

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 252274

( P2001 - 252274A )

(43)公開日 平成13年9月18日 (2001.9.18)

(51) Int. Cl<sup>7</sup>

識別記号

F I

タームコード ( 参考 )

A 6 1 B 8/06  
8/14

A 6 1 B 8/06  
8/14

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 30 L ( 全 8 数 )

(21)出願番号 特願2000 - 70090(P2000 - 70090)

(22)出願日 平成12年3月14日(2000.3.14)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 玉野 聡

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(74)代理人 100087505

弁理士 西山 春之

Fターム ( 参考 ) 4C301 AA02 CC02 DD01 DD04 EE05

HH01 HH11 HH54 JB29 JB36

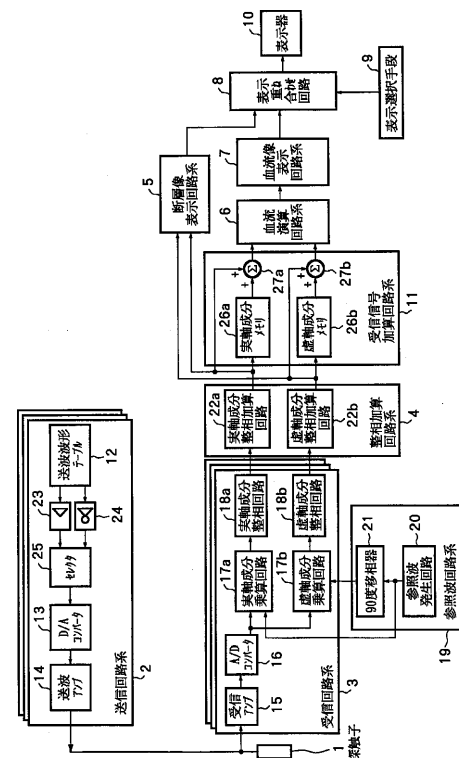
KK02 KK12 KK22 LL05

(54)【発明の名称】 超音波血流計測装置

(57)【要約】

【課題】 超音波血流計測装置において、生体組織からの超音波反射信号を十分に除去すると共に血流信号成分を伸長して、良好な超音波血流像を表示する。

【解決手段】 探触子1で被検体内に超音波を送受信し、この受信した超音波反射信号を処理して整相加算し、この整相加算された受信信号を用いて血流情報を演算して超音波血流像を構成し、該超音波血流像を表示する超音波血流計測装置において、上記探触子1に対する超音波の送信信号の位相を超音波の送信毎に変える送信回路系2と、該探触子1で受信した被検体内からの位相の異なる反射信号を互に加算して血流情報を演算する血流演算回路系6へ送る受信信号加算回路系11とを、備えたものである。これにより、生体組織からの超音波反射信号を十分に除去すると共に血流信号成分を伸長して、良好な超音波血流像を表示することができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 探触子で被検体内に超音波を送受信し、この受信した超音波反射信号を処理して整相加算し、この整相加算された受信信号を用いて血流情報を演算して超音波血流像を構成し、該超音波血流像を表示する超音波血流計測装置において、上記探触子に対する超音波の送信信号の位相を超音波の送信毎に変える手段と、該探触子で受信した被検体内からの位相の異なる反射信号を互に加算して血流情報を演算する部分へ送る手段とを、備えたことを特徴とする超音波血流計測装置。

【請求項2】 上記整相加算された受信信号を用いて超音波断層像を構成する手段と、この構成された超音波断層像及び前記構成された超音波血流像のいずれか一方又は両方を表示する手段とを、設けたことを特徴とする請求項1記載の超音波血流計測装置。

【請求項3】 上記構成された超音波血流像をカラー化して表示することを特徴とする請求項1又は2記載の超音波血流計測装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体内に超音波を送受信し診断部位からの反射波によるエコー信号を用いて該診断部位の超音波血流像を得て表示する超音波血流計測装置に関し、特に、生体組織からの超音波反射信号を十分に除去すると共に血流信号成分を伸長して、良好な超音波血流像を表示することができる超音波血流計測装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来のこの種の超音波血流計測装置は、特願昭60-31149号、特願昭62-90904号等の明細書に記載されているように、探触子で被検体内に超音波を送受信し、この受信した超音波反射信号を処理して整相加算し、この整相加算された受信信号を用いて血流情報を演算して超音波血流像を構成し、該超音波血流像を表示部に表示するようになっていた。このとき、探触子で生体内の同一方向に超音波の送受信を繰り返す、診断部位からの反射信号について血流によるドプラ偏移量を演算し、これを二次元の超音波断層像の全体にわたって演算することにより、二次元の超音波血流像を構成していた。

