

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4996247号  
(P4996247)

(45) 発行日 平成24年8月8日(2012.8.8)

(24) 登録日 平成24年5月18日(2012.5.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2006-513802 (P2006-513802)  
 (86) (22) 出願日 平成16年11月10日(2004.11.10)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2004/016631  
 (87) 国際公開番号 W02005/115248  
 (87) 国際公開日 平成17年12月8日(2005.12.8)  
 審査請求日 平成19年10月23日(2007.10.23)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-155662 (P2004-155662)  
 (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)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (74) 代理人 110000350  
 ポレール特許業務法人  
 (72) 発明者 東 隆  
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28  
 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所  
 内  
 (72) 発明者 梅村 晋一郎  
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28  
 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所  
 内

最終頁に続く

(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ブラ周波数偏移を算出し、該ドブラ周波数偏移に基づいて前記被検体の血流速度に基づく輝度を算出するドブラ演算部と、前記血流速度に基づく輝度の時間変化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ブラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドブラ演算部の出力結果の前記輝度の補正を行う輝度補正演算部とを備え、

前記輝度補正演算部は、

前記ドブラ演算部で求められた前記被検体の血流速度に基づく輝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2次元空間上において、前記輝度の時間変化波形の各画素の輝度と、周辺画素の各画素の輝度との差に基づき、重み関数を用いて重みを決定し、決定した前記重みと周辺画素の各画素の輝度とを用いて前記各画素の輝度を変換して分離するフィルタリング処理を行う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、  
前記輝度の時間変化波形の各画素の前記周辺画素の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の差から、前記重み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。

10

【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る受波信号のドブラ周波数偏移を算出し、該ドブラ周波数偏移に基いて前記被検体の血流速度に基づく輝度を算出するドブラ演算部と、前記血流速度に基づく輝度の時間変化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ブラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドブラ演算部の出力結果の前記輝度の補正を行う輝度補正演算部とを備え、  
前記輝度補正演算部は、  
前記ドブラ演算部で求められた前記被検体の血流速度に基づく輝度の時間変化波形に含まれる信号とノイズとを、血流速度と時間で定義される 2 次元空間上において、前記輝度の時間変化波形の各画素の輝度と、周辺画素の各画素の輝度との差に基づき、重み関数を用いて重みを決定し、決定した前記重みと周辺画素の各画素の輝度とを用いて前記各画素の輝度を変換して分離するフィルタリング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。

20

【請求項 5】

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、  
決定した前記重みと前記周辺画素の各画素の輝度との積和を、前記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。

30

【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ブ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】

40

【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、受波信号のドブラ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ブラ装置は、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

50

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。

【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、血流速度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度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度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、血流速度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。

【0005】

ドプラ信号は、超音波の散乱能が大き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。血流速度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度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。

【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。

【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。

【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づ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

10

20

30

40

50

とを制御する制御部と、前記ドブ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、前記ドブ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。

【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。

10

【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。

【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る受波信号のドブラ周波数偏移を算出し、該ドブ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ブラ演算部と、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ブラ演算部と前記表示部とを制御する制御部と、前記ドブ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、前記ドブ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。

20

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。

【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。

40

【0017】

図1に、本発明の一実施例になる超音波撮像装置の構成例を示す。被検体(図示していない)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ブラシフト成分を検出するドブラ演算部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

50

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】

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カーブ（輝度補正曲線）のパラメータ決定処理 102、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】

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  $i$  掛ける  $j$  ( $i \times j$ ) とする。このサイズが大きいくほど自己中心フィルタの効果は大きい、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。

#### 【0022】

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】

・・・・・・・・・・（式 1）

（式 1）は をガウシアン半値幅とするので、この半値幅を広げると、すなわち 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

10

20

30

40

50

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（ $I'_0$ ）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。

【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】

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

【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。

【００２９】

この $Th$ と、図６に示すカーブを用いて、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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

