

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4511188号  
(P4511188)

(45) 発行日 平成22年7月28日 (2010. 7. 28)

(24) 登録日 平成22年5月14日 (2010. 5. 14)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 10/00 (2006. 01)** A 6 1 B 10/00 L  
**A 6 1 B 5/08 (2006. 01)** A 6 1 B 5/08

請求項の数 25 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2003-557405 (P2003-557405)	(73) 特許権者	504265880
(86) (22) 出願日	平成15年1月12日 (2003. 1. 12)		ディーブブリーズ・リミテッド
(65) 公表番号	特表2005-512753 (P2005-512753A)		イスラエル・38900カエザレア・イン
(43) 公表日	平成17年5月12日 (2005. 5. 12)		ダストリアルパーク・バレットストリート
(86) 国際出願番号	PCT/IL2003/000029		15
(87) 国際公開番号	W02003/057037	(74) 代理人	100108453
(87) 国際公開日	平成15年7月17日 (2003. 7. 17)		弁理士 村山 靖彦
審査請求日	平成17年12月6日 (2005. 12. 6)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	10/041, 494		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成14年1月10日 (2002. 1. 10)	(74) 代理人	100089037
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 渡邊 隆
前置審査		(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 気道音響の解析及び画像形成用システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

個人の気道の少なくとも 1 部分内の音響を解析するためのシステムに於いて、該システムが

( a ) 複数の N 個の変換器を具備しており、各該変換器は該個人の表面上で胸郭上に固定されるよう構成されており、 $i = 1$  から N について、第 i 番の該変換器は位置  $x_i$  に固定され、該位置  $x_i$  の圧力波を示す信号  $P(x_i, t)$  を発生しており、そして該システムは又

( b ) 該信号  $P(x_i, t)$  を受信し、少なくとも 1 つの位置  $x$  で、時間間隔越しの、第 1 時刻  $t_1$  から第 2 時刻  $t_2$  までの平均音響エネルギー  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) を決定するよう構成されたプロセサーを具備しており、 $P$  (上の波線付き) は該信号  $P(x_i, t)$  の少なくとも 1 つを含むアルゴリズムで決定され、

該関数  $P$  (上の波線付き) が 1 つ以上の位置  $x$  で

( c ) 変換器の複数の位置  $x_i$  に於ける、時間間隔越しの、 $t_1$  から  $t_2$  までの、平均音響エネルギー  $P$  (上の波線付き) ( $x_i, t_1, t_2$ ) を決定する過程と、そして

( d ) 少なくとも 1 つの位置  $x$  に於ける平均音響エネルギー  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) を、該決定された  $P$  (上の波線付き) ( $x_i, t_1, t_2$ ) の内挿法により決定する過程と、

を有するアルゴリズムで決定され、

変換器の複数の位置  $x_i$  に於ける、時間間隔越しの、 $t_1$  から  $t_2$  までの平均音響エネルギー

10

20

ギー P (上の波線付き) ( $x_i, t_1, t_2$ ) が下記の代数的表現を用いて決定されることを特徴とする該システム。

【数 1】

$$\tilde{P}(x_i, t_1, t_2) = \int_{t_1}^{t_2} P^2(x_i, t) dt$$

【請求項 2】

更に、2次元ディスプレイデバイスを具備することを特徴とする請求項 1 の該システム。

10

【請求項 3】

該プロセッサが更に該ディスプレイデバイス上に該関数 P (上の波線付き) の表現を表示するよう構成されることを特徴とする請求項 2 の該システム。

【請求項 4】

該プロセッサが更に、該平均音響エネルギー P (上の波線付き) を 1 つ以上の予め決められた関数 F (上の波線付き) と比較し、該関数 F (上の波線付き) の中から P (上の波線付き) に最も類似の関数  $F_0$  (上の波線付き) を決定する、よう構成されることを特徴とする請求項 1 の該システム。

20

【請求項 5】

該プロセッサが更に、該決定された関数に基づき診断を行うよう構成されることを特徴とする請求項 4 の該システム。

【請求項 6】

時間間隔越しの、 $t_1$  から  $t_2$  までの該平均音響エネルギー P (上の波線付き) が変換器の位置  $x_i$  で下記代数的表現を用いて決定されることを特徴とする請求項 1 の該システム。

【数 2】

$$\tilde{P}(x_i, t_1, t_2) = \int_{t_1}^{t_2} P^2(x_i, t) dt$$

30

【請求項 7】

平均音響エネルギーが少なくとも 1 つの位置  $x$  に於いて、下記の代数的表現を用い、該決定された P (上の波線付き) ( $x_i, t_1, t_2$ ) の内挿法により決定されることを特徴とする請求項 1 の該システム。

【数 3】

$$\tilde{P}(x, t_1, t_2) = \sum_{i=1}^N \tilde{P}(x_i, t_1, t_2) g(x, x_i, \sigma) \quad (2)$$

40

ここで  $g(x, x_i, \sigma)$  は下記を充たすカーネルであり、

【数 4】

$$\nabla^2 g = \frac{\partial g}{\partial \sigma} \quad (3)$$

50

【数 5】

$$\sum_{i=1}^N g(x, x_i, \sigma) \text{ は概略1に等しい。} \quad (4)$$

【請求項 8】

$g(x, x_i, \sigma)$  が下記の該カーネルであることを特徴とする請求項 7 の該システム。

【数 6】

$$g(x, x_i, \sigma) = \text{Exp} - \left( \frac{(x^1 - x_i^1 \sqrt{\sigma})^2}{2\sigma} \right) \cdot \text{Exp} - \left( \frac{(x^2 - x_i^2 \sqrt{\sigma})^2}{2\sigma} \right). \quad (5)$$

10

【請求項 9】

該プロセサーが複数の連続する時間間隔越しの平均音響エネルギーを決定するよう構成されており、各平均音響エネルギーは該信号  $P(x_i, t)$  の少なくとも 1 つを含むアルゴリズム使用して決定されることを特徴とする請求項 1 の該システム。

