

(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2006-254984

(P2006-254984A)

(43) 公開日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

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 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-73403 (P2005-73403)

(22) 出願日 平成17年3月15日 (2005.3.15)

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(74) 代理人 100072604

弁理士 有我 軍一郎

(72) 発明者 西垣 森緒

大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内

(72) 発明者 萩原 尚

大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内

(72) 発明者 福元 剛智

大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内

最終頁に続く

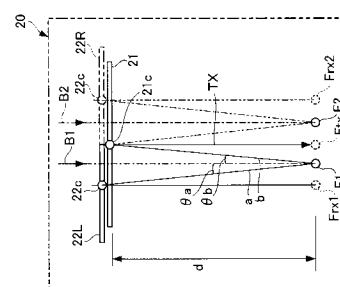
(54) 【発明の名称】 超音波ドプラ血流計

(57) 【要約】

【課題】並列受信法で動作させても、画像に縞模様が表示されない超音波画像を生成することのできるドプラ血流計を提供する。

【解決手段】送信ビームTXと受信ビームの合成焦点F1、F2に対し、送信ビームTXの方向を基準として、合成焦点F1から送信開口の中心への角度 θ_b と、合成焦点F1、F2から受信開口22R、22Lの開口中心22cへの角度 θ_a とが等しくなるよう、受信開口22R、22Lの位置を設定する。送受合成ビームB1と送受合成ビームB2の方向が送信ビームTXと合致することで、ドプラ偏移のビーム間での差異をなくすることができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1 つの送信ビームに対し同時に 2 以上の受信ビームを得るための受信手段を備え、

前記受信手段は、前記送信ビームの方向に対し送信開口の中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度 (θa) と、前記送信ビームの方向に対し受信開口の中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度 (θb) とが等しくなるよう受信開口の位置を設定することを特徴とする超音波ドプラ血流計。

【請求項 2】

1 つの送信ビームに対し同時に 2 以上の受信ビームを得るための受信手段を備え、

前記受信手段は、前記送信ビームの方向に対し送信開口の中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度と、前記送信ビームの方向に対し受信開口の見かけの中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度とが等しくなるよう受信開口の感度の重み付けを設定することを特徴とする超音波ドプラ血流計。

【請求項 3】

前記受信手段がダイナミックフォーカスを実行することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波ドプラ血流計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血球等の移動物体の流れを観測する超音波ドプラ血流計に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体内で移動する血球等の反射物体が超音波ビーム照射に対しドプラ効果により生じるドプラ偏移周波数に基づいて、その反射物体の移動速度を計測するようにしたドプラ法による血流計測技術が知られており、この血流計測技術を有する超音波診断装置は、信号処理の種類により、生体内の臓器などの形態情報や血液の流れ等を表示することができる。また、近年は、微小気泡を生じさせる造影剤を使用することで超音波信号に対するハーモニクス成分を増強し、血流動態を評価するといったことなども検討されている。

【0003】

従来の超音波診断装置としては、複数個の超音波振動子をアレイ状に配置し、それらのうち一部の複数の超音波振動子を組で動作させるとともにその組を順次切換えて、超音波ビームの走査を電子的に行なうものがよく知られており、さらに、走査線密度の高い画像のリアルタイムな観察を可能にすべく、超音波の 1 つの送波器に対し超音波の受信の指向性を微小量ずつずらした複数の受信系を設けて、並列受信を行なうようにしたものも知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0004】

図 5 は、血液の流れ情報を知る機能（以下、超音波ドプラ血流計と呼ぶ）を備えた従来の超音波診断装置のブロック図である。

【0005】

同図において、探触子 101 は送信器 102 で生成された電気パルス超音波に変換し、図示されない被検査体内に超音波を照射する。ここで照射された超音波は、被検査体内の反射物体（例えば臓器、血管等）において反射し、探触子 101 に戻ってくる。

【0006】

戻ってきた超音波は、探触子 101 で受波されて電気信号に変換され、受信器 103（受信手段）を経て、超音波ドプラ血流計測の一方式であるカラードプラ法に基づく信号処理を実行するカラーフロー信号処理部 104 と、超音波画像の表示モードを B モードにするための B モード信号処理部 105 とにそれぞれ入力される。

