

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-159039

(P2017-159039A)

(43) 公開日 平成29年9月14日(2017.9.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/087 (2006.01)	A 6 1 B 5/08 2 0 0	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	
A 6 1 B 5/083 (2006.01)	A 6 1 B 5/08 1 0 0	

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-41152 (P2017-41152)
 (22) 出願日 平成29年3月3日(2017.3.3)
 (31) 優先権主張番号 特願2016-42821 (P2016-42821)
 (32) 優先日 平成28年3月4日(2016.3.4)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 504171134
 国立大学法人 筑波大学
 茨城県つくば市天王台一丁目1番1
 (71) 出願人 399086263
 学校法人帝京大学
 東京都板橋区加賀2丁目11番1号
 (71) 出願人 597129229
 チェスト株式会社
 東京都文京区本郷3丁目25番11号
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 水上 勝義
 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立
 大学法人筑波大学内

最終頁に続く

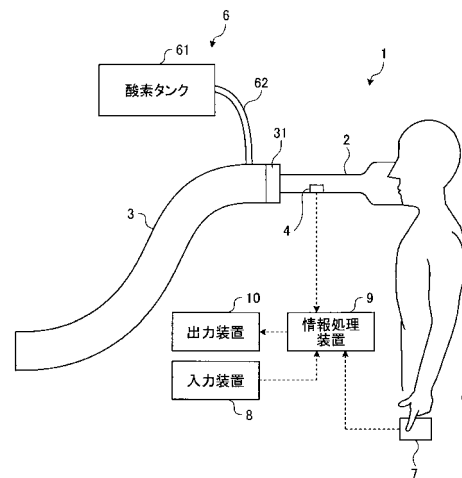
(54) 【発明の名称】 換気応答測定システム

(57) 【要約】

【課題】 簡易な装置でDLB患者を選別することができる換気応答測定システムを提供すること。

【解決手段】 換気応答測定システムは、呼吸管と、呼吸管に接続可能且つ呼吸管よりも大きな貯留容器と、貯留容器に酸素を供給する酸素供給装置と、呼気の流量を測定する流量センサと、血中酸素飽和度を測定する血中酸素飽和度センサと、流量センサの情報、体表面積の情報、及びしきい値を記憶する情報処理装置と、情報処理装置からの信号に応じて異なる判定結果を出力する出力装置と、を備える。情報処理装置は、貯留容器がない状態において流量センサの情報に基づいて第1の分時換気量を演算し、貯留容器がある状態において流量センサの情報に基づいて第2の分時換気量を演算し、第1の分時換気量、第2の分時換気量及び体表面積に基づいて演算した診断指標としきい値とに基づいて出力装置の判定結果を変化させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の呼吸器に接続される呼吸管と、
前記呼吸管に接続可能であって且つ前記呼吸管の容積よりも大きな容積を有する貯留容器と、

前記貯留容器に酸素を供給する酸素供給装置と、
前記被験者の呼気の流量を測定する流量センサと、
前記被験者の血中酸素飽和度を測定する血中酸素飽和度センサと、
前記流量センサの情報、前記被験者の体表面積の情報、及び所定のしきい値を記憶する情報処理装置と、

前記情報処理装置からの信号に応じて異なる判定結果を出力する出力装置と、
を備え、

前記情報処理装置は、
前記貯留容器が前記呼吸管に接続されていない状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第 1 の分時換気量を演算し、

前記貯留容器が前記呼吸管に接続された状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第 2 の分時換気量を演算し、

前記第 1 の分時換気量、前記第 2 の分時換気量及び前記体表面積に基づいて診断指標を演算し、

前記診断指標及び前記しきい値に基づいて前記出力装置に出力させる判定結果を変化させる

換気応答測定システム。

【請求項 2】

被験者の呼吸器に接続される呼吸管と、

前記呼吸管に接続可能であって且つ前記呼吸管の容積よりも大きな容積を有する貯留容器と、

前記貯留容器に酸素を供給する酸素供給装置と、
前記被験者の呼気の流量を測定する流量センサと、
前記被験者の呼気に含まれる二酸化炭素分圧を測定する二酸化炭素分圧センサと、
前記被験者の血中酸素飽和度を測定する血中酸素飽和度センサと、

前記流量センサの情報、前記二酸化炭素分圧センサの情報、前記被験者の体表面積の情報、及び所定のしきい値を記憶する情報処理装置と、

前記情報処理装置からの信号に応じて異なる判定結果を出力する出力装置と、
を備え、

前記情報処理装置は、
前記貯留容器が前記呼吸管に接続されていない状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第 1 の分時換気量を演算し、且つ前記二酸化炭素分圧センサから受け取った情報に基づいて第 1 の呼気終末二酸化炭素分圧を演算し、

前記貯留容器が前記呼吸管に接続された状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第 2 の分時換気量を演算し、且つ前記二酸化炭素分圧センサから受け取った情報に基づいて第 2 の呼気終末二酸化炭素分圧を演算し、

前記第 1 の分時換気量、前記第 2 の分時換気量、前記第 1 の呼気終末二酸化炭素分圧、前記第 2 の呼気終末二酸化炭素分圧及び前記体表面積に基づいて前記診断指標を演算し、

前記診断指標及び前記しきい値に基づいて前記出力装置に出力させる判定結果を変化させる

換気応答測定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、換気応答測定システムに関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

三大認知症として、アルツハイマー型認知症、血管性認知症、及びレビー小体型認知症（Dementia with Lewy Bodies（以下、DLBという））が知られている。DLBの患者においては、呼吸調節機能障害の1つとして高炭酸ガス換気応答（Hypercapnic Ventilatory Response（以下HCVRという））での異常が認められる。例えば非特許文献1に記載されているように、高炭酸ガス換気応答の測定がDLBの診断において有用であることが知られている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

10

【0003】

【非特許文献1】水上勝義、「DLBとうつ状態」、精神神経学雑誌、公益社団法人日本精神神経学会、平成24年3月、第114巻、第3号、p.289-296

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来技術において高炭酸ガス換気応答を測定するためには、例えば非特許文献1の図2に示されているような大型の装置が必要であった。しかしながら、大型の装置を設置できる場所は一部の医療機関に限られる。このため、DLBの診断率を向上させるために、従来よりも簡易な装置によるDLBの診断が求められている。

