

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3717839号
(P3717839)**

(45) 発行日 平成17年11月16日(2005.11.16)

(24) 登録日 平成17年9月9日(2005.9.9)

(51) Int.Cl.⁷**A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/08**

F I

A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2001-357399 (P2001-357399)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成13年11月22日(2001.11.22)		松下電器産業株式会社
(65) 公開番号	特開2003-153904 (P2003-153904A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成15年5月27日(2003.5.27)	(74) 代理人	100072604
審査請求日	平成15年9月16日(2003.9.16)		弁理士 有我 軍一郎
		(72) 発明者	鈴木 隆夫
			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
		(72) 発明者	福喜多 博
			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
		(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】

基本波形を相補符号で変調された送信波形を送信する送信部と、

前記送信部から送信された駆動波形を超音波に変換して被検体に放射するとともに、前記被検体から反射された超音波エコーを電気信号に変換する探触子と、

あらかじめ記憶した参照波形と前記探触子が受信した受信信号との相関を計算する相関演算部と、

この相関演算部に計算された相関後の受信信号を記憶する受信信号メモリ部と、

この受信信号メモリ部に記憶された受信信号と前記相関演算部から出力された受信信号との時相を合わせ加算する加算器と、

この加算器に加算された受信信号を用いて断層画像を作成する受信信号処理部とを備え

、

前記送信部が、前記基本波形を前記相補符号の一方の符号Aで変調した第1の送信波形と、前記基本波形を前記相補符号の他の符号Bで変調した第2の送信波形とを送信し、

前記探触子が、前記第1の送信波形の放射に対して反射した第1の受信信号と、前記第2の送信波形の放射に対して反射した第2の受信信号とを受信し、

前記相関演算部が、前記符号Aをm倍したものと前記符号Bを時間的に逆順にした符号をn倍したものを加算した波形である第1の参照波形と、前記符号Bをm倍したものとから前記符号Aを時間的に逆順にした符号をn倍したものを減算した波形である第2の参照波形とを参照波形として記憶し、前記第1の参照波形と前記第1の受信信号との相関を計算

10

20

して第 1 の相関後受信信号を求め、前記第 2 の参照波形と前記第 2 の受信信号との相関を計算して第 2 の相関後受信信号を求め、

前記受信信号メモリ部が、前記第 1 の相関後受信信号を記憶し、

前記加算器が、前記受信信号メモリ部に記憶された第 1 の相関後受信信号と前記相関演算部から出力された前記第 2 の相関後受信信号との時相を合わせ加算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記相関演算部が、前記係数 m および係数 n を受信深度に応じて変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記相関演算部が、前記係数 m および係数 n を走査方向に応じて変化させることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記基本波形が 3 値 1 周期のパルス波形であることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記基本波形が 1 周期の正弦波を 3 値パルス幅変調した波形であることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記受信信号メモリ部が、1 画像フレーム分の受信信号を記憶し、
前記送信部が、画像フレーム毎に相補符号の符号 A と符号 B を交互に送信し、
前記加算器が、前記相関演算部から出力された画像フレームと前記受信信号メモリ部に記憶された前記画像フレームの 1 フレーム前の画像フレームとを加算することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記相関演算部、前記受信信号メモリ部、前記加算器を有する符号化受信信号処理部を複数備え、

前記探触子が、1 回の送信で複数方向の受信信号を検出し、

1 つの前記符号化受信信号処理部が、1 つの前記受信信号を信号処理し、他の前記符号化受信信号処理部が、他の前記受信信号を信号処理し、

前記受信信号処理部が、前記受信信号処理部に処理された複数の受信信号を合成して前記断層画像を作成することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記符号化受信信号処理部の 1 つが、静止組織成分を信号処理し、前記符号化受信信号処理部の他の 1 つが、流れ成分または非線型成分を信号処理することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記符号化受信信号処理部に入力する信号を選択するスイッチを備え、

前記スイッチが、画面がフリーズモードになったときのみ、流れ成分または非線型成分を信号処理する前記符号化受信信号処理部に選択することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記符号化受信信号処理部に入力する信号を選択するスイッチを備え、

前記スイッチが、関心領域からの受信信号のみを流れ成分または非線型成分を信号処理する前記符号化受信信号処理部に選択することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

10

20

30

40

50

本発明は、符号化送受信方式を用いた超音波診断装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、探触子から超音波を被検体に放射し、その反射エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することで、被検体の断層画像を得る。

【0003】

図6に、従来の一般的な電子走査と機械走査の両方に対応した超音波診断装置のブロック図を示す。近年の超音波診断装置では、1回の送信で同時に複数方向の超音波エコーを検出することができる。図は、同時2方向受信に対応した装置を示している。

【0004】

図6において、制御部9は、超音波診断装置全体をコントロールしている。送信波形発生部4は、制御部9の指示を受けて送信波形を発生する。

【0005】

電子走査モードでは、送信部3は、超音波が定められた位置/方向に収束/偏向するように、送信波形に対して振動子毎に定められた遅延を与え、さらに増幅して電子走査探触子1を駆動する。電子走査探触子1は、振動子アレイ18を有し、振動子アレイ18は、送信部3から送信された駆動波形を超音波に変換して被検体に放射するとともに、被検体から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