【0003】そして、上記出願の各明細書に記載されているように、診断部位からの反射信号について血流によるドプラ偏移量を演算するのに、上記診断部位の生体組織からの反射信号を取り除き、血流によりドプラ偏移を受けた成分を抽出する血流信号選択フィルタを使用していた。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、このような従来の超音波血流計測装置においては、図8に示すように、生体組織からの反射信号Aは血流信号Bよりも例え

ば30～40dB程度大きく、血流信号選択フィルタCを使用するだけでは、生体組織からの反射信号Aを十分に取り除くことはできず、超音波血流像として上記生体組織からの反射信号Aも重ねて表示してしまうことがあった。したがって、血流信号Bと生体組織からの反射信号Aとを区別することが十分にできず、良好な超音波血流像を表示することができないものであった。

【0005】そこで、本発明は、このような問題点に対処し、生体組織からの超音波反射信号を十分に除去すると共に血流信号成分を伸長して、良好な超音波血流像を表示することができる超音波血流計測装置を提供することを目的とする。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明による超音波血流計測装置は、探触子で被検体内に超音波を送受信し、この受信した超音波反射信号を処理して整相加算し、この整相加算された受信信号を用いて血流情報を演算して超音波血流像を構成し、該超音波血流像を表示する超音波血流計測装置において、上記探触子に対する超音波の送信信号の位相を超音波の送信毎に変える手段と、該探触子で受信した被検体内からの位相の異なる反射信号を互に加算して血流情報を演算する部分へ送る手段とを、備えたものである。

【0007】また、上記整相加算された受信信号を用いて超音波断層像を構成する手段と、この構成された超音波断層像及び前記構成された超音波血流像のいずれか一方又は両方を表示する手段とを、設けたものである。

【0008】さらに、上記構成された超音波血流像をカラー化して表示するようにしてもよい。

## 【0009】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は本発明による超音波血流計測装置の実施の形態を示すブロック図である。この超音波血流計測装置は、被検体内に超音波を送受信し診断部位からの反射波によるエコー信号を用いて該診断部位の超音波血流像を得て表示するもので、図1に示すように、探触子1と、送信回路系2と、受信回路系3と、整相加算回路系4と、断層像表示回路系5と、血流演算回路系6と、血流像表示回路系7と、表示重ね合わせ回路8と、表示選択手段9と、表示器10とを有し、更に受信信号加算回路系11を備えて成る。

【0010】上記探触子1は、上記被検体内に超音波を送受信するもので、その内部には実際に超音波を打ち出すと共に反射波を受信する複数の振動子を有している。送信回路系2は、上記探触子1に対して超音波の送信信号を供給するもので、上記複数の振動子を駆動して複数チャンネルの超音波を送信するようになっている。そして、その内部には、送波波形を記憶した送波波形テーブル12と、この送波波形テーブル12からの送波信号をアナログ信号に変換するD/Aコンバータ13と、この

D/Aコンバータ13からの送波信号を増幅する送波アンプ14とを備えている。

【0011】受信回路系3は、上記探触子1にて受信した超音波反射信号の整相処理を行うもので、上記複数の振動子で受信した複数チャンネルの反射波を取り込み、各チャンネルからの受信信号の遅延時間を揃え、該受信信号を実軸成分、虚軸成分にベクトル分けして出力するようになっている。そして、その内部には、探触子1で受信した超音波反射信号を増幅する受信アンプ15と、この受信アンプ15からの受信信号をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ16と、このA/Dコンバータ16からの受信信号を実軸成分、虚軸成分にベクトル分けして後述の参照波回路系19からの参照波信号と乗算する実軸成分乗算回路17a及び虚軸成分乗算回路17bと、これらの乗算回路17a、17bからの実軸成分又は虚軸成分について整相処理を行う実軸成分整相回路18a及び虚軸成分整相回路18bとを備えている。

【0012】そして、上記受信回路系3で受信信号の位相を演算するために、参照波回路系19が設けられており、参照波発生回路20で発生された参照波信号を上記実軸成分乗算回路17aへ送って実軸成分と乗算し、上記参照波発生回路20からの参照波信号を90度移相器21で位相を90度異ならせた参照波信号を上記虚軸成分乗算回路17bへ送って虚軸成分と乗算するようになっている。

