

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6665179号
(P6665179)

(45) 発行日 令和2年3月13日 (2020.3.13)

(24) 登録日 令和2年2月21日 (2020.2.21)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/00

G

請求項の数 15 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2017-526648 (P2017-526648)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月10日 (2015.11.10)
 (65) 公表番号 特表2017-534402 (P2017-534402A)
 (43) 公表日 平成29年11月24日 (2017.11.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/076229
 (87) 国際公開番号 WO2016/078972
 (87) 国際公開日 平成28年5月26日 (2016.5.26)
 審査請求日 平成30年11月8日 (2018.11.8)
 (31) 優先権主張番号 14193872.0
 (32) 優先日 平成26年11月19日 (2014.11.19)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 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 5
 2
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ
 (72) 発明者
 ハイネン ニコル マリア
 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
 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被験者の健康状態を決定する方法及びデバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の水分補給状態を決定するデバイスの作動方法であって、
 前記デバイスの制御ユニットが、前記被験者によって呼気中に吐き出された空気の前記絶対湿度及び前記ボリュームを経時的に決定するステップと、

前記制御ユニットが、呼気前に前記被験者の呼吸器系において等温飽和限界 (I S B) より上側であった空気の特徴を決定するために、前記被験者によって吐き出された空気の前記決定された前記絶対湿度及び前記ボリュームを解析するステップと、

を含み、

前記被験者の前記 I S B は、前記被験者の呼吸器系において、吸気が体温に達し、水で完全に飽和された状態となる場所である、デバイスの作動方法。

【請求項 2】

前記制御ユニットが、前記被験者の水分補給レベルを推定するために、前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴を使用するステップを更に含む、請求項 1 に記載のデバイスの作動方法。

【請求項 3】

前記水分補給レベルを推定するために、前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴を使用する前記ステップは、前記制御ユニットが、前記被験者の体形及びノ又は大きさについて、前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴を補正するステップを含む、請求項 2 に記載のデバイスの作動方

10

20

法。

【請求項 4】

前記制御ユニットが、前記被験者によって吸い込まれた空気の周囲条件について、前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴を補正するステップを更に含む、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載のデバイスの作動方法。

【請求項 5】

前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴は、
(i) 前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側の空気のボリューム、
(i i) 時間に対する前記絶対湿度のプロットの下領域、
(i i i) 時間に対する前記絶対湿度のプロットの一部の下領域、
(i v) 呼気の開始から特定の時間間隔後の前記絶対湿度の振幅、及び、
(v) 前記被験者による呼気の特定の時間における又は一部に亘る前記絶対湿度の傾斜、勾配、変化率又は上り傾斜、

10

のうちの任意の 1 つ以上である、請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載のデバイスの作動方法。

【請求項 6】

適切なコンピュータ、プロセッサ又は制御ユニットによって実行されると、前記コンピュータ、前記プロセッサ又は前記制御ユニットに、請求項 1 乃至 5 の何れか一項の方法を行わせるコンピュータ可読コードが具現化されているコンピュータ可読媒体。

【請求項 7】

20

被験者の水分補給状態を決定するデバイスであって、当該デバイスは、
前記被験者によって呼気中に吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定し、呼気前に前記被験者の呼吸器系において等温飽和限界 (I S B) より上側であった空気の特徴を決定するために、前記被験者によって吐き出された空気の決定された前記絶対湿度及びボリュームを解析する制御ユニットを含み、

前記被験者の前記 I S B は、前記被験者の呼吸器系において、吸気が体温に達し、水で完全に飽和された状態となる場所である、デバイス。

【請求項 8】

前記制御ユニットは更に、前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴を基準値のセットと比較することによって、前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴を使用して、前記被験者の水分補給レベルを推定する、請求項 7 に記載のデバイス。

30

【請求項 9】

前記被験者によって吐き出された空気の絶対湿度を測定する絶対湿度センサを更に含む、請求項 7 又は 8 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記被験者によって吐き出された空気の相対湿度及び温度をそれぞれ測定する相対湿度センサ及び温度センサを更に含む、前記制御ユニットは、測定された相対湿度及び温度から、前記被験者によって吐き出された空気の前記絶対湿度を経時的に決定する、請求項 7 又は 8 に記載のデバイス。

40

【請求項 11】

前記被験者によって吐き出された空気の流量を測定する気流センサを更に含む、前記制御ユニットは、測定された前記流量から、前記被験者によって吐き出された空気のボリュームを決定する、請求項 7 乃至 10 の何れか一項に記載のデバイス。

【請求項 12】

前記被験者によって空気が吐き出される際の空気圧を測定する空気圧センサを更に含む、前記制御ユニットは、測定された空気圧から、前記被験者によって吐き出された空気のボリュームを決定する、請求項 7 乃至 10 の何れか一項に記載のデバイス。

【請求項 13】

前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側であった空気の前記特徴は、(i)

50

前記被験者の呼吸器系において前記 I S B より上側の空気のボリューム、(i i) 時間に対する前記絶対湿度のプロットの下領域、(i i i) 時間に対する前記絶対湿度のプロットの一部の下領域、(i v) 呼気の開始から特定の時間間隔後の前記絶対湿度の振幅、及び、(v) 前記被験者による呼気の特定の時間における又は一部に亘る前記絶対湿度の傾斜、勾配、変化率又は上り傾斜、のうちの任意の 1 つ以上である、請求項 7 乃至 12 の何れか一項に記載のデバイス。

【請求項 14】

呼吸管を更に含み、前記呼吸管は、前記呼吸管が前記被験者によって簡単に使用されることを可能とするように、患者インターフェースを含み、前記呼吸管は、前記被験者に換気を提供する換気システムに更に接続可能である、請求項 7 乃至 13 の何れか一項に記載のデバイス。

10

【請求項 15】

請求項 7 乃至 14 の何れか一項に記載のデバイスを含み、換気システムによって被験者に提供されるベンチレータの空気の湿度を調節する加湿システムを更に含む、被験者の換気を提供する換気システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者の健康状態を決定する方法及びデバイスに関し、具体的に、被験者によって吐き出された空気の特徴に基づいて、被験者の健康状態を決定する方法及びデバイスに関する。

20

【背景技術】

【0002】

現行の呼気解析は、呼気凝縮液 (E B C) 中の生体指標 (例えば酸化窒素、サイトカイン及び H_2O_2) の測定に向けて進められている。このタイプの解析は、気道炎症を含む様々な呼吸器疾患の検出及び解析において普及している。これらの目的のために、(その湿度に直接関連している) 絶対 E B C ボリュームは、生体指標解析に十分に大きい試料サイズを生成し、生体指標の希釈を規定する手段としてのみ興味深い。市場には、呼気凝縮液を収集するデバイス (例えば R T u b e 及び E C o S c r e e n) が幾つかある。

【0003】

30

これらのデバイスは、試料収集用にデザインされ、凝縮をもたらすように、呼気を冷却し、後の生体指標の解析を可能とする。これらのデバイスは、通常、固定の時間間隔の間、又は、十分に大きい凝縮液ボリュームがサンプリングされるまでの複数の呼吸の全呼気ボリュームを収集する。

