

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3987388号
(P3987388)

(45) 発行日 平成19年10月10日(2007.10.10)

(24) 登録日 平成19年7月20日(2007.7.20)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2002-197434 (P2002-197434)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成14年7月5日(2002.7.5)		松下電器産業株式会社
(65) 公開番号	特開2004-33617 (P2004-33617A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成16年2月5日(2004.2.5)	(74) 代理人	100099254
審査請求日	平成15年12月26日(2003.12.26)		弁理士 役 昌明
		(74) 代理人	100100918
			弁理士 大橋 公治
		(74) 代理人	100105485
			弁理士 平野 雅典
		(74) 代理人	100108729
			弁理士 林 紘樹
		(72) 発明者	萩原 尚
			神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号 松下通信工業株式会社内

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】

送信超音波信号を生成する送信部と、前記送信超音波信号により駆動されて被検生体中に超音波パルスを送信するとともに反射超音波を受信してエコー信号に変換するプローブと、前記エコー信号から第1受信信号を生成する第1受信部と、前記エコー信号から第2受信信号を生成する第2受信部と、複数の受信信号をフィルタ係数に従ってフィルタ処理して1つの合成受信信号とするフィルタ手段と、前記各受信信号の送信信号に対しての相対的な位置関係に応じて前記フィルタ係数を選択するフィルタ係数制御部と、前記合成受信信号から被検体の組織情報の画像を生成する画像化手段とを具備し、前記第1受信信号と前記第2受信信号から被検体中の血流情報を算出する血流情報算出手段を備え、前記フィルタ手段に、前記血流情報算出手段の出力信号をフィルタ処理する手段と、血流速度と血流エコー強度と血流速度分散の各データに対して独立にフィルタ特性を設定する手段とを設けたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記フィルタ手段の出力信号から被検体中の血流情報を算出する血流情報算出手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記第1受信部と前記第2受信部は、送信ビーム強度分布と受信ビーム強度分布とを合わせた送受信ビーム指向性が均等配置位置よりも送信ビーム位置に近くなるように、前記エコー信号から受信信号を形成する手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波

20

診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、1回の超音波パルス送信に対して2方向以上の受信ビームを形成して、体内情報を画像化する同時受信方式の超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置100は、超音波パルスを送受信し、生体中の組織形状および血流動態の表示を行う装置である。図11は、従来の超音波診断装置の概要構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、1回の送信に対し2方向の受信ビームを同時に形成する超音波診断装置である。送信部101は、複数の微小エレメント（超音波振動子）で構成された超音波プローブ2を介して、超音波パルスを被検体に照射する。照射された超音波パルスの反射エコーは、同じく超音波プローブ2により電気信号に変換される。プローブ2の各微小エレメントで受信されたエコー信号は、受信部103及び受信部104に入力される。受信部103及び受信部104では、信号を増幅し、遅延加算により、それぞれ異なる方向の受信ビームA、Bを形成する。

10

【0003】

受信ビームA、Bは、B mode処理部105に入力される。それぞれのビームデータは、振幅検波により白黒の濃淡データに変換された後、デジタルスキャンコンバータ（DSC）106に送出される。DSC106では、同時に受信された受信ビームA、Bから生成された濃淡データを、受信部103、104にて形成された受信ビーム位置に応じたメモリアドレスに配置する。超音波プローブ2での超音波走査に応じた幾何学変換を行い、テレビ信号に変換する。モニタ107は、DSC106からのテレビ信号を受け、画像表示を行う。

20

【0004】

このような超音波診断装置では、1回の送信で2方向の受信ビームが形成できるため、1回の送信で1方向の受信ビーム形成する超音波診断装置に比べて、同じ受信ビーム密度の画像データを得るために必要な超音波送信回数が、半分となる。そのため、フレームレートを倍にできるという利点がある。1回の送信で1方向の受信ビーム形成する超音波診断装置に比べて、同じ送信ビームの密度で送信した場合、受信ビームの密度を倍にでき、高精細な画像が得られるという利点がある。

30

【0005】

実際は、図12に示す様に、同じ送信ビームから得られる受信ビーム同士で強い相関を持ち、隣接するビーム同士の相関の強さが交互に現れるため、表示画像上、超音波走査方向に縞状のアーティファクトが現れるという欠点があった。この欠点を補うものとして、特開平10-118063号公報に開示された超音波診断装置がある。この超音波診断装置では、走査フレーム毎に走査位置をシフトし、画像フレーム間での平均を計算することにより、縞状のアーティファクトを除去する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

40

しかし、上記従来の同時受信方式の超音波診断装置では、完結した画像を得るためには、少なくとも2フレーム以上の平均化処理が必要となり、高フレームレート画像が得られるという同時受信方式の特長が大きく損なわれてしまうという問題がある。

【0007】

また、同時受信方式の超音波診断装置のもつ原理的な欠点として、送信ビームと受信ビームが異なる方向で形成されるために、受信ビームに対する感度が低下してしまうという問題がある。この感度低下の解決策の一つとして、受信ビームを送信ビームになるべく近い位置に形成するという方法があるが、このようにすると、さらに同時受信のビーム同士の相関が強くなり、縞状のアーティファクトが強くなってしまうという問題がある。

【0008】

50

本発明の目的は、上記の従来の問題を解決して、同時に受信する超音波ビームの相関関係を考慮したフィルタ処理により、縞状のアーティファクトを除去するとともに、受信ビームに対する感度を高めることができる同時受信方式の超音波診断装置を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するために、本発明では、超音波診断装置を、送信超音波信号を生成する送信部と、送信超音波信号により駆動されて被検生体中に超音波パルスを送信するとともに反射超音波を受信してエコー信号に変換するプローブと、エコー信号から受信信号を生成する複数の受信部と、複数の受信信号をフィルタ係数に従ってフィルタ処理して1つの合成受信信号とするフィルタ手段と、各受信信号の送信信号に対しての相対的な位置関係に応じてフィルタ係数を選択するフィルタ係数制御部と、合成受信信号から被検体の組織情報の画像を生成する画像化手段とを具備し、複数の受信部がそれぞれ方向が異なる受信ビームに対する複数の受信信号を生成する構成とした。このように構成したことにより、隣接する受信ビーム間の相関度の強さに応じてフィルタ係数を切り替えることができ、縞状のアーティファクトを除去して高精細な画像を表示できる。