【0007】

カラーフロー信号処理部 104 に入力した信号は、直交検波器 106 で直交検波され、メモリ 107 a、107 b に取り込まれる。このカラーフロー信号処理においては、同じ

10

20

30

40

50

部位の信号を数回蓄積し、その位相の変化から血流の情報を得る。送受信および直交検波が同じ部位に対し、数回～十数回程度行なわれてメモリ 107a、107b に蓄積される。

【0008】

また、メモリ 107a、107b に蓄積された信号から同じ部位の信号を出力し、MTI (Moving Target Indicator) フィルタ 108a、108b に入力する。MTI フィルタ 108a、108b は、一種のハイパスフィルタである。被検査体内から返ってきた信号には血液からのものと血管壁や臓器などからのものがあり、血液からのものは位相の変化が大きく、血管壁や臓器などからのものは位相の変化が小さい。したがってハイパスフィルタにより血液の情報だけを抽出することができる。

10

【0009】

MTI フィルタ 108a、108b の出力は、相関演算器 109 に入力する。相関演算器は、信号の自己相関演算を行なうことで位相の変化の大きさ、つまり血流の速度と、振幅を算出する。

【0010】

ここで、血液の流れ方向に対する送受信の方向と、算出される血流速度の関係について説明すると、図 6 に示すように、血管 113 に対し、超音波のビーム方向が θ であるとき、本来の血流速度が V だとすると、相関演算器 109 により算出された速度 V_1 は、 $V_1 = V \cdot \cos \theta$ のようになる。したがって、超音波ビームと血流の方向が直交していれば、 V_1 は常にゼロとなり、血流は検出されない。

20

【0011】

一方、B モード信号処理部 105 では、検波器 110 を用いて振幅情報を抽出する。ここでの検波の方式としては、包絡線検波がよく用いられる。

【0012】

カラーフロー信号処理部 104 で得られた血流情報と、B モード信号処理部で得られた振幅情報は、デジタルスキャンコンバータ (DSC) 111 において 1 つの画像情報にまとめられ、その画像情報が表示器 112 で表示される。

【0013】

2 次元画像を構成するためには、開口の位置を少しずつずらして送受信を行なう方法が用いられている。2 次元走査の実際は公知であるため割愛するが、最近では電氣的な切替により行なう方式が主流である。

30

【0014】

血流情報を得る際に、同じ部位の信号を数個～十数個蓄積することは既に述べた。同じ部位の信号を蓄積するには、蓄積したい個数分の送受信を同じ部位に対して行なう必要がある。同じ部位に何回も送受信を行なうと、1 回の 2 次元走査を完了するまでの時間が長くなり、リアルタイム性が失われるという問題があり、これを解決する手法として、並列受信法が考案されている。並列受信法は例えば特許文献 1 に記されており、1 本の送信ビームに対し、受信ビームを複数本用いるものである。図 7 を参照して並列受信法を説明する。

【0015】

図 7 は並列受信法の一例を示している。同図においては、受信ビームは 2 本である。開口 114 があり、送信受信の開口中心は一致している (実際の装置では、送信開口幅と受信開口幅が異なる場合が多いが、ここでは説明を簡単にするために同一の開口幅とする)。開口中心から開口に垂直に送信ビームを照射する。深さ d の点でのビーム形成を考えると、深さ d においては、2 本の受信ビーム ($R \times 1$ 、 $R \times 2$) は送信ビームから左右に微小角に振り分けられている。深さ d における送信ビームの焦点を F_{tx} とし、受信ビームの焦点を F_{rx1} 、 F_{rx2} とすると、送受の合成焦点 F_1 、 F_2 は、送信焦点と受信焦点の間に位置し、例えば受信と送信のビーム集束度合いが同程度の場合は、送信焦点と受信焦点の中間となる。

