

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4504383号  
(P4504383)

(45) 発行日 平成22年7月14日(2010.7.14)

(24) 登録日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 5/087 (2006.01)** A 6 1 B 5/08 2 0 0  
**A 6 1 B 7/04 (2006.01)** A 6 1 B 7/04 L

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-552016 (P2006-552016)	(73) 特許権者	505444787
(86) (22) 出願日	平成17年2月6日(2005.2.6)		ディーブブリーズ・リミテッド
(65) 公表番号	特表2007-522839 (P2007-522839A)		イスラエル国、30600 インダストリアル・パーク オーアール アキバ、ハイラン ストリート2
(43) 公表日	平成19年8月16日(2007.8.16)	(74) 代理人	100058479
(86) 国際出願番号	PCT/IL2005/000145		弁理士 鈴江 武彦
(87) 国際公開番号	W02005/074799	(74) 代理人	100091351
(87) 国際公開日	平成17年8月18日(2005.8.18)		弁理士 河野 哲
審査請求日	平成18年8月3日(2006.8.3)	(74) 代理人	100088683
(31) 優先権主張番号	10/771, 139		弁理士 中村 誠
(32) 優先日	平成16年2月4日(2004.2.4)	(74) 代理人	100108855
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 呼吸管の空気流を解析する方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

呼吸管の一部分の上方に位置する身体表面の領域内の合計音響エネルギーを決定するステップを含み、

その合計音響エネルギーは、

(a)  $i = 1$  乃至  $N$  として身体表面の領域における予め定められた位置  $x_i$  に配置された  $N$  個のトランスデューサから信号  $P(x_i, t)$  を獲得し、

(b) 信号  $P(x_i, t)$  の少なくとも1つに関する計算においてその領域内の複数の位置  $x$  において1以上の時間インターバル  $t_i$  乃至  $t_{i+1}$  にわたる平均音響エネルギー  $\sim P(x, t_i, t_{i+1})$  を決定し、

(c) 各時間インターバルの期間中のその領域における空気流を得るために  $x$  に関して関数  $\sim P(x, t_i, t_{i+1})$  を積分して、

【数1】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

を得るステップを含むプロセスにおいて決定され、それによって呼吸管の一部分中の空気流を決定する方法。

【請求項2】

さらに、1 から m までの各 k に対して t<sub>0</sub> から t<sub>k</sub> までにその領域中を流れた空気の合計体積を得るために時間に関して関数：

【数 2】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

を積分して、

【数 3】

$$\sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

10

を得るステップを含んでいる請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

さらに、流量：

【数 4】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

20

のプロットを体積の関数：

【数 5】

$$\sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

として表示装置上に表示するステップを含んでいる請求項 2 記載の方法。

30

【請求項 4】

領域は単一の肺または肺の葉である請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

さらに、音響エネルギーの対数を計算するステップを含んでいる請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

呼吸管の一部分の上方に位置する身体表面の領域内の合計音響エネルギーを決定するように構成されたプロセッサを備えており、

その合計音響エネルギーは、

( a ) i = 1 乃至 N として身体表面の領域内の予め定められた位置 x<sub>i</sub> に配置された N 個のトランスデューサから信号 P ( x<sub>i</sub> , t ) を獲得し、

40

( b ) 信号 P ( x<sub>i</sub> , t ) の少なくとも 1 つに関する計算においてその領域内の複数の位置 x において 1 以上の時間インターバル t<sub>i</sub> 乃至 t<sub>i+1</sub> にわたる平均音響エネルギー ~ P ( x , t<sub>i</sub> , t<sub>i+1</sub> ) を決定し、

( c ) 各時間インターバルの期間中のその領域中の空気流を得るために x に関して関数 ~ P ( x , t<sub>i</sub> , t<sub>i+1</sub> ) を積分して、

【数 6】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

を得るステップを含むプロセスにおいて決定されるように構成されており、それによってその呼吸管の一部分中における空気流を決定するシステム。

【請求項 7】

プロセッサはさらに、1 から m までの各 k に対して t<sub>0</sub> から t<sub>k</sub> までにその領域中を流れた空気の合計体積を得るために時間に関して関数：

