

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5861665号
(P5861665)

(45) 発行日 平成28年2月16日(2016.2.16)

(24) 登録日 平成28年1月8日(2016.1.8)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/08 (2006.01) A 6 1 B 5/08

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2013-109953 (P2013-109953)	(73) 特許権者	000004260 株式会社デンソー
(22) 出願日	平成25年5月24日 (2013.5.24)		愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地
(65) 公開番号	特開2014-226422 (P2014-226422A)	(74) 代理人	110000578 名古屋国際特許業務法人
(43) 公開日	平成26年12月8日 (2014.12.8)	(72) 発明者	大崎 理江 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会 社デンソー内
審査請求日	平成26年11月18日 (2014.11.18)	(72) 発明者	難波 晋治 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会 社デンソー内
		(72) 発明者	小林 充幸 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会 社デンソー内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】呼吸機能検査装置及びプログラム並びに記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の複数回の呼吸に対応した異なる吸気量を示す第1の信号と、前記異なる吸気量に対応した胸腔内圧を示す第2の信号とに基づいて、前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態を検知する呼吸状態検知手段(19、S100~S150)と

、
前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態に基づいて、前記被験者の呼吸機能の状態を把握する呼吸状態把握手段(19、S160~S190)と、

を備え、

X-Y座標において、前記吸気量をY座標とし、前記胸腔内圧をX座標として、前記複数の呼吸状態を示す座標点を設定する(S140)し、

前記複数の呼吸状態を示す座標点の近似直線を示す1次式を求め(S160)、前記1次式の傾きとX切片とのうち、少なくともX切片に基づいて、呼吸機能を判断する第1処理手段を備えたことを特徴とする呼吸機能検査装置。

【請求項2】

被験者の複数回の呼吸に対応した異なる吸気量を示す第1の信号と、前記異なる吸気量に対応した胸腔内圧を示す第2の信号とに基づいて、前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態を検知する呼吸状態検知手段(19、S100~S150)と

、
前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態に基づいて、前記被験者

10

20

の呼吸機能の状態を把握する呼吸状態把握手段(19、S160～S190)と、
を備え、

X-Y座標において、前記吸気量をY座標とし、前記胸腔内圧をX座標として、前記複数の呼吸状態を示す座標点を設定し(S140)、

前記座標点を設定する場合には、同じ被験者に対して1回の呼吸動作に対応して前記座標点を1点設定し、当該同じ被験者から得られた複数の座標点に基づいて、当該被験者の呼吸機能の状態を検知する第2処理手段を備えたことを特徴とする呼吸機能検査装置。

【請求項3】

前記複数回の呼吸状態に基づいて、前記吸気量と前記胸腔内圧との関係式を求める(S160)ことを特徴とする請求項2に記載の呼吸機能検査装置。

10

【請求項4】

前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態に基づいて、前記被験者の呼吸機能の状態を判断することを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の呼吸機能検査装置。

【請求項5】

前記異なる吸気量は、吸気流量を機械的に制限する制限手段(25)を用いて設定されたものであることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載の呼吸機能検査装置。

【請求項6】

前記異なる吸気量は、吸気流量又は吸気量を表示する表示装置(9)を用いて設定されたものであることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載の呼吸機能検査装置。

20

【請求項7】

前記胸腔内圧を示す信号に対して、キャリブレーションを行う(S290)ことによって、前記胸腔内圧の絶対値を求めることを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載の呼吸機能検査装置。

【請求項8】

前記被験者の脈波から、前記胸腔内圧を推定する(S280)ことを特徴とする請求項1～7のいずれか1項に記載の呼吸機能検査装置。

【請求項9】

非侵襲な計測手段(5)によって、前記脈波を測定することを特徴とする請求項8に記載の呼吸機能検査装置。

30

【請求項10】

前記請求項1～9のいずれか1項に記載の呼吸機能検査装置(7)の各手段としてコンピュータを機能させることを特徴とするプログラム。

【請求項11】

前記請求項10に記載のプログラムを記憶していることを特徴とする記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば肺コンプライアンス等の呼吸機能を検査できる呼吸機能検査装置及びプログラム並びに記録媒体に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

近年、世界中で肺炎、COPD(慢性閉塞性肺疾患)等の肺疾患が増加の一途を辿っている。肺疾患のスクリーニングや治療効果の確認には、肺の柔軟性を表す肺コンプライアンスが有用な指標と言われており、この肺コンプライアンスの測定には、胸腔内圧の測定が必要となるが、胸腔内圧の測定は困難であり、また、その代用となる食道内圧の測定も、食道内にバルーンカテーテルを挿入しなければならず、患者に与える苦痛が大きいため、容易に行える検査ではない。

【0003】

この対策として、血圧(観血血圧)を測定するための血圧トランスデューサと、心拍動

50

の周期を測定する心電図電極とを用い、心電図電極から得られる心臓収縮由来の心電図波形信号を利用して、血圧トランスデューサにより検出された血圧波形信号から呼吸機能を示す呼吸機能信号を抽出する技術が提案されている（特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-142594号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した従来技術では、食道内圧の測定の負担は軽減できるものの、呼吸機能を精度良く検査することができないという問題があった。

本発明は、前記課題を解決するためになされたものであり、その目的は、従来より精度良く呼吸機能を検査できる呼吸機能検査装置及びプログラム並びに記録媒体を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一つの局面における呼吸機能検査装置は、被験者の複数回の呼吸に対応した異なる吸気量を示す第1の信号（例えば吸気信号）と、前記異なる吸気量に対応した胸腔内圧を示す第2の信号（例えば脈波信号から得られる信号）とに基づいて、前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態（例えば吸気量と胸腔内圧とを示す座標点の情報）を検知する呼吸状態検知手段と、前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態に基づいて、前記被験者の呼吸機能の状態を把握する呼吸状態把握手段と、を備え、X-Y座標において、前記吸気量をY座標とし、前記胸腔内圧をX座標として、前記複数の呼吸状態を示す座標点を設定するし、前記複数の呼吸状態を示す座標点の近似直線を示す1次式を求め、前記1次式の傾きとX切片とのうち、少なくともX切片に基づいて、呼吸機能を判断する第1処理手段を備えたことを特徴とする。

本発明の他の局面における呼吸機能検査装置は、被験者の複数回の呼吸に対応した異なる吸気量を示す第1の信号と、前記異なる吸気量に対応した胸腔内圧を示す第2の信号とに基づいて、前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態を検知する呼吸状態検知手段と、前記異なる吸気量及び前記胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態に基づいて、前記被験者の呼吸機能の状態を把握する呼吸状態把握手段と、を備え、X-Y座標において、前記吸気量をY座標とし、前記胸腔内圧をX座標として、前記複数の呼吸状態を示す座標点を設定し、前記座標点を設定する場合には、同じ被験者に対して1回の呼吸動作に対応して前記座標点を1点設定し、当該同じ被験者から得られた複数の座標点に基づいて、当該被験者の呼吸機能の状態を検知する第2処理手段を備えたことを特徴とする。

【0007】

後に詳述するように、本発明者等の研究によれば、同じ被験者においては、吸気の際の異なる吸気量とその吸気に対応した胸腔内圧との関係を調べると、例えば図2に示すような一定の関係があること（詳しくは1次式で表される直線の関係があること）が分かっている。

【0008】

しかも、このような1次式で表した場合には、その傾きは、肺のふくらみ易さ（即ち肺コンプライアンス）を示し、また、その切片は、呼気をどれだけ吐き切れたか（即ち呼気のし易さ）を示すことが分かっている。

【0009】

従って、吸気の際の異なる吸気量とその吸気に対応した胸腔内圧との関係を示す複数の呼吸状態のデータから、被験者の呼吸機能の状態を精度良く把握することができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【0010】