40

【0016】

50

このように２つの方向からの信号を同時に受信することで、画像１枚に要する送受信の回数を減らすことができ、リアルタイム性の高い画像を提供することができる。

【特許文献１】特公昭５６－２００１７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１７】

しかしながら、上述のような並列受信法を使用する従来の超音波ドプラ血流計にあっては、次のような課題がある。

【００１８】

従来の並列受信法を使用する超音波ドプラ血流計測では、図８に示すように、開口１１４を用いて送受信を行なったとすると、送信ビームに対して直角に血管が走行し血液が流れているとき、本来は直角方向ではドプラ偏移が起らず、流れは検知できないはずである。

【００１９】

ところが、受信ビーム $R \times 1$ 、 $R \times 2$ が送信ビーム $T \times$ に対して左右に微小角度だけ開いた形状で形成されるため、合成ビーム１および合成ビーム２は血管に対してそれぞれ、 $\phi 1$ 、 $\phi 2$ の角度で交差することになる。

【００２０】

$\phi 1$ は９０度より大きく、 $\phi 2$ は小さい。したがって、検知される流れは受信ビーム１と受信ビーム２で逆方向となる。

【００２１】

そのため、図９のように、それぞれの開口位置において順次走査を行なうとすると、各走査位置での受信ビーム１は正方向の流れを、受信ビーム２は逆方向の流れを表示することになり、縞模様の画像が表示されることになる。

【００２２】

本発明は、上述のような問題点を解決し、並列受信法で動作させても画像に縞模様が表示されない超音波画像を生成することのできるドプラ血流計を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【００２３】

本発明の発明者は、受信ビームの位置を送信開口から所定間隔だけ移動させることにより、上述の課題を解決することができるとの考えに至り、本発明をなしたものであり、並列受信における複数本の送受合成ビームの方向が同一となるように受信開口の位置を送信開口から所定間隔だけ離間させるものである。

【００２４】

すなわち、本発明のドプラ血流計は、１つの送信ビームに対し同時に２以上の受信ビームを得るための受信手段を備え、前記受信手段は、前記送信ビームの方向に対し送信開口の中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度と、前記送信ビームの方向に対し受信開口の中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度とが等しくなるよう受信開口の位置を設定することを特徴とする。この構成により、所定の深さにおいて、２本の送受合成ビームの方向が同一となる。

【００２５】

本発明のドプラ血流計は、あるいは、１つの送信ビームに対し同時に２以上の受信ビームを得るための受信手段を備え、前記受信手段は、前記送信ビームの方向に対し送信開口の中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度と、前記送信ビームの方向に対し受信開口の見かけの中心から送受合成焦点に向かう方向のなす角度とが等しくなるよう受信開口の感度の重み付けを設定することを特徴とする。この場合、受信開口に対する重み付けを行なうことで、所定の深さにおいて、２本の送受合成ビームの方向が同一となる。

【００２６】

本発明のドプラ血流計においては、前記受信手段がダイナミックフォーカスを実行する

のがよい。この場合、すべての深さにおいて２本の送受合成ビームの方向が同一となり、安定した可変深さ探傷が実行可能となる。

【発明の効果】

【００２７】

本発明によれば、並列受信を用いた超音波ドプラ血流計測を行なう際に並列ビームの方向を揃えることができ、超音波画像における縞模様の発生を防ぎ、精度のよい血流情報を提供することができる超音波ドプラ血流計を提供することができる。その結果、例えば頸部の診断等を行なう際に、不慣れな操作者においても頸部を過大な圧力で圧迫することがなくなり、被験者へのダメージを防ぐことができる超音波診断装置を実現することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【００２８】

以下、本発明の好ましい実施の形態について、図１～３を用いて説明する。

【００２９】

（第１の実施の形態）

図１は、本発明の第１の実施の形態に係る超音波ドプラ血流計を示すその並列受信を行なう場合の説明図である。

【００３０】

なお、本実施の形態において、送信ビーム生成のためのパルス信号発生手段である送信器や、受波した反射エコー信号から超音波画像を形成するための信号処理系については、図５に示した従来の超音波ドプラ血流計とほぼ同様に構成されており、以下に述べる送信開口および受信開口を含む検査ヘッドとしての探触子の内部構成が図５に示した従来例と相違する。

