

(19) 日本国特許庁(JP)

**再公表特許(A1)**

(11) 国際公開番号

WO2005/115248

発行日 平成20年3月27日 (2008.3.27)

(43) 国際公開日 平成17年12月8日 (2005.12.8)

(51) Int.Cl.

**A61B 8/06 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 O 1

|             |                              | 審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)   |
|-------------|------------------------------|--|
| 出願番号        | 特願2006-513802 (P2006-513802) | (71) 出願人 000153498<br>株式会社日立メディコ<br>東京都千代田区外神田四丁目14番1号             |
| (21)国際出願番号  | PCT/JP2004/016631            | (74) 代理人 110000350<br>ボレール特許業務法人                                   |
| (22)国際出願日   | 平成16年11月10日 (2004.11.10)     | (72) 発明者 東 隆<br>日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28<br>○番地 株式会社日立製作所 中央研究所<br>内    |
| (31)優先権主張番号 | 特願2004-155662 (P2004-155662) | (72) 発明者 梅村 晋一郎<br>日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28<br>○番地 株式会社日立製作所 中央研究所<br>内 |
| (32)優先日     | 平成16年5月26日 (2004.5.26)       |  |
| (33)優先権主張国  | 日本国 (JP)                     |  |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波撮像装置

**(57) 【要約】**

超音波血流スペクトラム表示画像において、信号成分の輪郭形状の視認性を向上せしめる超音波撮像装置を提供する。

受信部から出力された受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、ドプラ周波数偏移に基いて被検体の血流速度を算出するドプラ演算部の出力結果の輝度補正を行う輝度補正演算部を設け、輝度補正演算部は、ドプラ演算部で求められた被検体の血流速度の時間変化波形に含まれる信号とノイズを、血流速度と時間で定義される空間上での連続性により分離するフィルタリング処理部と、フィルタリング処理の結果求められた信号輝度とノイズ輝度の境界値をパラメータとして輝度補正を行う輝度補正処理部とを有する。

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波探触子と、連続波またはパルス波からなる超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記超音波探触子を介して被検体に前記超音波を選択的に送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力された受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、該ドプラ周波数偏移に基いて前記被検体の血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドプラ演算部の出力結果の輝度補正を行う輝度補正演算部とを有し、前記輝度補正演算部は、前記ドプラ演算部で求められた前記被検体の血流速度の時間変化波形に含まれる信号とノイズを、血流速度と時間で定義される空間上での連続性により分離するフィルタリング処理部と、前記フィルタリング処理の結果求められた信号輝度とノイズ輝度の境界値をパラメータとして輝度補正を行う輝度補正処理部とを有することを特徴とする超音波撮像装置。10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記輝度補正処理部は、前記信号と前記ノイズの輝度分布の境界値より低輝度信号を抑圧するように構成されていることを特徴とする超音波撮像装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記フィルタリング処理部は、前記血流速度に関する画像データの各画素の周辺画素範囲を定めるための手段と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための手段とを有し、前記重み関数は 0 の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であり、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記血流速度に関する画像データの各画素の輝度とした値を、前記フィルタリング処理の結果の信号強度とすることを特徴とする超音波撮像装置。20

**【請求項 4】**

超音波探触子と、連続波またはパルス波からなる超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を選択的に送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力された受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、該ドプラ周波数偏移に基いて前記被検体の血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドプラ演算部の出力結果の輝度補正を行う輝度補正演算部とを有し、前記輝度補正演算部は、前記ドプラ演算部で求められた前記被検体の血流速度の時間変化波形に含まれる信号とノイズとを、統計的性質により分離し、前記分離処理の結果求められる信号輝度とノイズ輝度の境界点以下の出力輝度を抑圧せしめて輝度補正を行なうことを特徴とする超音波撮像装置。30

。

**【請求項 5】**

請求項 1 又は 4 に記載の超音波撮像装置において、前記分離処理は、前記信号と前記ノイズのヒストグラム上でのピークとして分離する処理を含むことを特徴とする超音波撮像装置。40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波撮像技術に係り、特に、被検体から受信される受波信号のドプラ周波数偏移に基づいて、生体内の血流速度を検出する機能を備える超音波撮像装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波ビームを送信し、被検体から受信される受波信号に基いて診断に必要な情報を得るものである。例えば、受波信号のドプラ

50

周波数偏移を検出し、これに基いて血流の速度を求めることができる。

### 【0003】

このような超音波ドプラ装置は、図9に示すように、超音波を送受波する探触子1と、超音波診断装置を動作させるための入力部5と、システム全体を制御する制御部4と、この制御部4に基づいて送信波形を生成するパルス/CW送波信号発生回路3と、このパルス/CW送波信号発生回路3で発生された信号を増幅する送波回路2と、探触子からの受信信号を増幅する、初段増幅回路6と、所望の場所からの信号を選択的に増強するための受波整相回路7と、この整相出力より血流からのドプラシフト成分を検出するドプラ演算部8と、この演算部で計算された瞬時周波数成分を血流波形データとして表示するためのデジタルスキャンコンバータ(DSC)10と、このスキャンコンバータの出力を表示する表示器11とを備えている。10