20

【0005】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであって、簡易な装置でDLB患者を選別することができる換気応答測定システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の目的を達成するため、本発明に係る換気応答測定システムは、被験者の呼吸器に接続される呼吸管と、前記呼吸管に接続可能であって且つ前記呼吸管の容積よりも大きな容積を有する貯留容器と、前記貯留容器に酸素を供給する酸素供給装置と、前記被験者の呼気の流量を測定する流量センサと、前記被験者の血中酸素飽和度を測定する血中酸素飽和度センサと、前記流量センサの情報、前記被験者の体表面積の情報、及び所定のしきい値を記憶する情報処理装置と、前記情報処理装置からの信号に応じて異なる判定結果を出力する出力装置と、を備え、前記情報処理装置は、前記貯留容器が前記呼吸管に接続されていない状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第1の分時換気量を演算し、前記貯留容器が前記呼吸管に接続された状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第2の分時換気量を演算し、前記第1の分時換気量、前記第2の分時換気量及び前記体表面積に基づいて診断指標を演算し、前記診断指標及び前記しきい値に基づいて前記出力装置に出力させる判定結果を変化させる。

30

【0007】

DLB患者においては、第1の分時換気量に対する第2の分時換気量の比率が健常者に比べて大きくなりやすい。このため、DLB患者に対して演算される診断指標の値は、健常者に対して演算される診断指標の値とは異なる値になりやすい。したがって、DLB患者に対して出力装置に出力される判定結果は、健常者に対して出力装置に出力される判定結果とは異なる可能性が高い。よって、換気応答測定システムは、簡易な装置でDLB患者を選別することができる。

40

【0008】

また、本発明の第2の態様として、換気応答測定システムは、被験者の呼吸器に接続される呼吸管と、前記呼吸管に接続可能であって且つ前記呼吸管の容積よりも大きな容積を有する貯留容器と、前記貯留容器に酸素を供給する酸素供給装置と、前記被験者の呼気の流量を測定する流量センサと、前記被験者の呼気に含まれる二酸化炭素分圧を測定する二酸化炭素分圧センサと、前記被験者の血中酸素飽和度を測定する血中酸素飽和度センサと

50

、前記流量センサの情報、前記二酸化炭素分圧センサの情報、前記被験者の体表面積の情報、及び所定のしきい値を記憶する情報処理装置と、前記情報処理装置からの信号に応じて異なる判定結果を出力する出力装置と、を備え、前記情報処理装置は、前記貯留容器が前記呼吸管に接続されていない状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第1の分時換気量を演算し、且つ前記二酸化炭素分圧センサから受け取った情報に基づいて第1の呼気終末二酸化炭素分圧を演算し、前記貯留容器が前記呼吸管に接続された状態において、前記流量センサから受け取った情報に基づいて第2の分時換気量を演算し、且つ前記二酸化炭素分圧センサから受け取った情報に基づいて第2の呼気終末二酸化炭素分圧を演算し、前記第1の分時換気量、前記第2の分時換気量、前記第1の呼気終末二酸化炭素分圧、前記第2の呼気終末二酸化炭素分圧及び前記体表面積に基づいて前記診断指標を演算し、前記診断指標及び前記しきい値に基づいて前記出力装置に出力させる判定結果を変化させる。

10

20

30

40

50

【0009】

D L B患者においては、第1の分時換気量に対する第2の分時換気量の比率が健常者に比べて大きくなりやすい。このため、D L B患者に対して演算される診断指標の値は、健常者に対して演算される診断指標の値とは異なる値になりやすい。したがって、D L B患者に対して出力装置に出力される判定結果は、健常者に対して出力装置に出力される判定結果とは異なる可能性が高い。さらに、診断指標の演算において呼気終末二酸化炭素分圧が導入されることで、換気応答測定システムはD L B患者の選別精度を向上させることができる。よって、換気応答測定システムは、簡易な装置でD L B患者を選別することができる。

【発明の効果】**【0010】**

本発明によれば、簡易な装置でD L B患者を選別することができる換気応答測定システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】**【0011】**

【図1】 図1は、実施形態1に係る換気応答測定システムの模式図である。

【図2】 図2は、実施形態1に係る換気応答測定システムのブロック図である。

【図3】 図3は、実施形態1に係る情報処理装置が行う処理を示すフローチャートである。

【図4】 図4は、実施形態1に係る換気応答測定システムによって測定した健常者の分時換気量を示すグラフである。

【図5】 図5は、実施形態1に係る換気応答測定システムによって測定したD L B患者の分時換気量を示すグラフである。

【図6】 図6は、実施形態2に係る換気応答測定システムの模式図である。

【図7】 図7は、実施形態2に係る換気応答測定システムのブロック図である。

【図8】 図8は、実施形態2に係る情報処理装置が行う処理を示すフローチャートである。

【図9】 図9は、実施形態2に係る換気応答測定システムによって測定した健常者の分時換気量及び呼気終末二酸化炭素分圧を示すグラフである。

【図10】 図10は、実施形態2に係る換気応答測定システムによって測定したD L B患者の分時換気量及び呼気終末二酸化炭素分圧を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】**【0012】**

本発明を実施するための形態（実施形態）につき、図面を参照しつつ詳細に説明する。以下の実施形態に記載した内容により本発明が限定されるものではない。また、以下に記載した構成要素には、当業者が容易に想定できるもの、実質的に同一のものが含まれる。さらに、以下に記載した構成要素は適宜組み合わせることが可能である。

【0013】

(実施形態 1)

図 1 は、実施形態 1 に係る換気応答測定システムの模式図である。換気応答測定システム 1 は、DLB 患者を選別するために用いられるシステムである。図 1 に示すように、換気応答測定システム 1 は、呼吸管 2 と、貯留容器 3 と、流量センサ 4 と、酸素供給装置 6 と、血中酸素飽和度センサ 7 と、入力装置 8 と、出力装置 10 と、情報処理装置 9 と、を備える。

【0014】

呼吸管 2 は、被験者の呼吸器に接続される部材である。例えば、呼吸管 2 の一端が被験者の鼻及び口に接続される。呼吸管 2 の一端は、被験者の鼻及び口を覆うことができる大きさを有しており、且つ被験者の顔の表面に密着することができる。すなわち、呼吸管 2 の一端はマスク形状に形成されている。呼吸管 2 の他端は、例えば略円筒状であって、被験者とは反対側に向かって開口している。

10

【0015】

貯留容器 3 は、呼吸管 2 に接続することができる筒状の部材である。貯留容器 3 は、呼吸管 2 に対して着脱可能である。具体的には、貯留容器 3 の一端に設けられたコネクタ 31 を介して、貯留容器 3 が呼吸管 2 に接続される。貯留容器 3 は、例えば、合成樹脂等で形成された可撓性部材であって透明である。貯留容器 3 の容積は、呼吸管 2 の容積よりも大きい。貯留容器 3 が呼吸管 2 に接続された状態で被験者が呼吸すると、貯留容器 3 の内部に二酸化炭素が溜まっていく。

【0016】

流量センサ 4 は、被験者の呼気の流量を測定するためのセンサである。流量センサ 4 は、呼吸管 2 の内部に配置される。流量センサ 4 は、情報処理装置 9 と電氣的に接続されている。流量センサ 4 は、計測した情報を電気信号として情報処理装置 9 に送信することができる。

