

(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2006-325684
(P2006-325684A)

(43) 公開日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(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 6 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2005-150154 (P2005-150154)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成17年5月23日 (2005.5.23)		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	100093067
			弁理士 二瓶 正敬
		(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】 並列受信法を用いた超音波ドプラ血流計において、ビーム方向の差異に起因する測定流速の差異をなくし、均一で品質の高い画像を提供する。

【解決手段】 相関演算器109aの出力Acorと相関演算器109bの出力Bcorの差分=Acor-Bcorを減算器201において求める。減算器201の出力=Acor-Bcorは定数乗算器202において2分の1倍され、ラッチ203に取り込まれる。ラッチ203に取り込まれたデータC=0.5×(Acor-Bcor)を補正データとして用い、減算器204により相関演算出力Aから補正データを減算し、補正後データAaft(ビームA出力)は、

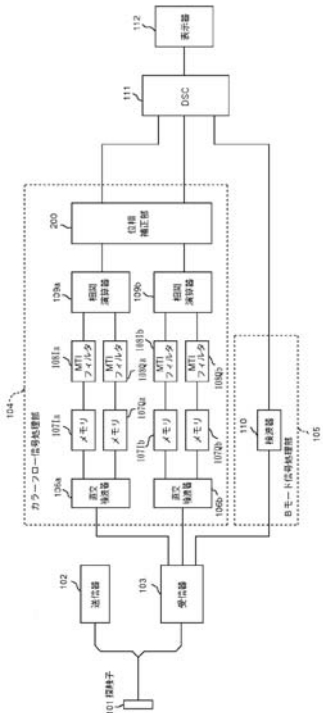
$$Aaft=A-C$$

となり、また、加算器205により相関演算出力Bに補正データを加算する。補正後データBaft(ビームB出力)は、

$$Baft=B+C$$

となる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1つの超音波送信ビームに対して同時に複数の受信ビームを得るための受信回路と、
前記受信回路により受信された信号から前記複数の受信ビームの各々ごとに体内の流体の
流れ成分を検出する複数の相関器と、
前記複数の受信ビームの角度の違いによる前記複数の相関器の各出力の位相差を補正デ
ータにより補正する位相補正手段とを、
備えた超音波ドプラ血流計。

【請求項 2】

前記位相補正手段は、前記補正データとして前記複数の相関器の各出力の位相差を検出
し、前記位相差を前記複数の相関器の各出力に加算又は減算して補正することを特徴とす
る請求項 1 に記載の超音波ドプラ血流計。 10

【請求項 3】

前記位相補正手段は、前記体内の流体の検出する深さに応じて異なる補正データにより
、前記複数の受信ビームの角度の違いによる前記複数の相関器の各出力の位相差を補正す
ることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波ドプラ血流計。

【請求項 4】

前記位相補正手段は、前記補正データを複数の送信ビームに対して求めて平均化して補
正データとすることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の超音波ドプラ血
流計。 20

【請求項 5】

前記位相補正手段は、前記補正データを時間方向に蓄積して平均化して補正データとす
ることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の超音波ドプラ血流計。

【請求項 6】

前記位相補正手段は、前記補正データの初期値として適当な値の補正データを用いて補
正を行ない、補正結果により前記補正データを修正することを特徴とする請求項 1 から 5
のいずれか 1 つ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、体内の血流を観測する超音波ドプラ血流計に関する。 30

【背景技術】

【0002】

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を
表示することができる。図 7 に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）を備えた超音波診断装置のブロック図を示す。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、図示しない被検体の体内に超音波を照射する。照射
された超音波は、臓器や血管において反射し、探触子 101 に戻ってくる。戻ってきた超
音波は探触子 101 で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 及び B モード信号処理部 105 に入力される。 40

【0003】

カラーフロー信号処理部 104 に入力された信号は直交検波器 106 で直交検波されて
I 成分、Q 成分に変換され、I 成分、Q 成分がそれぞれメモリ 107 I、107 Q に取り
込まれる。カラーフロー信号処理においては、同じ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。送受信及び直交検波が同じ部位に対し、数回～十数回程度行
われて I 成分、Q 成分がそれぞれメモリ 107 I、107 Q に蓄積される。メモリ 107
I、107 Q に蓄積された信号から同じ部位の信号を出力し、MTI フィルタ 108 I、
108 Q に入力する。MTI フィルタ 108 I、108 Q は、一種のハイパスフィルタで
ある。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 50

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。MTIフィルタ108I、108Qの出力は、相関演算器109に入力される。相関演算器109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、すなわち血流の速度と振幅を算出する。

【0004】

ここで、血液の流れの方向に対する超音波ビームの方向と、算出される血流速度の関係を記述しておく。図8に示すように血管113に対し、超音波ビームが角度 θ で交差するとき、本来の血流速度を v とすると、相関演算器109により算出される速度 $V1$ は、

$$V1 = v \cos \theta$$

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、 $V1$ は常にゼロとなり、血流は検出されない。

【0005】

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。検波の方式としては包絡線検波がよく用いられる。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105で得られた振幅情報は、ディ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、表示器112に表示される。2次元画像を構成するためには、探触子101を構成する複数の振動子の開口の位置を少しずつずらして超音波の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その説明を割愛するが、最近では電氣的な切替により行なう方式が主流である。

【0006】

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超音波の送受信を同じ部位に対して行なう必要がある。しかしながら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、例えば下記の特許文献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。

【0007】

図9を参照して並列受信法を説明する。図9は並列受信法の一例である。この図においては、受信ビームは2本である。開口114があり、送信開口と受信開口の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114の中心から開口114に垂直に送信ビームTX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RX1、RX2は送信ビームTX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TXの焦点を F_{tx} とし、受信ビームRX1、RX2の焦点を F_{rx1} 、 F_{rx2} とすると、送受の合成焦点 $F1$ 、 $F2$ はそれぞれ、送信焦点 F_{tx} と受信焦点 F_{rx1} 、 F_{rx2} 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 F_{tx} と受信焦点 F_{rx1} 、 F_{rx2} の中間となる。

【0008】

カラーフローを並列受信を用いて行なう場合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を図10に示す。このブロック図においては、受信器103の出力が2本の受信ビームに対応した2本の出力となり、これを受ける形でカラーフロー信号処理部104の内部構成が2系統(図10では、図7に示した参照符号にそれぞれa、bを付して示す)となる。2系統のカラーフロー信号処理部104で抽出された血流成分はDSC111でBモード信号処理部105の信号と共に2次元画像に構成されて表示器112に表示される。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(特許請求の範囲)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

この並列受信法をドプラ血流計に使用するにあたり、発生する問題を図11を参照して説明する。図11において、開口114を用いて送受信を行なったとする。今、送信ビームに対して直角に血管113が走行しており、血液が流れているとする。本来は直角方向ではドプラ偏移が起こらず、流れは検知できないはずである。ところが、受信ビームが送信ビームに対して左右に微小角開いた形状で形成されるために、合成ビームの方向1及び、合成ビームの方向2は血管に対してそれぞれ、角度 $\phi 1$ 、 $\phi 2$ で交差することになる。角度 $\phi 1$ は90度より大きく、角度 $\phi 2$ は90度より小さい。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。

