

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7118060号  
(P7118060)

(45)発行日 令和4年8月15日(2022.8.15)

(24)登録日 令和4年8月4日(2022.8.4)

(51)国際特許分類	F I			
G 0 1 N	33/00 (2006.01)	G 0 1 N	33/00	C
G 0 1 M	17/007 (2006.01)	G 0 1 M	17/007	Z
A 6 1 B	5/113 (2006.01)	A 6 1 B	5/113	
F 2 4 F	11/32 (2018.01)	F 2 4 F	11/32	
A 6 1 B	5/11 (2006.01)	A 6 1 B	5/11	1 2 0

請求項の数 12 (全16頁) 最終頁に続く

(21)出願番号	特願2019-522741(P2019-522741)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成29年10月27日(2017.10.27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65)公表番号	特表2020-501119(P2020-501119		Koninklijke Philips N. V.
	A)		オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 52 High Tech Campus 52, 5656 AG Eindhoven, N etherlands
(43)公表日	令和2年1月16日(2020.1.16)	(74)代理人	110001690
(86)国際出願番号	PCT/EP2017/077551		特許業務法人M & Sパートナーズ
(87)国際公開番号	WO2018/083016		デン ブリンカー アルベルトゥス コル ネリス
(87)国際公開日	平成30年5月11日(2018.5.11)		オランダ国 5656 アーヘー アイン 最終頁に続く
審査請求日	令和2年10月22日(2020.10.22)		
(31)優先権主張番号	16196883.9		
(32)優先日	平成28年11月2日(2016.11.2)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	歐州特許庁(EP)	(72)発明者	

(54)【発明の名称】 CO<sub>2</sub>モニタリングデバイス、システム及び方法

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

モニタリングされる領域の1つ以上のモニタリング信号であって、前記モニタリングされる領域の画像データである前記1つ以上のモニタリング信号を受信する信号入力部と、前記1つ以上のモニタリング信号が1人以上の対象者の胸部及び／若しくは腹部の時系列の画像データを含む場合に、当該1つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記1人以上の対象者の胸部及び／若しくは腹部の動きから検出した呼吸速度及び／若しくは呼吸ボリュームに基づき、並びに／又は、前記1つ以上のモニタリング信号が1人以上の対象者の皮膚の画像データを含む場合に、当該1つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記1人以上の対象者の皮膚の色変化から検出した心拍数の変化に基づき、前記1人以上の対象者の1つ以上の呼吸パラメータを決定する呼吸モニタであって、前記1つ以上の呼吸パラメータは、呼吸数、呼吸ボリューム、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、部分吸気時間、1回換気量、当該1つ以上の呼吸パラメータの変動性、及び、当該1つ以上の呼吸パラメータの経時的变化のうちの1つ以上である、呼吸モニタと、

決定された前記1つ以上の呼吸パラメータの変化から、前記モニタリングされる領域内のCO<sub>2</sub>レベルの変化を推定するCO<sub>2</sub>推定ユニットであって、呼吸数及び呼吸ボリュームの少なくとも一方における正の変化を観察すると、CO<sub>2</sub>レベルの増加を推定するCO<sub>2</sub>推定ユニットと、

を含む、CO<sub>2</sub>モニタリングデバイス。

### 【請求項 2】

モニタリングされる領域の 1 つ以上のモニタリング信号であって、前記モニタリングされる領域の画像データである前記 1 つ以上のモニタリング信号を受信する信号入力部と、

前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の時系列の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の動きから検出した呼吸速度及び / 若しくは呼吸ボリュームに基づき、並びに / 又は、前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の皮膚の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の皮膚の色変化から検出した心拍数の変化に基づき、前記 1 人以上の対象者の 1 つ以上の呼吸パラメータを決定する呼吸モニタであって、前記 1 つ以上の呼吸パラメータは、呼吸数、呼吸ボリューム、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、部分吸気時間、1 回換気量、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの変動性、及び、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの経時的变化のうちの 1 つ以上である、呼吸モニタと、

決定された前記 1 つ以上の呼吸パラメータの変化から、前記モニタリングされる領域内の  $\text{CO}_2$  レベルの変化を推定する  $\text{CO}_2$  推定ユニットと、

を含み、

前記呼吸モニタは更に、初期期間にわたる平均呼吸数を取得することによってベースライン呼吸パラメータを確立し、前記  $\text{CO}_2$  推定ユニットは、前記 1 つ以上の呼吸パラメータを前記ベースライン呼吸パラメータと比較することによって、前記  $\text{CO}_2$  レベルを推定する、 $\text{CO}_2$  モニタリングデバイス。

### 【請求項 3】

モニタリングされる領域の 1 つ以上のモニタリング信号であって、前記モニタリングされる領域の画像データである前記 1 つ以上のモニタリング信号を受信する信号入力部と、

前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の時系列の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の動きから検出した呼吸速度及び / 若しくは呼吸ボリュームに基づき、並びに / 又は、前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の皮膚の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の皮膚の色変化から検出した心拍数の変化に基づき、前記 1 人以上の対象者の 1 つ以上の呼吸パラメータを決定する呼吸モニタであって、前記 1 つ以上の呼吸パラメータは、呼吸数、呼吸ボリューム、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、部分吸気時間、1 回換気量、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの変動性、及び、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの経時的变化のうちの 1 つ以上である、呼吸モニタと、

決定された前記 1 つ以上の呼吸パラメータの変化から、前記モニタリングされる領域内の  $\text{CO}_2$  レベルの変化を推定する  $\text{CO}_2$  推定ユニットと、

を含み、

前記呼吸モニタは、前記モニタリングされる領域内に存在する 2 人以上の対象者について 1 つ以上の呼吸パラメータを別々に決定し、前記 2 人以上の対象者についての 1 つ以上の呼吸パラメータの変化を別々に特定し、前記  $\text{CO}_2$  推定ユニットは、前記 2 人以上の対象者についての 1 つ以上の呼吸パラメータの特定された前記変化に基づいて、絶対  $\text{CO}_2$  レベルを推定する、 $\text{CO}_2$  モニタリングデバイス。

### 【請求項 4】

推定された前記  $\text{CO}_2$  レベルに応じて、1 つ以上の出力信号を生成する出力信号生成ユニットであって、前記 1 つ以上の出力信号は、換気システム、空気清浄機、空調機、部屋の 1 つ以上の開口部の設定を変更する推奨、又は、場所を変更する、呼吸を変更する若しくは身体活動を最小限に抑える推奨を制御するための制御信号のうちの 1 つ以上である、出力信号生成ユニットと、