### 【0004】

このような超音波ドプラ装置においては、探触子1から周波数 $f_0$ の超音波が打ち出されると被検体の血液は所定の速度で流れているので、探触子1からの超音波が血球による反射されてくるエコー信号はドプラ効果による周波数シフトを受けている。ドプラ演算回路8は、このドプラシフト成分(ドプラ信号)を検出するが、ここで血流速度は遅いものと速いものとがあるため、得られるドプラ信号には異なる周波数成分が含まれてくる。ドプラ演算回路8では、ドプラシフト成分をさらに高速フーリエ変換などの手法により、周波数分布すなわち血流速度分布を得る。この演算を逐次行なうことにより、血流速分布の時間変化の表示が行われ、臨床的にも有意義なデータを供するものとして、広く世に使われている。特に、被検体内の所定の位置における最高血流速などの定量的なデータとしての利用以外にも、心臓の弁膜症を検査する場合など、心臓の弁近傍からの血流速分布の時間変化波形を表示することで、弁での逆流が判定できるなど、血流速分布の時間変化波形の形状そのものが診断上役立つデータとして、広く世に知られている。20

### 【0005】

ドプラ信号は、超音波の散乱能が大きくない血球からの反射信号をベースにしているため、常に信号対ノイズ比の向上が課題となってきた。血流速分布の時間変化波形においても、本来信号が存在しない速度域にも、ノイズが存在し、前記のような血流速分布の時間変化波形の視認性を大きく損なってきた。これを解決するための手法として、例えば、グレースケールマッピングを行う時に、ノイズ成分が多い領域と信号成分が多い領域の間に閾値を与える方法が提案されている(例えば、特許文献1参照)。ここでグレースケールマッピングとは、横軸を時間、縦軸を速度、信号の強度を輝度として、血流速度分布の時間変化を表示する方法である。30

### 【0006】

【特許文献1】特表2002-534185号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

### 【0007】

しかし、前述のグレースケールマッピングは、基本的に血流速度を表す信号成分の強度と、ノイズ成分の強度が二つのピークに分かれることを想定している。しかし、実際には信号成分にも輝度の低い信号も含まれるため、同じ輝度でも、信号成分かノイズ成分か分離することが出来ない。そのため、低輝度信号の出力を抑圧すると、信号成分も一部低輝度になり、スペクトラム波形の輪郭形状が崩れ、信号が一部黒く抜け落ちる、いわゆる黒抜けが発生する。40

### 【0008】

そこで、本発明は、超音波血流スペクトラム表示画像において、信号成分の輪郭形状の視認性を向上せしめ得る超音波撮像装置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】

### 【0009】

上記目的を達成するために、本発明の超音波撮像装置では、下記に示す特徴を有する。50

## 【0010】

(1) 本発明の超音波撮像装置は、超音波探触子と、連続波またはパルス波からなる超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記超音波探触子を介して被検体に前記超音波を選択的に送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力された受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、該ドプラ周波数偏移に基いて前記被検体の血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドプラ演算部の出力結果の輝度補正を行う輝度補正演算部とを有し、前記輝度補正演算部は、前記ドプラ演算部で求められた前記被検体の血流速度の時間変化波形に含まれる信号とノイズを、血流速度と時間で定義される空間上での連続性により分離するフィルタリング処理部と、前記フィルタリング処理の結果求められた信号輝度とノイズ輝度の境界値をパラメータとして輝度補正を行う輝度補正処理部とを有することを特徴とする。10

## 【0011】

(2) 前記(1)の超音波撮像装置において、前記輝度補正処理部は、前記信号と前記ノイズの輝度分布の境界値より低輝度信号を抑圧するように構成されていることを特徴とする。

## 【0012】

(3) 前記(1)の超音波撮像装置において、前記フィルタリング処理部は、前記血流速度に関する画像データの各画素の周辺画素範囲を定めるための手段と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための手段とを有し、前記重み関数は0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であり、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記血流速度に関する画像データの各画素の輝度とした値を、前記フィルタリング処理の結果の信号強度とすることを特徴とする。20

## 【0013】

(4) 本発明の超音波撮像装置は、超音波探触子と、連続波またはパルス波からなる超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を選択的に送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力された受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、該ドプラ周波数偏移に基いて前記被検体の血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドプラ演算部の出力結果の輝度補正を行う輝度補正演算部とを有し、前記輝度補正演算部は、前記ドプラ演算部で求められた前記被検体の血流速度の時間変化波形に含まれる信号とノイズとを、統計的性質により分離し、前記分離処理の結果求められる信号輝度とノイズ輝度の境界点以下の出力輝度を抑圧せしめて輝度補正を行なうことを特徴とする。30

