

(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2004-344515
(P2004-344515A)

(43) 公開日 平成16年12月9日(2004.12.9)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/06

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求有 請求項の数 3 OL (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-146824 (P2003-146824)
(22) 出願日 平成15年5月23日(2003.5.23)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 鯖田 知弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE01 EE04 EE09 EE30
JB24 JB30 JB36 JB40 JB43
JC21 KK02 KK12 KK19 KK24
LL05

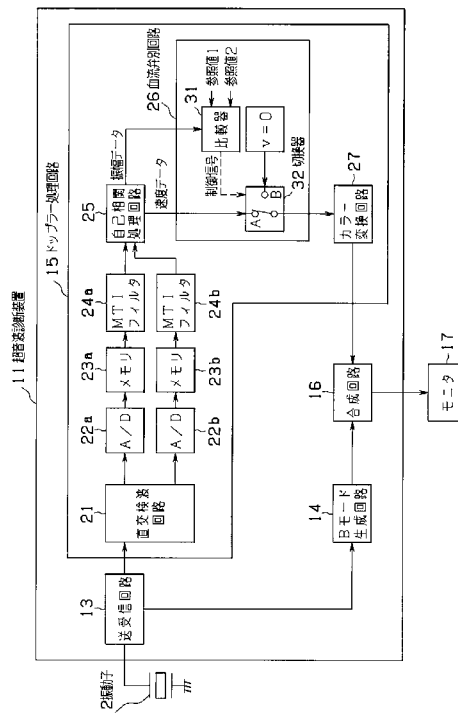
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置における血流成分弁別方法

(57) 【要約】

【課題】従来の超音波診断装置は、超音波による血流観察時に血流成分とクラッタ成分が弁別されているが、ホワイトノイズ成分は弁別されず、血流の状態判断が難しくなる。

【解決手段】被検体に超音波を送受信して得られる超音波エコー信号から自己相関法により血流の速度と振幅を求める自己相関処理回路25と、この求められた血流の振幅からホワイトノイズ成分とクラッタ成分を示す閾値で、その閾値から血流成分のみを弁別する血流弁別回路26と、血流弁別回路26で弁別された血流成分のみの流速を検出する超音波診断装置における血流成分弁別方法。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送受信することにより得られた超音波エコー信号から自己相関法により血流の速度を求める血流速度算出ステップと、
前記血流速度算出ステップで得られた血流の速度に対して設定された閾値により血流成分を弁別する弁別ステップと、
を備えたことを特徴とした超音波診断装置における血流成分弁別方法。

【請求項 2】

前記弁別ステップにおいて、第 1 の閾値と、この第 1 の閾値より大きな第 2 の閾値を設け、第 1 の閾値以下をホワイトノイズ成分、第 2 の閾値以上をクラッタ成分として判別することを特徴とした請求項 1 記載の超音波診断装置における血流成分弁別方法。

10

【請求項 3】

前記閾値は、前記血流の速度に対し自己相関法により算出された自己相関の振幅を用いたことを特徴とした請求項 1 または 2 のいずれかに記載の超音波診断装置における血流成分弁別方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、生体に超音波を放射し、その超音波エコー信号のドブラ効果により血流の速度を算出する超音波診断装置において、特に超音波エコー信号に含まれる血液以外のノイズを確実に除去して、血液自体の速度を正確に計測する超音波診断装置における血流成分弁別方法に関する。

20

【0002】**【従来技術】**

従来、生体内の観察部位に超音波を放射して、観察部位内の血流や体液流等の運動体から反射された超音波エコーのドブラ効果を基に、前記運動体の速度を計測する超音波ドブラ装置が用いられている。

【0003】

この超音波ドブラ装置は、生体内の観察部位に超音波を放射すると共に、観察部位で反射した超音波を受波してエコー信号に変換する超音波探触子と、この超音波探触子から超音波を発振駆動させると共に超音波エコー信号を受信する送受信回路と、この送受信回路で受信した超音波エコー信号を直交検波して観察部位の運動体でドブラ効果を受けたドブラ信号を生成するドブラ処理回路と、このドブラ処理回路で検出されたドブラ信号から、例えば、観察部位の壁面などの静止部を示すクラッタ信号と、血流よりも速度の遅い運動体によるドブラ信号を除去して、血液のみの速度を検出するようになっている（例えば、特許文献 1 参照）。

