

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4251691号
(P4251691)

(45) 発行日 平成21年4月8日(2009.4.8)

(24) 登録日 平成21年1月30日(2009.1.30)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 1 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願平10-285412	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成10年10月7日(1998.10.7)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2000-107186(P2000-107186A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成12年4月18日(2000.4.18)	(74) 代理人	100087505
審査請求日	平成17年10月7日(2005.10.7)		弁理士 西山 春之
		(72) 発明者	浅 房 勝 徳
			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
		(72) 発明者	窪 田 純
			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
		審査官	後藤 順也
			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】

被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子で受信した複数の受信信号を整相、加算する受信部と、この受信部からの受信信号よりドプラ信号を抽出するドプラ演算部とを有し、ドプラ計測モードとして、パルス波計測モード又は連続波計測モードで計測し超音波画像を表示する超音波診断装置において、

前記受信部は、前記探触子からの複数の受信信号の各信号に対応して設けられ前記受信信号の各信号系列ごとに直列接続された複数個の連続波モード用遅延処理手段とパルス波モード用遅延処理手段とを有して成り、前記パルス波計測モード及び連続波計測モードの受信信号について整相する整相手段と、前記各信号系列ごとの複数個の連続波モード用遅延処理手段の後段に接続され、前記連続波計測モード時の受信信号について該連続波モード用遅延処理手段で整相後の複数の受信信号を加算して1受信信号に集束させる連続波計測モード用加算手段と、前記各信号系列ごとの複数個のパルス波モード用遅延処理手段の後段に接続され、前記パルス波計測モード時の受信信号について該パルス波モード用遅延処理手段で整相後の複数の受信信号を加算して1受信信号に集束させるパルス波計測モード用加算手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

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

パルス波計測モード又は連続波計測モードで計測し該診断部位の超音波画像を得る超音波診断装置に関し、特に、連続波計測モードにおいて効率よく高ダイナミックレンジを実現し、血流速検出感度を向上させ、ミラーノイズレベルを低減させることができる超音波診断装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

超音波診断装置における心機能計測の役割として、断層画像、経時変化画像、血流速計測、容積計測等のリアルタイム又は心電に同期した情報を検出することがある。そして、心機能の評価においては、弁膜症、心不全等の血流速計測として連続波計測モード（以下「S T C W (Steerable Continuous Wave) モード」という）による最高血流速の計測が有用であり、これが循環器には必須の計測モードとなっている。ここで、S T C Wモードは、超音波の送信と受信を連続且つ同時に実行するため、被検体内から戻ってくる超音波受信信号には、骨などの強反射体からの信号と血管内の赤血球などの微弱反射体からの信号とが混在する。このため、S T C Wモードでは、パルス波計測モード（以下「P W (Pulse Wave) モード」という）に比較して高ダイナミックレンジを必要とする。

10

【 0 0 0 3 】

そして、従来のこの種の超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子に超音波打出しの送信信号を送る送信部と、上記探触子で受信した受信信号を整相、加算する受信部と、この受信部からの受信信号よりドブラ信号を抽出するドブラ演算部と、このドブラ演算部からのドブラ信号を画像として表示する表示部とを有し、P Wモード又はS T C Wモードで計測し超音波画像を表示するようになっていた。

20

【 0 0 0 4 】

【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診断装置においては、受信部として一つの整相部と一つの加算部しか無く、P Wモード及びS T C Wモードにおける受信信号の整相処理を上記一つの整相部で共通して行っていた。この場合、上記整相部で必要とする受信信号の遅延量は、P Wモードでは、受信口径と焦点距離と偏向角などにより算出され、例えば数 μ s程度である。これに対し、S T C Wモードでは、連続波であるから1位相分の遅延量である数100 nsあれば十分である。このように一つの整相部を共通して使用するため、S T C Wモードにおいて、P Wモードで必要とする遅延量となり、不要な遅延量を通することと、余分な回路によるノイズレベルが増加することなどにより、血流速検出感度の劣化や、ミラーノイズレベルの原因となるものであった。