## 【0014】

(5) 前記(1)乃至4の超音波撮像装置において、前記分離処理は、前記信号と前記ノイズのヒストグラム上でのピークとして分離する処理を含むことを特徴とする。40

## 【発明の効果】

## 【0015】

本発明によれば、超音波血流スペクトラム表示画像において、信号成分の表示に影響を最小限にしつつ、ノイズ成分の表示輝度の抑圧を行うことにより、信号成分の輪郭形状の視認性を向上する。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0016】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

## 【0017】

図1に、本発明の一実施例による超音波撮像装置の構成例を示す。被検体(図示してな50

い)に対して、超音波を送受波する探触子1と、システム全体を制御する制御部4と、この制御部4に基づいて送信波形を生成するパルス/CW送波信号発生回路3と、このパルス/CW送波信号発生回路3で発生された信号を増幅する送波回路2と、探触子からの受信信号を増幅する、初段増幅回路6と、所望の場所からの信号を選択的に増強するための受波整相回路7と、この整相出力より血流からのドプラシフト成分を検出するドプラ演算部8と、この演算部で計算された瞬時周波数成分を血流波形データとして表示するためのデジタルスキャンコンバータ(DSC)10と、このスキャンコンバータの出力を表示する表示器11とを備えている。特に、本発明においては、輝度補正演算部9を備え、表示器11に出力する血流スペクトラム像の視認性の向上を図る。

## 【0018】

10

図2は、輝度補正演算部9で行われる計算処理フローを示す図である。輝度補正演算処理は、二つの処理からなる。すなわち、ノイズと信号の分離処理と、前記分離処理の結果求まるノイズと信号輝度の境界点以下の出力輝度を抑圧する輝度補正処理である。前述した従来例(特許文献1)は輝度補正処理のみであったが、本発明では、その前段処理として、ノイズと信号を分離する処理をも備えている。

## 【0019】

この二つの処理フローは、具体例では、自己中心フィルタによるノイズ除去処理101、ノイズ除去されたヒストグラムから $\gamma$ カーブ(輝度補正曲線)のパラメータ決定処理102、 $\gamma$ カーブ補正処理103により処理され、輝度補正演算処理が完了する。

## 【0020】

20

図3は、前述の自己中心フィルタによるノイズ除去処理101(以降、自己中心フィルタ処理)の具体的な計算処理内容を示す。自己中心フィルタに入力される画像データを、図10に示す。

## 【0021】

図10において、画像データの中で輝度を計算する点(着目画素)200の輝度を $I_0$ と表わし、この輝度の出力を計算するための、着目領域201(重みを計算する領域)のサイズを $i \times j$ とする。このサイズが大きいほど自己中心フィルタの効果は大きいが、その分演算速度は遅くなる。202は、重みを計算する領域201内の着目画素200の周辺画素を示す。この着目領域201のサイズ $i \times j$ を大きくする替わりに、自己中心フィルタ処理前にデシメーションによるサンプル点数の削減処理を行ない、処理後に補間により元のサンプル数に戻すことでも演算の効率化に有効であり、デシメーションのリサンプル点数、前記 $i$ と $j$ 、重み関数の形状が、図3に示すパラメータ設定ステップ104によって行なわれる。計算を行う画素の位置と、前記 $i$ と $j$ によって定まる範囲の画素がステップ105によって設定され、後述の重み関数に基づいて重みの計算がステップ106において行なわれる。この重み計算を設定範囲内の全点に対して行うと(ステップ107)、輝度値が求まり(ステップ108)、 $I_0$ を画像内でシフトして、この画像内の全点に関して計算が行なわれたら、ステップ109で自己中心フィルタ処理が終了する。

30

## 【0022】

40

重み関数については、図4を用いて説明する。前記の画素間輝度差の度数分布は、典型的な超音波画像においては図4(a)のようになる。これに対して、図4(b)に示すような $I_0 - I_{ij}$ の差が大きくなるほど重みが単調に小さくなる関数として、ガウシアン関数(式1)もしくは偶数次の多項式を用いることができる。

## 【0023】

## 【数1】

$$w_{ij} = \exp\left(-1 \times \left(\frac{I_{ij} - I_0}{\alpha}\right)^2\right)$$

## 【0024】

50

· · · · · (式1)

(式1)は $\alpha$ をガウシアンの半値幅とするので、この半値幅を広げると、すなわち $\alpha$ を大きくすると、輝度の変化に対して、重みの値の変化が小さくなるので、結果として、輝度変化に対する感度を下げるうことになる。

