흡 샘플로부터 다양한 생물학적 파라미터를 검출하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0005] 담배 흡연과 연관된 건강 문제는 잘 알려져 있다. 담배 연기는 니코틴뿐만 아니라 많은 다른 화합물 및 첨가제를 함유한다. 담배 연기는 개인을 일산화탄소(CO)뿐만 아니라 이러한 다른 화합물들에 노출시키며, 그 화합물들 중 많은 것이 발암성이고 흡연자 및 흡연자 주위의 사람들에 유독하다. 흡연자의 호기된 호흡 내의 CO의 존재 및 레벨은 그 개인의 전반적인 흡연 행동을 식별하기 위한 마커(marker)를 제공할 뿐만 아니라, 다른 유독성 화합물에의 그들의 전반적인 노출에 대한 마커를 제공할 수 있다.

[0006] 호기된 호흡을 샘플링하기 위해, 사용자에 의해 쉽게 휴대되고 지나치게 야단스럽지 않은 휴대용 호흡 센서가 바람직하다. 그러나, 호흡 센서의 상대적으로 감소된 크기는 또한 호기된 호흡의 샘플을 캡처하고 정확하게 측정함에 있어서 다수의 문제를 야기한다. 호흡 내의 수분 함량뿐만 아니라 호흡 온도와 같은 인자는 상대적으로 작은 크기로 인해 파라미터를 측정하는 데 사용되는 센서의 정확도에 영향을 미칠 수 있다.

[0007] 호기된 호흡을 샘플링하기 위해, 사용자에 의해 쉽게 휴대되고 지나치게 야단스럽지 않은 휴대용 호흡 센서가 바람직하다. 이러한 휴대용 호흡 센서는 사용자의 호기된 일산화탄소(eCO) 값을 측정할 수 있지만, 이러한 데이터를 어떻게 사용하는지는 모든 사용자에게 즉각적으로 직관적이지 않을 수 있는데, 왜냐하면 그것은 널리 이해되는 측정기준이 아닐 수 있기 때문이다.

[0008] 전기화학 센서는 전형적으로 호기된 호흡으로부터 일산화탄소 레벨을 검출하기 위해 휴대용 호흡 센서 내에 포함된다. 사용자로부터 eCO를 샘플링할 때, 사용자는 전형적으로 호흡 샘플링 지시를 따르도록 프롬프트되지만, 다수의 사용자 준수 문제가 발생할 수 있다. 예를 들어, 사용자가 샘플링 디바이스 내로 너무 일찍 또는 너무 늦게 호기할 수 있거나, 호기된 호흡이 검출되지 않을 수 있거나, 사용자가 샘플링 유닛 내로 너무 살살 호기할 수 있거나, 사용자가 샘플의 시작 전에 샘플링 유닛을 통해 흡기할 수 있다.

[0009] 따라서, 호기된 호흡으로부터 생리학적 파라미터를 최적으로 검출하기 위해 사용자 호흡의 샘플링을 용이하게 할 수 있는 방법 및 디바이스에 대한 필요성이 남아 있다.

발명의 내용

[0010] 사용자의 소정 생체측정 데이터는 호기된 일산화탄소(eCO)의 레벨을 결정하기 위해 사용자의 호기된 호흡과 같은 사용자의 생체측정 데이터 중 하나 이상을 측정하는 것에 기초하여 사용자에 대한 흡연 행동을 비침습적으로 검출하고 정량화함으로써 획득될 수 있다. 그러한 측정치 또는 데이터 수집은 휴대용 측정 유닛 또는 고정된 측정 유닛을 사용할 수 있으며, 이들 중 어느 것이든 정량 분석을 수행하기 위해 하나 이상의 전자 디바이스와 통신한다. 대안적으로, 분석은 휴대용/고정된 유닛에서 수행될 수 있다. 그러나, 사용자는 그들의 호흡 샘플을 획득하기 위한 지정된 호흡 샘플링 프로토콜을 준수하지 못할 수 있다. 비-준수는 그들의 호흡 샘플을 제공할 때 사용자에 의한 의도적 또는 비의도적 사용으로부터 기인할 수 있다. 예를 들어, 사용자가 샘플링 디바이스 내로 너무 일찍 또는 너무 늦게 호기할 수 있거나, 호기된 호흡이 검출되지 않을 수 있거나, 사용자가 샘플

링 유닛 내로 너무 살살 호기할 수 있거나, 사용자가 샘플의 시작 전에 샘플링 유닛을 통해 흡기할 수 있다.

[0011] 따라서, 호흡 샘플이 임의의 에러 또는 잘못된 측정을 감소시키기에 충분한 방식으로 제공되는 것을 보장하기 위해 소정 메커니즘 및 방법이 구현될 수 있다. 더욱이, 샘플링 유닛은 사용자의 eCO 레벨(또는 다른 생체지표 파라미터)을 검출하는 데 사용될 수 있을 뿐만 아니라, 동일한 샘플링 유닛이 사용자의 폐 건강에 관련된 다양한 다른 생물학적 파라미터를 결정하는 데 사용될 수 있다.

[0012] 사용자로부터의 eCO 레벨을 결정하고 정량화하기 위한 호흡 샘플링 디바이스 및 방법의 예가 다양한 특허, 예를 들어 미국 특허 제9,861,126호; 제10,206,572호; 제10,306,922호; 제10,335,032호, 및 미국 특허 공개 제2019/0113501호에 더 상세히 설명되며, 이들 각각은 전체적으로 참고로 그리고 임의의 목적을 위해 본 명세서에 포함된다. 설명된 디바이스 중 임의의 것이 본 명세서에 설명된 방법 및 장치와 함께 이용될 수 있다.

[0013] 휴대용 또는 개인용 샘플링 유닛은 개인용 전자 디바이스 또는 컴퓨터와 통신할 수 있다. 여기서 개인용 전자 디바이스는 스마트폰, 셀룰러폰, 또는 개인용 샘플링 유닛으로부터 데이터를 수신하도록 설계되거나 프로그래밍된 다른 개인용 송신 디바이스를 포함하지만, 이로 제한되지 않는다. 마찬가지로, 컴퓨터는 개인용 컴퓨터, 로컬 서버, 원격 서버 등을 포함하도록 의도된다. 개인용 샘플링 유닛으로부터의 데이터 송신은 개인용 전자 디바이스 및/또는 컴퓨터 둘 모두 또는 이들 중 어느 하나로 발생할 수 있다. 더욱이, 개인용 전자 디바이스와 컴퓨터 사이의 동기화는 선택적이다. 개인용 전자 디바이스, 컴퓨터, 및/또는 개인용 샘플링 유닛 중 어느 하나는 본 명세서에서 설명된 바와 같이 데이터 분석을 위해 원격 서버로 데이터를 송신할 수 있다. 대안적으로, 데이터 분석은, 완전히 또는 부분적으로, 샘플링 유닛(또는 컴퓨터 또는 개인용 전자 디바이스)과 같은 로컬 디바이스에 포함된 프로세서를 통해 발생할 수 있다. 어느 경우든, 개인용 전자 디바이스 및/또는 컴퓨터는 개인, 간호인, 또는 다른 개인에게 정보를 제공할 수 있다.

[0014] 개인용 샘플링 유닛은 수집 입구 또는 개구(opening)를 통해 개인으로부터의 호기된 공기의 샘플을 수용한다. 개인용 샘플링 유닛 내의 하드웨어는 호흡 샘플 내의 CO 기체를 검출하는 임의의 구매 가능한 전기화학 기체 센서, (예를 들어, 데이터의 송신을 제공하기 위해 블루투스(등록상표), 셀룰러, 또는 다른 전파를 통해) 데이터를 송신하는 구매 가능한 송신 하드웨어를 포함할 수 있다. 이어서 송신된 데이터 및 연관된 측정치들 및 정량화가 컴퓨터 디스플레이 또는 개인용 전자 디바이스 중 어느 하나(또는 이들 둘 모두) 상에 디스플레이된다. 대안적으로, 또는 조합하여, 정보 중 임의의 것이 휴대용 샘플링 유닛 상에 선택적으로 디스플레이될 수 있다.

[0015] 샘플링 유닛의 다른 변형에서, 디바이스는 다양한 질환을 모니터링하거나 스크리닝(screening)하기 위한 하나 이상의 폐활량계뿐만 아니라 샘플 호흡과 유체 연통하는 하나 이상의 압력 변환기 또는 압력 센서를 추가적으로 그리고/또는 대안적으로 통합할 수 있다. 폐활량계는 파라미터를 검출하고/하거나 모니터링하기 위해 그것이 유동 경로를 통과하는 샘플 호흡과 유체 연통하도록 유닛에 통합될 수 있다. 하나 이상의 압력 센서 및/또는 폐활량계는 유닛 내의 프로세서에 유선 연결될 수 있거나, 그것은 개인용 전자 디바이스 또는 컴퓨터와 무선으로 통신할 수 있다. 압력 센서는 일반적으로 유체 샘플에 의해 가해지는 압력을 전기 신호로 변환하며, 임의의 수의 다양한 메커니즘, 예를 들어 압전저항, 용량성, 전자기, 압전, 스트레인-게이지, 광학 등을 포함할 수 있다. 폐활량계는 일반적으로 유체의 체적 및 유동을 정량화하며, 사용자의 폐 기능을 평가하는 데 사용될 수 있고, 다양한 폐 질환, 예를 들어 천식, 폐섬유증, 낭포성 섬유증, COPD 등을 식별하는 것을 도울 수 있다.

[0016] 또한, 유동 경로는 유동 경로를 따른 유동 저항을 증가시키거나 감소시키기 위해 유동 스위치를 포함할 수 있다. 대상이 디바이스 내로 호흡할 때, 그들은 가능한 한 힘차게 호기하도록 지시받을 수 있고, 디바이스는 측정된 압력 및 체적을 유량(flow rate)으로 변환하여, 예를 들어 최대 흡기 후에 강제로 호기될 수 있는 공기의 총 체적인 강제 폐활량(forced vital capacity, FVC), 최대 흡기 후 1초 지속시간에 걸쳐 강제로 호기될 수 있는 공기의 체적인 강제 호기 체적, 1초 테스트(FEV1)를 계산할 수 있다. 디바이스에 의해 계산될 수 있는 다른 파라미터는 예를 들어 FVC에 대한 FEV1의 비(ratio)인 FEV1/FVC 비(FEV1%); 폐활량 측정 내의 다양한 포인트에서 폐 안팎으로 이동하는 공기의 유량을 결정하기 위한 강제 흡기 유동(FIF)에 대한 강제 호기 유동(FEF)의 비인 FEF/FIF; 및 폐활량 테스트의 지속시간 동안 경험된 최대 유량인 피크 호기 유동(peak expiratory flow, PEF)을 포함할 수 있다.