【0004】

被験者における等温飽和限界 (isothermic saturation boundary : I S B) とは、被験者の呼吸器系において、吸い込んだ空気が体温 (約 37) に達し、水で完全に飽和した状態 (約 44 g / m³) となる場所である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

被験者の I S B が、被験者の健康状態、特に、被験者の水分補給状態 (例えば被験者が脱水状態であるかどうかの兆候) に関する有用な情報を提供可能であることが見出されている。したがって、呼気の解析から、被験者の I S B より上側であった空気の特徴を決定して、被験者の健康状態を決定する方法及びデバイスを提供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様によれば、被験者の健康状態を決定する方法が提供される。当該方法は、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定するステップと、被験者の等温飽和限界 (I S B) より上側であった空気の特徴を決定するために、

50

被験者によって吐き出された空気の決定された絶対湿度及びボリュームを解析するステップとを含む。

【 0 0 0 7 】

幾つかの実施形態では、当該方法は更に、被験者の水分補給レベルを推定するために、被験者の I S B より上側であった空気の特徴を使用するステップを含む。

【 0 0 0 8 】

幾つかの実施形態では、被験者の水分補給レベルを推定するために、I S B より上側であった空気の特徴を使用するステップは、I S B より上側であった空気の特徴を基準値のセットと比較するステップを含む。

【 0 0 0 9 】

幾つかの実施形態では、水分補給レベルを推定するために、I S B より上側であった空気の特徴を使用するステップは、被験者の体形及び / 又は大きさについて、I S B より上側であった空気の特徴を補正するステップを含む。

【 0 0 1 0 】

幾つかの実施形態では、被験者の体形及び / 又は大きさについて、I S B より上側であった空気の特徴を補正するステップは、被験者の体重、身長又は体格指数 (B M I) に応じて、I S B より上側であった空気の特徴を補正するステップを含む。

【 0 0 1 1 】

幾つかの実施形態では、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定するステップは、絶対湿度センサを使用して絶対湿度を測定するステップを含む。

【 0 0 1 2 】

代替実施形態では、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定するステップは、被験者によって吐き出された空気の相対湿度及び温度を測定し、測定された相対湿度及び温度を使用して、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度を経時的に決定するステップを含む。

【 0 0 1 3 】

幾つかの実施形態では、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定するステップは、被験者によって空気が吐き出される際の流量を測定し、測定された流量から、被験者によって吐き出された空気のボリュームを決定するステップを含む。

【 0 0 1 4 】

代替実施形態では、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定するステップは、被験者によって空気が吐き出される際の空気圧を測定し、測定された空気圧から、被験者によって吐き出された空気のボリュームを決定するステップを含む。

【 0 0 1 5 】

幾つかの実施形態では、上記方法は更に、被験者によって吸い込まれた空気の周囲条件について、被験者の I S B より上側であった空気の特徴を補正するステップを含む。幾つかの実施形態では、周囲条件は、被験者によって吸い込まれた空気の絶対湿度を含む。代替実施形態では、周囲条件は、被験者によって吸い込まれた空気の相対湿度及び温度を含む。

【 0 0 1 6 】

代替実施形態では、上記方法は更に、被験者によって吸い込まれた空気の周囲条件を制御するステップを含む。

【 0 0 1 7 】

幾つかの実施形態では、I S B より上側であった空気の特徴は、被験者内の I S B より上側の空気のボリュームである。これらの実施形態では、被験者内の I S B より上側の空気のボリュームは、呼気の開始から、絶対湿度が最大値の所定量にあるときまでに被験者によって吐き出された空気のボリュームとして決定される。幾つかの実施形態では、所定

10

20

30

40

50

量は、１００％である。他の実施形態では、所定量は、例えば９５％といったように１００％を下回る。

【００１８】

幾つかの実施形態では、被験者内のＩＳＢより上側であった空気の特徴は、（ｉ）被験者内のＩＳＢより上側の空気のボリューム、（ｉｉ）時間に対する絶対湿度のプロットの下領域、（ｉｉｉ）時間に対する絶対湿度のプロットの一部の下領域、（ｉｖ）呼気の開始から特定の時間間隔後の絶対湿度の振幅、及び、（ｖ）被験者の呼気の特定の時間における又は一部に亘る絶対湿度の傾斜、勾配、変化率又は上り傾斜のうちの任意の１つ以上である。

【００１９】

本発明の第２の態様によれば、適切なコンピュータ、プロセッサ又は制御ユニットによって実行されると、当該コンピュータ、プロセッサ又は制御ユニットに、上記方法の何れかを行わせるコンピュータ可読コードが具現化されているコンピュータ可読媒体を含むコンピュータプログラムプロダクトが提供される。

【００２０】

本発明の第３の態様によれば、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定し、被験者の等温飽和限界（ＩＳＢ）より上側であった空気の特徴を決定するために、被験者によって吐き出された空気の決定された絶対湿度及びボリュームを解析する制御ユニットを含む、被験者の健康状態を決定するデバイスが提供される。

【００２１】

幾つかの実施形態では、制御ユニットは更に、被験者のＩＳＢより上側だった空気の特徴を使用して、被験者の水分補給レベルを推定する。

【００２２】

幾つかの実施形態では、制御ユニットは、ＩＳＢより上側だった空気の特徴を、基準値のセットと比較することによって、ＩＳＢより上側だった空気の特徴を使用して、被験者の水分補給レベルを推定する。

【００２３】

幾つかの実施形態では、制御ユニットは、被験者の体形及び／又は大きさについて、ＩＳＢより上側だった空気の特徴を補正することによって、ＩＳＢより上側だった空気の特徴を使用して、水分補給レベルを推定する。幾つかの実施形態では、制御ユニットは、被験者の体重、身長又は体格指数（ＢＭＩ）に応じて、ＩＳＢより上側であった空気の特徴を補正することによって、被験者の体形及び／又は大きさについて、ＩＳＢより上側だった空気の特徴を補正する。

【００２４】

幾つかの実施形態では、デバイスは更に、被験者の呼気の絶対湿度を測定する絶対湿度センサを含む。

【００２５】

代替実施形態では、デバイスは更に、被験者の呼気の相対湿度及び温度をそれぞれ測定する相対湿度センサ及び温度センサを含み、制御ユニットは、測定された相対湿度及び温度から、被験者の呼気の絶対湿度を経時的に決定する。

【００２６】

幾つかの実施形態では、デバイスは更に、被験者の呼気の流量を測定する気流センサを含み、制御ユニットは、測定された流量から、被験者の呼気のボリュームを決定する。

【００２７】

代替実施形態では、デバイスは更に、被験者によって空気が吐き出される際の空気圧を測定する空気圧センサを含み、制御ユニットは、測定された空気圧から、被験者によって吐き出された空気のボリュームを決定する。