#### 【0025】

この重み関数 $W_{ij}$ を使って、(式2)に示す輝度演算処理を行う。輝度演算処理は、計算対称領域内の各画素に対して重みを掛けた値をすべて加算し、重みの合計値で規格化を行う。この結果、画像のボケをもたらすことなく、ノイズ成分を抑圧した新しい画像輝度( $I'$ )が得られる。何故なら、輝度差に応じた重みを与えることは、結果として、画像中の輪郭形状のエッジに沿った低域通過型の2次元フィルタ処理を行うことと同等であるからである。  
10

#### 【0026】

なお、自己中心フィルタとは、以下のようなフィルタの特徴に着目して、今回本発明者らが新規に作った名称である。すなわち、着目対象画素と性質の近い画素の重みを大きくすることから、自分と近いものからのみフィードバックを得ることが、あたかも自己中心的な意志を持った行動に似ていることから、このような名称をつけている。

#### 【0027】

#### 【数2】

$$I'_0 = \frac{\sum I_{ij} w_{ij}}{\sum w_{ij}}$$

20

#### 【0028】

· · · · · (式2)

この自己中心フィルタ処理を行う前後の信号のヒストグラムの比較を、図5に示す。図5(a)は、元データのヒストグラムを示し、輝度20のあたりにピークをもつノイズ信号の分布が最も大きく、より高輝度側に信号分布があるが、そのピークはノイズ信号分布の中に埋もれており、分布形状を判別することは困難である。一方、図5(b)は、自己中心フィルタ処理後のヒストグラムを示し、輝度25のあたりにピークを持つ信号成分の分布がノイズ成分の分布と明瞭に区別することが出来る。これは、本発明による自己中心フィルタ処理が、前述した従来例(特許文献1)にあるような低輝度成分を単純に抑圧した効果とは異なることを示している。輝度入力に対して一意に決まる輝度出力を与えた場合は、信号をピークとしては分離されないからである。図5(b)で分離した信号分布とノイズ分布の間の値を $Th$ とする。例えば、信号分布の最大値 $M1$ とノイズ分布の最大値 $M2$ の対して $Th = (M1 + M2) / 2$ などのようにして定めることが出来る。  
30

30

#### 【0029】

この $Th$ と、図6に示す $\gamma$ カーブを用いて、輝度補正を行う。図7に、本発明による輝度補正処理を行った血流スペクトラム像(b)と、前述した従来例(特許文献1)に示す公知の方法(c)を用いて輝度補正処理を行った場合の比較を示す。なお、図7は、比較し易いように白黒反転した結果を示す。  
40

40

#### 【0030】

図7の(a)に示す元画像に比べ、ノイズ成分が抑圧されているのは、本発明による方法(b)も公知の方法(c)も同様であるが、信号領域に関して比較すると、本発明による方法の方が、信号の輝度分布が連続的であり、いわゆる黒抜けが生じていないことが確認できる。本発明の効果は、画像の視認性の比較以外にも、輪郭のオートトレースを行った場合にも、その違いが確認できる。

#### 【0031】

図8は、元画像と本発明の画像処理を行った画像に対して、それぞれ輪郭のオートトレースを掛けた結果(a)、(b)の比較を示す。なお、図8は、比較し易いように白黒反転した結果を示す。  
50

50

## 【0032】

元画像に対して輪郭のオートトレースを掛けた結果（a）では、信号成分分布の輪郭とオートトレースの結果にずれが生じているが、本発明の処理後のオートトレース（b）では、信号成分分布の輪郭とオートトレース結果が極めて良く一致していることがわかる。

## 【0033】

なお、これまでの説明においては、ヒストグラムの計測を常に行うこととしてきたが、装置の演算回路の性能によっては、環境変化を検出する機構を備えることで、環境変化を検知しない限りにおいては、一度求まった $Th$ を使って、ヒストグラム計測を行うことを省略することも可能である。環境変化とは、装置の設定の変更もしくは、信号取得部位の変化のことである。環境変化の検出は、送受信の周波数や、パルスの繰り返し周波数、ドップラ演算回路における周波数変換のサンプル点数など、装置側のパラメータや、ドップラ信号の平均値や、分散など、信号の統計的性質を現す代表的な値をモニタすることによって可能である。ヒストグラム計測を簡易化することで、小さい回路規模規模でも、リアルタイム処理が容易となる。

10

## 【0034】

（式1）のパラメータ $\alpha$ （ガウシアンの半値幅）に関しても、入力部5（図1）の中の一つのキーとして備えても良いし、あらかじめ定まった値を用いても良いし、 $\alpha$ を変えながら、前記ヒストグラム上での信号成分ピークの検出が最もよく行える値を探して、これを用いることにも良い。更に $Th$ を求めるための、 $\alpha$ と、画像出力に用いる自己中心フィルタの $\alpha$ は一緒でも良いし、別々の値を用いてもよい。