【0013】整相加算回路系4は、上記受信回路系3で整相処理された受信信号を加算するもので、複数チャンネルの実軸成分を加算する実軸成分整相加算回路22aと、複数チャンネルの虚軸成分を加算する虚軸成分整相加算回路22bとを有している。

【0014】断層像表示回路系5は、上記整相加算回路系4で整相加算された出力信号を用いて超音波断層像(Bモード像)を構成するものである。一方、血流演算回路系6は、前記整相加算回路系4で整相加算された出力信号を用いて血流情報を演算するもので、血流動態を二次元に演算するようになっている。そして、血流像表示回路系7は、上記血流演算回路系6の出力信号から二次元の超音波血流像を構成するものである。

【0015】また、表示重ね合わせ回路8は、上記断層像表示回路系5で構成された超音波断層像と、上記血流像表示回路系7で構成された超音波血流像との、いずれか一方又は両方を選択的に組み合わせて表示器10に表示させる手段となるものである。そして、表示選択手段9は、上記表示重ね合わせ回路8に、超音波断層像と超音波血流像とのいずれかを選択的に組み合わせて表示するかの選択信号を送るもので、例えば操作卓に設けられた選択スイッチから成る。さらに、表示器10は、上記超音波断層像や超音波血流像を表示するもので、例えばテレビモニタから成る。

【0016】ここで、本発明においては、前記送信回路

系2の内部に、バッファ回路23とインバータ回路24とセレクトア25とが設けられ、整相加算回路系4と血流演算回路系6との間には、受信信号加算回路系11が設けられている。

【0017】上記送信回路系2の内部のバッファ回路23は、前記送波波形テーブル12からの送信信号をそのまま保持すると共に出力するものである。また、インバータ回路24は、上記送波波形テーブル12からの送信信号を反転して逆位相として出力するものである。さらに、セレクトア25は、上記バッファ回路23とインバータ回路24の出力を選択するものである。そして、上記バッファ回路23とインバータ回路24とセレクトア25とで、前記探触子1に対する超音波の送信信号の位相を超音波の送信毎に変える手段を構成している。

【0018】また、受信信号加算回路系11は、上記探触子1で受信した被検体内からの位相の異なる反射信号を互に加算して血流情報を演算する血流演算回路系6へ送る手段となるもので、上記整相加算回路系4で実軸成分、虚軸成分にベクトル分けして出力された受信信号をそれぞれ一時的に記憶する実軸成分メモリ26a及び虚軸成分メモリ26bと、これらの実軸成分メモリ26a及び虚軸成分メモリ26bの後段にそれぞれ設けられ前後する位相の異なる二つの受信信号を加算する加算器27a、27bとを備えている。

【0019】次に、このように構成された超音波血流計測装置の動作について、図2を参照して説明する。まず、図1に示す送信回路系2の送波波形テーブル12及びバッファ回路23から出力された1回目の送信信号T1を、セレクトア25を介して図2(a)に示すように任意の位相で探触子1に供給する。すると、上記探触子1から被検体内に超音波が送信され、診断部位からの反射信号が該探触子1で受信される。

【0020】このとき得られる1回目の受信信号R1は、受信回路系3で増幅及び整相され、整相加算回路系4の実軸成分整相加算回路22aから出力される実軸成分は、図2(b)に示すようになる。この受信信号R1は、生体組織からの反射信号を示す前半部の大きな波形aと、血管内の赤血球からの反射信号を示す後半部の小さい波形bとを組み合わせた波形となる。そして、この1回目の受信信号R1は、受信信号加算回路系11内の実軸成分メモリ26aに記憶される。

【0021】次に、図1に示す送信回路系2の送波波形テーブル12及びインバータ回路24から出力された2回目の送信信号T2を、セレクトア25を介して図2(a)に示すように上記1回目の送信信号T1とは逆の位相で探触子1に供給する。すると、上記探触子1から被検体内に超音波が送信され、診断部位からの反射信号が該探触子1で受信される。

【0022】このとき得られる2回目の受信信号R2は、受信回路系3で増幅及び整相され、整相加算回路系

4の実軸成分整相加算回路22aから出力される実軸成分は、図2(b)に示すようになる。この受信信号R2は、生体組織からの反射信号を示す反転した前半部の大きな波形aと、赤血球からの反射信号を示す後半部の小さい波形bとを組み合わせた波形となる。