【図1】実施例の呼吸機能検査装置を備えた呼吸機能検査システムの概要を示す説明図である。

【図2】吸気量と推定胸腔内圧との関係を示すグラフである。

【図3】呼気終末時の推定胸腔内圧（X切片）と推定肺コンプライアンス（ V/P ）との関係を示すグラフである。

【図4】呼吸データや脈波データから呼吸機能を示す1次式の傾きと切片とを求めるための処理を示すフローチャートである。

【図5】吸気量の変化を示すグラフである。

【図6】脈から胸腔内圧を推定するための処理を示すフローチャートである。

10

【図7】脈波信号の波形を示すグラフである。

【図8】脈波信号及びその包絡線を示すグラフである。

【図9】脈波による胸腔内圧と食道内圧実測値との相関関係を示すグラフである。

【図10】キャリブレーションの手順を示し、(a)は第1包絡線と第2包絡線との関係を示すグラフ、(b)は胸腔内圧信号を示すグラフ、(c)はマウスピース内圧を示すグラフである。

【図11】キャリブレーションを行うための装置構成等を示す説明図である。

【図12】呼吸状態を変更するための装置を示す変形例である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

20

ここでは、本発明の実施形態について説明する。

・本発明では、異なる吸気量及び胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態を示す情報（例えば吸気量及び胸腔内圧を示す座標点）に基づいて、被験者の呼吸機能の状態を把握することができる。従って、この把握した被験者の呼吸状態が、例えば好ましい状態であるか悪い状態であるかを、例えば座標点の位置などから判断することができる。

また、異なる吸気量及び胸腔内圧に対応した複数の呼吸状態を示す情報、例えば、吸気量や胸腔内圧を示す座標点や座標点を結ぶ直線（又は近似直線）、或いはその直線（又は近似直線）の傾きや切片や、呼吸機能の判断結果などを、ディスプレイ等の報知装置を用いて報知してもよい。

【0012】

30

・本発明では、複数回の呼吸状態に基づいて、吸気量と胸腔内圧との関係式を求めることができる。

例えば、X-Y座標において、吸気量をY座標とし、胸腔内圧をX座標として、複数の呼吸状態を示す座標点を設定する。そして、複数の呼吸状態を示す座標点の分布傾向を示す直線（例えば複数の座標点を結ぶ直線又は最小二乗法等で得られた近似直線）を示す1次式を求める。そして、この1次式の傾きとX切片とのうち、少なくともX切片に基づいて、呼吸機能を判断することができる。

【0013】

・本発明では、異なる吸気量として、吸気流量を機械的に制限する制限手段を用いて設定されたものを採用できる。又は、異なる吸気量として、吸気流量又は吸気量を表示する表示装置を用いて設定されたものを採用できる。

40

【0014】

・本発明では、胸腔内圧を示す信号に対して、キャリブレーション（校正）を行うことによって、胸腔内圧の絶対値を求めることができる。

・本発明では、胸腔内圧は、被験者の脈波から得られた脈波信号を用いて推定することができる。なお、脈波信号は、例えば光学的な脈波センサのような非侵襲な計測手段によって測定することが好ましい。

【0015】

次に、本発明の実施例を、図面と共に詳細に説明する。

【実施例】

50

【0016】

a) まず、本実施例の呼吸機能検査装置を備えた呼吸機能検査システムの基本構成について、図1に基づいて説明する。

この呼吸機能検査システム1は、後述する様に、被験者が呼吸する際の吸気量のデータと、脈波から（胸腔内圧推定方法によって）得られた胸腔内圧のデータとに基づいて、被験者の呼吸機能を検査する検査システムである。

【0017】

図1に示す様に、呼吸機能検査システム1は、被験者の吸気の際のガス流量（吸気流量）を検出する流量センサ3と、被験者の脈波を検出する脈波センサ5と、流量センサ3からの吸気流量を示す吸気信号と脈波センサ5からの脈波を示す脈波信号とに基づいて呼吸機能を検査する呼吸機能検査装置7と、呼吸機能検査装置7による検査結果を出力する報知装置9とを備えている。以下各構成について説明する。

10

【0018】

前記流量センサ3としては、例えば差圧式や熱線式等のガス流量を検知できる周知の流量センサを使用することができる。この流量センサ3からは、呼吸機能検査装置7に対して、吸気流量を示す電気信号が出力される。

【0019】

前記脈波センサ5は、周知の発光素子（LED）や受光素子（PD）を備えた光学式のセンサであり、例えば被験者の指先に光を照射し、その反射光を利用して脈波（容積脈波）を検出することができる。この脈波センサ5からは、呼吸機能検査装置7に対して、脈波の状態を示す脈波信号が出力される。

20

【0020】

前記呼吸機能検査装置7は、周知のマイクロコンピュータを中心とした電子制御装置であり、流量センサ3からの吸気信号や脈波センサ5からの脈波信号に基づいて、呼吸機能の検査や報知装置9の制御を行うものである。

【0021】

前記報知装置9は、呼吸機能検査装置7によって得られた呼吸機能の検査結果を報知する装置であり、液晶等のディスプレイやスピーカ等を備えている。

ここで、上述した呼吸機能検査装置7の機能を、更に詳しく説明する。

【0022】

前記図1に示すように、本実施例の呼吸機能検査装置7は、機能的に、吸気信号取得部11と、脈波信号取得部13と、吸気量算出部15と、胸腔内圧推定部17と、呼吸機能検知部19とを備えている。

30

【0023】

このうち、前記吸気信号取得部11では、流量センサ3からの単位時間当たり吸気量（即ちガス流量）を示す吸気信号を取得（計測）する。

前記脈波信号取得部13は、脈波センサ5を駆動して、血管の脈動の状態を示す脈波信号を取得する。

【0024】

前記吸気量算出部15では、吸気信号に基づいて、各呼吸の吸気の期間における吸気量を算出する。具体的には、吸気信号から得られた吸気流量を積算して吸気量を求める。

40

前記胸腔内圧推定部17では、後に詳述するように、脈波信号を解析して胸腔内圧を推定する。

【0025】

前記呼吸機能検知部19では、後に詳述するように、吸気量算出部15によって算出された吸気量と胸腔内圧推定部17によって推定された胸腔内圧とのデータに基づいて、呼吸機能を検査（判断）する。

【0026】

b) 次に、呼吸機能検査装置7にて呼吸機能の検査を行う原理について説明する。

本発明者等の研究によれば、同じ被験者においては、吸気の際の異なる吸気量とその吸

50

気に対応した胸腔内圧（例えば吸気終末時での胸腔内圧）との関係を調べると、図 2 に示すような、1 次式（ $y = ax + b$ ）で表される直線の関係があることが分かっている。ここで、 y は吸気量（ V ）であり、 x は（推定）胸腔内圧（ P ）である。

【0027】

そして、このような 1 次式で表した場合には、その傾き a （ V/P ）は、肺のふくらみ易さ（即ち肺コンプライアンス）を示し、また、切片 b （ X 切片）は、呼気をどれだけ吐き切れたか（即ち呼気のし易さ）を示すことが分かっている。

【0028】

なお、 X 切片が、呼気のし易さを示すこと理由は、実験によって、 X 切片と呼吸抵抗との相関（決定係数 $R^2 = 0.84$ ）があることが確認されたからである。

10

従って、本実施例では、一定の周期（所定の時間）にて、複数の状態が異なる呼吸（吸気）を行った場合、例えば、浅い呼吸（ $K1$ ）、普通呼吸（ $K2$ ）、深い呼吸（ $K3$ ）を行った場合（但し吸気量は $K1 < K2 < K3$ ）、そのときの吸気量（ y ）と脈波から求めた胸腔内圧（ x ）とで示される複数の座標点を、直交座標である $X - Y$ 座標にてプロットする。

【0029】

そして、そのプロットした複数の座標点から 1 次式を求め、その 1 次式からその傾き a と切片 b とを求め、この傾き a と切片 b とに基づいて呼吸機能を判断する。

なお、1 次式を求めるためには、最小限 2 点の座標点が必要であるので、2 種の呼吸を行う必要がある。また、座標点が 3 点以上の場合には、例えば周知の最小二乗法によって、各座標の分布の傾向を最も明瞭に示す近似直線（回帰直線）を引いて 1 次式を求める。