20

【0017】

酸素供給装置 6 は、貯留容器 3 に酸素を供給するための装置である。例えば、酸素供給装置 6 は、酸素タンク 61 と、チューブ 62 と、を備える。チューブ 62 は、酸素タンク 61 と貯留容器 3 とに接続されており、酸素タンク 61 に貯留された酸素を貯留容器 3 に送ることができる。例えば、酸素タンク 61 に設けられたバルブの開閉によって、貯留容器 3 に送られる酸素の量が調節される。

30

【0018】

血中酸素飽和度センサ 7 は、被験者の血中酸素飽和度 (SpO_2) を測定するためのセンサである。血中酸素飽和度センサ 7 は、例えば被験者の指先に取り付けられる。血中酸素飽和度センサ 7 は、情報処理装置 9 と電氣的に接続されている。血中酸素飽和度センサ 7 は、計測した情報を電気信号として情報処理装置 9 に送信することができる。血中酸素飽和度センサ 7 が測定した血中酸素飽和度は、情報処理装置 9 を介して、出力装置 10 に随時表示される。これにより、医師等は、被験者の血中酸素飽和度を監視することができる。

【0019】

情報処理装置 9 は、流量センサ 4 及び入力装置 8 からの入力に応じた処理を実行し、出力装置 10 へ出力する装置である。情報処理装置 9 は、いわゆるコンピュータであって、例えば CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、及び補助記憶装置を備える。

40

【0020】

入力装置 8 は、情報処理装置 9 に情報を入力するための装置である。入力装置 8 は、情報処理装置 9 と電氣的に接続されている。入力装置 8 は、例えばマウス及びキーボード等である。入力装置 8 は、第 1 ボタン 81 及び第 2 ボタン 82 を備える。第 1 ボタン 81 及び第 2 ボタン 82 は、キーボード上に配置された物理的なボタンであってもよいし、タッチパネル付表示装置等に表示されるボタンであってもよい。

【0021】

50

出力装置 10 は、情報処理装置 9 から受け取った情報に応じて出力を変化させることができる装置である。出力装置 10 は、情報処理装置 9 と電氣的に接続されている。出力装置 10 は、例えば液晶ディスプレイ等の表示装置である。

【0022】

図 2 は、実施形態 1 に係る換気応答測定システムのブロック図である。図 3 は、実施形態 1 に係る情報処理装置が行う処理を示すフローチャートである。図 2 においてブロックで示される情報処理装置 9 の各機能は、CPU、ROM、RAM 及び補助記憶装置により実現される。

【0023】

図 3 に示すように、第 1 ボタン 8 1 が押された場合（ステップ S 1、Yes）、情報処理装置 9 は図 2 に示すタイマー 9 2 をスタートさせる（ステップ S 2）。例えば、貯留容器 3 が外された状態の呼吸管 2 が被験者に装着された後、第 1 ボタン 8 1 が押される。一方、第 1 ボタン 8 1 が押されていない場合（ステップ S 1、No）、情報処理装置 9 の処理はステップ S 4 に進む。

【0024】

ステップ S 2 の後、図 2 に示す分時換気量演算部 9 1 が第 1 の分時換気量を演算し、分時換気量記憶部 9 3 が第 1 の分時換気量を記憶する（ステップ S 3）。分時換気量とは、被験者の呼吸による 1 分間当たり換気量である。分時換気量演算部 9 1 は、流量センサ 4 から受け取った情報及びタイマー 9 2 から受け取った情報に基づいて第 1 の分時換気量を演算する。例えば、分時換気量演算部 9 1 は、タイマー 9 2 がスタートしてから 2 分経過後の 1 分間において、流量センサ 4 が計測した流量を積算することで第 1 の分時換気量を演算する。また、ステップ S 3 の後、タイマー 9 2 はリセットされる。

【0025】

ステップ S 3 の後、第 2 ボタン 8 2 が押された場合（ステップ S 4、Yes）、情報処理装置 9 はタイマー 9 2 をスタートさせる（ステップ S 5）。例えば、貯留容器 3 が接続された状態の呼吸管 2 が被験者に装着された後、第 2 ボタン 8 2 が押される。この時、酸素供給装置 6 から貯留容器 3 に対して、例えば 0.5 (L/min) の流量で酸素が送られる。これにより、被験者の血中酸素飽和度の低下が抑制される。一方、第 2 ボタン 8 2 が押されていない場合（ステップ S 4、No）、情報処理装置 9 の処理はステップ S 1 に戻る。すなわち、第 1 ボタン 8 1 及び第 2 ボタン 8 2 のいずれも押されていない時、情報処理装置 9 は待ち状態となる。

【0026】

ステップ S 5 の後、分時換気量演算部 9 1 が第 2 の分時換気量を演算し、分時換気量記憶部 9 3 が第 2 の分時換気量を記憶する（ステップ S 6）。分時換気量演算部 9 1 は、流量センサ 4 から受け取った情報及びタイマー 9 2 から受け取った情報に基づいて第 2 の分時換気量を演算する。例えば、分時換気量演算部 9 1 は、タイマー 9 2 がスタートしてから 2 分経過後の 1 分間において、流量センサ 4 が計測した流量を積算することで第 2 の分時換気量を演算する。また、ステップ S 6 の後、タイマー 9 2 はリセットされる。

【0027】

ステップ S 6 の後、分時換気量記憶部 9 3 に第 1 の分時換気量及び第 2 の分時換気量が記憶されている場合（ステップ S 7、Yes）、図 2 に示す診断指標演算部 9 4 が診断指標を演算する（ステップ S 8）。診断指標演算部 9 4 は、第 1 の分時換気量、第 2 の分時換気量及び体表面積記憶部 9 5 に予め記憶された被験者の体表面積に基づいて診断指標を演算する。体表面積は、入力装置 8 を介して体表面積記憶部 9 5 に入力されることで適宜変更される。具体的には、第 1 の分時換気量を V_1 (L/min)、第 2 の分時換気量を V_2 (L/min)、体表面積を BSA (m^2)、診断指標を B ($1/m^2$) とすると、診断指標は下記の数式 (1) で表される。

【0028】

10

20

30

40

【数 1】

$$B = \frac{V_2}{V_1 \times BSA} \quad \dots(1)$$

【0029】

分時換気量記憶部 93 に第 1 の分時換気量又は第 2 の分時換気量が記憶されていない場合（ステップ S7、No）、情報処理装置 9 の処理はステップ S1 に戻る。すなわち、診断指標演算部 94 は、第 1 の分時換気量及び第 2 の分時換気量の記憶が完了するまでは、診断指標の演算を開始しない。