【0006】

受信部5は、増幅器11とビームフォーマ12からなり、振動子アレイ18のそれぞれの振動子で受信した受信信号を増幅するとともに、それぞれの受信信号に対して定められた遅延を与えた後加算して、定められた位置/方向からの超音波のみを検出する。増幅器11は、受信深度に応じて増幅率を変え、深くなるほど増幅率を大きくするのが一般的である。

【0007】

中間信号処理部6は、バンドパスフィルタ31、対数増幅器32、検波器33からなる。バンドパスフィルタ31は、受信深度に応じて中心周波数とバンド幅を変えることができ、受信信号の特性に合わせたフィルタリングを行なうことで、最良の分解能とS/N比が得られるようにしている。対数増幅器32は、受信信号のダイナミックレンジを圧縮し、検波器33は、受信信号を検波して、受信信号の強度を輝度に変換する。図では同時2方向受信に対応するために、2系統の中間信号処理部6a、6bを備えている。

【0008】

DSC部7は、 r θ 座標で表される受信信号をXY座標に変換し、モニタ8で断層画像を表示する。

【0009】

機械走査モードでは、送信部3は、送信波形を増幅して、機械走査探触子2を駆動する。機械走査探触子2は、単一の振動子19と、振動子19を定められた方向に向ける機械走査機構20からなり、送信部3から送信された駆動波形を超音波に変換して定められた方向に向けて被検体に放射するとともに、被検体から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

【0010】

受信信号は、増幅器10で増幅されて中間信号処理部6aに入力される。増幅器10は、増幅器11と同様に受信深度に応じて増幅率を変えるのが一般的である。その後、中間信号処理部6、DSC部7で、電子走査モードの時と同様な処理が施され、モニタ8で断層画像を表示する。

【0011】

このような超音波診断装置において、近年、2回の送受信により得られた受信信号の和や差から、血流などの流れ成分や、組織の非線形成分を検出しようという試みがある。しかし、これらの反射エコーは組織からの反射エコーに比べ微弱であるため、S/N比のよい明瞭な画像が得られないという問題がある。

10

20

30

40

50

【0012】

送信電圧を上げずに感度を向上させる方法として、相補符号による符号化送信方式が知られている。この方式では、相補符号のそれぞれの符号で変調した送信波形を用いて2回の送受信を行ない、それぞれ得られた受信信号に対し、送信時に用いた相補符号で相互相関演算を行ない、これら2本の受信信号を加算することで、距離方向の分解能の劣化なく、感度を向上させることができる。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、このような従来の方法では、1方向の受信信号を得るために2回の送受信が必要であり、フレームレートが低下するという問題がある。相補符号を用いて流れ成分
10
や非線形成分を検出しようとする、4回の送受信が必要となり、さらにフレームレートが低下することになるという問題があった。

【0014】

フレームレートを低下させずに非線形成分を検出する方法として、特開2000-60855号公報に記載されたものがある。同公報によれば、第1の送信コードで変調した波形を送信し、その受信信号と第1の受信コードを相関させた信号を記憶し、第2の送信コードで変調した波形を送信し、その受信信号と第2の受信コードを相関させた信号と加算する。第1の送信コードに対する第1の受信コードの相関と第2の送信コードに対する第2の受信コードの相関の和がゼロになる直交性条件を満たしているため、線形エコー成分が実質的に除去されて、非線型成分のみが残る、というものである。
20

【0015】

しかしながら、現実問題として非線型成分を用いた画像と従来の線形成分を用いた断層画像を合成する必要があるが、同公報では、これについて述べられていない。

【0016】

断層画像と、非線形成分画像または流れ成分画像を合成する方法については、特開平11-342129号公報に記載されたものがある。同公報によれば、走査線間処理を行なうフィルタ係数1個を1つ摂動させることにより、断層画像と、非線形成分画像または流れ成分画像を合成する。

【0017】

しかしながら、この方式では1回の送受信で得られた断層画像に、複数回の送受信で得られた非線型成分画像または流れ画像が合成されるため、断層画像を得るのに2回の送受信を必要とする相補符号には対応できない。
30

【0018】

本発明はこのような問題を解決するためになされたもので、相補符号を用いて、少ない送信回数でフレームレートを落とすことなく、高分解能断層画像と流れ成分または非線型成分を最適な比率で合成した、高品質な超音波画像が得られる超音波診断装置を提供するものである。