20

【0030】

図 3 は、上述したようにして求めた複数（例えば 12 人）の被験者のデータを示している。

このグラフは、縦軸に切片 b （ X 切片：呼気終末時の胸腔内圧）をとり、横軸に傾き a （ V/P ：推定肺コンプライアンス）をとったものである。

【0031】

このグラフから明らかなように、 X 切片の胸腔内圧が高く（即ち高いにもかかわらず）、傾きの肺コンプライアンスが低い場合には、呼吸機能が悪いと推定される。

c) 次に、上述した原理に基づいて呼吸機能検査装置 7 にて行われる呼吸機能の検査のための処理について、図 4 等に基づいて説明する。

30

【0032】

< 1 > 主要な処理

図 4 に示すように、まず、ステップ（ S ）100 では、流量センサ 3 からの吸気信号を取得する。

【0033】

続くステップ 110 では、取得した吸気信号を積算し、その積算値に対応した吸気量を求める。つまり、吸気信号は単位時間当たりの吸気量（吸気流量）を示す信号であるので、それを積算することにより吸気量を求めることができる。なお、吸気量を直接に測定できる装置を用いる場合には、その装置から吸気量のデータを取得してもよい。

40

【0034】

特に、本実施例では、複数の異なる呼吸状態（吸気状態）における吸気量と（その吸気量に対応した）胸腔内圧との関係から呼吸機能を検査するので、複数の呼吸状態における異なる吸気量を取得する必要がある。

【0035】

この複数の呼吸状態としては、例えば被験者に依頼して、浅い呼吸と普通呼吸と深い呼吸とをしてもらい、そのときの吸気量を求める方法がある。ただ、被験者にとっては、呼吸状態の区別が難しいので、例えば図 5 に示すように、算出した吸気量をグラフ等で報知装置 9 のディスプレイに表示し、浅い呼吸か普通呼吸か深い呼吸かが分かるようにすることが好ましい。また、ランプや音（又は音声）によって、現在の呼吸状態がレベル 1 ~ 3

50

のどのレベルであるかが分かるように報知してもよい。

【0036】

なお、各呼吸状態における吸気量の測定は、1回では誤差があるので、複数回実施し、その平均を用いることが好ましい。

続くステップ120では、脈波センサ5からの脈波信号を取得する。

【0037】

具体的には、脈波センサ5からのセンサ出力を、呼吸機能検査装置7内に取り込み、それを増幅したアナログ信号をデジタル信号に変換してからマイクロコンピュータに入力する。

【0038】

続くステップ130では、後に詳述する手法によって、脈波信号から胸腔内圧を（演算して）推定する。

なお、前記ステップ100、110の吸気信号の取得及び吸気量の演算と、ステップ120、130の脈波信号の取得及び胸腔内圧の演算とは、その順序はどちらが先であってもよく、同時に行われてもよい。

【0039】

続くステップ140では、前記図2に示すように、上述の処理によって求めた吸気量をy座標とし、胸腔内圧をx座標として、1回の吸気動作に対応する1点の（X-Yの直交座標系における）座標点を設定する。

【0040】

例えば図2(a)に示すように、浅い呼吸K1の吸気量と胸腔内圧とのデータから、この浅い呼吸K1に対応する座標点を決定することができる。なお、複数回の浅い呼吸K1の平均を用いる場合には、胸腔内圧も複数の浅い呼吸K1に対応した平均値を用いる。

【0041】

続くステップ150では、2点以上の呼吸状態（即ち吸気量）が異なる座標点があるか否か（既に決定されているか否か）を判定する。ここで肯定判断されるとステップ160に進み、一方否定判断されるとステップ100に戻って、同様な処理を繰り返す。

【0042】

ステップ160では、2点以上の座標点があるので、この2点以上の座標点を結ぶような直線（図2参照）を示す1次式を求める。なお、上述したように、3点以上の座標点がある場合には、例えば最小二乗法によって、各点の分布の状態を最も明瞭に示す（即ち分布に沿った傾きを有する近似直線を示す）1次式を求める。

【0043】

続くステップ170では、前記ステップ160で求めた1次式が、呼吸機能を示す1次式として確からしい範囲であるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ180に進み、一方否定判断されるとステップ100に戻って、同様な処理を繰り返す。

【0044】

例えば実験等によって、呼吸機能を示す1次式として考えられる範囲を予め設定しておき、上述した方法で算出した1次式がその範囲を逸脱するような場合には、測定ミス等があったと判断して、その1次式を用いないようにする。

【0045】

ステップ180では、前記1次式が呼吸機能を正しく示すものであると判断されたので、この1次式の傾きaと切片bとを算出する。

続くステップ190では、前記ステップ180で求めた1次式の傾きaと切片bとを、例えば前記図3に示すように、Y軸に切片b（X切片：呼気終末時の胸腔内圧）をとり、X軸に傾きa（（V/P）：推定肺コンプライアンス）をとったグラフにプロットする。

【0046】

従って、この図3等にプロットした座標点の位置により、呼吸機能の状態を判断することができる。例えば座標点が図3の左上にゆくほど呼吸機能が好ましくないことが分かる

10

20

30

40

50

ので、座標点がX - Y座標のどの位置にあるかで、呼吸機能を判断することができる。

【0047】

続くステップ200では、報知装置9を用い、このプロットした結果を、例えばディスプレイに表示したり、或いは、上述のようにプロットされた座標点の位置から判断される呼吸機能の診断結果を表示し、一旦本処理を終了する。

【0048】

< 2 > 胸腔内圧の推定の処理

ここでは、前記ステップ130にて行われる脈波信号から胸腔内圧を推定する処理について、図6に基づいて説明する。なお、この胸腔内圧を推定する処理については、例えば特開2002 - 355227号公報に開示されている処理と同様であるので、簡単に説明する。

10

【0049】

図6に示すように、まず、ステップ210では、取得した脈波信号から胸腔内圧信号を抽出するために、デジタルフィルタ処理を行う。

このデジタルフィルタ処理とは、デジタル信号の中から、脈波に反映されている胸腔内圧信号を抽出するために、デジタル信号に対して、外乱光ノイズなどによる3Hz以上のノイズと、体動に起因する(胸腔信号より低周波数の)0.1Hz以下の信号をカットする処理である。

【0050】

そして、続くステップ220以下の処理では、前記ステップ210で得られた脈波波形の特徴を抽出して数値化する処理を行う。ここでは、脈波信号の変動(揺らぎ)を用いて脈波信号の波形(脈波波形)の特徴を抽出する手法について説明する。

20

【0051】

具体的には、ステップ220では、図7に示す様に、1拍の脈波のピークを求める。尚、図7は、脈波の信号出力(電圧)の時間的な変化を示したものであり、縦軸は基準値(0)からの脈波の出力の大きさ[V]を示している。

【0052】

続くステップ230では、前記ステップ220で求めた各ピークを結んで、図8に細線で示す第1包絡線を作成する。

続くステップ240では、公知の体動の判定方法により、体動があったか否かを判定する。体動がある場合にはステップ250に進み、体動がない場合にはステップ260に進む。なお、体動の判定方法としては、前記公報に記載の公知の方法を採用できる。

30

【0053】

ステップ250では、体動があるので、前記ステップ230にて作成した第1包絡線から体動の影響を除去するために、公知の包絡線の補正方法にて、体動の後(体動の終了後)の第1包絡線の補正を行う。なお、包絡線の補正方法としては、前記公報に記載の公知の方法を採用できる。

【0054】

一方、ステップ260では、前記ステップ230にて体動が無い場合に得られた第1包絡線、又は、前記ステップ250にて体動がある場合の補正により得られた第1包絡線のピークを求める。