【0030】

ステップ S8 の後、図 2 に示す判定部 96 が診断指標としきい値記憶部 97 に予め記憶されたしきい値とを比較する（ステップ S9）。しきい値は、入力装置 8 を介してしきい値記憶部 97 に入力されることで適宜変更される。しきい値の一例は、例えば 1.15 である。判定部 96 は、診断指標がしきい値より大きいときに第 1 信号を出力装置 10 に出力し、診断指標がしきい値以下であるときに第 1 信号とは異なる第 2 信号を出力装置 10 に出力する。より具体的には、判定部 96 は、例えばしきい値に対する診断指標の差分（診断指標 - しきい値）を演算する。判定部 96 は、差分の値が正の値（0 より大きい）ときに第 1 信号を出力装置 10 に出力し、差分の値が 0 以下のときに第 2 信号を出力装置 10 に出力する。すなわち、判定部 96 は、診断指標としきい値との差に基づいて異なる信号を出力する。

【0031】

ステップ S8 の後、出力装置 10 は、判定部 96 から受け取った信号に応じて判定結果を画面上に表示する（ステップ S10）。具体的には、出力装置 10 は、第 1 信号を受け取った場合には被験者が DLB 患者である可能性が比較的低い旨の判定結果（第 1 判定結果）を出力し、第 2 信号を受け取った場合には被験者が DLB 患者である可能性が比較的高い旨の判定結果（第 2 判定結果）を出力する。

【0032】

なお、ステップ S9 において、判定部 96 は、診断指標がしきい値以上であるときに第 1 信号を出力装置 10 に出力し、診断指標がしきい値より小さいときに第 2 信号を出力装置 10 に出力してもよい。

【0033】

なお、しきい値は、必ずしも 1.15 でなくてもよく、被験者の属性等に応じて適宜変更されてもよい。また、しきい値記憶部 97 が記憶するしきい値は、必ずしも 1 つでなくてもよく、複数であってもよい。例えば、しきい値記憶部 97 が第 1 しきい値と、第 1 しきい値よりも大きい第 2 しきい値とを記憶していてもよい。このような場合、ステップ S9 において、判定部 96 は、診断指標が第 2 しきい値より大きいときに第 1 信号を出力装置 10 に出力し、診断指標が第 2 しきい値以下であり第 1 しきい値より大きいときに第 2 信号を出力装置 10 に出力し、診断指標が第 1 しきい値以下であるときに第 3 信号を出力装置 10 に出力すればよい。

【0034】

なお、必ずしも第 1 の分時換気量が記憶された後に第 2 の分時換気量が記憶されなくてもよく、第 2 の分時換気量が第 1 の分時換気量よりも先に記憶されてもよい。すなわち、上述したステップ S6 の後にステップ S3 が実行されてもよい。

【0035】

なお、情報処理装置 9 は、必ずしもタイマー 92 を備えていなくてもよい。例えば、分時換気量演算部 91 は、第 1 ボタン 81（第 2 ボタン 82）が押されてから所定時間経過するまで流量センサ 4 から情報を取得し続け、所定時間経過後に最後の 1 分間の流量を積算することで第 1 の分時換気量（第 2 の分時換気量）を演算してもよい。または、分時換気量演算部 91 は、第 1 ボタン 81（第 2 ボタン 82）が押されてから第 1 ボタン 81（第 2 ボタン 82）が再び押されるまで流量センサ 4 から情報を取得し続け、第 1 ボタン 8

10

20

30

40

50

1 (第2ボタン82)が再び押された後に最後の1分間の流量を積算することで第1の分時換気量(第2の分時換気量)を演算してもよい。

【0036】

なお、第1ボタン81及び第2ボタン82は、必ずしもそれぞれ別のボタンでなくてもよく、同じボタンであってもよい。すなわち、入力装置8が、第1ボタン81の機能及び第2ボタン82の機能の両方を果たす1つのボタンを有していてもよい。

【0037】

なお、出力装置10は、必ずしも表示装置でなくてもよい。例えば、出力装置10は、判定結果を紙で出力する印刷装置であってもよいし、判定結果を音で出力する警報装置であってもよい。出力装置10は、情報処理装置9の処理結果を人間に認識させることができる装置であればよい。また、入力装置8及び出力装置10は、必ずしも情報処理装置9に対して別個の装置でなくてもよく、情報処理装置9と一体となってもよい。

10

【0038】

図4は、実施形態1に係る換気応答測定システムによって測定した健常者の分時換気量を示すグラフである。図5は、実施形態1に係る換気応答測定システムによって測定したDLB患者の分時換気量を示すグラフである。図4は、10人の健常者(健常者グループ)について第1の分時換気量及び第2の分時換気量を示している。図5は、15人のDLB患者(DLB患者グループ)について第1の分時換気量及び第2の分時換気量を示している。

【0039】

貯留容器3が呼吸管2に接続された状態で被験者が呼吸すると、貯留容器3に二酸化炭素が溜まる。これにより、被験者の吸気の二酸化炭素分圧が増大する。健常者は、二酸化炭素分圧の増大を正常に検知できる。このため、健常者においては、貯留容器3が呼吸管2に接続されている時には呼吸回数及び1回呼吸量が大きくなりやすい。このため、図4に示すように、健常者においては、第1の分時換気量に対する第2の分時換気量の比率が大きくなりやすい。

20

【0040】

一方、DLB患者は、二酸化炭素分圧の増大を健常者のように検知できない。このため、貯留容器3が呼吸管2に接続されている時でも呼吸回数及び1回呼吸量が大きくなりにくい。このため、図5に示すように、DLB患者においては、第1の分時換気量に対する第2の分時換気量の比率が大きくなりにくい。

30

【0041】

しきい値を1.15として、上述した健常者グループ及びDLB患者グループに対して換気応答測定システム1を適用した場合、DLB患者グループにおいて第2判定結果(DLB患者である可能性が比較的高い旨の判定結果)が出力される確率(約66.7%)は、健常者グループにおいて第2判定結果が出力される確率(約40%)よりも大きい。このため、医師等は、DLB患者を選別するための手段の1つとして換気応答測定システム1を使用することができる。

【0042】

以上で説明したように、換気応答測定システム1は、被験者の呼吸器に接続される呼吸管2と、呼吸管2に接続可能であって且つ呼吸管2の容積よりも大きな容積を有する貯留容器3と、貯留容器3に酸素を供給する酸素供給装置6と、被験者の呼気の流量を測定する流量センサ4と、被験者の血中酸素飽和度を測定する血中酸素飽和度センサ7と、流量センサ4の情報、被験者の体表面積の情報、及び所定のしきい値を記憶する情報処理装置9と、情報処理装置9からの信号に応じて異なる判定結果を出力する出力装置10と、を備える。情報処理装置9は、貯留容器3が呼吸管2に接続されていない状態において、流量センサ4から受け取った情報に基づいて第1の分時換気量を演算する。情報処理装置9は、貯留容器3が呼吸管2に接続された状態において、流量センサ4から受け取った情報に基づいて第2の分時換気量を演算する。情報処理装置9は、第1の分時換気量、第2の分時換気量及び体表面積に基づいて診断指標を演算する。情報処理装置9は、診断指標及