【0010】

10

送信ビームの角度と各受信ビームで算出される速度の一例を図12に示す。この図においては、流速は1で合成ビームの方向1、合成ビームの方向2の送信ビームに対する角度がそれぞれ+10度、-10度である場合を示している。合成ビームの角度の差がより顕著に反映されるのは、送信ビームと流体の移動方向が90度付近であるときであることがわかる。

【0011】

このため、図13のように、それぞれの開口1～5の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。

【0012】

20

本発明はこの問題を解決し、並列受信法で動作させた場合に、血流画像の縞模様を防止することができる超音波ドプラ血流計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】

【0013】

本発明は上記目的を達成するために、
1つの超音波送信ビームに対して同時に複数の受信ビームを得るための受信回路と、
前記受信回路により受信された信号から前記複数の受信ビームの各々ごとに体内の流体の流れ成分を検出する複数の相関器と、
前記複数の受信ビームの角度の違いによる前記複数の相関器の各出力の位相差を補正データにより補正する位相補正手段とを備えた構成とした。

30

この構成により、複数の受信ビームの角度の違いによる複数の相関器の各出力の位相差を補正データにより補正するので、並列受信法で動作させた場合に、血流画像の縞模様を防止することができる。

【0014】

また、前記位相補正手段は、前記補正データとして前記複数の相関器の各出力の位相差を検出し、前記位相差を前記複数の相関器の各出力に加算又は減算して補正することの特徴とする。

この構成により、複数の受信ビームの角度の違いによる複数の相関器の各出力の位相差を補正データにより補正するので、並列受信法で動作させた場合に、血流画像の縞模様を防止することができる。

40

【0015】

また、前記位相補正手段は、前記体内の流体の検出する深さに応じて異なる補正データにより、前記複数の受信ビームの角度の違いによる前記複数の相関器の各出力の位相差を補正することの特徴とする。

この構成により、検出する深さに関係なく血流画像の縞模様を防止することができる。

【0016】

また、前記位相補正手段は、前記補正データを複数の送信ビームに対して求めて平均化して補正データとすることの特徴とする。

この構成により、検出する時間、位置に関係なく血流画像の縞模様を防止することができる。

50

【0017】

また、前記位相補正手段は、前記補正データを時間方向に蓄積して平均化して補正データとすることを特徴とする。

この構成により、検出する血流のバラツキに関係なく血流画像の縞模様を防止することができる。

【0018】

また、前記位相補正手段は、前記補正データの初期値として適当な値の補正データを用いて補正を行ない、補正結果により前記補正データを修正することを特徴とする。

この構成により、血流画像の縞模様を更に防止することができる。

【発明の効果】

10

【0019】

本発明によれば、並列受信法で動作させた場合に、血流画像の縞模様を防止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

<第1の実施の形態>

図1は本発明の第1の実施の形態における並列受信を行なう超音波ドプラ血流計のブロック図である。図1のブロック図は従来例の図10に比較して、カラーフロー信号処理部104において、相関演算器109a、109bの出力を処理する位相補正部200が追加されて設けられている点異なる。

20

【0021】

図2は位相補正部200の内部構成のブロック図の一例である。図2において、相関演算器109aの出力Acorと相関演算器109bの出力Bcorの差分 $Acor - Bcor$ を減算器201において求める。減算器201の出力 $Acor - Bcor$ は定数乗算器202において2分の1倍され、ラッチ203に取り込まれる。ラッチ203に取り込まれたデータ $C = 0.5 \times (Acor - Bcor)$ を補正データとして用い、減算器204により相関演算出力Aから補正データを減算し、補正後データAaft（ビームA出力）は、

$$Aaft = A - C$$

30

となり、また、加算器205により相関演算出力Bに補正データを加算する。補正後データBaft（ビームB出力）は、

$$Baft = B + C$$

となる。

このことにより相関演算出力Aと相関演算出力Bの間の位相の差をなくし、カラー表示の縞模様をなくすことができ、品質のよい画像を得ることができる。補正データを作成する相関演算器109a、bの出力の選択に関しては、第2の実施の形態以降に詳細を示す。

【0022】

<第2の実施の形態>

40

図3は位相補正部200の第2の実施の形態の内部構成のブロック図である。図3は図2と比較して、ラッチ203がメモリ206に置き代わっている。送信ビームの形状や深さにより変化する受信開口の大きさなどの要因により、合成ビームの偏向角度は深さにより変動する。図3においては、メモリ206に深さごとの補正データを記憶させ、相関演算器109aの出力A、相関演算器109bの出力Bに対し用いることで、どの深さにおいても正確な補正をかけることができる。

【0023】

<第3の実施の形態>

図4は位相補正部200の第3の実施の形態の内部構成のブロック図である。この構成においては、図2に比較してラッチ203が4つのラッチ203a、203b、203c

50

、203dに拡張されている。これらのラッチ203a、203b、203c、203dには、異なる走査位置における位相補正データを蓄積する。そして、加算器207と乗算器208によりラッチ203a～203dのデータの平均が取られる。つまり空間平均のデータを用いることになる。血流信号は時間や場所によりバラツキが大きいいため、このように平均を取ることでより正確な補正が可能になる。ここでは単純平均としたが、各データに重み付けがあってもよい。また、ラッチ203a～203dの代わりに第2の実施の形態のようにメモリを用いて深さにより異なるデータを使用することもできる。

【0024】

＜第4の実施の形態＞

図5は位相補正部200の第4の実施の形態の内部構成のブロック図である。この構成においては、図2に比較してラッチ203が積分器209に置き代わっている。第4の実施の形態では、積分器209により同じ部位の信号に関して時間方向に平均を行なう。このことで血流信号のバラツキによる誤差を小さくすることができる。この方法においても積分器209（若しくは積分器相当の機能）を多数用いて深さ方向に異なる補正データを用いることもできる。更に複数の走査部位の信号を平均する方法を併用することも可能である。

【0025】

＜第5の実施の形態＞

図6は位相補正部200の第5の実施の形態の内部構成のブロック図である。この構成においては図2に比較して、差分を検出する部分と補正データを用いる部分が前後している。ラッチ203にはとりあえず初期値として適当なデータを用い、このデータを減算器204、加算器205によりそれぞれ相関演算出力A、Bに減算、加算する。この結果から差異を減算器201を用いて検出してラッチ203に格納して次の相関演算出力A、Bの補正データとする。

【0026】

また、図示されていない演算機能において、検出した差異が小さくなるようにラッチ203のデータを修正することにより、相関演算出力A及びBの差異を小さくすることができる。画像の縞模様を低減させることができる。この方法においても空間方向、時間方向に平均を取る手法は有効であり、また深さにより異なるデータを用いる方法も有効である。

【産業上の利用可能性】

【0027】

本発明は、並列の受信ビームの方向の違いによる相関演算出力の違いを補正することができ、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ので、超音波ドプラ血流計などに利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の第1の実施の形態における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2】図1の位相補正部の内部構成を示すブロック図