10

【0010】

また、送信超音波信号を生成する送信部と、送信超音波信号により駆動されて被検生体中に超音波パルスを送信するとともに反射超音波を受信してエコー信号に変換するプローブと、エコー信号から第1受信信号を生成する第1受信部と、同じエコー信号から第2受信信号を生成する第2受信部と、複数の受信信号をフィルタ係数に従ってフィルタ処理して1つの合成受信信号とするフィルタ手段と、各受信信号の相対的な位置関係に応じてフィルタ係数を選択するフィルタ係数制御部と、合成受信信号から被検体の組織情報の画像を生成する画像化手段とを具備する構成とした。このように構成したことにより、隣接する受信ビーム間の相関度の強さに応じてフィルタ係数を切り替えることができ、縞状のアーティファクトを除去して高精細な画像を表示できる。

20

【0011】

また、第1受信信号と第2受信信号の振幅情報を画像輝度に変換するB mode処理手段を備え、フィルタ手段に、B mode処理手段の出力信号をフィルタ処理する手段を設けた。このように構成したことにより、Bmode画像表示において、縞状のアーティファクトを除去して高精細な画像表示ができる。

30

【0012】

また、フィルタ手段の出力信号の振幅情報を画像輝度に変換するB mode処理手段を備えた。このように構成したことにより、Bmode画像表示において、縞状のアーティファクトを除去して高精細な画像表示ができる。

【0013】

また、第1受信信号と第2受信信号から被検体中の血流情報を算出する血流情報算出手段を備え、フィルタ手段に、血流情報算出手段の出力信号をフィルタ処理する手段を設けた。このように構成したことにより、血流情報画像表示において、縞状のアーティファクトを除去して高精細な画像表示ができる。

40

【0014】

また、フィルタ手段に、血流速度と血流エコー強度と血流速度分散の各データに対して独立にフィルタ特性を設定する手段を設けた。このように構成したことにより、各血流情報毎にフィルタ係数を変化させることができ、血流情報画像表示において、縞状のアーティファクトを除去して、血流情報毎に最適な画像表示ができる。

【0015】

また、フィルタ手段の出力信号から被検体中の血流情報を算出する血流情報算出手段を備えた。このように構成したことにより、血流情報画像表示において、縞状のアーティファクトを除去して、高精細な画像表示ができる。

【0016】

50

また、フィルタ手段は、奇数個の入力信号をフィルタ係数に従ってフィルタ処理して1つの合成受信信号を出力する手段を備え、フィルタ係数制御部は、フィルタ手段の中心タップに入力する受信信号と同一の送信信号により得られた受信信号に対する係数より、異なる送信信号により得られた受信信号に対する係数を大きな値に設定する手段を備えた。このように構成したことにより、相関度の強い受信信号には小さな係数を割り当て、相関度の強い受信信号には大きな係数を割り当てることになり、超音波画像表示において、縞状のアーティファクトを除去して高精細な画像表示ができる。

【0017】

また、第1受信部と第2受信部は、送信ビーム強度分布と受信ビーム強度分布とをあわせた送受信ビーム指向性が均等配置位置よりも送信ビーム位置に近くなるように、エコー信号から受信信号を形成する手段を備えた。このように構成したことにより、縞状のアーティファクトを抑制しながら、感度を上げることができる。

【0018】**【発明の実施の形態】**

以下、本発明の実施の形態について、図1～図10を参照しながら詳細に説明する。

【0019】**(第1の実施の形態)**

本発明の第1の実施の形態は、B mode処理した複数の受信信号を、各受信信号の相対的な位置関係に応じて選択したフィルタ係数に従ってフィルタ処理して、1つの合成受信信号とする超音波診断装置である。

【0020】

図1は、本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の機能ブロック図である。本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置においては、複数の受信部が2個としたものである。図1において、送信部1は、振動子を駆動する超音波パルス信号を生成する手段である。プローブ2は、超音波を送信するとともに、反射超音波を受信する手段である。受信部3と受信部4は、受信信号を増幅して加算し、受信ビーム信号を生成する手段である。B mode処理部5は、受信ビーム信号を振幅検波して、白黒の濃淡データに変換する手段である。DSC6は、濃淡データをメモリに記憶し、走査に対応した画像信号に変換する手段である。モニター7は、画像を表示する手段である。ビーム間フィルタ8は、2ライン分の濃淡データをフィルタ処理する手段である。係数制御部9は、フィルタ係数を指定する手段である。従来例と同一のブロックについては同一の符号を付し、詳しい説明は省略する。なお、図1において、受信部の数がさらに増えた場合、2点鎖線で示したようになる。

【0021】

図2は、本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置のビーム間フィルタおよび係数制御部の詳細ブロック図である。図2において、ラインメモリ11,12は、1ライン分の受信データを保持するメモリである。セレクト13は、ラインメモリ11,12の出力を交互に選択する手段である。ラインメモリ14,15,16は、遅延用のメモリである。乗算器17,18,19は、受信信号と係数を乗算する手段である。加算器20は、3つの乗算結果を加算する手段である。係数レジスタ21,22,23,24,25,26は、フィルタ係数を保持する手段である。セレクト27,28,29は、係数を選択する手段である。コントローラ30は、ビーム間フィルタを制御する手段である。図3(a)は、超音波診断装置の送信ビームの配置と各受信ビームデータの配置を説明する図である。なお、受信部が2個よりも多く、例えば4つにした場合は、図3(b)のようになる。

【0022】

上記のように構成された本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。最初に、図1を参照しながら、超音波診断装置の機能の概略を説明する。送信部1で超音波プローブ2を駆動する信号を生成して、超音波パルスを被検体に送出する。超音波パルスのエコーは、超音波プローブ2により受信信号に変換される。1回の超音波送信に対し、2方向の受信ビームを同時に形成する。受信部3と受信部4で、受信信号を増幅