40

50

びしきい値に基づいて出力装置 10 に出力させる判定結果を変化させる。

【0043】

D L B 患者においては、第 1 の分時換気量に対する第 2 の分時換気量の比率が健常者に比べて大きくなりやすい。このため、D L B 患者に対して演算される診断指標の値は、健常者に対して演算される診断指標の値とは異なる値になりやすい。したがって、D L B 患者に対して出力装置 10 に出力される判定結果は、健常者に対して出力装置 10 に出力される判定結果とは異なる可能性が高い。よって、換気応答測定システム 1 は、簡易な装置で D L B 患者を選別することができる。

【0044】

(実施形態 2)

図 6 は、実施形態 2 に係る換気応答測定システムの模式図である。なお、上述した実施形態 1 で説明したものと同一構成要素には同一の符号を付して重複する説明は省略する。図 6 に示すように、換気応答測定システム 1 A は、二酸化炭素分圧センサ 5 と、情報処理装置 9 A と、を備える。

10

【0045】

二酸化炭素分圧センサ 5 は、被験者の呼気に含まれる二酸化炭素分圧を測定するためのセンサである。二酸化炭素分圧センサ 5 は、呼吸管 2 の内部に配置される。二酸化炭素分圧センサ 5 は、情報処理装置 9 A と電気的に接続されている。二酸化炭素分圧センサ 5 は、計測した情報を電気信号として情報処理装置 9 A に送信することができる。

【0046】

情報処理装置 9 A は、流量センサ 4、二酸化炭素分圧センサ 5 及び入力装置 8 からの入力に応じた処理を実行し、出力装置 10 への出力へする装置である。情報処理装置 9 A は、いわゆるコンピュータであって、例えば CPU、ROM、RAM、及び補助記憶装置を備える。

20

【0047】

図 7 は、実施形態 2 に係る換気応答測定システムのブロック図である。図 8 は、実施形態 2 に係る情報処理装置が行う処理を示すフローチャートである。図 7 においてブロックで示される情報処理装置 9 A の各機能は、CPU、ROM、RAM 及び補助記憶装置により実現される。

【0048】

図 8 に示すように、第 1 ボタン 8 1 が押された場合 (ステップ S 1 1、Yes)、情報処理装置 9 A は図 7 に示すタイマー 9 2 をスタートさせる (ステップ S 1 2)。例えば、貯留容器 3 が外された状態の呼吸管 2 が被験者に装着された後、第 1 ボタン 8 1 が押される。一方、第 1 ボタン 8 1 が押されていない場合 (ステップ S 1 1、No)、情報処理装置 9 A の処理はステップ S 1 4 に進む。

30

【0049】

ステップ S 1 2 の後、図 7 に示す分時換気量演算部 9 1 が第 1 の分時換気量を演算し、分時換気量記憶部 9 3 が第 1 の分時換気量を記憶し、呼気終末二酸化炭素分圧演算部 9 8 が第 1 の呼気終末二酸化炭素分圧 (以下、第 1 E T C O₂) を演算し、呼気終末二酸化炭素分圧記憶部 9 9 が第 1 E T C O₂ を記憶する (ステップ S 1 3)。呼気終末二酸化炭素分圧 (以下、E T C O₂) とは、被験者の呼気に含まれる二酸化炭素分圧の最大値である。被験者の呼気に含まれる二酸化炭素分圧は、吸気が開始される直前に最大となる。呼気終末二酸化炭素分圧演算部 9 8 は、二酸化炭素分圧センサ 5 から受け取った情報及びタイマー 9 2 から受け取った情報に基づいて第 1 E T C O₂ を演算する。例えば、呼気終末二酸化炭素分圧演算部 9 8 は、タイマー 9 2 がスタートしてから 3 分経過する前に二酸化炭素分圧センサ 5 が計測した最後の値を第 1 E T C O₂ として演算する。また、ステップ S 1 3 の後、タイマー 9 2 はリセットされる。

40

【0050】

ステップ S 1 3 の後、第 2 ボタン 8 2 が押された場合 (ステップ S 1 4、Yes)、情報処理装置 9 A はタイマー 9 2 をスタートさせる (ステップ S 1 5)。例えば、貯留容器

50

3が接続された状態の呼吸管2が被験者に装着された後、第2ボタン82が押される。この時、酸素供給装置6から貯留容器3に対して、例えば0.5(L/min)の流量で酸素が送られる。これにより、被験者の血中酸素飽和度の低下が抑制される。一方、第2ボタン82が押されていない場合(ステップS14、No)、情報処理装置9Aの処理はステップS11に戻る。すなわち、第1ボタン81及び第2ボタン82のいずれも押されていない時、情報処理装置9Aは待ち状態となる。

【0051】

ステップS15の後、分時換気量演算部91が第2の分時換気量を演算し、分時換気量記憶部93が第2の分時換気量を記憶し、呼気終末二酸化炭素分圧演算部98が第2の呼気終末二酸化炭素分圧(以下、第2ETCO₂)を演算し、呼気終末二酸化炭素分圧記憶部99が第2ETCO₂を記憶する(ステップS16)。呼気終末二酸化炭素分圧演算部98は、二酸化炭素分圧センサ5から受け取った情報及びタイマー92から受け取った情報に基づいて第2ETCO₂を演算する。例えば、呼気終末二酸化炭素分圧演算部98は、タイマー92がスタートしてから3分経過する前に二酸化炭素分圧センサ5が計測した最後の値を第2ETCO₂として演算する。また、ステップS16の後、タイマー92はリセットされる。

10

【0052】

ステップS16の後、分時換気量記憶部93に第1の分時換気量、第1ETCO₂、第2の分時換気量、及び第2ETCO₂が記憶されている場合(ステップS17、Yes)、図7に示す診断指標演算部94が診断指標を演算する(ステップS18)。診断指標演算部94は、第1の分時換気量、第1ETCO₂、第2の分時換気量、第2ETCO₂、及び体表面積記憶部95に予め記憶された被験者の体表面積に基づいて診断指標を演算する。具体的には、第1の分時換気量をV₁(L/min)、第1ETCO₂をP₁(torr)、第2の分時換気量をV₂(L/min)、第2ETCO₂をP₂(torr)、体表面積をBSA(m²)、診断指標をB(L/min/torr/m²)とすると、診断指標は下記の数式(2)で表される。

20

【0053】

【数2】

$$B = \frac{V_2 - V_1}{(P_2 - P_1) \times BSA} \quad \dots(2)$$

30

【0054】

分時換気量記憶部93に第1の分時換気量、第1ETCO₂、第2の分時換気量又は第2ETCO₂が記憶されていない場合(ステップS17、No)、情報処理装置9Aの処理はステップS11に戻る。すなわち、診断指標演算部94は、第1の分時換気量、第1ETCO₂、第2の分時換気量及び第2ETCO₂の記憶が完了するまでは、診断指標の演算を開始しない。