30

【 0 0 0 5 】

これに対し、S T C Wモードにおいて、血流速検出感度の向上や、ミラーノイズレベルを低減させるものとして、特開平7 - 1 2 4 1 6 1号公報記載の発明が提案されている。これは、受信部として、P Wモードのパルス波信号用の整相部及び加算部と、S T C Wモードの連続波信号用の整相部及び加算部とを備えることにより、S T C Wモードの整相加算部の最適化を実現しようとしたものである。しかし、この場合は、受信部全体としては、二つの整相部と二つの加算部とを備えることとなり、部品数が増大すると共に、実装面積も増大し、且つ消費電力が大きくなり、さらに価格も上昇するものであった。

40

【 0 0 0 6 】

そこで、本発明は、このような問題点に対処し、S T C Wモードにおいて効率よく高ダイナミックレンジを実現し、血流速検出感度を向上させ、ミラーノイズレベルを低減させることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】

【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診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、この探触子で受信した複数の受信信号を整相、加算する受信部と、この受信部からの受信信号よりドブラ信号を抽出するドブラ演算部とを有し、ドブラ計測モードとして、パルス波計測モード又は連続波計測モードで計測し超音波画像を表示する超音

50

波診断装置において、前記受信部は、前記探触子からの複数の受信信号の各信号に対応して設けられ前記受信信号の各信号系列ごとに直列接続された複数の連続波モード用遅延処理手段とパルス波モード用遅延処理手段とを有して成り、前記パルス波計測モード及び連続波計測モードの受信信号について整相する整相手段と、前記各信号系列ごとの複数の連続波モード用遅延処理手段の後段に接続され、前記連続波計測モード時の受信信号について該連続波モード用遅延処理手段で整相後の複数の受信信号を加算して1受信信号に集束させる連続波計測モード用加算手段と、前記各信号系列ごとの複数のパルス波モード用遅延処理手段の後段に接続され、前記パルス波計測モード時の受信信号について該パルス波モード用遅延処理手段で整相後の複数の受信信号を加算して1受信信号に集束させるパルス波計測モード用加算手段と、を備えたものである。

10

【0008】

【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説明する。図1は本発明による超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。この超音波診断装置は、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、ドブラ計測モードとして、パルス波計測モード(PWモード)又は連続波計測モード(STCWモード)で計測し該診断部位の超音波画像を得るもので、図1に示すように、探触子1と、送信部2と、受信部3と、ドブラ演算部4と、表示部5とを有して成る。

【0009】

上記探触子1は、被検体内に超音波を送受信するもので、実際に被検体内に向けて超音波を打ち出すと共に該被検体内の診断部位からの反射波を受信する複数の振動子素子6, 6, ...を一列状に配列して成る。送信部2は、上記探触子1に超音波打出しの送信信号を送り該探触子1を駆動するもので、その内部には送信信号を生成する送波回路を有している。また、受信部3は、上記探触子1で受信した受信信号を整相、加算するもので、探触子1からの複数の受信信号にそれぞれ遅延時間を与えて位相を揃える整相部と、この整相部で整相された複数の受信信号を加算して1受信信号に集束させる加算部とを有している。

20

【0010】

ドブラ演算部4は、上記受信部3からの受信信号より例えば血流によって周波数偏移を受けたドブラ信号を抽出するもので、図示省略したがその内部には、基準信号発生器と、90度位相器と、2系統のミキサ回路と、2系統の低域通過フィルタなどを有している。また、表示部5は、上記ドブラ演算部4からのドブラ信号を画像として表示するもので、その内部には画像表示回路とカラーの表示器などを有している。

30

【0011】

ここで、本発明においては、上記受信部3は、前記探触子1からの複数の受信信号の各信号に対応して設けられ前記受信信号の各信号系列ごとに直列接続された複数の連続波モード用遅延処理手段10₁~10_mとパルス波モード用遅延処理手段11₁~11_mとを有して成り、前記PWモード及びSTCWモードの受信信号について整相する整相手段(整相部7)と、前記各信号系列ごとの複数の連続波モード用遅延処理手段10₁~10_mの後段に接続され、前記STCWモード時の受信信号について該連続波モード用遅延処理手段10₁~10_mで整相後の複数の受信信号を加算して1受信信号に集束させる連続波計測モード用加算手段(連続波モード用加算部9)と、前記各信号系列ごとの複数のパルス波モード用遅延処理手段11₁~11_mの後段に接続され、前記PWモード時の受信信号について該パルス波モード用遅延処理手段11₁~11_mで整相後の複数の受信信号を加算して1受信信号に集束させるパルス波計測モード用加算手段(パルス波モード用加算部8)と、を備えている。