[0017] 폐활량계 및 압력 센서 외에, 샘플링 유닛은 또한 유동으로부터의 검출된 열 에너지를 대응하는 전기 신호로 변환하는 하나 이상의 온도 센서를 통합할 수 있다. 그러한 온도 센서는 예를 들어 서미스터 및 열전대를 포함할 수 있다. 호기된 호흡 샘플로부터의 호기된 호흡 온도(EBT)의 평가는 열의 검출, 천식의 검출 등과 같은 사용자의 호흡기계에서의 다양한 병리학적 과정을 검출하고 모니터링하는 데 사용될 수 있다.

[0018] 압력 센서를 사용하여, 호흡 샘플링 프로토콜의 호흡 테스트 준수를 결정하기 위해 사용자의 호기 및 흡기를 사용하기 위한 하나의 메커니즘은 사용자에 대한 가장 정확한 결과를 보장할 수 있다. 사용자는 그들의 폐 내의 CO 레벨이 그들의 혈액 내의 레벨과 평형을 유지할 수 있게 하기 위해 미리 결정된 기간, 예를 들어 적어도 10초 또는 그 초과 동안 그들의 호흡을 보류하도록 지시받을 수 있다. 이어서 사용자는 선택적으로 미리 결정된 기간, 예를 들어 6초 내지 12초 또는 그 초과 동안 그들의 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하도록 지시받을 수 있다. 사용자가 상대적으로 낮은 판독값을 제공하도록 샘플링 유닛을 "속이려고" 시도할 수 있기 때문에, 호기 및 흡기 검출의 적절한 적용이 그러한 시도를 방지할 수 있다.

[0019] 호기 및 흡기 둘 모두로, 샘플링 유닛 내의 압력 센서는 유동 챔버 내의 대응하는 압력을 측정할 수 있고, 압력에 있어서의 대응하는 증가 및 감소의 타이밍이 또한 측정될 수 있다. 따라서, 압력 센서와 통신하는 프로세서는 사용자가 호흡 측정(예를 들어, 호기 또는 흡기)의 규정된 지속시간 및 강도를 준수했는지를 그에 맞춰 결정할 수 있다. 주위 압력에 대한 압력에 있어서의 예기치 못한 증가 또는 감소가 검출될 때, 사용자는 통지받을 수 있고, 예를 들어, 호기가 예상될 때 또는 그의 호흡을 보류하려고 준비할 때 샘플링 유닛을 통해 흡기하는 사용자에게 수정 제안(corrective suggestion)이 디바이스에 의해 제공될 수 있다. 호흡 시작 검출의 다른 방법(예를 들어, 온도, 소리 등)이 호흡 샘플 프로토콜의 비-준수의 모든 모드를 캡처할 수는 없지만, 압력 센서(56) 및 타이밍의 사용은 그러한 비-준수를 캡처할 수 있다.

[0020] 샘플링 디바이스 내의 압력 센서를 이용하기 위한 다른 메커니즘은 호흡 센서에 들어가고 그를 떠나는 공기의 체적을 측정하고 이러한 측정기준을 사용하여 사용자의 건강의 표시자로서 폐활량을 추정하고/하거나 추적하는 것이다. 샘플링 유닛을 통한 사용자의 호흡 샘플의 유동은 호기 및 흡기 동안 일반적으로 직면하게 되는 유량에서 비압축성인 것으로 간주될 수 있기 때문에, 압력 센서는 유닛을 통한 공기의 순간 유량과 대응하는 압력 사이의 관계를 결정하기 위해 결과적인 압력을 측정하는 데 사용될 수 있다. 호흡의 지속시간에 걸쳐 적분함으로써, 디바이스를 통과하는 공기의 총 체적이 측정될 수 있다. 이어서 압력 센서에 의해 측정된 압력과 유량 사이의 관계가 흡기 및 호기 둘 모두에 대해 확립될 수 있다. 샘플링 유닛을 통해 완전한 호기 및 흡기(또는 흡기 및 호기)를 수행하도록 사용자를 프롬프트함으로써, 사용자의 총 폐 체적이 결정될 수 있다.

[0021] 또 다른 메커니즘은 사용자의 호흡 샘플의 폐활량 파라미터를 측정하기 위해 유동 경로에 대해 수직으로 배치된 압력 센서를 제공하는 것이다. 유동 경로의 최소 단면적이 알려져 있는 경우, 유량은 동적 압력 측정치를 사용해 계산될 수 있다. 시간 경과에 따른 유량을 기록함으로써, 폐활량 파라미터가 프로세서를 통해 계산될 수 있다. 그들의 폐 건강을 그들에게 통지하기 위해 사용자는 이러한 측정을 수행하도록 주기적으로 프롬프트될 수 있다.

[0022] 또 다른 메커니즘은 eCO(또는 임의의 다른 생체지표)를 검출하는 것과 조합하여 전술된 다양한 유동 결정 방법들을 조합하는 것이다. 예를 들어, 디바이스를 통과하는 공기의 총 체적이 결정될 수 있고, 흡기 및 호기에 대한 유량과 압력 사이의 관계가 또한 결정될 수 있다. 게다가, 사용자의 폐활량 파라미터를 계산하기 위해 시간 경과에 따른 유량이 기록될 수 있다. 사용자가 그들의 샘플 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하는 동안, 디바이스는 존재하는 CO(또는 임의의 다른 생체지표)를 측정함으로써 사용자의 eCO를 측정하는 데 사용될 수 있다. 이러한 방식으로, eCO뿐만 아니라 폐 파라미터들이 동일한 샘플링 유닛을 사용하여 동시에 결정될 수 있다.

[0023] 또 다른 메커니즘은 샘플링 유닛 내로 호기하거나 그를 통해 흡기할 때 사용자가 임의의 벤트 구멍(vent hole)을 차단하고 있는지(예를 들어, 유동 경로를 막고 있는지) - 이는 측정치를 변경시킬 수 있음 - 를 결정하는 것이다. 디바이스는 유동 경로의 다양한 부분에서 다수의 압력 센서를 이용할 수 있다. 디바이스는 일반적으로 eCO를 결정하기 위한 전기화학 센서로 이어지는 1차 CO 센서 유동 경로, 및 샘플 호흡의 일부가 벤팅(venting)될 수 있게 하는 2차 벤트 경로를 한정할 수 있다. 사용자가 샘플 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하도록 지시받은 후에, CO 센서 유동 경로 내의 압력이 측정될 수 있고, 벤트 유동 경로 내의 제2 압력이 CO 센서 유동 경로와는 개별적으로 측정될 수 있다. 어느 하나의 유동 경로 내의 벤트 개구들 중 임의의 것이 차단되는 경우, 측정에서 에러가 생성될 수 있다.

[0024] CO 센서 유동 경로에 대한 벤트 유동 경로의 압력비, P(VENT) / P(CO)는 상이한 유동 속도들을 갖는 샘플들에 걸쳐 비교적 일정하게 유지되어야 하며, 사용자가 벤트 개구들 중 임의의 것을 차단하는 경우, 비는 변경될 수 있다. 따라서, 압력비 P(VENT) / P(CO)는 획득된 샘플들 간의 비교를 위해 디바이스 프로세서를 통해 계산될 수 있다. 임의의 샘플이 상당히 상이한 비를 제공하는 경우, 이것은 벤트 개구들 중 일부 또는 전부가 차단될 수 있고 수정 조치가 사용자에 의해 취해질 필요가 있을 수 있다는 표시일 수 있다.

[0025] 또 다른 메커니즘은 격려로서 사용자에게 피드백을 제공하는 것을 포함한다. 사용자가 그들의 호흡을 샘플링

유닛 내로 호기한 후에, 본 명세서에 설명된 바와 같이, 임의의 수의 측정치가 획득될 수 있다(예를 들어, 유량, 체적, 유동 압력 등). 이러한 정보는 사용자에게 더 바람직한 경험을 제공하기 위해 격려 또는 정보 엔터테인먼트 등으로서 사용자 피드백으로서 제공될 수 있다. 예를 들어, 디바이스를 통해 불어진 공기의 총 체적이 기록되고 재미있는 방식으로 다시 사용자에게 보고될 수 있다(예를 들어, "당신은 12인치 직경의 비치볼 25개를 불었어요!"). 다른 예는 청각음과 같은 표시자를 제공할 수 있거나 시각 표시자가 또한 제공될 수 있으며, 여기서 표시자는 사용자가 표시자를 일정하게 유지하도록 격려되도록 예를 들어 유동 압력에 비례한다. 또 다른 예는 게임으로서 구조화된 피드백을 사용자에게 제공할 수 있으며, 여기서 사용자는 예를 들어 가능한 최고 압력 유동을 생성하려고 시도할 수 있고, 이는 기록되고 폐 기능에 있어서의 개선을 결정하기 위해 이전 시도와 비교된다.

[0026] 또 다른 메커니즘은 임의의 다른 건강 문제가 존재할 수 있는지를 결정하는 것을 포함한다. 사용자가 호흡 샘플을 제공하도록 지시받은 후에, 온도와 같은 소정 파라미터가 호기된 호흡으로부터 측정될 수 있다. 호기된 호흡 온도에 있어서의 상승이 관찰되는 경우, 이것은 건강 질환의 표시일 수 있다. 예를 들어, 디바이스는 사용자가 열이 있을 수 있다고, 또는 사용자가 약간의 천식 증상을 경험한다고 결정할 수 있다.

[0027] 사용자에 의한 폐 파라미터들을 결정하도록 구성된 장치의 하나의 변형은 일반적으로 호흡 샘플링 포트를 갖는 샘플링 유닛, 샘플링 유닛 내에 위치되고 호흡 샘플링 포트와 연통하는 적어도 하나의 압력 센서, 사용자에 의해 호흡 샘플링 포트 내로 호기된 샘플 호흡으로부터 관심 있는 분석물을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 기체 센서로서, 샘플링 유닛 내에 위치되고 샘플 호흡의 적어도 일부와 유체 연통하는, 상기 적어도 하나의 기체 센서, 및 적어도 하나의 압력 센서 및 적어도 하나의 기체 센서와 통신하는 프로세서를 포함할 수 있다. 프로세서는 샘플 호흡을 제1 미리 결정된 기간 동안 호흡 샘플링 포트 내로 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하도록 구성될 수 있다. 프로세서는 압력 센서를 통해 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하고 이 압력을 유량에 상관시키도록 추가로 구성될 수 있다. 프로세서는 적어도 하나의 기체 센서로부터 측정치를 수신하고 이 측정치를 샘플 호흡으로부터의 관심 있는 분석물에 상관시키도록 추가로 구성될 수 있다. 프로세서는 유량에 기초하여 사용자의 호흡기학적 파라미터를 계산하도록 추가로 구성될 수 있다.