検知しない限りにおいては、一度求めた $Th$ 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。

#### 【 0 0 3 4 】

(式1)のパラメータ (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、 $Th$ 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索して、これを用いることにしても良い。更に $Th$ を求めるための、 $Th$ と、画像出力に用いる自己中心フィルタの $Th$ は一緒でも良いし、別々の値を用いてもよい。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【 0 0 3 5 】

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】

#### 【 0 0 3 6 】

【図1】本発明の一実施例になる超音波撮像装置の構成例を説明する図。

【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。

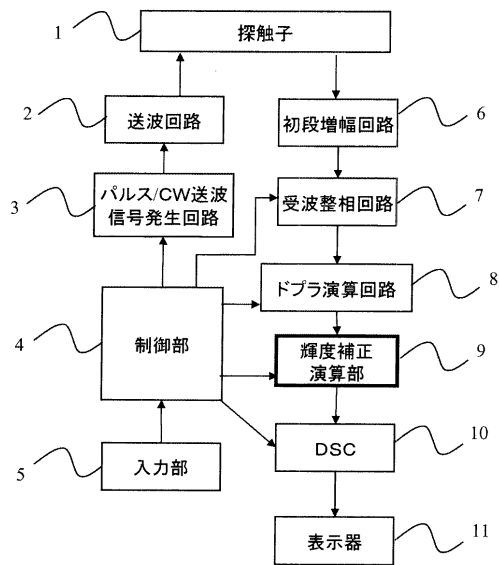
#### 【符号の説明】

#### 【 0 0 3 7 】

- 1 ... 超音波探触子、
- 2 ... 送波回路、
- 3 ... パルス / C W 送波信号発生回路、
- 4 ... 制御部、
- 5 ... 入力部、
- 6 ... 初段増幅回路、
- 7 ... 受波整相回路、
- 8 ... ドブラ演算回路、
- 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。