【請求項 10】

該プロセサーが各決定された平均音響エネルギーの表現をディスプレイデバイス上にシケンシャルに表示するよう構成されることを特徴とする請求項 9 の該システム。

【請求項 11】

該プロセサーが 1 つ以上の周波数バンドの各々について、  
 (a a) 該信号  $P(x_i, t)$  を該周波数バンド内のバンドパスフィルタリングに供し、そして  
 (a b) 該フィルターされた信号の少なくとも 1 つに基づき該周波数バンド用の平均音響エネルギー関数を決定する  
 よう構成されることを特徴とする請求項 1 の該システム。

20

【請求項 12】

該プロセサーが周波数バンド用に決定された該平均音響エネルギー関数の 1 つ以上をディスプレイデバイス上に表示するよう構成されることを特徴とする請求項 11 の該システム。

【請求項 13】

個人の胸郭の少なくとも 1 部分内の音響を解析するためのシステムの動作方法に於いて、該動作方法が

30

(a)  $i = 1$  から  $N$  までについて  $N$  個の信号  $P(x_i, t)$  を得る過程を具備しており、該信号  $P(x_i, t)$  は該身体の表面の該胸郭上の位置  $x_i$  の圧力波を示しており、該動作方法は又

(b) 少なくとも 1 つの位置  $x$  に於ける、第 1 時刻  $t_1$  から第 2 時刻  $t_2$  までの時間間隔越しの平均音響エネルギー  $P(\text{上の波線付き})(x, t_1, t_2)$  を決定する過程を具備しており、 $P(\text{上の波線付き})$  は該信号の少なくとも 1 つを含むアルゴリズム内で決定され、

該関数  $P(\text{上の波線付き})$  が 1 つ以上の位置  $x$  に於いて、

40

(c) 変換器の複数の位置  $x_i$  に於ける  $t_1$  から  $t_2$  までの時間間隔越しの平均音響エネルギー  $P(\text{上の波線付き})(x_i, t_1, t_2)$  を決定する過程と、そして

(d) 少なくとも 1 つの位置  $x$  に於ける平均音響エネルギー  $P(\text{上の波線付き})(x, t_1, t_2)$  を該決定された  $P(\text{上の波線付き})(x_i, t_1, t_2)$  の内挿法により決定する過程と、

を有するアルゴリズム内で決定され、

変換器の複数の位置  $x_i$  に於ける  $t_1$  から  $t_2$  までの時間間隔越しの平均音響エネルギー  $P(\text{上の波線付き})(x_i, t_1, t_2)$  が下記代数的表現を使って決定されることを特徴とする該動作方法。

【数 7】

$$\tilde{P}(x_i, t_1, t_2) = \int_{t_1}^{t_2} P^2(x_i, t) dt$$

【請求項 14】

更に、 $P$ （上の波線付き）の表現を 2 次元面上に表示する過程を具備することを特徴とする請求項 13 の該動作方法。

10

【請求項 15】

更に、該平均音響エネルギー  $P$ （上の波線付き）を 1 つ以上の予め決められた関数  $F$ （上の波線付き）と比較する過程と、該関数  $F$ （上の波線付き）の中から  $P$ （上の波線付き）に最も類似した関数  $F_0$ （上の波線付き）を決定する過程と、を具備することを特徴とする請求項 13 の該動作方法。

【請求項 16】

該システムが更に該決定された関数に基づき診断を行う過程を具備することを特徴とする請求項 13 の該動作方法。

【請求項 17】

$t_1$  から  $t_2$  までの時間間隔越しの該平均音響エネルギーが変換器の位置  $x_i$  に於いて下記の代数的表現を使って決定されることを特徴とする請求項 13 の該動作方法。

20

【数 8】

$$\tilde{P}(x_i, t_1, t_2) = \int_{t_1}^{t_2} P^2(x_i, t) dt$$

【請求項 18】

平均音響エネルギーが少なくとも 1 つの位置  $x$  に於いて、下記代数的表現を用い、該決定された  $P$ （上の波線付き）（ $x_i$ 、 $t_1$ 、 $t_2$ ）の内挿法により決定されることを特徴とする請求項 13 の該動作方法。

30

【数 9】

$$\tilde{P}(x, t_1, t_2) = \sum_{i=1}^N \tilde{P}(x_i, t_1, t_2) g(x, x_i, \sigma) \quad (2)$$

ここで  $g(x, x_i, \sigma)$  は下記を充たすカーネルであり、

【数 10】

$$\nabla^2 g = \frac{\partial g}{\partial \sigma} \quad (3)$$

40

【数 11】

$$\sum_{i=1}^N g(x, x_i, \sigma) \text{ は概略 1 に等しい。} \quad (4)$$

50

## 【請求項 19】

$g(x, x_i, \sigma)$  が下記の該カーネルであることを特徴とする請求項 18 の該動作方法。

## 【数 12】

$$g(x, x_i, \sigma) = \text{Exp} - \left( \frac{(x^1 - x_i^1 \sqrt{\sigma})^2}{2\sigma} \right) \cdot \text{Exp} - \left( \frac{(x^2 - x_i^2 \sqrt{\sigma})^2}{2\sigma} \right)$$

10

## 【請求項 20】

請求項 14 の動作方法により作られることを特徴とする P (上の波線付き) の 2 次元表現の画像。

## 【請求項 21】

複数の連続する時間間隔越しの平均音響エネルギーを決定する過程を具備しており、各平均音響エネルギーは該信号 P ( $x_i, t$ ) の少なくとも 1 つを含むアルゴリズムを用いて決定されており、更に各該決定された平均音響エネルギーの表現をディスプレイデバイス上にシーケンシャルに表示する過程を具備することを特徴とする請求項 13 の該動作方法。