前記 1 つ以上の出力信号を出力する信号出力部と、

10

20

30

40

50

を更に含む、請求項 1 から 3 の何れか一項に記載の C O 2 モニタリングデバイス。

【請求項 5】

前記呼吸モニタは、対象者毎に前記呼吸数の変化を特定し、前記 C O 2 推定ユニットは、前記呼吸数及び / 又はその変化率が、2 人以上の対象者のそれぞれの閾値を超える場合に、前記 C O 2 レベルが C O 2 レベル閾値を超えたと決定する、請求項 1 に記載の C O 2 モニタリングデバイス。

【請求項 6】

前記 C O 2 推定ユニットは、絶対 C O 2 レベル及び / 又は前記 C O 2 レベルの経時的変化を推定する、請求項 1 に記載の C O 2 モニタリングデバイス。

【請求項 7】

モニタリングされる領域の 1 つ以上のモニタリング信号であって、前記モニタリングされる領域の画像データである前記 1 つ以上のモニタリング信号を受信する信号入力部と、

前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の時系列の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の動きから検出した呼吸速度及び / 若しくは呼吸ボリュームに基づき、並びに / 又は、前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の皮膚の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の皮膚の色変化から検出した心拍数の変化に基づき、前記 1 人以上の対象者の 1 つ以上の呼吸パラメータを決定する呼吸モニタであって、前記 1 つ以上の呼吸パラメータは、呼吸数、呼吸ボリューム、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、部分吸気時間、1 回換気量、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの変動性、及び、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの経時的变化のうちの 1 つ以上である、呼吸モニタと、

決定された前記 1 つ以上の呼吸パラメータの変化から、前記モニタリングされる領域内の C O 2 レベルの変化を推定する C O 2 推定ユニットと、

を含み、

前記信号入力部は、空気品質データ、環境データ、対象者行動データ及びセンサデータのうちの 1 つ以上を含む追加データを取得し、

前記呼吸モニタは、前記 1 つ以上のモニタリング信号及び取得した前記追加データから、個々の対象者の前記 1 つ以上の呼吸パラメータの変化を、ベースラインに関して特定する、C O 2 モニタリングデバイス。

【請求項 8】

モニタリングされる領域の 1 つ以上のモニタリング信号であって、前記モニタリングされる領域の画像データである前記 1 つ以上のモニタリング信号を受信する信号入力部と、

前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の時系列の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の動きから検出した呼吸速度及び / 若しくは呼吸ボリュームに基づき、並びに / 又は、前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の皮膚の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の皮膚の色変化から検出した心拍数の変化に基づき、前記 1 人以上の対象者の 1 つ以上の呼吸パラメータを決定する呼吸モニタであって、前記 1 つ以上の呼吸パラメータは、呼吸数、呼吸ボリューム、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、部分吸気時間、1 回換気量、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの変動性、及び、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの経時的变化のうちの 1 つ以上である、呼吸モニタと、

決定された前記 1 つ以上の呼吸パラメータの変化から、前記モニタリングされる領域内の C O 2 レベルの変化を推定する C O 2 推定ユニットと、

を含み、

前記 1 人以上の対象者の心拍数を決定する心拍数モニタと、

対象者の体動を検出する動作検出器と、

10

20

30

40

50

の 1 つ以上を更に含み、

前記  $\text{CO}_2$  推定ユニットは、決定された 1 つ以上の呼吸パラメータと決定された前記心拍数及び / 又は心拍数の経時的变化とに基づいて、前記モニタリングされる領域内の前記  $\text{CO}_2$  レベルを推定し、

前記  $\text{CO}_2$  推定ユニットは、動作閾値を上回る、前記対象者の体動中に決定される前記対象者の呼吸パラメータを無視するか、又は、前記体動を前記  $\text{CO}_2$  レベルの推定の際に考慮する、 $\text{CO}_2$  モニタリングデバイス。

【請求項 9】

モニタリングされる領域の 1 つ以上のモニタリング信号を取得するモニタリングユニットと、

請求項 1 から 8 の何れか一項に記載の  $\text{CO}_2$  モニタリングデバイスと、  
を含む、 $\text{CO}_2$  モニタリングシステム。

【請求項 10】

モニタリングされる領域の 1 つ以上のモニタリング信号であって、前記モニタリングされる領域の画像データである前記 1 つ以上のモニタリング信号を取得するステップと、

得られた前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の時系列の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の胸部及び / 若しくは腹部の動きから検出した呼吸速度及び / 若しくは呼吸ボリュームに基づき、並びに / 又は、前記 1 つ以上のモニタリング信号が 1 人以上の対象者の皮膚の画像データを含む場合に、当該 1 つ以上のモニタリング信号を処理することで得た前記 1 人以上の対象者の皮膚の色変化から検出した心拍数の変化に基づき、前記 1 人以上の対象者の 1 つ以上の呼吸パラメータを決定するステップであって、前記 1 つ以上の呼吸パラメータは、呼吸数、呼吸ボリューム、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、部分吸気時間、1 回換気量、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの変動性、及び、当該 1 つ以上の呼吸パラメータの経時的变化のうちの 1 つ以上である、決定するステップと、

決定された前記 1 つ以上の呼吸パラメータの変化から、前記モニタリングされる領域内の  $\text{CO}_2$  レベルの変化を推定するステップであって、呼吸数及び呼吸ボリュームの少なくとも一方における正の変化を観察すると、 $\text{CO}_2$  レベルの増加を推定するステップと、

を含む、 $\text{CO}_2$  モニタリング方法。

【請求項 11】

コンピュータ上で実行されると、前記コンピュータに請求項 1 0 に記載の方法のステップを行わせるプログラムコード手段を含む、コンピュータプログラム。

【請求項 12】

車両の換気システム及び / 又は空気清浄機の設定を変更する推奨を制御するための 1 つ以上の出力信号を出力する、請求項 1 から 8 の何れか一項に記載の  $\text{CO}_2$  モニタリングデバイスを含む、車両。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、 $\text{CO}_2$  モニタリングデバイス、システム及び方法に関する。更に、本発明は、当該デバイスを含む車両に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