[0028] 사용자의 폐 파라미터들을 결정하기 위한 하나의 방법은 일반적으로 샘플 호흡을 제1 미리 결정된 기간 동안 샘플링 유닛 내로 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하는 단계, 샘플 호흡과 연통하는 압력 센서를 통해 제1 미리 결정된 기간에 걸친 샘플 호흡의 제1 압력 변화를 측정하는 단계, 압력 센서와 통신하는 프로세서를 통해 제1 압력 변화를 유량에 상관시키는 단계, 샘플 호흡의 적어도 일부와 유체 연통하는 적어도 하나의 기체 센서를 통해 샘플 호흡으로부터 생물학적 파라미터를 측정하는 단계, 적어도 하나의 기체 센서와 통신하는 프로세서를 통해 생물학적 파라미터의 측정치를 관심 있는 분석물에 상관시키는 단계, 및 유량에 기초하여 프로세서를 통해 사용자의 호흡기학적 파라미터를 계산하는 단계를 포함할 수 있다.

[0029] 사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하도록 구성된 장치의 하나의 변형은 일반적으로 호흡 샘플링 포트를 갖는 샘플링 유닛, 샘플링 유닛 내에 위치되고 호흡 샘플링 포트와 연통하는 적어도 하나의 압력 센서, 및 적어도 하나의 압력 센서와 통신하는 프로세서를 포함할 수 있다. 프로세서는 샘플 호흡을 미리 결정된 기간 동안 호흡 샘플링 포트 내로 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하고, 샘플 호흡의 감지 시에 압력 센서를 통해 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하고, 압력 센서 상의 샘플 호흡에 의해 부여되는 압력 변화의 타이밍을 측정하도록 구성될 수 있고, 프로세서는 샘플 호흡의 타이밍을 미리 결정된 기간과 비교하고, 압력 변화의 강도를 주위 압력과 추가로 비교하도록 추가로 구성될 수 있다.

[0030] 사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하기 위한 하나의 방법은 일반적으로 샘플 호흡을 미리 결정된 기간 동안 샘플링 유닛 내로 호기하라는 지시로 사용자를 프롬프트하는 단계, 샘플링 유닛 상에 한정된 호흡 샘플링 포트를 통해 샘플 호흡을 수용하는 단계, 샘플 호흡의 감지 시에 샘플링 유닛 내에 위치되고 호흡 샘플링 포트와 연통하는 적어도 하나의 압력 센서를 통해 주위 압력에 대한 압력 변화를 측정하는 단계, 적어도 하나의 압력 센서와 통신하는 프로세서를 통해 적어도 하나의 압력 센서 상의 샘플 호흡에 의해 부여되는 압력 변화의 타이밍을 측정하는 단계, 샘플 호흡의 타이밍을 미리 결정된 기간과 비교하는 단계, 및 압력 변화의 강도를 주위 압력과 비교하는 단계를 포함할 수 있다.

[0031] 사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하도록 구성된 장치의 다른 변형은 일반적으로 호흡 샘플링 포트를 갖는 샘플링 유닛, 샘플링 유닛 내의 1차 유동 경로와 연통하고 호흡 샘플링 포트와 유체 연통하여 위치된 제1 압력 센서, 샘플링 유닛 내의 2차 유동 경로와 연통하고 호흡 샘플링 포트 및 하나 이상의 벤트 개구들과 유체 연통하여 위치된 제2 압력 센서, 및 제1 및 제2 압력 센서들과 통신하는 프로세서로서, 제1 압력 센서로부터 제1 압

력 측정치를 그리고 제2 압력 센서로부터 제2 압력 측정치를 획득하고, 제1 압력 측정치에 대한 제2 압력 측정치의 압력비를 결정하도록 구성되는, 상기 프로세서를 포함할 수 있다.

[0032] 사용자에 의한 샘플링 준수를 결정하기 위한 다른 방법은 일반적으로 샘플 호흡의 제1 부분이 1차 유동 경로 내로 유동하고 샘플 호흡의 제2 부분이 2차 유동 경로 내로 그리고 하나 이상의 벤트 개구들을 통해 유동하도록 샘플링 유닛 상에 한정된 샘플링 포트를 통해 샘플 호흡을 수용하는 단계, 1차 유동 경로 내의 제1 압력 센서를 통해 제1 압력 측정치를 획득하는 단계, 2차 유동 경로 내의 제2 압력 센서를 통해 제2 압력 측정치를 획득하는 단계, 제1 및 제2 압력 센서들과 통신하는 프로세서를 통해 제1 압력 측정치에 대한 제2 압력 측정치의 압력비를 결정하는 단계, 및 편차들을 위해 압력비를 후속 호흡 샘플 측정들로부터 획득된 후속 압력비들과 비교하는 단계를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0033] 도 1a는 대상으로부터 호기된 호흡을 수용하고 다양한 파라미터를 검출할 수 있고 하나 이상의 원격 디바이스와 통신할 수 있는 시스템의 변형을 예시한다.

도 1b는 호흡 센서의 하우징 내에 포함된 내부 회로부 및 센서의 하나의 변형을 예시한다.

도 1c는 센서 위에 위치된 유동 경로 제어 디바이스의 평면도를 예시한다.

도 2는 샘플링 유닛 내의 유동 경로 및 통합될 수 있는 다양한 센서의 상세도를 예시한다.

도 3a 및 도 3b는 호기 및 흡기 동안의 전형적인 유동 파라미터를 보여주는 그래프를 예시한다.

도 4는 호흡 테스트 준수를 결정하기 위한 하나의 메커니즘의 흐름도를 예시한다.

도 5a는 사용자의 건강의 표시자로서 폐활량을 추정 및/또는 추적하기 위한 다른 메커니즘의 흐름도를 예시한다.

도 5b는 사용자의 건강의 표시자로서 관심 있는 호흡기학적 파라미터 및 분석물을 추정 및/또는 추적하기 위한 다른 메커니즘의 흐름도를 예시한다.

도 6은 사용자의 호흡 샘플의 폐활량 파라미터를 측정하기 위한 다른 메커니즘의 흐름도를 예시한다.

도 7은 다양한 유동 파라미터 측정치를 사용자의 호흡 샘플로부터의 생체지표 검출(예를 들어, eCO)과 조합하는 또 다른 방법을 예시하는 흐름도를 예시한다.

도 8은 샘플링 유닛 내로 호기하거나 그를 통해 흡기할 때 사용자가 임의의 벤트 구멍을 차단하고 있는지 - 이는 측정치를 변경시킬 수 있음 - 를 결정하기 위한 또 다른 방법을 예시하는 흐름도를 예시한다.

도 9는 격려로서 사용자에게 피드백을 제공하기 위한 방법을 예시하는 흐름도를 예시한다.

도 10은 임의의 다른 건강 문제가 존재할 수 있는지를 결정하는 방법에 대한 흐름도를 예시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 사용자의 소정 생체측정 데이터는 호기된 일산화탄소(eCO)의 레벨을 결정하기 위해 사용자의 호기된 호흡과 같은 사용자의 생체측정 데이터 중 하나 이상을 측정하는 것에 기초하여 사용자에 대한 흡연 행동을 비침습적으로 검출하고 정량화함으로써 획득될 수 있다. 그러한 측정치 또는 데이터 수집은 휴대용 측정 유닛 또는 고정된 측정 유닛을 사용할 수 있으며, 이들 중 어느 것이든 정량 분석을 수행하기 위해 하나 이상의 전자 디바이스와 통신한다. 대안적으로, 분석은 휴대용/고정된 유닛에서 수행될 수 있다. 그러나, 사용자는 그들의 호흡 샘플을 획득하기 위한 지정된 호흡 샘플링 프로토콜을 준수하지 못할 수 있다. 비-준수는 그들의 호흡 샘플을 제공할 때 사용자에 의한 의도적 또는 비의도적 사용으로부터 기인할 수 있다. 예를 들어, 사용자가 샘플링 디바이스 내로 너무 일찍 또는 너무 늦게 호기할 수 있거나, 호기된 호흡이 검출되지 않을 수 있거나, 사용자가 샘플링 유닛 내로 너무 살살 호기할 수 있거나, 사용자가 샘플의 시작 전에 샘플링 유닛을 통해 흡기할 수 있다. 따라서, 호흡 샘플이 임의의 에러 또는 잘못된 측정을 감소시키기에 충분한 방식으로 제공되는 것을 보장하기 위해 소정 메커니즘 및 방법이 구현될 수 있다. 더욱이, 샘플링 유닛은 사용자의 eCO 레벨(또는 다른 생체지표 파라미터)을 검출하는 데 사용될 수 있을 뿐만 아니라, 동일한 샘플링 유닛이 사용자의 폐 건강에 관련된 다양한 다른 생물학적 파라미터를 결정하는 데 사용될 수 있다.

[0035] 도 1a는 생체측정 데이터의 복수의 샘플이 사용자로부터 획득되고 분석되어 담배 연기에 대한 사용자의 노출을 정량화하며, 따라서 정량화된 정보가 개인, 의료 간병인, 및/또는 개인의 건강에 이해관계를 갖는 다른 당사자에게 전달될 수 있는 시스템 및/또는 방법의 하나의 변형을 예시한다. 아래에서 논의되는 예는 호기된 공기의 샘플 내의 eCO의 양을 측정하는 통상적으로 이용 가능한 센서들로 개인으로부터 호기된 공기의 복수의 샘플을 획득하는 휴대용 디바이스(20)를 이용한다. 그러나, 정량화 및 정보 전달은 호기된 공기에 기초한 흡연의 노출로 제한되지 않는다. 위에서 언급된 바와 같이, 사용자의 흡연 노출을 획득하기 위한 많은 샘플링 메커니즘이 존재한다. 본 예에서 설명되는 방법 및 디바이스는 본 발명의 범위 내에 여전히 유지되면서 가능한 경우 임의의 수의 상이한 샘플링 메커니즘과 조합되거나 그것으로 보충될 수 있다.

[0036] eCO 레벨의 측정은 개인의 흡연 상태를 평가하는 즉각적인 비침습적 방법으로서의 역할을 하는 것으로 알려져 있다. 비흡연자에 대한 eCO 레벨은 예를 들어 0 ppm 내지 6 ppm, 또는 보다 구체적으로 예를 들어 3.61 ppm 내지 5.6 ppm의 범위일 수 있다.