【0019】

【課題を解決するための手段】

【0025】

本発明の超音波診断装置は、基本波形を相補符号で変調された送信波形を送信する送信部と、前記送信部から送信された駆動波形を超音波に変換して被検体に放射するとともに、前記被検体から反射された超音波エコーを電気信号に変換する探触子と、あらかじめ記憶した参照波形と前記探触子が受信した受信信号との相関を計算する相関演算部と、この相関演算部に計算された相関後の受信信号を記憶する受信信号メモリ部と、この受信信号メモリ部に記憶された受信信号と前記相関演算部から出力された受信信号との時相を合わせ加算する加算器と、この加算器に加算された受信信号を用いて断層画像を作成する受信信号処理部とを備え、前記送信部が、前記基本波形を前記相補符号の一方の符号Aで変調した第1の送信波形と、前記基本波形を前記相補符号の他の符号Bで変調した第2の送信波形とを送信し、前記探触子が、前記第1の送信波形の放射に対して反射した第1の受信
50

信号と、前記第 2 の送信波形の放射に対して反射した第 2 の受信信号とを受信し、前記相関演算部が、前記符号 A を m 倍したものと前記符号 B を時間的に逆順にした符号を n 倍したものを加算した波形である第 1 の参照波形と、前記符号 B を m 倍したものと前記符号 A を時間的に逆順にした符号を n 倍したものを減算した波形である第 2 の参照波形とを参照波形として記憶し、前記第 1 の参照波形と前記第 1 の受信信号との相関を計算して第 1 の相関後受信信号を求め、前記第 2 の参照波形と前記第 2 の受信信号との相関を計算して第 2 の相関後受信信号を求め、前記受信信号メモリ部が、前記第 1 の相関後受信信号を記憶し、前記加算器が、前記受信信号メモリ部に記憶された第 1 の相関後受信信号と前記相関演算部から出力された前記第 2 の相関後受信信号との時相を合わせ加算する構成を有している。

10

【 0 0 2 6 】

この構成により、相関演算部が、第 1 の相関後受信信号を、第 1 の受信信号と、相補符号の符号 A および符号 B を用いた第 1 の参照波形とから求め、第 2 の相関後受信信号を、第 2 の受信信号と、相補符号の符号 A および符号 B を用いた第 2 の参照波形とから求め、加算器が、第 1 の相関後受信信号と第 2 の相関後受信信号を加算し、受信信号処理部が、加算後の受信信号から断層画像を作成するので、静止組織成分と、流れ成分または非線型成分とを分離せず、まとめて処理することができ、少ない送信回数で、高分解能断層画像と流れ成分または非線型成分を合成した、高品質な超音波画像を得ることができることとなる。

【 0 0 2 7 】

20

また、本発明の超音波診断装置は、前記相関演算部が、前記係数 m および係数 n を受信深度に応じて変化させる構成を有している。この構成により、受信深度に応じて、得られる信号の強度や、静止組織成分と流れ成分または非線型成分との出現比率を調整することができ、最適な処理を行うことができることとなる。

【 0 0 2 8 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記相関演算部が、前記係数 m および係数 n を走査方向に応じて変化させる構成を有している。この構成により、走査方向に応じて、得られる信号の強度や、静止組織成分と流れ成分または非線型成分との出現比率を調整することができ、最適な処理を行うことができることとなる。

【 0 0 2 9 】

30

また、本発明の超音波診断装置は、前記基本波形が 3 値 1 周期のパルス波形である構成を有している。この構成により、送信回路方式を簡略化し、消費電力を抑えることができることとなる。

【 0 0 3 0 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記基本波形が 1 周期の正弦波を 3 値パルス幅変調した波形である構成を有している。この構成により、送信波形の高調波成分を最小限に抑えることができることとなる。

【 0 0 3 1 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記受信信号メモリ部が、1 画像フレーム分の受信信号を記憶し、前記送信部が、画像フレーム毎に相補符号の符号 A と符号 B を交互に送信し、前記加算器が、前記相関演算部から出力された画像フレームと前記受信信号メモリ部に記憶された前記画像フレームの 1 フレーム前の画像フレームとを加算する構成を有している。

40

【 0 0 3 2 】

この構成により、被検体に対して超音波を同一方向に連続して送受信できない装置にも、少ない送信回数でフレームレートを落とすことなく、高分解能断層画像と流れ成分または非線型成分を合成した、高品質な超音波画像が得られる本発明の装置を適用できることとなる。

【 0 0 3 3 】

さらに、本発明の超音波診断装置は、前記相関演算部、前記受信信号メモリ部、前記加算

50

器を有する符号化受信信号処理部を複数備え、前記探触子が、1回の送信で複数方向の受信信号を検出し、1つの前記符号化受信信号処理部が、1つの前記受信信号を信号処理し、他の前記符号化受信信号処理部が、他の前記受信信号を信号処理し、前記受信信号処理部が、前記受信信号処理部に処理された複数の受信信号を合成して前記断層画像を作成する構成を有している。

【0034】

この構成により、被検体に対して超音波の1回の送信で複数方向の受信信号を同時に検出でき、信号処理を行うことができ、被検体の複数箇所の状態を同時に、さらに短時間で診断を行うことができることとなる。

【0035】

また、本発明の超音波診断装置は、前記符号化受信信号処理部の1つが、静止組織成分を信号処理し、前記符号化受信信号処理部の他の1つが、流れ成分または非線型成分を信号処理する構成を有している。

