

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2005-312578
(P2005-312578A)

(43) 公開日 平成17年11月10日(2005.11.10)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 8/06

F I
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2004-132430 (P2004-132430)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成16年4月28日 (2004. 4. 28)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
			アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
		(74) 代理人	100085187
			弁理士 井島 藤治
		(74) 代理人	100090424
			弁理士 鮫島 信重
		最終頁に続く	

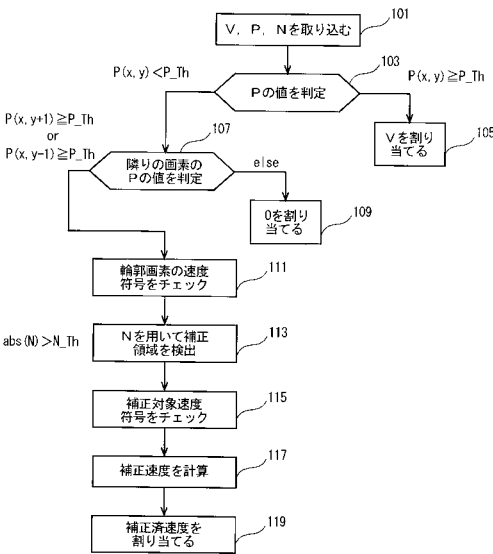
(54) 【発明の名称】 速度分布像構成方法および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 輪郭が角張らない速度分布像を構成する方法およびそのような画像構成を行う超音波診断装置を実現する。

【解決手段】 超音波エコーのドップラ信号を自己相関演算して得られる出力値に基づいて速度分布像を構成するにあたり、ドップラ信号が第1の閾値以上のパワーを持つ第1の種類の画素について自己相関演算の出力値に基づく速度を割り当て(105)、ドップラ信号が第1の閾値未満のパワーを持ち第1の種類の画素に順次に連なり自己相関演算の虚数出力の絶対値が第2の閾値を超える画素について第1の種類の画素を先頭とする画素の連なりの後尾に向かって値が遞減する速度を割り当てる(107-119)。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波エコーのドップラ信号を自己相関演算して得られる出力値に基づいて速度分布像を構成するにあたり、

前記ドップラ信号が第 1 の閾値以上のパワーを持つ第 1 の種類の画素について自己相関演算の出力値に基づく速度を割り当て、

前記ドップラ信号が前記第 1 の閾値未満のパワーを持ち前記第 1 の種類の画素に順次に連なり自己相関演算の虚数出力の絶対値が第 2 の閾値を超える画素について前記第 1 の種類の画素を先頭とする画素の連なりの後尾に向かって値が逓減する速度を割り当てる、ことを特徴とする速度分布像構成方法。

10

【請求項 2】

前記値の逓減が定比である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の速度分布像構成方法。

【請求項 3】

前記速度が方向に対応したカラー情報を持つ、ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の速度分布像構成方法。

【請求項 4】

前記速度が血流速度である、ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のうちのいずれか 1 つに記載の速度分布像構成方法。

20

【請求項 5】

超音波エコーのドップラ信号を自己相関演算して得られる出力値に基づいて速度分布像を構成する超音波診断装置であって、

前記ドップラ信号が第 1 の閾値以上のパワーを持つ第 1 の種類の画素について自己相関演算の出力値に基づく速度を割り当てる第 1 の割り当て手段と、

前記ドップラ信号が前記第 1 の閾値未満のパワーを持ち前記第 1 の種類の画素に順次に連なり自己相関演算の虚数出力の絶対値が第 2 の閾値を超える画素について前記第 1 の種類の画素を先頭とする画素の連なりの後尾に向かって値が逓減する速度を割り当てる第 2 の割り当て手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記値の逓減が定比である、ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記速度が方向に対応したカラー情報を持つ、ことを特徴とする請求項 5 または請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記速度が血流速度である、ことを特徴とする請求項 5 ないし請求項 7 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、速度分布像構成方法および超音波診断装置に関し、特に、超音波エコー（echo）のドップラ（Doppler）信号を利用して速度分布像を構成する方法および超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、超音波エコーのドップラ信号を自己相関演算して得られる出力値に基づいて血流の速度分布像を構成する。速度分布像は、ドップラ信号が所定の閾値以上

50

のパワーを持つ画素によって構成される（例えば、特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特開平 7 - 3 0 8 3 1 8 号公報（第 3 頁、図 2）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上記のようにして構成された速度分布像の輪郭はパワーに関する 2 値画像の輪郭と同じになるので一般的に角張ったブロック（block）状のものとなる。このため、輪郭付近で速度値が高いとき等には、輪郭のブロック性が強調されて不自然さが目立ってくる。

【0004】

そこで、本発明の課題は、輪郭が角張らない速度分布像を構成する方法およびそのような画像構成を行う超音波診断装置を実現することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

（1）上記の課題を解決するための請求項 1 に係る発明は、超音波エコーのドップラ信号を自己相関演算して得られる出力値に基づいて速度分布像を構成するにあたり、前記ドップラ信号が第 1 の閾値以上のパワーを持つ第 1 の種類の画素について自己相関演算の出力値に基づく速度を割り当て、前記ドップラ信号が前記第 1 の閾値未満のパワーを持ち前記第 1 の種類の画素に順次に連なり自己相関演算の虚数出力の絶対値が第 2 の閾値を超える画素について前記第 1 の種類の画素を先頭とする画素の連なりの後尾に向かって値が通減する速度を割り当てる、ことを特徴とする速度分布像構成方法である。