10

20

30

40

50

して遅延加算し、受信ビームデータを形成する。B mode処理部 5 で、受信ビームデータを振幅検波して、白黒の濃淡データに変換する。係数制御部 9 でフィルタ係数を指定し、ビーム間フィルタ 8 で、2 ライン分の濃淡データをフィルタ処理する。DSC 6 で、フィルタ処理された濃淡データをメモリに記憶し、超音波走査に対応した幾何学変換を行い、画像信号に変換する。その画像を、モニター 7 に表示する。

【 0 0 2 3 】

次に、図 2 を参照しながら、ビーム間フィルタ 8 と係数制御部 9 について、詳しく説明する。ビーム間フィルタ 8 では、受信部 3、4 からの受信ビームデータは、ラインメモリ 11、12 に入力される。ラインメモリ 11、12 の出力は、セレクト 13 により交互に選択され、受信部 3、4 からのデータ入力レートの 2 倍のレートで読み出される。セレクト 13 の切換信号は、コントローラ 30 より出力される。これにより、並列に入力された 2 方向のラインデータは、交互にセレクト 13 から出力される。

10

【 0 0 2 4 】

ラインメモリ 14、15、16 は、ビーム間のデータをフィルタリングするための遅延要素として動作する。乗算器 17、18、19 と加算器 20 により、3 タップの FIR 型フィルタを構成している。加算器 20 の出力は、DSC 6 に出力される。DSC 6 では、ラインメモリ 15 から出力されている受信ビームに相当するビーム位置に書き込まれる。

【 0 0 2 5 】

フィルタの係数は、係数レジスタ 21、22、23、24、25、26 に設定された値を、セレクト 27、28、29 が選択することで切り替えられる。セレクト 27、28、29 の制御は、コントローラ 30 で行う。コントローラ 30 は、図示はしていないが、ラインメモリ 11、12、14、15、16 のリード・ライト制御も行う。

20

【 0 0 2 6 】

ラインメモリ 14、15、16 から乗算器 17、18、19 に入力されるラインデータと、係数制御部 9 で選択される係数について説明する。乗算器 17 に受信部 3 からのラインデータが入力されるタイミングでは、係数レジスタ 21 の出力がセレクト 27 により選択され、乗算器 17 に入力される。乗算器 18 に受信部 4 からのラインデータが入力されるタイミングでは、係数レジスタ 23 の出力がセレクト 28 により選択され、乗算器 18 に入力される。乗算器 19 に受信部 3 からのラインデータが入力されるタイミングでは、係数レジスタ 25 の出力がセレクト 29 により選択され、乗算器 19 に入力される。

30

【 0 0 2 7 】

また、乗算器 17 に受信部 4 からのラインデータが入力されるタイミングでは、係数レジスタ 22 の出力が、セレクト 27 により選択され、乗算器 17 に入力される。乗算器 18 に受信部 3 からのラインデータが入力されるタイミングでは、係数レジスタ 24 の出力が、セレクト 28 により選択され、乗算器 18 に入力される。乗算器 19 に受信部 4 からのラインデータが入力されるタイミングでは、係数レジスタ 26 の出力が、セレクト 29 により選択され、乗算器 19 に入力される。

【 0 0 2 8 】

第 3 に、図 3 を参照しながら、送信ビームの配置と各受信ビームデータの配置を説明する。送信ビーム 43 による受信ビームは、受信ビーム 31、32 である。送信ビーム 44 による受信ビームは、受信ビーム 33、34 である。送信ビーム 45 による受信ビームは、受信ビーム 35、36 である。受信ビーム 31、33、35 は、受信部 3 により形成されたビームである。受信ビーム 32、34、36 は、受信部 4 により形成されたビームである。この場合、同一の送信から形成された受信ビームのデータ、すなわち、データ 37 とデータ 38 は相関が強い。同様に、データ 39 とデータ 40、データ 41 とデータ 42 が、相関が強いペアである。

40

【 0 0 2 9 】

第 4 に、フィルタ処理について説明する。図 2 に示す係数レジスタ 21、23、25 に設定する値としては、順に $1/7$ 、 $4/7$ 、 $2/7$ とする。係数レジスタ 22、24、26 に設定する値としては、順に $2/7$ 、 $4/7$ 、 $1/7$ とする。このような非線形位相の係数を用いて、対称係数のフィルタ係数に比べ、相関の弱いデータに係る係数を大きくする。フィルタが

50

ら出力される値を考えると、図3に示すデータ39の位置の画素値は、
 $(\text{データ38}) \times (2/7) + (\text{データ39}) \times (4/7) + (\text{データ40}) \times (1/7)$
 となる。中心データ39に対して、相関の弱いデータ38の係数(2/7)が、相関の強いデータ40の係数(1/7)より大きくなる。データ40の位置の画素値は、
 $(\text{データ39}) \times (1/7) + (\text{データ40}) \times (4/7) + (\text{データ41}) \times (2/7)$
 となる。中心データ40に対して、相関の弱いデータ41の係数(2/7)が、相関の強いデータ39の係数(1/7)より大きくなる。

【0030】

このように、隣接データとの相関度が高い受信ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すように、フィルタ係数を切り替えることで、B mode画像での縞状のアーティファクトを除去できる。フィルタを、ビーム間方向の1次元とした例を説明したが、ビーム深さ方向の係数も有する2次元のフィルタ構成としてもよい。この場合は、ビーム深さ方向のフィルタ処理も行うことで、さらに高精細な画像が表示できる。

10

【0031】

上記のように、本発明の第1の実施の形態では、超音波診断装置を、B mode処理した複数の受信信号を、各受信信号の相対的な位置関係に応じて選択したフィルタ係数に従ってフィルタ処理して、1つの合成受信信号とする構成としたので、縞状のアーティファクトを除去して、感度を上げることができる。

【0032】

(第2の実施の形態)

