

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5085144号  
(P5085144)

(45) 発行日 平成24年11月28日(2012.11.28)

(24) 登録日 平成24年9月14日(2012.9.14)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 3 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-12843 (P2007-12843)                  (22) 出願日 平成19年1月23日(2007.1.23)                  (65) 公開番号 特開2008-178472 (P2008-178472A)                  (43) 公開日 平成20年8月7日(2008.8.7)                  審査請求日 平成22年1月8日(2010.1.8)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 000003078                  株式会社東芝                  東京都港区芝浦一丁目1番1号                  (73) 特許権者 594164542                  東芝メディカルシステムズ株式会社                  栃木県大田原市下石上1385番地                  (74) 代理人 100108855                  弁理士 蔵田 昌俊                  (74) 代理人 100088683                  弁理士 中村 誠                  (74) 代理人 100109830                  弁理士 福原 淑弘                  (74) 代理人 100075672                  弁理士 峰 隆司</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	--

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波の送受信を行う送受信手段と、  
 前記送受信手段によって得られた受信信号から血流情報を検出し、該血流情報から複素ベクトル値を画素の属性とする画像データを生成する画像データ生成手段と、  
 前記画像データ生成手段で生成された前記画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素から、直交座標からなる複素ベクトル値を抽出して、前記複素ベクトル値の実部についてパワー値に基づく規格化を行った値を用いて実部入力行列を生成し、前記複素ベクトル値の虚部についてパワー値に基づく規格化を行った値を用いて虚部入力行列を生成する入力行列生成手段と、  
 前記実部入力行列の各値を大きさの順に並び替えて実部の中央値を抽出し、前記虚部入力行列の各値を大きさの順に並び替えて虚部の中央値を抽出し、前記実部及び虚部の中央値を合成した値を複素ベクトル出力値とするフィルタと、  
 前記フィルタより出力された複素ベクトル値の位相値を算出する算出手段と、  
 を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

超音波の送受信を行う送受信手段と、  
 前記送受信手段によって得られた受信信号から血流情報を検出し、該血流情報から2次のベクトル値を画素の属性とする画像データを生成する画像データ生成手段と、  
 前記画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素から、直交座標からなる

複素ベクトル値を抽出して、前記複素ベクトル値の実部についてパワー値に基づく規格化を行った値を用いて実部入力行列を生成し、前記複素ベクトル値の虚部についてパワー値に基づく規格化を行った値を用いて虚部入力行列を生成する入力行列生成手段と、

前記実部入力行列の各値を大きさの順に並び替えて実部の中央値を抽出し、前記虚部入力行列の各値を大きさの順に並び替えて虚部の中央値を抽出し、前記実部及び虚部の中央値を合成した値を2次ベクトルの出力値とするフィルタと、

前記フィルタより出力された2次のベクトル値の位相値を算出する算出手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

### 【請求項3】

被検体内の血流情報を得るためにプローブを用いて該被検体に対して超音波送受を行う超音波診断装置に於いて、

前記プローブによって得られた血流情報から2次のベクトル値を画素の属性とする画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素から、直交座標からなる複素ベクトル値を抽出して、前記複素ベクトル値の実部についてパワー値に基づく規格化を行った値を用いて実部入力行列を生成し、前記複素ベクトル値の虚部についてパワー値に基づく規格化を行った値を用いて虚部入力行列を生成する入力行列生成手段と、

前記実部入力行列の各値を大きさの順に並び替えて実部の中央値を抽出し、前記虚部入力行列の各値を大きさの順に並び替えて虚部の中央値を抽出し、前記実部及び虚部の中央値を合成した値を2次ベクトルの出力値とするフィルタと、

前記フィルタより出力された2次のベクトル値の位相値を算出する算出手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、被検体から得られる超音波ドプラ信号に基づいて画像化を行う超音波診断装置に関するものである。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

超音波診断法に於けるカラードプラ法は、超音波パルスにより生体内の所定断面を走査し、血液（血球）等の移動する反射体に対して超音波が照射された場合に、上記反射体の速度（血流速度）に対応して生ずるドプラ周波数偏移を捉えて画像化を行うものである。こうしたカラードプラ法に於いては、超音波の干渉現象等によって生ずる画像抜け（いわゆる黒抜けパターン）が問題になる。また、ノイズ境界付近の信号では速度表示の色が付いたり付かなかったりというノイズ問題がある。