20

【0006】

（2）上記の課題を解決するための請求項 2 に係る発明は、前記値の通減が定比である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の速度分布像構成方法である。

（3）上記の課題を解決するための請求項 3 に係る発明は、前記速度が方向に対応したカラー情報を持つ、ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の速度分布像構成方法である。

【0007】

（4）上記の課題を解決するための請求項 4 に係る発明は、前記速度が血流速度である、ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のうちのいずれか 1 つに記載の速度分布像構成方法である。

30

【0008】

（5）上記の課題を解決するための請求項 5 に係る発明は、超音波エコーのドップラ信号を自己相関演算して得られる出力値に基づいて速度分布像を構成する超音波診断装置であって、前記ドップラ信号が第 1 の閾値以上のパワーを持つ第 1 の種類の画素について自己相関演算の出力値に基づく速度を割り当てる第 1 の割り当て手段と、前記ドップラ信号が前記第 1 の閾値未満のパワーを持ち前記第 1 の種類の画素に順次に連なり自己相関演算の虚数出力の絶対値が第 2 の閾値を超える画素について前記第 1 の種類の画素を先頭とする画素の連なりの後尾に向かって値が通減する速度を割り当てる第 2 の割り当て手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

40

（6）上記の課題を解決するための請求項 6 に係る発明は、前記値の通減が定比である、ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置である。

（7）上記の課題を解決するための請求項 7 に係る発明は、前記速度が方向に対応したカラー情報を持つ、ことを特徴とする請求項 5 または請求項 6 に記載の超音波診断装置である。

【0010】

（8）上記の課題を解決するための請求項 8 に係る発明は、前記速度が血流速度である、ことを特徴とする請求項 5 ないし請求項 7 のうちのいずれか 1 つに記載の超音波診断装置である。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 1 】

(1) 請求項 1 に係る発明または請求項 5 に係る発明によれば、超音波エコーのドップラ信号を自己相関演算して得られる出力値に基づいて速度分布像を構成するにあたり、前記ドップラ信号が第 1 の閾値以上のパワーを持つ第 1 の種類の画素について自己相関演算の出力値に基づく速度を割り当て、前記ドップラ信号が前記第 1 の閾値未満のパワーを持ち前記第 1 の種類の画素に順次に連なり自己相関演算の虚数出力の絶対値が第 2 の閾値を超える画素について前記第 1 の種類の画素を先頭とする画素の連なりの後尾に向かって値が逓減する速度を割り当てるので、輪郭が角張らない速度分布像を構成する方法またはそのような画像構成を行う超音波診断装置を実現することができる。

【 0 0 1 2 】

10

(2) 請求項 2 に係る発明または請求項 6 に係る発明によれば、前記値の逓減が定比であるので、輪郭部のグラデーションが自然な速度分布像を得ることができる。

(3) 請求項 3 に係る発明または請求項 7 に係る発明によれば、前記速度が方向に対応したカラー情報を持つので、方向の識別が容易になる。

【 0 0 1 3 】

(4) 請求項 4 に係る発明または請求項 8 に係る発明によれば、前記速度が血流速度であるので、血流の速度分布像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、発明を実施するための最良の形態に限定されるものではない。図 1 に超音波診断装置のブロック (b l o c k) 図を示す。本装置は発明を実施するための最良の形態の一例である。本装置の構成によって、超音波診断装置に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。本装置の動作によって、速度分布像構成方法に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。

20

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、本装置は、超音波プローブ 2 (p r o b e) を有する。超音波プローブ 2 は、図示しない複数の超音波トランスデューサ (t r a n s d u c e r) のアレイ (a r r a y) を有する。個々の超音波トランスデューサは例えば P Z T (チタン (T i) 酸ジルコン (Z r) 酸鉛) セラミックス (c e r a m i c s) 等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ 2 は、操作者により撮影の対象 4 に当接して使用される。

30

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 2 は送受信部 6 に接続されている。送受信部 6 は、超音波プローブ 2 に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部 6 は、また、超音波プローブ 2 が受波したエコー信号を受信する。送受信部 6 のブロック図を図 2 に示す。同図に示すように、送受信部 6 は送波タイミング (t i m i n g) 発生ユニット (u n i t) 6 0 2 を有する。送波タイミング発生ユニット 6 0 2 は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマ (b e a m f o r m e r) 6 0 4 に入力する。送波タイミング信号の周期は後述の制御部 1 8 により制御される。

【 0 0 1 7 】

40

送波ビームフォーマ 6 0 4 は、送波のビームフォーミング (b e a m f o r m i n g) を行うもので、送波タイミング信号に基づき、所定の方位の超音波ビームを形成するためのビームフォーミング信号を生じる。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。ビームフォーミングは後述の制御部 1 8 によって制御される。送波ビームフォーマ 6 0 4 は、送波ビームフォーミング信号を送受切換ユニット 6 0 6 に入力する。

【 0 0 1 8 】

送受切換ユニット 6 0 6 は、ビームフォーミング信号を超音波トランスデューサアレイに入力する。超音波トランスデューサアレイにおいて、送波アパーチャ (a p e r t u r e) を構成する複数の超音波トランスデューサは、駆動信号の時間差に対応した位相差を