## 【請求項 22】

更に、1 つ以上の周波数バンドの各々について、

(a) 該信号 P ( $x_i, t$ ) を該周波数バンド内のバンドパスフィルタリングに供する過程と、

(b) 該フィルターされた信号の少なくとも 1 つに基づき該周波数バンド用の平均音響エネルギー関数を決定する過程と、

を具備することを特徴とする請求項 13 の該動作方法。

## 【請求項 23】

更に、周波数バンド用に決定された該音響エネルギー関数の 1 つ以上をディスプレイデバイス上に表示する過程を具備することを特徴とする請求項 22 の該動作方法。

## 【請求項 24】

コンピュータプログラムであるが、前記プログラムがコンピュータ上でランした時、請求項 13 により平均音響エネルギーを決定する過程を行うためのコンピュータプログラムコード手段を具備する該コンピュータプログラム。

## 【請求項 25】

コンピュータ読み出し可能な媒体上に具体化された請求項 24 のコンピュータプログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は医療用デバイス及び方法に関し、特に身体音響 (body sounds) の解析用のこの様なデバイス及び方法に関する。

40

## 【背景技術】

## 【0002】

身体音響は種々の疾患 (disorders) の診断で医師によりルーチン的に使用される。医師は人の胸部 (chest) 及び背中 (back) に聴診器 (stethoscope) を置き、偶発的 (adventitious) (すなわち、異常な又は予想外の) 肺部音響 (lung sounds) を検出するために患者の呼吸 (breathing) をモニターする。偶発的肺部音響の識別と分類は肺の異常 (pulmonary abnormalities) について重要情報を提供することが多い。

## 【0003】

50

又、対象の胸部又は背中に1つ以上のマイクロフォンを固定し、肺部音響を記録することは公知である。特許文献1は患者の胸部付近に複数のマイクロフォンが置かれるシステムを開示している。吸息 ( i n h a l a t i o n ) 及び呼息 ( e x p i r a t i o n ) 中の該マイクロフォンの記録がスクリーン上に表示されるか又はペーパー上にプリントされる。該記録は次いで該特許では肺部の疾患 ( p u l m o n a r y d i s o r d e r ) を検出するために医師により視覚的に検査される。非特許文献1は患者の胸部上にM個のマイクロフォンが置かれ、肺部音響が記録されるシステムを開示している。該記録は最小2乗適合 ( l e a s t - s q u a r e s f i t ) を使用して解かれるM個の線形式を発生する。該システムの解は該記録で検出された音響源の該肺部内の位置を決定するため使用される。

10

【特許文献1】米国特許第6、139、505号明細書

【非特許文献2】Kompis et al. Chest, 120(4), 2001

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0004】

下記の説明及び請求項のセットでは、2つの、陽に記述され ( e x p l i c i t l y d e s c r i b e d ) 、計算可能又は測定可能な変数は、該2つの変数が相互に比例する時、相互に等価 ( e q u i v a l e n t ) であると考えられる。

【0005】

本発明は、その実施例の1つで、気道内で作られた気道音響 ( r e s p i r a t o r y t r a c t s o u n d s ) を記録し、解析するシステムと方法を提供する。該システムは、個人の胸郭上で、個人の背中又は胸部の本質的に平面状の領域Rに取り付けられるよう構成された複数のN個の変換器 ( t r a n s d u c e r s ) (マイクロフォン) を含む。領域R内の位置は該平面状の領域R内に規定された2次元座標システム内の2次元位置ベクトル ( t w o - d i m e n s i o n a l p o s i t i o n v e c t o r s )  $x = (x^1, x^2)$  により示される。i = 1 から N についての、第 i 番の変換器が該領域R内の位置  $x_i$  に固定され、 $x_i$  に到達する身体内の圧力波を示し、ここで  $P(x_i, t)$  により表される、信号を発生する。

20

【0006】

該変換器は、それらを該個人の皮膚上へ容易に固定することを可能にするマトリックス ( m a t r i x ) 内に埋め込まれる ( e m b e d d e d ) のが典型的である。この様なマトリックスは典型的に、該個人の胸郭上に容易に置くためにベスト ( v e s t ) 又はガジェット ( g a r m e n t ) の形であってもよい。評価される様に、異なる寸法の個人用や、異なる年齢、性別、他用に、種々のマトリックスが使用されてもよい。

30

【0007】

該N個の信号  $P(x_i, t)$  は信号処理回路により処理される。本発明に依れば、該処理は、該領域R内の少なくとも1つの位置xでの、 $t_1$  から  $t_2$  までの時間間隔越しの ( o v e r a t i m e i n t e r v a l f r o m  $t_1$  t o  $t_2$  ) 、ここで  $P(x, t_1, t_2)$  (上の波線付き) で表される、平均音響エネルギー ( a v e r a g e a c o u s t i c e n e r g y ) を該N個の信号から決定することを含む。該用語の位置に於ける " 音響エネルギー ( a c o u s t i c e n e r g y ) " はその位置での圧力と質量伝播速度との積 ( t h e p r o d u c t o f t h e p r e s s u r e a n d t h e m a s s p r o p a g a t i o n v e l o c i t y ) を示すか、又は近似するパラメータを称するためここでは使われる。

40

【0008】

1実施例では、下記代数的表現 ( a l g e b r a i c e x p r e s s i o n ) を用いて1つの該マイクロフォンの位置で  $t_1$  から  $t_2$  までの時間間隔越しの平均音響エネルギーが得られる。

【0009】

【数 1】

$$\tilde{P}(x_i, t_1, t_2) = \int_{t_1}^{t_2} P^2(x_i, t) dt \quad (1)$$

【0010】

ここで  $x_i$  はマイクロフォンの位置である。

【外 1】

【0011】

「 $\tilde{P}$ 」を「P(上の波線付き)」で表示する。

10

【外 2】

【0012】

「 $\tilde{F}$ 」を「F(上の波線付き)」で表示する。

【0013】

より好ましい実施例では、マイクロフォンの複数の位置  $x_i$  での、 $t_1$  から  $t_2$  までの時間間隔越しの平均音響エネルギー  $P$  (上の波線付き) ( $x_i, t_1, t_2$ ) は、例えば、式 (1) を使用して得られ、そして次いで何等かの既知の内挿法を用いた該  $P$  (上の波線付き) ( $x_i, t_1, t_2$ ) の内挿法により他の位置  $x$  での  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) を計算する。