0 及び 1 0 1 . 3 2 5 kPa の標準温度及び圧力 (S T P) における通常の乾燥空気は、(ボリュームで表して) 20 . 95 パーセントの酸素、78 . 08 パーセントの窒素、0 . 0314 パーセントの二酸化炭素、0 . 93 パーセントのアルゴン及び微量の 1 4 の他のガスで構成されている。空気の酸素含有量が通常であると仮定すると、地下鉱山といったように気流が非常に制限されている狭い空間では、次の数字が一般的である。

・通常の空気の  $\text{CO}_2$  は、0 . 03%、即ち、300 ppm である。

10

20

30

40

50

- ・ C O <sub>2</sub> の時間加重限界値は、 0 . 5 % ( 即ち、 5 0 0 0 p p m ) である。
- ・ 1 0 0 0 0 p p m ( 1 % ) において、 頭痛及び呼吸数の増加が起きる。
- ・ 短時間暴露限界は、 3 0 0 0 0 p p m ( 3 % ) であり、 これらの量は通常の呼吸数を 2 倍にする。
- ・ 5 0 0 0 0 p p m ( 5 % ) を超えると、 浅速呼吸及び中毒が起きる。
- ・ 約 1 0 0 0 0 0 p p m ( 1 0 % ) を超えると、 意識消失が起きる。

#### 【 0 0 0 3 】

日常生活の状況では、 次の数字が一般的である。

- ・ 人が小さな寝室にとどまり、 すべての窓 / ドアを閉めると、 レベルは、 数時間後に 2 0 0 0 ~ 3 0 0 0 p p m になる。
- ・ 商業用輸送機内では、 平均 C O <sub>2</sub> 濃度範囲は、 5 1 5 ~ 4 9 0 2 p p m である。 即ち、 上限は 5 0 0 0 p p m の閾値に非常に近い。 連続暴露の推奨限界は、 1 0 0 0 p p m である。
- ・ 車両内の C O <sub>2</sub> 濃度は、 再循環モードでは 7 0 0 0 p p m のレベルにすぐに到達する。 例えば 3 人の乗客を乗せてフル再循環モードで動作する車両の場合、 5 0 分で 7 0 0 0 p p m に達する。

10

#### 【 0 0 0 4 】

C O <sub>2</sub> は、 酸素よりも 2 0 倍血液に溶けやすい。 そのため、 C O <sub>2</sub> レベル変化の生理学的パラメータに対する影響は、 空気の O <sub>2</sub> レベル変化と比較してはるかに大きく且つ速い。 更に、 C O <sub>2</sub> 割合の増加は、 最初に目に見える形で呼吸に影響を及ぼし、 心拍数は高いレベルに到達した後にだけ変化する。

20

#### 【 0 0 0 5 】

C O <sub>2</sub> レベルが通常であると仮定すると、 O <sub>2</sub> 変化の以下の効果が観察される。

- ・ 酸素の通常の作業下限は、 1 9 % である。
- ・ 1 8 % の酸素では、 呼吸努力がわずかに増加する。
- ・ 1 6 % では、 心拍数及び呼吸数のわずかな増加しか引き起こさない。
- ・ 1 4 % では、 情緒不安、 判断力の低下及び筋肉の動きの協調不全が起きる。
- ・ 1 2 % では、 心臓障害及び嘔吐が起こりうる。
- ・ 1 0 % では、 意識消失し、 死に至る。

#### 【 0 0 0 6 】

30

1 立方メートルの「停滞空気」空間内で毎分 1 2 . 5 リットルの速度で呼吸する人の場合、 5 8 分で 1 8 % の酸素レベルに到達するのに対して、 二酸化炭素レベルは、 わずか 1 2 分で 0 . 5 パーセントの限界値、 そして、 3 0 分で 1 . 2 5 パーセントの作業上限に到達することが分かっている。 これは、 C O <sub>2</sub> の蓄積をモニタリングして排除することが、 酸素の低下をモニタリングして防ぐことよりもはるかに重要であることを示す。

#### 【 0 0 0 7 】

血中酸素の減少、 C O <sub>2</sub> の増加及び p H レベルの低下は、 次の生理学的变化、 即ち、 心拍数 ( H R ) を増加させる心臓の副交感神経刺激の減少、 並びに、 H R 及び 1 回拍出量を増加させ、 血管収縮を増進させる心臓の交感神経刺激の増加をもたらしうる。

40

#### 【 0 0 0 8 】

空気中の C O <sub>2</sub> レベルが、 呼吸速度及び 1 回換気量 ( 即ち、 吸息及び呼気の深さ ) に影響を及ぼす唯一の要因ではない。 ストレスの多い経験に対する反応によって、 血中のカテコールアミン濃度が変化する。 エピファミン ( epiphamine ) 又はノルエピファミン ( norephinephrine ) の濃度が上がると、 呼吸速度が急速に ( 数分以内に ) 上がる。 カテコールアミンは、 血中を循環するときに数分の半減期を有する。 この結果、 呼吸レベルは、 数分以内にそのベースラインレベルに戻る。 この場合、 心拍数も変化する。

#### 【 0 0 0 9 】

なお、 特定の患者グループ ( 例えば C O P D ) では、 C O <sub>2</sub> レベル変化に対する感度はより大きい。

#### 【 0 0 1 0 】

50

CO<sub>2</sub>濃度レベルをモニタリングするための明らかな方法は、CO<sub>2</sub>センサを使用することである。最も一般的なタイプは、非分散型赤外線（NDIR）センサである。しかし、このアプローチには幾つかの制限がある。まず、（最近では価格が大幅に下がっているが）当該センサは高価であり、次に、当該センサは、1つの機能、つまり、CO<sub>2</sub>レベルの測定にのみ有用である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、CO<sub>2</sub>をモニタリングし、特にCO<sub>2</sub>ボリュームの増加を低成本で検出するデバイス、システム及び方法を提供することを目的とする。当該デバイス及びシステムは、好適には2つ以上の目的に使用可能である。

10

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第1の態様では、CO<sub>2</sub>モニタリングデバイスが提示される。当該デバイスは、モニタリングされる領域の1つ以上のモニタリング信号を受信する信号入力部と、得られた1つ以上のモニタリング信号から、モニタリングされる領域内に存在する1人以上の対象者の1つ以上の呼吸パラメータを決定する呼吸モニタと、決定された1つ以上の呼吸パラメータの変化から、モニタリングされる領域内のCO<sub>2</sub>レベルを推定するCO<sub>2</sub>推定ユニットとを含み、モニタリング信号は、モニタリングされる領域の画像データに含まれる。