50

持つ超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成により、所定方位の音線に沿った超音波ビームが形成される。

【0019】

送受切換ユニット606には受波ビームフォーマ610が接続されている。送受切換ユニット606は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ610に入力する。受波ビームフォーマ610は、送波の音線に対応した受波のビームフォーミングを行うもので、複数の受波エコーに時間差を付与して位相を調整し、次いでそれら加算して所定方位の音線に沿ったエコー受信信号を形成する。受波のビームフォーミングは後述の制御部18により制御される。

【0020】

超音波ビームの送波は、送波タイミング発生ユニット602が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。それに合わせて、送波ビームフォーマ604および受波ビームフォーマ610により、音線の方位が所定量ずつ変更される。それによって、対象4の内部が、音線によって順次に走査される。このような構成の送受信部6は、例えば図3に示すような走査を行う。すなわち、放射点200からz方向に延びる音線202で扇状の2次元領域206を θ 方向に走査し、いわゆるセクタスキャン (sector scan) を行う。

【0021】

送波および受波のアパーチャを超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成するときは、このアパーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図4に示すような走査を行うことができる。すなわち、放射点200からz方向に発する音線202を直線状の軌跡204に沿って平行移動させることにより、矩形状の2次元領域206をx方向に走査し、いわゆるリニアスキャン (linear scan) を行う。

【0022】

なお、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイ (convex array) である場合は、リニアスキャンと同様な音線走査により、例えば図5に示すように、音線202の放射点200を円弧状の軌跡204に沿って移動させ、扇面状の2次元領域206を θ 方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行える。

【0023】

送受信部6はBモード (mode) 処理部10およびドップラ処理部12に接続されている。送受信部6から出力される音線ごとのエコー受信信号は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12に入力される。

【0024】

Bモード処理部10はBモード画像を形成するものである。Bモード処理部10は、図6に示すように、対数増幅ユニット102と包絡線検波ユニット104を備えている。Bモード処理部10は、対数増幅ユニット102でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波ユニット104で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ (scope) 信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像を形成する。

【0025】

ドップラ処理部12はドップラ計測データを形成するものである。ドップラ計測データには、後述する速度データ、分散データおよびパワーデータが含まれる。ドップラ処理部12は、図7に示すように直交検波ユニット120、MTIフィルタ (moving target indication filter) 122、自己相関演算ユニット124、平均流速演算ユニット126、分散演算ユニット128およびパワー (power) 演算ユニット130を備えている。

【0026】

ドップラ処理部12は、直交検波ユニット120でエコー受信信号を直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理してエコーのドップラ信号を求める。また、自己相関演算

10

20

30

40

50

ユニット１２４でＭＴＩフィルタ１２２の出力信号について自己相関演算を行い、平均流速演算ユニット１２６で自己相関演算結果から平均流速Ｖを求め、分散演算ユニット１２８で自己相関演算結果から流速の分散Ｔを求め、パワー演算ユニット１３０で自己相関演算結果からドップラ信号のパワーＰを求める。

【００２７】

これによって、対象４内で移動するエコー源、例えば血液等の平均流速Ｖとその分散Ｔおよびドップラ信号のパワーＰを表すそれぞれのデータが音線ごとに得られる。これらデータは、音線上の各点の平均流速、分散およびパワーを示す。以下、平均流速を単に速度という。なお、速度は音線方向の成分として得られる。また、超音波プローブ２に近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。なお、エコー源は血液に限るものではなく、例えば血管等に注入されたマイクロバルーン（micro balloon）造影剤等であって良い。以下、血液の例で説明するがマイクロバルーン造影剤の場合も同様である。

10

【００２８】

Bモード処理部１０およびドップラ処理部１２は画像処理部１４に接続されている。画像処理部１４は、Bモード処理部１０およびドップラ処理部１２からそれぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画像およびドップラ画像を生成する。以下、ドップラ画像をフロー（flow）画像ともいう。

【００２９】

画像処理部１４は、図８に示すように、バス（bus）１４０によって接続された入力データメモリ（data memory）１４２、ディジタル・スキャンコンバータ（digital scan converter）１４４、画像メモリ１４６およびプロセッサ（processor）１４８を備えている。

20

【００３０】

Bモード処理部１０およびドップラ処理部１２から音線ごとに入力されたBモード画像およびドップラ計測データは、入力データメモリ１４２にそれぞれ記憶される。入力データメモリ１４２のデータは、ディジタル・スキャンコンバータ１４４で走査変換されて画像メモリ１４６に記憶される。プロセッサ１４８は、入力データメモリ１４２および画像メモリ１４６のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施す。

【００３１】

画像処理部１４には表示部１６が接続されている。表示部１６は、画像処理部１４から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。なお、表示部１６は、カラー（color）画像が表示可能なグラフィックディスプレイ（graphic display）等で構成される。

30

【００３２】

以上の送受信部６、Bモード処理部１０、ドップラ処理部１２、画像処理部１４および表示部１６には制御部１８が接続されている。制御部１８は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御する。また、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。

【００３３】

制御部１８の制御の下で、Bモード動作およびドップラモード動作が実行される。制御部１８には操作部２０が接続されている。操作部２０は操作者によって操作され、制御部１８に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部２０は、例えばキーボード（keyboard）やポインティングデバイス（pointing device）およびその他の操作具を備えた操作パネル（panel）で構成される。