【００２８】

幾つかの実施形態では、制御ユニットは更に、被験者によって吸い込まれた空気の周囲条件について、被験者のＩＳＢより上側であった空気の特徴を補正する。幾つかの実施形

10

20

30

40

50

態では、周囲条件は、被験者の吸気の絶対湿度を含む。代替実施形態では、周囲条件は、被験者の吸気の相対湿度及び温度を含む。

【0029】

代替実施形態では、デバイスは更に、被験者の吸気の周囲条件を制御する装置を含む。

【0030】

幾つかの実施形態では、ISBより上側であった空気の特徴は、被験者内のISBより上側の空気のボリュームである。これらの実施形態では、制御ユニットは、被験者内のISBより上側の空気のボリュームを、呼気の開始から、絶対湿度が最大値の所定量にあるときまで、被験者によって吐き出された空気のボリュームとして決定する。幾つかの実施形態では、所定量は、100%である。他の実施形態では、所定量は、例えば95%といったように100%を下回る。

10

【0031】

幾つかの実施形態では、被験者内のISBより上側であった空気の特徴は、(i)被験者内のISBより上側の空気のボリューム、(ii)時間に対する絶対湿度のプロットの下領域、(iii)時間に対する絶対湿度のプロットの一部の下領域、(iv)呼気の開始から特定の時間間隔後の絶対湿度の振幅、及び、(v)被験者の呼気の特定の時間における又は一部に亘る絶対湿度の傾斜、勾配、変化率又は上り傾斜のうちの任意の1つ以上である。

【0032】

幾つかの実施形態では、デバイスは、筐体と呼吸管とを含み、当該呼吸管を介して、被験者は息を吐き出す。幾つかの実施形態では、呼吸管及び筐体は、呼吸管が筐体から取り外され、交換可能であるように構成される。

20

【図面の簡単な説明】

【0033】

本発明の更なる理解のため、また、本発明が実施される方法をより明確に示すため、ほんの一例として、添付図面を参照する。

【0034】

【図1】図1は、本発明の一実施形態によるデバイスを示す図である。

【図2】図2は、本発明の一実施形態によるデバイスのブロック図である。

【図3】図3は、本発明の一実施形態による方法を示すフローチャートである。

30

【図4】図4は、絶対湿度及び呼吸ボリュームのa)乃至i)とラベル付けされた幾つかのプロットを示す。

【図5】図5は、絶対湿度 - 時間のプロットの傾斜及びノ又は面積を決定する方法を示す2つのグラフを示す。

【図6】図6は、本発明の1つの好適な実施形態による方法を示すフローチャートである。

【図7】図7は、取り外し可能な呼吸管を有する本発明の一実施形態によるデバイスを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

40

図1は、本発明の一実施形態によるデバイスを示す図である。デバイス2は、筐体4と呼吸管6とを含む小型の手持ち式デバイスである。被験者は、呼吸管6を介して吸入し、吐き出す。デバイス2内に、被験者によって吐き出された空気の特徴を測定する1つ以上のセンサが含まれ、特性は、デバイス2によって解析されて、被験者の等温飽和限界(ISB)より上側であった空気の特徴が決定される。上記1つ以上のセンサは、図1には示されていないが、通常、被験者によって呼吸管6に空気が吐き出されるにつれて特性を測定する。幾つかの実施形態では、当該1つ以上のセンサは、デバイス2を介して被験者によって空気が吸い込まれるにつれて同じ又は異なる特性を測定してもよい。本説明では、「呼気」への言及は、被験者によってデバイス2内に吐き出された空気を指し、「吸気」への言及は、被験者が呼吸管6を介して吸い込むことによってデバイス2内に引き込まれ

50

、通される空気を指す（被験者の体内に既にある空気は指さない）。

【 0 0 3 6 】

図 1 では、呼吸管 6 は、被験者の口の中又は口に配置可能であるように成形されているが、他の実施形態では、呼吸管 6 は、被験者の鼻孔の中又は鼻孔に配置可能であるように成形されてもよい。当然ながら、呼吸管 6 は、被験者によって簡単に使用されるように、例えばマウスピース、鼻カニューレ、鼻マスク、鼻口マスク、フルフェイスマスク及び顔面全体マスクである任意の適切なタイプの患者インターフェースを含んでよい。呼吸管 6 は、呼吸管 6 内の呼気の著しい冷却を阻止するように、熱的に絶縁又は熱的に分離されていてよい。

【 0 0 3 7 】

10

図 2 に、一実施形態によるデバイス 2 のブロック図が示される。この実施形態では、デバイス 2 は、被験者によって吐き出された空気がデバイス 2 を通過する際に、当該空気の湿度（と、任意選択的に、被験者によって吸い込まれた空気がデバイス 2 を通過する際に、当該空気の湿度）を測定する湿度センサ 8 と、被験者が吐き出し、吸い込む際に、デバイス 2 を通過する空気の流量を測定する気流センサ 10 とを含む。湿度センサ 8 からの湿度を表す信号及び気流センサ 10 からの気流を表す信号は、制御ユニット 12 に出力される。制御ユニット 12 は、信号を処理して、被験者の I S B より上側であった空気の特徴を決定する。

【 0 0 3 8 】

20

制御ユニット 12 は、本発明によるデバイス 2 の動作を制御する。制御ユニット 12 は、1 つ以上のプロセッサ、処理ユニット、マルチコアプロセッサ又は処理モジュールを含んでよい。デバイス 2 は更に、本発明による方法を行うために制御ユニット 12 によって実行可能であるコンピュータ可読プログラムコードを記憶するメモリモジュール 14 を含む。メモリモジュール 14 は更に、制御ユニット 12 による処理の前、間及び後のセンサ測定結果と、処理の任意の中間生成物とを記憶するように使用されてもよい。

【 0 0 3 9 】

本発明のこの例示される実施形態では、デバイス 2 は、被験者によって保持され、センサ信号 / 測定結果を収集及び（制御ユニット 12 内で）処理して、被験者の I S B より上側であった空気の特徴を決定する単一のユニット又はデバイスを含む。代替実施形態では、信号 / 測定結果の処理は、デバイス 2 から離れた（例えば被験者の家若しくはヘルスケア環境にあるベースユニット又はコンピュータ内、又は、ヘルスケアサービス提供者の敷地内にあるリモートサーバ内の）制御ユニット内で行われてもよい。この場合、デバイス 2 は、測定結果をリモートユニット内の制御ユニットにワイヤレスに送信するために、適切な送信器、送受信器又は通信回路（図示せず）を含む。いずれの実施形態においても、デバイス 2 は、被験者の I S B より上側であった空気の決定された特徴を、被験者又は臨床医 / ヘルスケア専門家に示すために使用可能である（デバイス 2 の一部であっても、デバイス 2 とは別箇であってもよい）ディスプレイ又は他の視覚的インジケータを含むモニタリングシステムの一部であってよい。