#### 【0003】

これらの問題に対して、単純な平滑化を行うと画像がぼけてしまうという問題がある。画像のぼけを抑えながら平滑化を掛ける手段としては、例えば2次元のメディアンフィルタ（中央値抽出フィルタ）が知られている。

#### 【0004】

カラードプラ法に於ける画像データは、速度、分散、パワーの各成分を有しているが、このうち速度値はカラードプラ処理プロセスに於ける複素自己相関関数の位相で計算される。そのため、位相角度が  $- \sim$  の範囲外では折り返りが生ずる。

#### 【0005】

ここで、折り返りが生じた速度値画像データにメディアン等のフィルタを適用した場合の問題点について、図6及び図7を参照して説明する。

#### 【0006】

図6(a)は速度値の分布を複素平面の位相で表した図である。同図に於いて、速度値の分布範囲1のうちの一部1aでは、位相角度が  $\pi$  を越えているため、折り返りが発生している。メディアン処理の結果は、分布範囲1の中心になることが期待されるが、実際に

10

20

30

40

50

は前述した折り返りの影響を受けるために、前記中心よりずれてしまうことになる。

【0007】

図6(b)は、速度値の分布を帯状に表した図である。図6(a)の速度値の分布範囲1、1aは、図6(b)の速度値分布2、2aに相当する。この場合、図6(b)に示されるように、折り返りの影響を受けたために、メディアン処理のためのソート(並べ替え)の順番が変わってしまい、その結果、メディアン処理の出力値が期待値とずれてしまうという現象が生じる。

【0008】

図7(a)は、速度値の分布を複素平面の位相で表した別の例を示した図である。図7(a)に於いては、主要な速度値分布範囲3は位相が及び-付近に存在しており、ノイズ成分3aが位相ゼロ付近に存在する。このような場合、速度値の分布を図7(b)に示されるように、直線上で表すと、主要な速度値分布範囲4が分布の両端に現れ、ノイズ成分4aが分布の中央に現れるために、ノイズ成分をメディアンとしてしまうことがわかる。

【0009】

以上の2例のように、速度値のメディアン処理は、折り返りが生ずることによって、期待値と異なる処理結果が出力されるおそれがある。これに対して、速度値画像データのメディアン処理で折り返りが起こらないよう、メディアンフィルタのために設定した所定範囲内の各画素値と中心画素値の差を仮設定し(変調:中心画素値はゼロとなる)、仮設定した各画素値にフィルタを適用してから、フィルタ処理後の出力画素に前記中心画素値を加える(復調する)方法が、下記特許文献1に記載されている。

【特許文献1】特開2005-204725号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、前記特許文献1に記載の例によれば、速度値のメディアン処理に於ける折り返りの影響を防ぐことはできるが、前記所定範囲内の画素値が折り返っている場合には、中心画素値から連続しているものとして扱う必要がある等、データ処理が煩雑になるという課題を有している。

【0011】

したがって本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、カラードブラ法のフィルタリングに於いて折り返りの影響を考慮する必要がなく、データ処理が煩雑にならない超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

すなわち本発明は、超音波の送受信を行う送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号から血流情報を検出し、該血流情報から複素ベクトル値を画素の属性とする画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データ生成手段で生成された前記画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を抽出して入力行列を生成する入力行列生成手段と、前記入力行列に於ける各画素の複素ベクトル値の実部と虚部を各々独立に大きさの順に並べ替え、その並べ替えの結果に基づいて、前記実部と虚部のそれぞれについて所定画素値を抽出してそれらを基準画素の複素ベクトル出力値とするフィルタと、前記フィルタより出力された複素ベクトル値の位相値を算出する算出手段と、を具備することを特徴とする。

【0013】

また、本発明は、超音波の送受信を行う送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号から血流情報を検出し、該血流情報から2次のベクトル値を画素の属性とする画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を抽出して入力行列を生成する入力行列生成手段と、前記入力行列に於ける各画素の2次のベクトル値の各要素を各々独立に大きさの順に並べ替え、その並

10

20

30

40

50

べ替えの結果に基づいて前記各要素のそれぞれについて所定画素値を抽出してそれらを基準画素の2次ベクトルの出力値とするフィルタと、前記フィルタより出力された2次のベクトル値の位相値を算出する算出手段と、を具備することを特徴とする。