【0036】

この構成により、静止組織成分と流れ成分または非線型成分に対して、別々の信号処理を加えることができ、それぞれの対象に合わせた処理を行うことができることとなる。

【0037】

また、本発明の超音波診断装置は、前記符号化受信信号処理部に入力する信号を選択するスイッチを備え、前記スイッチが、画面がフリーズモードになったときのみ、流れ成分または非線型成分を信号処理する前記符号化受信信号処理部に選択する構成を有している。この構成により、通常動作モードとフリーズモードで処理を変更することができ、それぞれのモードに適した画質とすることができることとなる。

【0038】

また、本発明の超音波診断装置は、前記符号化受信信号処理部に入力する信号を選択するスイッチを備え、前記スイッチが、関心領域からの受信信号のみを流れ成分または非線型成分を信号処理する前記符号化受信信号処理部に選択する構成を有している。この構成により、関心領域とそれ以外の領域で処理を変更することができ、それぞれの領域に適した画質とすることができることとなる。

【0039】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

【0040】

図1に、本発明の超音波診断装置の主要部分のみのブロック図を示し、原理を説明する。

【0041】

図1において、送信符号発生部25は、各送信毎に異なる符号を発生でき、符号Aおよび符号Bからなる相補符号を発生する。波形変調部24は、基本波形を送信符号発生部25で発生された符号で変調した送信波形を発生する。送信部3は、波形変調部24で発生された送信波形を増幅して探触子26を駆動する。

【0042】

探触子26は、電子走査探触子または機械走査探触子のいずれかである。また、探触子26は、送信部3から送信された駆動波形を超音波に変換して被検体に放射するとともに、被検体から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

【0043】

受信部5は、探触子26で受信した受信信号を増幅するとともに、それぞれの受信信号に対して定められた遅延を与えた後加算して、定められた位置/方向からの超音波のみを検出する。また、受信信号を受信深度に応じて増幅率を変え、深くなるほど増幅率を大きくして増幅するのが一般的である。また、受信部5は、探触子26に機械走査探触子を用いる場合には増幅器を用いても良い。

【0044】

符号化受信信号処理部13は、相関演算部14、受信信号メモリ部15、加算器16を有

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 4 5 】

相関演算部 1 4 は、参照波形を記憶し、記憶した参照波形と受信部 5 から入力した受信信号との相互相関を計算する。参照波形は、受信信号毎かつ受信深度に応じて変えることができる。受信信号メモリ部 1 5 は、複数の受信信号を記憶するものである。加算器 1 6 は、受信信号メモリ部 1 5 で記憶された受信信号と、相関演算部 1 4 から出力された受信信号との時相を合わせた後、加算する。

【 0 0 4 6 】

符号化受信信号処理部 1 3 に相関加算処理された受信信号は、中間信号処理部 6 でバンドパスフィルタリング、対数増幅、検波の各処理を施された後、D S C 部 7 で座標変換され、断層画像としてモニタ 8 に表示される。

10

【 0 0 4 7 】

ここで、符号化受信信号処理部 1 3 の詳細を図 2 に示す。

【 0 0 4 8 】

相関演算部 1 4 は、係数メモリ 2 1 と相関演算器 2 2 からなり、係数メモリ 2 1 に記憶された参照波形と入力された受信信号との相互相関を計算する。上述したように参照波形は、受信信号毎かつ受信深度に応じて変えることができる。受信信号メモリ部 1 5 は、複数の受信信号メモリ 2 3 a、2 3 b、・・・2 3 n からなり、複数の受信信号を記憶できるようになっている。加算器 1 6 は、受信信号メモリ部 1 5 のそれぞれの受信信号メモリ 2 3 に記憶された受信信号と、相関演算部 1 4 の相関演算器 2 2 から出力された受信信号の時相を合わせた後、加算する。

20

【 0 0 4 9 】

以上のように構成された超音波診断装置を用いて、本発明の動作について詳しく説明する。まず、使用する相補符号を符号 A および符号 B とすると、相補符号の定義から、