30

【0004】**【特許文献 1】**

特公平 4 - 59895 号公報。

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

前記特許文献 1 に提案されている超音波ドブラ装置による血流検出は、超音波エコー信号から生成されるドブラ信号から観察部位の壁面等の静止部を示すクラッタ信号と、心臓弁近傍の血流速度と同程度の低速度で動く心臓弁とを弁別検出可能となっている。

40

【0006】

しかし、前記特許文献 1 の超音波ドブラ装置には、血流を示すドブラ信号に含まれるホワイトノイズの弁別除去については、何ら開示されて無く、また、従来技術の超音波診断装置は、前記ドブラ信号から血流信号とホワイトノイズを弁別することが困難であった。尚、ホワイトノイズは、雑音指数の大きさが超音波周波数に依存せず、全周波数帯域に亘って一様に分布するために、ホワイトノイズを含む血流信号が検出されると血流の状態判断が

50

難しくなる。

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、生体内の運動体によるドプラ信号からクラッタ成分とホワイトノイズ成分を除いた血液成分のみを弁別して、血流速度を検出可能とする超音波診断装置における血流成分弁別方法を提供することを目的としている。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波診断装置における血流成分弁別方法は、被検体に超音波を送受信することにより得られた超音波エコー信号から自己相関法により血流の速度を求める血流速度算出ステップと、前記血流速度算出ステップで得られた血流の速度に対して設定された閾値により血流成分を弁別する弁別ステップと、を備えたことを特徴としている。

10

【0009】

本発明の超音波診断装置における血流成分弁別方法の前記弁別ステップにおいて、第1の閾値と、この第1の閾値より大きな第2の閾値を設け、第1の閾値以下をホワイトノイズ成分、第2の閾値以上をクラッタ成分として判別することを特徴としている。

【0010】

また、本発明の超音波診断装置における血流成分弁別方法の前記閾値は、前記血流の速度に対し自己相関法により算出された自己相関の振幅を用いたことを特徴としている。

【0011】

本発明の超音波診断装置における血流成分弁別方法は、クラッタ成分とホワイトノイズ成分を確実に除去した血液成分のみの血流信号を確実に弁別でき、その弁別された血流信号から血流速度を正確に検出することが可能となった。

20

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図1は本発明に係る超音波診断装置の一実施形態の全体構成を示すブロック図、図2は本発明に係る超音波診断装置の自己相関処理回路で生成処理された血流信号を示す自己相関の振幅を説明する説明図、図3は本発明に係る超音波診断装置の自己相関処理回路で生成処理されたクラッタ信号を示す自己相関の振幅を説明する説明図、図4は本発明に係る超音波診断装置の自己相関処理回路で生成処理されたホワイトノイズを示す自己相関の振幅を説明する説明図、図5は本発明に係る超音波診断装置に用いる血流弁別回路の比較器に設定される比較参照値を説明する説明図である。

30

【0013】

本発明の一実施形態に係る超音波診断装置11は、図1に示すように、生体内に超音波を放射すると共に、その超音波の生体内の運動部から反射された超音波エコーを受波して超音波エコー信号を生成する超音波振動子12を有するプローブと、このプローブの超音波振動子12に超音波放射用の駆動信号を生成供給すると共に、前記超音波振動子12からの超音波エコー信号を受信する送受信回路13と、この送受信回路13で受信した超音波エコー信号を基にBモード画像を作成するBモード生成回路14と、前記送受信回路13で受信した超音波エコー信号から生体内の血流をカラー画像で表示するための血流カラー画像を生成するドップラー処理回路15と、前記Bモード生成回路14で生成されたBモード画像に、前記ドップラー処理回路15で生成された血流カラー画像を合成して合成画像信号を生成する合成回路16と、この合成回路16で生成された合成画像信号の基で、Bモード画像に血流カラー画像が合成重ね合わされた画像が表示されるモニタ17とからなっている。