40

【0055】

続くステップ270では、第1包絡線の各ピークを結んで(図8に破線で示す)第2包絡線を作成する。

続くステップ280では、第1包絡線と第2包絡線の差分をとり、この差分を胸腔内圧信号とする。

【0056】

詳しくは、前記公報に開示されているように、本発明者らの研究により、第1包絡線と第2包絡線の差分と、実際の胸腔内圧を示す食道内圧実測値とは、強い相関があることが確認されているので(図9参照)、前記差分が胸腔内圧を示す信号(胸腔内圧信号)で

50

あると見なすことができる。

【 0 0 5 7 】

なお、胸腔内圧信号は、図 9 に示すように、呼吸の動作により変動するので、例えば 1 回の呼吸（吸気）動作における負圧の最大となる胸腔内圧信号のボトムを、当該吸気動作における胸腔内圧を示す胸腔内圧信号として採用することができる。

【 0 0 5 8 】

続くステップ 2 9 0 では、後述するキャリブレーション（校正）により、胸腔内圧信号から胸腔内圧（絶対値）を算出し、一旦本処理を終了する。

d) 次に、胸腔内圧を求めるためのキャリブレーションについて説明する。

【 0 0 5 9 】

図 1 0 (a)、(b) に示すように、本実施例では、第 1 包絡線と第 2 包絡線との差を胸腔内圧信号とするが、この胸腔内圧信号は、相対変化量であるので、胸腔内圧の絶対値を推定する必要がある。

【 0 0 6 0 】

具体的には、胸腔内圧信号の相対変化が、どれくらいの圧力変化に相当するのかを、個人毎にその係数を求める必要がある。

これには、図 1 1 に示すように、例えばノーズクリップをした被験者に、マウスピースをくわえて（深い）呼吸をしてもらい、そのときのマウスピース内圧力（図 1 0 (c)）を求め、このマウスピース内圧力を利用してキャリブレーションを行う。

【 0 0 6 1 】

なお、図 1 1 において抵抗とは、深い呼吸（吸気量は問わない。圧力のみ必要）でキャリブレーションを行った場合に、圧力 P が $20 \text{ cm H}_2\text{O} \sim 30 \text{ cm H}_2\text{O}$ になるように設定するものである。

【 0 0 6 2 】

つまり、図 1 0 (b) に示す胸腔内圧信号と図 1 0 (c) に示すマウスピース内圧力とは対応しているので、胸腔内圧信号の大きさとマウスピース内圧力との大きさから、胸腔内圧信号をマウスピース内圧力のような絶対値に換算するための換算係数が分かる。

【 0 0 6 3 】

従って、この換算係数を用いて、胸腔内圧信号から胸腔内圧の絶対値を求めることができる。

尚、これらの校正に当たっては、前記脈波の平均波高にて正規化する。すなわち、脈波センサ 5 の押し付け圧力等が変化すると、脈波信号が大きくなったり小さくなったりし、それに比例して胸腔内圧信号も大きくなったり小さくなったりするので、それを平均波高で割って補正する。

【 0 0 6 4 】

e) この様に、本実施例では、吸気信号から吸気量を求めるとともに、脈波信号から胸腔内圧を推定し、吸気量を y 座標、胸腔内圧を x 座標として、1 回の吸気動作に対応する 1 点の座標点、即ち（吸気量、胸腔内圧）の座標点を設定する。そして、複数の座標点が得られた場合には、各座標点つなぐような直線（又は近似直線）を求め、その 1 次式の傾き a と切片 b とを求める。

【 0 0 6 5 】

この傾き a は肺コンプライアンスを示し、切片 b は呼気のし易さを示すことが分かっているので、傾き a の大きさや切片 b の大きさから、呼吸機能を判断することができる。

例えば、切片 b の胸腔内圧が高いにもかかわらず、傾きの肺コンプライアンスが低い場合には、呼吸機能が悪いと判断することが可能である。

【 0 0 6 6 】

尚、本発明は前記実施形態や実施例になんら限定されるものではなく、本発明を逸脱しない範囲において種々の態様で実施しうることはいうまでもない。

(1) 例えば、前記実施例では、呼吸状態（浅い呼吸等）の調節を被験者に依頼したが、呼吸（吸気）を制限する装置を使用して呼吸状態を変更してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

例えば図 1 2 に示すように、マウスピース 2 3 の先端に、吸気に容積が変化する容器 2 5 を取り付けて吸気を制限してもよい。具体的には、容積が小さな容器 2 5 を用いた場合には、浅い呼吸（吸気）となり、容積が大きな容器 2 5 を用いた場合には、深い呼吸（吸気）となる。

【 0 0 6 8 】

(2) また、前記実施例では、呼吸機能検査装置について述べたが、本発明は、それらに限らず、上述したアルゴリズムに基づく処理を実行させるプログラムやそのプログラムを記憶している記録媒体にも適用できる。

【 0 0 6 9 】

この記録媒体としては、マイクロコンピュータとして構成される電子制御装置、マイクロチップ、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク等の各種の記録媒体が挙げられる。つまり、上述した呼吸機能検査装置の処理を実行させることができるプログラムを記憶したものであれば、特に限定はない。

【 0 0 7 0 】

尚、前記プログラムは、単に記録媒体に記憶されたものに限定されることなく、例えばインターネットなどの通信ラインにて送受信されるプログラムにも適用される。

(3) また、前記呼吸機能検査装置は、流量センサや脈波センサから得られた信号を、すぐそばにある呼吸機能検査装置に直接に入力する場合だけでなく、流量センサや脈波センサからの得られたデータを例えばパソコン等の装置に入力し（又は記録媒体に記録し）、そのデータを例えばインターネット等を利用して遠隔地にある呼吸機能検査装置に送信にして検査を行う場合に適用することもできる。

【 0 0 7 1 】

更に、流量センサや脈波センサから得られた信号を、一旦記録媒体に記録しておき、後日等にその記録媒体のデータを用いて検査などを行ってもよい。

(4) 本発明では、上記実施形態や実施例において、例えば 1 つの構成要素が有する機能を複数の構成要素に分散させたり、複数の構成要素が有する機能を 1 つの構成要素に統合したりしてもよい。また、上記実施形態や実施例の構成の少なくとも一部を、同様の機能を有する公知の構成に置き換えてもよい。更に、上記実施形態や実施例の構成の少なくとも一部を、他の実施形態や実施例の構成に対して付加、置換等してもよい。

【 0 0 7 2 】

(5) なお、特許請求の範囲に記載した括弧内の符号は、一つの態様として実施形態や実施例に記載の具体的手段との対応関係を示すものであって、本発明の技術的範囲を限定するものではない。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 3 】

- 1 ... 呼吸機能検査システム
- 3 ... 流量センサ
- 5 ... 脈波センサ
- 7 ... 呼吸機能検査装置
- 9 ... 報知装置
- 2 1、2 3 ... マウスピース