[0037] 도시된 바와 같이, 휴대용 또는 개인용 샘플링 유닛(20)은 개인용 전자 디바이스(10) 또는 컴퓨터(12)와 통신할 수 있다. 여기서 개인용 전자 디바이스(10)는 스마트폰, 셀룰러폰, 또는 개인용 샘플링 유닛(20)으로부터 데이터를 수신하도록 설계되거나 프로그래밍된 다른 개인용 송신 디바이스를 포함하지만, 이로 제한되지 않는다. 마찬가지로, 컴퓨터(12)는 개인용 컴퓨터, 로컬 서버, 원격 서버 등을 포함하도록 의도된다. 개인용 샘플링 유닛(20)으로부터의 데이터 송신(14)은 개인용 전자 디바이스(10) 및/또는 컴퓨터(12) 둘 모두 또는 이들 중 어느 하나로 발생할 수 있다. 더욱이, 개인용 전자 디바이스(10)와 컴퓨터(12) 사이의 동기화(16)는 선택적이다. 개인용 전자 디바이스(10), 컴퓨터(12), 및/또는 개인용 샘플링 유닛(20) 중 어느 하나는 본 명세서에서 설명된 바와 같이 데이터 분석을 위해 원격 서버로 데이터를 송신할 수 있다. 대안적으로, 데이터 분석은, 완전히 또는 부분적으로, 샘플링 유닛(20)(또는 컴퓨터(12) 또는 개인용 전자 디바이스(10))과 같은 로컬 디바이스에 포함된 프로세서를 통해 발생할 수 있다. 어느 경우든, 개인용 전자 디바이스(10) 및/또는 컴퓨터(12)는 도 1a에 도시된 바와 같이 개인, 간호인, 또는 다른 개인에게 정보를 제공할 수 있다.

[0038] 개인용 샘플링 유닛(20)은 수집 입구 또는 개구(22)를 통해 개인으로부터의 호기된 공기(18)의 샘플을 수용한다. 개인용 샘플링 유닛(20) 내의 하드웨어는 호흡 샘플 내의 CO 기체를 검출하는 임의의 구매 가능한 전기화학 기체 센서, (예를 들어, 데이터의 송신을 제공하기 위해 블루투스(등록상표), 셀룰러, 또는 다른 전파를 통해) 데이터(14)를 송신하는 구매 가능한 송신 하드웨어를 포함할 수 있다. 이어서 송신된 데이터 및 연관된 측정치들 및 정량화가 컴퓨터 디스플레이(12) 또는 개인용 전자 디바이스(10) 중 어느 하나(또는 이들 둘 모두) 상에 디스플레이된다. 대안적으로, 또는 조합하여, 정보 중 임의의 것이 휴대용 샘플링 유닛(20) 상에 선택적으로 디스플레이될 수 있다.

[0039] 개인용 샘플링 유닛(20)(또는 개인용 호흡 유닛)은 또한 각자의 디바이스(10 및 12)와의 직접-유선 통신을 허용하기 위해 표준 포트를 이용할 수 있다. 소정 변형에서, 개인용 샘플링 유닛(20)은 또한 분리 가능한 또는 내장된 메모리 저장소를 포함할 수 있으며, 따라서 메모리는 데이터의 기록 및 데이터의 개별적인 송신을 허용한다. 대안적으로, 개인용 샘플링 유닛은 데이터의 동시 저장 및 송신을 허용할 수 있다. 디바이스(20)의 추가적인 변형은 메모리 저장소를 요구하지 않는다. 또한, 유닛(20)은 임의의 수의 GPS 컴포넌트, (움직임을 추적하기 위한) 관성 센서, 및/또는 환자의 행동에 관한 추가적인 정보를 제공하는 다른 센서를 이용할 수 있다.

[0040] 개인용 샘플링 유닛(20)은 또한 임의의 수의 입력 트리거(예를 들어, 스위치 또는 센서)(24, 26)를 포함할 수 있다. 아래에서 설명되는 바와 같이, 입력 트리거(24, 26)는 개인이 호흡 샘플(18)의 전달을 위해 디바이스(20)를 프라이밍할 수 있게 하거나, 흡연된 담배의 양, 강도 등과 같은 담배에 관한 다른 정보를 기록할 수 있게 할 수 있다. 또한, 개인용 샘플링 유닛(20)의 변형은 또한 디바이스(20)에 임의의 입력의 타임스탬프를 연관시킬 수 있다. 예를 들어, 개인용 샘플링 유닛(20)은 샘플이 제공되는 시간을 연관시키고, 데이터(14)를 송신할 때 측정의 시간과 함께 측정된 또는 입력된 데이터를 제공할 수 있다. 대안적으로, 개인용 샘플링 디바이스(20)는 샘플이 획득되는 시간을 식별하기 위해 대안적인 메커니즘을 사용할 수 있다. 예를 들어, 각각의 샘플에 대한 타임스탬프를 기록하기보다는 일련의 샘플들이 주어지면, 그 일련 내의 샘플들 각각 사이의 기간들이 기록될 수 있다. 따라서, 임의의 하나의 샘플의 타임스탬프의 식별은 그 일련 내의 샘플들 각각에 대한 타임스탬프의 결정을 허용한다.

[0041] 소정 변형에서, 개인용 샘플링 유닛(20)은 그것이 최소 프로파일을 갖고 최소 노력으로 개인에 의해 쉽게 휴대될 수 있도록 설계될 수 있다. 따라서, 입력 트리거(24)는 로우 프로파일 촉각 스위치, 광학 스위치, 용량성 터치 스위치, 또는 임의의 일반적으로 사용되는 스위치 또는 센서를 포함할 수 있다. 휴대용 샘플링 유닛(20)

은 또한 임의의 수의 일반적으로 공지된 기술을 사용하여 사용자에게 피드백 또는 정보를 제공할 수 있다. 예를 들어, 도시된 바와 같이, 휴대용 샘플링 유닛(20)은 아래에서 논의되는 바와 같이 선택된 정보를 보여주는 스크린(28)을 포함할 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 피드백은 진동 요소, 가청 요소, 및 시각 요소(예를 들어, 하나 이상의 컬러의 조명 소스)의 형태일 수 있다. 피드백 컴포넌트 중 임의의 것은 샘플을 제공하라는 그리고/또는 흡연 행동의 측정에 관련된 피드백을 제공하라는 리마인더로서의 역할을 할 수 있는 경보를 개인에게 제공하도록 구성될 수 있다. 또한, 피드백 컴포넌트는 시스템이 생체측정(예를 들어, eCO, CO 레벨, H_2 등) 및 다른 행동 데이터(예를 들어, 수동으로 또는 유닛에 결합된 GPS 컴포넌트를 통해 입력된 위치, 담배의 수, 또는 다른 트리거)를 캡처하는 기간을 연장하기 위해 호기된 공기의 주기적인 샘플들을 제공하도록 개인에게 상기시키기 위한 노력으로 반복적으로 개인에게 경고를 제공할 수 있다. 소정 경우에, 리마인더는 초기 프로그램 또는 데이터 캡처 동안 더 높은 빈도로 트리거될 수 있다. 일단 충분한 데이터가 획득되면, 리마인더 빈도는 감소될 수 있다.

[0042] 샘플링 유닛(20)으로 호흡 샘플을 획득하는 중에, 유닛(20)을 사용하도록 대상을 훈련시키기 위해 안내된 호흡 테스트 중에 있는 대상에 대한 디스플레이를 위해 개인용 전자 디바이스(10) 또는 컴퓨터 디스플레이(12) 상에 지시가 제공될 수 있다. 일반적으로, 대상은, 예를 들어 전자 디바이스(10)의 스크린(28) 상에서, 먼저 유닛(20)으로부터 흡기하고 이어서 설정된 기간 동안 유닛(20) 내로 호기하도록 지시받을 수 있다. 유닛(20)은 선택적으로 대상이 유닛(20)을 통해 흡기하는지를 검출하기 위해, 예를 들어, 체크 밸브와 유체적으로 결합된 하나 이상의 압력 센서를 통합할 수 있다.

[0043] 도 1b는 내부에 포함된 전기화학 센서의 평면도를 보여주기 위해 하우징(30)의 일부 및 수집 입구 또는 개구(22)가 제거된 샘플링 유닛(20)을 도시한다. 이 변형에서, 제1 센서(38) 및 제2 센서(42)(센서(38, 42) 중 어느 하나 또는 둘 모두는 CO 및 H_2 센서를 포함할 수 있음)가 선택적으로 각자의 센서 플랫폼(36, 40) 상에 위치되어 도시되며, 이들 센서 플랫폼은 이어서 인쇄 회로 보드(44)와 같은 기판 상에 장착될 수 있다. 그러나 다른 변형에서, 검출되는 파라미터에 따라 하나 이상의 센서가 사용될 수 있다. 다른 변형에서, 하나 이상의 센서는 인쇄 회로 보드(44) 상에 직접 장착될 수 있다. 전력 포트 및/또는 데이터 액세스 포트(46)가 또한 인쇄 회로 보드(44)와 통합되어 보일 수 있고, 컴퓨터, 서버, 스마트폰, 또는 다른 디바이스와 같은 원격 디바이스에 의해 쉽게 액세스 가능할 수 있다. 도시된 바와 같이, 다수의 센서(38, 42) 또는 단일 센서가 샘플링된 호흡으로부터 파라미터를 검출하는 데 사용될 수 있다.

[0044] 다른 변형에서, 적어도 하나의 CO 센서 또는 다수의 CO 센서가 단독으로 구현될 수 있다. 대안적으로, 하나 이상의 CO 센서가 조합하여 하나 이상의 H_2 센서와 함께 사용될 수 있다. 둘 모두의 CO 및 H_2 센서가 사용되는 경우, H_2 센서로부터의 판독값은 CO 센서에 의해 검출된 임의의 H_2 신호를 고려하거나 그를 보상하는 데 사용될 수 있는데, 왜냐하면 많은 CO 센서가 사람들의 호흡에서의 CO 측정치에 잠재적으로 영향을 미치기에 충분한 양으로 종종 존재하는 H_2에 대한 교차-민감도를 갖기 때문이다. CO 센서가 H_2 센서 없이 사용되는 경우, 임의의 H_2 측정 간섭을 공칭적으로 허용 가능한 레벨로 감소시키기 위해 다양한 방법이 적용될 수 있다. 그러나, H_2의 존재를 직접 측정하고 보상하기 위해 H_2 센서를 사용하는 것은 CO 측정을 용이하게 할 수 있다. 센서는 또한 흡연 관련 흡기를 검출하는 경우에 일산화탄소와 같은 물질을 검출하기 위한 화학 기체 센서, 전기화학 기체 센서 등을 포함한 임의의 수의 상이한 센서 유형을 포함할 수 있다.