20

【0013】

本発明の更なる態様では、CO<sub>2</sub>モニタリングシステムが提示される。当該システムは、モニタリングされる領域の1つ以上のモニタリング信号20を取得するモニタリングユニットと、

取得した1つ以上のモニタリング信号に基づいて、CO<sub>2</sub>をモニタリングする、本明細書に開示されるデバイスとを含む。

【0014】

本発明の更なる態様では、車両のデバイスを制御する及び/又は講じるべき1つ以上の措置を推奨するための1つ以上の出力信号を出力する本明細書に開示されるデバイスを含む車両が提示される。

30

【0015】

本発明の更なる態様では、対応する方法、コンピュータ上で実行されると、当該コンピュータに本明細書に開示される方法のステップを行わせるプログラムコード手段を含むコンピュータプログラム、及び、プロセッサによって実行されると、本明細書に開示される方法を行わせるコンピュータプログラムプロダクトを記憶する非一時的コンピュータ可読記録媒体が提供される。

【0016】

本発明の好適な実施形態は、従属請求項に規定されている。なお、請求に係る方法、システム、車両、コンピュータプログラム及び媒体は、請求に係るデバイスと同様の及び/又は同一の好適な実施形態、特に従属請求項に規定され、本明細書に開示される実施形態を有する。

40

【0017】

本発明は、好適にはカメラといった目立たないモニタリング手段を用いて、1つ以上のモニタリング対象（即ち、人）の生理学的状態、特に呼吸機能をモニタリングするという考えに基づいている。モニタリングされたユーザパラメータに基づいて、CO<sub>2</sub>濃度変化を推定することができ、CO<sub>2</sub>濃度を正常レベルに下げるために適切な措置を講じるか又は推奨することができる。

【0018】

提案される考えは、狭い空間内のCO<sub>2</sub>レベルをモニタリングするのに特に有用である。このような場所には、鉱山や研究室といった専門的な作業環境、及び、車内、特に複数

50

の人がいる車両といった空気の循環が制限される場合もされない場合もある日常的な場所が含まれる。

【 0 0 1 9 】

一実施形態によれば、CO<sub>2</sub>推定ユニットは、呼吸数及び呼吸ボリュームの少なくとも一方における正の変化を観察すると、CO<sub>2</sub>レベルの増加を推定する。

【 0 0 2 0 】

一実施形態によれば、呼吸モニタは更に、初期期間にわたる平均呼吸数を取得することによってベースライン呼吸パラメータを確立し、CO<sub>2</sub>推定ユニットは、1つ以上の呼吸パラメータをベースライン呼吸パラメータと比較することによって、CO<sub>2</sub>レベルを推定する。

10

【 0 0 2 1 】

好適な実施形態によれば、上記デバイスは、推定されたCO<sub>2</sub>レベルに応じて、外部デバイスを制御するための、及び／又は、講じるべき1つ以上の措置を推奨するための、及び／又は、情報のための1つ以上の出力信号を生成する出力信号生成ユニットと、1つ以上の出力信号を出力する信号出力部とを更に含む。例えば車両又は室内において、空気の状態、窓又は扉の状態等が自動的に制御されるか、又は、1人以上の対象者にCO<sub>2</sub>レベルを改善するために何をすべきか指導する推奨が出されてよい。

【 0 0 2 2 】

別の実施形態では、出力生成ユニットは、上記1つ以上の出力信号として、換気システム、空気清浄機、空調機、部屋の1つ以上の開口部の設定を変更する推奨、又は、場所を変更する、呼吸を変更する若しくは身体活動を最小限に抑える推奨を制御するための制御信号のうちの1つ以上を生成する。一般に、任意の外部デバイスを制御することができ、又は、CO<sub>2</sub>レベルを改善するのに役立つ任意の推奨を出すことができる。これにより、システムの設計者又は申請者は、状況及び利用可能な各システム要素に基づいて、特定の制御規則又は推奨を実施することができる。

20

【 0 0 2 3 】

信号入力部は、好適には、モニタリングされる領域の画像データをモニタリング信号として取得し、呼吸モニタは、取得した画像データから1つ以上の呼吸パラメータを決定する。例えば腹部又は胸部領域の動きが画像データ（例えば時系列の画像又はビデオデータ）内で検出されて、呼吸速度及び／又は呼吸ボリュームが検出される。或いは、一般的に知られているフォトプレチスマグラフィ（PPG）技術をこの目的に使用してもよい。当該動きを評価する方法又は上記目的にPPGを使用する方法は、一般的に知られている。

30

【 0 0 2 4 】

これにより様々な呼吸パラメータを使用することができる。したがって、呼吸モニタは、呼吸パラメータとして、呼吸数、呼吸の深さ、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、部分吸気時間、1回換気量、1つ以上の呼吸パラメータにおける変動性及び1つ以上の呼吸パラメータの経時的变化の1つ以上を決定する。

【 0 0 2 5 】

別の実施形態では、呼吸モニタは、モニタリングされる領域内に存在する2人以上の対象者について1つ以上の呼吸パラメータを別々に決定し、2人以上の対象者についての1つ以上の呼吸パラメータの変化を別々に特定する。CO<sub>2</sub>推定ユニットは、2人以上の対象者についての1つ以上の呼吸パラメータの特定された変化に基づいて、絶対CO<sub>2</sub>レベルを推定する。したがって、本発明を使用することによって、複数の人の呼吸パラメータを別々に決定することができ、これらを一緒に使用してより高い精度でCO<sub>2</sub>レベルを決定することができる。

40

【 0 0 2 6 】

呼吸モニタはまた、2人以上の対象者についての1つ以上の呼吸パラメータの変化を、それぞれの呼吸パラメータについてのベースラインについて、特に2人以上の対象者についての共通のベースラインについて、又は、1人以上の対象者についての個々のベースラインについて特定する。これは、CO<sub>2</sub>レベルの推定を更に向上させる。