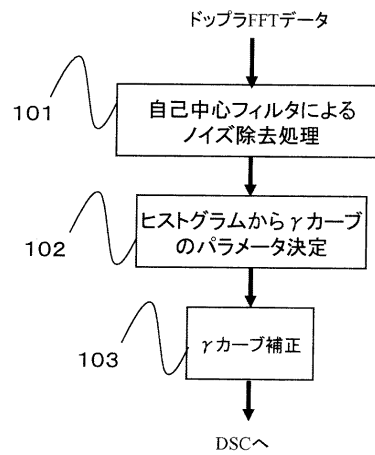
【図 1】

図 1



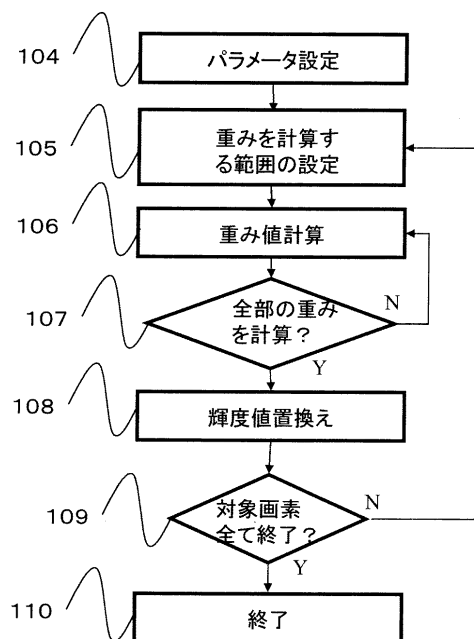
【図 2】

図 2



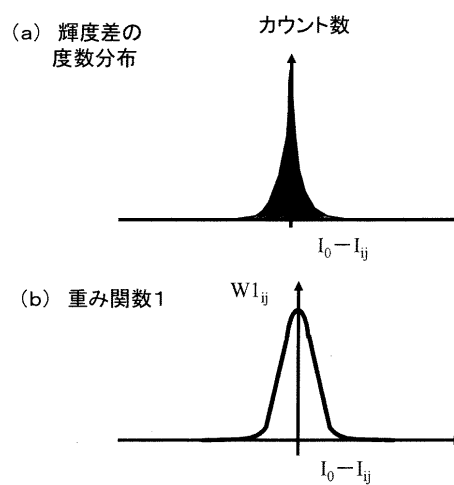
【図 3】

図 3



【図 4】

図 4

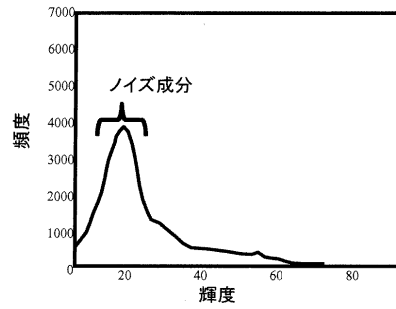




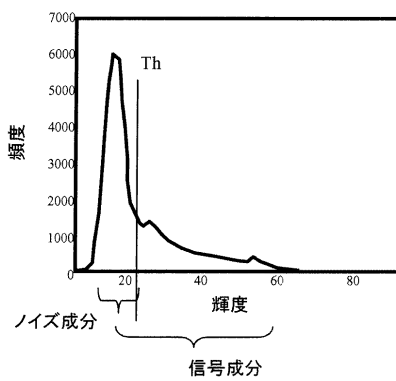
【図 5】

図 5

(a) 元データのヒストグラム

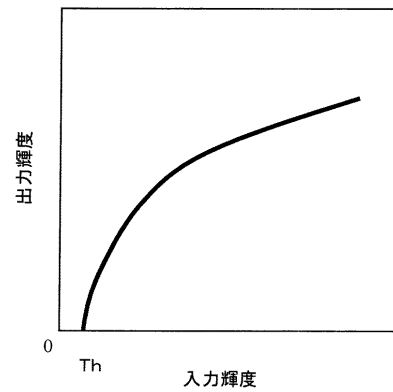


(b) 統計処理後のヒストグラム



【図 6】

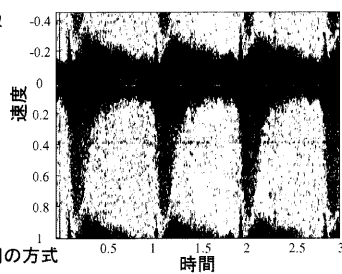
図 6



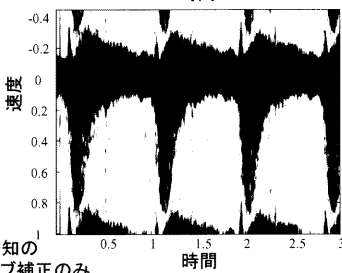
【図 7】

図 7

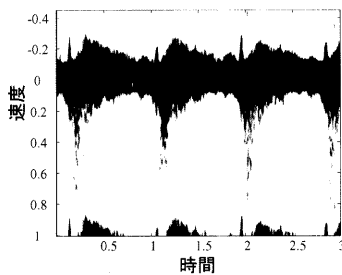
(a) 元画像



(b) 本発明の方式

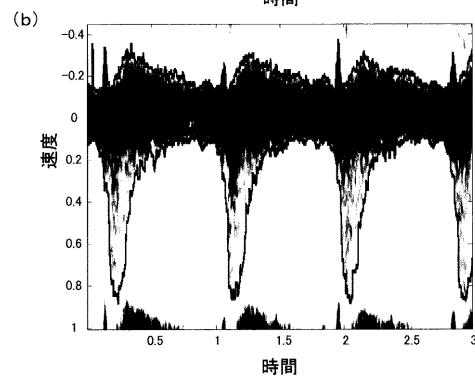
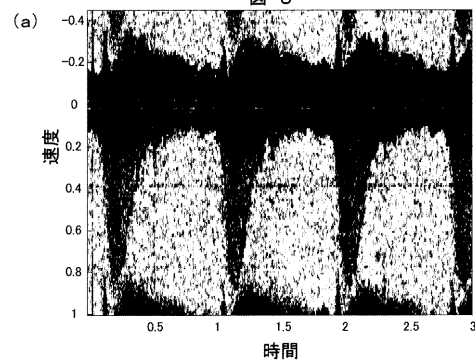