【図3】本発明の第2の実施の形態における位相補正部の内部構成を示すブロック図

【図4】本発明の第3の実施の形態における位相補正部の内部構成を示すブロック図

【図5】本発明の第4の実施の形態における位相補正部の内部構成を示すブロック図

【図6】本発明の第5の実施の形態における位相補正部の内部構成を示すブロック図

【図7】従来例における超音波ドプラ血流計を含む超音波診断装置を示すブロック図

【図8】血流と超音波ビームの角度を示す説明図

【図9】並列受信法を示す説明図

【図10】並列受信法を行なう従来例の超音波ドプラ血流計を含む超音波診断装置を示すブロック図

【図11】従来例における超音波ドプラ血流計の並列受信法の問題点を示す説明図

【図12】送信ビームの角度と各受信ビームで算出される速度を示す説明図

10

20

30

40

50

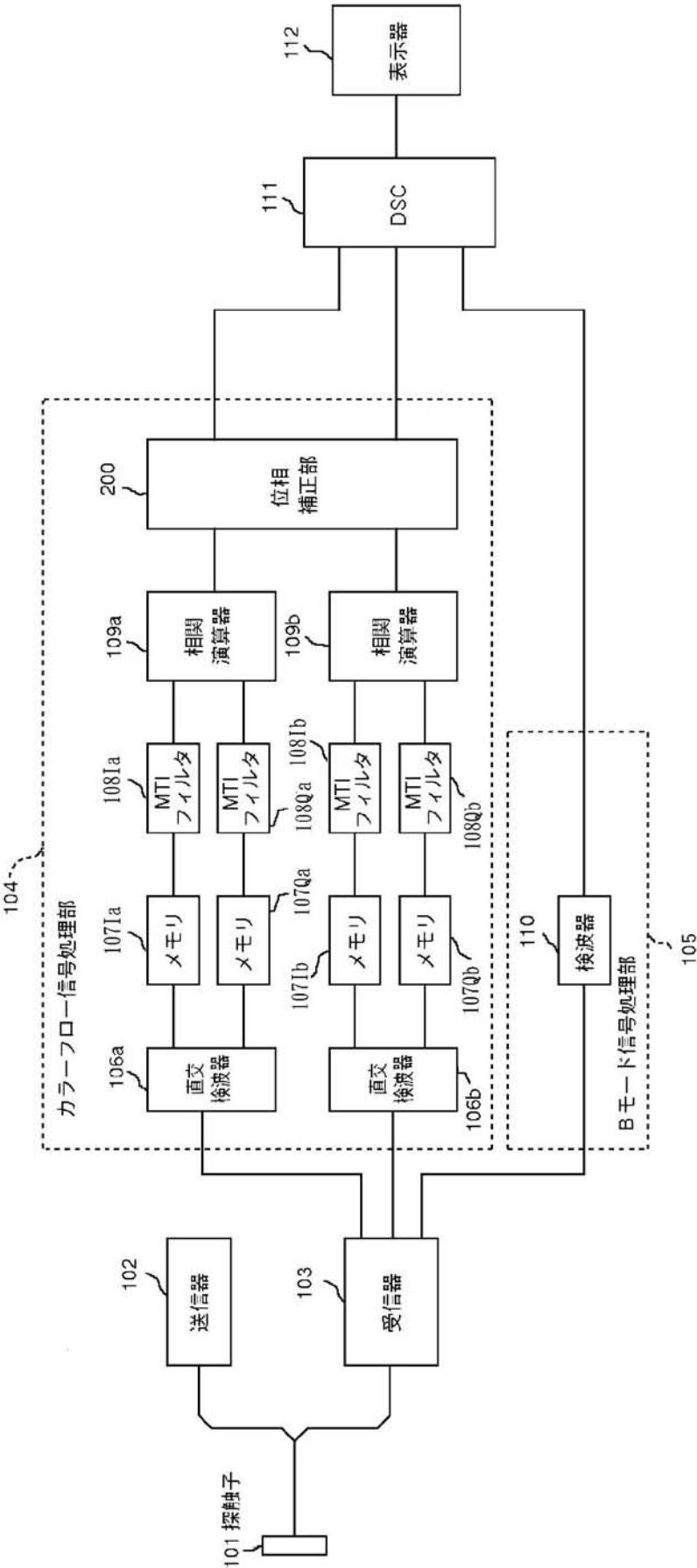
【図 13】従来例における超音波ドプラ血流計の並列受信法の問題点を示す説明図

【符号の説明】

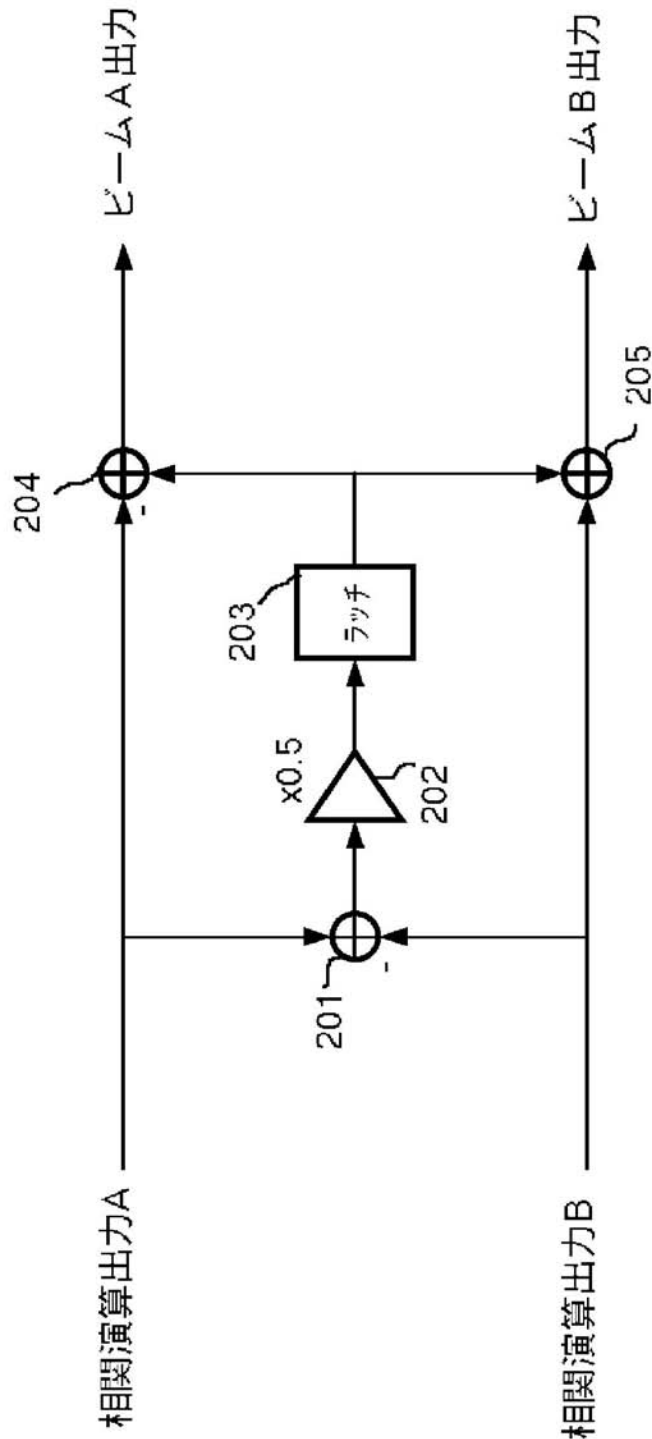
【0029】

101	探触子	
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、106a、106b	直交検波器	
107I、107Q、107Ia、107Qa、107Ib、107Qb	メモリ	10
108I、108Q、108Ia、108Qa、108Ib、108Qb	MTIフィルタ	
109、109a、109b	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	
200	位相補正部	
201、204	減算器	20
202	定数乗算器	
203、203a～203d	ラッチ	
205、207	加算器	
206	メモリ	
208	乗算器	
209	積分器	