20

【0014】

最も好ましい実施例では、下記代数的表現を用いて面  $R$  内の位置  $x = (x^1, x^2)$  の平均音響エネルギー  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) を得るために内挿法が行われ、

【0015】

【数 2】

$$\tilde{P}(x, t_1, t_2) = \sum_{i=1}^N \tilde{P}(x_i, t_1, t_2) g(x, x_i, \sigma) \quad (2)$$

30

【0016】

ここで  $g(x, x_i, \sigma)$  は下記を充たすカーネル (kernel) であり、

【0017】

【数 3】

$$\nabla^2 g = \frac{\partial g}{\partial \sigma} \quad (3)$$

【0018】

【数 4】

$$\sum_{i=1}^N g(x, x_i, \sigma) \text{ is approximately equal to } 1 \quad (4)$$

40

【0019】

そしてここで  $x_i = (x_i^1, x_i^2)$  は第  $i$  番のマイクロフォンの位置であり、 $\sigma$  は選択可能なパラメータである。

【0020】

例えば、下記の該カーネル

【0021】

【数5】

$$g(x, x_i, \sigma) = \text{Exp} - \left( \frac{(x^1 - x_i^1 \sqrt{\sigma})^2}{2\sigma} \right) \cdot \text{Exp} - \left( \frac{(x^2 - x_i^2 \sqrt{\sigma})^2}{2\sigma} \right) \quad (5)$$

【0022】

が使われてもよい。

【0023】

該システムはオプションとして該関数 P (上の波線付き) を表示するためのディスプレイデバイス (display device) を含んでもよい。該関数 P (上の波線付き) は、例えば、下記例で表示される様に、グレイレベルスケール (grey level scale) を用いて、該ディスプレイ上に表示されてもよい。該関数 P (上の波線付き) の2次元のグラフ式表示 (graphical representation) は、X線写真 (X-ray) 又は超音波画像形成 (ultrasound imaging) の様な他の画像形成法により得られる画像の解析と同様に身体領域内の疾患の検出用に解析されてもよい該身体領域の画像を作る。

10

【0024】

病理学的条件を含むと疑われる被表示画像内の領域又は複数領域が該画像内で識別されてもよく、これは、例えば、種々のカラーによる、種々のパターンによる、書かれたテキストによる、そして多くの他の方法による等、多くの仕方であってもよい。該用語 "病理学的条件 (pathological condition)" は気道の普通の、健康な条件からの何等かの偏倚 (deviation) を称する。これは、感染 (infection)、炎症 (inflammation)、腫瘍 (tumor)、胸水 (pleural effusion)、肺炎 (pneumonia)、気道の狭窄 (narrowing of the airways)、及び気道内の外傷 (lesion) を含む他の空間、他を含む。

20

【0025】

加えて、時間間隔 (time interval) は、複数の部分間隔 (plurality of sub intervals) に分けられ、そして2つ以上の該部分間隔について該領域 R に亘り平均音響エネルギー P (上の波線付き) が決定される。これらの部分間隔の各々についての P (上の波線付き) の画像が決定され、該ディスプレイデバイス上にシーケンシャルに表示される。これは該時間間隔越しの、該身体領域内の音響エネルギー内で起こっている動的変化を示す映画 (movie) を発生する。例えば、変換器が人の胸部上に置かれ、呼吸サイクルに亘る複数の部分間隔について平均音響エネルギーが本発明により決定される。画像がこれらの部分間隔の各々について得られ、該呼吸サイクルに亘り肺の音響エネルギーの変化を示す映画を発生するためにシーケンシャルに表示される。

30

【0026】

又関心のある1つ以上の周波数バンド用に平均音響エネルギーが作られるように、該信号 P (x<sub>i</sub>, t) は本発明の方法により解析される前にバンドパスフィルタリング (band pass filtering) に供せられてもよい。該関数は、種々のカラーで各平均音響エネルギー関数を表すことによりディスプレイデバイス上に重ね合わされ (superimposed) てもよい。"ゼイゼイ音 (wheezes)" 及び "パチパチ音 (crackles)" として公知の呼吸音響 (respiratory sounds) は異なる特性周波数範囲 (characteristic frequency ranges) を有するので、これらの呼吸音響を識別するためにバンドパスフィルタリングが使われ得る。表示された画像内のゼイゼイ音又はパチパチ音の領域又は複数領域は、例えば、特性カラー (characteristic color)、パターン、書かれたテキスト (written text) により、該画像内で識別されてもよい。

40

【0027】

50

かくして本発明は個人の気道内の少なくとも1部分内の音響を解析するためのシステムを提供するが、該システムは、

(a) 複数のN個の変換器を具備しており、各変換器は個人の表面上の胸郭(thorax)上に固定されるよう構成され、 $i = 1$ からNまでについて、第*i*番の変換器は位置 $x_i$ に固定され、位置 $x_i$ の圧力波を示す信号 $P(x_i, t)$ を発生しており、そして該システムは又

(b) 該信号 $P(x_i, t)$ を受信し、第1の時刻 $t_1$ から第2の時刻 $t_2$ までの時間間隔越しの少なくとも1つの位置 $x$ の平均音響エネルギー $P$ (上の波線付き)( $x, t_1, t_2$ )を決定するよう構成されたプロセッサを具備しており、 $P$ (上の波線付き)は該信号 $P(x_i, t)$ の少なくとも1つを含むアルゴリズム内で決定される。

10

【0028】

本発明は更に個人の胸郭の少なくとも1部分内の音響を解析するための方法を提供するが、該方法は

(a)  $i = 1$ からNまでについてN個の信号 $P(x_i, t)$ を得る過程を具備しており、該信号 $P(x_i, t)$ は該身体の表面上の該胸郭の上の位置 $x_i$ での圧力波を示しており、該方法は又