20

【００３１】

したがって、以下、この相違点について詳述し、前記信号処理系等については図５に用いた符号を用いて簡単に説明する。

【００３２】

本実施形態の超音波ドプラ血流計の一部を構成する探触子２０は、送信器１０２で生成された電気パルスを超音波に変換し、図示されない被検査体内に超音波を照射する。ここで照射された超音波は、被検査体内の反射物体（例えば臓器、血管等）において反射し、探触子２０に戻ってくる。戻ってきた超音波は、探触子２０で受波されて電気信号に変換され、受信器１０３を経て、超音波ドプラ血流計測の一方式であるカラードプラ法に基づく信号処理を実行するカラーフロー信号処理部１０４と、超音波画像の表示モードをＢモードにするためのＢモード信号処理部１０５とにそれぞれ入力される。そして、カラーフロー信号処理部１０４では、入力信号が直交検波器１０６で直交検波され、メモリ１０７ａ、１０７ｂに同じ部位の信号が数回蓄積され、その蓄積情報からＭＴＩフィルタ１０８ａ、１０８ｂに血液の情報だけが抽出され、相関演算器１０９での信号の自己相関演算により血流の速度と振幅が算出される。

30

【００３３】

図１に示すように、探触子２０は、送信開口中心２１ｃを有する送信開口２１と、送信開口２１を挟んで図中の左右に配置された第１および第２の受信開口２２Ｌ、２２Ｒ（受信手段）とを含んで構成されており、送信開口２１の開口中心２１ｃより送信ビームＴＸが送信開口２１に対し垂直な方向に照射される。第１および第２の受信開口２２Ｌ、２２Ｒは、送信開口２１の開口中心２１ｃに対して図中左右対象に配置され、それぞれ開口中心２２ｃを有している。

40

【００３４】

以下の説明においては、受信開口２２Ｌ、２２Ｒのうち任意の一方としての受信開口２２Ｌを例として説明を進める。

【００３５】

図１に示すように、受信開口２２Ｌの開口中心２２ｃは、図中左右方向（開口面に沿っ

50

た任意の方向)において、送信開口21の開口中心21cと同じ位置にはない。

【0036】

具体的には、送信開口21の図中下面からの所定の深さdにおいて、送信焦点 F_{tx} と受信焦点 F_{rx1} との間に位置する第1合成焦点F1に関しては、送信ビームTXの照射方向(図中送受合成開口中心を示す一点鎖線)を基準としたとき、図1中で $\theta_a = \theta_b$ となるように受信開口22Lの開口中心22cの位置が設定される。すなわち、1つの送信ビームTXに対して同時に2以上の受信ビームB1、B2を得るための受信手段を構成すべく、送信ビームTXの方向(図中下向き)に対して送信開口中心21cから送受合成焦点F1に向かう斜下方の方向線(図中時計方向に傾斜した実線)bのなす角度 θ_b と、送信ビームTXの方向に対して受信開口中心22cから送受合成焦点F1に向かう方向線(図中反時計方向に傾斜した実線)aのなす角度 θ_a とが、互いに等しくなるように、各受信開口22L、22Rの開口中心22cの位置が設定されている。

10

【0037】

このことにより、深さdにおける送受合成ビームB1、B2の方向は、それぞれ送信ビームTXの照射方向と合致することになる。つまり、送受合成ビームB1と送受合成ビームB2は平行となり、角度差に起因するドブラ偏移の差は発生せず、画像に縞模様が発生することはなくなる。

【0038】

このように、本実施形態のドブラ血流計は、1つの送信ビームTXに対し同時に2以上の受信ビームB1、B2を得るための受信手段を備え、これら受信手段が、送信ビームTXの方向(図中下向き)に対し送信開口中心21cから送受合成焦点F1に向かう方向のなす角度 θ_b と、送信ビームTXの方向に対し受信開口中心22cから送受合成焦点F1に向かう方向のなす角度 θ_a とが等しくなるように、各受信開口22Lの位置を設定していることにより、所定の深さdにおいて、2本の送受合成ビームB1、B2の方向が同一となる。