【0055】

ステップS18の後、図7に示す判定部96が診断指標としきい値記憶部97に予め記憶されたしきい値とを比較する(ステップS19)。しきい値の一例は、例えば0.34である。判定部96は、診断指標がしきい値より大きいときに第1信号を出力装置10に出力し、診断指標がしきい値以下であるときに第1信号とは異なる第2信号を出力装置10に出力する。より具体的には、判定部96は、例えばしきい値に対する診断指標の差分(診断指標 - しきい値)を演算する。判定部96は、差分の値が正の値(0より大きい)ときに第1信号を出力装置10に出力し、差分の値が0以下のときに第2信号を出力装置10に出力する。すなわち、判定部96は、診断指標としきい値との差に基づいて異なる信号を出力する。

40

【0056】

ステップS19の後、出力装置10は、判定部96から受け取った信号に応じて判定結果を画面上に表示する(ステップS20)。具体的には、出力装置10は、第1信号を受

50

け取った場合には被験者がDLB患者である可能性が比較的低い旨の判定結果（第1判定結果）を出力し、第2信号を受け取った場合には被験者がDLB患者である可能性が比較的高い旨の判定結果（第2判定結果）を出力する。

【0057】

なお、ステップS19において、判定部96は、診断指標がしきい値以上であるときに第1信号を出力装置10に出力し、診断指標がしきい値より小さいときに第2信号を出力装置10に出力してもよい。

【0058】

なお、しきい値は、必ずしも0.34でなくてもよく、被験者の属性等に応じて適宜変更されてもよい。また、しきい値記憶部97が記憶するしきい値は、必ずしも1つでなくてもよく、複数であってもよい。例えば、しきい値記憶部97が第1しきい値と、第1しきい値よりも大きい第2しきい値とを記憶していてもよい。このような場合、ステップS19において、判定部96は、診断指標が第2しきい値より大きいときに第1信号を出力装置10に出力し、診断指標が第2しきい値以下であり第1しきい値より大きいときに第2信号を出力装置10に出力し、診断指標が第1しきい値以下であるときに第3信号を出力装置10に出力すればよい。

10

【0059】

なお、必ずしも第1の分時換気量が記憶された後に第2の分時換気量が記憶されなくてもよく、第2の分時換気量が第1の分時換気量よりも先に記憶されてもよい。すなわち、上述したステップS16の後にステップS13が実行されてもよい。

20

【0060】

なお、情報処理装置9Aは、必ずしもタイマー92を備えていなくてもよい。例えば、呼気終末二酸化炭素分圧演算部98は、第1ボタン81（第2ボタン82）が押されてから所定時間経過するまで二酸化炭素分圧センサ5から情報を取得し続け、所定時間経過する前に二酸化炭素分圧センサ5が計測した最後の値を第1ETCO₂（第2ETCO₂）として演算してもよい。または、呼気終末二酸化炭素分圧演算部98は、第1ボタン81（第2ボタン82）が押されてから第1ボタン81（第2ボタン82）が再び押されるまで二酸化炭素分圧センサ5から情報を取得し続け、第1ボタン81（第2ボタン82）が再び押される前に二酸化炭素分圧センサ5が計測した最後の値を第1ETCO₂（第2ETCO₂）として演算してもよい。

30

【0061】

なお、第1ボタン81及び第2ボタン82は、必ずしもそれぞれ別のボタンでなくてもよく、同じボタンであってもよい。すなわち、入力装置8が、第1ボタン81の機能及び第2ボタン82の機能の両方を果たす1つのボタンを有していてもよい。

【0062】

なお、出力装置10は、必ずしも表示装置でなくてもよい。例えば、出力装置10は、判定結果を紙で出力する印刷装置であってもよいし、判定結果を音で出力する警報装置であってもよい。出力装置10は、情報処理装置9Aの処理結果を人間に認識させることができる装置であればよい。また、入力装置8及び出力装置10は、必ずしも情報処理装置9Aに対して別個の装置でなくてもよく、情報処理装置9Aと一体となってもよい。

40

【0063】

図9は、実施形態2に係る換気応答測定システムによって測定した健常者の分時換気量及び呼気終末二酸化炭素分圧を示すグラフである。図10は、実施形態2に係る換気応答測定システムによって測定したDLB患者の分時換気量及び呼気終末二酸化炭素分圧を示すグラフである。図9は、10人の健常者（健常者グループ）について第1の分時換気量及び第1ETCO₂によるプロットと、第2の分時換気量及び第2ETCO₂によるプロットとを示している。図10は、15人のDLB患者（DLB患者グループ）について第1の分時換気量及び第1ETCO₂によるプロットと、第2の分時換気量及び第2ETCO₂によるプロットとを示している。

【0064】

50

図9に示すように、健常者においては、2つのプロットを通る直線の傾きが大きくなりやすい。2つのプロットを通る直線の傾きは、上述した数式(2)で表される診断指標の値に等しい。一方、図10に示すように、DLB患者においては、2つのプロットを通る直線の傾きが大きくなりにくい。

【0065】

しきい値を0.34として、上述した健常者グループ及びDLB患者グループに対して換気応答測定システム1Aを適用した場合、DLB患者グループにおいて第2判定結果(DLB患者である可能性が比較的高い旨の判定結果)が出力される確率(約60%)は、健常者グループにおいて第2判定結果が出力される確率(約10%)よりも大きい。また、両グループ間での第2判定結果が出力される確率の隔たり(約50%の隔たり)は、上述した実施形態1に係る換気応答測定システム1を適用した場合の両グループ間での第2判定結果が出力される確率の隔たり(約26.7%の隔たり)よりも大きい。すなわち、実施形態2に係る換気応答測定システム1Aは、実施形態1に係る換気応答測定システム1に比べて、選別精度を向上させることができる。このため、医師等は、DLB患者を選別するための手段の1つとして換気応答測定システム1Aを使用することができる。