本発明の第2の実施の形態は、複数の受信信号を、各受信信号の相対的な位置関係に応じて選択したフィルタ係数に従ってフィルタ処理して1つの合成受信信号とし、合成受信信号をB mode処理する超音波診断装置である。

20

【0033】

図4は、本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の構成図である。図4において、RFビーム間フィルタ50は、超音波周波数の2ライン分の受信信号をフィルタ処理する手段である。係数制御部51は、フィルタ係数を指定する手段である。第1の実施の形態と同一のブロックについては同一の符号を付し、詳しい説明は省略する。

【0034】

上記のように構成された本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。受信部3、4からの受信ビームは、RFビーム間フィルタ50に入力され、ビーム補間処理がされた後、B mode処理部5に入力される。RFビーム間フィルタ50は、受信信号をRF信号のままフィルタリングするフィルタである。第1の実施の形態と比べると、RFビーム間フィルタ50は、高速なフィルタハードウェアが必要となるが、より高精度なフィルタ処理が可能となる。

30

【0035】

隣接データのとの相関度が高い受信ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すようにフィルタ係数を切り替えるフィルタ手段を設け、さらに、RF信号に対してフィルタ処理を施すことで、高精度なフィルタ処理が可能となり、高精細なB mode画像を表示することができる。

40

【0036】

上記のように、本発明の第2の実施の形態では、超音波診断装置を、複数の受信信号を、各受信信号の相対的な位置関係に応じて選択したフィルタ係数に従ってフィルタ処理して1つの合成受信信号とし、合成受信信号をB mode処理する構成としたので、高精度なフィルタ処理が可能となり、高精細なB mode画像を表示することができる。

【0037】

(第3の実施の形態)

本発明の第3の実施の形態は、フィルタ処理したB modeデータと、フィルタ処理した血流情報を重畳する超音波診断装置である。

【0038】

50

図5は、本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の構成図である。図5において、位相検波部52は、受信信号を位相検波する手段である。相関・パワー演算部53は、位相検波出力を、複素相関データとパワーデータに変換する手段である。atan・分散演算部54は、アークタンジェント(atanと表示)演算により、血流速度を算出するとともに、分散データの算出とパワーデータの平方根演算を行う手段である。ビーム間フィルタ55は、2ライン分のデータをフィルタ処理する手段である。係数制御部56は、フィルタ係数を指定する手段である。第1の実施の形態の図1と同一のブロックについては同一の符号を付し、詳しい説明は省略する。

【0039】

図6は、本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の血流情報用のビーム間フィルタ55と係数制御部56の構成図である。第1の実施の形態の図2と同一のブロックについては同一の符号を付し、詳しい説明は省略する。

【0040】

上記のように構成された本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。受信部3、4は、B mode処理部5へ接続されるとともに、位相検波部52にも接続される。受信部3、4からの受信データは、位相検波部52により位相検波される。相関・パワー演算部53で、複素相関データおよびパワーデータに変換される。atan・分散演算部54では、血流速度の算出および分散データの算出およびパワーデータの平方根演算を行い、血流情報(血流速度・エコー強度・血流速度分散)を算出する。血流情報は、血流情報用のビーム間フィルタ55により、ビーム間のフィルタ処理が行われた後、DSC6に送出され、ビーム間フィルタ8からのB modeデータと重畳され、モニター7に表示される。係数制御部56は、係数制御部9と同様に、フィルタ処理するビーム間の相関度合いの強さによって、係数を切り替える。

【0041】

血流情報用のビーム間フィルタ55および係数制御部56は、速度データ用、分散データ用、パワーデータ用として3系統独立して動作する。この構成によると、速度データ用、分散データ用、パワーデータ用のフィルタ係数を独立して設定できる。一般に、分散データは速度データに比べ、より分解能が高い表示が好まれるため、分散データ用フィルタの特性は、比較的広帯域の通過域をもつローパスフィルタとする。また、パワーデータは、速度データの輪郭決定データとして使われるため、比較的狭帯域のローパスフィルタとする。

【0042】

フィルタ係数の具体的な数値例を示す。速度用係数レジスタ21、23、25に設定する値は、順に1/7、4/7、2/7である。速度用係数レジスタ22、24、26に設定する値は、順に2/7、4/7、1/7である。分散用係数レジスタ21、23、25に設定する値は、順に1/9、6/9、2/9である。分散用係数レジスタ22、24、26に設定する値は、順に2/9、6/9、1/9である。パワー用係数レジスタ21、23、25に設定する値は、順に1/6、3/6、2/6である。パワー用係数レジスタ22、24、26に設定する値は、順に2/6、3/6、1/6である。

【0043】

このように、隣接データとの相関度が高いB modeラインデータと血流情報ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すように、フィルタ係数を切り替えるフィルタ手段を設けることで、B mode画像および血流情報画像での縞状のアーティファクトを除去できる。また、ビーム間フィルタのフィルタ係数を、速度データ用、分散データ用、パワーデータ用で独立して設定することができ、各血流情報に適した平滑化処理ができる。

【0044】

上記のように、本発明の第3の実施の形態では、超音波診断装置を、フィルタ処理したB modeデータと、フィルタ処理した血流情報を重畳する構成としたので、B mode画像および血流情報画像での縞状のアーティファクトを除去できる。

【0045】

(第4の実施の形態)

10

20

30

40

50

本発明の第4の実施の形態は、複素相関データとパワーデータをフィルタ処理した結果から分散データとパワーデータ平方根を求めて血流情報として、フィルタ処理したB modeデータに重畳する超音波診断装置である。

【0046】

図7は、本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の構成図である。第3の実施の形態の図5と同一のブロックについては同一の符号を付し、詳しい説明は省略する。

【0047】

上記のように構成された本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。ビーム間フィルタ55は、相関・パワー演算部53とatan・分散演算部54の間に設置される。相関・パワー演算部53の出力データである複素相関データとパワーデータのフィルタリングを行う。係数制御部56は、第3の実施の形態と同様に、フィルタ処理するビーム間の相関度合いの強さによって、フィルタ係数を切り替える。複素相関データに対してフィルタ処理を行うため、表示される速度データの分解能の劣化を抑えた平滑化処理ができる。