【0014】

更に、本発明は、被検体内の血流情報を得るためにプローブを用いて該被検体に対して超音波送受を行う超音波診断装置に於いて、前記プローブによって得られた血流情報から2次のベクトル値を画素の属性とする画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データの所定画素を基準位置とする所定範囲の各画素値を抽出して入力行列を生成する入力行列生成手段と、前記入力行列に於ける各画素の2次のベクトル値の各要素を各々独立に大きさの順に並べ替え、その並べ替えの結果に基づいて前記各要素のそれぞれについて所定画素値を抽出してそれらを基準画素の2次ベクトルの出力値とするフィルタと、前記フィルタより出力された2次のベクトル値の位相値を算出する算出手段と、を具備することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、カラードブラ法のフィルタリングに於いて折り返りの影響を考慮する必要がなく、データ処理が煩雑にならない超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

20

【0017】

図1は、本発明の一実施形態による超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0018】

図1に於いて、この超音波診断装置10は、図示されない被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブ11と、所定の走査方向に対して超音波の送受波を行うために超音波プローブ11に対して電気信号の送受信を行う送受信部12と、所定の走査方向から得られた受信超音波信号に基づいてBモード超音波画像データを生成・処理する画像処理部13と、該画像処理部13で処理された超音波画像を表示するための表示部16とを備えて構成されている。

30

【0019】

上記画像処理部13は、受信超音波信号よりBモード画像データの生成・処理を行うBモード画像処理部14と、受信超音波信号よりドブラ画像データの生成・処理を行うドブラ画像処理部15とを有して成る。また、上記表示部16は、上記画像処理部13で処理された超音波画像の走査方式を表示用に変換するスキャンコンバータ17と、該スキャンコンバータ17によって走査変換された超音波画像を表示するカラーモニタ18とから成っている。

【0020】

このような構成の超音波診断装置10に於いて、送受信部12を介して超音波プローブ11から、図示されない被検体に対して所定の操作方向に超音波ビームが照射される。そして、超音波プローブ11にて反射されたビームを受けると、該超音波プローブ11から受信信号(受信エコー)が送受信部12に出力される。すると、この送受信部12で受信された受信超音波信号に基づいて、画像処理部13内のBモード画像処理部14にてBモード画像データの生成・処理が行われると共に、ドブラ画像処理部15にてドブラ画像データの生成・処理が行われる。

40

【0021】

そして、これらの生成・処理されたBモード画像及びドブラ画像のデータが、表示部16内のスキャンコンバータ17にて表示用の操作方式に変換される。次いで、このスキャンコンバータ17によって走査変換された超音波画像が、カラーモニタ18上に表示される。

50

## 【 0 0 2 2 】

次に、図 1 に示されるドブラ画像処理部 1 5 の構成について、図 2 を参照して詳細に説明する。

## 【 0 0 2 3 】

図 2 は、ドブラ画像処理部 1 5 の詳細な構成を示したブロック図である。このドブラ画像処理部 1 5 は、直交位相検波器 2 1 と、A / D 変換器 2 2 と、ドブラ信号記憶部 2 3 と、MTI ( Moving Target Indication ) フィルタ 2 4 と、自己相関器 2 5 と、第 1 の演算器 2 6 と、複素メディアンフィルタ 2 8 と、第 2 の演算器 2 9 と、線形空間フィルタ ( スムーズフィルタ ) 3 0 と、を備えている。

## 【 0 0 2 4 】

上記直交位相検波器 2 1 では、複数回の超音波送受信で得られる受信信号に対して直交位相検波が行われ、互いに位相が 9 0 度異なる I 成分及び Q 成分を有する I Q 信号として出力される。前記 I Q 信号は、A / D 変換器 2 2 でデジタル信号に変換され、順次ドブラ信号記憶部 2 3 に格納される。ドブラ信号記憶部 2 3 では、同一走査方向の位置 ( 深さ ) 順に格納された I Q 信号が、同一位置の送受信時間順に読み出される。MTI フィルタ 2 4 では、ドブラ信号記憶部 2 3 で読み出される I Q 信号のうち、生体組織の移動に起因する成分 ( クラッタ信号成分 ) が除去されて、血流情報のみが抽出される。