30

【 0 0 4 0 】

実際の実施態様では、デバイス 2 は、被験者又は臨床医がデバイス 2 を始動及び / 又は操作することを可能にするインターフェースや、デバイス 2 に給電する電池といった電源といった、図 2 に示され上記されたコンポーネント以外の又は更なるコンポーネントを含んでよい。ユーザインターフェースは、ユーザ（例えば被験者）がデバイス 2 とインタラクトし、デバイス 2 を制御することを可能にする 1 つ以上のコンポーネントを含む。一例として、1 つ以上のユーザインターフェースコンポーネントは、スイッチ、ボタン又はデバイス 2 の動作を開始及び停止する他の制御手段を含む。ユーザインターフェースコンポーネントは更に、又は、代替的に、I S B より上側であった空気の決定された特徴を表示することを含む、デバイス 2 の操作に関する情報を被験者に提供するディスプレイ又は他の視覚的インジケータを含んでよい。

40

【 0 0 4 1 】

50

本発明の幾つかの実施形態では、以下により詳細に説明されるように、湿度センサ 8 は、相対湿度センサであっても絶対湿度センサであってもよい。相対湿度は、混合物における水蒸気の分圧のこれらの条件における飽和蒸気圧にわたる比率であり、百分率で表される。例えば人間の肺における相対湿度は、これらの条件（温度、組織中の NaCl 対応部分）に関して、空気はこれ以上の水分を含むことができないので、100%である。絶対湿度は、条件とは無関係であり、空気と水蒸気との混合物の単位ボリューム当たりの水蒸気の質量として表される。相対湿度センサは、例えば空気の抵抗又はキャパシタンスを測定でき、絶対湿度センサは、例えば空気の熱伝導率を測定できる。本発明における使用に適している相対湿度センサ及び絶対湿度センサは、当業者には知られている。被験者の ISB より上側であった空気の特徴を決定するためには、呼気の絶対湿度が必要であるが、相対湿度センサは、より安定している傾向があり、安価であり、また、絶対湿度センサよりも応答時間が速いので、相対湿度センサの使用の方が好適である。以下に示されるように、絶対湿度は、相対湿度の測定結果及び空気の温度の情報から導出可能である。

【0042】

幾つかの実施形態では、気流センサ 10 は、気流を直接測定するセンサであるが、他の実施形態では、気流センサ 10 は、空気圧（空気圧に基づき、制御ユニット 12 によって気流を決定できる）を測定するセンサか、又は、デバイス 2 の吐き出し経路に沿って既知の距離で離間された異なる点に配置され、呼吸サイクルを通して変動する呼気／吸気の特定の特性を測定する 1 対のセンサであってもよい。適切な特性には、温度及び湿度が含まれる（この場合、湿度センサ 8 が、気流センサ 10 内の複数のセンサのうちの 1 つであってもよい）。気流は、制御ユニット 12 内で、2 つのセンサのうちの各センサにおける呼気又は吸気の特定の部分（当該特定の部分は、例えば呼気の始まりにおける湿度又は温度の急増といった特性の特定可能な値を有する）の到着の時間差から決定可能である。空気圧を測定するセンサは、電力消費量が少なく、気流を直接測定するセンサよりも安価であるため、当該空気圧を測定するセンサの使用の方が好適である。気流 Q は、呼吸管 6 の（呼吸管 6 の形状及び構成から決定可能である）気流抵抗 R と、空気圧測定結果 P とから、次式：

$$Q = P / R \quad (1)$$

を使用して計算可能である。

【0043】

呼気（及び、必要に応じて、吸気）のボリュームは、次式：

$$V = \int Q(t) dt \quad (2)$$

の通り、呼気（又は吸気）が開始する時間と終了する時間とをそれぞれ表す t_{start} と t_{end} との間の時間（ t ）に亘って気流（ Q ）を積分することによって決定可能である。

【0044】

幾つかの実施形態では、デバイス 2 は、被験者によって、デバイス 2 を介して吐き出される空気及び／又は吸い込まれる空気の他の特性を測定する 1 つ以上の追加のセンサを含んでよい。これらの特性の測定結果は、デバイス 2 によって提供された ISB より上側であった空気の特徴を補正又は校正するために使用することができる。例えばデバイス 2 は、空気の温度を測定する温度センサを含み、温度の測定結果は、制御ユニット 12 によって使用され、相対湿度の測定結果から空気の絶対湿度が決定される（これは、以下により詳細に説明される）。

【0045】

幾つかの実施形態では、ISB より上側であった空気の特徴をより正確に決定するために、被験者の追加情報が必要とされる。デバイス 2 には、この情報が収集されるか、又は、デバイス 2 に入力されることを可能にする手段が提供される。例えば幾つかの実施形態では、被験者の体重、被験者の身長又は被験者の体格指数（BMI）が使用されて、被験者の体形及び／又は大きさに対して、ISB より上側であった空気の特徴が補正される。この場合、デバイス 2 は、被験者の体重、被験者の身長又は被験者の BMI が、ユーザイ

10

20

30

40

50

ンターフェースを介してデバイス2に手動で入力されることを可能にしてよい。

【0046】

使用時、被験者は、デバイス2を介して呼吸し、デバイス2内のセンサは、デバイス2を流れる空気の適切な特性を測定する。幾つかの実施形態では、特性は、呼気及び吸気時の両方において、幾つかの連続又は非連続の呼吸に亘って測定されてよい。測定された特性は、複数の呼吸で平均化されるか、又は、一呼吸（例えば最初の呼吸、最後の呼吸又は中間の呼吸）の測定された特性を後続の解析に使用することができる。気流センサ10からの測定結果は、いつ被験者が呼気しているのか、また、吸気しているのかを特定するために使用され（例えば気流センサ10が圧力センサである場合、吸気は負圧によって示され、呼気は陽圧によって示される）、また、これは、湿度センサ8からの測定結果の吸気及び呼気に関連する部分を特定するように使用することができる。

10

【0047】

図3に、一実施形態による被験者の健康状態を決定する方法が示される。ステップ101において、デバイス2は、被験者によって吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームを経時的に決定する。特に、デバイス2は、これらのパラメータを、少なくとも1つの呼気の第1の部分、又は、少なくとも1つの呼気全体又は幾つかの呼気に亘って決定する。デバイス2は、1つの呼気の様々な時点において、呼気の絶対湿度及びボリュームの値を決定するので、当該1つの呼気を通して、呼気の絶対湿度及びボリュームの変化を観察することができる。

【0048】

20

更なる実施形態では、デバイス2は更に、被験者によって吸い込まれる空気の周囲条件を経時的に制御する。

【0049】

上記されたように、デバイス2内に提供されるセンサ8、10に応じて、デバイス2は、呼気の絶対湿度及び/又はボリュームを直接的に測定してよい。又は、呼気の絶対湿度及びボリュームの一方又は両方は、間接的に測定されてもよく、ステップ101は、これらの間接的な測定結果から、呼気の絶対湿度及び/又はボリュームを決定するステップを含んでもよい。