[0045] 도 1c는 루멘(lumen)을 통해 들어가는 샘플링된 공기가 샘플링 유닛 내에 수용되도록 하우징(20)에 통합되고 센서 위에 위치된 상태로 밀봉된 유동 제어 조립체의 평면도를 도시한다. 샘플 호흡은 대상에 의해 호기될 때 디바이스에 들어갈 수 있다. 호흡은 분산 챔버(43)에 들어가며, 여기서 샘플의 대부분, 예를 들어 약 80%가 챔버(43)를 통해 그리고 2차 채널(49, 51)에 의해 한정된 각자의 2차 유체 경로(45, 47) 내로 전환된다. 나머지 샘플, 약 20%는 1차 채널을 통해 그리고 수용 채널(53) 내로 들어가며, 여기서 호흡은 이어서 개구(55, 57)를 통해 들어가 센서와 접촉할 수 있다. 다른 변형에서, 호흡 샘플의 50% 초과가 전환될 수 있으며, 따라서 호흡 샘플의 50% 미만이 수용 채널 내로 들어간다.

[0046] 사용자로부터의 eCO 레벨을 결정하고 정량화하기 위한 호흡 샘플링 디바이스 및 방법의 추가 예가 다양한 특허, 예를 들어 미국 특허 제9,861,126호; 제10,206,572호; 제10,306,922호; 제10,335,032호, 및 미국 특허 공개 제2019/0113501호에 더 상세히 설명되며, 이들 각각은 전체적으로 참고로 그리고 임의의 목적을 위해 본 명세서에 포함된다. 설명된 디바이스 중 임의의 것이 본 명세서에 설명된 방법 및 장치와 함께 이용될 수 있다.

[0047] 샘플링 유닛(20)의 다른 변형에서, 디바이스는 다양한 질환을 모니터링하거나 스크리닝하기 위한 하나 이상의 폐활량계(54)뿐만 아니라 샘플 호흡(52)과 유체 연통하는 하나 이상의 압력 변환기 또는 압력 센서(56)를 추가적으로 그리고/또는 대안적으로 통합할 수 있다. 단일 압력 센서(56)가 예시되지만, 추가적인 압력 센서가 샘플링 유닛(20) 내의 다양한 위치에서 통합될 수 있다. 폐활량계(54)는, 도 2에 도시된 바와 같이, 파라미터를 검출하고/하거나 모니터링하기 위해 그것이 유동 경로(50)를 통과하는 샘플 호흡(52)과 유체 연통하도록 유닛(20)에 통합될 수 있다. 하나 이상의 압력 센서(56) 및/또는 폐활량계(54)는 유닛(20) 내의 프로세서에 유선 연결될 수 있거나, 그것은 개인용 전자 디바이스(10) 또는 컴퓨터(12)와 무선으로 통신할 수 있다. 압력 센서(56)는 일반적으로 유체 샘플(52)에 의해 가해지는 압력을 전기 신호로 변환하며, 임의의 수의 다양한 메커니즘, 예를 들어 압전저항, 용량성, 전자기, 압전, 스트레인-게이지, 광학 등을 포함할 수 있다. 폐활량계(54)는 일반적으로 유체(52)의 체적 및 유동을 정량화하며, 사용자의 폐 기능을 평가하는 데 사용될 수 있고, 다양한 폐 질환, 예를 들어 천식, 폐섬유증, 낭포성 섬유증, COPD 등을 식별하는 것을 도울 수 있다.

[0048] 또한, 유동 경로(50)는 유동 경로를 따른 유동 저항을 증가시키거나 감소시키기 위해 유동 스위치를 포함할 수 있다. 대상이 디바이스 내로 호흡할 때, 그들은 가능한 한 힘차게 호기하도록 지시받을 수 있고, 디바이스는 측정된 압력 및 체적을 유량으로 변환하여, 예를 들어 최대 흡기 후에 강제로 호기될 수 있는 공기의 총 체적인 강제 폐활량(FVC), 최대 흡기 후 1초 지속시간에 걸쳐 강제로 호기될 수 있는 공기의 체적인 강제 호기 체적, 1초 테스트(FEV1)를 계산할 수 있다. 디바이스에 의해 계산될 수 있는 다른 파라미터는 예를 들어 FVC에 대한 FEV1의 비인 FEV1/FVC 비(FEV1%); 폐활량 측정 내의 다양한 포인트에서 폐 안팎으로 이동하는 공기의 유량을 결정하기 위한 강제 흡기 유동(FIF)에 대한 강제 호기 유동(FEF)의 비인 FEF/FIF; 및 폐활량 테스트의 지속시간 동안 경험된 최대 유량인 피크 호기 유동(PEF)을 포함할 수 있다.

[0049] 도 3a는 남성 및 여성 둘 모두에 대한 다양한 연령에 걸친 FVC, FEV1 및 FEV 25-75%에 대한 정상 값을 예시하는 그래프(60)를 도시하고, 도 3b는 호기 동안의 25%, 50% 및 75%에서의 FEF 및 참조를 위한 흡기 동안의 75%, 50% 및 25%에서의 FIF에 대한, 체적(L)에 대한 전형적인 유동(리터/초)을 예시하는 그래프(62)를 도시한다.

[0050] 폐활량계(54) 및 압력 센서(56) 외에, 샘플링 유닛은 또한 도 2에 도시된 바와 같이 하나 이상의 온도 센서(58)를 통합할 수 있으며, 이는 유동(52)으로부터의 검출된 열 에너지를 대응하는 전기 신호로 변환한다. 그러한 온도 센서(58)는 예를 들어 서미스터 및 열전대를 포함할 수 있다. 호기된 호흡 샘플로부터의 호기된 호흡 온도(EBT)의 평가는 열의 검출, 천식의 검출 등과 같은 사용자의 호흡기계에서의 다양한 병리학적 과정을 검출하고 모니터링하는 데 사용될 수 있다.

[0051] 압력 센서(56)를 사용하여, 호흡 테스트 준수를 결정하기 위해 사용자의 호기 및 흡기를 사용하기 위한 하나의 메커니즘이 도 4의 흐름도에 도시되는데, 왜냐하면 호흡 샘플링 프로토콜의 사용자 준수가 사용자에 대한 가장 정확한 결과를 보장할 수 있기 때문이다. 도시된 바와 같이, 사용자는 그들의 폐 내의 CO 레벨이 그들의 혈액 내의 레벨과 평형을 유지할 수 있게 하기 위해 미리 결정된 기간, 예를 들어 적어도 10초 또는 그 초과 동안 그들의 호흡을 보류하도록 지시받을 수 있다(70). 이어서 사용자는 선택적으로 미리 결정된 기간, 예를 들어 6초 내지 12초 또는 그 초과 동안 그들의 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하도록 지시받을 수 있다(72). 사용자가 상대적으로 낮은 판독값을 제공하도록 샘플링 유닛을 "속이려고" 시도할 수 있기 때문에, 호기 및 흡기 검출의 적절한 적용이 그러한 시도를 방지할 수 있다.

[0052] 호기 및 흡기 둘 모두로, 샘플링 유닛 내의 압력 센서(56)는 유동 챔버 내의 대응하는 압력을 측정할 수 있고(74), 압력에 있어서의 대응하는 증가 및 감소의 타이밍이 또한 측정될 수 있다(76). 따라서, 압력 센서(56)와 통신하는 프로세서는 실제 측정된 샘플 호흡의 지속시간 및 강도에 대해 비교함으로써 사용자가 호흡 측정(예를 들어, 호기 또는 흡기)의 규정된(또는 예상된) 지속시간 및 강도를 준수했는지를 그에 맞춰 결정할 수 있다(78). 예를 들어, 타이밍에 대해 디바이스 내로의 호기에 대한 규정된 미리 결정된 기간에 대해 샘플 호흡의 실제 타이밍이 비교될 수 있고, 호흡 강도에 대해 주위 압력 레벨에 대해 측정된 압력 변화의 강도가 비교될 수 있다. 주위 압력에 대한 압력에 있어서의 예기치 못한 증가 또는 감소가 검출될 때, 그리고/또는 샘플 호흡의 타이밍이 미리 결정된 기간 밖에 있을 때, 사용자는 통지받을 수 있고, 예를 들어, 호기가 예상될 때 또는 그의 호흡을 보류하려고 준비할 때 샘플링 유닛(20)을 통해 흡기하는 사용자에게 수정 제안이 디바이스에 의해 제공될 수 있다. 호흡 시작 검출의 다른 방법(예를 들어, 온도, 소리 등)이 호흡 샘플 프로토콜의 비-준수의 모든 모드를 캡처할 수는 없지만, 압력 센서(56) 및 타이밍의 사용은 그러한 비-준수를 캡처할 수 있다.

[0053] 도 5a는 샘플링 디바이스(20) 내의 압력 센서(56)를 이용하여 호흡 센서에 들어가고 그를 떠나는 공기의 체적을 측정하고 이러한 측정기준을 사용하여 사용자의 건강의 표시자로서 폐활량을 추정하고/하거나 추적하기 위한 다

른 메커니즘의 흐름도를 도시한다. 샘플링 유닛(20)을 통한 사용자의 호흡 샘플의 유동은 호기 및 흡기 동안 일반적으로 직면하게 되는 유량에서 비압축성인 것으로 간주될 수 있기 때문에, 압력 센서(56)는 유닛(20)을 통한 공기의 순간 유량과 대응하는 압력 사이의 관계를 결정하기 위해 결과적인 압력을 측정하는 데 사용될 수 있다. 사용자는 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하고(80) 추가로 호흡을 샘플링 유닛(20)을 통해 흡기하도록(82) 지시받을 수 있다. 선택적으로, 사용자는 폐 체적 파라미터를 측정하기 위해 유닛(20)을 통한 전체 호기-흡기-호기 사이클이 획득될 수 있도록 한 번 더 유닛(20)을 통해 호기하도록 추가로 지시받을 수 있다. 호흡의 지속 시간에 걸쳐 적분함으로써, 디바이스를 통과하는 공기의 총 체적이 측정될 수 있다(84). 이어서 압력 센서(56)에 의해 측정된 압력과 유량 사이의 관계가 흡기 및 호기 둘 모두에 대해 확립될 수 있다(86).

[0054] 사용자에게 샘플링 유닛(20)을 통해 완전한 호기 및 흡기 및 선택적으로 후속하는 다른 호기(또는 흡기, 호기, 및 선택적으로 다시 흡기)를 수행하도록 프롬프트함으로써, 사용자의 총 폐 체적이 결정될 수 있다. 이러한 프로세스는 사용자에게 그들의 폐활량이 시간 경과에 따라 어떻게 변화할 수 있는지에 대한 피드백을 제공하기 위해 주기적으로 수행되고 모니터링될 수 있다. 호흡의 과정에 걸친 누적된 호기된 체적을 계산하기 위한 적분은 또한 알고리즘을 더 정확하게 만드는 데 도움이 될 수 있는데, 예를 들어 사용적(dead volume)이 소진되고 폐포 공기가 샘플링되고 있는 때의 추정을 가능하게 한다.