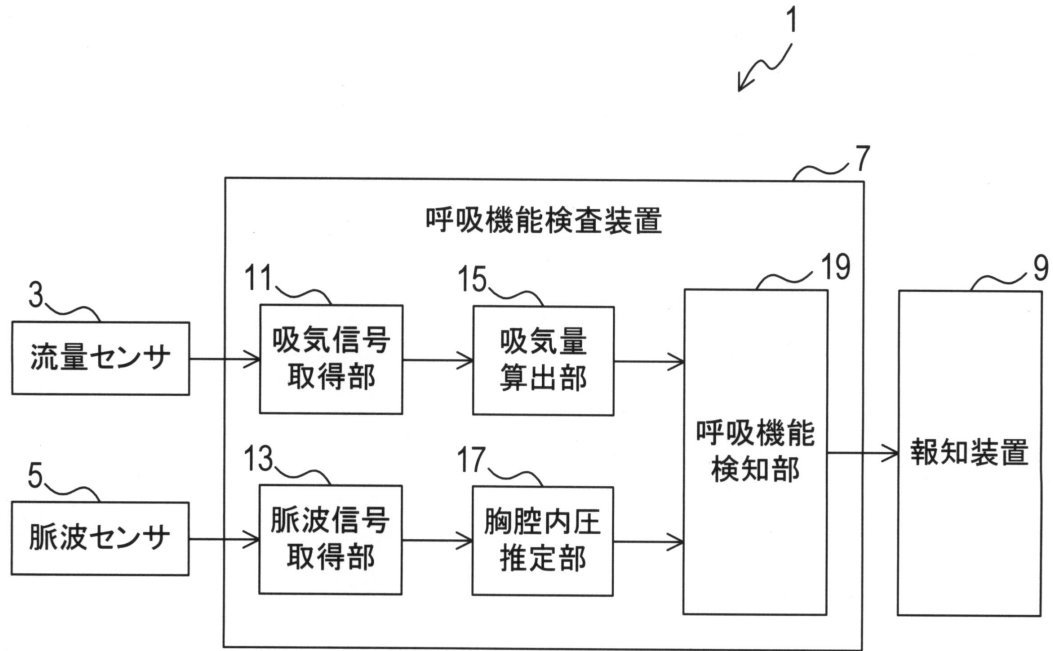
10

20

30

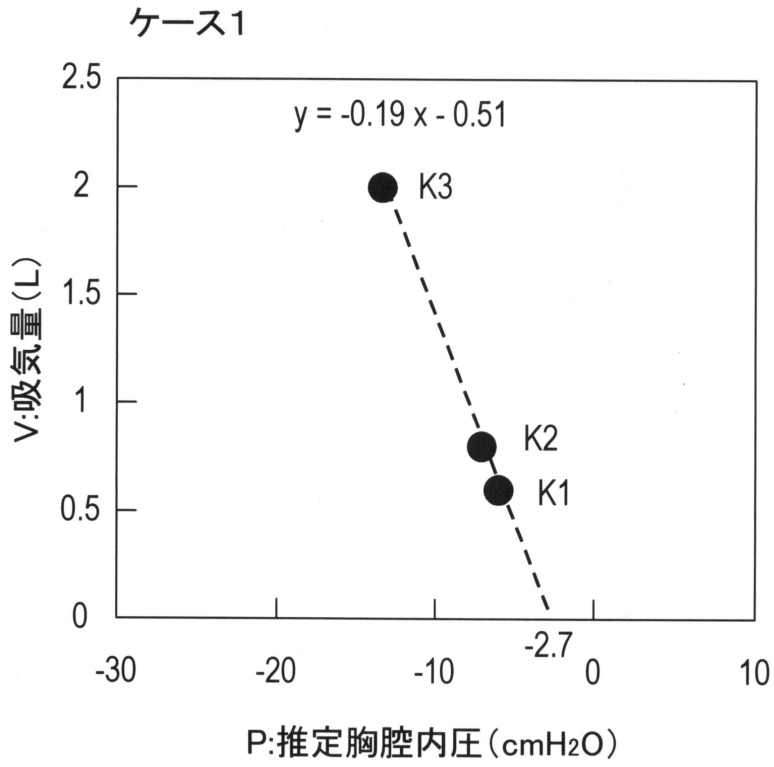
40

【図1】

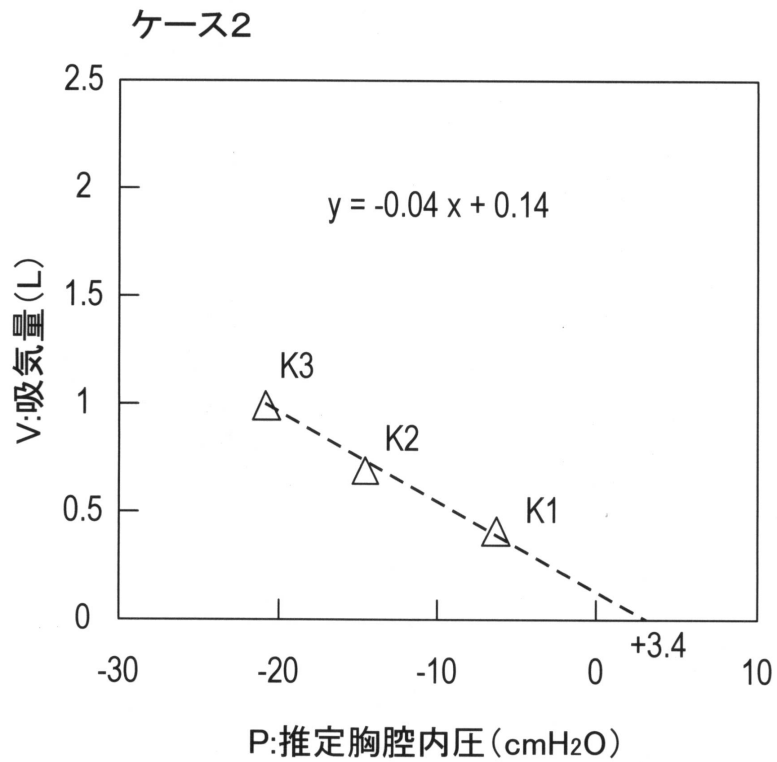


【図2】

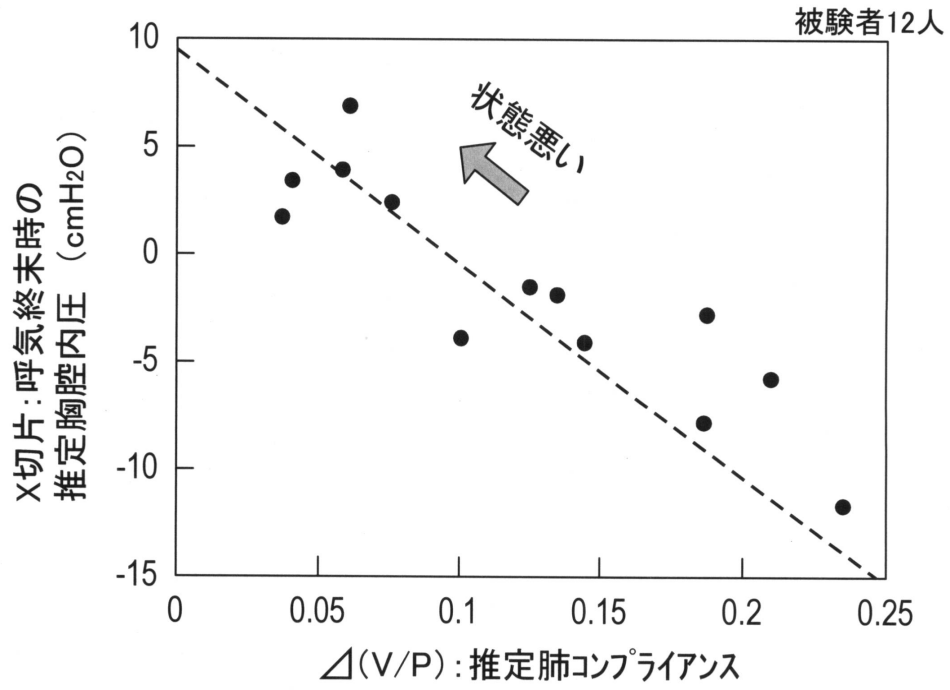
(a)