【0023】上記2回の超音波の送受信において、その期間中に生体組織の位置の移動がなく、さらにその生体組織による超音波信号の反射に関し線形性がある部位ならば、図2(a)に示す1回目の送信信号T1とは逆の位相で2回目の送信信号T2を送信した場合は、図2(b)に示す2回目の受信信号R2の前半部の生体組織からの反射信号の波形aは、1回目の受信信号R1の前半部の反射信号の波形aを反転した形となる。一方、血管内の赤血球については、上記2回の超音波送受信の間に該赤血球が動くため、図2(b)に示す2回目の受信信号R2の後半部の赤血球からの反射信号の波形bは、1回目の受信信号R1の後半部の反射信号の波形bを単純に反転させた形ではなく、ある波形となっている。

【0024】上記1回目の超音波の送受信期間において20は、1回目の受信信号R1の実軸成分は前述のように受信信号加算回路系11内の実軸成分メモリ26aに記憶され、2回目の超音波の送受信期間においては、2回目の受信信号R2の実軸成分は実軸成分整相加算回路22aから出力されてそのまま受信信号加算回路系11内の一方の加算器27aに入力する。これと同時に、図2(c)に示すように、上記実軸成分メモリ26aから1回目の受信信号R1が読み出され、上記加算器27aによって2回目の受信信号R2と加算される。

【0025】この1回目の受信信号R1と2回目の受信信号R2との加算結果は、図2(c)に示す生体組織からの反射信号を示す大きな波形aと、図2(b)に示す生体組織からの反射信号を示す反転した大きな波形aとで打ち消し合い、図2(c)に示す血管内の赤血球からの反射信号を示す小さい波形bと、図2(b)に示す血管内の赤血球からの反射信号を示す小さい波形bとが加算されて、図2(d)に示すように血流信号を示す一つの大きな波形となり、一方の加算器27aから出力される。

【0026】以上は、整相加算回路系4の実軸成分整相加算回路22aから出力される受信信号の実軸成分についての処理について説明したが、虚軸成分整相加算回路22bから出力される虚軸成分についても上記と同様の処理を行い、1回目の受信信号R1と2回目の受信信号R2との加算結果が、血流信号を示す一つの大きな波形として他方の加算器27bから出力される。

【0027】また、以上の説明では、生体組織からの反射信号は、2回の超音波の送受信期間中において生体組織の位置の移動がなく、かつ生体組織による超音波信号の反射に関し線形性がある組織部位と仮定している。こ50

れは例えば、心臓の拍動や呼吸の影響の少ない四肢末端部位での結果に相当し、互いに位相の異なる超音波送信信号T1, T2によって生じた受信信号R1, R2間の加算結果は、前述の図2(d)のように、生体組織からの反射信号は互いに打ち消される。

【0028】一方、心臓の拍動や呼吸により生体組織の運動が多い観察部位、或いは超音波の非線形性が大きい観察部位では、互いに位相の異なる超音波送信信号T1, T2によって生じた受信信号R1, R2間の加算結果は、前述の図2(d)のように、運動が多い観察部位からの反射信号が互いに加算されて一つの大きな波形となる。

【0029】以上のような動作により、図3に示すように、生体組織からの反射信号Aは抑圧され、赤血球からの血流信号Bは伸長されて、図8に示す従来からの血流信号選択フィルタCを使用しても、生体組織からの反射信号Aを十分に取り除くことができる。したがって、上記伸長された血流信号Bを図1に示す血流演算回路系6に供給して演算し、良好な超音波血流像を得ることができる。

【0030】さらに、本発明の超音波血流計測装置の動作について、図4に示すタイミング線図を参照して説明する。図4は、一組の順逆の超音波送信信号毎に受信信号を加算処理するもので、図4(a)において、T1, T3を順方向の送信信号とし、T2, T4を逆方向の送信信号とする。そして、図4(b)において、R1, R3を送信信号T1, T3に対応する受信信号とし、R2, R4を送信信号T2, T4に対応する受信信号とする。このときの加算処理は、図4(c)に示すように、(R1+R2), (R3+R4)のように行い、例えばこの2組の信号により、図1に示す血流演算回路系6にて血流演算を行う。この場合は、超音波伝播で生じる超音波の非線形性の影響が受信ペア間でキャンセルされ、良好な超音波血流像を得ることができる。