[0055] 도 5b는 사용자의 호흡기학적 파라미터를 결정하기 위해 생물학적 파라미터를 측정하는 적어도 하나의 센서 및 샘플링 디바이스(20) 내의 압력 센서(56)를 이용하기 위한 메커니즘의 또 다른 흐름도를 도시한다. 설명된 바와 같이, 사용자는 얼마간의 미리 결정된 기간, 예를 들어 6초 내지 12초 또는 그 초과 동안 그들의 호흡을 샘플링 유닛(20) 내로 호기하도록 프롬프트될 수 있다(80). 호기 전에, 사용자는 선택적으로 그들의 폐 내의 CO 레벨이 그들의 혈액 내의 레벨과 평형을 유지할 수 있게 하기 위해 미리 결정된 기간, 예를 들어 적어도 10초 또는 그 초과 동안 그들의 호흡을 보류하도록 지시받을 수 있다. 사용자가 그들의 샘플 호흡을 호기함에 따라, 샘플 호흡에 의해 부여되는 압력에 있어서의 변화가 주위 압력에 대해 샘플링 유닛(20) 내의 프로세서와 통신하는 적어도 하나의 압력 센서를 통해 측정될 수 있다(81). 호기의 타이밍이 또한 프로세서를 통해 측정될 수 있다. 이어서 압력 변화가 프로세서를 통해 유량에 상관될 수 있다(83).

[0056] 샘플 호흡으로부터의 하나 이상의 생물학적 파라미터가 또한 (이전에 설명된 바와 같이) 샘플링 유닛(20) 내에 포함된 하나 이상의 센서로 전환되는 샘플 호흡의 적어도 일부와 유체 연통하는 하나 이상의 센서, 예를 들어 기체 센서를 통해 측정될 수 있다(85). 이러한 측정은 유동 파라미터의 측정과 동시에 획득될 수 있거나, 측정은 시간상 가깝게 취해진 별개의 샘플 호흡으로부터 획득될 수 있다. 샘플 호흡의 나머지는 선택적으로 유닛(20)으로부터 벤팅될 수 있다. 하나 이상의 센서로부터 획득된 생물학적 파라미터의 측정치는 프로세서를 통해 관심 있는 분석물에 상관될 수 있으며(87), 여기서 분석물은 샘플 호흡으로부터의 CO 레벨, 또는 사용자의 대응하는 생물학적 파라미터를 나타내는 임의의 수의 다른 분석물, 예를 들어 H_2, CH_4, CO_2, O_2, C_3H_6O 등을 포함할 수 있다. 이어서 사용자의 호흡기학적 파라미터가 상관된 압력 변화로부터 획득된 유량에 기초하여 프로세서를 통해 계산될 수 있다(89). 따라서, 호흡기학적 파라미터 및 대응하는 생물학적 파라미터가 단일 샘플 호흡으로부터 획득될 수 있다. 후속 호흡기학적 및 생물학적 파라미터가 사용자에게 피드백으로서 제공될 수 있는 사용자의 폐 건강을 추적할 목적으로 미리 결정된 기간에 걸쳐 사용자로부터 획득될 수 있다.

[0057] 도 6은 압력 센서(56)(예를 들어, 유동 경로에 대해 수직으로 배치됨)가 어떻게 사용자의 호흡 샘플의 폐활량 파라미터를 측정하는 데 사용될 수 있는지를 예시하는 다른 흐름도를 도시한다. 사용자는 샘플 호흡을 제공하기 위해 샘플링 유닛을 통해 호기하도록 지시받을 수 있다(90). 전형적으로, 유동 파라미터는 비교적 높은 유동 저항을 갖는 디바이스에서 평가하기 어려울 수 있지만, 압력 센서(56)를 유동 방향에 대해 수직으로 배향시키는 것은 디바이스가 하기의 동적 압력 방정식을 사용하여 유동 속도를 계산하는 것을 가능하게 할 수 있으며:

[0058] [식 1]

[0059] $$q = \frac{\rho u^2}{2}$$

[0060] 여기서,

[0061] q = 동적 압력(Pa)

[0062] ρ = 공기의 유체 밀도

[0063] u = 유동 속도

[0064] 유동 속도에 대해 해를 구하기 위해 방정식 1을 재배열하면 하기의 방정식이 산출된다:

[0065] [식 2]

$$u = \sqrt{\frac{2q}{\rho}}$$

[0066]

[0067] 유동 경로의 최소 단면적이 알려져 있는 경우, 유량은 식 2를 이용해 동적 압력 측정치를 사용해 계산될 수 있다. 시간 경과에 따른 유량을 기록함으로써, 폐활량 파라미터가 프로세서를 통해 계산될 수 있다(92).

[0068] 그들의 폐 건강을 그들에게 통지하기 위해 사용자는 이러한 측정을 수행하도록 주기적으로 프롬프트될 수 있다. 예를 들어, 사용자는 담배 흡연이 그들의 건강에 미치는 즉각적인 영향에 대한 피드백을 제공하기 위해 담배를 흡연하기 전에 그리고 후에 이러한 테스트를 수행하도록 프롬프트될 수 있다(94). 시간 경과에 따른 이러한 값을 기록하는 것은 또한 그들의 폐활량 측정치가 개선됨에 따라 그들의 담배 흡입을 계속 감소시키도록 사용자를 격려하는 것을 도울 수 있다.

[0069] 도 7은 도 5 및 도 6에 관하여 전술된 것들을 조합하는 또 다른 방법을 예시하는 다른 흐름도를 도시한다. 위에서와 같이, 사용자는 샘플 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하도록(100), 그리고 추가로 호흡을 샘플링 유닛을 통해 흡기하도록(102) 지시받을 수 있다. 설명된 바와 같이, 디바이스를 통과하는 공기의 총 체적이 결정될 수 있고(104), 흡기 및 호기에 대한 유량과 압력 사이의 관계가 또한 결정될 수 있다(106). 게다가, 사용자의 폐활량 파라미터를 계산하기 위해 시간 경과에 따른 유량이 기록될 수 있다(108). 사용자가 그들의 샘플 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하는 동안(100), 디바이스는 존재하는 CO(또는 임의의 다른 생체지표)를 측정함으로써 사용자의 eCO를 측정하는 데 사용될 수 있다. 이러한 방식으로, eCO뿐만 아니라 폐 파라미터들이 동일한 샘플링 유닛(20)을 사용하여 동시에 결정될 수 있다.

[0070] 각각의 방법은 샘플링 유닛(20)을 통한 별개의 유동 경로 기하학적 구조를 이용할 수 있는 상이한 유동 저항들을 이용할 수 있고, 이것은 이용되는 생체지표 샘플링 방법을 지시할 수 있다. 위에서와 같이, 디바이스는 호기 및 흡기 폐 체적을 계산할 수 있고 또한 다양한 폐활량 측정치를 계산할 수 있다.

[0071] 도 8은 샘플링 유닛(20) 내로 호기하거나 그를 통해 흡기할 때 사용자가 임의의 벤트 구멍을 차단하고 있는지(예를 들어, 유동 경로를 막고 있는지) - 이는 측정치를 변경시킬 수 있음 - 를 결정하는 데 이용될 수 있는 방법을 예시하는 또 다른 흐름도를 도시한다. 디바이스는 유동 경로의 다양한 부분에서 다수의 압력 센서를 이용할 수 있다. 디바이스는 일반적으로, 도 1c에 관하여 본 명세서에서 설명되고 도시된 바와 같이, eCO를 결정하기 위한 전기화학 센서로 이어지는 1차 CO 센서 유동 경로, 및 샘플 호흡의 일부가 벤팅될 수 있게 하는 2차 벤트 경로를 한정할 수 있다. 사용자가 샘플 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기하도록 지시받은 후에(110), CO 센서 유동 경로 내의 압력이 측정될 수 있고(112), 벤트 유동 경로 내의 제2 압력이 CO 센서 유동 경로와는 개별적으로 측정될 수 있다(114). 어느 하나의 유동 경로 내의 벤트 개구들 중 임의의 것이 차단되는 경우, 측정에서 에러가 생성될 수 있다.

[0072] CO 센서 유동 경로에 대한 벤트 유동 경로의 압력비, P(VENT) / P(CO)는 상이한 유동 속도들을 갖는 샘플들에 걸쳐 비교적 일정하게 유지되어야 하며, 사용자가 벤트 개구들 중 임의의 것을 차단하는 경우, 비는 변경될 수 있다. 따라서, 압력비 P(VENT) / P(CO)는 획득된 샘플들 간의 비교를 위해 디바이스 프로세서를 통해 계산될 수 있다(116). 임의의 샘플이 상당히 상이한 비를 제공하는 경우, 이것은 벤트 개구들 중 일부 또는 전부가 차단될 수 있고 수정 조치가 사용자에 의해 취해질 필요가 있을 수 있다는 표시일 수 있다.

[0073] 도 9는 격려로서 사용자에게 피드백을 제공하기 위한 방법을 예시하는 또 다른 흐름도를 도시한다. 사용자가 그들의 호흡을 샘플링 유닛 내로 호기한 후에(120), 본 명세서에 설명된 바와 같이, 임의의 수의 측정치가 획득될 수 있다(예를 들어, 유량, 체적, 유동 압력 등)(122). 이러한 정보는 사용자에게 더 바람직한 경험을 제공하기 위해 격려 또는 정보 엔터테인먼트 등으로서 사용자 피드백으로서 제공될 수 있다(124). 예를 들어, 디바이스를 통해 불어진 공기의 총 체적이 기록되고 재미있는 방식으로 다시 사용자에게 보고될 수 있다(예를 들어, "당신은 12인치 직경의 비치볼 25개를 불었어요!"). 다른 예는 청각음과 같은 표시자를 제공할 수 있거나 시각 표시자가 또한 제공될 수 있으며, 여기서 표시자는 사용자가 표시자를 일정하게 유지하도록 격려되도록 예를 들어 유동 압력에 비례한다. 또 다른 예는 게임으로서 구조화된 피드백을 사용자에게 제공할 수 있으며, 여기서

사용자는 예를 들어 가능한 최고 압력 유동을 생성하려고 시도할 수 있고, 이는 기록되고 폐 기능에 있어서의 개선을 결정하기 위해 이전 시도와 비교된다.