40

【００３４】

本装置の撮影動作を説明する。操作者は超音波プローブ２を対象４の所望の個所に当接し、操作部２０を操作して、例えばBモードとドップラモードを併用した撮影動作を行う。これによって、制御部１８による制御の下で、Bモード撮影とドップラモード撮影が時分割で行われる。すなわち、例えばドップラモードのスキャンを所定回数行う度にBモードのスキャンを１回行う割合で、Bモードとドップラモードの混合スキャンが行われる。

【００３５】

50

Bモードにおいては、送受信部6は、超音波プローブ2を通じて音線順次で対象4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。Bモード処理部10は、送受信部6から入力されるエコー受信信号を対数増幅ユニット102で対数増幅し包絡線検波ユニット104で包絡線検波してAスコープ信号を求め、それに基づいて音線ごとのBモード画像を形成する。画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される音線ごとのBモード画像を入力データメモリ142に記憶する。これによって、入力データメモリ142内に、Bモード画像についての音線データ空間が形成される。

【0036】

ドップラモードにおいては、送受信部6は超音波プローブ2を通じて音線順次で対象4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。その際、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波ユニット120で直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関演算ユニット124で自己相関を求め、自己相関結果から、平均流速演算ユニット126で平均流速を求め、分散演算ユニット128で分散を求め、パワー演算ユニット130でパワーを求める。

10

【0037】

画像処理部14は、ドップラ処理部12から入力される音線ごとかつピクセルごとの各ドップラ計測データを入力データメモリ142に記憶する。これによって、入力データメモリ142内に、各ドップラ計測データについての音線データ空間が成される。

【0038】

プロセッサ148は、入力データメモリ142のBモード画像およびドップラ計測データをデジタル・スキャンコンバータ144でそれぞれ走査変換して画像メモリ146に書き込む。その際、ドップラ計測データは、速度に分散を加味したカラーフローマッピング(CFM: color flow mapping)画像およびパワードップラ(PDI: power Doppler imaging)画像として書き込まれる。このとき、プロセッサ148は、CFM画像について輪郭の角張をなくすための処理を施す。輪郭処理については後にあらためて説明する。

20

【0039】

プロセッサ148は、Bモード画像、CFM画像およびPDI画像を別々な領域に書き込む。Bモード画像は、音線走査面の体内組織の断層像を示すものとなる。CFM画像は、音線走査面の血流速度等の2次元分布を示す画像となる。この画像では血流の方向に応じて表示色を異ならせる。また、速度に応じて表示色の輝度を異ならせる。また、分散に応じて所定の色の混色率を高め表示色の純度を変える。これによって、速度の大きさ、方向、分散が視認性良く表示される。PDI画像は、音線走査面の血流等の存在を示す画像となる。表示色はCFM画像に用いる色とは異ならせる。信号強度に応じて表示色の輝度を変える。CFM画像およびPDI画像はいずれもフロー画像となる。

30

【0040】

これらの画像を表示部16に表示させる場合には、例えばBモード画像とCFM画像を重ね合わせて表示する。これにより、体内組織との位置関係が明確な血流速度分布像を観察することができる。また、Bモード画像とPDI画像を重ね合わせて表示する。この場合は、体内組織との位置関係が明確な血管走行状態を観察することができる。

40

【0041】

CFM画像の輪郭処理について説明する。図9に、輪郭処理を含むCFM画像作成に着目した画像処理部14のブロック図を示す。同図に示すように、画像処理部14は、速度分布像作成部482および空間フィルタリング部484を有する。これらはいずれも主にプロセッサ148の機能によって実現される。

【0042】

速度分布像作成部482にはドップラ処理部12から速度データVとパワーデータPが入力される。空間フィルタリング部484には、速度分布像作成部482の出力データとドップラ処理部12の出力データNが入力される。

50

【 0 0 4 3 】

出力データNは自己相関演算ユニット124の出力データの虚数分である。出力データの虚数分は実数分とともに速度データVの算出に関わる。以下、出力データNを虚数データNともいう。

【 0 0 4 4 】

図10に、輪郭処理を含むCFM画像作成のフロー図を示す。これはプロセッサ148の動作を示す。同図に示すように、ステージ(stage)101で、速度データV、パワーデータPおよび虚数データNを取り込む。これらデータの取込は画素ごとに行われる。

【 0 0 4 5 】

ステージ103で、パワーデータPの値を判定する。パワーデータの値 $P(x, y)$ が閾値 P_Th 以上のときは、ステージ105でその画素に速度データVを割り当てる。パワーデータの値 $P(x, y)$ が閾値 P_Th 未満のときは、ステージ107で、隣の画素のパワーデータPの値を判定する。隣の方向は例えばy方向である。なお、隣の方向はx方向としてもよく、あるいは、x, y両方向としてもよい。以下、y方向の例で説明するがそれ以外の方向としたときも同様である。

【 0 0 4 6 】

ステージ107では、y方向における隣の画素のパワーデータ $P(x, y - 1)$ または $P(x, y + 1)$ が閾値 P_Th 以上か否かが判定される。パワーデータ $P(x, y - 1)$ または $P(x, y + 1)$ が閾値 P_Th 以上でない(else)ときは、ステージ109で、その画素に速度0を割り当てる。