20

【0039】

したがって、並列受信を用いた超音波ドブラ血流計測を行なう際に、並列ビームの方向を揃えることができ、従来のような超音波画像における縞模様の発生を防止することができる。精度のよい血流情報を提供し得る超音波ドブラ血流計を提供することができる。その結果、頸部の診断等を行なう際に、縞模様が発生したために不慣れな操作者において頸部を過大な圧力で圧迫するといったことがなくなり、被験者へのダメージを防ぐことができるという効果も期待できる。

30

【0040】

(第2の実施の形態)

図2は本発明の第2の実施の形態に係る超音波ドブラ血流計を示すその並列受信を行なう場合の説明図である。

【0041】

なお、本実施の形態においても、送信ビーム生成のためのパルス信号発生手段である送信器や、受波した反射エコー信号から超音波画像を形成するための信号処理系については、図5に示した従来の超音波ドブラ血流計とほぼ同様に構成されており、以下に述べる送信開口および受信開口を含む検査ヘッドとしての探触子の内部構成が図5に示した従来例と相違する。したがって、以下、この相違点について詳述し、前記信号処理系等については図5に用いた符号を用いて簡単に説明する。

40

【0042】

本実施形態の超音波ドブラ血流計の一部を構成する探触子30は、送信器102で生成された電気パルスを超音波に変換し、図示されない被検査体内に超音波を照射する。また、受信手段としての探触子20に戻ってきた超音波は、探触子30で受波されて電気信号に変換され、受信器103を経てカラーフロー信号処理部104とBモード信号処理部105とにそれぞれ入力される。

【0043】

50

図 2 に示すように、この探触子 30 には、送信開口 31 が含まれており、送信開口 31 には開口中心 31c がある。そして、その送信開口 31 の開口中心 31c より、超音波の送信ビーム TX が送信開口 31 の開口面に対し垂直な方向に照射される。

【0044】

また、図 2 には片側のみを図示しているが、受信開口 32L、32R（受信手段）は、上述の実施形態の受信開口 22L、22R と同様に、送信開口 31 の開口中心 31c を間に挟んでその両側（図中左右両側）に対称に配置されており、それぞれ開口中心 32c を有している。なお、開口中心 31c に対して、図 2 中左側に示した受信開口 32L とその反対側（右側）に位置する受信開口 32R とは、左右対称である点以外は同様に構成されている。

10

【0045】

本実施形態の探触子 30 では、左右の受信開口 32L、32R の幾何学上の中心は、送信開口 31 の開口中心 31c と同じ位置となる。

【0046】

しかしながら、本実施形態の左右の受信開口 32L、32R には、図 2 の送信開口 31 の上方に示したように感度の重み付けがなされており、左右の受信開口 32L、32R の見かけ上の（動作時における）中心は、送信開口 31 の開口中心 31c とは異なる位置にある。

【0047】

具体的には、例えば一方側の受信開口 32L の感度を他方の受信開口 32R の感度より高く又は低くするように、受信器 103 への受信信号取り込み時の信号レベル比が設定される。

20

【0048】

所定の深さ d においては、送信焦点と受信焦点の間に位置する合成焦点 F1 に対し、送信ビーム TX の方向を基準としたとき、図 2 において、 $\theta a = \theta b$ となるように受信開口 32L、32R の見かけ上の中心位置が設定される。

【0049】

このことにより、深さ d における送受合成ビーム B1 の方向は送信ビーム TX の方向と合致する。

【0050】

つまり、送受合成ビーム B1 とこれに左右対称な送受合成ビーム（図示していないが、以下、これを送受合成ビーム B2 という）とが平行となり、角度差に起因するドブラ偏移の差は発生せず、画像に縞模様が発生することはなくなる。

30

【0051】

このように、本実施形態のドブラ血流計は、1つの送信ビーム TX に対し同時に 2 以上の受信ビームを得るための受信手段が、送信ビーム TX の方向に対し送信開口 31 の開口中心 31c から送受合成焦点 F1 に向かう方向のなす角度 θb と、送信ビーム TX の方向に対し受信開口 32L、32R の見かけ上の開口中心 32c から送受合成焦点 F1 に向かう方向のなす角度 θa とが等しくなるよう受信開口 32L、32R の感度の重み付けを設定することで、所定の深さ d において、2本の送受合成ビーム B1、B2 の方向が同一となる。