(b) 第1の時刻 $t_1$ から第2の時刻 $t_2$ までの時間間隔越しの少なくとも1つの位置 $x$ での平均音響エネルギー $P$ (上の波線付き)( $x, t_1, t_2$ )を決定する過程を具備しており、 $P$ (上の波線付き)は該信号の少なくとも1つを含むアルゴリズムで決定される。

【0029】

20

本発明は又、身体表面上の位置 $x_i$ の圧力波を示す少なくとも1つの信号 $P(x_i, t)$ を含むアルゴリズムを用いて、少なくとも1つの時間間隔について、平均音響エネルギー関数 $P$ (上の波線付き)を決定する方法の過程を実行するために、機械により実行可能な命令のプログラムを明白に具体化する、機械により読み出し可能な、プログラム記憶デバイスを提供する。

【0030】

本発明はなお更に、個人の身体の少なくとも1部分内の音響を解析する、中に具体化されたコンピュータ読み出し可能なプログラムコードを有するコンピュータ使用可能な媒体を備えるコンピュータプログラム製品を提供するが、該コンピュータプログラム製品は、

少なくとも1つの時間間隔について、音響エネルギー関数 $P$ (上の波線付き)を該コンピュータに決定させるためのコンピュータ読み出し可能なプログラムコードを具備しており、 $P$ (上の波線付き)は身体表面上の位置 $x_i$ の圧力波を示す少なくとも1つの信号 $P(x_i, t)$ を含むアルゴリズム内で決定される。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

本発明を理解し、それが実際に如何に実施されるかを見るために、付属図面を参照し、単なる非限定的例により、好ましい態様が説明される。

【0032】

図1は本発明の実施例により個人の身体の3次元領域内の身体音響を解析するための、100により総合的に指示されたシステムを示す。その中の4つが示されている複数のN個の音響変換器(sound transducers)105が個人110の胸部又は背中の皮膚の平面状領域に付けられる。該変換器105は該対象に、例えば、接着剤、真空吸引(suction)、又は固定用ストラップを使用するなど、当該技術で公知のどんな手段により付けられてもよい。各変換器105は該変換器まで到着する圧力波(pressure wave)を示すアナログ電圧信号115を作る。該アナログ信号115は多チャンネル(multichannel)A-D変換器120によりデジタル化される。該デジタルデータ信号 $P(x_i, t)$ 125は時刻 $t$ での第*i*番( $i = 1$ からN)の変換器の位置 $x_i$ での該圧力波を表す。該データ信号125はメモリー130への入力である。該メモリー130へのデータ入力は該データ信号125を処理するよう構成されたプロセッサ135によりアクセスされる。該信号125は、例えば、該個人の運動によ

40

50

る振動の様な、該身体領域内の身体音響の範囲外の周波数を有する成分をフィルターすることによりノイズ除去 (denoised) されてもよい。又各信号 125 は、該信号内の関心のある範囲内の成分のみが解析されるようにバンドパスフィルタリング (band pass filtering) に供されてもよい。

【0033】

コンピュータキーボード (computer keyboard) 140 又はマウス (mouse) 145 の様な入力デバイスが該個人 110 の個人的詳細の様な検査に関連する関連情報を入力するために使用される。又入力デバイス 140 は時刻  $t_1$  及び  $t_2$  の値を入力するために使用されてもよい。代わりに、該時刻  $t_1$  と  $t_2$  は該プロセッサ 135 により行われる該信号  $P(x_i, t)$  の呼吸相解析 (respiratory phase analysis) で自動的に決定されてもよい。該プロセッサ 135 は該信号  $P(x_i, t)$  の少なくとも 1 つを含む計算で該領域  $R$  内の少なくとも 1 つの位置  $x$  での  $t_1$  から  $t_2$  までの時間間隔越しの平均音響エネルギー  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) を決定する。

10

【0034】

該平均音響エネルギーは該メモリー 130 内に記憶され、医師による診断用にシーアールテースクリーン (CRT screen) の様なディスプレイデバイス 150 上に表示されてもよい。

【0035】

又プロセッサ 135 は該関数  $P$  (上の波線付き) を、該メモリー内に記憶され、該身体領域内の種々の疾患を示すと知られる関数と比較することにより自動鑑別診断 (automatic differential diagnosis) を行ってもよい。

20

【0036】

図 2 は、1 実施例に依り本発明の方法を実行するためのフローチャートを示す。過程 200 で、信号  $P(x_i, t)$  が身体表面上の領域  $R$  内の 1 から  $N$  までの  $i$  について予め決められた位置  $x_i$  に置かれた  $N$  個の変換器から得られる。過程 205 で  $t_1$  及び  $t_2$  の値は入力デバイス 140 又は 145 を使った該プロセッサ 135 へ入力されるか、又は該プロセッサにより決定されるか何れかである。過程 210 で、 $t_1$  から  $t_2$  まで時間間隔越しの領域  $R$  内の少なくとも 1 つの位置  $x$  での平均音響エネルギー  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) が決定される。過程 220 で、 $x$  の少なくとも 1 つの値について該平均音響エネルギーが該ディスプレイ 150 上に表示される。過程 230 で、関数  $P$  (上の波線付き) がもう 1 つの時間間隔越しで決定されるべきかどうかが決める。もしイエスなら、該プロセスは過程 205 へ戻る。もし否ならば、該プロセスは終了する。

30

【0037】

又本発明のシステムが適当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理解される。同様に、本発明は本発明の方法を実行するために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考慮している。本発明は更に本発明の方法を実行するために機械により実行可能な命令のプログラムを明白に具体化する機械読み出し可能なメモリーを考慮している。

【実施例】

40

【0038】

本発明のシステムと方法は個人の下部気道音響 (lower respiratory tract sounds) を解析するため使用された。

【0039】

図 3 は個人の呼吸サイクル (respiratory cycle) の吸気相 (inspiratory phase) に亘る信号の記録と解析を示す。該個人の背中上に 2 次元座標システムが規定された。図 3 a に示す様に、該個人の背中上の肺の上に、円 300 で示した位置に、48 個の変換器が置かれた。曲線 305 は肺の仮定した輪郭を示す。見られる様に、変換器は 5 cm の水平及び垂直方向変換器間隔を有する規則的直交格子 (regular orthogonal lattice) に配置された。次いで呼吸サ