## 【 0 0 2 5 】

自己相関器 2 5 では、MTI フィルタ 2 4 を通過したドブラ信号に対して自己相関処理が行われる。遅延がゼロの場合の自己相関は血流のパワー値を与え、遅延をサンプリング時間とした場合の自己相関は血流の平均流速値と分散値を情報として有する複素ベクトル値である。そして、第 1 の演算器 2 6 にて、複素ベクトル値  $R = R_x + j R_y$ 、パワー値 P から、流速値 と分散値 が、下記 ( 1 ) 式及び ( 2 ) 式のようにして計算される。

## 【 数 1 】

$$\phi = \tan^{-1} \frac{R_y}{R_x} \quad \dots(1)$$

$$\sigma = 1 - \frac{|R|}{P} \quad \dots(2)$$

## 【 0 0 2 6 】

但し、ここでの  $\phi = \tan^{-1} ( R_y / R_x )$  は、 $\phi$  の範囲が  $-\pi/2 \sim \pi/2$  の四象限逆正接である。しかし、本実施形態に於いては、第 1 の演算器 2 6 では流速値 が計算されず、下記 ( 3 ) 式、( 4 ) 式から次の複素血流情報  $z = x + j y$  が算出される。

## 【 数 2 】

$$x = \frac{R_x}{P} \quad \dots(3)$$

$$y = \frac{R_y}{P} \quad \dots(4)$$

## 【 0 0 2 7 】

したがって、流速値 と分散値 は、前記 x、y から、下記 ( 5 ) 式、( 6 ) 式で求められる。

10

20

30

40

## 【数3】

$$\phi = \tan^{-1} \frac{y}{x} \quad \dots(5)$$

$$\sigma = 1 - \sqrt{x^2 + y^2} \quad \dots(6)$$

## 【0028】

尚、本実施形態では、 $R_x$ 、 $R_y$  を  $P$  で割った値を  $x$ 、 $y$  にしているが、 $R_x$ 、 $R_y$  をそのまま  $x$ 、 $y$  として処理し、後に  $P$  で割ってもよい。

10

## 【0029】

複素メディアンフィルタ28では、血管や血流分布の境界線が平滑化され、ノイズが除去されて、画像抜けが低減される。尚、この複素メディアンフィルタ28の詳細な処理手順については後述する。

## 【0030】

第2の演算器29では、前記(5)式が用いられて流速値が算出される。尚、本実施形態では、流速値は第1の演算器26、複素メディアンフィルタ28、第2の演算器29の順で計算されるが、分散値は第1の演算器26で算出された後、複素メディアンフィルタ28、第2の演算器29を経由せずに、スムーズフィルタ30に直接入力される。しかしながら、これに限られずに、複素メディアンフィルタ28の出力から前記(6)式を用いて分散値が算出され、該(6)式の計算が第2の演算器29に含まれるような構成にしてもよい。

20

## 【0031】

スムーズフィルタ30も画像の平滑化を行うためのものであるが、その伝達関数は一般的に線形であり、フィルタリングの効果は前記複素メディアンフィルタ28と異なっている。

## 【0032】

次に、図3乃至図5を参照して、前述した複素メディアンフィルタ28の処理手順について説明する。

## 【0033】

図3は所定の時刻に於ける速度値画像データを、走査方向、深さ方向に行列として表した図である。

30

## 【0034】

先ず、速度値画像データ全体の行列40のうち、所定位置41のフィルタリングのために、所定位置41を基準位置とする所定範囲42が設定される。

## 【0035】

所定範囲42の各画素値の例を図4(a)及び(b)に示す。ここでは、複素画素値を  $x + jy$  の形式で表現しており、(a)は実部( $x$ )を、(b)は虚部( $jy$ )をそれぞれ示した図である。

## 【0036】

各画素値のうち、図4(a)、(b)に於いて斜線で示されているものはノイズとみられる値であり、各画素値の分布は図3と同様になっている。このとき、もし所定範囲42の各画素値の位相を算出し、各画素の流速値を、前記(5)式を用いてそれぞれ求めてからそれらのメディアン値をとると、結果はゼロとなり、所定範囲42の主要な画素値の分布を反映しない。