【 0 0 5 0 】

$$A \quad A + B \quad B = 2L\delta \quad \cdots \quad (\text{式 } 1)$$

となる。式中、 δ は相関演算を、L は A および B の符号長を、 δ はデルタ関数を表す。また、相関の定義から、

【 0 0 5 1 】

$$A \quad B(-t) = B \quad A(-t) \quad \cdots \quad (\text{式 } 2)$$

30

が成り立つ。ここで、A(-t) および B(-t) は A および B を時間的に逆順にしたものである。つまり、

【 0 0 5 2 】

$$A = [1 \ 1 \ 1 \ -1] \quad \cdots \quad (\text{式 } 3)$$

$$B = [1 \ 1 \ -1 \ 1] \quad \cdots \quad (\text{式 } 4)$$

とすると、

【 0 0 5 3 】

$$A(-t) = [-1 \ 1 \ 1 \ 1]$$

$$B(-t) = [1 \ -1 \ 1 \ 1]$$

である。また、係数メモリ 2 1 には次の 2 つの参照波形が記憶され、送信毎に選択して使用することができる。

40

【 0 0 5 4 】

$$C1 = m A + n B(-t) \quad \cdots \quad (\text{式 } 5)$$

$$C2 = m B - n A(-t) \quad \cdots \quad (\text{式 } 6)$$

ここで、n は m に比べ 10 倍から 100 倍程度の値とする。

【 0 0 5 5 】

まず、第 1 回目の送信では、送信符号発生部 2 5 は、符号 A を発生する。このとき送信される第 1 の送信波形 T1 は、基本波形を F とすると、

$$T1 = A * F$$

となる。このとき * は畳み込み演算を表す。

50

【 0 0 5 6 】

図 3 に、送信波形の一例を示す。基本波形として、図 3 (a) に示すような 3 値 1 周期の波形を用い、相補符号として、(式 3) および (式 4) に示す符号を用いると、第 1 の送信波形 T1 は、図 3 (b) のようになる。また、後述する第 2 の送信波形は、図 3 (c) のようになる。

【 0 0 5 7 】

この第 1 の送信波形を被検体に送信し、このときの被検体の特性を H1 とし、振動子などの装置の特性を無視すると、受信信号 R1 は、

【 0 0 5 8 】

$$R1 = T1 * H1 = A * F * H1$$

10

となる。符号化受信信号処理部 1 3 では、この受信信号 R1 と参照波形 C1 の相互相関を計算し、相関後受信信号 CR1 を受信信号メモリ部 1 5 に記憶する。

$$CR1 = (A * F * H1) \quad (m A + n B(-t))$$

【 0 0 5 9 】

同様に第 2 回目の送信では、送信符号発生部 2 5 は符号 B を発生し、このときの被検体の特性を H2 とすると、送信波形 T2、受信信号 R2、相関後受信信号 CR2 は、

$$T2 = B * F$$

$$R2 = B * F * H2$$

$$CR2 = (B * F * H2) \quad (m B - n A(-t))$$

となる。加算器 1 6 により、受信信号メモリ部 1 5 に記憶された CR1 と、相関演算部 1 4 から出力された CR2 とを加算すると、加算後受信信号 SR は、

20

【 0 0 6 0 】

$$\begin{aligned} SR &= (A * F * H1) \quad (m A + n B(-t)) + (B * F * H2) \quad (m B - n A(-t)) \\ &= m F * (H1 * A \quad A + H2 * B \quad B) \\ &\quad + n F * \{ H1 * A \quad B(-t) - H2 * B \quad A(-t) \} \quad \cdots \quad (式 7) \end{aligned}$$

となる。ここで、被検体における、動きなどが無い組織成分を Hb、血流などの流れ成分または非線型成分を Hf1 および Hf2 とすると、被検体の特性 H1 および H2 は、

【 0 0 6 1 】

$$H1 = Hb + Hf1$$

$$H2 = Hb + Hf2$$

30

となる。なお、組織成分 Hb に比べ流れ成分または非線型成分の強度は 1/10 から 1/100 程度と微弱である。これを (式 7) に代入し、(式 1) と (式 2) を適用すると、

【 0 0 6 2 】

$$\begin{aligned} SR &= 2L m F * Hb + m F * (Hf1 * A \times A + Hf2 * B \times B) \\ &\quad + n F * (Hf1 - Hf2) * A \times B(-t) \end{aligned}$$

となる。ここで、 $m \ll n$ および $Hb \gg Hf1, Hf2$ であるので、第 2 項は無視することができ、

【 0 0 6 3 】

$$SR = 2L m F * Hb + n F * (Hf1 - Hf2) * A \quad B(-t) \quad \cdots \quad (式 8)$$

40

となる。(式 8) において、第 1 項は、基本波形を送信して得られた組織部分の断層画像の特性を意味しており、基本波形 F を相補符号 A と B で変調した時間的に長い波形を用いて送信した場合でも、短い基本波形 F を用いて送信した場合と同様の分解能が得られ、基本波形 F を用いて送信したときよりも $2Lm$ 倍の強度の受信信号が得られることを示している。また、第 2 項は、血流などの流れ成分または非線型成分の各送受信間の差分に相当する特性を意味している。つまり、これらの線形加算である相関加算後受信信号 SR を D S C 部 7 で座標変換して得られた画像は、相補符号によって得られた高分解能断層画像と、血流などの流れ成分または非線型成分の画像を m 対 n の比率で合成した画像である。

【 0 0 6 4 】

以上のようにして、本発明では、2 回の送信と相互相関処理により、高分解能断層画像と

50

血流などの流れ成分または非線型成分の画像を最適な比率で合成した良好な画像を得ることができる。

【0065】

なお、受信深度によって流れ成分の検出率および非線型成分の発生率が異なるため、受信深度に応じて m および n の値を変化させることで、さらに画質を向上させることができる。また、フェーズドアレイ（電子偏向）方式の超音波診断装置では、送受信（走査）方向によって開口の大きさの違いにより、流れ成分の検出率および非線型成分の発生率が異なるため、送受信（走査）方向によって m および n の値を変化させることで、さらに画質を向上させることができる。