【 0 0 4 7 】

このような処理により、閾値 P_Th 以上のパワーを持つ画素だけに速度データVが割り当てられる。これによって、例えば図11の(a)に示すようなCFM画像が作成される。同図では、速度データVが割り当てられた画素をグレイ(gray)で表し、0が割り当てられた画素を黒で表す。ここまでの処理は、速度分布像作成部482によって行われる。速度分布像作成部482は、本発明における第1の割り当て手段の一例である。

【 0 0 4 8 】

ステージ107で、y方向における隣の画素のパワーデータ $P(x, y - 1)$ または $P(x, y + 1)$ が閾値 P_Th 以上であると判定されたときは、現在処理中の画素がCFM画像の輪郭画素の隣の画素であるということになる。すなわち、現在処理中の画素は、例えば図11の(b)に示すように、輪郭画素 (x_0, y_0) の隣の画素 (x, y) であるということになる。そのような場合は、ステージ111で、輪郭画素 (x_0, y_0) の速度符号をチェック(check)する。

【 0 0 4 9 】

次に、ステージ113で、虚数データNを用いて補正領域を検出する。なお、補正領域とは、パワーが閾値 P_Th 未満であることにより本来は速度0が割り当てられるべきであるが、CFM画像の輪郭に接していることにより速度の復活を図る領域である。

【 0 0 5 0 】

補正領域の検出は、虚数データNの絶対値 $abs(N)$ が閾値 N_Th より大きいかなかを判定し、大きい場合はその画素を補正領域の画素であるとし、そのような画素が連続する範囲を補正領域とする。このようにして検出された補正領域を、図11の(c)に、やや濃いグレイの画素で示す。

【 0 0 5 1 】

虚数データNの絶対値 $abs(N)$ が閾値 N_Th より大きいということは、その画素がある速度を表す画素である可能性が高いことを意味している。したがって、そのような画素が連続する領域について速度の復活を図ることは意味のあることである。

【 0 0 5 2 】

また、補正領域の検出に虚数データNを利用することは、このデータが、実数データの値が小さいときの速度データまたは実数データそのものに比べて、速度の本来の特性をよ

10

20

30

40

50

り良く表す点で好ましい。

【 0 0 5 3 】

次に、ステージ 1 1 5 で、補正対象の速度符号をチェックする。補正対象は補正領域における各画素である。このチェックの結果、輪郭画素の速度符号と異なる符号を持つものは補正対象から除外される。

【 0 0 5 4 】

次に、ステージ 1 1 7 で補正速度を計算する。補正速度計算は次式によって行われる。

【 0 0 5 5 】

【 数 1 】

$$V(X_0, Y_0 \pm y) > V(X_0, Y_0) \text{ なら } V_c(X_0, Y_0 \pm y) = S F(y) * V(X_0, Y_0)$$

10

$$V(X_0, Y_0 \pm y) \leq V(X_0, Y_0) \text{ なら } V_c(X_0, Y_0 \pm y) = S F(y) * V(X_0, Y_0 \pm y)$$

【 0 0 5 6 】

ここで、 $S F(y)$ は係数すなわちスムージングファクタ (smoothing factor) である。係数 $S F(y)$ は、輪郭画素からの y 方向の距離に応じて逓減する関数である。逓減は例えば定比的逓減である。

【 0 0 5 7 】

上式に示すように、補正対象画素の速度 $V(x_0, y_0 \pm y)$ が輪郭画素の速度 $V(x_0, y_0)$ より大きいときは、輪郭画素の速度 $V(x_0, y_0)$ に係数 $S F(y)$ を乗じた値をその画素の補正後の速度 $V_c(x_0, y_0 \pm y)$ とする。

20

【 0 0 5 8 】

また、補正対象画素の速度 $V(x_0, y_0 \pm y)$ が輪郭画素の速度 $V(x_0, y_0)$ 以下のときは、補正対象画素の速度 $V(x_0, y_0 \pm y)$ に係数 $S F(y)$ を乗じた値をその画素の補正後の速度 $V_c(x_0, y_0 \pm y)$ とする。

【 0 0 5 9 】

このような補正済みの速度が、ステージ 1 1 9 で、各画素に割り当てられる。これによって、例えば図 1 1 の (d) に示すような CFM 画像が得られる。同図に示すように、この CFM 画像は、閾値以上のパワーを持つ単純な輪郭の像について、より微細な輪郭を復元したものとなる。

30

【 0 0 6 0 】

また、復元部分においては速度値が像の外側に向かって次第に減少するので、輪郭のぼかし効果が生じ、従来のように輪郭が際だつこともない。以上のような、ステージ 1 0 7 からステージ 1 1 9 までの処理は、空間フィルタリング部 4 8 4 によって行われる。空間フィルタリング部 4 8 4 は、本発明における第 2 の割り当て手段の一例である。

【 0 0 6 1 】

図 1 2 に、本装置によって得られた CFM 画像の実例を比較例とともに示す。同図において、向かって右側が本装置によって得られた CFM 画像であり、左側が従来の技法によって得られた CFM 画像である。ただし、実際はカラー画像であるがモノクローム (monochrome) の写真で示す。同図に示すように、本装置によって得られた CFM 画像は、輪郭の角張がなくかつ輪郭部のグラデーション (gradation) が自然になる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】 本発明を実施するための最良の形態の一例の超音波診断装置のブロック図である。