40

【0052】

（第 3 の実施の形態）

図 3 は本発明の第 3 の実施形態に係る超音波ドブラ血流計を示すその並列受信を行なう場合における合成焦点位置のその深さによる変化を示す説明図である。なお、本実施の形態においても、送信ビーム生成のためのパルス信号発生手段である送信器や、受波した反射エコー信号から超音波画像を形成するための信号処理系については、図 5 に示した従来の超音波ドブラ血流計とほぼ同様に構成されており、以下に述べる送信開口および受信開口を含む検査ヘッドとしての探触子の内部構成が図 5 に示した従来例と相違する。したがって、以下、この相違点について詳述し、前記信号処理系等については図 5 に用いた符号

50

を用いて簡単に説明する。

【0053】

上述した第1および第2の実施の形態は、特定の深さにおける受信開口の中心の取り方の特徴があるのに対し、本実施の形態の超音波ドプラ血流計の一部を構成する探触子40（図3参照）は、すべての深さにおける受信開口41の中心の取り方に特徴を有するものである。

【0054】

この探触子40（受信手段）においては、送信ビームTXは、その性質上、焦点深度においてビームが絞られ、それより浅い部位、深い部位ではそれぞれ集束度が低くなる。これに対し、図中左右の受信ビームRX1、RX2（図中左側の受信ビームR1のみ全体を
10 図示しているが、受信ビームRX2は送信ビームTXを基準として左右対称の位置に存在する）は、ダイナミックフォーカス方式、すなわち可変深さ探傷方式を採用することにより、すべての深度でビームを集束することが可能である。この結果、合成ビームB1、B2の位置は、送信ビームTXの焦点Ftx付近では送信ビームTXに近い位置に、それより浅いか若しくは深い部位では受信ビームRX1、RX2（RX1の反対側の受信ビーム）に近い位置になる。

【0055】

ここで、この第3の実施の形態に係る超音波ドプラ血流計の並列受信処理について説明する。

【0056】

合成焦点F1は、図3に示すように蛇行するため、それぞれの深さにおいて、同図に示すように、それぞれの深さでの合成焦点F1の位置に合わせて、送信ビーム方向を基準とした角度 θa と θb が等しくなるように受信開口42L、42R（受信手段）の位置を設定する。すなわち、そうなるように受信開口42L、42Rの位置を送信開口41の開口中心41cに対して接近および離隔させることができる受信開口位置調整手段45を備えている。
20

【0057】

このことにより、すべての深さにおいて、送受合成ビームB1の方向は送信ビームTXの方向と合致することになる。つまり、送受合成ビームB1と送受合成ビームB2は平行となり、送信ビームTXに対する両ビームB1、B2の角度差に起因するドプラ偏移の差
30 が発生せず、超音波画像に縞模様が発生することが防止される。

【0058】

このように、本発明のドプラ血流計においては、受信開口42L、42Rを含んで構成される受信手段が受信開口位置調整手段45を用いることでダイナミックフォーカスを実行する。したがって、それぞれの深さにおいて2本の送受合成ビームB1、B2の方向が同一となる。その結果、安定した可変深さ探傷を実行することが可能となる。

【0059】

図4は比較例のダイナミックフォーカス方式の探触子150を示す。

【0060】

同図に示すように、送受開口154の開口中心151から出る送信ビームTXは、その
40 性質上、焦点深度においてビームを絞られ、それより浅い部位、深い部位ではそれぞれ集束度が低くなるのに対し、受信ビームRX1、RX2は、ダイナミックフォーカス方式を採用することで、すべての深度でビームを集束することが可能である。したがって、合成ビームB1、B2の位置は、送信ビームTXの焦点Ftx付近では送信ビームTXに近い位置に、それより浅いか若しくは深い部位では受信ビームRX1、RX2に近い位置になる。

【0061】

ところが、図8により従来の課題として説明したのと同様に、検知される流れが受信ビームRX1と受信ビームRX2では逆方向となり、縞模様の画像が表示されてしまうという問題点は解消できない。