【0050】

呼気の絶対湿度及びボリュームの測定結果が得られると、これらの測定結果は、ステップ103において解析され、被験者のISBより上側であった空気の特徴が決定される。

30

【0051】

上記されたように、被験者のISBとは、被験者の呼吸器系において、吸気が体温（約37）に達し、水で完全に飽和された状態（約44 g/m³）となる場所である。ISBは、気管分岐部よりも約5 cm下の場所である。呼吸器におけるこの点より上側（即ち、ISBより上側）では、温度及び湿度は、吸気中は減少し、呼気中は増加する。ISBより下側、即ち、肺のより深いところでは、温度及び湿度は一定である。脱水状態の被験者では、呼吸器におけるISBは、十分に水分が補給されている被験者よりも、低い（即ち、肺により近い）。被験者のISBの場所又はISBの他の尺度は、吸気後、被験者内のISBより上側であった空気の特徴から観察又は推測できる。この特徴は、呼気中に吐き出された空気の絶対湿度及びボリュームの測定結果から決定される。

40

【0052】

一実施形態では、以下により詳細に説明されるように、被験者のISBより上側の空気のボリュームを決定できる。このボリュームは、 V_{ISB} と示され、被験者の気道におけるまだ体温にはなっていない又は水で完全に飽和されていない空気のボリュームに相当する。このボリューム V_{ISB} が大きいほど、被験者は、脱水状態にある。

【0053】

ボリューム V_{ISB} は、絶対湿度が最大レベル（例えば44 g/m³）に達する時間（ t_{ISB} と示される）を特定し、次に、呼気の開始から時間 t_{ISB} までに被験者によって吐き出された空気のボリュームを決定することによって決定可能である。時間 t_{ISB}

50

は、絶対湿度が、被験者の肺内の絶対湿度に達する時間である。しかし、以下に示す幾つかの実施形態では、時間 t_{ISB} は、絶対湿度が、最大値（被験者の肺内の絶対湿度の値）の所定量になる時間であってもよい。したがって、幾つかの実施形態では、所定量は 100% であるが、他の実施形態では、所定量は、例えば 95% といったように 100% を下回る。これは、湿度測定又は処理におけるアーチファクト又はノイズによって 100% の値が測定できない場合に有用である。

【0054】

図 4 は、（異なる水分補給レベルによってもたらされる）様々な ISB を有する被験者の呼吸流量、呼吸ボリューム、肺気量及び絶対湿度の幾つかのシミュレーションプロットを示す。当然ながら、図 4 は、本発明の理解を助けるために提供されているに過ぎず、デ

10

【0055】

図 4 において、プロット (a) は、2つの呼吸サイクルについて、吸気及び呼気時の呼吸流量を示す。吸気は、負の流量に対応し、呼気は、正の流量に対応する。プロット (b) は、（各吸気及び各呼気の間に亘って、上記式 (2) に示されるように、呼吸流量 Q を積分することによってプロット (a) から導出可能である）吸気及び呼気の対応するボリュームを経時的に示す。プロット (c) は、プロット (b) の情報から容易に導出可能である肺気量を時間的に示す。典型的な成人の一呼吸は、約 550 mL の空気を含み、これは、2.5 秒間に亘って吸い込まれて吐き出され、最大流量は、約 250 mL/s である。

20

【0056】

プロット (d)、(e) 及び (f) は、軽度脱水状態にある被験者に関連し、プロット (g)、(h) 及び (i) は、今度は重度脱水状態にある同じ被験者に関連する。プロット (d) 及び (g) は、それぞれ、プロット (a) 乃至 (c) におけるように同じ 2つの呼吸サイクルを示すが、プロット (e)、(f)、(h) 及び (i) は、それぞれ、1回の呼気を示す（なお、プロット (e)、(f)、(h) 及び (i) における $t = 0$ は、その他のプロットにおける $t = 0$ に対応しない）。

30

【0057】

プロット (d) 及び (g) において、（湿度センサ 8 によっても測定可能である）吸気の絶対湿度が 10 g/m^3 （20 の空気温度及び 50% の相対湿度（図 4 には図示せず）に対応する）を少し下回り、呼気の最大絶対湿度が約 44 g/m^3 （37 の空気温度及び 100% の相対湿度（図 4 には図示せず）に対応する）であることが見て取れる。

【0058】

プロット (e) 及び (f) は、それぞれ、軽度脱水状態にある被験者の 1 回の呼気間の絶対湿度及び呼気ボリュームを示す。最大絶対湿度に達した時間 t_{ISB} を特定することができ、この例では、当該時間 t_{ISB} は約 1000 ms（プロット (e) における垂直線）であり、これは、220 mL（プロット (f) における水平線によって示される）のボリューム V_{ISB} に対応する。この V_{ISB} が、表 3 を参照して以下に説明されるように、水分補給状態に関連付けられると、90 kg の体重の被験者に対する 220 mL のボリューム V_{ISB} は、軽度の脱水状態である脱水指数 I を示す。

40

【0059】

プロット (h) 及び (i) は、それぞれ、重度脱水状態にある同じ被験者の 1 回の呼気間の絶対湿度及び呼気ボリュームを示す。最大絶対湿度に達した後の時間 t_{ISB} は、今度は、約 1400 ms（プロット (h) における垂直線によって示される）であり、これは、300 mL（プロット (i) における水平線）のボリューム V_{ISB} に対応する。このボリューム V_{ISB} が、表 3 を参照して以下に説明されるように、水分補給状態に関連付けられると、90 kg の体重の被験者に対する 300 mL のボリューム V_{ISB} は、重度の脱水状態である脱水指数 III を示す。

50

【 0 0 6 0 】

ステップ 1 0 3 の他の実施形態において、呼気の間に絶対湿度が経時的に変化する様子の解析から、I S B の別の尺度を導出することができる。例えば I S B より上側だった空気の特徴は、呼気の特定の時間（ $t_{I S B}$ 未満）又は特定の一部の間の傾斜、勾配、変化率若しくは上り傾斜、呼気の開始から特定の時間間隔後の絶対湿度の振幅（これらの代替案のいずれにおける特定の時間又は特定の時間間隔は、呼気の開始後の設定又は固定の時間であり、 $t_{I S B}$ 未満（例えば呼気の開始から 1 秒）又は呼気の開始からの（ $t_{I S B}$ 前の）被験者が所定ボリュームの空気を吐き出した後の呼気におけるある時点に対応する時間であってよい）、湿度 - 時間プロットの下領域（即ち、完全な 1 回の呼気に対応する時間間隔といったように特定の時間間隔の湿度の積分）、又は、湿度 - 時間プロットの特定の一部分の下領域（即ち、例えば呼気の開始から時間 $t_{I S B}$ まで、呼気の開始から $t_{I S B}$ 未満の時間まで、又は、呼気の開始後のある時間から $t_{I S B}$ 若しくは $t_{I S B}$ 未満の時間までの特定の時間間隔に亘る湿度の成分）といった絶対湿度 - 時間プロットの特徴から導出することができる。脱水状態の被験者は、より水分補給された状態 / あまり脱水状態ではない被験者よりも、絶対湿度 - 時間プロット（の一部分）の下領域が小さい。脱水状態の被験者は、より水分補給された状態 / あまり脱水状態ではない被験者よりも、絶対湿度 - 時間プロットの傾斜がより浅い。