50

## 【0027】

別の実施形態では、呼吸モニタは、対象者毎に呼吸数の変化を特定し、CO<sub>2</sub>推定ユニットは、呼吸数及び／又はその変化率が、2人以上の対象者のそれぞれの閾値を超える場合に、CO<sub>2</sub>レベルがCO<sub>2</sub>レベル閾値を超えたと決定する。これは、単純だが効果的なCO<sub>2</sub>レベル推定方法を提供する。

## 【0028】

CO<sub>2</sub>推定ユニットは、絶対CO<sub>2</sub>レベル及び／又はCO<sub>2</sub>レベルの経時的变化を推定することができる。これは、例えば措置を講じるべきかどうか、また、どの措置を講じるべきかを決定するために、ユーザ又はシステムに更なる有用な情報を提供する。

## 【0029】

好適には、信号入力部は、空気品質データ、環境データ、対象者行動データ及びセンサデータのうちの1つ以上を含む追加データを取得する。呼吸モニタは、1つ以上のモニタリング信号及び取得した追加データから、個々の対象者の1つ以上の呼吸パラメータの変化を、特にベースラインに関して特定する。これにより、CO<sub>2</sub>レベル推定の精度が向上する。

## 【0030】

上記デバイスは、1人以上の対象者の心拍数を決定する心拍数モニタを更に含む。CO<sub>2</sub>推定ユニットは、決定された1つ以上の呼吸パラメータ並びに決定された心拍数及び／又は心拍数の経時的变化に基づいて、モニタリングされる領域内のCO<sub>2</sub>レベルを推定する。これは、精度を更に向上させる。光学心拍数モニタも、PPG信号から呼吸数を推定することができる。したがって、光学心拍数モニタを、上記呼吸検出に取って代わるよう又は補完するよう使用することができる。例えばフィットネスマニタ又はヘルスウォッチといった手首装着デバイスを使用して、心拍数及び／又は呼吸数が検出される。

## 【0031】

上記デバイスは、対象者の体動を検出する動作検出器を更に含む。CO<sub>2</sub>推定ユニットは、動作閾値を上回る対象者の体動中に決定される対象者の呼吸パラメータを無視するか、又は、体動をCO<sub>2</sub>レベルの推定の際に考慮する。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0032】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施形態から明らかになり、当該実施形態を参照して説明される。

## 【0033】

【図1】図1は、本発明によるデバイスの第1の実施形態の概略図を示す。

【図2】図2は、本発明によるデバイスの第2の実施形態の概略図を示す。

【図3】図3は、本発明の一態様による車両のコックピットを示す。

【図4】図4は、本発明の別の態様によるシステムの一実施形態の概略図を示す。

【図5】図5は、本発明によるデバイスの第3の実施形態の概略図を示す。

【図6】図6は、本発明によるデバイスの第4の実施形態の概略図を示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0034】

図1は、本発明によるデバイス1の第1の実施形態の概略図を示す。デバイス1は、モニタリングされる領域の1つ以上のモニタリング信号20を取得する信号入力部10と、取得された1つ以上のモニタリング信号から、モニタリングされる領域内に存在する1人以上の対象者の1つ以上の呼吸パラメータ21を決定する呼吸モニタ11と、決定された1つ以上の呼吸パラメータに基づいて、モニタリングされる領域内のCO<sub>2</sub>レベル22を推定するCO<sub>2</sub>推定ユニット12とを含む。

## 【0035】

デバイス1は、一般にハードウェア及び／又はソフトウェアで、例えば適宜プログラミングされたユーザデバイス（例えばスマートフォン）上で動作するプロセッサ、コンピュータ又はアプリケーションプログラム（「アプリ」）として実施される。

10

20

30

40

50

## 【0036】

本発明の1つの主な応用は、自動車やバスといった車両にある。自動車は、その換気システムが（外部からの）新鮮な空気の取り入れを制御するが、密閉環境と見なされる。今日では、自動車には、外気汚染をモニタリングし、そのレベルに基づいて、外気が入ることを可能にするための外気へのアクセスを防ぐことを決定することができる換気システムが装備されている。当然ながら、運転手もこれらの換気設定を変更することができる。他の可能な応用は、待合室又は病室である。CO<sub>2</sub>の蓄積は閉鎖空間でよく見られるが、CO<sub>2</sub>は空気よりわずかに密度が高く、静止した空気中のポケットに収まる傾向があるため、当該空間が完全に閉鎖されている必要はない。したがって、より一般的な使用領域は、閉鎖された又は部分的に閉鎖された空間にあるが、より開放されている領域での使用も可能である。ただし、そこで空気の動きがあると、本発明はあまり有用ではない。

10

## 【0037】

モニタリング信号20を取得するモニタリングユニットは、特に呼吸モニタリングを対象としたPPG技術を利用するバイタルサインモニタリングに使用されるバイタルサインカメラといったカメラであってよい。一実施形態では、カメラ画像が処理され、呼吸信号が生成される。カメラ画像を使用することによってまた、ユーザを区別することができる。1台のカメラで複数のユーザをモニタリングすることができる。より詳細には、呼吸及び呼吸信号をモニタリング及び抽出するための様々な技術がある。1つの可能性は、画像に対する動き検出処理を使用して胸部及び/又は腹部の動きを検出することによるものである。しかし、この方法では衣服が問題となる場合がある。別の技術は、選択された領域の1D投影を形成し、様々な時間に取得された画像からの1D投影を相関させることである。別の可能性は、皮膚の色変化を利用して、心拍数信号を抽出し、呼吸によって引き起こされる心拍数信号の変化を検出することである。この技術は、モニタリングされる領域内に露出した皮膚領域があることを必要とするが、これはカメラの位置を選択することによって確実にすることができる。

20

## 【0038】

呼吸信号から、呼吸マーカーを抽出することができる。例えば呼吸頻度、吸気時間、呼気時間、吸気対呼気の時間比、全呼吸時間、1回換気量、部分吸気時間、呼吸の深さ、呼吸パラメータ（頻度、強度、タイミングのパラメータ）の変動性が、呼吸信号から導出可能な変数である。これらの幾つかは、特にCOPD患者といったリスク集団にとって臨床的関連がある。