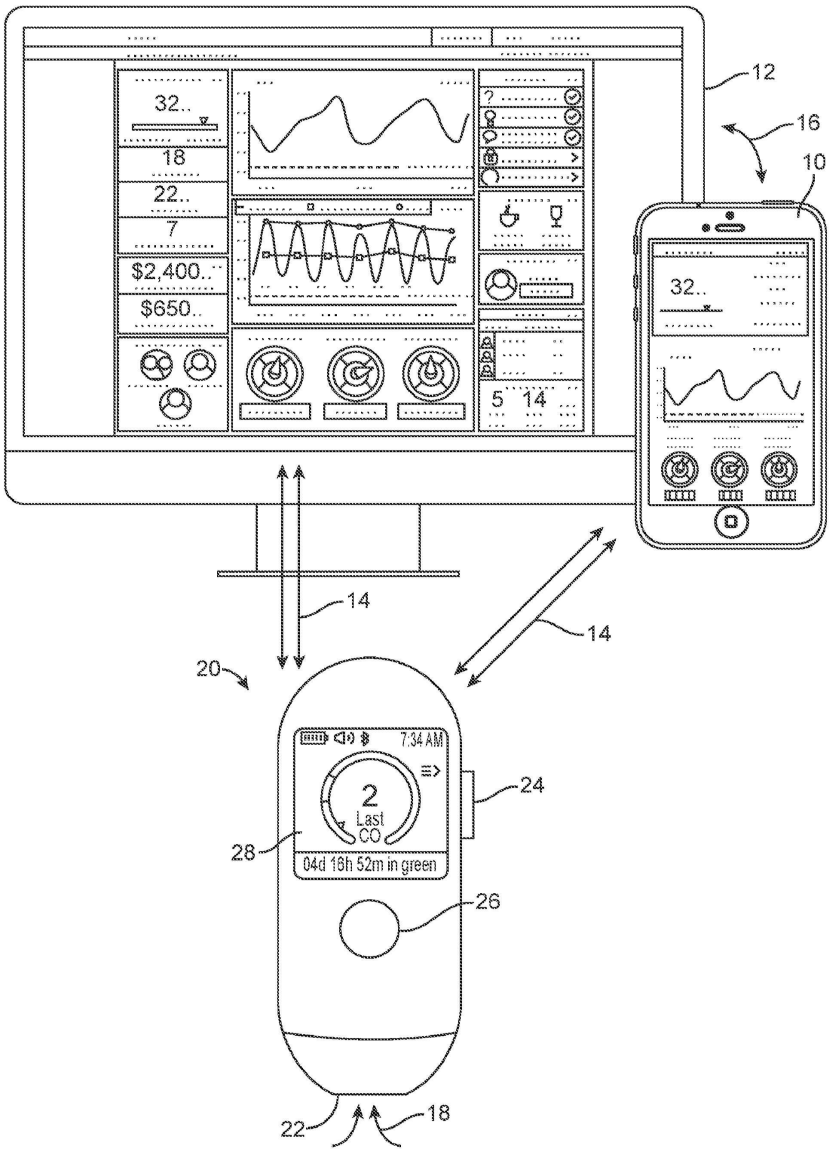
[0074] 도 10은 임의의 다른 건강 문제가 존재할 수 있는지를 결정하는 방법에 대한 또 다른 흐름도를 도시한다. 사용자가 호흡 샘플을 제공하도록 지시받은 후에(130), 온도와 같은 소정 파라미터가 호기된 호흡으로부터 측정될 수 있다(132). 호기된 호흡 온도에 있어서의 상승이 관찰되는 경우, 이것은 건강 질환의 표시일 수 있다(134). 예를 들어, 디바이스는 사용자가 열이 있을 수 있다고, 또는 사용자가 약간의 천식 증상을 경험한다고 결정할 수 있다.

[0075] 예를 들어, 도 4 내지 도 10에 관하여 설명된 방법들 및 메커니즘들 중 임의의 것은 조합 평가, 측정 등을 달성하기 위해 임의의 수의 조합으로 생리학적 측정 디바이스들(예를 들어, 압력, 폐활량, 온도 등) 중 임의의 것과 조합될 수 있으며, 본 설명의 범위 내에 있도록 의도된다. 예를 들어, 생리학적 측정 디바이스들은 또한 다양한 생물학적 기능을 나타내는 바와 같은 CO(설명된 바와 같음), H_2, CH_4(메탄), CO_2, O_2, C_3H_6O(아세톤)와 같은 다양한 다른 파라미터를 검출하기 위한 임의의 수의 추가적인 센서를 통합할 수 있다.

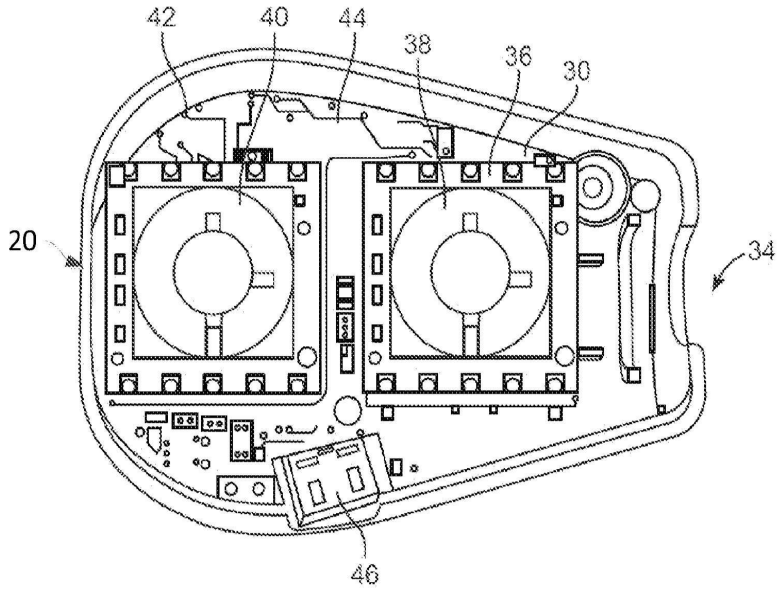
[0076] 예시적인 예가 위에서 설명되지만, 다양한 변경 및 수정이 그 안에서 이루어질 수 있음이 당업자에게 명백할 것이다. 더욱이, 전술된 다양한 장치 또는 절차는 또한, 실행 가능한 바에 따라, 서로 조합되어 이용되도록 의도된다. 첨부된 청구범위는 본 발명의 진정한 사상 및 범위 내에 속하는 모든 그러한 변경 및 수정을 포괄하도록 의도된다.

도면

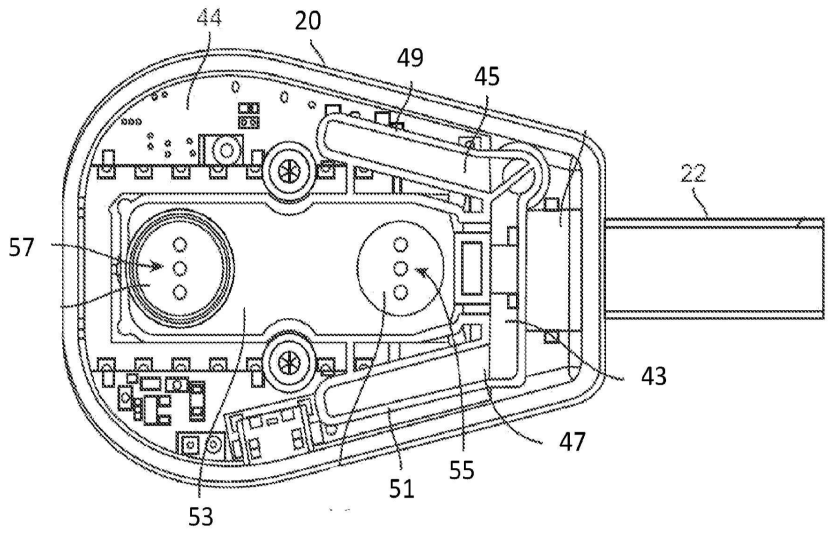
도면1a


12
16
10
32..
18
22..
7
$2,400..
$650..
5 14
14
14
20
7:34 AM
2
Last
CO
04d 16h 52m in green
24
28
26
22
18