40

【0014】

前記ドップラー処理回路15は、前記送受信回路13から出力された超音波エコー信号に対して、直交検波を行う直交検波回路21と、この直交検波回路21で直交検波後のエコー信号をデジタルデータに変換する第1のアナログ/デジタル変換器(以下、単に第1のA/D変換器と称する)22aと第2のアナログ/デジタル変換器(以下、第2の

50

A/D変換器と称する) 22bと、この第1と第2のA/D変換器22a, 22bで変換されたそれぞれのデジタルデータを一時的に保存する第1のメモリ23aと第2のメモリ23b、この第1と第2のメモリ23a, 23bに記憶されたそれぞれのデジタルデータから生体内の血流よりも低速度で運動する運動体成分を除去する第1のMTI(Moving Target Indication)フィルタ24aと第2のMTIフィルタ24bと、この第1と第2のMTIフィルタ24a, 24bで低速度運動体除去されたデジタルデータを自己相関法を用いて運動体の速度データと振幅データを検出する自己相関処理回路25と、この自己相関処理回路25で検出された運動体の速度データと振幅データから血液信号とクラッタ信号及びホワイトノイズを弁別する血流弁別回路26と、この血流弁別回路26でクラッタ信号とホワイトノイズが除去された血流信号を基に血流速度値を求め、その血流速度値をカラーデータに変換するカラー変換回路27からなっている。

10

【0015】

さらに、前記血流弁別回路26は、前記自己相関処理回路25で検出された振幅データを予め設定した参照値と比較する比較器31と、この比較器31からの制御信号に基づき、前記自己相関処理回路25で検出出力された速度データと速度値零0のいずれかを選択切り換え出力する切換器32からなっている。

【0016】

このような構成の超音波診断装置11の特徴的な部分であるドップラー処理回路15の作用について説明する。なお、送受信回路13、Bモード生成回路14、及び合成回路16

20

【0017】

前記プローブの超音波振動子12で受波生成され、前記送受信回路13で増幅等の処理が施された超音波エコー信号は、前記直交検波回路21に供給される。この直交検波回路21は、前記送受信回路13から入力されたアナログの超音波エコー信号に対して、公知の直交検波処理を行い、偏移周波数のみを含んだ位相が90°異なる2つの信号を第1と第2のA/D変換器22a, 22bにそれぞれ供給する。

【0018】

前記第1と第2のA/D変換器22a, 22bそれぞれに入力された90°位相が異なる2つの信号は、デジタルデータに変換される。この第1と第2のA/D変換器22a, 22bで変換された90°位相の異なるデジタルデータは、それぞれ第1と第2のメモリ23a, 23bにドップラー処理に必要なデータ量のデジタルデータが一時保存される。

30

【0019】

この第1と第2のメモリ23a, 23bそれぞれにドップラー処理可能なデータ量の90°位相の異なるデジタルデータが保存されると、この第1と第2のメモリ23a, 23bからそれぞれのデジタルデータは、第1と第2のMTIフィルタ24a, 24b5へ出力され、公知の処理によって前記デジタルデータに含まれる生体等の低速度で運動する成分を除去した90°位相の異なる2つのデジタルデータが自己相関回路25に出力される。

40

【0020】

この自己相関処理回路25は、前記第1と第2のMTIフィルタ24a, 24bそれぞれから出力された低速運動成分が除去された90°位相の異なるデジタルデータを用いて、後述する自己相関処理を行い、速度データと、自己相関の振幅データとを算出生成して、血液弁別回路26に出力する。

【0021】

この自己相関処理回路25で算出生成された自己相関の振幅データの大きさを前記血流弁別回路26の比較器26で、血液成分と、不要成分であるホワイトノイズ成分及びクラッタ成分とを弁別するために、後述する所定の参照値1と参照値2と比較し、その比較の結果得られた制御信号により、前記切換器32を切換駆動して、前記自己相関処理回路25