【数 7】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

を積分して、

【数 8】

$$\sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

20

を得るように構成されている請求項 6 記載のシステム。

【請求項 8】

さらに、表示装置を備え、また、プロセッサはさらに、流量：

【数 9】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

30

のプロットを体積の関数：

【数 10】

$$\sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

として表示装置上に表示するように構成されている請求項 7 記載のシステム。

【請求項 9】

40

領域は単一の肺または肺の葉である請求項 1 記載のシステム。

【請求項 10】

プロセッサはさらに、音響エネルギーの対数を計算するように構成されている請求項 7 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器および方法に関し、とくに、呼吸管機能を解析する装置および方法に関する。

【背景技術】

50

## 【 0 0 0 2 】

肺活量測定は、呼吸サイクルにわたって肺の中に吸い込まれた空気の合計体積の測定を含む呼吸機能の一般的なテストである。肺活量測定テストは通常、呼吸サイクルの吸気フェーズ中に呼吸器系の中に吸い込まれた空気の流量を測定する空気流メータに結合された管を通じて被験者に空気を吸い込ませることにより行われる。この吸気フェーズの終了時に、被験者は管を通して息を吐き出し、呼気フェーズ中に吐き出された空気の流量が測定される。その後、空気流を時間の関数として示す曲線が生成される。この曲線は、胸郭内の気管閉塞を評価するために使用されるその被験者の1以上の呼吸パラメータを得るために解析される。肺の総容量から開始された最大努力呼気肺活量操作中に行われたテストでは、たとえば、いわゆる“1秒で強制的に吐き出された呼気の体積”(FEV<sub>1</sub>)が得られる。FEV<sub>1</sub>は、呼吸機能の1つの明確に特徴付けられたテストであり、病的な状態および正常状態において有用な情報を提供する。慢性で閉塞性の肺の病気では、FEV<sub>1</sub>のレベルはその閉塞物の重大さを採点するために使用される。

10

## 【 0 0 0 3 】

被験者の身体表面上の複数の位置で呼吸管の音を記録するために複数のマイクロホンとその被験者の胸部または背中に取付けることが知られている。たとえば、2003年1月9日に公開されて公開番号US2003-0139679を有する米国特許出願第10/338,742号には、被験者の背中または胸部に固定された複数のマイクロホンにより検出された呼吸管の音を解析する方法が開示されている。記録された音響信号は $t_1$ から $t_2$ までの時間インターバルにわたる身体表面上の複数の位置 $x$ における平均音響エネルギー $\sim P(x, t_1, t_2)$ を決定するために処理される。なお、明細書において平均音響エネルギーは $\sim P(x, t_1, t_2)$ で表され、これは以下のように定義されている：

20

## 【 数 1 1 】

$$\tilde{P}(x, t_1, t_2) = \sim P(x, t_1, t_2)$$

## 【 発明の開示 】

30

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 4 】

本発明は、人の背中または胸部の領域上における、あるいは $t_1$ から $t_2$ までの時間インターバル期間中の平均音響エネルギーがこの時間インターバル中のその領域の下に位置する呼吸管の部分における空気流と相関されることができるという発見に基づいている。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 5 】

本発明はその第1の特徴において、人の呼吸管の少なくとも一部分における空気流を計算する方法を提供する。その呼吸管の部分は、たとえば、左側または右側の肺、あるいは片方の肺内の単一の葉であってもよい。本発明のこの特徴によると、被験者のその呼吸管の部分の覆う背中または胸部上に複数のマイクロホンが固定され、 $t_0$ から $t_1$ までの時間インターバルにわたってその領域からの呼吸管の音が記録される。このサブインターバル期間中の平均音響エネルギーがこの領域内の複数の位置 $x$ で決定される。その後、これらの位置 $x$ にわたって合計された合計平均音響エネルギーは、呼吸管のその部分における空気流と相関される。合計平均音響エネルギーと空気流との相関は、たとえば、前に決定された較正曲線を使用することにより行われてもよい。この明細書で好ましい実施形態において、合計音響エネルギーの対数と等しい空気流が計算される。その後、呼吸サイクルの呼気フェーズ中、このプロセスが繰返されることができ。