【 図 2 】 送受信部のブロック図である。

【 図 3 】 音線走査の概念を示す図である。

【 図 4 】 音線走査の概念を示す図である。

50

- 【図 5】音線走査の概念を示す図である。
 【図 6】B モード処理部のブロック図である。
 【図 7】ドップラ処理部のブロック図である。
 【図 8】画像処理部のブロック図である。
 【図 9】画像処理部の別な観点でのブロック図である。
 【図 10】画像処理部の動作のフローチャートである。
 【図 11】輪郭処理中の画像を示す図である。
 【図 12】表示画像の一例を中間調の写真で示す図である。
 【符号の説明】

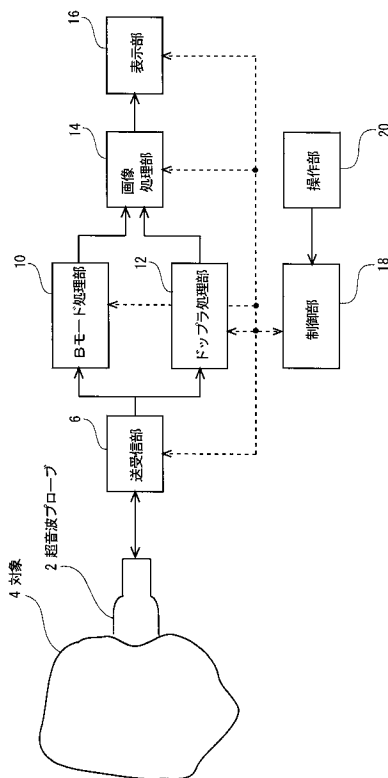
【0063】

10

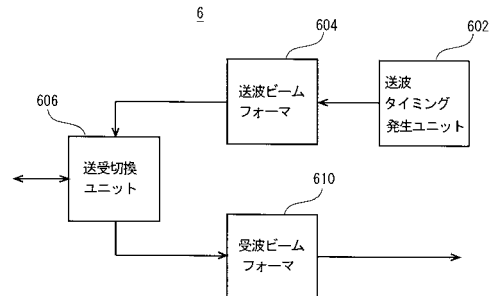
- 2 超音波プローブ
 6 送受信部
 10 Bモード処理部
 12 ドップラ処理部
 14 画像処理部
 16 表示部
 18 制御部
 20 操作部
 482 速度分布像作成部
 484 空間フィルタリング部