【0031】なお、図1に示す血流像表示回路系7は、血流演算回路系6で演算された血流情報をもとにして、図5に示すようなカラーマップを用いて超音波血流像をカラー化して表示してもよい。例えば、血流反射強度の強いものは黄色で表示し、血流反射強度の弱いものは無色で表示し、その中間をオレンジ色や赤色で表示すればよい。

【0032】図6は、本発明の第二の実施形態を示すブロック図である。この実施形態は、図1に示した第一の実施形態において、受信信号加算回路系11と血流演算回路系6との間に、上記受信信号加算回路系11の出力信号を選択するか、或いは該受信信号加算回路系11の出力信号を反転させた信号を選択するかを決める実軸成分受信信号選択回路28a及び虚軸成分受信信号選択回路28bを設けたものである。なお、図6において、符号29a, 29bは、上記実軸成分受信信号選択回路2

8 a及び虚軸成分受信信号選択回路28 bの一方の入力部に設けられた反転器を示している。

【0033】図6に示す第二の実施形態による超音波血流計測装置の動作について、図7に示すタイミング線図を参照して説明する。図7は、順逆の超音波送信信号を繰り返し送信するもので、図7(a)において、T1、T3を順方向の送信信号とし、T2、T4を逆方向の送信信号とする。そして、図7(b)において、R1、R3を送信信号T1、T3に対応する受信信号とし、R2、R4を送信信号T2、T4に対応する受信信号とする。このとき

10 の加算処理は、図7(c)に示すように、 $(R1+R2)$ 、 $(R2+R3)$ 、 $(R3+R4)$  のように行い、これらの信号が受信信号加算回路系11の加算器27 a、27 bから出力される。

【0034】その後、実軸成分受信信号選択回路28 a、虚軸成分受信信号選択回路28 bからは、図7(d)に示すように、 $(R1+R2)$ 、 $-(R2+R3)$ 、 $(R3+R4)$  のように信号が選択して出力される。ここで、上記実軸成分受信信号選択回路28 a、虚軸成分受信信号選択回路28 bは、受信信号加算回路系11の出力信号を選択する際に、信号 $(R1+R2)$ 、 $(R3+R4)$  は該受信信号加算回路系11の出力信号をそのまま通過させたものであり、 $-(R2+R3)$  は該受信信号加算回路系11の出力信号を反転器29 a、29 bで反転させて通過させたものである。

【0035】そして、例えばこの3組の信号 $(R1+R2)$ 、 $-(R2+R3)$ 、 $(R3+R4)$  を用いて、図1に示す血流演算回路系6にて血流演算を行う。この場合は、図4に示したタイミング線図と比較して、受信信号加算回路系11の加算器27 a、27 bからの出力信号

30 が毎回の受信信号毎に発生しているので、超音波血流像を速いフレームレートで撮像することが可能となる。逆に見れば、少ない超音波送信信号列にて超音波血流像を構成することが可能となる。一方、この実施形態では、超音波の伝播によって生じる超音波非線形性の影響が若干生じるが、フレームレートを優先して、血流信号強度が強い心腔内の血流観察については、超音波非線形性の影響が少ない状態で、超音波血流像を構成することが可能となる。

【0036】なお、図1及び図6の実施形態において、40 超音波断層像を構成し表示する必要がない場合は、断層像表示回路系5は設けなくてもよいし、したがって、表示重ね合わせ回路8及び表示選択手段9は設けなくてもよい。また、血流演算回路系6で構成された超音波血流像をカラー化して表示しなくてもよい。

【0037】

【発明の効果】本発明は以上のように構成されたので、探触子で被検体内に超音波を送受信し、この受信した超音波反射信号を処理して整相加算し、この整相加算され

た受信信号を用いて血流情報を演算して超音波血流像を構成し、該超音波血流像を表示する超音波血流計測装置において、上記探触子に対する超音波の送信信号の位相を超音波の送信毎に変える手段と、該探触子で受信した被検体内からの位相の異なる反射信号を互いに加算して血流情報を演算する部分へ送る手段とを備えたことにより、生体組織からの超音波反射信号を十分に除去すると共に血流信号成分を伸長して、良好な超音波血流像を表示することができる。したがって、従来からの血流信号選択フィルタを使用しても、血流信号と生体組織からの反射信号とを区別することが十分にでき、良好な超音波血流像を表示して診断能を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による超音波血流計測装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図2】上記の超音波血流計測装置の動作原理を説明するタイミング線図である。