(c) 従来公知のガンマカーブ補正のみ



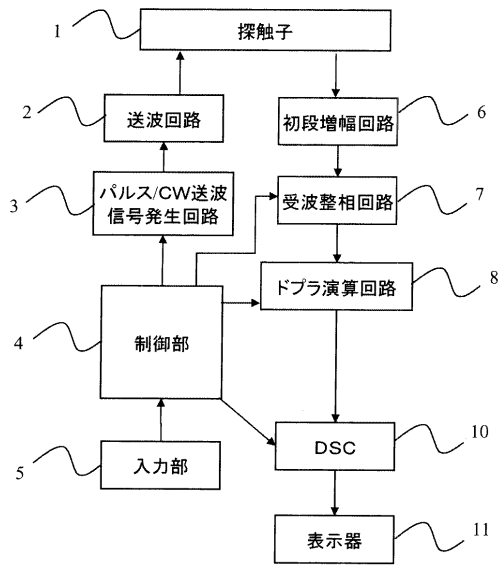
【図 8】

図 8



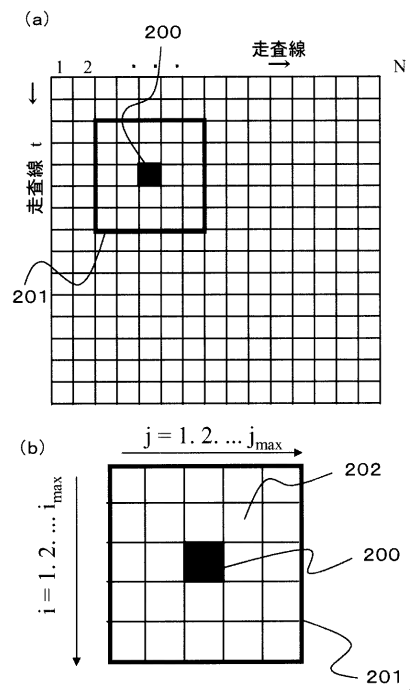
【図 9】

図 9



【図 10】

図 10



---

フロントページの続き

(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

審査官 五関 統一郎

(56)参考文献 特開2002-534185(JP,A)

特開平04-051941(JP,A)

特開2000-262520(JP,A)

特開2004-129773(JP,A)

特開2000-300561(JP,A)

特開平11-033024(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="#">JP4996247B2</a>	公开(公告)日	2012-08-08
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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	東隆 梅村晋一郎 鎌田英世		
发明人	東 隆 梅村 晋一郎 鎌田 英世		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
优先权	2004155662 2004-05-26 JP		
其他公开文献	JPWO2005115248A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种能够提高超声波血流流量图显示图像中的信号成分的轮廓形状的可视性的超声波图像取得装置。 亮度校正运算单元，对多普勒运算单元的输出结果进行亮度校正，该多普勒运算单元计算从接收单元输出的接收波信号的多普勒频移，并基于多普勒频移计算对象的血流速度;亮度校正操作单元通过由血流速度和时间限定的空间的连续性来分离包括在由多普勒操作单元确定的对象的血流速度的时变波形中的信号和噪声。并且，亮度校正处理单元使用作为滤波处理的结果获得的信号亮度和噪声亮度的边界值作为参数来执行亮度校正。

数（式 1）もしくは偶数次の多

【 0 0 2 3 】

【 数 1 】

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

【 0 0 2 4 】