10

【 0 0 6 1 】

絶対湿度 - 時間プロットの特徴は、被験者が呼吸している流量に部分的に依存する（即ち、大きい流量は、当然ながら、絶対湿度の急な上昇につながり、したがって、これは、被験者の I S B 又は健康状態のすぐに示すものではない）ので、絶対湿度 - 時間プロットの特徴を、吐き出されたボリューム（又は流量がセンサ 1 0 によって測定される場合には、流量）の測定結果を使用して補正して、I S B より上側であった空気の特徴を決定する必要がある。幾つかの実施形態では、補正は、測定された特徴を、対応するボリューム又は流量によって割ることによって行われる（即ち、特徴は正規化される）。

20

【 0 0 6 2 】

特徴は、好適には、呼気の第 1 の部分から測定される。これは、呼気のこの部分が、被験者からの I S B より上側の空気に対応するからである。

【 0 0 6 3 】

図 5 のグラフは、例示的な絶対湿度 - 時間曲線の下領域の傾斜及び領域の計算を説明する。

30

【 0 0 6 4 】

以下により詳細に説明される幾つかの実施形態では、I S B より上側であった空気の特徴を決定する際に、ステップ 1 0 3 は、被験者によって吸い込まれた空気の温度及び / 又は湿度について、I S B より上側であった空気の決定された特徴を補正又は補償するステップを含んでよい。

【 0 0 6 5 】

幾つかの実施形態では、上記特徴のうちの複数の特徴が、特定の被験者について決定でき、これらの特徴は、共に解析されて被験者の健康状態が決定される。

【 0 0 6 6 】

I S B より上側であった空気の特徴は、それ自体で、被験者の健康状態を示すことができるが、幾つかの実施形態では、方法は更に、I S B より上側であった空気の決定された特徴を使用して、被験者の水分補給レベルを推定するステップ（ステップ 1 0 5）を含む。I S B より上側であった空気の特徴の値は、I S B より上側であった空気の特徴の値の特定の値又は範囲を、特定の水分補給レベル（例えば水分補給された状態、軽度脱水状態、中程度脱水状態、重度脱水状態等）に関連付ける（例えば以下の表 3 に示されるように）ルックアップテーブル又はチャートを介して、被験者の水分補給レベルに関連付けられることが可能である。

40

【 0 0 6 7 】

好適な実施形態では、ステップ 1 0 5 は、I S B より上側であった空気の特徴を被験者の水分補給状態の指示に変換する際に、体重、身長又は B M I といった被験者の特徴を考

50

慮することもできる。被験者の大きさ及び／又は体形（また、特に体重）についての補正は、以下の表 3 に示される。

【 0 0 6 8 】

幾つかの実施形態では、デバイス 2 は、I S B より上側であった空気の特徴の値を、被験者又は臨床医に対して出力することができ、被験者又は臨床医は、当該値を、ルックアップテーブル又はチャートと手動で比較して、水分補給状態を決定することができる。他の実施形態では、ルックアップテーブル又はチャートは、デバイス 2 に「組み込まれていて」よく、したがって、デバイス 2 は、ステップ 1 0 5 において、I S B より上側であった空気の特徴（及びデバイス 2 に入力された被験者の体重、身長又は B M I の任意の尺度）から直接、水分補給状態を決定する。

10

【 0 0 6 9 】

図 6 のフローチャートは、被験者における I S B より上側の空気のボリューム $V_{I S B}$ が決定される本発明の好適な実施形態を示す。 $V_{I S B}$ は、被験者の水分補給状態に関連している。当然ながら、図 6 に示される様々な特徴及びステップは、個別に、又は、図 3 に示される一般的な方法との任意の合理的な組み合わせで適用可能である。

【 0 0 7 0 】

この例示される実施形態では、デバイス 2 は、相対湿度センサ 8 と、空気がデバイス 2 を通過する際の空気の温度を測定する温度センサと、デバイス 2 内の空気の圧力を測定する空気圧センサ 1 0 とを含む。

【 0 0 7 1 】

20

最初のステップ、即ち、ステップ 1 2 1 及び 1 2 3 において、センサ 8、1 0 及び温度センサは、被験者がデバイス 2 を介して吸い込み、吐き出す際に、空気の関連の特性を測定する。更なる実施形態では、デバイスは、被験者が吸い込む空気の周囲条件を制御する。

【 0 0 7 2 】

相対湿度（R H）及び温度（T）の測定結果を使用して、吸気及び呼気間の空気の絶対湿度（A H）が計算される。一実施形態では、絶対湿度は、相対湿度及び温度の測定結果から、水蒸気圧（ p_w ）及び水蒸気飽和圧（ p_{ws} ）を介して、次の通りに計算可能である。

【数 1】

30

$$p_{ws}(T) = A \cdot 10^{\left(\frac{m \cdot T_n}{T + T_n}\right)} \quad (3)$$

$$p_w = p_{ws} \cdot RH/100 \quad (4)$$

$$AH = C \cdot p_w/T \quad (5)$$

ただし、T は で測定され、 T_n はケルビンで測定される。以下の表 1 は、式（3）乃至（5）に示される定数の値を示し、- 2 0、...、+ 5 0 の温度範囲における水に適用される。

40

【表 1】

表 1

定数	値	
A	6. 1 1 6 4 4 1	
m	7. 5 9 1 3 8 6	
T _n	2 4 0. 7 2 6 3	三重点温度 [K]
C	2. 1 6 6 7 9	[g K/J]

【0073】

10

次に、ステップ127において、呼気（呼気の部分は、センサ10からの空気圧の測定結果から特定されている）時の絶対湿度の測定結果から、呼気の絶対湿度が、最大値の所定量にある時間が決定される。好適には、この所定量は、最大値の100%（即ち、所定量が最大値）であるが、他の実施形態では、所定量は、（例えば湿度測定又は処理におけるノイズ又はアーチファクトによって100%値が測定できない可能性を許容するために）100%未満であってもよい。例えば所定量は、最大値の95%であってもよい。ステップ127において決定される、呼気の絶対湿度が最大値の所定量（例えば100%か又は100%を下回る特定の百分率）にある時間は、以下では、 t_{ISB} と示される（しかし、当然ながら、100%を下回る所定量では、 t_{ISB} はISBを完全に示すものではない）。

20

【0074】

ステップ129において、空気圧センサ10からの空気圧の測定結果が処理されて、呼気及び吸気中の流量が決定される。

【0075】

呼吸管6の気流抵抗（R）は既知であるので、空気圧（P）の測定結果は、較正後、上記式（1）を使用して、容易に気流（Q）に変換可能である。

【0076】

次に、ステップ131において、ステップ129において計算された呼気流量と、ステップ127において決定された t_{ISB} とから V_{ISB} が決定される。具体的には、 V_{ISB} は、呼気の開始から時間 t_{ISB} までの呼気流量Qを積分することによって計算される。