50

で算出生成した速度データ、または事前設定している速度値零0のいずれかをカラー変換回路27に出力する。つまり、前記比較器31で、自己相関の振幅データが参照値1、及び参照値2と比較した結果、不要成分であるホワイトノイズ成分とクラッタ成分を除いた、血液成分であると比較判定された場合は、比較器31から切換器32を自己相関処理回路25で算出生成された速度データをそのままカラー変換回路27に出力するように切換制御し、血液成分でない不要成分であると比較判定された場合は、比較器31から切換器32を事前設定されている速度データを速度零0とする切換制御を行いカラー変換回路27に出力するように切換制御する。尚、この血流弁別回路26の詳細作用は後述する。

【0022】

前記カラー変換回路27は、前記切換器32から供給され前記血流弁別回路25で算出生成した速度データ、または事前設定されている速度零0を基に、血流の速度に見合ったカラーデータに変換生成し、前記合成回路27へと出力される。

【0023】

次に、前記自己相関処理回路25における速度データと、自己相関の振幅データの算出生成について説明する。なお、この自己相関処理回路25における自己相関処理による運動体の速度データは、公知の速度データ算出方法が用いられているために、自己相関処理の振幅データの算出方法についてのみ説明する。

【0024】

この自己相関処理による振幅データの算出は、図2に示すように、1つの音線方向にN回の超音波を送受信した時、i回目に送信した時のある点からのエコーのデジタル複素数データを $R(i) = I(i) + jQ(i)$ とすると、血流の速度 v は、自己相関法を用いると数式1により計算される。

【0025】

【数1】

$$v = (c / 4 \pi f_0 T) \cdot \phi$$

$$\phi = \int_0^N R(n) \times R(n-1)^* \cdot dn$$

30

尚、Nは超音波送信回数、cは音速、 f_0 は音波の周波数、Tはパルス繰り返し時間である。

【0026】

つまり、自己相関法で求まる速度 v は、ベクトル $R(2) \times R(1)^* + R(3) \times R(2)^* + \dots + R(N) \times R(N-1)^*$ の傾きに $(c / 4 \pi f_0 T)$ を乗じたものである。

【0027】

これを図2を用いて説明すると、例えば、 $N = 6$ としているが、図中のベクトル $R(2) \times R(1)^*$ の始点と、ベクトル $R(6) \times R(5)^*$ の終点を結んだ図中の点線の傾きが ϕ を意味しており、速度 v は、この ϕ の値に $(c / 4 \pi f_0 T)$ を乗じたものとなる。

【0028】

また、図2に示すベクトル $R(2) \times R(1)^*$ の始点と、ベクトル $R(6) \times R(5)^*$ の終点を結んだ図中点線の長さが自己相関の振幅 A となる。

【0029】

なお、この自己相関の振幅 A は、数式2によって求めることができる。

【0030】

【数2】

$A = | R(2) \times R(1)^* + R(3) \times R(2)^* + \dots + R(N) \times R(N-1)^* |$
 このように、前記数式1より求まる速度データと、数式2より求まる自己相関の振幅 A とから、血液成分と、不要成分であるクラッタ成分とホワイトノイズ成分の弁別に利用する

50

。

【0031】

この自己相関の振幅 A によって血液成分と、不要成分であるホワイトノイズ成分とクラッタ成分を弁別する方法について、図2乃至図4を用いて説明する。

【0032】

上述したように自己相関の振幅 A は、数式2で表すことができ、この数式2から各ベクトル $R(2) \times R(1)^*$ 、 $R(3) \times R(2)^*$ 、 $R(4) + R(3)^*$... の振幅が大きく、ベクトルが同じ方向を向いているとき振幅が最大となるが解る。

【0033】

つまり、血流信号は、図2に示すように、各ベクトル $R(2) \times R(1)^*$ 、 $R(3) \times R(2)^*$ 、 $R(4) + R(3)^*$... は、多少のパラッキはあるものの、ある程度等しい方向性を持っている。 10

【0034】

これに対して、クラッタ信号は、図3に示すように、各ベクトル $R(2) \times R(1)^*$ 、 $R(3) \times R(2)^*$ 、 $R(4) + R(3)^*$... はほぼ等しい方向性を有しており、また、それぞれの振幅値 $|R(2) \times R(1)^*|$ 、 $|R(3) \times R(2)^*|$ 、 $|R(4) + R(3)^*|$... は図2に示す血流信号の振幅値 A よりも大きいためクラッタ信号の自己相関の振幅 A' は、図2に示す血流信号の自己相関の振幅 A に比べ大きくなる。