10

【0048】

このように、隣接データとの相関度が高い血流情報ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すように、複素相関データの状態でフィルタ処理を行うことで、血流情報の速度データの分解能劣化を抑えながら、縞状のアーティファクトを除去できる。

【0049】

上記のように、本発明の第4の実施の形態では、超音波診断装置を、複素相関データとパワーデータをフィルタ処理した結果から分散データとパワーデータ平方根を求めて血流情報として、フィルタ処理したB modeデータに重畳する構成としたので、B mode画像および血流情報画像での縞状のアーティファクトを除去できる。

20

【0050】

(第5の実施の形態)

本発明の第5の実施の形態は、位相検波出力をフィルタ処理した結果から複素相関データとパワーデータを求め、分散データとパワーデータ平方根を求めて血流情報として、フィルタ処理したB modeデータに重畳する超音波診断装置である。

【0051】

図8は、本発明の第5の実施の形態における超音波診断装置の構成図である。第3の実施の形態の図5と同一のブロックについては同一の符号を付し、詳しい説明は省略する。

30

【0052】

上記のように構成された本発明の第5の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。ビーム間フィルタ55は、位相検波部52と相関・パワー演算部53との間に設置される。位相検波部52の出力データであるベースバンド信号に対してのフィルタリングを行う。係数制御部56は、第3の実施の形態と同様に、フィルタ処理するビーム間の相関度合いの強さによって、フィルタ係数を切り替える。ベースバンド信号に対してフィルタ処理を行うため、高精度なフィルタ処理が可能となり、高精細な血流情報画像を表示できる。

【0053】

このように、隣接データとの相関度が高い血流情報ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すように、ベースバンド信号に対してフィルタ処理を行うことで、高精細な血流情報画像を表示できる。

40

【0054】

上記のように、本発明の第5の実施の形態では、超音波診断装置を、位相検波出力をフィルタ処理した結果から複素相関データとパワーデータを求め、分散データとパワーデータ平方根を求めて血流情報として、フィルタ処理したB modeデータに重畳する構成としたので、B mode画像および血流情報画像での縞状のアーティファクトを除去できる。

【0055】

(第6の実施の形態)

本発明の第6の実施の形態は、受信信号をフィルタ処理した結果を位相検波し、複素相関

50

データとパワーデータを求め、分散データとパワーデータ平方根を求めて血流情報として、フィルタ処理した B mode データに重畳する超音波診断装置である。

【 0 0 5 6 】

図 9 は、本発明の第 7 の実施の形態における超音波診断装置の構成図である。第 3 の実施の形態の図 5 と同一のブロックについては同一の符号を付し、詳しい説明は省略する。

【 0 0 5 7 】

上記のように構成された本発明の第 6 の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。ビーム間フィルタ 55 は、受信部 3、4 と位相検波部 52 との間に設置される。RF 信号についてのフィルタリングを行う。係数制御部 56 は、第 3 の実施の形態と同様に、フィルタ処理するビーム間の相関度合いの強さによって、フィルタ係数を切り替える。RF 信号についてフィルタ処理を行うため、表示される速度データの分解能の劣化を抑えた平滑化処理ができる。RF ビーム間フィルタ 55 は、高速なフィルタハードウェアが必要となるが、より高精度なフィルタ処理ができる。

10

【 0 0 5 8 】

このように、隣接データのとの相関度が高い受信ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すように、フィルタ係数を切り替えるフィルタ手段を設け、さらに、RF 信号に対してフィルタ処理を施すことで、高精度なフィルタ処理ができ、高精細な B mode 画像を表示できる。

【 0 0 5 9 】

上記のように、本発明の第 6 の実施の形態では、超音波診断装置を、受信信号をフィルタ処理した結果を位相検波し、複素相関データとパワーデータを求め、分散データとパワーデータ平方根を求めて血流情報として、フィルタ処理した B mode データに重畳する構成としたので、B mode 画像および血流情報画像での縞状のアーティファクトを除去できる。

20

【 0 0 6 0 】

(第 7 の実施の形態)

本発明の第 7 の実施の形態は、受信ビームの均等配置位置よりも送信ビーム位置に近くなるように、エコー信号から受信信号を形成する超音波診断装置である。

【 0 0 6 1 】

図 10 は、本発明の第 7 の実施の形態における超音波診断装置で生成される超音波ビームのビーム強度と感度のグラフである。図 10 において、横軸は、ビームスキャン方向の距離を示し、縦軸は、超音波ビームのビーム強度と感度を表している。送信ビーム 60 は、送信ビームのビームプロファイルである。受信ビーム 61 は、受信ビームのビームプロファイルである。超音波診断装置の構成は、第 1 ~ 6 の実施の形態で示したもののいずれかと同じでよいので、図示と説明は省略する。

30

【 0 0 6 2 】

上記のように構成された本発明の第 7 の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。ビーム位置 62 は、送信ビーム強度分布と受信ビーム強度分布とを合わせた送受信ビーム指向性が均等な配置となるために受信ビームが本来位置すべき場所であるが、本実施の形態では、送信ビームに近い位置 63 を中心とする受信ビーム 61 を形成するように、受信部を制御する。図 10 では、送信ビーム 60 の左側の受信ビームのみを示しているが、実際は、送信ビーム 60 の右側の対称な位置にも、同時に受信ビームを形成している。受信ビーム 61 を送信ビーム 60 の近くに形成することにより、同一の送信ビーム 60 から生成される 2 本の受信ビームは、より相関が強くなるが、送信と受信のビーム位置が近づくため、受信ビームに対する感度を向上させることができる。

40

【 0 0 6 3 】

このように、隣接データとの相関度が高い受信ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すようにフィルタ係数を切り替えるフィルタ手段を設け、かつ、受信ビーム位置を送信ビームに近くなるように受信部を制御することで、同時受信方式の超音波診断装置でも、縞状のアーティファクトを除去して感度を上げることができる。

【 0 0 6 4 】

50

上記のように、本発明の第7の実施の形態では、超音波診断装置を、受信ビームの均等配置位置よりも送信ビーム位置に近くなるように、エコー信号から受信信号を形成する構成としたので、縞状のアーティファクトを除去して、感度を上げることができる。