40

## 【 0 0 0 6 】

本発明の方法により得られた各サブインターバル中の空気流は、呼吸サイクルにわたる

50

時間の関数としての空気流のグラフの形態で表示されることができる。本発明は、呼吸管特性の領域内評価を可能にする。

【 0 0 0 7 】

本発明により得られた吸気フェーズ期間中の時間の関数としての肺中の空気流は、時間  $t_0$  から  $t$  までにその気管中に流れた空気の合計体積を生成するためにこの時間  $t_0$  から  $t$  まで積分されてもよい。時間  $t$  における空気流は、吸気に対する肺活量測定曲線を生成するために時間  $t_0$  から  $t$  までに気管中に流れた空気の合計体積の関数としてプロットされることができる。その後、呼吸サイクルの呼気フェーズに対してこのプロセスが繰返されることができる。

【 0 0 0 8 】

したがって、本発明はその第 1 の特徴において、呼吸管の一部分の上方に位置する身体表面の 1 つの領域内の合計音響エネルギーを決定するステップを含むその呼吸管の部分における空気流を決定する方法を提供する。

【 0 0 0 9 】

本発明はその第 2 の特徴において、呼吸管の一部分の上方に位置する身体表面の 1 つの領域内の合計音響エネルギーを決定するように構成されたプロセッサを備えたその呼吸管の一部分における空気流を決定するシステムを提供する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 0 】

本発明を理解し、それが実際にはどのようにして行われるかを認識するために、以下、添付図面を参照して非制限的な例により好ましい 1 実施形態を説明する。

図 1 には、呼吸器系の 1 つの領域内の呼吸管の空気流を解析するための本発明の 1 実施形態によるシステムが符号 100 で全体的に示されている。複数の  $N$  個の音響トランスデューサ 105 はそのなかの 4 個が示されており、人 110 の胸部または背中中の平坦な領域に適用される。トランスデューサ 105 は、たとえば、接着剤、吸引力または固定ストラップの使用等の技術的に知られている任意の手段によって被験者に取付けられることができる。各トランスデューサ 105 は、そのトランスデューサに到達した圧力波を示すアナログ電圧信号 115 を生成する。  $t_0$  から  $t_m$  までの時間インターバルにわたって音響信号 115 を得るためにこのシステム 100 が使用される。このアナログ信号 115 は、マルチチャンネルアナログデジタル変換装置 120 によりデジタル化される。デジタルデータ信号  $P(x_i, t)$  125 は、時間  $t$  における  $i$  番目のトランスデューサ ( $i = 1$  乃至  $N$ ) の位置  $x_i$  における圧力波を表している。データ信号 125 はメモリ 130 に入力される。このメモリ 130 中に入力されたデータは、データ信号 125 を処理するように構成されたプロセッサ 135 によりアクセスされる。信号 125 は、たとえば、人が動いたために生じた振動等の、呼吸音の範囲外の周波数を有する成分をフィルタ処理することにより雑音を除去されることができる。各信号 125 はまた、関心を払われている範囲内の信号中の成分だけが解析されるようにバンドパスフィルタで処理されてもよい。

【 0 0 1 1 】

人 110 の個人的詳細のような検査に関する関連情報を入力するために、コンピュータキーボード 140 またはマウス 145 のような入力装置が使用される。入力装置 140 はまた、時間インターバル  $t_0$  乃至  $t_m$  をサブインターバル  $t_0, t_1, t_2, \dots, t_m$  に細分したものを入力するために使用されてもよい。その代わりに、プロセッサ 135 によって時間  $t_2 \dots t_{m-1}$  が自動的に決定されてもよい。このプロセッサ 135 は、1 以上の信号  $P(x_i, t)$  に関する計算において  $t_i$  から  $t_{i+1}$  までの各時間サブインターバルにわたる平均音響エネルギー  $\sim P(x, t_i, t_{i+1})$  をその領域内の複数の位置  $x$  で決定し、このとき  $i = 0$  乃至  $m-1$  である。

【 0 0 1 2 】

平均音響エネルギーはメモリ 130 中に記憶され、また、それは医師による診断のために CRT スクリーンのような表示装置 150 上に表示されてもよい。

【 0 0 1 3 】

プロセッサ135はまた、 $t_i$ から $t_{i+1}$ までのインターバル中における呼吸管の領域内の合計音響エネルギーを得るために $x$ に関して関数 $\sim P(x, t_i, t_{i+1})$ を積分するように、すなわち、