。

【0035】

一般的にクラッタ信号の自己相関の振幅 A' は、図2に示す血流信号の自己相関の振幅 A に比べて約40dB程度大きくなる。 20

【0036】

また、ホワイトノイズの場合は、図4に示すように各ベクトル $R(2) \times R(1)^*$ 、 $R(3) \times R(2)^*$ 、 $R(4) + R(3)^*$... は、それぞれ異なる方向性を持っており、それぞれの振幅値 $|R(2) \times R(1)^*|$ 、 $|R(3) \times R(2)^*|$ 、 $|R(4) + R(3)^*|$... は図2に示す血液信号の振幅よりも小さいために自己相関の振幅 A'' は、図2に示す血流信号の自己相関の振幅 A に比べて小さくなる。

【0037】

一般的にホワイトノイズの自己相関の振幅 A'' は、図2に示す血流信号の自己相関の振幅 A に比べて約10~20dB程度小さくなる。 30

【0038】

例えば、振幅値 $|R(2) \times R(1)^*|$ 、 $|R(3) \times R(2)^*|$ 、 $|R(4) + R(3)^*|$... が図2に示した血流信号と同等の大きさであっても、各ベクトル $R(2) \times R(1)^*$ 、 $R(3) \times R(2)^*$ 、 $R(4) + R(3)^*$... がそれぞれ異なる方向性を持っているため、ホワイトノイズ信号の自己相関の振幅 A'' は、図2に示した血流信号の自己相関の振幅 A に比べ小さくなる。

【0039】

このように、自己相関の振幅 A の大きさによって、血液成分と、不要成分であるホワイトノイズ成分とクラッタ成分を弁別することができることから、前記自己相関処理回路25 40
で算出生成した自己相関の振幅データを基に、血流弁別回路26における弁別作用について説明する。

【0040】

前記自己相関回路25からの自己相関の振幅データは、比較器31で所定の参照値1と参照値2と比較される。この参照値1は、ホワイトノイズ成分の自己相関の振幅 A'' を比較判別する値で、参照値2は、クラッタ成分の自己相関の振幅 A' を比較判別する値に設定されている。

【0041】

具体的には、図5に示すように、ホワイトノイズ成分と血流成分を区別する参照値1と、血流成分とクラッタ成分を区別する参照値2をそれぞれ設定している。前記自己相関処理 50

回路 25 で算出生成した自己相関の振幅 A を比較器 26 で参照値 1 と参照値 2 と比較の結果、参照値 1 よりも大きく、参照値 2 よりも小さい (参照値 1 < 自己相関の振幅 A < 参照値 2) 条件を満たす自己相関の振幅 A の場合は、血液を示していると判定されて、切換器 32 を接点 A に切り換える制御信号を生成出力して、前記自己相関処理回路 25 で算出生成した速度データを前記カラー変換回路 27 に出力させる。

【0042】

前記比較器 31 での比較の結果、前記参照値 1 よりも大きく、参照値 2 よりも小さい (参照値 1 < 自己相関の振幅 A < 参照値 2) 条件を満たしていない自己相関の振幅 A の場合は、不要成分を示していると判定されて、切換器 32 を接点 B に切り換える制御信号を生成出力して、事前設定されている速度零 0 の速度データを前記カラー変換回路 27 に出力させる。

10

【0043】

これにより、自己相関処理された運動体の速度と、運動体の振幅から血流成分と不要成分とを確実に弁別でき、血流成分のみの的確な速度データが得られ、この速度データに応じて、血流の速度を示す色信号を生成して、前記 B モード生成回路 14 で生成した B モード画像に合成回路 16 で合成処理し、モニタ 17 に B モード画像に血流の速度を色彩で表示させることができる。