40

## 【0037】

図5は、所定範囲42の各画素の流速値を計算した結果を示した図である。但し、流速値は位相を で正規化している。

## 【0038】

そこで、前述したとおり、各画素値の実部(図4(a)参照)と虚部(図4(b)参照

50

)のそれぞれについてメディアン値をとると、実部のメディアン値： $x_{MED} = -62$ 、虚部のメディアン値： $y_{MED} = 0$ となる。したがって、第2の演算器29による流速値の結果は、前記(5)式を用いて計算すれば、結果はとなり、所定位置41に於ける流速が速いにもかかわらず遅く表示される、という矛盾を防ぐことができる。

【0039】

このように、本実施形態によれば、カラードブラ法のフィルタリングに於いて折り返りの影響を考慮する必要のない超音波診断装置を提供することができる。

【0040】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

10

【0041】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】本発明の一実施形態による超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

20

【図2】図1のドブラ画像処理部15の詳細な構成を示したブロック図である。

【図3】複素メディアンフィルタ28の処理手順について説明するもので、所定の時刻に於ける速度値画像データを、走査方向、深さ方向に行列として表した図である。

【図4】複素メディアンフィルタ28の処理手順について説明するもので、所定範囲42の各画素値の例で、(a)は実部(x)を、(b)は虚部(jy)をそれぞれ示した図である。

【図5】複素メディアンフィルタ28の処理手順について説明するもので、所定範囲42の各画素の流速値を計算した結果を示した図である。

【図6】折りかえりが生じた速度値画像データにメディアン等のフィルタを適用した場合の問題点について説明するもので、(a)は速度値の分布を複素平面の位相で表した図、(b)は速度値の分布を帯状に表した図である。

30

【図7】折りかえりが生じた速度値画像データにメディアン等のフィルタを適用した場合の問題点について説明するもので、速度値の分布を複素平面の位相で表した別の例を示した図である。

【符号の説明】

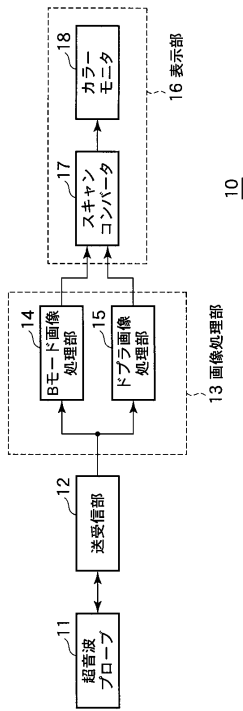
【0043】

10...超音波診断装置、11...超音波プローブ、12...送受信部、13...画像処理部、14...Bモード画像処理部、15...ドブラ画像処理部、16...表示部、17...スキャンコンバータ、18...カラーモニタ、21...直交位相検波器、22...A/D変換器、23...ドブラ信号記憶部、24...MTI(Moving Target Indication)フィルタ、25...自己相関器、26...第1の演算器、28...複素メディアンフィルタ、29...第2の演算器、30...スムーズフィルタ、40...行列、41...所定位置、42...所定範囲。