【数12】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

【0014】

10

を計算するように構成されている。その後、その領域中への空気流量（吸気フェーズ中の）またはその領域からの空気流量（呼気フェーズ中の）をこの計算された音響エネルギーから決定するために、前に得られた較正曲線がプロセッサにより使用される。人110のような、類似した特徴（性別、身長、体重および年齢）を有する被験者に関して前に得られた較正曲線が使用されることが好ましい。プロセッサはまた、1から $m$ までの各 $k$ に対して $t_0$ から $t_k$ までに気管中を流れた空気の合計体積を得るために時間に関して関数：

【数13】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

20

【0015】

を積分して、

【数14】

$$\sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

30

【0016】

を得るようように構成されている。

【0017】

プロセッサはまた、 $t_i$ から $t_{i+1}$ までのインターバル中の流量：

【数15】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

40

【0018】

のプロットである肺活量曲線を同じ時間インターバル中の体積の関数：

【数16】

$$\sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

【0019】

50

として表示装置上に表示するように構成されている。

【 0 0 2 0 】

プロセッサ135はまたその肺活量測定曲線を、メモリ中に記憶され、身体領域中の種々の病気を示すことが知られている標準的な肺活量測定曲線関数と比較することにより自動鑑別診断を行うことができる。

【 0 0 2 1 】

図2は、本発明の方法を1実施形態にしたがって行うためのフローチャート図を示している。ステップ200において、信号  $P(x_i, t)$  は、 $i = 1$  乃至  $N$  として人の胸部または背中上の領域  $R$  内の予め定められた位置  $x_i$  に配置された  $N$  個のトランスデューサから得られる。ステップ205において、プロセッサ135は、信号  $P(x_i, t)$  の少なくとも1つに関する計算において、 $i = 0$  乃至  $m-1$  として領域  $R$  内の複数の位置  $x_i$  における時間  $t_i$  から  $t_{i+1}$  までの各サブインターバルに対する平均音響エネルギー  $\tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$  を決定する。

10

【 0 0 2 2 】

ステップ210において、プロセッサは時間  $t_i$  から  $t_{i+1}$  までのインターバル期間中の気管における音響エネルギーを得るために  $x$  に関して関数  $\tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$  を積分して、

【数17】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

20

【 0 0 2 3 】

を得る。ステップ212において、プロセッサは校正曲線から気管のその領域  $R$  中の空気の流量を得る。ステップ215において、プロセッサは、1 から  $m$  までの各  $k$  に対して時間  $t_0$  から  $t_k$  までにその領域  $R$  中に流入し、あるいはその領域  $R$  から流出する空気の合計体積を得るために時間に関して関数：

【数18】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

30

【 0 0 2 4 】

または空気流量を積分して、

【数19】

$$\sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

40

【 0 0 2 5 】

を得る。ステップ220において、プロセッサは、空気流量：

【数20】

$$\left( \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1}) \right)$$

50

【 0 0 2 6 】

のプロットである肺活量曲線を空気の体積の関数：

【 数 2 1 】

$$\left( \sum_{t_0}^{t_k} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1}) \right)$$

10

【 0 0 2 7 】

として表示装置上に表示する。

【 0 0 2 8 】

本発明によるシステムは、適切にプログラムされたコンピュータであってもよいことが認識されるであろう。同様に、本発明は、本発明の方法を実行しているコンピュータにより読み出し可能なコンピュータプログラムを予想している。本発明はさらに、本発明の方法を実行するマシンによって実効可能な命令のプログラムを確実に組み入れたマシン読み取り可能なメモリを想定している。

【 0 0 2 9 】

20

例

人の各肺を覆う背中に複数の 20 個の音響トランスデューサが適用された。各トランスデューサは、呼吸サイクルにわたってトランスデューサに到達した圧力波を示すアナログ電圧信号を生成した。このアナログ信号は、マルチチャンネルアナログデジタル変換装置によってデジタル化された。デジタルデータ信号  $P(x_i, t)$  は、時間  $t$  における  $i$  番目のトランスデューサの位置  $x_i$  における圧力波を表している。そのデータ信号は、呼吸音の範囲外の周波数を有する成分をフィルタ処理して除去することにより雑音を除去された。

【 0 0 3 0 】

呼吸サイクルは 0 . 1 秒のサブインターバルに分割され、それらサブインターバルは、呼吸サイクルの吸気または呼気のいずれかのフェーズに属するものとして分類された。平均音響エネルギー  $\sim P(x, t_i, t_{i+1})$  は、信号  $P(x_i, t)$  から各肺の上方の複数の位置  $x$  において各サブインターバル  $[t_i, t_{i+1}]$  にわたって計算された。