20

## 【産業上の利用可能性】

## 【0035】

以上詳述したように、本発明によれば、超音波血流スペクトラム表示画像において、信号成分の表示における影響を最小限にしつつ、ノイズ成分の表示輝度を抑圧を行うことにより、信号成分の輪郭形状の視認性を向上せしめ得る超音波撮像装置を実現できる。また、スペクトラム波形の輪郭を明瞭にすることによって、病変の検出を容易にし得る。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0036】

【図1】本発明の一実施例による超音波撮像装置の構成例を説明する図。

30

【図2】本発明による輝度補正演算処理フローを説明する図。

【図3】図2における自己中心フィルタの処理フローを説明する図。

【図4】輝度差の度数分布と重み関数の形状を説明する図。

【図5】本発明における自己中心フィルタ処理前後のヒストグラムを説明する図。

【図6】本発明における輝度補正曲線を示す図。

【図7】元画像（a）と、本発明による輝度補正処理を行った血流スペクトラム像（b）と、従来方法による像（c）を示す図。

【図8】元画像の輪郭オートトレース結果（a）と本発明による血流スペクトラム像の輪郭オートトレース結果（b）を示す図。

【図9】従来の超音波診断装置の構成を説明する図。

【図10】自己中心フィルタに入力される画像データを説明する図。

40

## 【符号の説明】

## 【0037】

1…超音波探触子、

2…送波回路、

3…パルス/CW送波信号発生回路、

4…制御部、

5…入力部、

6…初段增幅回路、

7…受波整相回路、

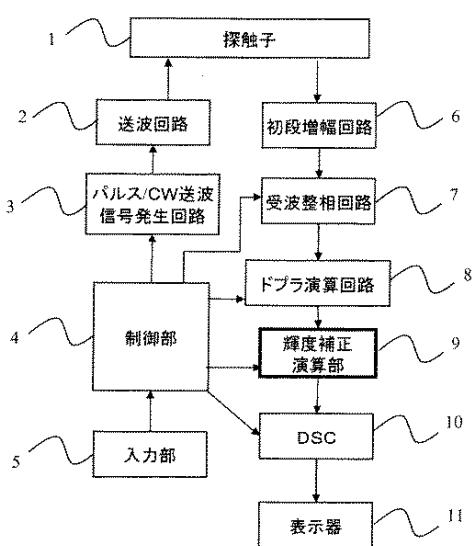
8…ドップラ演算回路、

50

9 …輝度補正演算部、  
 10 …デジタルスキャンコンバータ、  
 11 …表示器。

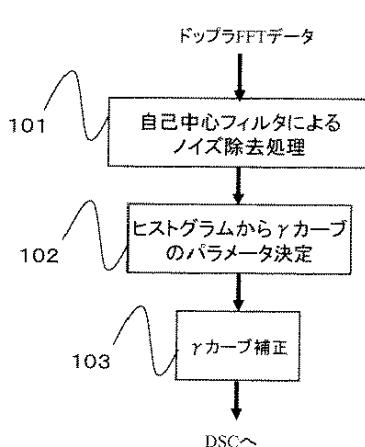
【図 1】

図 1



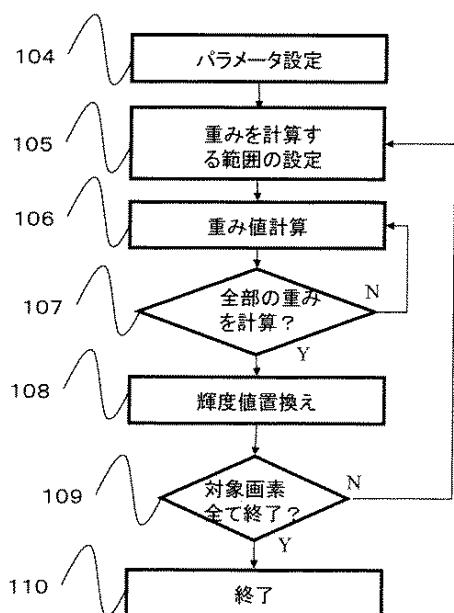
【図 2】

図 2



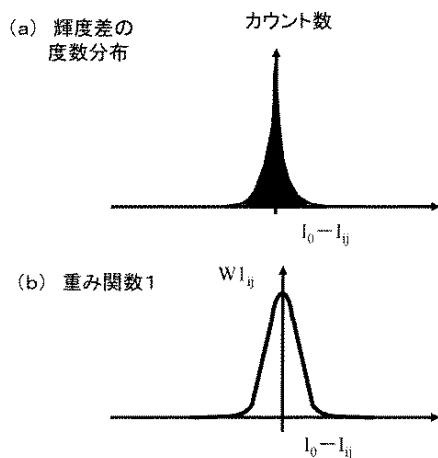
【図3】

図 3



【図4】

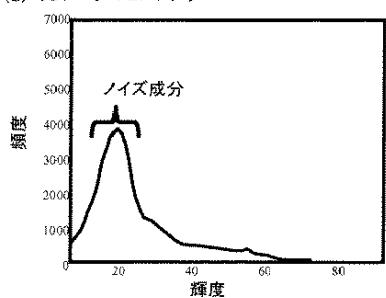
図 4



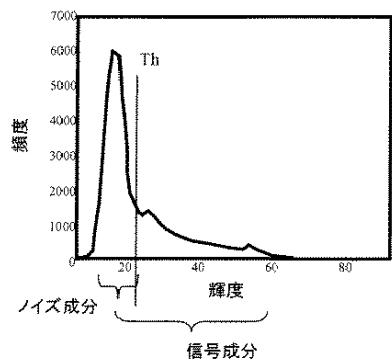
【図5】

図 5

(a) 元データのヒストグラム

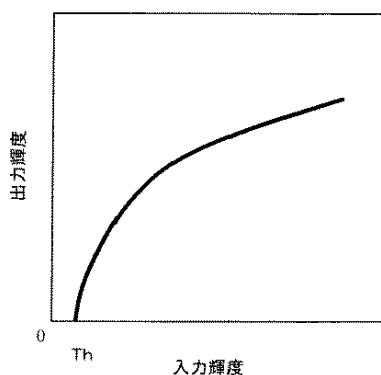


(b) 統計処理後のヒストグラム



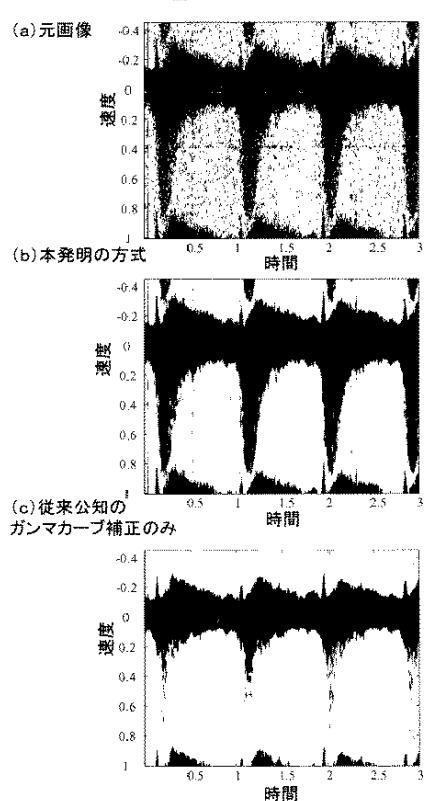
【図6】

図 6



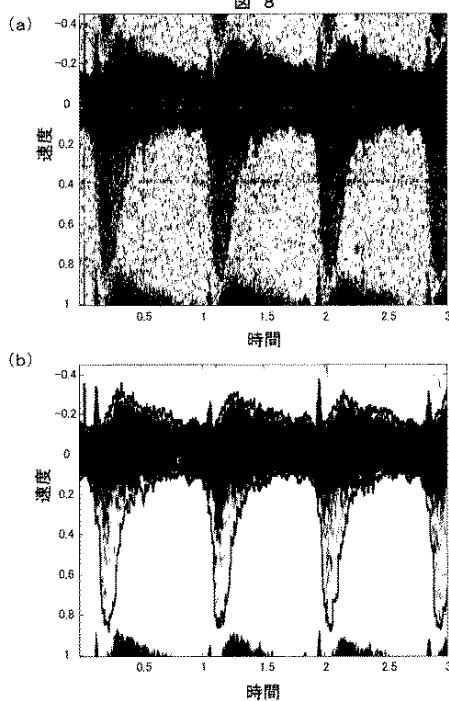
【図 7】

図 7



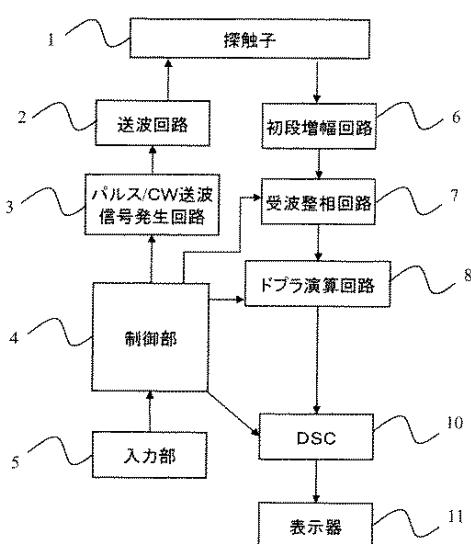
【図 8】

図 8



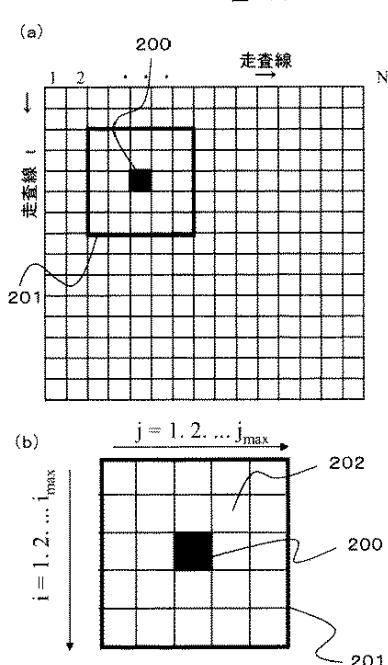
【図 9】

図 9



【図 10】

図 10



**【手続補正書】**

【提出日】平成19年10月23日(2007.10.23)

**【手続補正1】**

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

**【補正の内容】**

【特許請求の範囲】