40

【0012】

上記整相部7は、探触子1からの複数の受信信号にそれぞれ遅延時間を与えて位相を揃えるもので、その内部には図2に示すように、複数の受信信号S₁, S₂, ..., S_mに対応する連続波モード用遅延処理手段10₁, 10₂, ..., 10_mと、パルス波モード用遅延処理手段11₁, 11₂, ..., 11_mとを有している。そして、各連続波モード用遅延処理手

50

段 $10_1, 10_2, \dots, 10_m$ と、パルス波モード用遅延処理手段 $11_1, 11_2, \dots, 11_m$ とは、上記受信信号 S_1, S_2, \dots, S_m の系列ごとに直列接続されると共に、これらの直列接続された 2 種類の遅延処理手段の組は複数の受信信号 S_1, S_2, \dots, S_m に対応して並列に配置され、連続波モード用遅延処理手段 $10_1 \sim 10_m$ の組の後段に連続波モード用加算部 9 が接続され、パルス波モード用遅延処理手段 $11_1 \sim 11_m$ の組の後段にパルス波モード用加算部 8 が接続されている。

【0013】

上記連続波モード用遅延処理手段 $10_1 \sim 10_m$ は、STCWモード時に受信信号について数 100 ns の遅延処理を行うもので、その内部構成は図 3 に示すように、複数のコイルとコンデンサ又は抵抗器とコンデンサなどで構成され遅延量を複数タップに分割する第一の遅延線 12 と、この第一の遅延線 12 の複数タップを選択するタップセクタ 13 と、コイルとコンデンサ又は抵抗器とコンデンサなどで構成され信号に例えば 100 ns の遅延処理を行う複数個の第二の遅延線 $14_1, 14_2, 14_3$ と、これら第二の遅延線 $14_1 \sim 14_3$ を選択する遅延線セクタ 15 とから成る。この回路構成により、タップセクタ 13 で第一の遅延線 12 のタップを選択して細かな遅延量を設定し、遅延線セクタ 15 で第二の遅延線 $14_1 \sim 14_3$ を選択することにより、探触子 1 からの複数の受信信号に対応する遅延量を通過させて整相を行うようになっている。

10

【0014】

また、パルス波モード用遅延処理手段 $11_1 \sim 11_m$ は、PWモード時に受信信号について数 μs 程度の遅延処理を行うもので、その内部構成は図 4 に示すように、コイルとコンデンサ又は抵抗器とコンデンサなどで構成され信号に例えば数 μs の遅延処理を行う複数個の第三の遅延線 $16_1, 16_2, 16_3, 16_4, 16_5$ と、これら第三の遅延線 $16_1 \sim 16_5$ を選択する遅延線セクタ $15'$ とから成る。この回路構成により、遅延線セクタ $15'$ で第三の遅延線 $16_1 \sim 16_5$ を選択することにより、探触子 1 からの複数の受信信号に対応する遅延量を通過させて整相を行うようになっている。

20

【0015】

パルス波モード用加算部 8 は、PWモード時の受信信号について上記整相部 7 で整相後の複数の受信信号を加算して 1 受信信号に集束させるもので、オペアンプや抵抗器などで構成される電圧加算器、又はトランジスタや抵抗器などで構成される電流加算器から成り、図 2 に示すように、各パルス波モード用遅延処理手段 $11_1 \sim 11_m$ からの受信信号を入力して加算するようになっている。そして、加算後の受信信号は、ドブラ演算部 4 へ送られる。

30

【0016】

また、連続波モード用加算部 9 は、STCWモード時の受信信号について上記整相部 7 で整相後の複数の受信信号を加算して 1 受信信号に集束させるもので、同じくオペアンプや抵抗器などで構成される電圧加算器、又はトランジスタや抵抗器などで構成される電流加算器から成り、図 2 に示すように、各連続波モード用遅延処理手段 $10_1 \sim 10_m$ からの受信信号を入力して加算するようになっている。そして、加算後の受信信号は、ドブラ演算部 4 へ送られる。