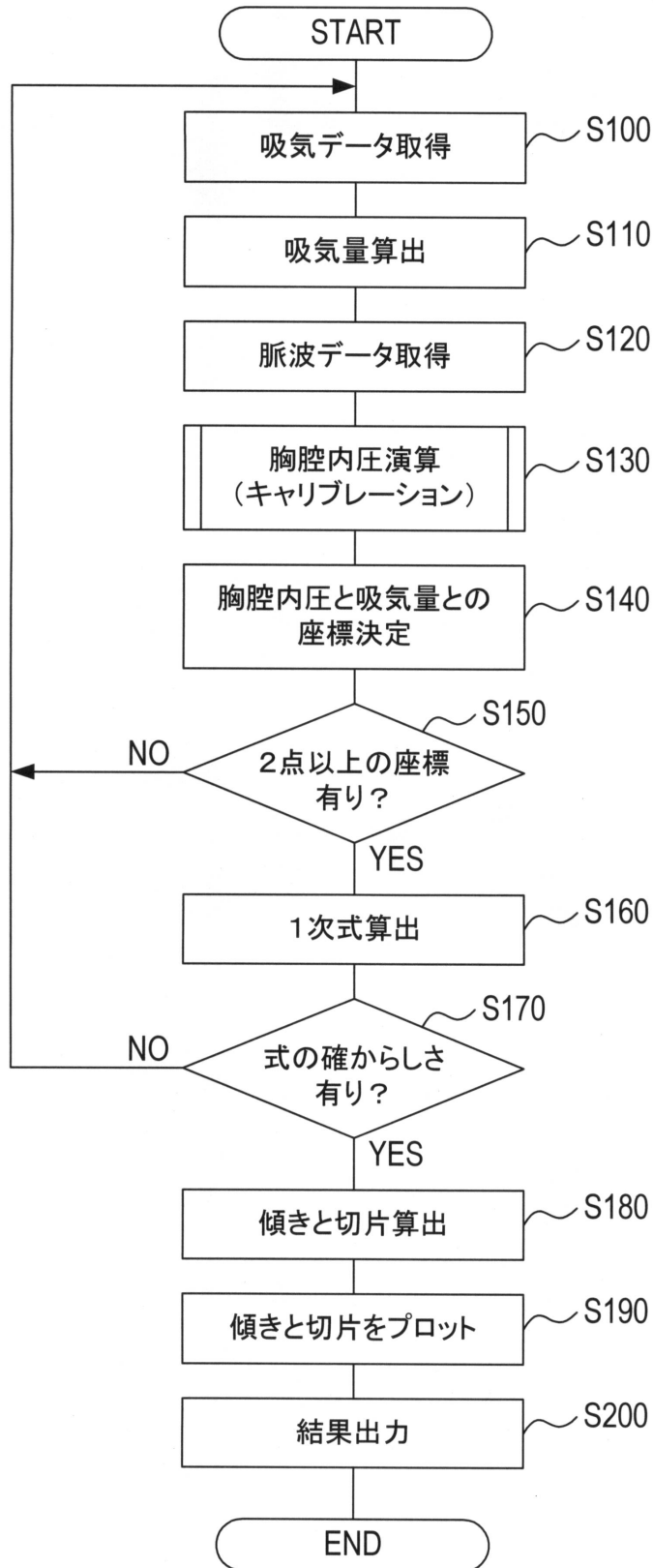
(b)