20

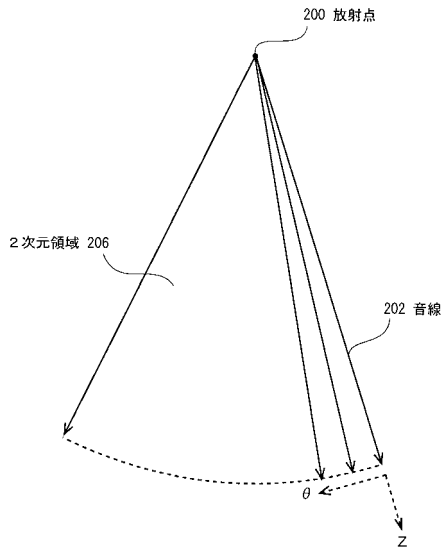
【図 1】



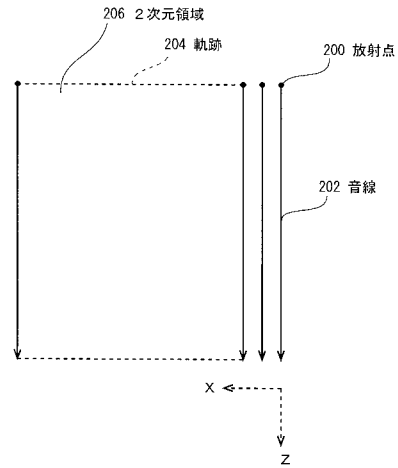
【図 2】



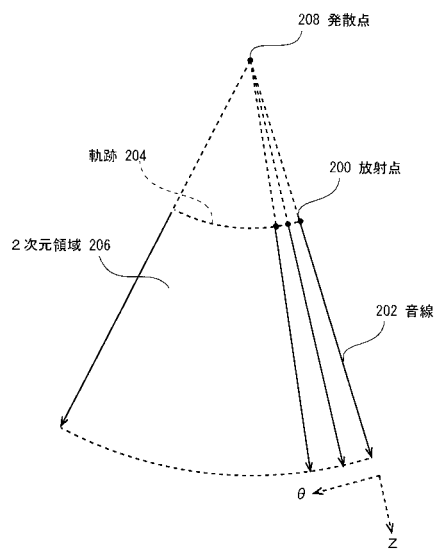
【図 3】



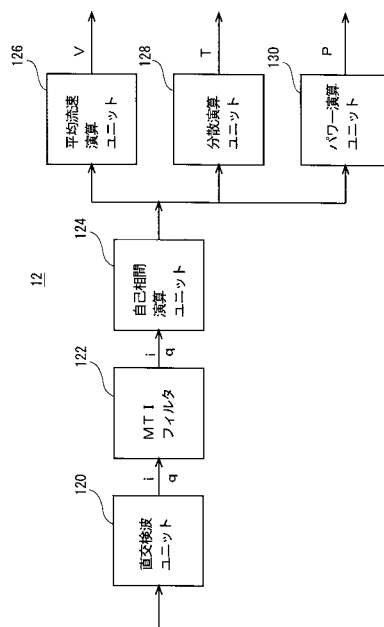
【図 4】



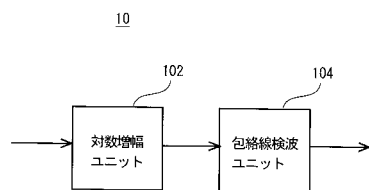
【図 5】



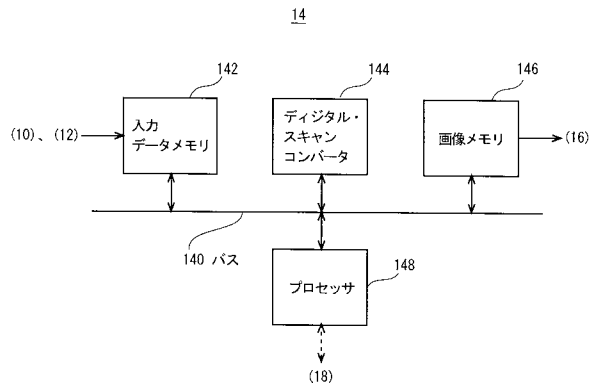
【図 7】



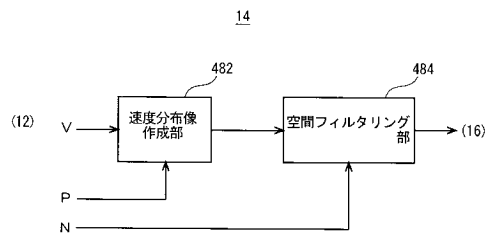
【図 6】



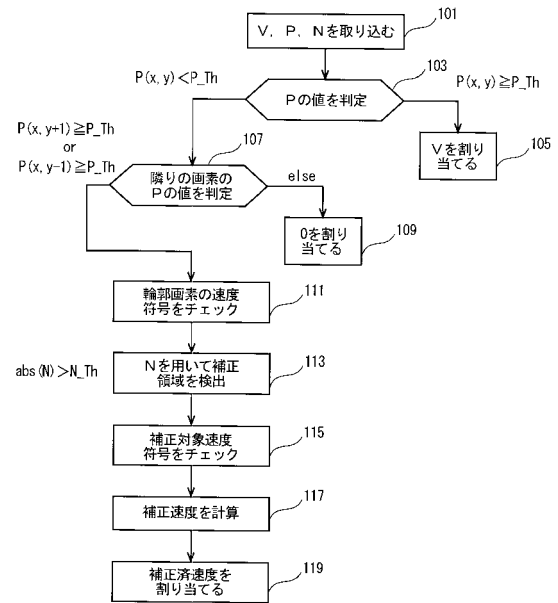
【図 8】



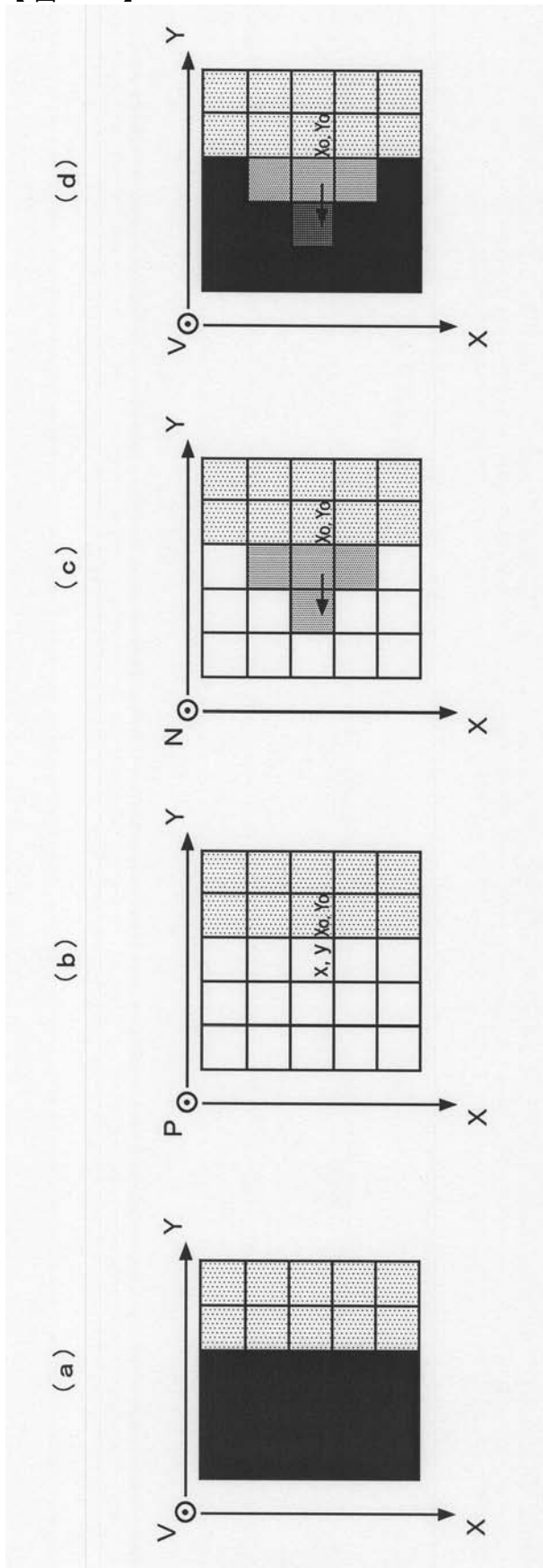
【図 9】



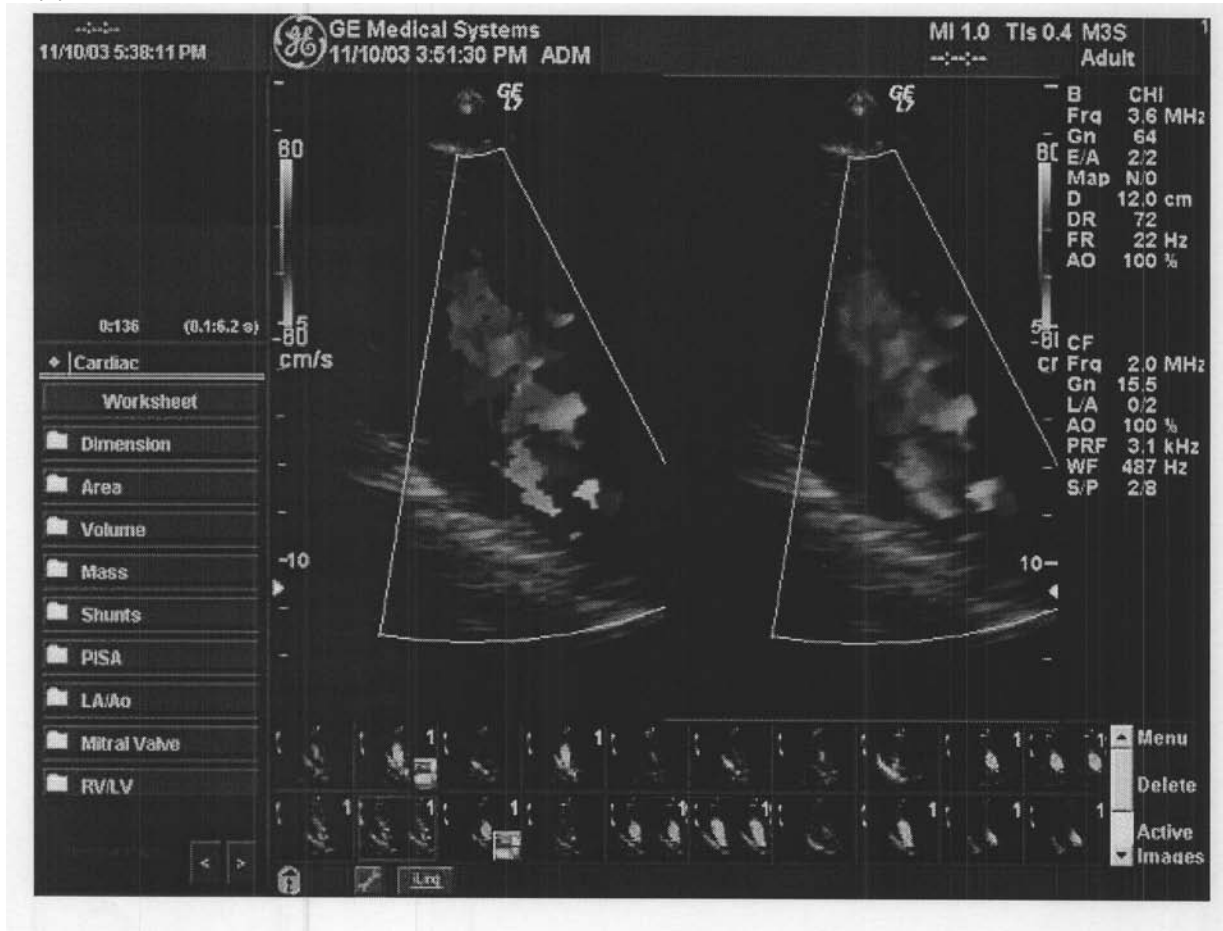
【図 10】



【図 11】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 谷川 俊一郎

東京都日野市旭が丘四丁目 7 番地の 1 2 7 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

(72)発明者 片岡 宏章

東京都日野市旭が丘四丁目 7 番地の 1 2 7 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB06 BB21 BB22 BB23 DD03 DE03 DE04 DE05 DE06

EE04 JB30 JB43 JC02 JC09 JC11 KK19

专利名称(译)	构造速度分布图像的方法和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005312578A	公开(公告)日	2005-11-10
申请号	JP2004132430	申请日	2004-04-28
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎 片岡宏章		
发明人	谷川 俊一郎 片岡 宏章		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/JB30 4C601/JB43 4C601/JC02 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/KK19		
代理人(译)	信茂Sameshima		
其他公开文献	JP4414270B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种用于构造不具有角轮廓的速度分布图像的方法以及用于执行这种图像构造的超声诊断设备。 解决方案：在基于通过对超声回波的多普勒信号进行自相关而获得的输出值构造速度分布图像时，将使用具有功率等于或高于第一阈值的多普勒信号的第一类型像素。 基于自相关计算（105）的输出值分配速度，多普勒信号具有小于第一阈值的功率，并顺序地连接至第一类型像素，并且自相关计算的虚数输出的绝对值为第二值。 对于超过阈值的像素，分配从第一类型像素开始朝向该像素系列的尾部逐渐减小的速度（107-119）。 [选择图]图10