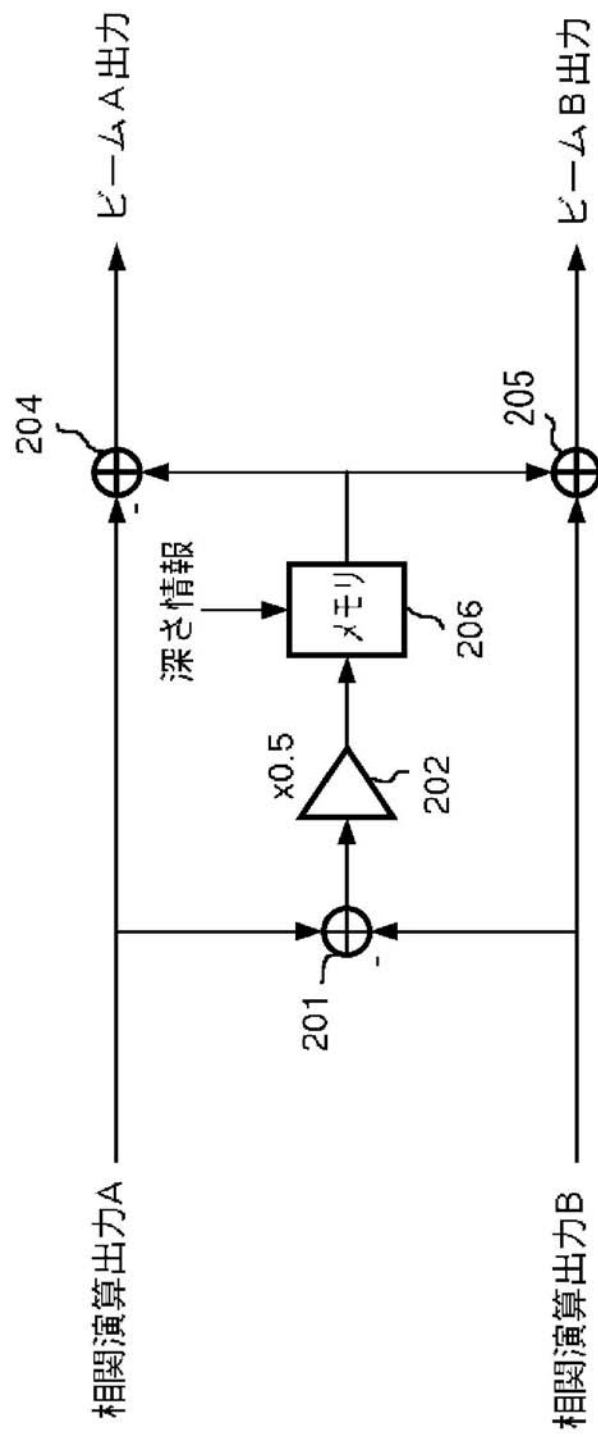
【図 1】



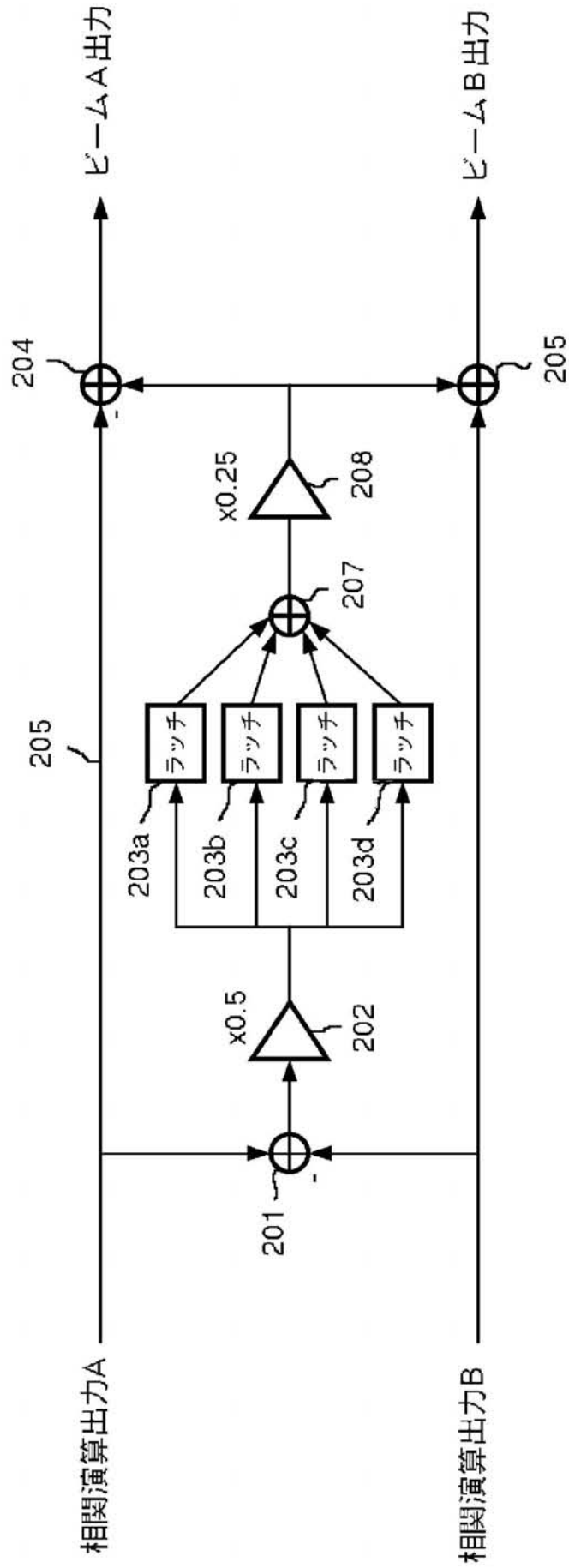
【図 2】



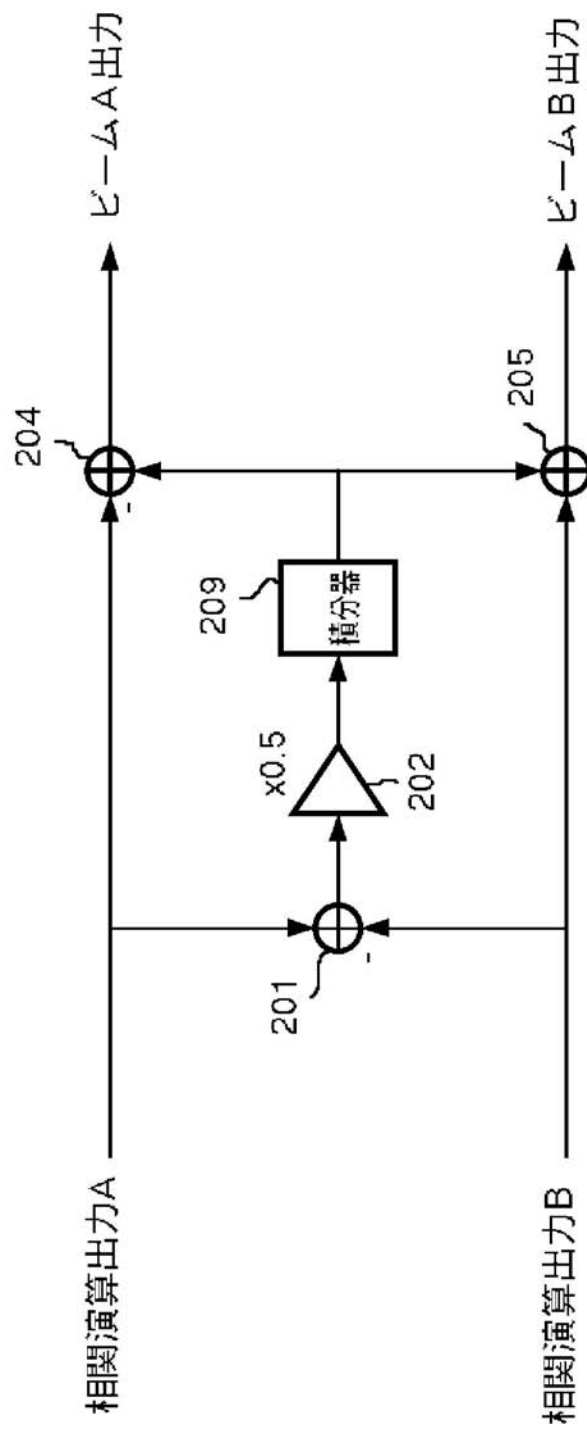
【図 3】



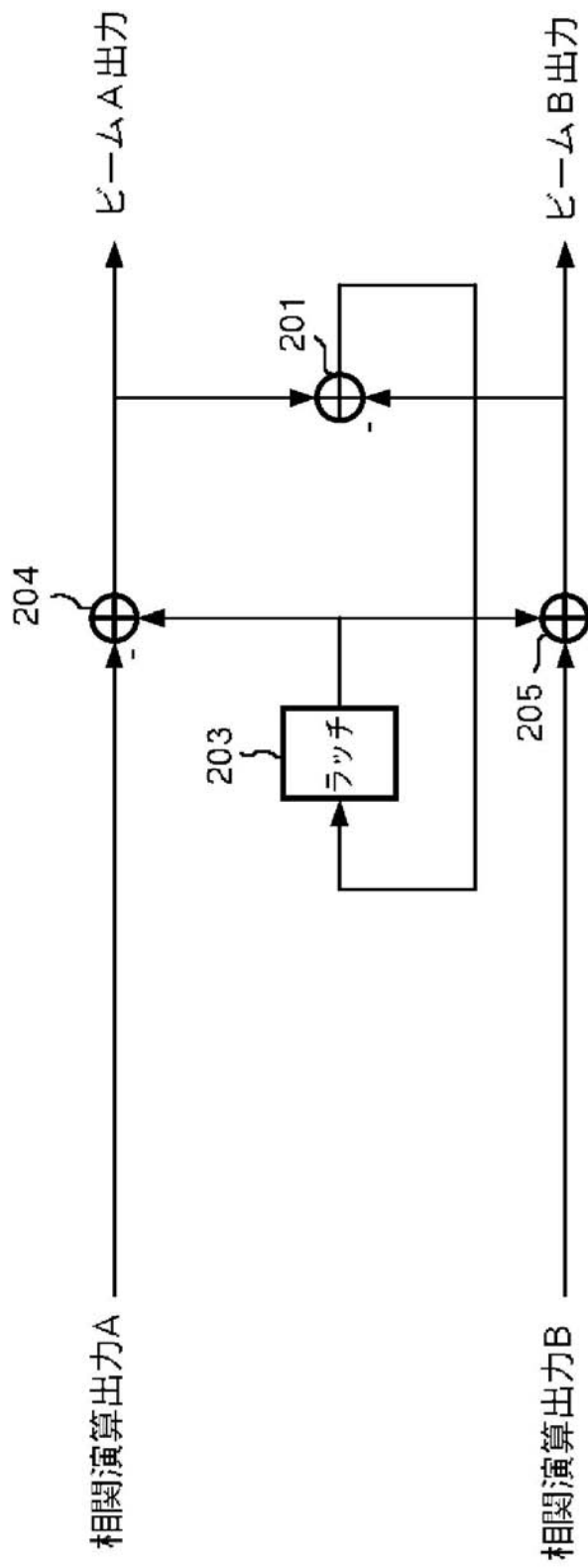
【図 4】



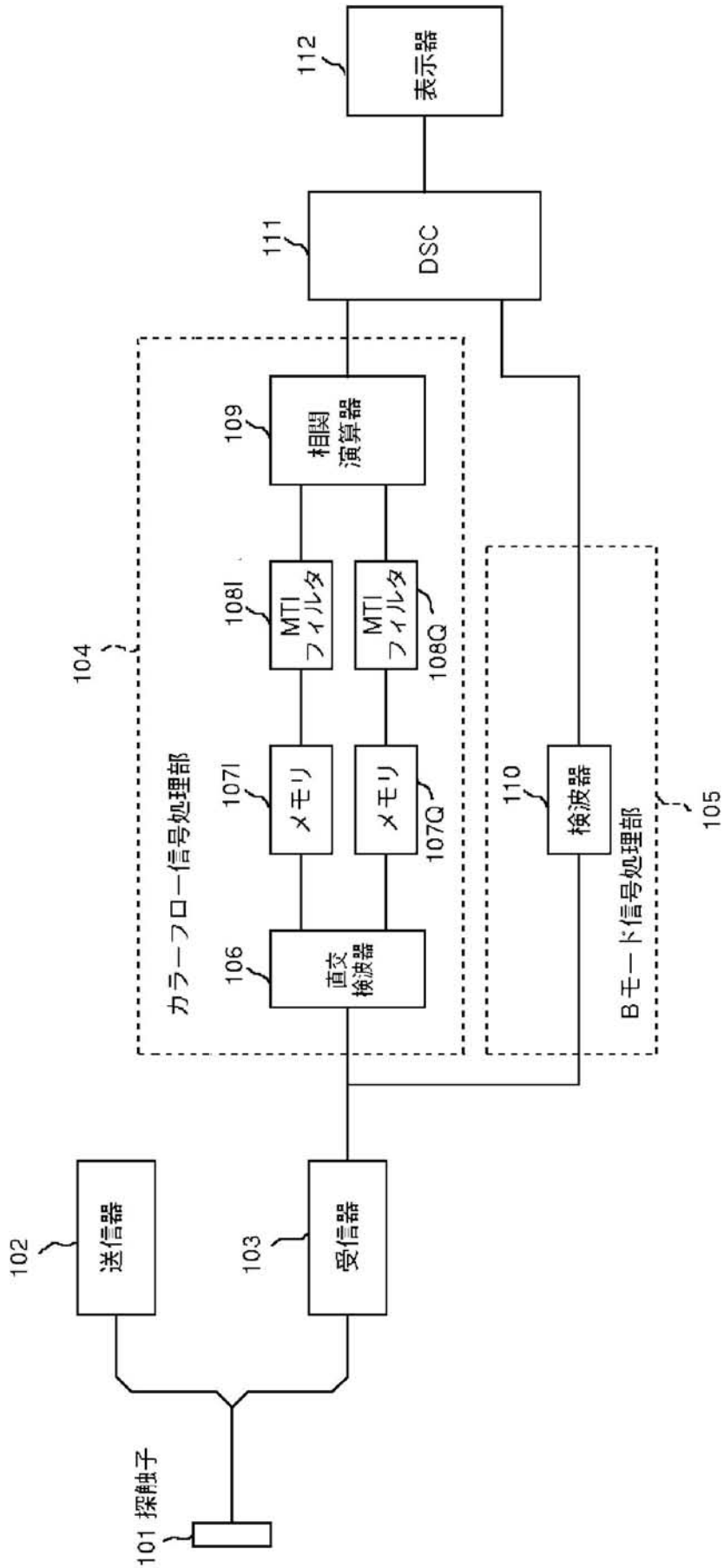
【図 5】



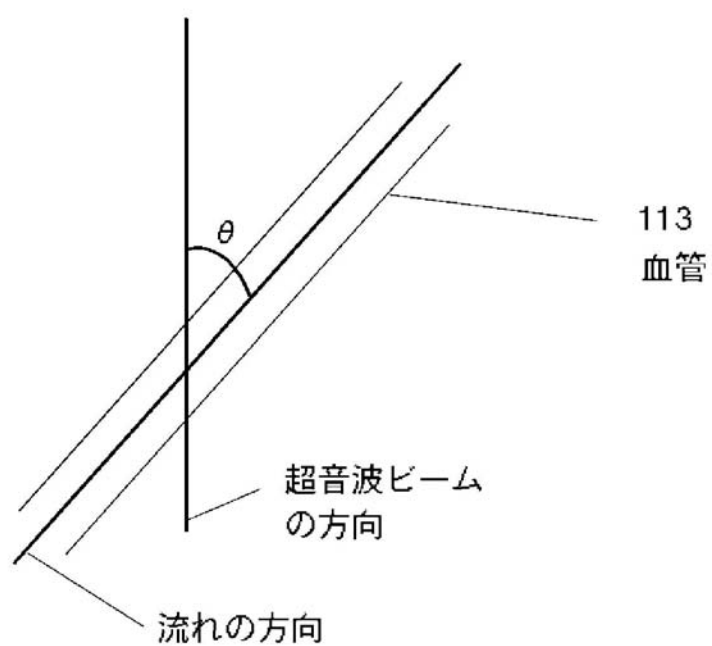