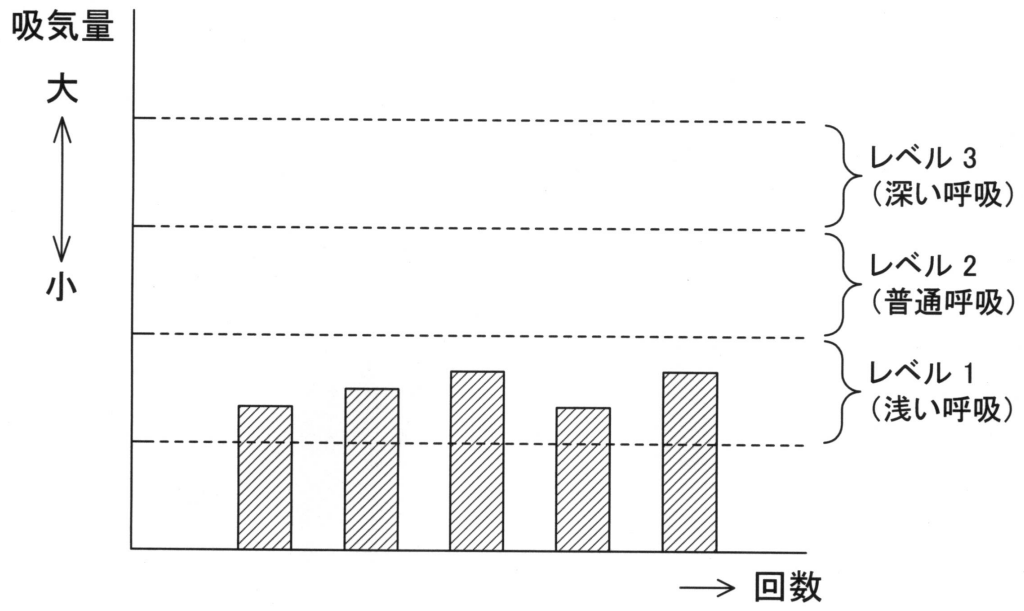
【図3】



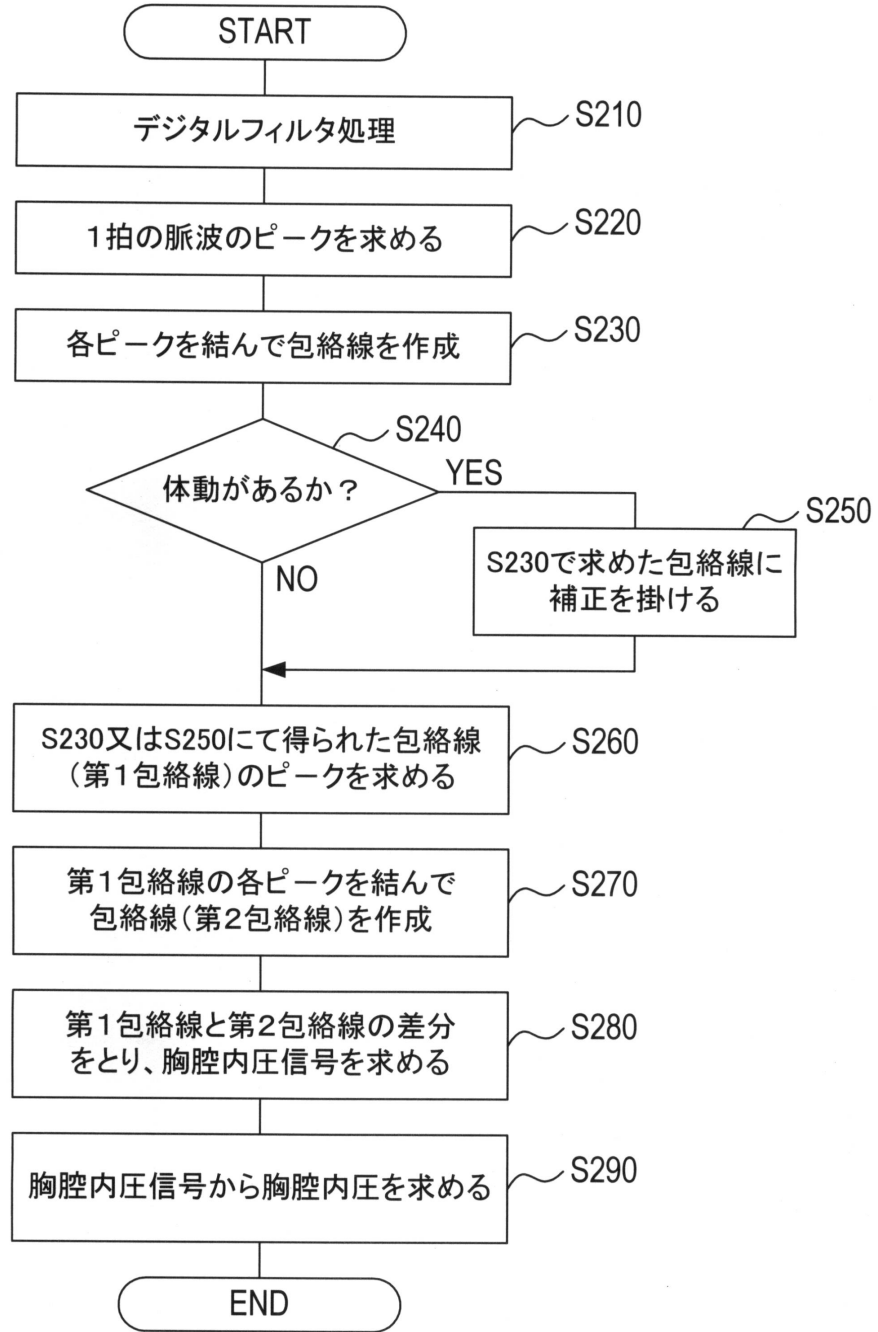
【図4】



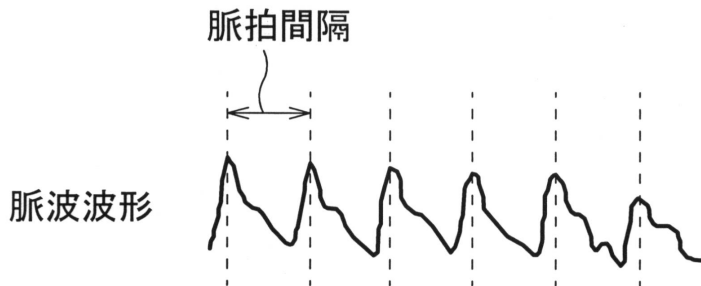
【図5】



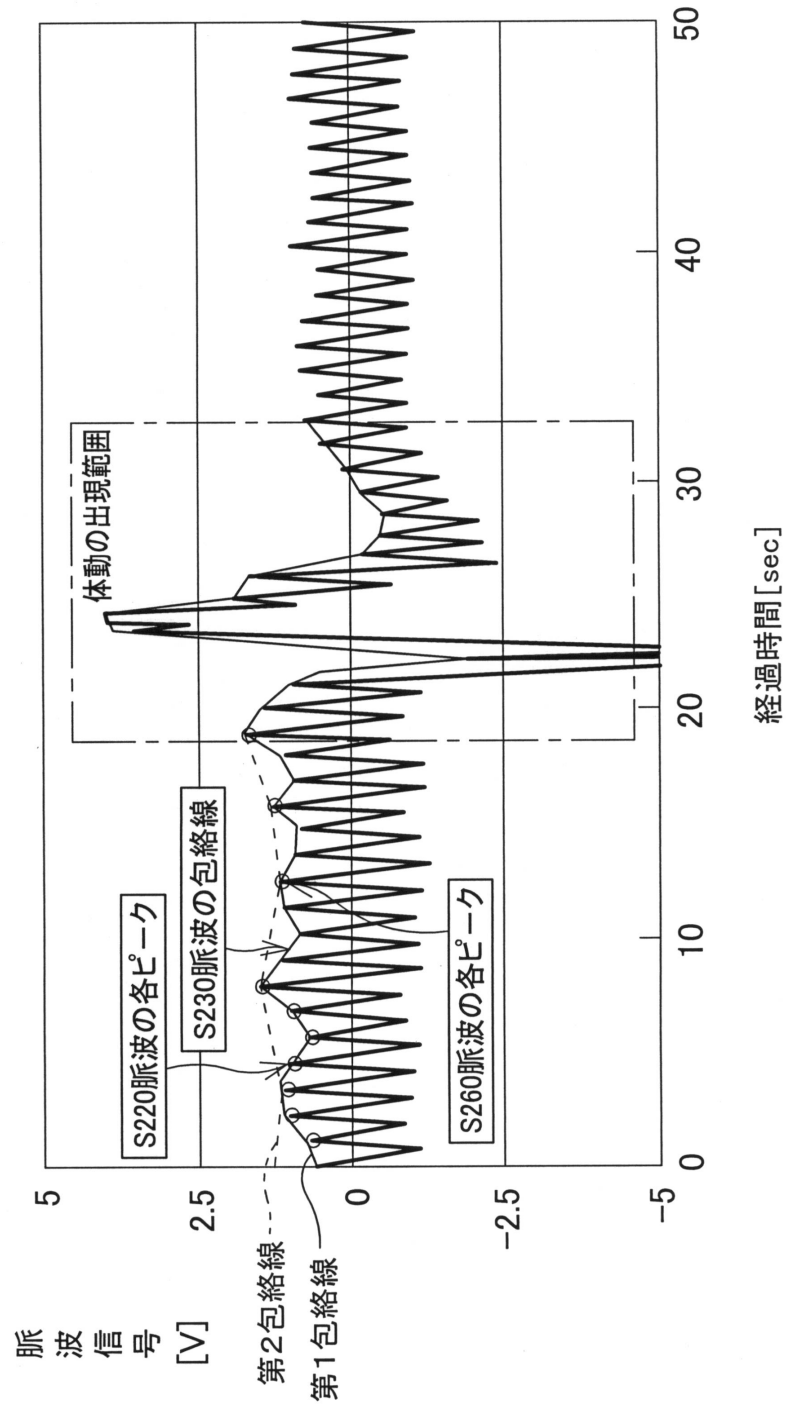
【図6】



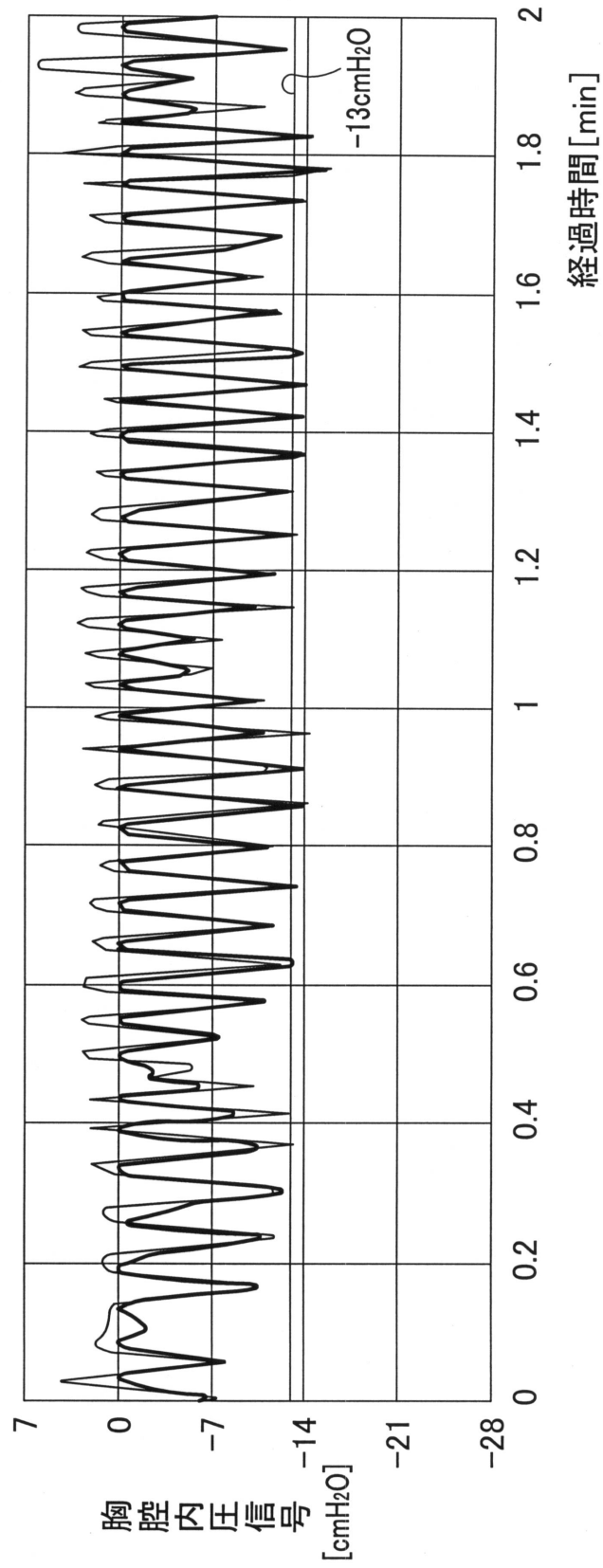
【図7】



【 図 8 】

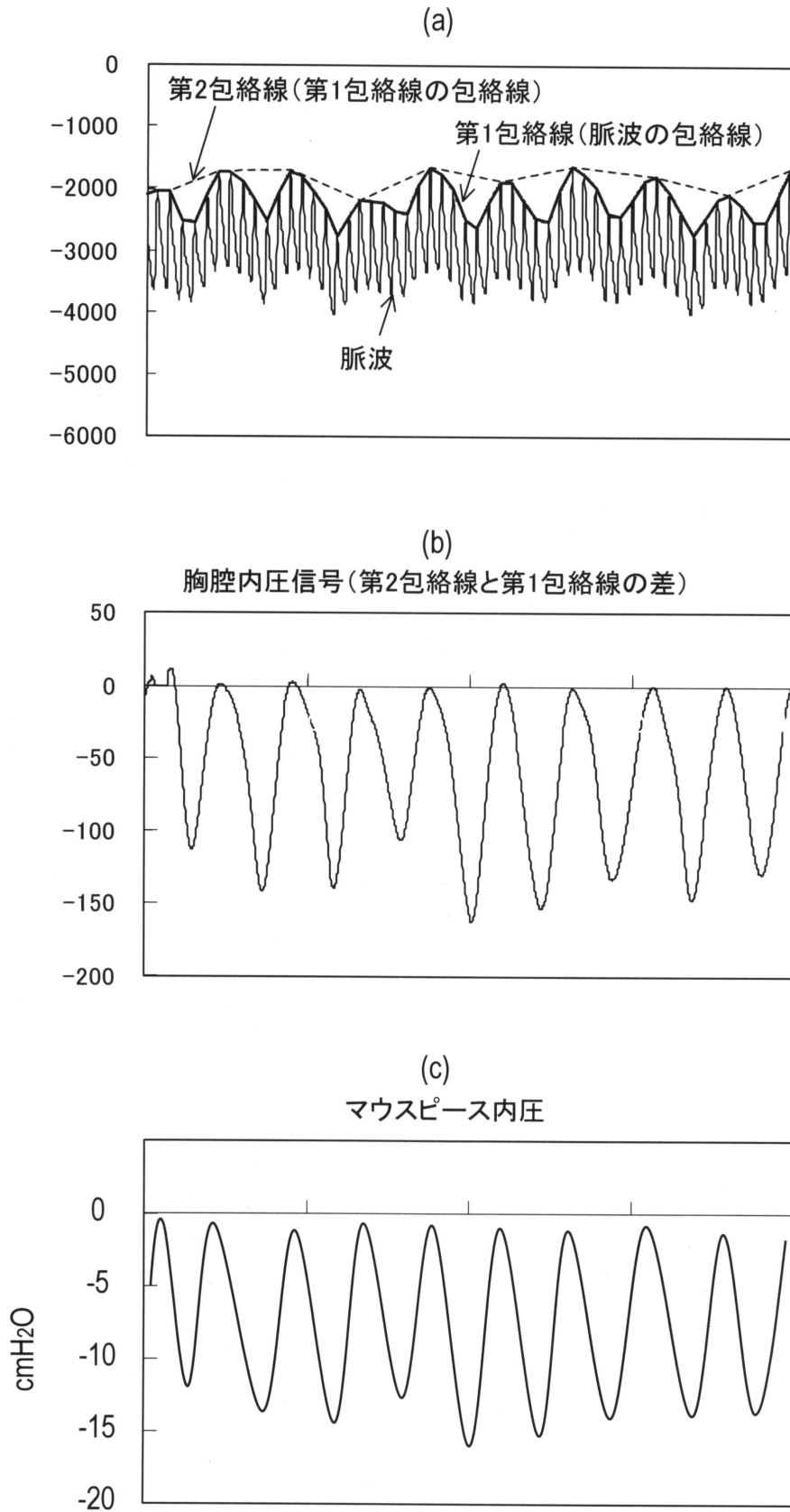


【図9】

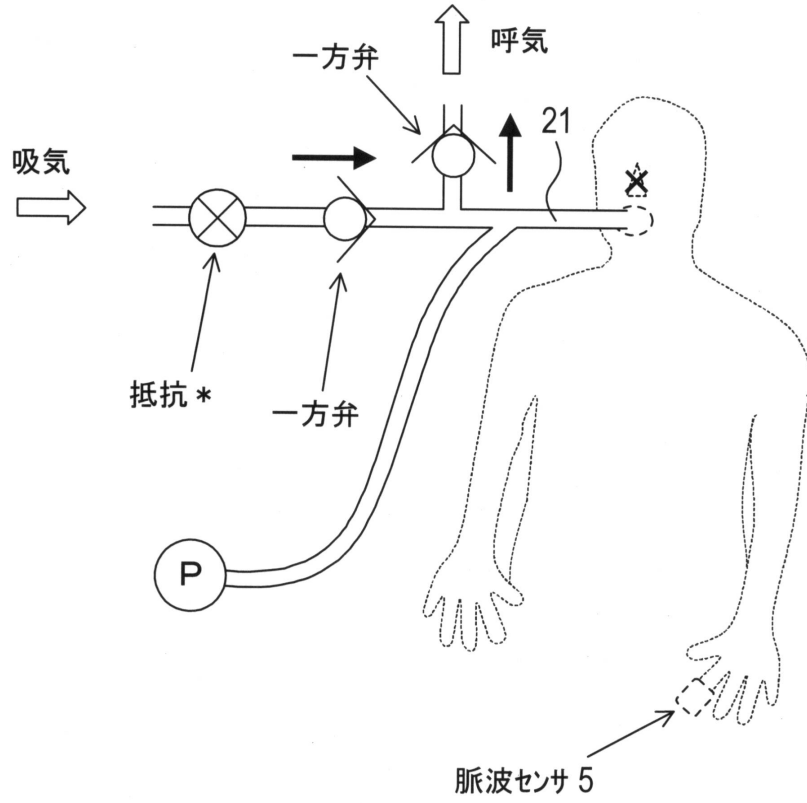


細線：食道内圧実測値