10

【0066】

以上で説明したように、換気応答測定システム1は、被験者の呼吸器に接続される呼吸管2と、呼吸管2に接続可能であって且つ呼吸管2の容積よりも大きな容積を有する貯留容器3と、貯留容器3に酸素を供給する酸素供給装置6と、被験者の呼気の流量を測定する流量センサ4と、被験者の呼気に含まれる二酸化炭素分圧を測定する二酸化炭素分圧センサ5と、被験者の血中酸素飽和度を測定する血中酸素飽和度センサ7と、流量センサ4の情報、二酸化炭素分圧センサ5の情報、被験者の体表面積の情報、及び所定のしきい値を記憶する情報処理装置9Aと、情報処理装置9Aからの信号に応じて異なる判定結果を出力する出力装置10と、を備える。情報処理装置9Aは、貯留容器3が呼吸管2に接続されていない状態において、流量センサ4から受け取った情報に基づいて第1の分時換気量を演算し、且つ二酸化炭素分圧センサ5から受け取った情報に基づいて第1ETCO₂を演算する。情報処理装置9Aは、貯留容器3が呼吸管2に接続された状態において、流量センサ4から受け取った情報に基づいて第2の分時換気量を演算し、且つ二酸化炭素分圧センサ5から受け取った情報に基づいて第2ETCO₂を演算する。情報処理装置9Aは、第1の分時換気量、第2の分時換気量、第1ETCO₂、第2ETCO₂及び体表面積に基づいて診断指標を演算する。情報処理装置9Aは、診断指標及びしきい値に基づいて出力装置10に出力させる判定結果を変化させる。

20

30

【0067】

DLB患者においては、第1の分時換気量に対する第2の分時換気量の比率が健常者に比べて大きくなりにくい。このため、DLB患者に対して演算される診断指標の値は、健常者に対して演算される診断指標の値とは異なる値になりやすい。したがって、DLB患者に対して出力装置10に出力される判定結果は、健常者に対して出力装置10に出力される判定結果とは異なる可能性が高い。さらに、診断指標の演算においてETCO₂が導入されることで、換気応答測定システム1AはDLB患者の選別精度を向上させることができる。よって、換気応答測定システム1Aは、簡易な装置でDLB患者を選別することができる。