**【請求項1】**

超音波探触子と、連続波またはパルス波からなる超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記超音波探触子を介して被検体に前記超音波を選択的に送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力された受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、該ドプラ周波数偏移に基いて前記被検体の血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドプラ演算部の出力結果の輝度補正を行う輝度補正演算部とを有し、前記輝度補正演算部は、前記ドプラ演算部で求められた前記被検体の血流速度の時間変化波形に含まれる信号とノイズを、血流速度と時間で定義される空間上での連続性により分離するフィルタリング処理部と、前記フィルタリング処理の結果求められた信号輝度とノイズ輝度の境界値をパラメータとして輝度補正を行う輝度補正処理部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項2】**

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記輝度補正処理部は、前記信号と前記ノイズの輝度分布の境界値より低輝度信号を抑圧するように構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項3】**

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記フィルタリング処理部は、前記血流速度に関する画像データの各画素の周辺画素範囲を定めるための手段と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項4】**

超音波探触子と、連続波またはパルス波からなる超音波を発生する送波信号発生回路を有し、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を選択的に送信する送信部と、前記超音波探触子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力された受波信号のドプラ周波数偏移を算出し、該ドプラ周波数偏移に基いて前記被検体の血流速度を算出するドプラ演算部と、前記血流速度の波形が表示される表示部と、前記送信部と前記受信部と前記ドプラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドプラ演算部の出力結果の輝度補正を行う輝度補正演算部とを有し、前記輝度補正演算部は、前記ドプラ演算部で求められた前記被検体の血流速度の時間変化波形に含まれる信号とノイズとを、統計的性質により分離し、前記分離処理の結果求められる信号輝度とノイズ輝度の境界点以下の出力輝度を抑圧せしめて輝度補正を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

。

**【請求項5】**

請求項1又は4に記載の超音波診断装置において、前記分離処理は、前記信号と前記ノイズのヒストグラム上でのピークとして分離する処理を含むことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項6】**

請求項3に記載の超音波診断装置において、前記フィルタリング処理部は、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記血流速度に関する画像データの各画素の輝度とした値を、前記フィルタリング処理の結果の信号強度とすることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、前記重み関数は 0 の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であることを特徴とする超音波診断装置。

## 【国際調査報告】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT  |  | International application No.<br>PCT/JP2004/016631                                 |
|--|--|--|