30

## 【0039】

或いは、バイタルサインカメラとは異なる1つ以上の呼吸パラメータをモニタリング可能な他のモニタリングユニットも同じ目的に使用することができる。

## 【0040】

一実施形態では、呼吸数及び深さの変化が観察される。多くの人が一緒に旅行している場合、CO<sub>2</sub>レベルの増加の危険性はより高く、この場合について以下に説明する。最初に、各乗客のベースライン呼吸数（及び深さ）が決定される。次に、各乗客は、呼吸数の変化に関して連続的にモニタリングされる。上述したように、空気中のCO<sub>2</sub>ボリュームの増加は、呼吸数を増加させる。これは身体の反応であり、個人がこれを制御することはできない。この明確な生理学的反応によって、各人の呼吸数の変化が検出される。各人の呼吸数が増加し、増加し続けていることが観察されると、空気中の高CO<sub>2</sub>ボリュームに対する警報が作動する。同様の反応が自動車内の各人について予想される。これにより、CO<sub>2</sub>以外に呼吸数に影響を与える他の影響を無効にすることができる。

40

## 【0041】

図7a及び図7b（Caruana他による「The Control of Breathing in Clinical Practice」、CHEST 2000; 117; 20~225）は、CO<sub>2</sub>濃度が呼吸数にどのように関連しているかを示す。図7aは、換気率（動いた空気のボリュームでの尺度）がCO<sub>2</sub>濃度の増加に比例して増加することを示す。図7bから、換気量の増加は、CO<sub>2</sub>濃度が通常レベルから増加した直後に起き始め、高CO<sub>2</sub>レベルに到達するまで、関係

50

は線形に非常に近いことが分かる。また、40から60mmHgへのCO<sub>2</sub>濃度の増加は、換気量の8倍の増加をもたらす、即ち、比例定数が0.4であることも分かる。換気量又は呼吸数は、1回換気量に呼吸頻度を掛けたものであり、CO<sub>2</sub>濃度の変化は、これらの呼吸パラメータの変化から推定することができる。呼吸の深さは、1回換気量に直接関係し、呼吸ボリュームは、所与の人について、呼吸振幅に関係する。呼吸振幅は呼吸信号から導出することができる。

#### 【0042】

図2は、本発明によるデバイス2の第2の実施形態の概略図を示す。本実施形態では、1つ以上の更なる要素が設けられる。

#### 【0043】

一実施態様では、デバイス2は、1人以上の対象者の心拍数23を決定する心拍数モニタ13を更に含む。CO<sub>2</sub>推定ユニット12は、決定された1つ以上の呼吸パラメータ及び決定された心拍数及び/又は心拍数の経時的变化に基づいて、モニタリングされる領域内のCO<sub>2</sub>レベルを推定する。心拍数モニタ13は、例えばPPG技術を使用することによって、モニタリング信号20から心拍数を検出する。或いは、例えばパルスオキシメータといった専用の心拍数センサを使用することによって、心拍数を求める他の手段が設けられてもよい。

#### 【0044】

別の実施態様では、デバイス2は、対象者の体動24を検出する動作検出器14を更に含む。CO<sub>2</sub>推定ユニット12は、動作閾値を超える対象者の体動中に決定された対象者の呼吸パラメータを無視するか、又は、当該体動をCO<sub>2</sub>レベルの推定の際に考慮する。動作検出器14は、例えばPPG技術を使用することによって、モニタリング信号20から体動を検出する。或いは、例えば加速度計といった専用の動作センサを使用することによって、体動を求める他の手段が設けられてもよい。

#### 【0045】

別の実施態様では、デバイス2は、推定されたCO<sub>2</sub>レベルに応じて、外部デバイスを制御するための、及び/又は、講じるべき1つ以上の措置を推奨するための、及び/又は、情報のための1つ以上の出力信号26を生成する出力信号生成ユニット15と、1つ以上の出力信号26を出力する信号出力部16とを更に含む。出力信号部16は、ディスプレイ及び/又は推奨を発するためのスピーカ並びに/又は外部デバイスに制御信号を出すためのインターフェースを含んでよい。

#### 【0046】

したがって、警報が作動した後は、空気CO<sub>2</sub>ボリュームを通常のレベルに戻すための措置を講じることが望ましい。これは複数のやり方で行うことができる。

- ・外部からより清浄な空気を取り入れることができるよう、車両の換気システムの設定を変更するか、又は、換気モードを調整する。
- ・外気がひどく汚染されている場合は、運転手に、空気がきれいな別の経路を取るように指示する。自律走行車の場合、乗客の呼吸速度の観察変化に基づいて、車両にその経路を適応させる。
- ・余分なCO<sub>2</sub>を除去可能な空気清浄機といった追加の(外部)デバイスが利用可能な場合は、当該デバイスを作動させる。
- ・更に、酸素、酸素富化空気又は清浄な空気を環境内に送り込む。
- ・乗客に身体活動を最小限に抑える及び/又はゆっくり呼吸するように指示する。

#### 【0047】

図3は、本発明の一態様による車両100のコックピットを示す。この例示的な実施形態では自動車である車両は、開示されるシステムの一実施形態を表し、カメラといったモニタリングユニット101と、車両のデバイス103、104を制御するための1つ以上の出力信号を出力する及び/又は講じるべき1つ以上の措置を推奨する本明細書に開示されるようなデバイス102とを含む。デバイス103は、例えば車両100の空調機であってよく、デバイス104は、例えば車両のナビゲーションシステムのモニタであってよ

10

20

30

40

50

い。したがって、空調機 103 は、自動的に制御されてもよいし、又は、乗客がすべきこと（例えば窓を開くこと）を示すメッセージをモニタに表示してもよい。

【0048】

図4は、本発明の他の態様によるシステム200の他の実施形態の概略図を示す。システム200は、この例示的な実施形態では、室内、例えば事務所ビルや病院の待合室内に設置される。システム200は、例えばカメラであるモニタリングユニット201と、本明細書に開示されるようなデバイス202と、室内の空調機203又は窓204といった自動制御可能な2つの外部デバイス203、204とを含む。

【0049】

複数の人をモニタリングすることの利点は、これらの人との間で結果を平均することができ、これにより、CO2レベル以外の要因によって引き起こされる一人の呼吸パラメータの変化から生じる偽の結果の影響が低減される点である。

10

【0050】

特に呼吸障害（COPD、喘息）を患っている人々、又は、肺及び腎臓（pHの不均衡を補償する器官）に問題がある人々にとって、提案される発明は特に関連がある。自動車内の換気設定は、健康な人を念頭に置いて設計されている。同様に、空気清浄機の設定も通常は健康な人々を念頭に置いて設計されている。これは、これらの設定が、非健康の人々にとって最適ではない場合があることを意味する。リアルタイムモニタリングを可能にする提案されるアプローチを使用すると、ユーザの健康（ここでは呼吸）情報を（閉ループフィードバックシステムにおいて）これらのデバイスにフィードバックし、これに応じて、当該デバイスの動作を調整することができる。