太線：脈波信号による胸腔内圧信号

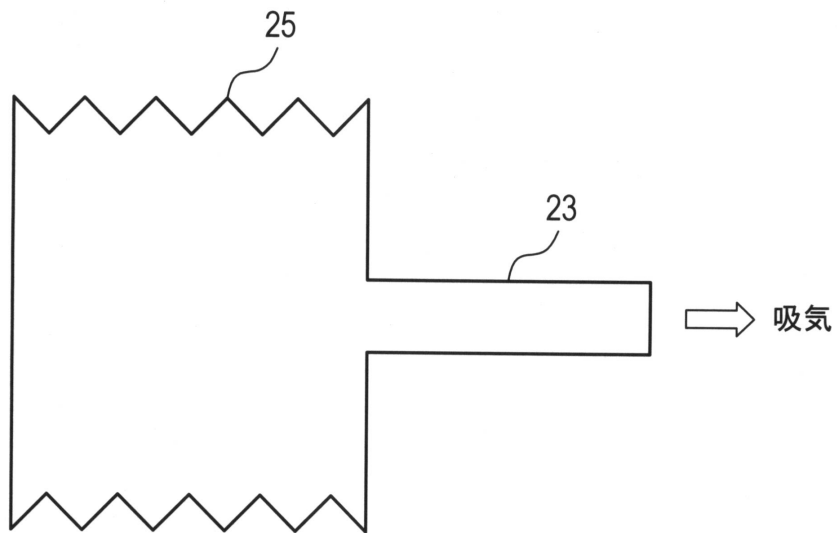
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 河内 泰司
愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内

審査官 姫島 あや乃

(56)参考文献 特表2005-514081(JP,A)
特開2002-355227(JP,A)
特開2009-297498(JP,A)
国際公開第2006/129516(WO,A1)
特表2005-537068(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/08 - 5/087
A61B 5/00