【図 6】



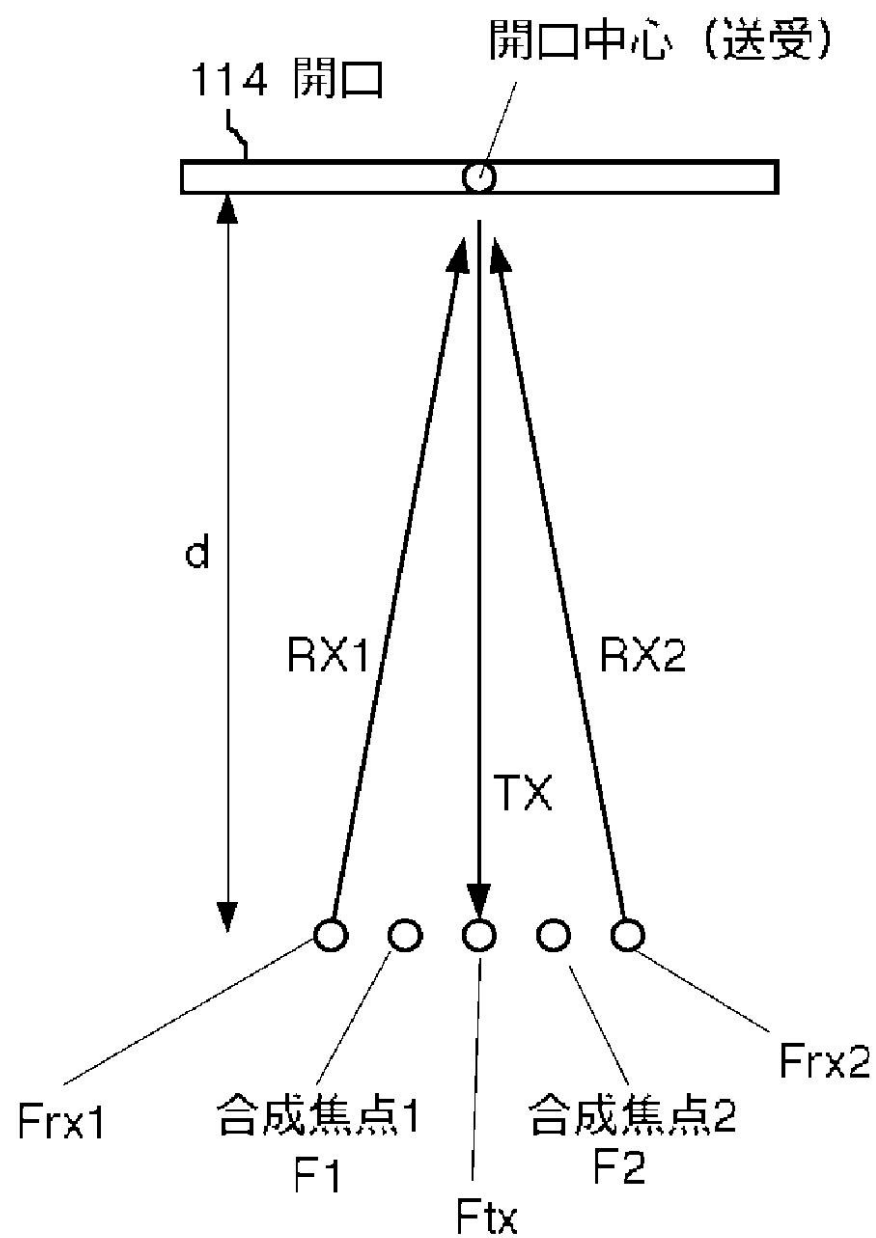
【図 7】



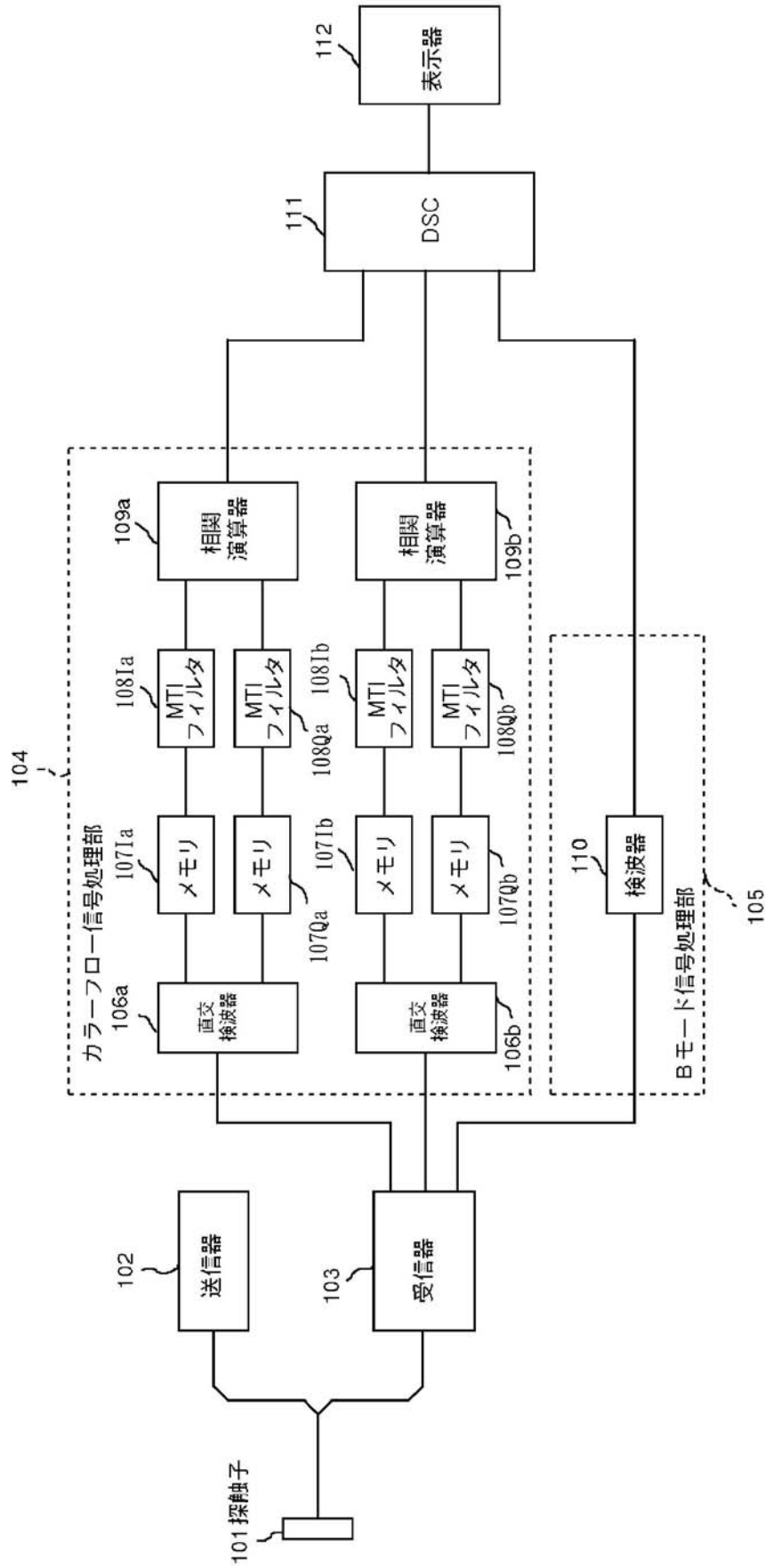
【図 8】



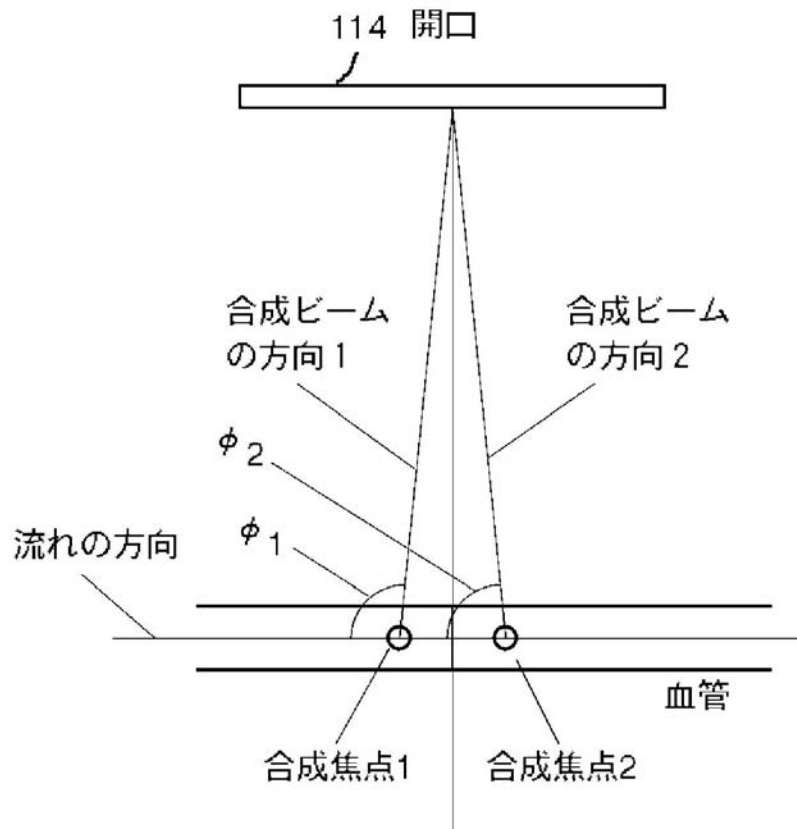
【図 9】



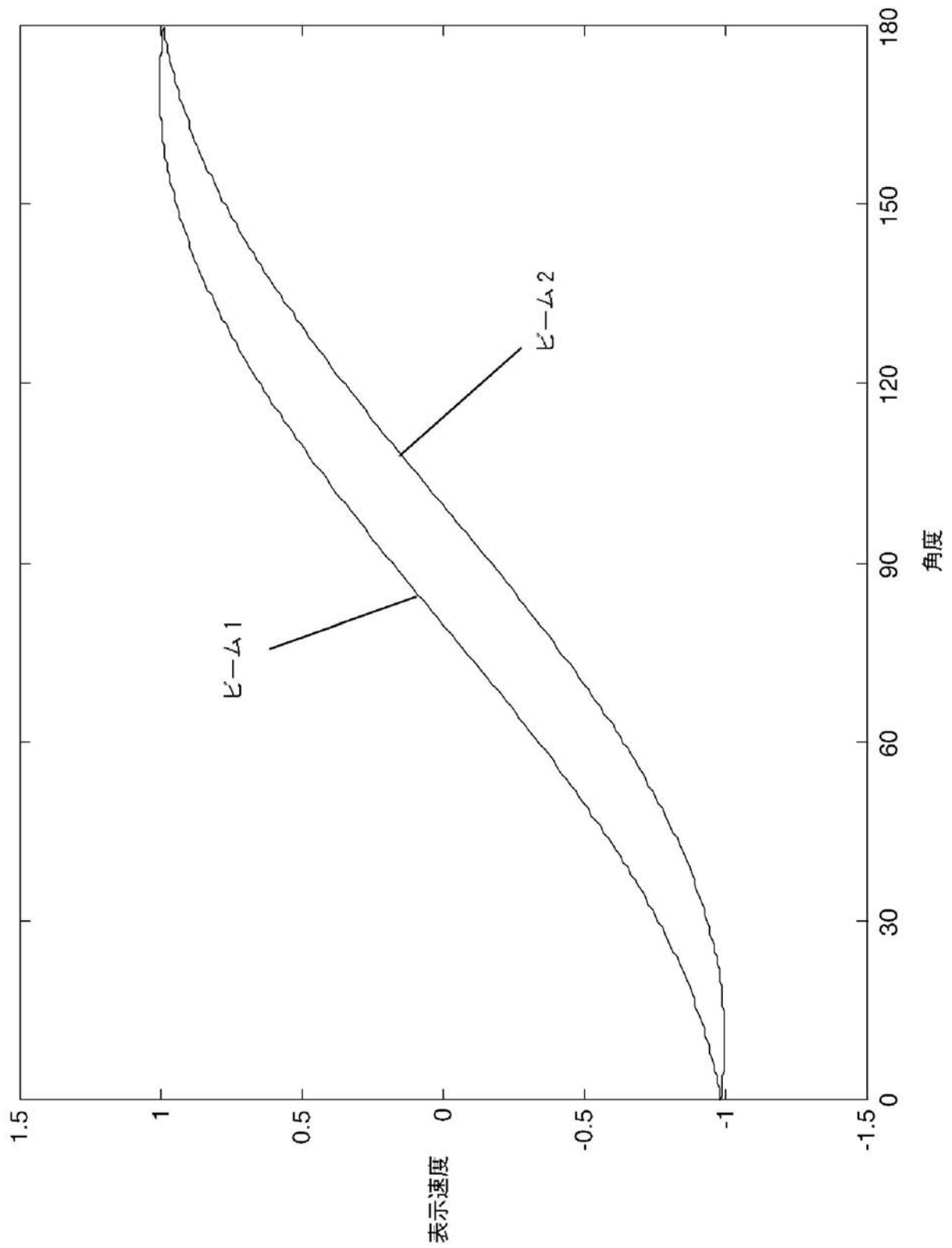
【図 10】



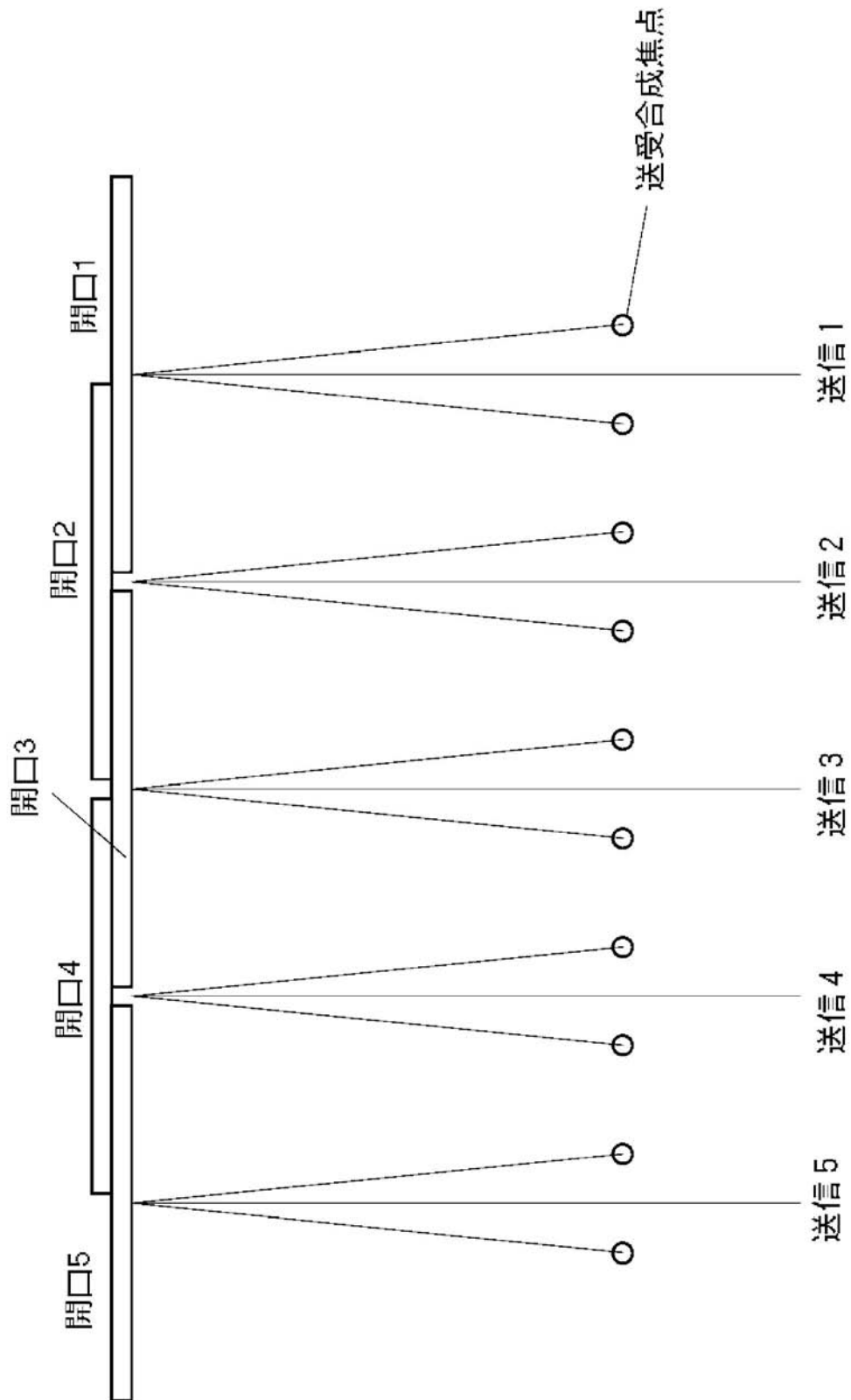
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB21 DD03 DE03 EE08 EE09 EE22 GB04 HH28 HH29
JB24 JB30 JB37 JB43 JB48 JB51 JB54 KK19

专利名称(译)	超声多普勒血流仪		
公开(公告)号	JP2006325684A	公开(公告)日	2006-12-07
申请号	JP2005150154	申请日	2005-05-23
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/BB21 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB04 4C601/HH28 4C601/HH29 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB37 4C601/JB43 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JB54 4C601/KK19		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过消除由于光束方向不同而引起的测量流速差异，使用并行接收方法在超声多普勒血流仪中提供均匀且高质量的图像。减法器201计算相关计算器109a的输出Acor和相关计算器109b的输出Bcor之间的差 $= Acor - Bcor$ 。减法器201 = Acor-Bcor的输出在常数乘法器202中减半，并在锁存器203中捕获。使用在锁存器203中捕获的数据 $C = 0.5 \times (Acor - Bcor)$ 作为校正数据，通过减法器204从相关性计算输出A减去校正数据，校正数据Aaft（光束A输出），英尺 $= A - C$ 然后，加法器205将校正数据添加到相关性计算输出B。校正后的数据Baft（光束B输出）为杆 $= B + C$ 成为 [选型图]图1