【図3】上記の超音波血流計測装置における血流信号選択フィルタの特性による出力結果を示すグラフである。

【図4】上記の超音波血流計測装置の動作を説明するタイミング線図である。

【図5】上記の超音波血流計測装置で構成された超音波血流像をカラー化して表示する際のカラーマップを示す説明図である。

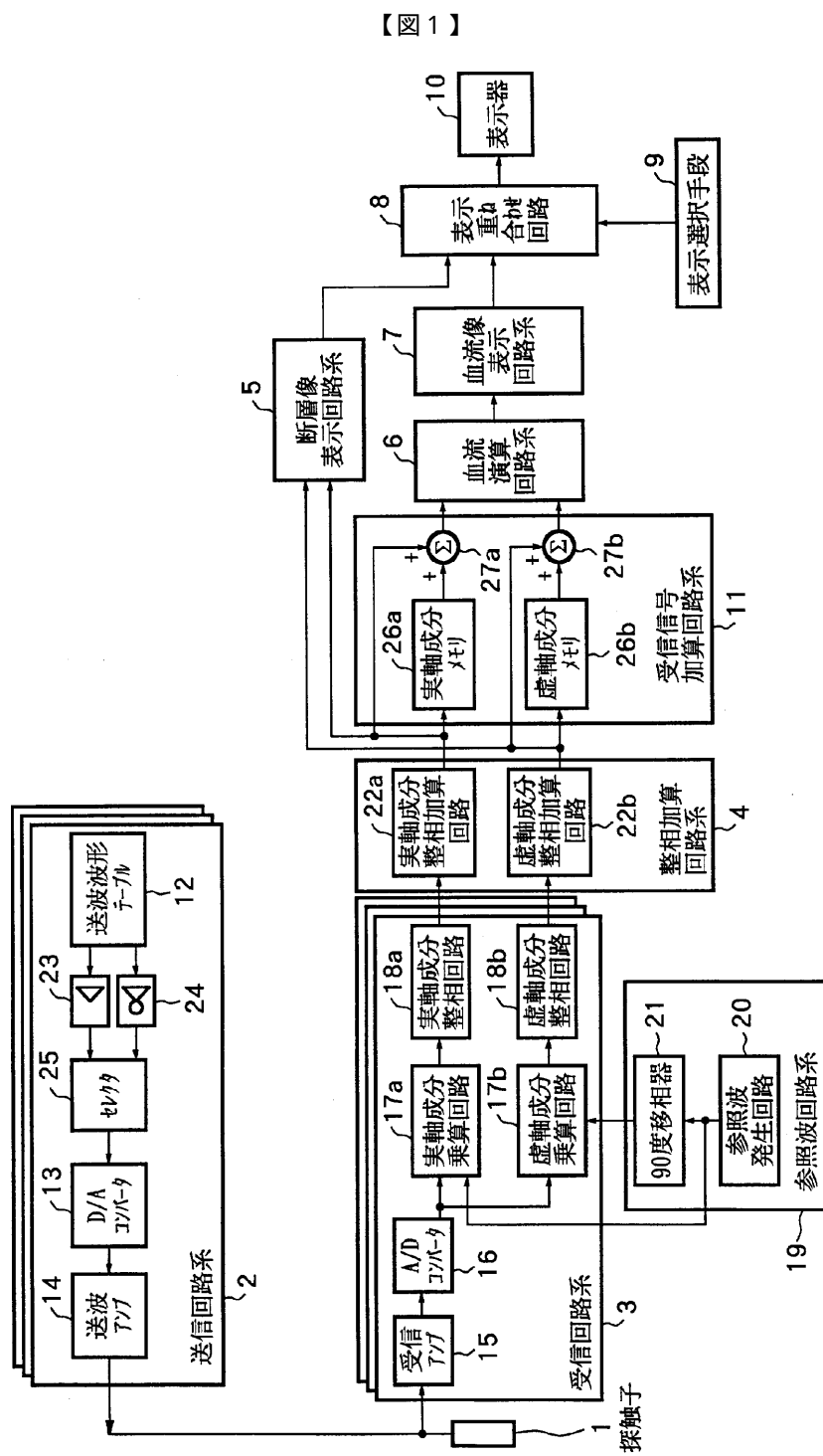
【図6】本発明の第二の実施形態を示すブロック図である。

【図7】上記第二の実施形態における動作を説明するタイミング線図である。

【図8】従来の超音波血流計測装置における血流信号選択フィルタの特性による出力結果を示すグラフである。

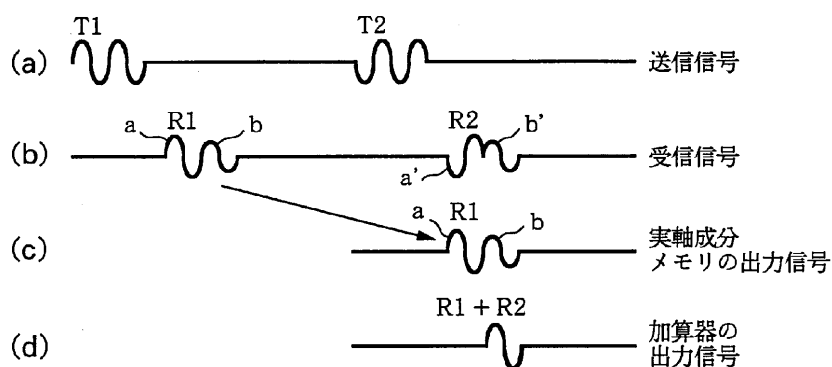
【符号の説明】

- 1...探触子
- 2...送信回路系
- 3...受信回路系
- 4...整相加算回路系
- 5...断層像表示回路系
- 6...血流演算回路系
- 7...血流像表示回路系
- 8...表示重ね合わせ回路
- 9...表示選択手段
- 10...表示器
- 11...受信信号加算回路系
- 12...送波波形テーブル
- 23...バッファ回路
- 24...インバータ回路
- 25...セレクタ
- 26 a...実軸成分メモリ
- 26 b...虚軸成分メモリ
- 27 a、27 b...加算器