50

イクルの1つの吸気相 ( *inspiratory phase* ) に亘り信号  $P(x_i, t)$  が記録された ( $t_1$  と  $t_2$  はそれぞれ該吸気相の始めと終わりである)。各信号は 150 Hz のカットオフ ( *cut-off* ) を有するローパスフィルターを用いてフィルターされた。各フィルターされた関数  $P(x_i, t)$  の該吸気相に亘る平均値をグレイレベルスケール 310 を基準とした各円 300 のグレイレベルシェーディング ( *grey level shading* ) により図 3 a に示した。  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) が、 $= 36$  画素を有する式 (5) のカーネル  $g$  を用いて上記式 (1) 及び (2) を使用して得られた。図 3 b はやはりグレイレベルスケール 310 を基準とした該吸気相に亘る該関数  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) の 512 画素  $\times$  512 画素のグラフィカル表現を示す。図 3 b に示す関数  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) の該グラフィカル表現で、肺及び心臓の輪郭は容易に見分けられる。

10

#### 【0040】

図 4 は呼吸サイクルの呼気相 ( *expiratory phase* ) に亘る信号の記録と解析を示す。図 4 a で示される様に、48 個の変換器が、個人の背中上で円 400 で示される様に、図 3 で用いたと同じ位置  $x_i$  に置かれた。曲線 405 は該個人の肺の仮定した輪郭を示す。次いで該信号  $P(x_i, t)$  は呼吸サイクルの1つの呼気相に亘り記録された ( $t_1$  と  $t_2$  はそれぞれ呼気相の始めと終わりである)。各信号は 150 Hz のカットオフを有するローパスフィルターを用いてフィルターされた。各関数  $P(x_i, t)$  の該呼気相に亘る平均値を、グレイレベルスケール 410 を基準とした各円 400 のグレイレベルシェーディング ( *grey level shading* ) により図 4 a に示した。  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) が上記式 (1) 及び (2) を使用して得られた。図 4 b はやはりグレイレベルスケール 410 を基準にした該呼気相に亘る該関数  $P$  (上の波線付き) ( $x, t_1, t_2$ ) を示す。図 3 b と 4 b の比較は該呼吸サイクルの吸気と呼気の相間の音響エネルギーの量の変化を示す。

20

#### 【0041】

呼吸サイクル中の肺の変化を示す映画が本発明のシステムと方法を用いて得られた。信号 125 が得られ、時間セグメント ( *time segments* ) に分けられた。各セグメントは本発明の方法により解析され、画像が発生された。該画像は、呼吸サイクルに亘り気道の映画を作るように速く連続して該ディスプレイデバイス 150 上で表示された。

30

#### 【0042】

図 5 a は本発明により全呼吸サイクルに亘り得られた健康な個人の気道の画像を示し、図 5 b は同じ個人の胸部 X 線写真を示す。図 6 は該個人の呼吸サイクル中に連続する 0.4 秒の時間間隔越して得られた 11 の連続画像を示す。各フレーム ( *frame* ) は 0.4 秒の時間間隔越して記録された信号の処理を表す。フレーム 01 から 05 (時刻 0.0 から 1.6 秒に得られた) は該呼吸サイクルの吸気相中に得られ、一方フレーム 06 から 11 (時刻 1.8 から 3.6 秒に得られた) は呼気相中に得られた。図 6 に示す画像のシーケンスが呼吸サイクルに亘る気道の映画を創るようにディスプレイデバイス上に連続して表示され得る。図 6 に示す画像のシーケンスは、何等の空間を充たす病巣 ( *space-filling lesions* ) も有しない健康な個人で期待される様に、該呼吸サイクル中に肺の完全な充填と空虚化 ( *filling and emptying* ) を示す。

40

#### 【0043】

図 7 a は本発明により全呼吸サイクルに亘り得られた胸水 ( *pleural effusion* ) を有する個人の気道の画像を示し、図 7 b は同じ個人の胸部 X 線写真を示す。図 8 は該個人の呼吸サイクル中に連続して 0.4 秒の時間間隔越して得られた 16 の連続画像を示す。各フレームは 0.4 秒の時間間隔越して記録された信号の処理を表す。フレーム 01 から 06 (時刻 0.0 から 2.0 秒に得られた) は該呼吸サイクルの吸気相中に得られ、一方フレーム 07 から 16 (時刻 2.4 から 4.0 秒に得られた) は該呼気相中に得られた。図 8 に示す画像のシーケンスは、呼吸サイクルに亘る気道の映画を創るよう

50

に、ディスプレイデバイス上に連続して表示され得る。図 8 に示す画像のシーケンスで、胸水で起こる空間を充たす病巣を有する個人で予期される様に、下右部のローブの肺組織 (lung tissue in the lower right lobe) は視認されず、下右部の肺内の空気流れの欠如を示している。右の肺の上部部分の空気流れも損なわれているように観察される。

【 0 0 4 4 】

図 9 a は本発明により全呼吸サイクルに亘り得られた肺炎を有する個人の気道の画像を示し、図 9 b は同じ個人の胸部 X 線写真を示す。図 1 0 は該個人の呼吸サイクル中の連続する 0 . 4 秒の時間間隔越して得られた 1 2 の連続する画像を示す。図 1 0 に示す画像のシーケンスは呼吸サイクルに亘る気道の映画を創るようにディスプレイデバイス上に連続して表示され得る。各フレームは 0 . 4 秒の時間間隔越して記録された信号の処理を表す。フレーム 0 1 から 0 6 (時刻 0 . 0 から 2 . 0 秒に得られた) は該呼吸サイクルの吸気相中に得られ、一方フレーム 0 7 から 1 6 (時刻 2 . 4 から 4 . 0 秒に得られた) は呼気相中に得られた。図 1 0 に示す画像のシーケンスでは、肺炎 (pneumonia) で起こる様に空間を充たす病巣を有する個人で予期される様に、下左部のローブの肺組織が視認されず、下左の肺内の空気流れの欠如を示している。左肺の上部部分内の空気流れは普通であると観察される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 5 】