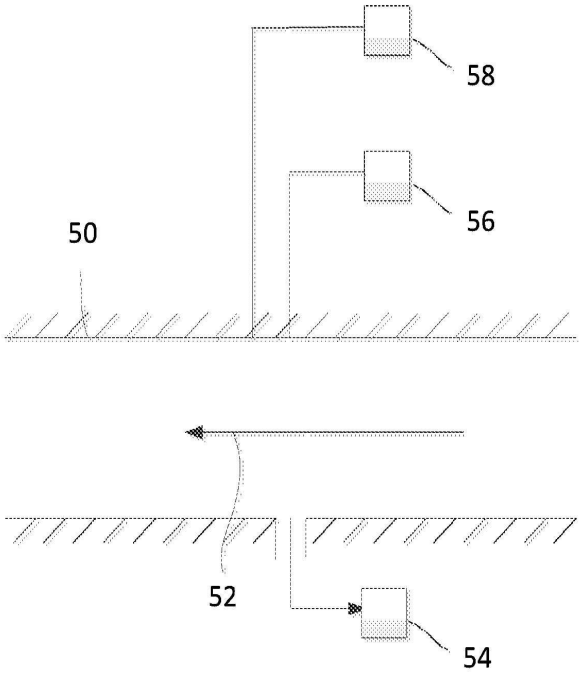
도면1b



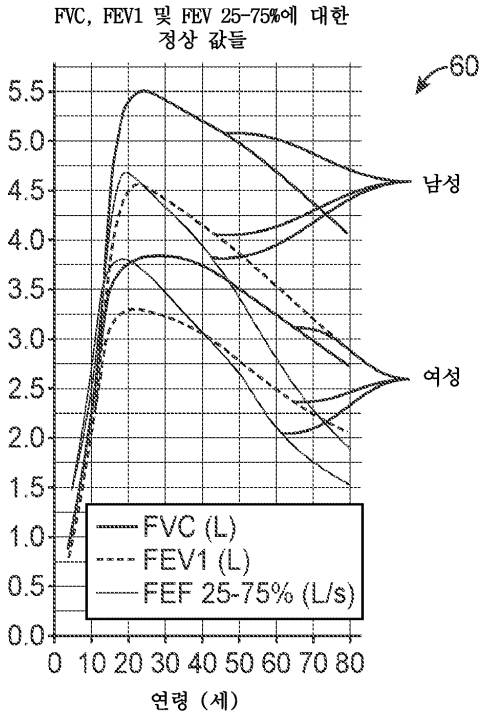
도면1c



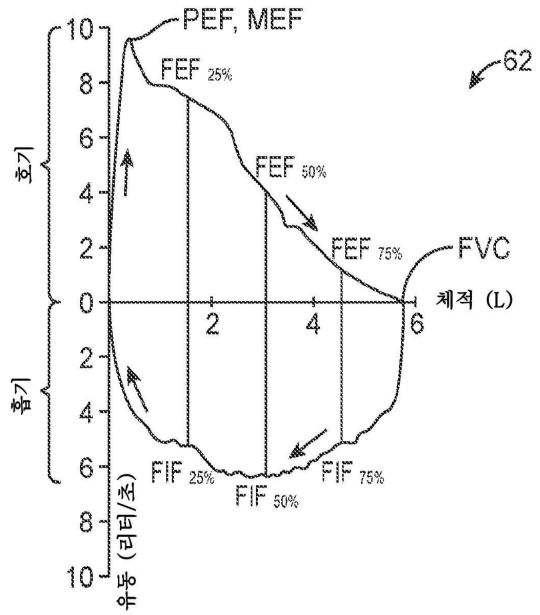
도면2


58
56
50
52
54

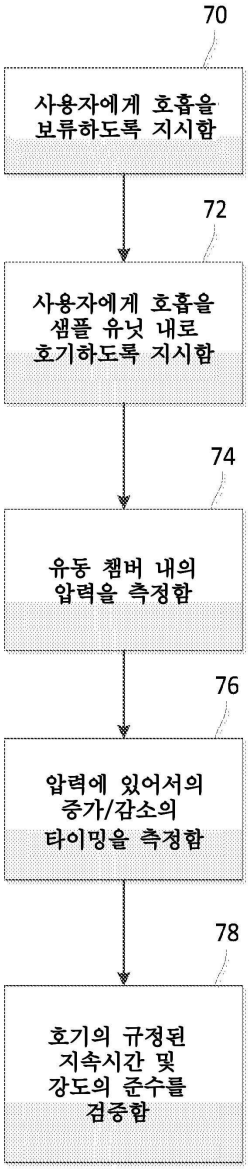
도면3a


FVC, FEV1 및 FEV 25-75%에 대한
정상 값들
60
남성
여성
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
연령 (세)

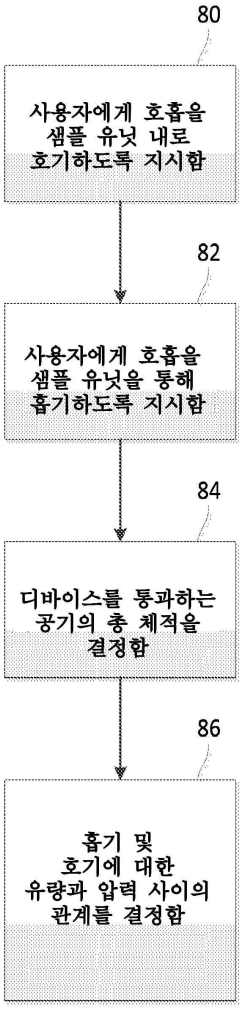
도면3b


PEF, MEF
FEF 25%
62
FEF 50%
FEF 75%
FVC
호기
흡기
체적 (L)
FIF 25%
FIF 50%
FIF 75%
유동 (리터/초)
10
8
6
4
2
0
2
4
6
8
10
2
4
6

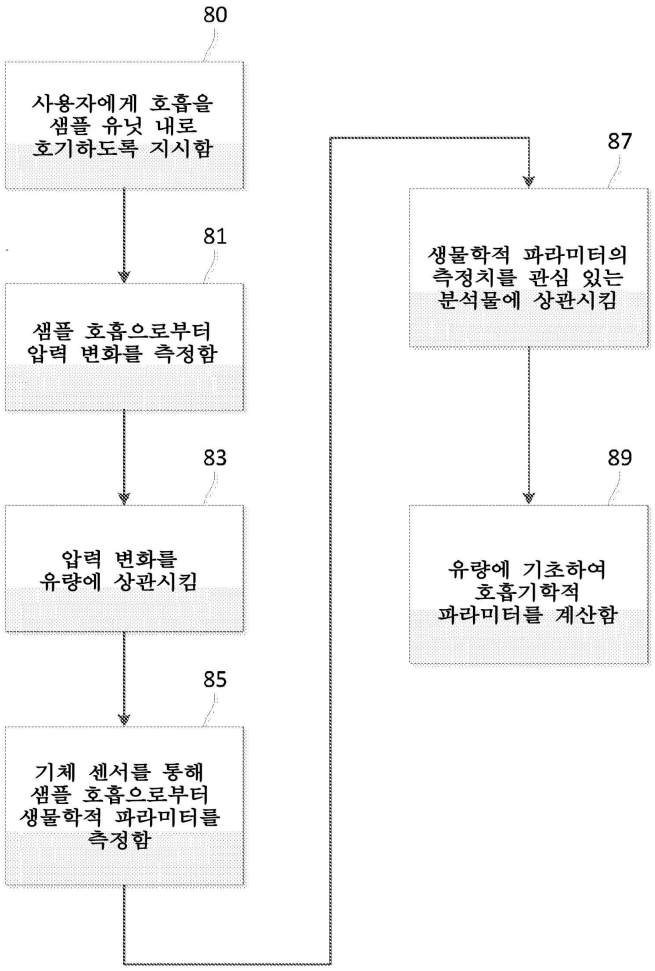
도면4


70
사용자에게 호흡을 보류하도록 지시함
72
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
74
유동 챔버 내의 압력을 측정함
76
압력에 있어서의 증가/감소의 타이밍을 측정함
78
호기의 규정된 지속시간 및 강도의 준수를 검증함

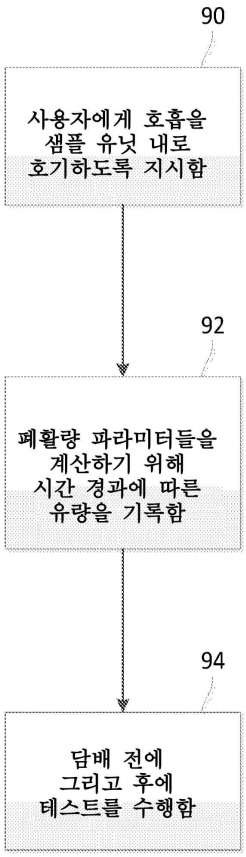
도면5a


80
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
82
사용자에게 호흡을 샘플 유닛을 통해 흡기하도록 지시함
84
디바이스를 통과하는 공기의 총 체적을 결정함
86
흡기 및 호기에 대한 유량과 압력 사이의 관계를 결정함

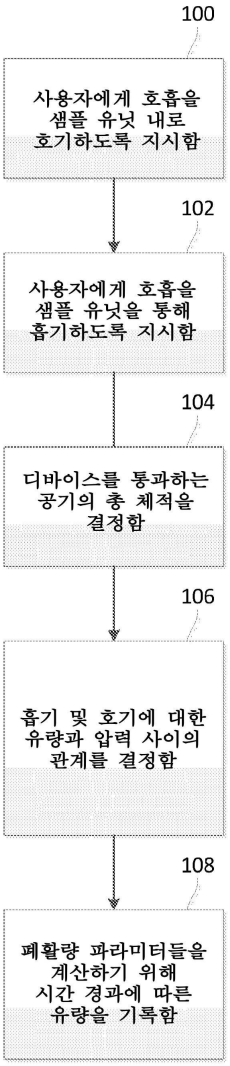
도면5b


80
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
81
샘플 호흡으로부터 압력 변화를 측정함
83
압력 변화를 유량에 상관시킴
85
기체 센서를 통해 샘플 호흡으로부터 생물학적 파라미터를 측정함
87
생물학적 파라미터의 측정치를 관심 있는 분석물에 상관시킴
89
유량에 기초하여 호흡기학적 파라미터를 계산함

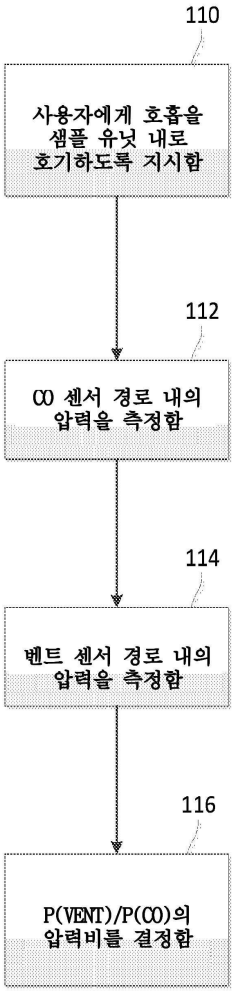
도면6


90
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
92
폐활량 파라미터들을 계산하기 위해 시간 경과에 따른 유량을 기록함
94
담배 전에 그리고 후에 테스트를 수행함

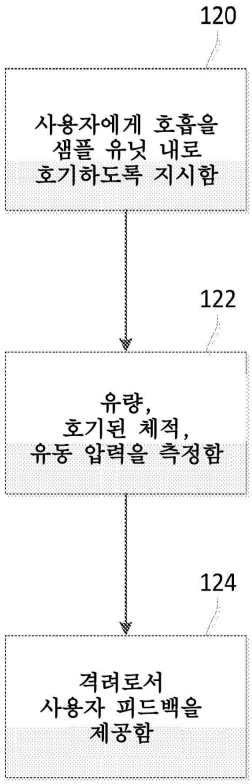
도면7


100
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
102
사용자에게 호흡을 샘플 유닛을 통해 흡기하도록 지시함
104
디바이스를 통과하는 공기의 총 체적을 결정함
106
흡기 및 호기에 대한 유량과 압력 사이의 관계를 결정함
108
폐활량 파라미터들을 계산하기 위해 시간 경과에 따른 유량을 기록함

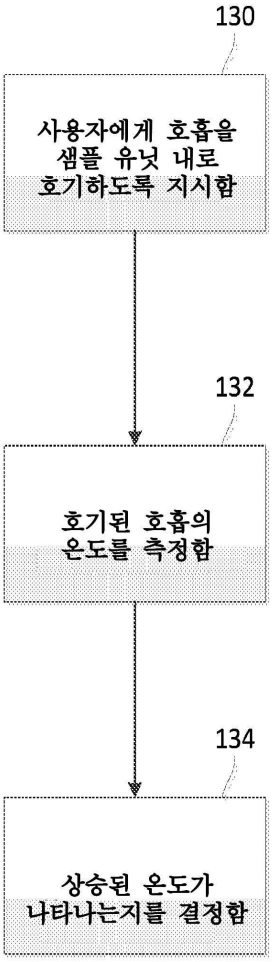
도면8


110
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
112
CO 센서 경로 내의 압력을 측정함
114
벤트 센서 경로 내의 압력을 측정함
116
P(VENT)/P(CO)의 압력비를 결정함

도면9


120
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
122
유량, 호기된 체적, 유동 압력을 측정함
124
격려로서 사용자 피드백을 제공함

도면10


130
사용자에게 호흡을 샘플 유닛 내로 호기하도록 지시함
132
호기된 호흡의 온도를 측정함
134
상승된 온도가 나타나는지를 결정함