20

【0051】

ストレスの多い経験により呼吸速度は増減するが、これが起きる期間は数分程度で、その後は、呼吸速度はそのベースライン速度に戻る。したがって、長期的な傾向を観察することによって、CO2による呼吸速度への影響を依然として区別することができる。したがって、一実施形態では、呼吸モニタ11は、2人以上の対象者の1つ以上の呼吸パラメータの変化を、それぞれの呼吸パラメータのベースラインに関して、具体的には2人以上の対象者の共通のベースラインに関して又は1人以上の対象者の個々のベースラインに関して特定する。

30

【0052】

図5は、本発明によるデバイス3の第3の実施形態の概略図を示す。デバイス3を用いて、CO2レベルの変化による対象者の呼吸速度の変化についてのベースライン又はベースラインモデル32を取得する。ベースライン又はベースラインモデル32は、所定の又は不規則な間隔（例えば毎年又は毎月）で決定され、実際のCO2レベルを決定するためにデバイスによって使用される。また、ベースラインは、初期期間、例えば10～15分間測定を行い、測定値の平均をベースラインとして取ることによって取得することができる。平均は、算術平均、中央値又はモーダル値であってよい。理論的には、CO2レベルは自然の背景レベルに近いはずなので、初期期間は、モニタリングされる空間がしばらくの間使用されていなかったか又は少し使用された後に当該モニタリングされる空間に入れる時間に近いほうがよい。

40

【0053】

デバイス3は、図1に示されるデバイス1の要素に加えて、被制御環境における既知のCO2レベル条件、既知のCO2レベル及び既知の空気品質データといった環境データを取得する信号入力部17を更に含む。このような条件下でカメラを使用して呼吸数をモニタリングすることによって、モニタリングデータが信号入力部10において取得される。当該モニタリングデータは、次に呼吸モニタによって使用されて、対象者の1つ以上の呼吸パラメータ21が決定され、CO2推定ユニット18によって、ベースライン又はベースラインモデル32が推定される。信号入力部は、CO2センサにも結合されてよく、そこから絶対測定が行われる。このようなセンサは、問題の空間内に、又は、（ある場合には）空気清浄機若しくは他の空調システム内に置くことができる。

50

**【 0 0 5 4 】**

実際の測定中、ベースライン又はベースラインモデル3 2は、CO<sub>2</sub>レベルの推定に使用される。具体的にはCO<sub>2</sub>レベルが推定され、ベースライン又はベースラインモデル3 2からの偏差が決定される。

**【 0 0 5 5 】**

別の実施形態では、デバイス及び方法は、対象者の健康状態を継続的にモニタリングするためには使用することができる。

**【 0 0 5 6 】**

図6は、本発明によるデバイス4の第4の実施形態の概略図を示す。本実施形態では、信号入力部19は、空気品質データ、環境データ、対象者行動データ及びセンサデータのうちの1つ以上を含む追加データ40を取得する。呼吸モニタ11は、取得された1つ以上のモニタリング信号20及び取得された追加データ40から、個々の対象者に対する1つ以上の呼吸パラメータの変化を、特にベースライン32に関して特定する。

10

**【 0 0 5 7 】**

別の実施形態では、呼吸数と心拍数との変化の相互作用が利用される。CO<sub>2</sub>レベルの変化は、通常、呼吸パラメータの変化と非常によく相関し、心拍数の変化とはあまり相関しない。この事実を用いて、心拍数の変化なしに呼吸数の増加を観察すること、又は、呼吸数の急速な変化及び心拍数のゆっくりとした変化を観察することは、CO<sub>2</sub>レベルの増加の兆候として捉えられ、それを正常化するために適切な行動を取ることができる。

20

**【 0 0 5 8 】**

別の実施形態では、健康状態モニタリングを行うことができる。ある期間にわたってデータを収集し、呼吸の特徴を自動車内の空気品質レベルと相関させることによる長期的な呼吸関連健康状態モニタリングをこの目的に使用することができる。即ち、浄化された空気、及び、空気浄化設定、呼吸特徴、並びに、任意選択で自動車の特徴によって、空気品質を閉ループでモニタリング及び変更することができる。これらは、ユーザの健康状態、特にユーザの病気又は症状の概観を生成するために使用される。例えば一実施形態では、人の健康状態をよりよく評価及び/又は理解するために、大気汚染が呼吸パラメータにどのように影響するかを確認することができる。

**【 0 0 5 9 】**

別の実施形態では、ユーザが上述のように指導されてもよい。例えばユーザ又はデバイス製造業者に対する推奨が生成される。例えばユーザはよりきれいな空気の経路を取るように勧告されるか、ユーザ/空気清浄機の製造業者はフィルタを交換するか若しくはユーザの日常の経路及び目的地によりよくマッチする特定のフィルタを使用するように勧告されるか、又は、ユーザは特定の瞬間の空気品質に応じて特定のやり方で呼吸をするように勧告される(例えば空気品質が悪い場合は浅い呼吸をし、良い場合は深呼吸をする)。更に、喘息、咳及びめまいといった特定の症状を軽減するための推奨がされてもよい。

30

**【 0 0 6 0 】**

運動は呼吸速度に影響を与える。したがって、カメラを使用して、対象者の体動に基づいて運動が検出され、その期間はCO<sub>2</sub>測定から除外されてよい。運動は、呼吸速度と心拍数とに複合的な影響を及ぼすことが分かっている。したがって、心拍数も測定される場合、運動は、心拍数の複合的な増加に基づいて検出及び推定され、呼吸速度への影響を補正することができる。

40

**【 0 0 6 1 】**

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示され、説明されたが、当該例示及び説明は、例示的に見なされるべきであり、限定的に見なされるべきではない。本発明は、開示される実施形態に限定されない。開示された実施形態の他の変形態様は、図面、開示内容及び従属請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解され、実施される。

**【 0 0 6 2 】**

請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく

50

、また、「a」又は「a n」との不定冠詞も、複数形を排除するものではない。単一の要素又は他のユニットが、請求項に引用される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。