【 図 1 】 本発明の 1 実施例に依り解析用身体音響を得るためのシステムを示す。

【 図 2 】 本発明の 1 実施例に依り解析用身体音響を得る方法を実施するためのフローチャートを示す。

【 図 3 】 呼吸サイクルの吸気相に亘る信号の記録及び解析を示す。

【 図 4 】 呼吸サイクルの呼気相に亘る信号の記録及び解析を示す。

【 図 5 a 】 本発明に依り健康な個人について得られた画像を示す。

【 図 5 b 】 同じ個人の胸部 X 線写真を示す。

【 図 6 】 健康な個人の気道の映画からの連続するフレームを示す。

【 図 7 a 】 本発明に依り胸水を有する個人について得られた画像を示す。

【 図 7 b 】 同じ個人の胸部 X 線写真を示す。

【 図 8 】 胸水を有する個人の気道の映画からの連続するフレームを示す。

【 図 9 a 】 本発明に依り肺炎を有する個人について得られた画像を示す。

【 図 9 b 】 同じ個人の胸部 X 線写真を示す。

【 図 1 0 】 肺炎を有する個人の気道の映画からの連続するフレームを示す。

10

20

30

【 図 1 】

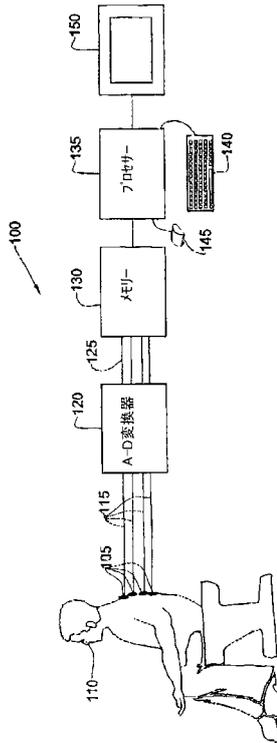


FIG. 1

【 図 2 】

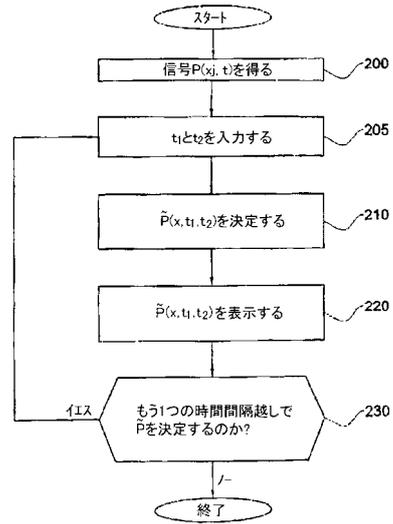


FIG. 2

【 図 3 A - B 】



FIG. 3B

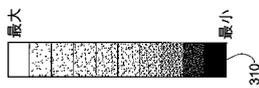


FIG. 3A

【 図 4 A - B 】

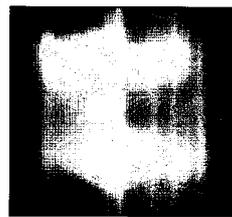


FIG. 4B



FIG. 4A

【図 5 A - B】

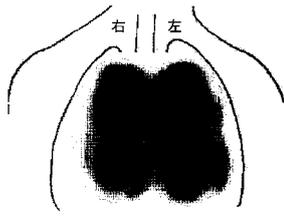


FIG. 5A

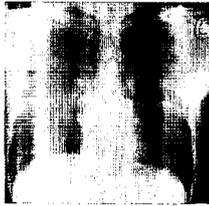


FIG. 5B

【図 6 A】

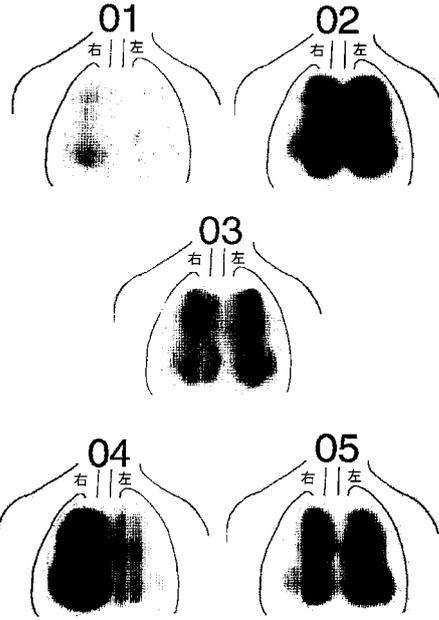


FIG. 6A

【図 6 B】

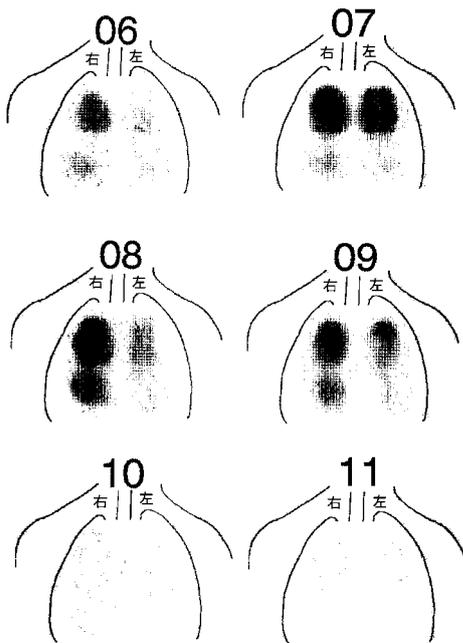


FIG. 6B