【0044】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

20

【0045】

(付記 1) 被検体に超音波を送受信することにより得られた超音波エコー信号から自己相関法により血流の速度を求める血流速度算出ステップと、前記血流速度算出ステップで得られた血流の速度に対して設定された閾値により血流成分を弁別する弁別ステップと、を備えた超音波診断装置における血流成分弁別方法。

【0046】

(付記 2) 前記弁別ステップにおいて、第 1 の閾値と、この第 1 の閾値より大きな第 2 の閾値を設け、第 1 の閾値以下をホワイトノイズ成分、第 2 の閾値以上をクラッタ成分として判別することを特徴とする付記 1 記載の超音波診断装置における血流成分弁別方法。

30

【0047】

(付記 3) 前記閾値は、前記血流の速度に対し自己相関法により算出された自己相関の振幅を用いたことを特徴とする付記 1 または 2 のいずれかに記載の超音波診断装置における血流成分弁別方法。

【0048】

(付記 4) 自己相関法により血流の速度を求める血流速度算出ステップと、前記血流速度算出ステップで得られた血流の速度に対して設定された閾値により血流成分と、クラッタ成分及びホワイトノイズ等の不要成分を弁別するステップと、を備えたことを特徴とした超音波診断装置。

【0049】

(付記 5) 前記血流成分と、クラッタ成分及びホワイトノイズ等の不要成分の弁別に、自己相関法より算出される自己相関の振幅を用いることを特徴とした付記 4 に記載の超音波診断装置。

40

【0050】

(付記 6) 前記自己相関の振幅を用いて複数の閾値を設定することを特徴とした付記 5 に記載の超音波診断装置。

【0051】

【発明の効果】

本発明の超音波診断装置における血流成分弁別方法は、超音波エコー信号から自己相関処理されたドプラ信号から血液成分と、不要成分であるホワイトノイズ成分とクラッタ成分

50

を確実に認識判別でき、血液成分のみの流速を確実に検出でき、生体内の血流を正確に計測表示できる効果を有している。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の一実施形態の全体構成を示すブロック図