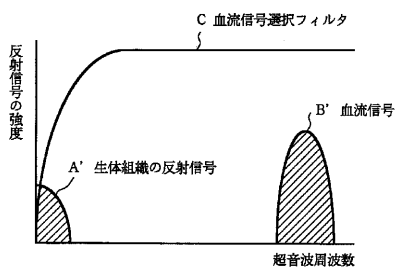


【図1】

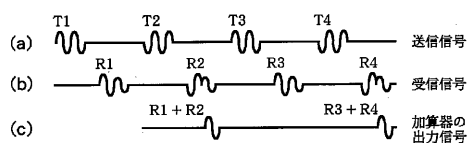
【図2】



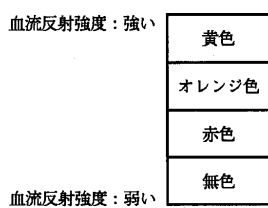
【図3】



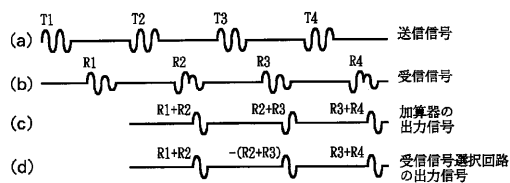
【図4】



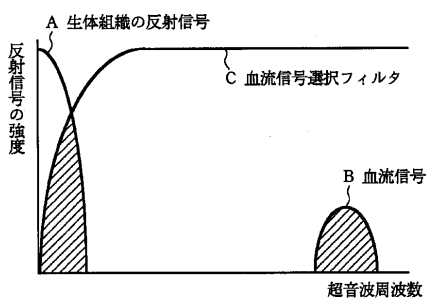
【図5】



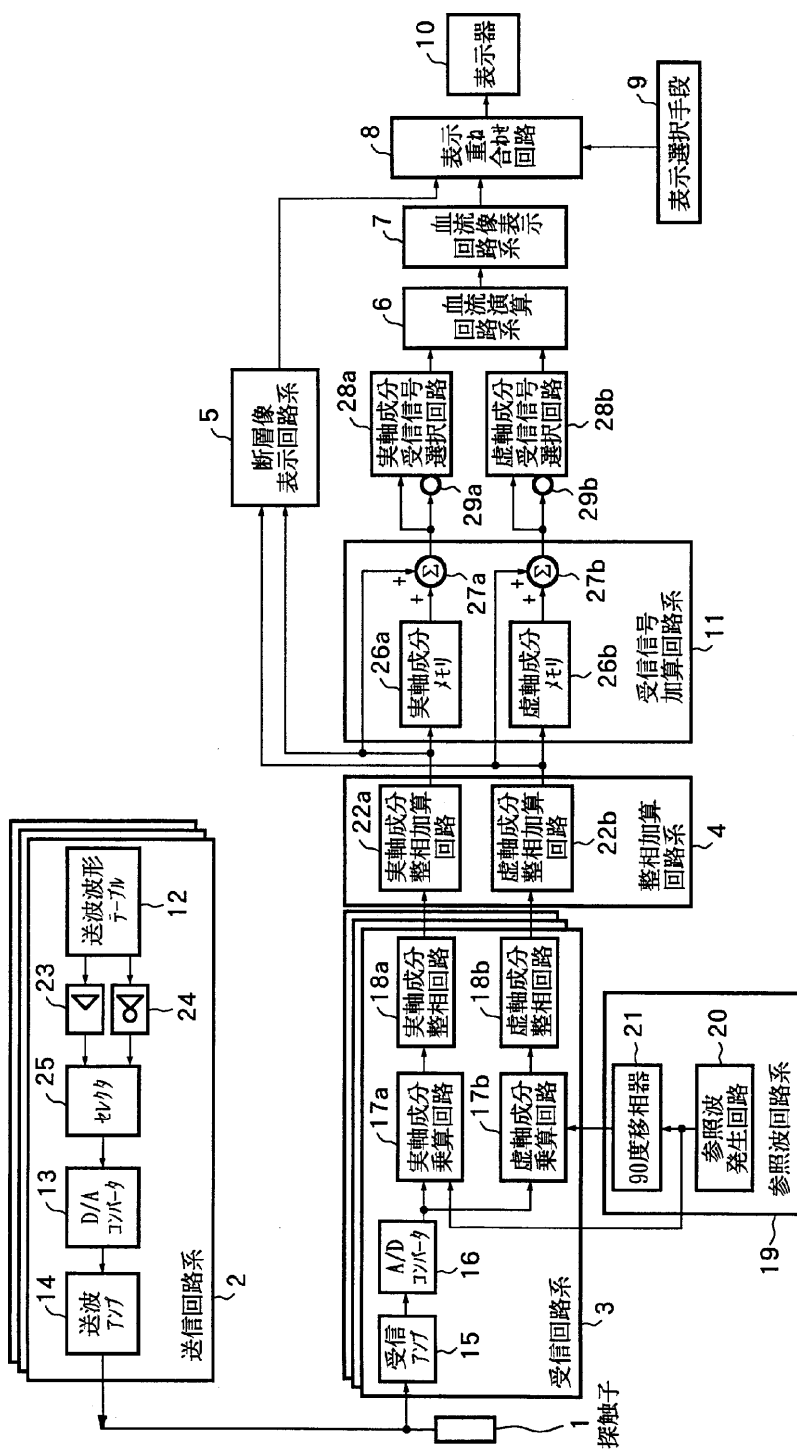
【図7】



【図8】



【図6】



专利名称(译)	超声波血流计测装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2001252274A</a>	公开(公告)日	2001-09-18
申请号	JP2000070090	申请日	2000-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	玉野 聡		
发明人	玉野 聡		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE05 4C301/HH01 4C301/HH11 4C301/HH54 4C301/JB29 4C301/JB36 4C301/KK02 4C301/KK12 4C301/KK22 4C301/LL05 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/HH04 4C601/HH14 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/LL01 4C601/LL05		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：通过从生物体组织充分去除超声波反射信号并扩展血流信号分量，在超声波血流测量装置中显示良好的超声波血流图像。 解决方案：探头1向/从对象内部发送/接收超声波，处理接收到的超声波反射信号以执行相位相加，并使用经过相位相加的接收信号获得血流信息。 在计算超声波血流图像并显示超声波血流图像的超声波血流测量装置中，每当发送超声波时，改变到探头1的超声波发送信号的相位。 发送电路系统2和接收信号附加电路系统11，用于通过将来自探头1的被检体内的相位不同的反射信号彼此相加而发送至用于计算血流信息的血流计算电路系统6。 配备。 结果，可以从活体组织充分去除超声波反射信号，并扩展血流信号分量以显示良好的超声波血流图像。