40

【0017】

次に、このように構成された超音波診断装置の受信部 3 における整相、加算の動作について説明する。まず、図 2 において、STCWモード時は、探触子 1 からの複数の受信信号 $S_1 \sim S_m$ は、それぞれ連続波モード用遅延処理手段 $10_1 \sim 10_m$ に入力し、例えば数 100 ns の遅延処理が行われて位相が揃えられる。そして、この整相された受信信号 $S_1 \sim S_m$ は、上記連続波モード用遅延処理手段 $10_1 \sim 10_m$ の後段に接続された連続波モード用加算部 9 に入力し、加算して 1 受信信号に集束される。

【0018】

次に、PWモード時は、探触子 1 からの複数の受信信号 $S_1 \sim S_m$ は、それぞれ連続波モード用遅延処理手段 $10_1 \sim 10_m$ を通ってパルス波モード用遅延処理手段 $11_1 \sim 11_m$ に入力し、上記連続波モード用遅延処理手段 $10_1 \sim 10_m$ による遅延時間が与えられると共に

50

パルス波モード用遅延処理手段 11₁ ~ 11_mによる遅延時間が与えられ、例えば数 μ s 程度の遅延処理が行われて位相が揃えられる。そして、この整相された受信信号 $S_1 \sim S_m$ は、上記パルス波モード用遅延処理手段 11₁ ~ 11_mの後段に接続されたパルス波モード用加算部 8 に入力し、加算して 1 受信信号に集束される。

【0019】

そして、上記 STCWモードの特徴を利用した整相方式を、図 5 及び図 6 を参照して説明する。図 5 において、探触子 1 の複数の振動子素子 6 のうちの n 番目の素子を n 、上記探触子 1 から打ち出される超音波ビームの焦点を F 、連続波周期を T 、上記 n 番目の振動子素子 n からの超音波の伝達時間を T_{Fn} 、基準となる振動子素子からの超音波の参照伝達時間を T_{ref} とすると、PWモード整相用の遅延量 $Del(n)$ は次式で表される。

$$Del(n) = T_{ref} - T_{Fn}$$

【0020】

また、STCWモードにおいて、連続波の特徴である一定の周期の繰り返しであることを利用し、伝達時間と連続波周期 T の剰余が各振動子素子 6 の位相差 となり、この位相差 を STCWモード整相用の遅延量とすると、遅延量 は次式で表される。

$$= Del(n) - aT$$

ただし、 a は $< T$ とする自然数

【0021】

上記において、STCWモード整相用の遅延量 は、PWモード整相用の遅延量 $Del(n)$)と比較して約 $1/a$ 以下の遅延量で整相を実現することができる。実際の超音波診断装置においては、 $a = 5 \sim 20$ 程度であり、少ない個数の遅延線 12, 14 の通過で整相することができる。

【0022】

図 2 に示す整相部 7 において、STCWモード時の整相動作では、探触子 1 からの複数の受信信号 $S_1 \sim S_m$ はパルス波モード用遅延処理手段 11₁ ~ 11_mを通過せず、連続波モード用遅延処理手段 10₁ ~ 10_mから直接連続波モード用加算部 9 に入力して加算されるので、パルス波モード用遅延処理手段 11₁ ~ 11_m内の不要な遅延量を通したり、余分な回路を通することがない。したがって、不要なノイズの混入がなく、全体のシステムノイズレベルが低減して、整相部 7 の高ダイナミックレンジ化を図ることができる。また、STCWモード専用の連続波モード用加算部 9 を有することにより、上記整相部 7 の高ダイナミックレンジ化に対応したダイナミックレンジを実現することができる。

【0023】

【発明の効果】

本発明は以上のように構成されたので、探触子からの複数の受信信号の各信号に対応して設けられ前記受信信号の各信号系列ごとに直列接続された複数個の連続波モード用遅延処理手段とパルス波モード用遅延処理手段とを有して成る整相手段により、パルス波計測モード及び連続波計測モードの受信信号について整相し、前記各信号系列ごとの複数個の連続波モード用遅延処理手段の後段に接続された連続波計測モード用加算手段により、前記連続波計測モード時の受信信号について該連続波モード用遅延処理手段で整相後の複数の受信信号を加算して 1 受信信号に集束させ、前記各信号系列ごとの複数個のパルス波モード用遅延処理手段の後段に接続されたパルス波計測モード用加算手段により、前記パルス波計測モード時の受信信号について該パルス波モード用遅延処理手段で整相後の複数の受信信号を加算して 1 受信信号に集束させることができる。この場合、連続波計測モード時の整相動作では、探触子からの複数の受信信号はパルス波モード用遅延処理手段を通過せず、連続波モード用遅延処理手段から直接連続波モード用加算手段に入力して加算されるので、パルス波モード用遅延処理手段内の不要な遅延量を通したり、余分な回路を通することがない。したがって、不要なノイズの混入がなく、全体のシステムノイズレベルが低減して、整相手段の高ダイナミックレンジ化を図ることができる。また、前記整相手段で整相後の受信信号についてはパルス波計測モード用加算手段及び連続波計測モード用加算手段を別個に備えたことにより、連続波計測モードにおいて効率よく高ダイナミッ