【0066】

また、基本波形として、図4に示すような正弦波をパルス幅変調した3値波形を、基本波形として用いることで、図3に示した波形と比べ送信波形中の高調波を低減させることができ、被検体の非線型成分をより正確に検出できる。なお、本実施の形態では、基本波形をして3値の波形を用いて説明したが、本発明の要旨は基本波形を限定することではなく、1周期の正弦波をはじめ、各種ウェーブレットを用いることができる。

【0067】

次に、図5に、本発明を実現する具体的な超音波診断装置のブロック図を示す。なお、図1と同一の機能、動作をする個所は同一の符号を付し、説明を省略する。

【0068】

図5は、1送信で同時2方向受信に対応した装置であり、符号化受信信号処理部13と中間信号処理部6を2系統備えている。スイッチ17は、符号化信号処理部13bに入力する受信信号を選択するものである。

【0069】

制御部9は、超音波診断装置全体をコントロールするものである。送信符号発生部25、波形変調部24は、制御部9の指示を受けて送信波形を発生する。

【0070】

電子走査探触子1は、振動子アレイ18を有し、振動子アレイ18は、送信部3から送信された駆動波形を超音波に変換して被検体に放射するとともに、被検体から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

【0071】

機械走査探触子2は、単一の振動子19と、振動子19を定められた方向に向ける機械走査機構20からなり、送信部3から送信された駆動波形を超音波に変換して定められた方向に向けて被検体に放射するとともに、被検体から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。

【0072】

送信部3は、送信波形を増幅して、電子走査モード時には、電子走査探触子1を駆動し、機械走査モード時には、機械走査探触子2を駆動する。

【0073】

受信部5は、増幅器11とビームフォーマ12からなり、振動子アレイ18のそれぞれの振動子で受信した受信信号を増幅するとともに、それぞれの受信信号に対して定められた遅延を与えた後加算して、定められた位置/方向からの超音波のみを検出する。増幅器10は、振動子19が受信した受信信号を増幅するものである。

【0074】

電子走査モードにおける本発明の通常動作時では、スイッチ17をA側に接続する。符号化受信信号処理部13aの係数メモリ21および符号化受信信号処理部13bの係数メモリ21は、同じ参照波形、つまり（式5）と（式6）に示す波形を記憶する。

【0075】

電子走査モードでは、同一方向に続けて2回の送受信を行なう。まず、符号Aを用いて送信を行ない、ビームフォーマ12で得られた2本の受信信号と（式5）に示す波形との相互相関演算した結果を受信信号メモリ部15に記憶する。次に、符号Bを用いて送信を行

10

20

30

40

50

い、受信信号と(式6)に示す波形との相互相関演算した結果と、受信信号メモリ15に記憶された受信信号とを加算器16で加算する。このようにして、2回の送信で2本の相関加算後受信信号が得られる。

【0076】

2本の相関加算後受信信号に対して、中間信号処理部6では同じ処理が加えられ、DSC部7で座標変換してモニタ8に表示する。

【0077】

以上のようにして、高分解能断層画像と血流などの流れ成分または非線型成分の画像を最適な比率で合成した良好な画像を得ることができる。

【0078】

次に、スイッチ17をB側に接続した場合について説明する。符号化受信信号処理部13aの係数メモリ21には、符号Aおよび符号Bをm倍した波形が記憶され、動きのない組織成分を検出する。中間信号処理部6aでは、組織成分の画質が最良となるように、バンドパスフィルタ係数、対数増幅器の増幅率が設定される。

【0079】

符号化受信信号処理部13bの係数メモリ21には、符号Bおよび符号Aを時間的に逆順にした符号をn倍した波形が記憶され、流れ成分または非線型成分を検出する。中間信号処理部6bでは、流れ成分画像または非線型成分画像の画質が最良となるように、バンドパスフィルタ係数、対数増幅器の増幅率が設定される。

【0080】

組織成分画像と流れ成分画像または非線型成分画像は、DSC部7で合成、座標変換され、モニタ8に表示される。

【0081】

以上の処理により、さらに高画質を実現することができる。ただし、この方法はフレームレートが半減するという欠点がある。フレームレートと画質を両立するために、関心領域を設定し、関心領域内を画像化する場合のみスイッチ17をB側に接続し、それ以外の領域はA側で使用することで、フレームレートの低下を最小限としつつ、重要な領域は高品質な画像とすることができる。また、通常はスイッチ17をA側に接続して高フレームレートの動画像を使用し、フリーズキーが押され、画像を静止した場合のみスイッチ17をB側として高画質の静止画像を表示することも有効な手段である。

【0082】

次に、機械走査モードにおいて本発明を実現する方法について説明する。機械走査探触子2では、モーターなどの走査機構20を用いて振動子19の向きを変化させるため、電子走査では容易な、同じ方向に複数回送受信し、次に方向を変えて複数回送受信するといった制御が困難である。本発明では、受信信号メモリ部15に1画像フレーム分の受信信号が記憶できるだけの記憶容量を持たせ、画像フレーム毎に符号を切り替えて送受信処理を行なう。