【 0 0 6 2 】

これに対し、本発明の実施形態の超音波ドプラ血流計では、そのような問題を解消することができる。

【 0 0 6 3 】

なお、上記第3の実施の形態では、受信開口42L、42Rの位置をずらすことで送受合成ビームB1、B2の方向を調整したが、第2の実施の形態に示したように、左右の受信開口42L、42Rに重み付けを行なうことで見かけ上の受信開口の中心を移動させることも可能であり、それによっても第3の実施の形態について上述したのと同様な効果を得ることができる。

【産業上の利用可能性】

10

【 0 0 6 4 】

以上説明したように、本発明は、並列受信を用いた超音波ドプラ血流計測を行なう際に並列ビームの方向を揃えることができ、超音波画像における縞模様の発生を防ぎ、精度のよい血流情報を提供することができる超音波ドプラ血流計を提供することができるという効果を奏するものであり、血球等の移動物体の流れを観測する超音波ドプラ血流計全般に有用である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 5 】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波ドプラ血流計の要部の模式的構成図であって、その並列受信法の説明図

20

【図2】本発明の第2の実施の形態に係る超音波ドプラ血流計を示すその並列受信法の説明図

【図3】本発明の第3の実施の形態に係る超音波ドプラ血流計を示すその並列受信法の説明図

【図4】比較例の超音波ドプラ血流計を示すその並列受信法の説明図

【図5】従来例の超音波ドプラ血流計を含む超音波診断装置のブロック図

【図6】従来例の超音波ドプラ血流計の計測に関する説明図

【図7】従来例における並列受信法の説明図

【図8】従来例における並列受信法の問題点の説明図

【図9】従来例の超音波ドプラ血流計の送受信開口配置説明図

30

【符号の説明】

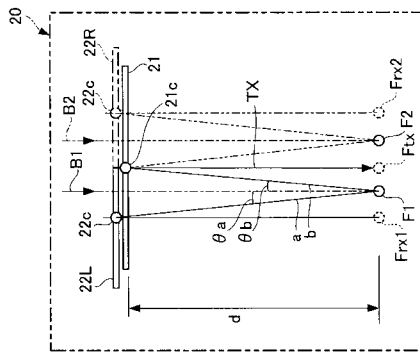
【 0 0 6 6 】

20、30、40 探触子
 21、31、41 送信開口
 21c、31c、41c 開口中心
 22L、22R、32L、32R、42L、42R 受信開口（受信手段）
 22c、32c、42c 開口中心
 102 送信器
 103 受信器
 104 カラーフロー信号処理部
 105 Bモード信号処理部
 106 直交検波器
 107a、107b メモリ
 108a、108b MTIフィルタ
 109 相関演算器
 110 検波器
 111 DSC（デジタル スキャン コンバータ）
 112 表示器
 113 血管
 114 開口