10

20

30

40

50

クレンジを実現し、血流速検出感度を向上させ、ミラーノイズレベルを低減させることができる。また、受信部全体として、部品数が減少すると共に、実装面積も減少し、且つ消費電力が小さくなり、さらに価格も低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図 2】上記超音波診断装置における整相部の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】上記整相部における連続波モード用遅延処理手段の内部構成を示すブロック図である。

【図 4】上記整相部におけるパルス波モード用遅延処理手段の内部構成を示すブロック図である。

10

【図 5】上記整相部において S T C W モードの特徴を利用した整相方式を説明するための超音波ビーム図である。

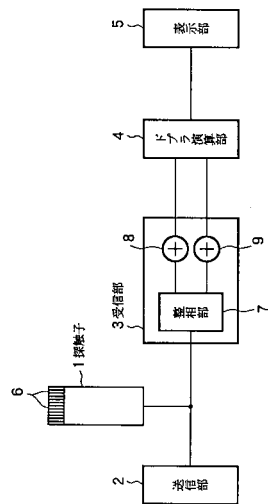
【図 6】上記整相部において S T C W モードの特徴を利用した整相方式を説明するための波形図である。

【符号の説明】

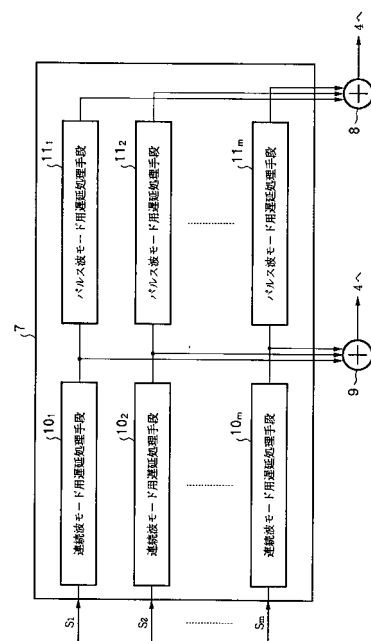
- 1 ... 探触子
- 2 ... 送信部
- 3 ... 受信部
- 4 ... ドブラ演算部
- 5 ... 表示部
- 6 ... 振動子素子
- 7 ... 整相部
- 8 ... パルス波モード用加算部
- 9 ... 連続波モード用加算部
- 1 0₁ ~ 1 0_m... 連続波モード用遅延処理手段
- 1 1₁ ~ 1 1_m... パルス波モード用遅延処理手段
- S₁ ~ S_m... 受信信号

20

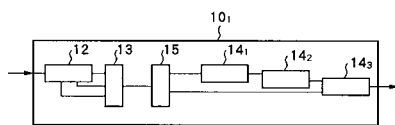
【図 1】



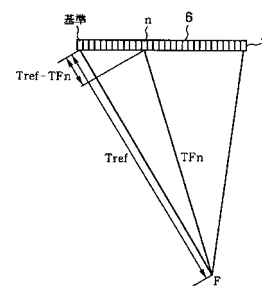
【図 2】



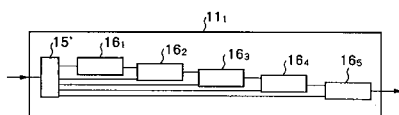
【図 3】



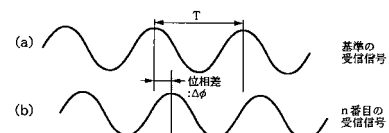
【図 5】



【図 4】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 4 - 1 9 7 2 5 1 (J P , A)
特開平 0 6 - 0 2 2 9 5 8 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 2 4 1 6 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/00-8/15