【0065】

【発明の効果】

以上の説明から明らかなように、本発明では、同時受信方式の超音波診断装置において、隣接データとの相関度が高い受信ラインデータに対し、相関度の高さをうち消すようにフィルタ係数を切り替えるフィルタ手段を設けたので、画像上の縞状のアーティファクトを除去でき、画質を改善できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の機能ブロック図、

【図2】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置のビーム間フィルタおよび係数制御部の詳細ブロック図、

【図3】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の送信ビームの配置と各受信ビームデータの配置を説明する図、

【図4】本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の機能ブロック図、

【図5】本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の機能ブロック図、

【図6】本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置のビーム間フィルタおよび係数制御部の詳細ブロック図、

【図7】本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置のブロック図、

【図8】本発明の第5の実施の形態における超音波診断装置のブロック図、

【図9】本発明の第6の実施の形態における超音波診断装置のブロック図、

【図10】本発明の第7の実施の形態における超音波診断装置で、受信ビームの位置を送信ビームの位置に近づけた状態を示す図、

【図11】従来の超音波診断装置の機能ブロック図、

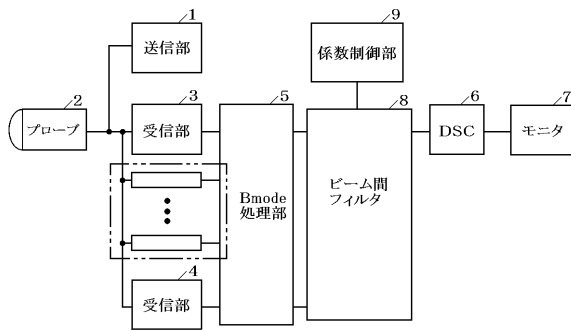
【図12】従来の超音波診断装置における送信ビームの配置と各受信ビームデータの配置を説明する図である。

【符号の説明】

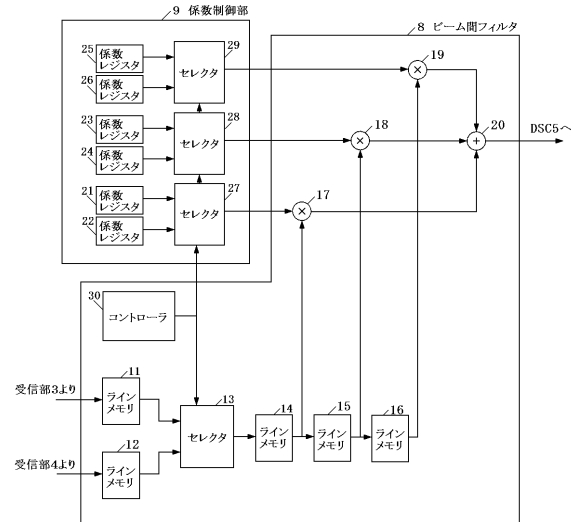
- | | | |
|------------------------|------------|----|
| 1 | 送信部 | |
| 2 | プローブ | |
| 3, 4 | 受信部 | 30 |
| 5 | B mode処理部 | |
| 6 | DSC | |
| 7 | モニタ | |
| 8, 55 | ビーム間フィルタ | |
| 9, 51, 56 | 係数制御部 | |
| 11, 12, 14, 15, 16 | ラインメモリ | |
| 13 | セレクタ | |
| 17, 18, 19 | 乗算器 | |
| 20 | 加算器 | 40 |
| 21, 22, 23, 24, 25, 26 | 係数レジスタ | |
| 27, 28, 29 | セレクタ | |
| 30 | コントローラ | |
| 31, 32, 33, 34, 35, 36 | 受信ビーム | |
| 37, 38, 39, 40, 41, 42 | 受信データ | |
| 43, 44, 45 | 送信ビーム | |
| 50 | RFビーム間フィルタ | |
| 52 | 位相検波部 | |
| 53 | 相関・パワー演算部 | |
| 54 | atan・分散演算部 | 50 |

- 100 超音波診断装置
- 101 送信部
- 103,104 受信部
- 105 B mode処理部
- 106 DSC
- 107 モニタ

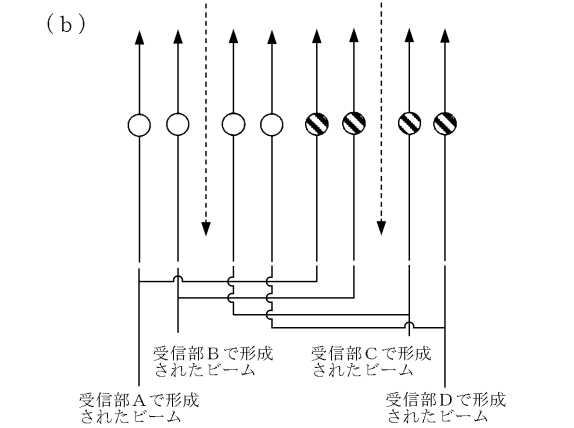
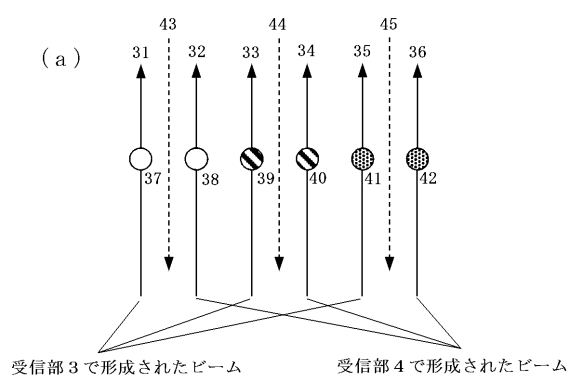
【 図 1 】