40

【符号の説明】

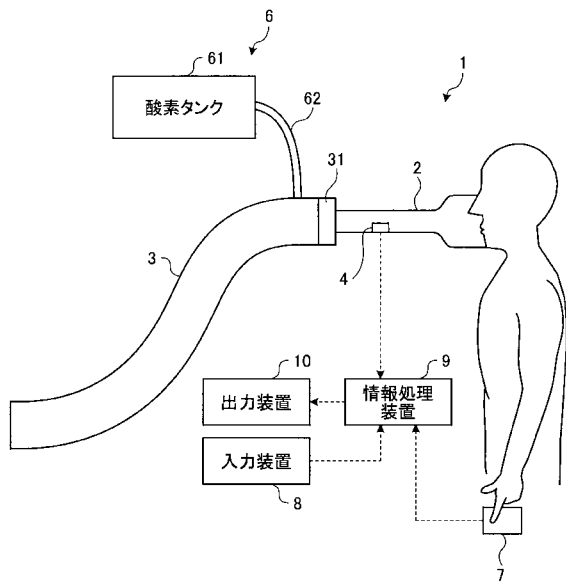
【0068】

- 1、1A 換気応答測定システム
- 10 出力装置
- 2 呼吸管
- 3 貯留容器
- 31 コネクタ
- 4 流量センサ
- 5 二酸化炭素分圧センサ

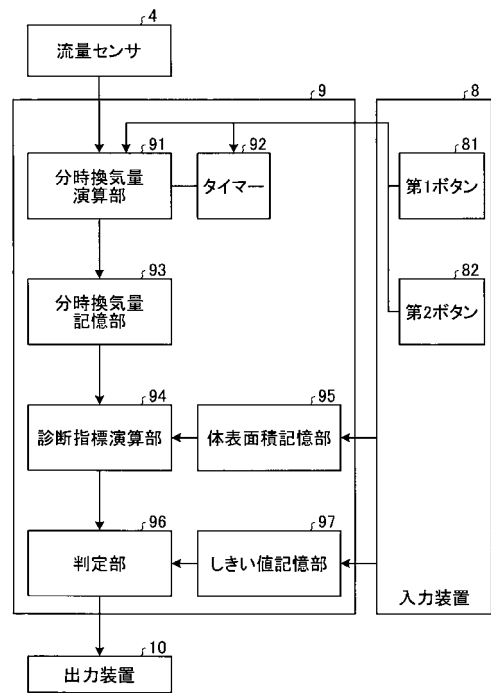
50

- 6 酸素供給装置
- 6 1 酸素タンク
- 6 2 チューブ
- 7 血中酸素飽和度センサ
- 8 入力装置
- 9、9 A 情報処理装置

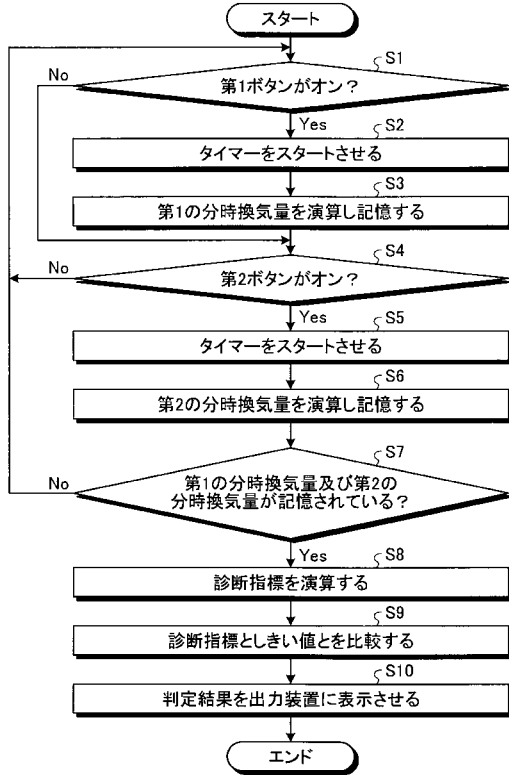
【 図 1 】



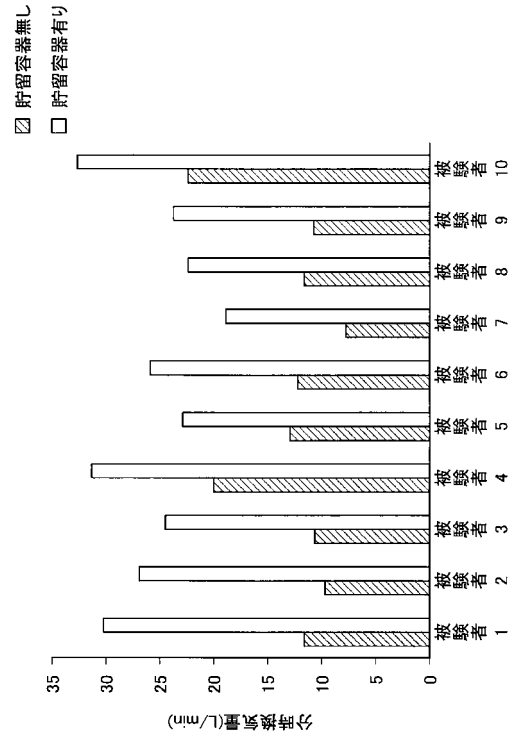
【 図 2 】



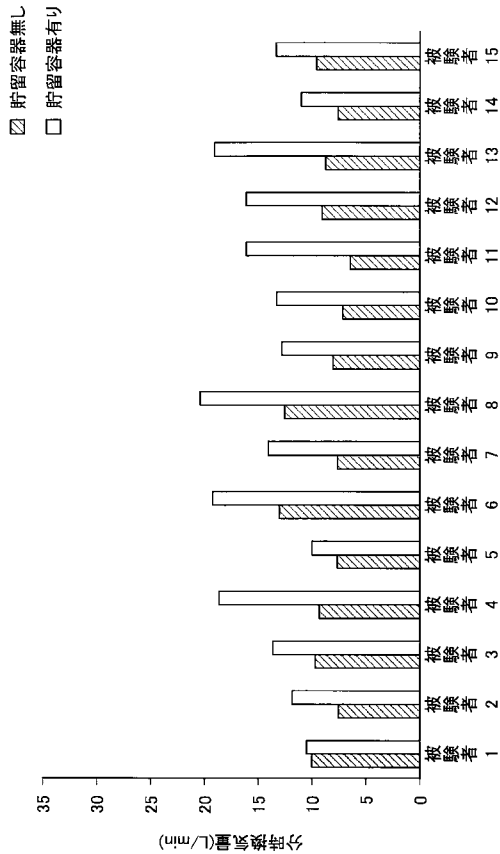
【 図 3 】



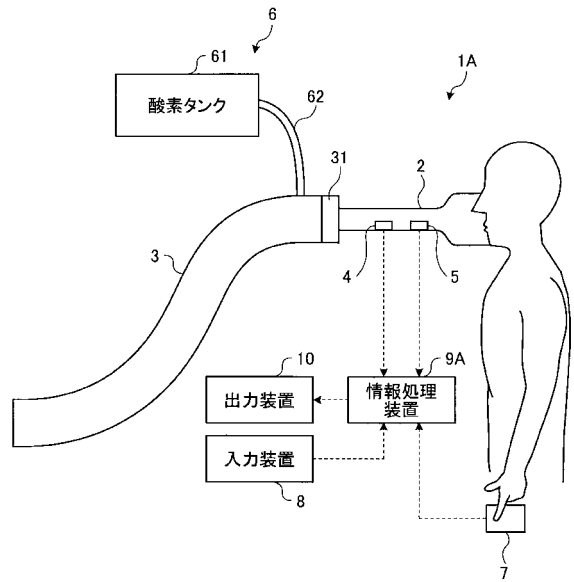
【 図 4 】



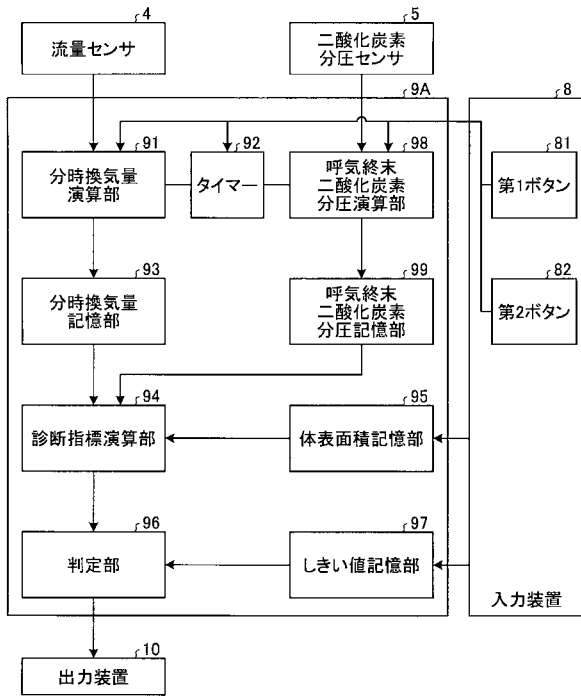
【 図 5 】



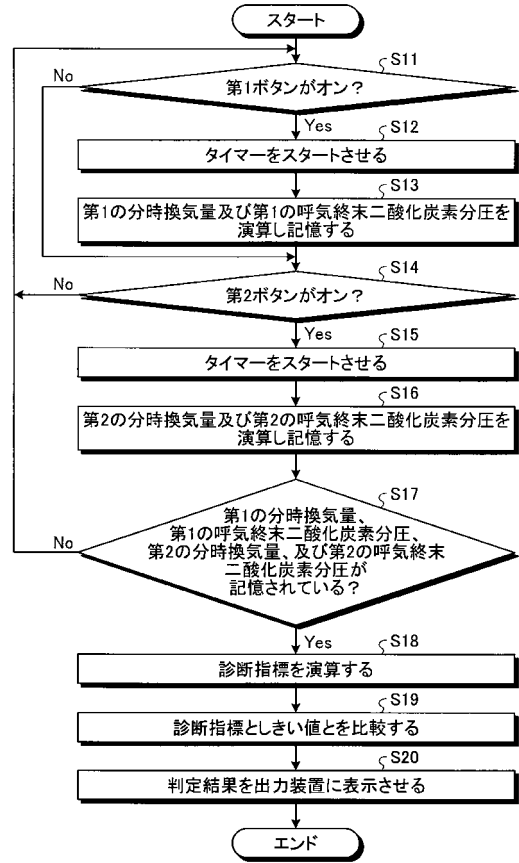
【 図 6 】



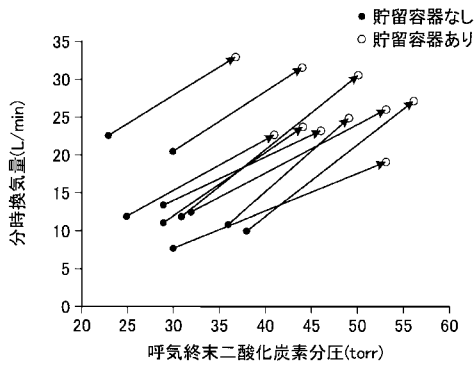
【 図 7 】



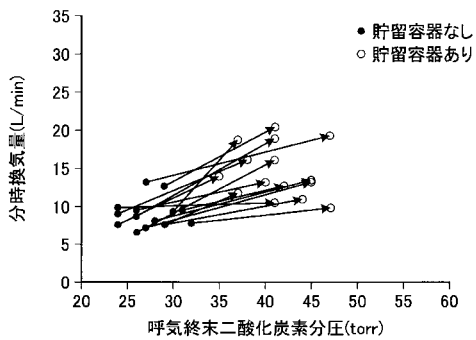
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(72)発明者 本間 敏明

千葉県市原市姉崎3-4-26-3 帝京大学ちば総合医療センター 第三内科(呼吸器内科)内

(72)発明者 小泉 充弘

東京都文京区本郷3-25-11 チェスト株式会社内

Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 SS04 SU19