40

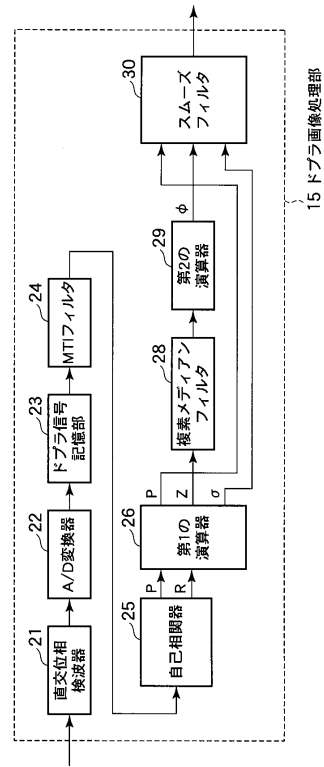
【図1】

図1



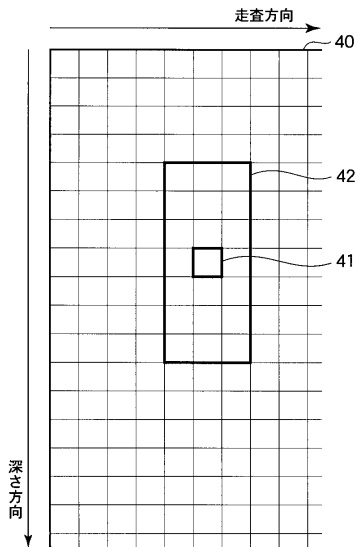
【図2】

図2



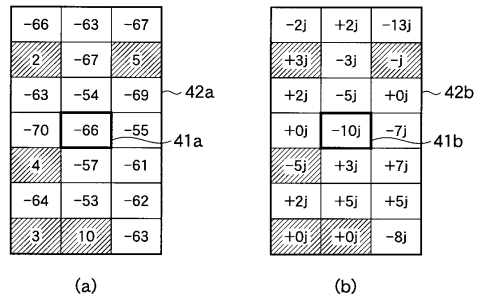
【図3】

図3



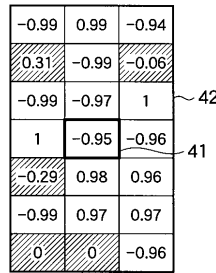
【図4】

図4



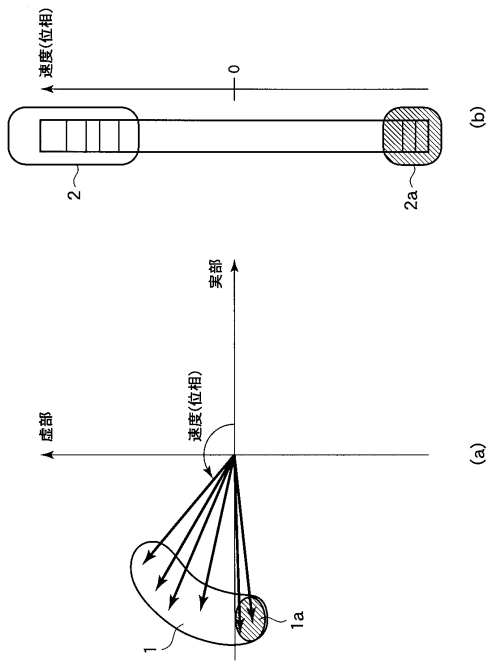
【図5】

図5



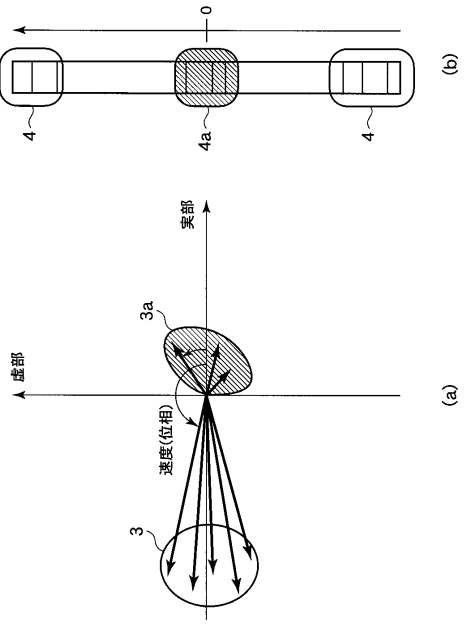
【 図 6 】

図 6



【 図 7 】

図 7



---

フロントページの続き

- (72)発明者 大住 良太  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 佐藤 武史  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 坂口 文康  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平07-303644(JP,A)  
特開平05-300372(JP,A)  
特開平05-005778(JP,A)  
特開平05-056972(JP,A)  
特開昭62-270139(JP,A)  
特開2001-183453(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5085144B2</a>	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	JP2007012843	申请日	2007-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大住良太 佐藤武史 坂口文康		
发明人	大住 良太 佐藤 武史 坂口 文康		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/JB28 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB51 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK19 4C601/KK20		
代理人(译)	中村诚		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2008178472A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其不需要考虑折叠在彩色多普勒方法的滤波中的影响，并且数据处理不会变得复杂。

ŽSOLUTION：在图像处理部分13中从由发送/接收部分12从超声波探头11获得的接收信号中检测血流信息，从血流信息生成复数矢量值是像素属性的图像数据。并且还提取其参考位置是所生成的图像数据的规定像素的规定范围中的各个像素值，以生成输入矩阵。然后，在图像处理部分13中，输入矩阵中的各个像素的复数矢量值的实部和虚部分别以大小的顺序重新排列，为实部提取规定的像素值。虚拟部分分别基于重新排列的结果并被定义为参考像素的复数矢量输出值，并且计算输出的复数矢量值的相位值。Ž