| <b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b><br>Int.Cl <sup>7</sup> A61B8/06   |  |  |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC  |  |  |
| <b>B. FIELDS SEARCHED</b><br>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>Int.Cl <sup>7</sup> A61B8/00   |  |  |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched<br>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005<br>Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005  |  |  |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)   |  |  |
| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>  |  |  |
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages   | Relevant to claim No.  |
| Y  | JP 2002-534185 A (General Electric Co.),<br>15 October, 2002 (15.10.02),<br>Page 13, line 16 to page 15, line 17<br>& WO 00/040998 A1  | 1,2,4,5  |
| Y  | JP 4-51941 A (Fujitsu Ltd.),<br>20 February, 1992 (20.02.92),<br>Page 2, lower left column, lines 4 to 14;<br>Fig. 5<br>(Family: none) | 1,2,4,5  |
| Y  | JP 2000-262520 A (Aloka Co., Ltd.),<br>26 September, 2000 (26.09.00),<br>Column 2, lines 14 to 37<br>(Family: none)                    | 1,2,4,5  |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.   |  |  |
| * Special categories of cited documents:<br>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date<br>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)<br>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed |  |  |
| Date of the actual completion of the international search<br>31 January, 2005 (31.01.05)   |  | Date of mailing of the international search report<br>15 February, 2005 (15.02.05) |
| Name and mailing address of the ISA/<br>Japanese Patent Office   |  | Authorized officer<br><br>Telephone No.  |
| Facsimile No.  |  |  |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/016631