【0063】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体上に記憶及び／又は分散されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するといった他の形式で分配されてもよい。

【0064】

請求項における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図1】

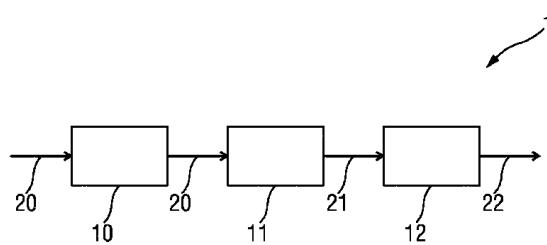


FIG.1

【図2】

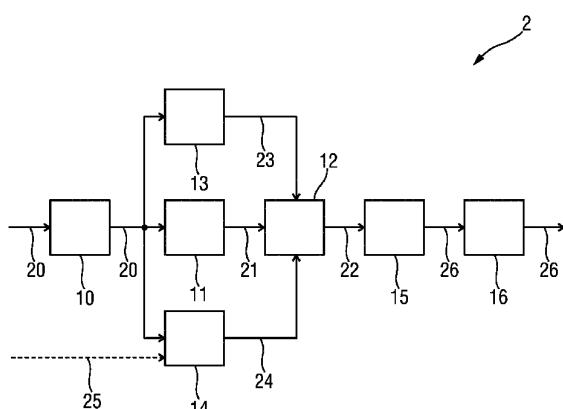


FIG.2

【図3】

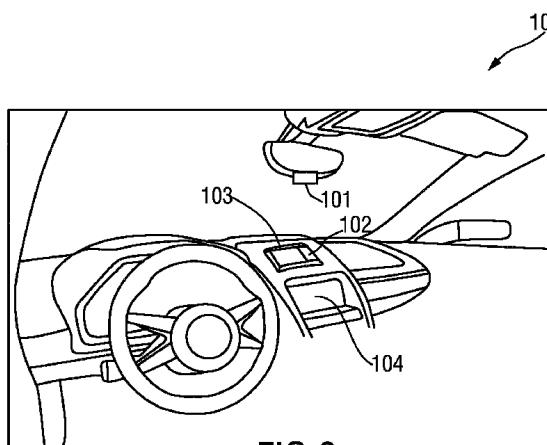


FIG.3

【図4】

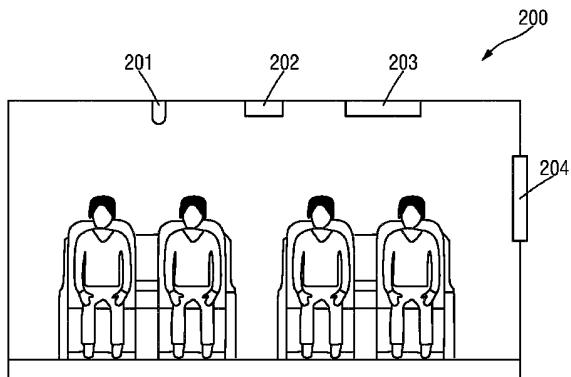


FIG.4

10

20

30

40

50

【図 5】

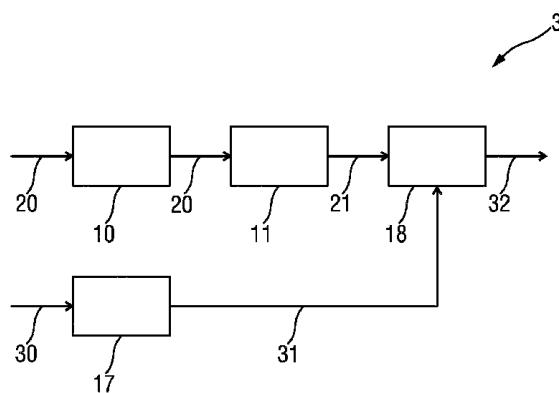


FIG.5

【図 6】

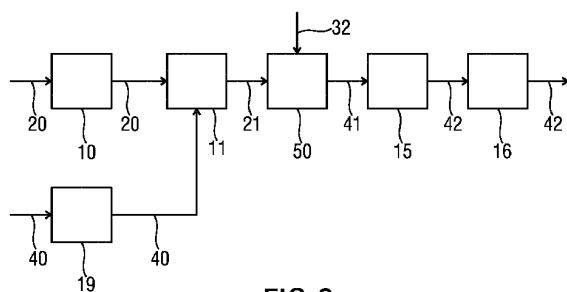


FIG.6

【図 7 a】

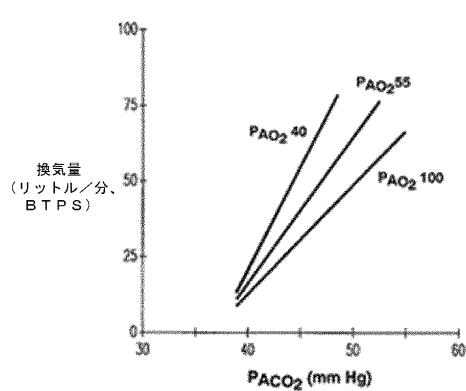


図 7 a

【図 7 b】

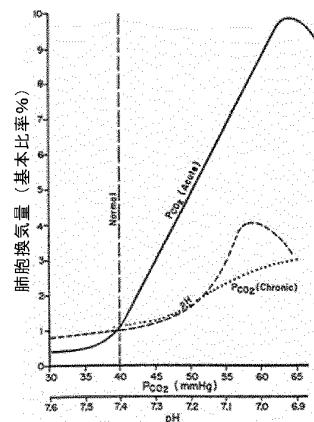


図 7 b

10

20

30

40

50

## フロントページの続き

(51)国際特許分類

F 2 4 F 110/70 (2018.01)

F I

F 2 4 F 110:70

ドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ジャンヌ ヴィンセント

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 アッセルマン ミシェル ヨセフ アグネス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 カラカヤ コーライ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ケルステン ゲリット マリア

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ティーマン ク里斯チヤン アンドレアス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ブルト ムルタザ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 草川 貴史

(56)参考文献 特開2013-070997 (JP, A)

特開平06-227241 (JP, A)

特開2015-097611 (JP, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

G 01 N 33/00

G 01 N 33/48 - 33/98

G 01 M 17/007

A 61 B 5/113

F 2 4 F 11/32

A 61 B 5/11