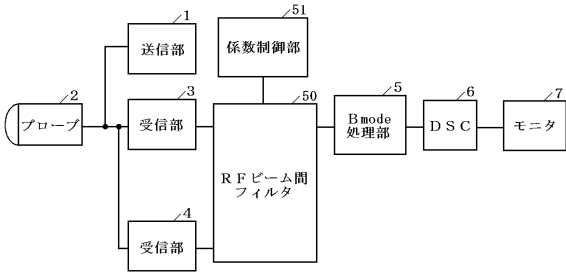
【 図 2 】



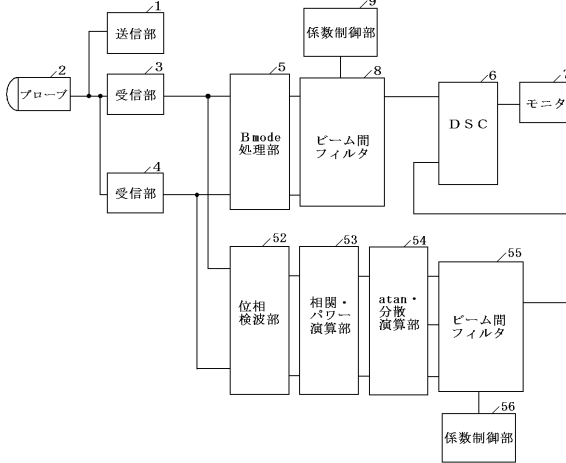
【 図 3 】



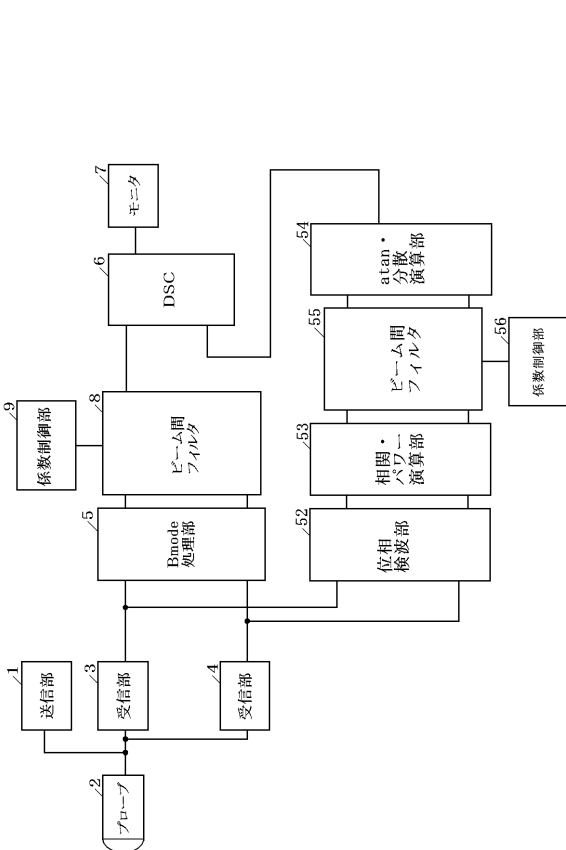
【 図 4 】



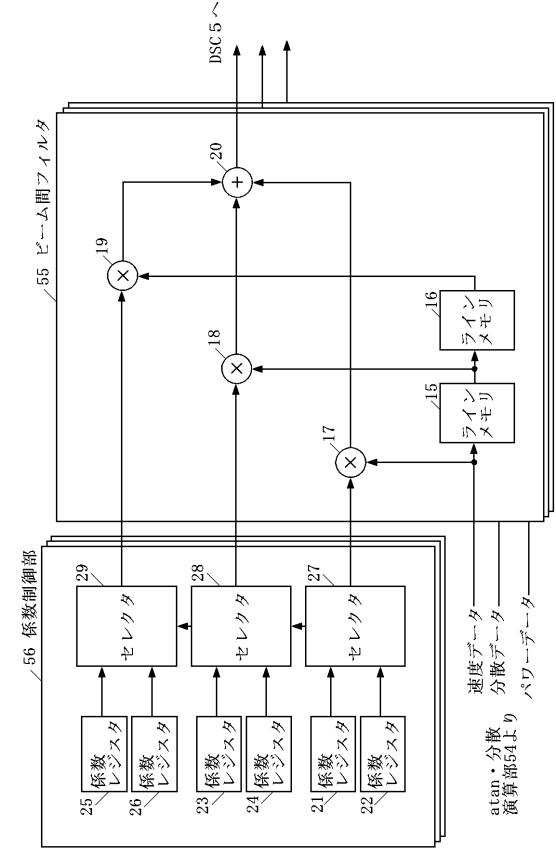
【 図 5 】



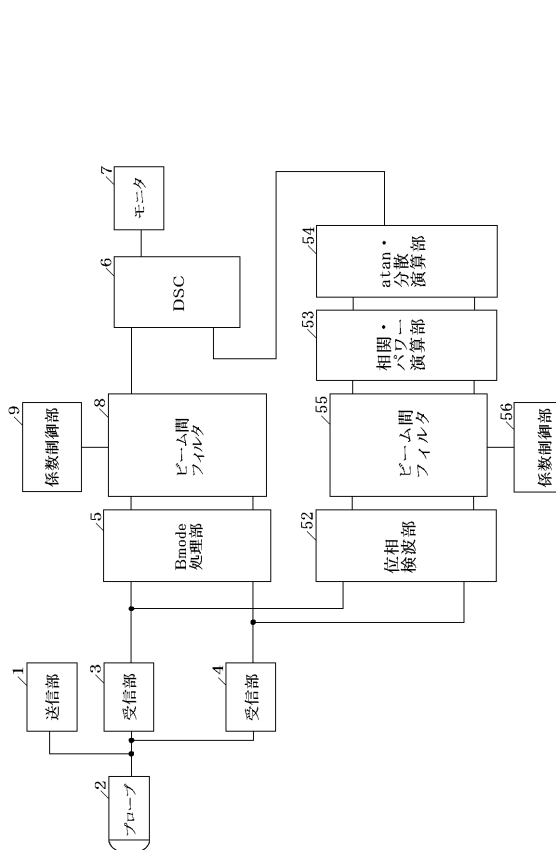
【 図 7 】



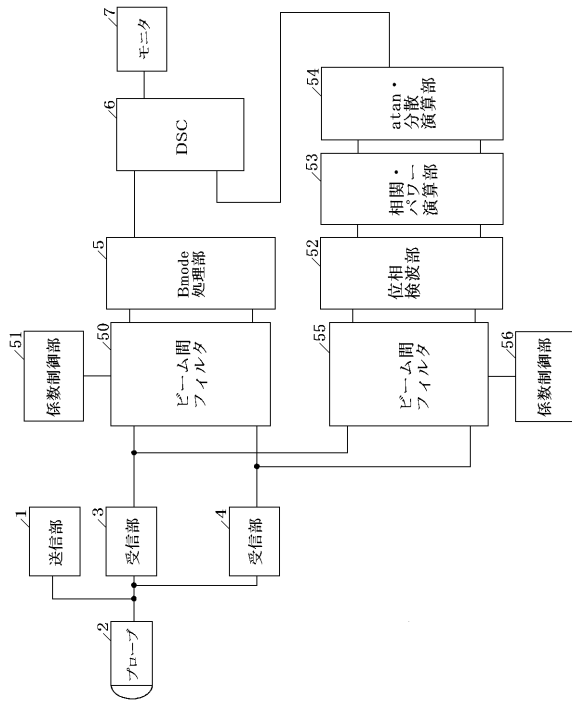
【 図 6 】



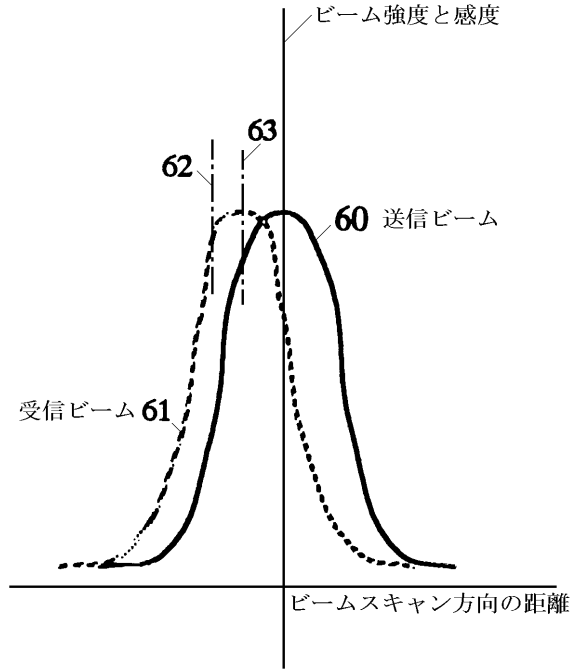
【 図 8 】



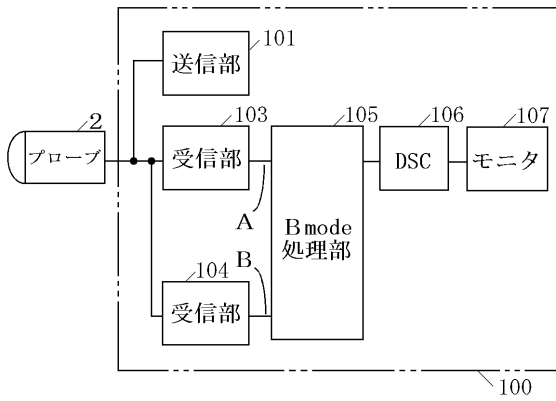
【 図 9 】



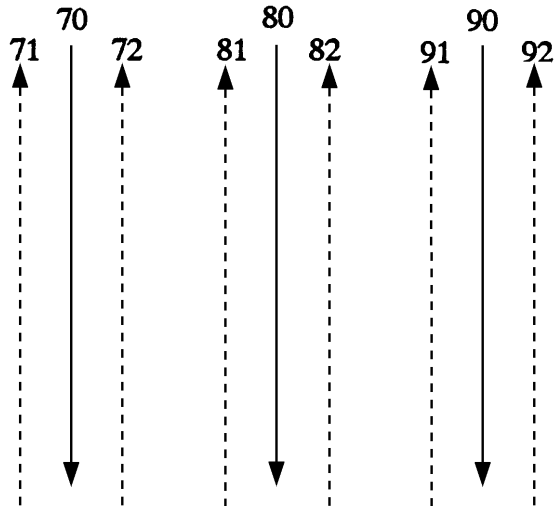
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開昭55 - 52746 (J P , A)
特開昭64 - 62133 (J P , A)
特開平3 - 155843 (J P , A)
特開平6 - 14929 (J P , A)
特開平7 - 327991 (J P , A)
特開平10 - 118063 (J P , A)
特開平11 - 169373 (J P , A)
特開2000 - 14667 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3987388B2	公开(公告)日	2007-10-10
申请号	JP2002197434	申请日	2002-07-05
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	萩原尚		
发明人	萩原 尚		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB22 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD09 4C301/EE04 4C301/EE06 4C301/HH07 4C301/HH13 4C301/HH14 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB35 4C301/JB42 4C301/JC01 4C301/JC06 4C301/KK22 4C301/LL06 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DD06 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE02 4C601/EE03 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH23 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB28 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JC01 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/LL06		
代理人(译)	役 昌明		
其他公开文献	JP2004033617A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在同时接收超声波诊断装置中，为了相同的发送超声波，同时接收超声波束之间的相关性，消除条纹伪影。解决方案：通过发送部分1的驱动信号从超声波探头2产生超声波脉冲，并将其发送给对象。通过超声波探头2将超声波脉冲的回波转换为接收信号。对于一个超声波传输，同时形成两个方向上的接收波束。接收单元3和4放大接收信号，加上延迟，并形成接收波束数据。Bmode处理单元5将接收的波束数据转换为灰度数据。系数控制单元9考虑超声波束的相关性来指定滤波器系数，并且束间滤波器8对两线密度数据进行滤波。通过DSC 6执行几何转换，将其转换为图像信号，并显示在监视器7上。点域1

【 図 2 】