【図 7 A - B】

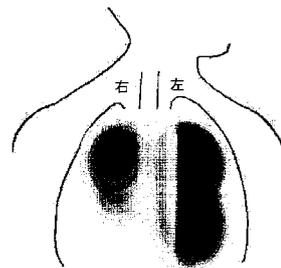


FIG. 7A



FIG. 7B

【図 8 A】

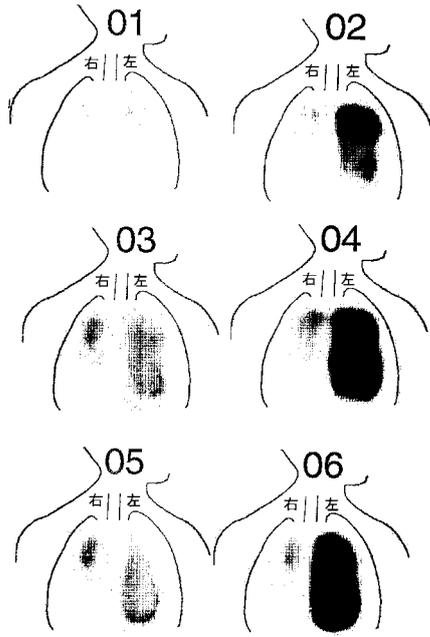


FIG. 8A

【図 8 B】

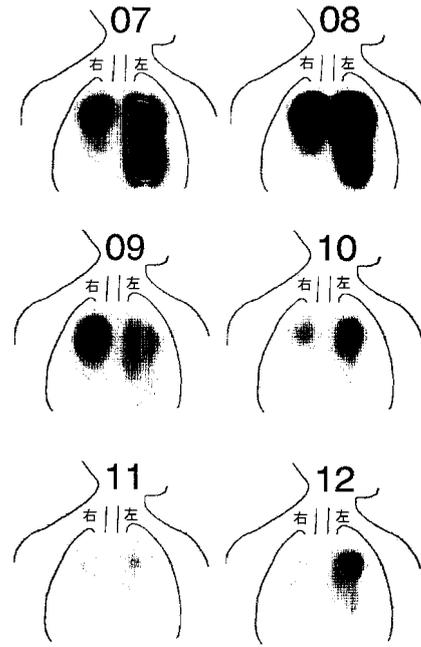


FIG. 8B

【図 8 C】

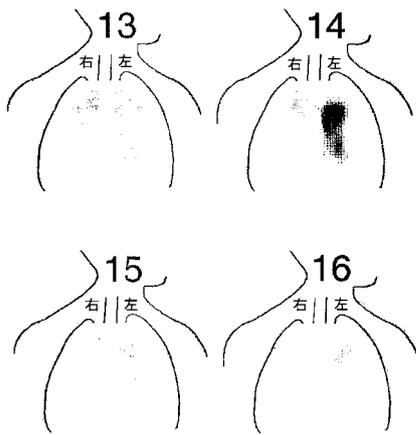


FIG. 8C

【図 9 A - B】

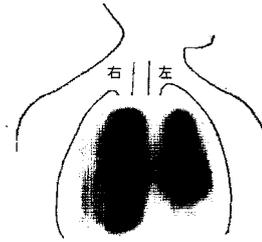


FIG. 9A

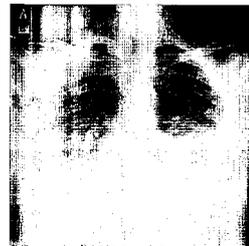


FIG. 9B

【図10A】

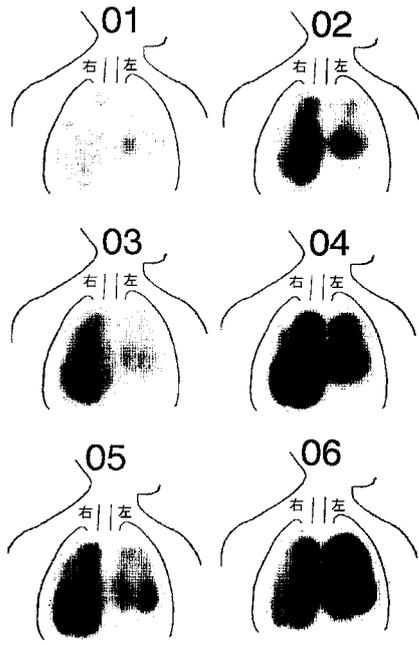


FIG. 10A

【図10B】

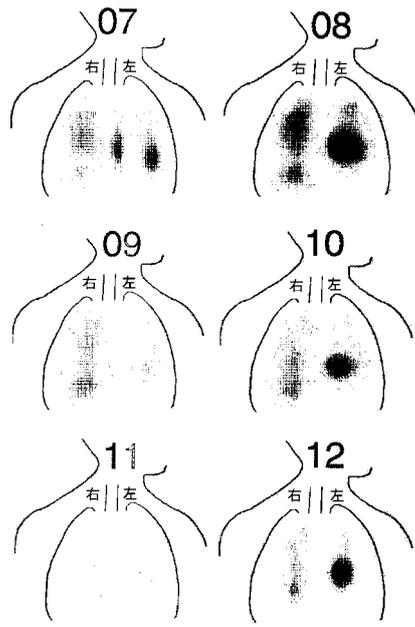


FIG. 10B

---

フロントページの続き

- (72)発明者 クシュニル, イガル  
イスラエル・370111パルデスハナ・シユケデイルムストリート11
- (72)発明者 ボトボル, メイル  
イスラエル・370117パルデスハナ・ネベハダリムストリート27

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 国際公開第98/14116 (WO, A2)  
国際公開第00/056218 (WO, A1)  
特表平03-503962 (JP, A)  
特表2001-505085 (JP, A)  
特表2002-538921 (JP, A)  
特開平04-016900 (JP, A)  
特開平03-245194 (JP, A)  
特開平09-281996 (JP, A)  
KOMPIS M, Acoustic Imaging of Human Chest, CHEST, 2001年10月, V120 N4, P1309-1321

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 10/00  
A61B 5/08