30

【 0 0 3 1 】

各肺に対して、時間  $t_i$  から  $t_{i+1}$  までのインターバル中にその肺の中の合計空気流を得るために関数  $\sim P(x, t_i, t_{i+1})$  が  $x$  に関して積分されて、

【 数 2 2 】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

40

【 0 0 3 2 】

が得られた。その後、フェーズの開始から可変時間  $t_k$  までの吸気および呼気の各フェーズ期間中に各肺中に流入し、あるいは各肺から流出した空気の合計体積と関連されることのできる関数を得るためにこの積分：

【数 2 3】

$$\sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

【0033】

は時間に関して積分されて、

【数 2 4】

$$\sum_{t_0}^{t_1} \sum_x \tilde{P}(x, t_i, t_{i+1})$$

10

【0034】

が得られた。肺活量曲線を得るために、これらの積分値の対数が呼吸サイクル中の時間の関数として計算されてプロットされた。図3にはその結果が示されている。図3の(a)は両方の肺に対する肺活量曲線を示している。呼吸サイクルの呼気フェーズに対応した曲線の部分は水平軸の上方にプロットされている。呼吸サイクルの吸気フェーズに対応した曲線の部分は水平軸の下方にプロットされている。垂直軸における体積値は、機械的な肺活量計から得られた人の肺活量データを使用することにより相関されてもよい。図3の(b)は右側の肺に対する肺活量曲線を示している。この垂直軸における体積値は、両方の肺に関して機械的な肺活量計から得られた人の肺活量データを使用することにより相関されることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0035】

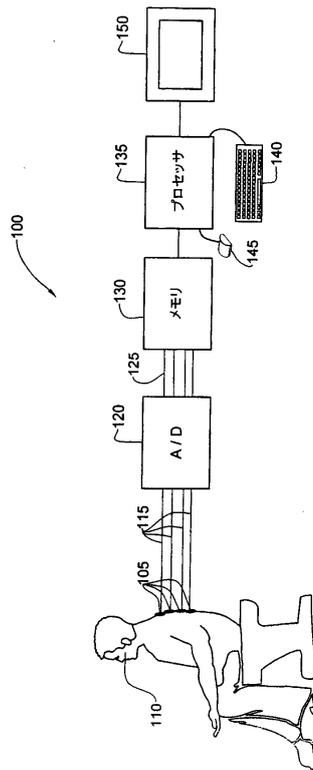
【図1】呼吸管の空気流を解析する本発明の1実施形態によるシステムの概略図。

【図2】本発明の1実施形態にしたがって本発明の方法を行うためのフローチャート。

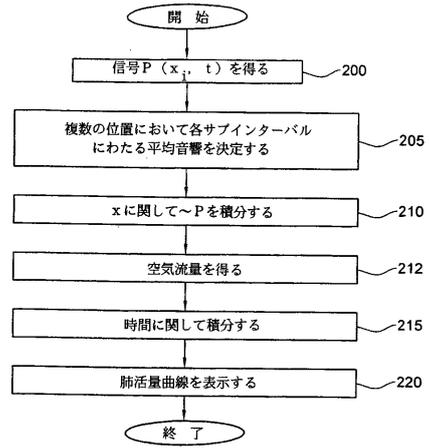
【図3】人の両方の肺に対する肺活量曲線および右側の肺に対する肺活量曲線をそれぞれ示すグラフ。

30

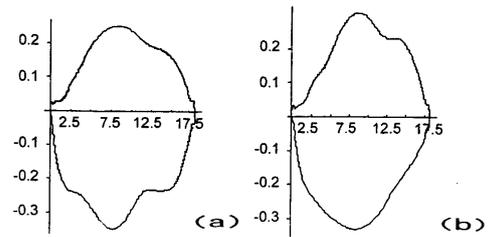
【図1】



【図2】



【図3】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100092196  
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952  
弁理士 風間 鉄也
- (72)発明者 ボトボル、メリア  
イスラエル国、37017 パルデス・ハナ、ネベ・ハダリム・ストリート 7
- (72)発明者 クシュニル、イガル  
イスラエル国、37011 パルデス・ハナ、シュケディム・ストリート 11

審査官 谷垣 圭二

- (56)参考文献 米国特許第6241683(US, B1)  
英国特許出願公開第2129991(GB, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/087

A61B 7/04