30

$$V_{ISB} = \int Q(t) dt; t = 0 \dots t_{ISB} \quad (6)$$

【0077】

V_{ISB} の信頼できる尺度を得るためには、デバイス2の周りの周囲条件について、また、具体的には、吸気の特性について、 V_{ISB} を補正する必要がある。したがって、ステップ133において、 V_{ISB} の補正係数は、吸気の温度及び相対湿度（或いは、直接測定される場合は、単に絶対湿度）といった特性に基づいて決定される。吸気の温度及び湿度は、被験者内の水交換効率に影響を及ぼす。本実施形態では、 V_{ISB} の補正係数は、較正表又は関数を使用して決定される。以下の表2に例示的な較正表が示される。当然ながら、この表は、温度（T）及び相対湿度（RH）の可能な値の小さいセットを示すに過ぎない。

40

【表 2】

表 2

温度、T [°C]	相対湿度、RH [%]	補正係数、CF
10	50	0.8
15	50	0.9
20	50	1.0
25	50	1.1
30	50	1.2
20	10	0.6
20	30	0.8
20	50	1.0
20	70	1.2
20	90	1.4

10

【0078】

この例では、補正係数CFを決定するために使用される較正関数は、

$$CF = 1 + 0.02 * (T - 20) + 0.01 * (H - 50) \quad (7)$$

20

によって与えられる。そして、当然ながら、この較正関数は、ルックアップテーブルの使用の代わりに使用することができる。当業者であれば、補正係数を決定するために、他の式が使用可能であることも理解するであろう。

【0079】

ステップ133の後、補正係数を使用して、周囲条件について、ステップ131において決定された V_{ISB} が補正される（ステップ135）。具体的には、 V_{ISB} は、補正係数CFによって乗算され、補正された V_{ISB} が決定される。補正された V_{ISB} は、 $V_{ISB_CORRECTED}$ と示される。

【0080】

次に、ステップ137において、被験者の水分補給状態を決定するために、 $V_{ISB_CORRECTED}$ は、体重といった被験者の身体的特徴を考慮に入れた基準値と比較される。以下の表3に例示的な基準値が示される。

30

【表 3】

表 3

体重 [k g]	V _{ISB} の 正常範囲 [mL]	脱水指数		
		I	I I	I I I
40	< 92	92 - 101	101 - 110	> 110
50	< 116	116 - 127	127 - 138	> 138
60	< 139	139 - 152	152 - 165	> 165
70	< 162	162 - 177	177 - 193	> 193
80	< 185	185 - 202	202 - 220	> 220
90	< 208	208 - 228	228 - 248	> 248
100	< 231	231 - 253	253 - 275	> 275
110	< 254	254 - 278	278 - 303	> 303
120	< 277	277 - 304	304 - 330	> 330

【0081】

当業者であれば、図 6 におけるすべてのステップが、上記された順序で行われる必要がないことは理解できるであろう。

【0082】

図 7 は、図 1 に示されるデバイス 2 の例示的な実施形態を示す。この例示的な実施形態では、呼吸管 6 は、デバイス 2 の使い捨て可能なコンポーネントであり、主筐体 4 は、呼吸管 6 が取り外され、交換されることを可能にするように構成される。センサ 8、10（及び本実施形態では温度センサ 16）は、主筐体 4 の一部であり、呼吸管 6 には、センサ 8、10、16 に対応する幾つかの穴 18 が設けられて、これにより、呼吸管 6 が主筐体 4 に取り付けられているときに、センサが、呼吸管 6 を通過する空気の特性を測定できる。このようなデバイス 2 は単純で、低価格であり（温度センサ、相対湿度センサ及び空気圧センサが比較的安価で、再利用可能であることによる）、脱水状態の診断を提供し、プライマリケア及び非専門家（非介護者、家族等）による使用に特に適している。この例示される実施形態では、センサ 8、10、16 は、呼吸管 6 の上側に配置されて、例えば呼吸と共に排出される唾液によってセンサが汚れる可能性を減少させている。

【0083】

幾つかの実施形態では、上記方法及びデバイス 2 は、「オン・デマンドで湿度」を提供する（即ち、デバイス 2 によって測定された被験者の気道の状態に応じて、人工呼吸器の空気の湿度を調節する）ように、家及び病院の患者の換気を提供する機械的人工呼吸器システムに組み込まれることができる。上記方法は、気管切開した患者に適用することが最も簡単である。気管切開患者は、人工呼吸器と閉回路を形成するからである。更に、気管切開患者は同時に、適切な加湿から最も恩恵を受ける。これは、上気道の組織の加湿が気管切開によって省略されてしまうからである。マスクによって酸素供給される被験者では、ある程度の漏れ（即ち、マスクインターフェース上の回路から逃げる空気の量）が予想される。これは、上記方法によって得られた ISB より上側であった空気の特徴に影響を及ぼす可能性があるが、人工呼吸器によって計算される推定漏れ率で相殺可能である。

【0084】

閉ループの機械的人工呼吸システムへの組み込みのために、湿度センサ 8 は、吸気及び呼気時間の間に、十分な解決策を提供するのに十分に速い速度で湿度変化を測定可能であるべきである。このような解決策は、1 秒未満のサンプリングを必要とする。市販電化製

10

20

30

40

50

品に一般的に使用されている多くの絶対湿度センサは、秒範囲の応答時間を有するので、相対湿度センサの使用の方が好適である。

【 0 0 8 5 】

機械的人工呼吸システムに使用される場合、人工呼吸器によってモニタリングされた空気流及び空気ボリュームデータを、上記方法に使用することができる。これは、別箇の空気圧又は気流センサが不要であることを意味する。

【 0 0 8 6 】

幾つかの実施形態では、ステップ 1 3 3 及び 1 3 5 にあるように、吸気の温度及び湿度を測定し、それらを、I S B より上側であった空気の特徴を、周囲条件について補正するために使用する代わりに、周囲条件を、空気アクリマタイザ (acclimatiser) 又は他の適切な装置によって制御することができる。吸気の目標温度は、体温をはるかに下回る、好適には、室温 (例えば約 2 0) に近い温度であるべきである。目標温度における相対湿度は、約 5 0 % 又は 5 0 % を下回るべきである。このようにすると、既知の湿度不足、1 7 の温度差及び 5 0 % の湿度差がもたらされる。これは、デバイス 2 の較正を簡単にする。更に、デバイス 2 は、外側の温度及び湿度に関係なく、すべての状況において使用することができる。

10

【 0 0 8 7 】

したがって、呼気の解析から被験者の I S B より上側であった空気の特徴を決定して、被験者の健康状態を決定する方法及びデバイスが提供される。

【 0 0 8 8 】

20

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示され及び説明されたが、このような例示及び説明は、例示と見なされ、限定と見なされるべきではない。本発明は、開示された実施形態に限定されない。

【 0 0 8 9 】

開示された実施形態の変形態様は、図面、開示内容及び添付の請求項の検討から、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。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、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に記載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。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。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。