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No. |
|-----------|---|-----------------------|
| A         | JP 2000-300561 A (General Electric Co.),<br>31 October, 2000 (31.10.00),<br>Column 11, lines 33 to 42; column 13,<br>lines 1 to 4<br>& US 6135962 A & EP 1006369 A2 | 1-5                   |
| A         | JP 11-33024 A (Toshiba Corp.),<br>09 February, 1999 (09.02.99),<br>Column 8, line 37 to column 9, line 14<br>& US 6050948 A   | 1-5                   |

| 国際調査報告  |   | 国際出願番号 PCT/JP2004/016631   |  |
|---|---|--|--|
| A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））   |   |  |  |
| Int. C17 A61B8/06   |   |  |  |
| B. 調査を行った分野<br>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））   |   |  |  |
| Int. C17 A61B8/00   |   |  |  |
| 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの<br>日本国実用新案公報 1922-1996年<br>日本国公開実用新案公報 1971-2005年<br>日本国登録実用新案公報 1994-2005年<br>日本国実用新案登録公報 1996-2005年  |   |  |  |
| 国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）  |   |  |  |
| C. 関連すると認められる文献   |   |  |  |
| 引用文献の<br>カテゴリ*  | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示   | 関連する<br>請求の範囲の番号   |  |
| Y   | JP 2002-534185 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー)<br>2002. 10. 15<br>13頁16行目-15頁17行目<br>& WO 00/040998 A1 | 1, 2, 4, 5   |  |
| Y   | JP 4-51941 A (富士通株式会社)<br>1992. 02. 20<br>2頁左下欄4-14行目、図5<br>(ファミリーなし)                         | 1, 2, 4, 5   |  |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。   |   |  |  |
| <p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</p> <p>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>日の後に公表された文献</p> <p>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「&amp;」同一パテントファミリー文献</p> |   |  |  |
| 国際調査を完了した日<br>31. 01. 2005  |   | 国際調査報告の発送日 15. 2. 2005   |  |
| 国際調査機関の名称及びあて先<br>日本国特許庁 (ISA/JP)<br>郵便番号 100-8915<br>東京都千代田区築地三丁目4番3号  |   | 特許庁審査官（権限のある職員）<br>右高 孝幸<br>2W 9808<br>電話番号 03-3581-1101 内線 3290 |  |

| 国際調査報告               |   | 国際出願番号 PCT/JP2004/016631 |
|----------------------|---|--------------------------|
| C(続き) . 関連すると認められる文献 | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示   | 関連する請求の範囲の番号             |
| Y                    | JP 2000-262520 A (アロカ株式会社)<br>2000. 09. 26<br>2欄14-37行目<br>(ファミリーなし)  | 1, 2, 4, 5               |
| A                    | JP 2000-300561 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー)<br>2000. 10. 31<br>11欄33-42行目、13欄1-4行目<br>& US 6135962 A<br>& EP 1006369 A2 | 1-5                      |
| A                    | JP 11-33024 A (株式会社東芝)<br>1999. 02. 09<br>8欄37行目-9欄14行目<br>& US 6050948 A   | 1-5                      |

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2004年1月)

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,CQ,QW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 鎌田 英世

日本国東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

F ターム(参考) 4C601 DD03 DD15 DE02 DE03 EE04 HH03 HH04 JB28 JB45 JB47  
JB49 JB51 JC10 JC11 KK03 KK17

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声成像设备  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JPWO2005115248A1</a>  | 公开(公告)日 | 2008-03-27 |
| 申请号            | JP2006513802  | 申请日     | 2004-11-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社日立医药  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 株式会社日立メディコ  |         |            |
| [标]发明人         | 東隆<br>梅村晋一郎<br>鎌田英世   |         |            |
| 发明人            | 東 隆<br>梅村 晋一郎<br>鎌田 英世  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/06  |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/06  |         |            |
| FI分类号          | A61B8/06  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/HH03 4C601/HH04 4C601/JB28 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/KK03 4C601/KK17 |         |            |
| 优先权            | 2004155662 2004-05-26 JP  |         |            |
| 其他公开文献         | JP4996247B2   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

## 摘要(译)

能够提高超声波血流频谱显示图像中的信号成分的轮廓形状的可视性的超声波成像装置。亮度校正计算单元，其计算从接收单元输出的接收信号的多普勒频移，并且执行多普勒计算单元的输出结果的亮度校正，该多普勒计算单元基于多普勒频移来计算对象的血流速度。亮度校正计算单元根据由血流速度和时间限定的空间的连续性，分离由多普勒计算单元获得的被检体的血流速度的时变波形中包含的信号和噪声。并且，亮度校正处理单元使用作为滤波处理的结果而获得的信号亮度和噪声亮度之间的边界值作为参数来执行亮度校正。

数 (式 1) もしくは偶数次の  
【0 0 2 3】  
【数 1】

$$w_{ij} = \exp\left(-1 \times \left(\frac{I_{ij} - I_0}{\alpha}\right)^2\right)$$