【0083】

まず、1画像フレーム分の送信を符号Aを用いて行い、受信信号と(式5)に示す波形との相互相関演算した結果を受信信号メモリ部15に記憶する。次の画像フレームでは、符号Bを用いて送信を行い、受信信号と(式6)に示す波形との相互相関演算した結果を、受信信号メモリ部15に記憶するとともに、受信信号メモリ15に記憶された1画像フレーム前の同じ方向からの受信信号と加算する。

【0084】

以上の処理により、機械走査モードにおいても、高分解能断層画像と血流などの流れ成分または非線型成分の画像を最適な比率で合成した画像を得ることができる。

【0085】

なお、画像フレーム毎に送信波形を切り替えることによって、同一方向への送受信間隔を一定とすることができ、当該画像フレームと1フレーム前の画像フレームを加算することで、フレームレートを低下させることがないという効果がある。この効果は電子走査モー

10

20

30

40

50

ドでも同様に得ることができるため、送信波形の切り替えを画像フレーム毎に行なうことは電子走査モードでも有効である。

【 0 0 8 6 】

なお、図 5 に示すような電子走査モードにおける同時 2 方向受信と機械走査モードをともに搭載した装置では、スイッチ 17 を C 側に接続することにより、機械走査モードでも断層画像と流れ成分または非線型成分の画像を別々に処理することが可能である。

【 0 0 8 7 】

なお、以上の説明では符号化送受信を用いた超音波診断装置について説明したが、本発明の要旨はレーダーやソナー、地中探査装置、非破壊検査装置など、反射エコーイメージング装置および反射エコー探索装置すべてに対し有効である。

10

【 0 0 8 8 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明は、第 1 の相関後受信信号を、第 1 の受信信号と、相補符号の符号 A および符号 B を用いた第 1 の参照波形とから求め、第 2 の相関後受信信号を、第 2 の受信信号と、相補符号の符号 A および符号 B を用いた第 2 の参照波形とから求め、第 1 の相関後受信信号と第 2 の相関後受信信号を加算した受信信号から断層画像を作成することにより、静止組織成分と、流れ成分または非線型成分とを分離せず、まとめて処理することができ、少ない送信回数で、高分解能断層画像と流れ成分または非線型成分を合成した、高品質な超音波画像を得ることができるというすぐれた効果を有する超音波診断装置を提供することができるものである。

20

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の原理を説明するための超音波診断装置を示す簡略ブロック図

【図 2】本発明の実施の形態における符号化受信信号処理部を示す詳細図

【図 3】本発明の基本波形と送信波形の一例を示す波形図

【図 4】本発明の基本波形の一例を示す波形図

【図 5】本発明の実施の形態における超音波診断装置を示すブロック図

【図 6】従来の超音波診断装置の一例を示すブロック図

【符号の説明】

- 1 電子走査探触子
- 2 機械走査探触子
- 3 送信部
- 4 送信波形発生部
- 5 受信部
- 6 中間信号処理部
- 7 D S C 部
- 8 モニタ
- 9 制御部
- 10 増幅器
- 11 増幅器
- 12 ビームフォーマ
- 13 符号化受信信号処理部
- 14 相関演算部
- 15 受信信号メモリ部
- 16 加算器
- 17 スイッチ
- 18 振動子アレイ
- 19 振動子
- 20 機械走査機構
- 21 係数メモリ
- 22 相関演算器

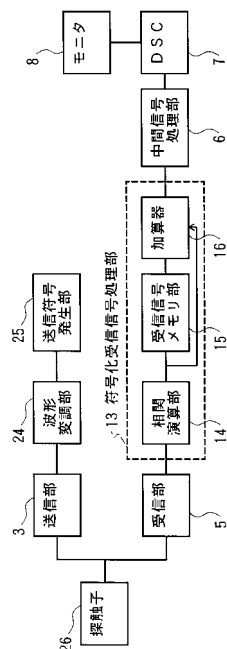
30

40

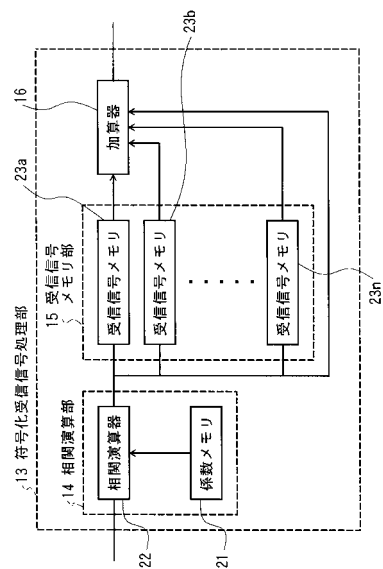
50

- 2 3 受信信号メモリ
- 2 4 波形変調部
- 2 5 送信符号発生部
- 2 6 探触子
- 3 1 バンドパスフィルタ
- 3 2 対数増幅器
- 3 3 検波器