【図 2】本発明に係る超音波診断装置の自己相関処理回路で生成処理された血流信号を示す自己相関の振幅 A を説明する説明図。

【図 3】本発明に係る超音波診断装置の自己相関処理回路で生成処理されたクラッタ信号を示す自己相関の振幅 A ' を説明する説明図。

【図 4】本発明に係る超音波診断装置の自己相関処理回路で生成処理されたホワイトノイズを示す自己相関の振幅 A " を説明する説明図。

【図 5】本発明に係る超音波診断装置に用いる血流弁別回路の比較器に設定される比較参照値を説明する説明図。

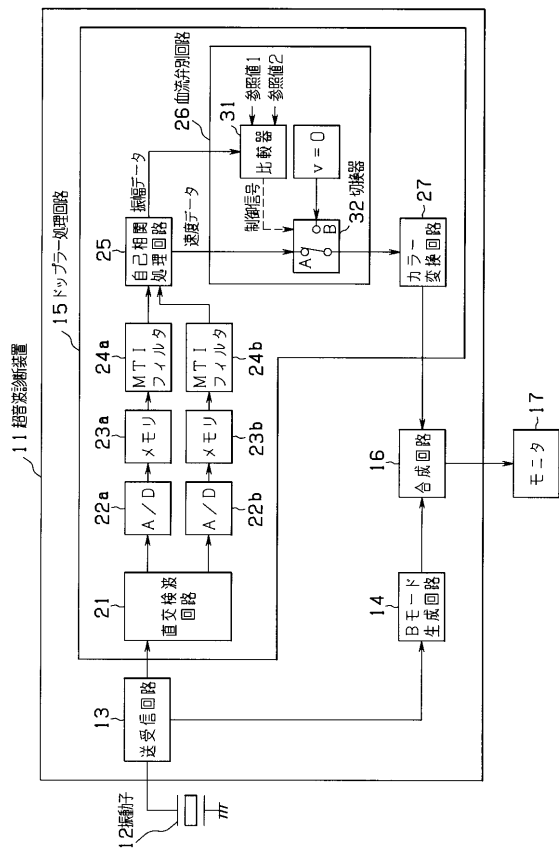
10

【符号の説明】

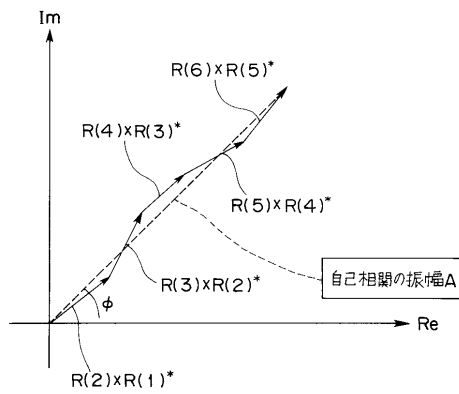
- 1 1 ... 超音波診断装置
- 1 2 ... 超音波振動子
- 1 3 ... 送受信回路
- 1 4 ... Bモード生成回路
- 1 5 ... ドップラー処理回路
- 1 6 ... 合成回路
- 1 7 ... モニタ
- 2 1 ... 直交検波回路
- 2 2 ... アナログ/デジタル変換器 (A / D 変換器)
- 2 3 ... メモリ
- 2 4 ... M T I フィルタ
- 2 5 ... 自己相関処理回路
- 2 6 ... 血流弁別回路
- 2 7 ... カラー変換回路 2 7
- 3 1 ... 比較器
- 3 2 ... 切換器

20

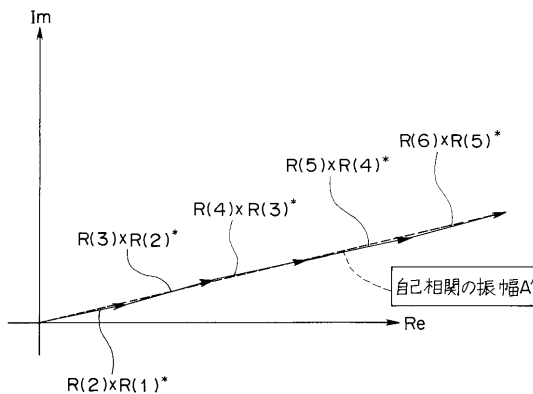
【 図 1 】



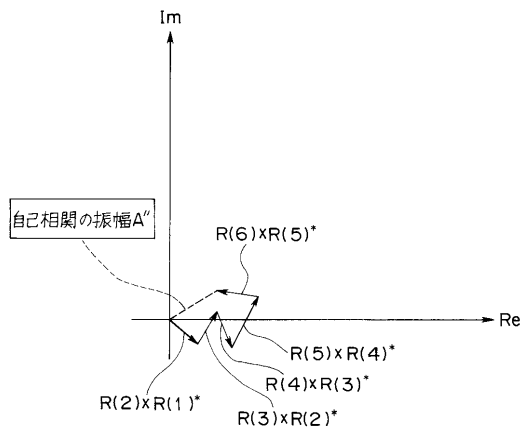
【 図 2 】



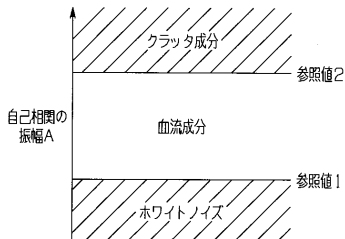
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	用于区分超声诊断设备中的血流分量的方法		
公开(公告)号	JP2004344515A	公开(公告)日	2004-12-09
申请号	JP2003146824	申请日	2003-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鯖田知弘		
发明人	鯖田 知弘		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB43 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL05		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

常规的超声波诊断设备在通过超声波观察血流时区分血流分量和杂波分量，但是不能区分白噪声分量，这使得难以确定血流状态。 解决方案：自相关处理电路25，用于通过自相关方法从通过向受试者发送超声波和从受试者接收超声波而获得的超声波回波信号以及从所获得的血流振幅中获得白噪声，来获得血流的速度和振幅。用于从阈值仅区分血流成分的血流区分电路26和用于检测仅由血流区分电路26区分的血流成分的流速的超声诊断设备中的血流。 流量成分判别方法。 [选型图]图1