30

【図 1】

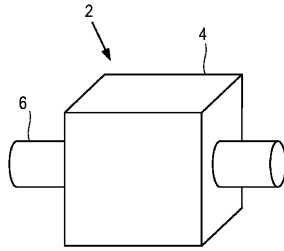


Figure 1

【図 2】

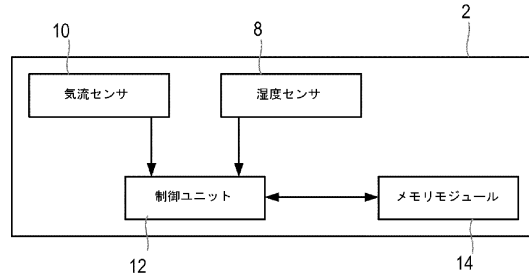


図 2

【図 3】

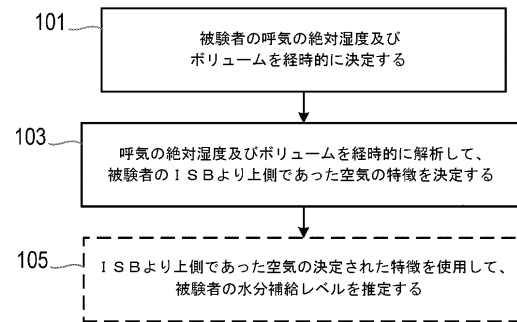


図 3

【図 4】

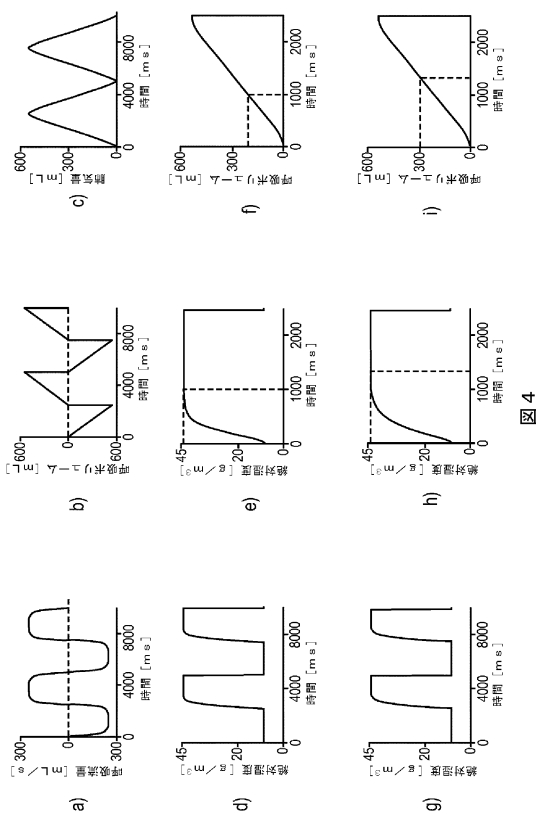


図 4

【図 5】

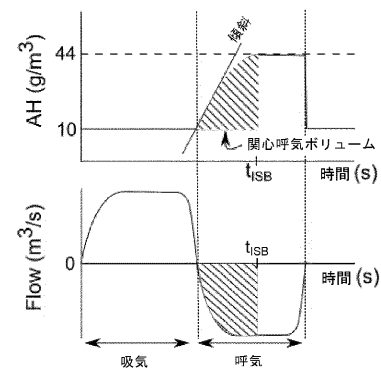


図 5

【図 6】

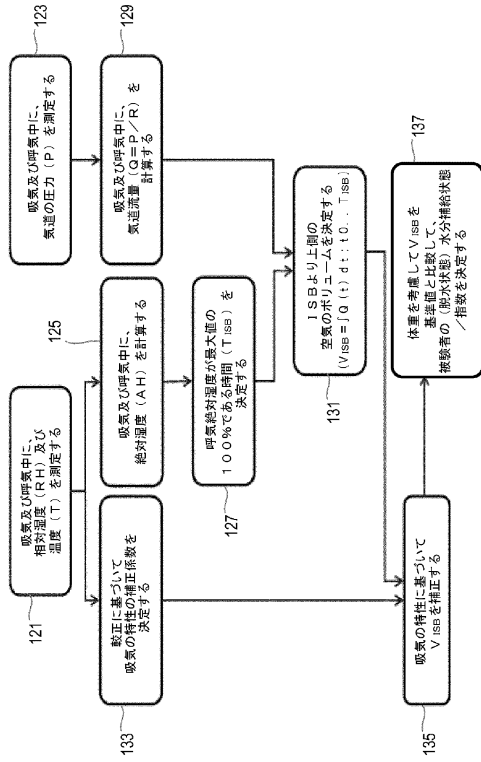


図 6

【図 7】

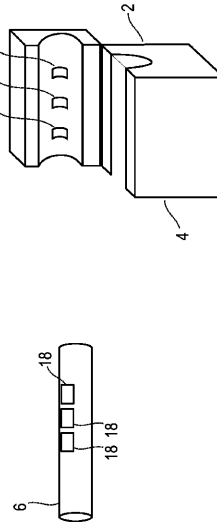


Figure 7

フロントページの続き

(72)発明者 ベゼマー リック

オランダ国 5656 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 佐藤 高之

(56)参考文献 特開平10-057493(JP,A)

欧州特許出願公開第02436310(EP,A1)

国際公開第2008/070629(WO,A2)

特開2005-118584(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00-5/22

專利名称(译)	确定受试者健康的方法和装置		
公开(公告)号	JP6665179B2	公开(公告)日	2020-03-13
申请号	JP2017526648	申请日	2015-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ハイネンニコルマリア ベゼマーリック		
发明人	ハイネン ニコル マリア ベゼマー リック		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/082 A61B5/087 A61B5/091 A61B5/4875 A61B5/0878 A61B2562/029 A61M16/0057 A61M16/161 A61M2230/40		
FI分类号	A61B5/00.G		
优先权	2014193872 2014-11-19 EP		
其他公开文献	JP2017534402A JP2017534402A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据一个方面，提供了一种确定受试者健康的方法，该方法包括确定受试者随时间呼出的绝对湿度和空气量；分析确定的对象的绝对湿度和空气量，以确定在对象的等温饱和边界ISB之上的空气特征。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6665179号 (P6665179)
(45) 発行日 令和2年3月13日(2020.3.13)	(24) 登録日 令和2年2月21日(2020.2.21)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 5/00 (2006.01)	F I A 6 1 B 5/00 G	
請求項の数 15 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-526648 (P2017-526648)	(73) 特許権者 590000248	
(86) (22) 出願日 平成27年11月10日(2015.11.10)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V.	
(65) 公表番号 特表2017-534402 (P2017-534402A)	オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2	
(43) 公表日 平成29年11月24日(2017.11.24)		
(86) 国際出願番号 PCT/EP2015/076229		
(87) 国際公開番号 WO2016/078972		
(87) 国際公開日 平成28年5月26日(2016.5.26)		
審査請求日 平成30年11月8日(2018.11.8)		
(31) 優先権主張番号 14193872.0	(74) 代理人 110001690	
(32) 優先日 平成26年11月19日(2014.11.19)	特許業務法人M&Sパートナーズ	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁(EP)	ハイネン ニコル マリア オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイ テック キャンパス 5	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 被験者の健康状態を決定する方法及びデバイス		