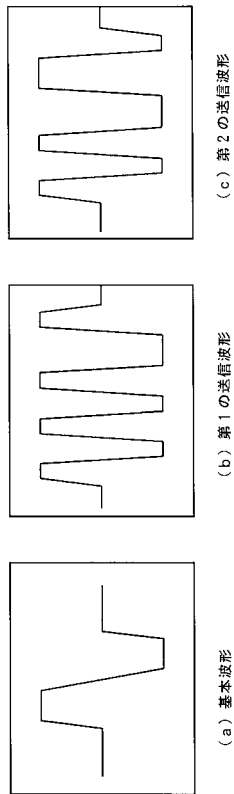
【図 1】



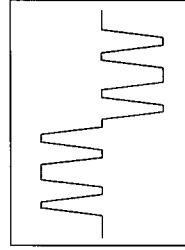
【図 2】



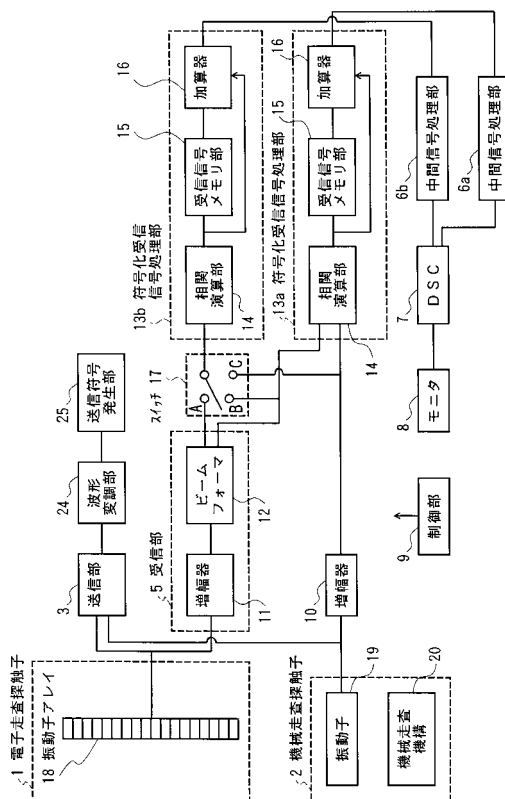
【図 3】



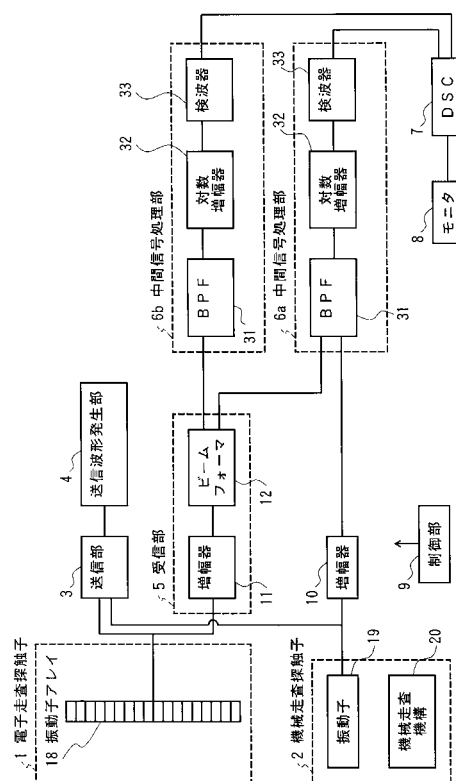
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 西垣 森緒

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

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開2000 - 60855 (J P , A)

特開2001 - 299750 (J P , A)

Richard Y. Chiao et al , Synthetic Transmit Aperture Imaging Using Orthogonal Golay Cod
ed Excitation , 2000 IEEE Ultrasonics Symposium , 2 0 0 0 年 , pp.1677-1680

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷ , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3717839B2	公开(公告)日	2005-11-16
申请号	JP2001357399	申请日	2001-11-22
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	鈴木隆夫 福喜多博 萩原尚 西垣森緒		
发明人	鈴木 隆夫 福喜多 博 萩原 尚 西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8959 A61B8/00 G01S7/52038 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/EE01 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/HH09 4C301/HH11 4C301/JB24 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB38 4C301/JB46 4C301/JB47 4C301/JC14 4C301/KK01 4C301/KK21 4C301/LL05 4C601/DD03 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB37 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK01 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/LL01 4C601/LL05		
其他公开文献	JP2003153904A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

小不降低帧速率的传输的数量，提供一种超声波诊断装置，以合成高分辨率断层图像和流动部件或非线性分量，高品质的超声图像获得的。计算预先存储的参考波形与接收信号之间的相关性的相关计算单元，计算参考波形与接收信号之间的相关性之间的相关性的相关计算单元，用于存储稍后要接收的接收信号的接收信号存储单元15和加法器16.第一和第二传输波形以及第一和第二参考波形是基本波形和第一相关的互补码。求后接收到的信号，存储相关之后获得第二接收信号，通过将共同的时间相位，而不与少数传输，高分辨率断层图像和流动部件或非线性降低帧速率可以获得通过合成组分获得的高质量超声图像。

【 図 2 】