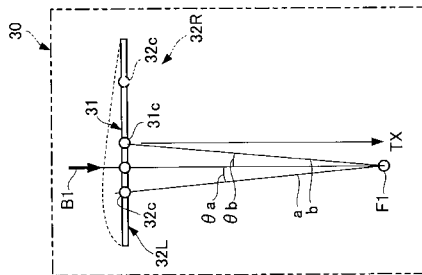
40

50

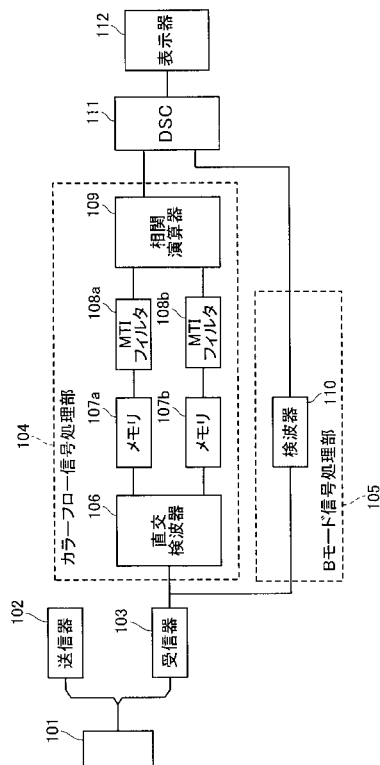
【図 1】



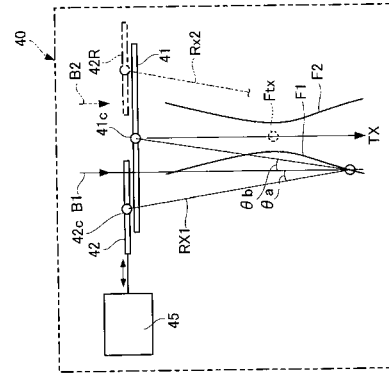
【図 2】



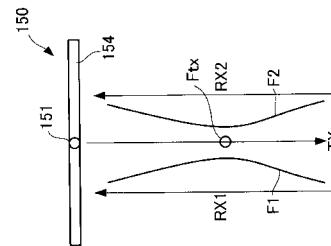
【図 5】



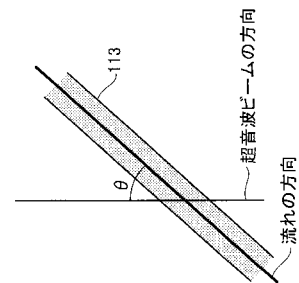
【図 3】



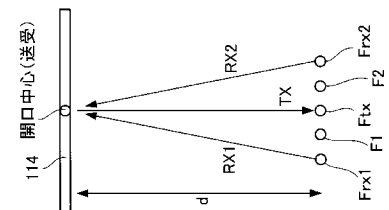
【図 4】



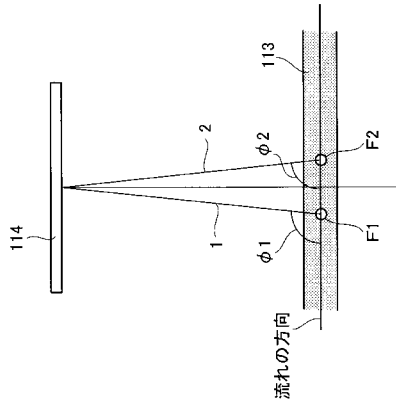
【図 6】



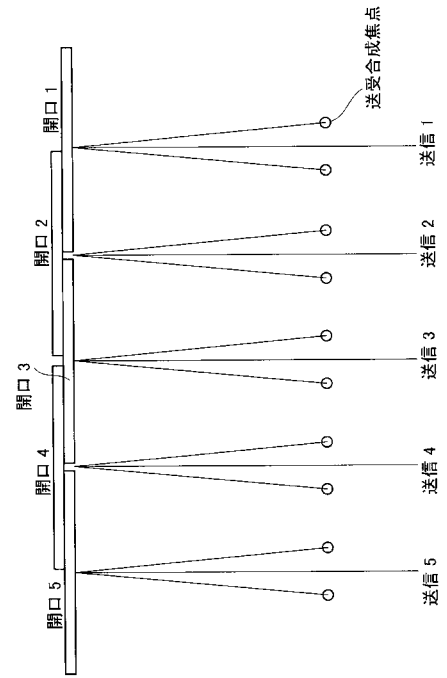
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE04 EE04 GB06 HH22 HH25 HH28 HH30 JB43
JB54

专利名称(译)	超声多普勒血流仪		
公开(公告)号	JP2006254984A	公开(公告)日	2006-09-28
申请号	JP2005073403	申请日	2005-03-15
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	西垣森緒 萩原尚 福元剛智		
发明人	西垣 森緒 萩原 尚 福元 剛智		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/HH28 4C601/HH30 4C601/JB43 4C601/JB54		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种多普勒血流计，其即使在通过并行接收方法进行操作时，也能够生成不显示条纹图案的超声波图像。 解决方案：相对于发射光束TX的方向，从合成焦点F1到发射孔径中心的角度 θ_b 和从合成焦点F1，F2到发射光束TX和接收光束的合成焦点F1，F2的合成孔径F1和F2。 设置接收开口22R和22L的位置，以使22R和22L相对于开口中心22c的角度 θ_a 相等。 通过使发射/接收合成光束B1和发射/接收合成光束B2的方向与发射光束TX匹配，可以消除光束之间的多普勒频移的差异。

[选型图]图1

