

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4290699号  
(P4290699)

(45) 発行日 平成21年7月8日(2009.7.8)

(24) 登録日 平成21年4月10日(2009.4.10)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-516882 (P2005-516882)	(73) 特許権者	000005821
(86) (22) 出願日	平成17年1月6日(2005.1.6)		パナソニック株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/000074		大阪府門真市大字門真1006番地
(87) 国際公開番号	W02005/065547	(74) 代理人	110000040
(87) 国際公開日	平成17年7月21日(2005.7.21)		特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
審査請求日	平成18年1月5日(2006.1.5)	(72) 発明者	内川 晶子
(31) 優先権主張番号	特願2004-3310 (P2004-3310)		東京都町田市成瀬が丘1-20-7
(32) 優先日	平成16年1月8日(2004.1.8)	(72) 発明者	伊藤 嘉彦
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		東京都町田市鶴間1318-8-C-102
		(72) 発明者	中村 恭大
			神奈川県津久井郡城山町原宿4-13-19

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】

超音波受信信号から受信ビームを形成し、前記受信ビームをデジタル変換して受信ビームデータを得る超音波受信データ処理部と、

前記受信ビームデータを格納する第1の記憶手段と、

前記第1の記憶手段に対するデータの読み出しおよび書き込みを制御する第1の制御手段と、

前記受信ビームに関する送信ビームとの位置関係を含む情報に基づきフィルタ係数を演算するフィルタ係数演算部と、

同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数本の前記受信ビームデータに対して、前記フィルタ係数に基づき、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理を施して画像データを出力する第1の空間フィルタ演算部とを備え、

前記第1の空間フィルタ演算部から出力された前記画像データを表示用モニタの走査に変換して画像を表示するように構成され、

前記第1の空間フィルタ演算部は、前記受信ビームの各々に対応させて前記画像データを生成するために、サンプリング点に対応する前記受信ビーム及びそれに隣接する複数本の前記受信ビームから得られた前記受信ビームデータを用いて前記サンプリング点の画像データを生成する処理を行い、

前記フィルタ係数演算部は、前記フィルタリング処理により隣り合うビーム間の画質差を緩和するように、前記サンプリング点に対応する受信ビームに対する前記並列受信ビ-

10

20

ムに適用する前記フィルタ係数と、当該並列受信ビームとは対称の位置にある非並列受信ビームに適用する前記フィルタ係数とを異ならせることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波受信データ処理部からの受信ビームデータに対して二次元ドブラ処理を施す二次元ドブラ信号処理部と、

前記二次元ドブラ信号処理部から出力される二次元ドブラデータを格納する第 2 の記憶手段と、

前記第 2 の記憶手段に対するデータの読み出しおよび書き込みを制御する第 2 の制御手段と、

前記フィルタ係数演算部から供給されるフィルタ係数に従って、同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数本の前記受信二次元ドブラデータに対して、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理を施す第 2 の空間フィルタ演算部とを更に備えた請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記フィルタ係数演算部は、前記フィルタ係数を受信深度に応じて制御可能である請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記フィルタ係数演算部は、前記フィルタ係数を受信ビーム角度に応じて制御可能である請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フィルタ係数演算部は、前記フィルタ係数を送信ビームの焦点位置に応じて制御可能である請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、同一の送信ビームから複数の受信ビームを生成する並列受信機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、図 13 に示すように、被検体に対して超音波の送受信を行う超音波探触子 30 により超音波ビームを走査して得られる二次元情報にもとづき、超音波画像を表示するものである。超音波探触子 30 により受信された信号は、信号処理部 31 を介して空間フィルタ処理回路 32 に供給される。空間フィルタ処理回路 32 は、画像表示変換部 33 の前段に配置され、受信信号に対してノイズを低減するための空間フィルタで構成されている。制御回路 34 は、空間フィルタ処理回路 32 のフィルタ係数を、音響データの振動子面近傍から、遠点方向にかけて変化させるように制御する。つまり、従来の超音波診断装置では、座標変換前の音響データに対し空間フィルタ処理を行う際に、音響線データ上の距離に応じてフィルタ係数を変化させている（例えば、特許文献 1 を参照）。

30

【特許文献 1】特開 2001 - 340338 号公報（第 1 図）

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上記従来の超音波診断装置においては、並列受信機能における、同一の送信ビームから得られる複数の受信ビーム間の信号差は、異なる送信ビームから得られる受信ビーム間の信号差と比較すると小さい。このため、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタ係数が固定されていることにより、以下のような問題を生じていた。すなわち、同一の送信ビームから得られた受信ビーム信号間では、フィルタが効きすぎて、スムージング効果により画像が均一化して、画像の細部が表示できなくなる。一方、異なる送信ビームから得られる受信ビーム信号間では、フィルタが効き難く、エッジ強調効果により、受信ビーム間の境界が表示されてしまう。

50

## 【 0 0 0 4 】

特に、二次元ドブラでは、同一音響線上で送受信を10回程度繰り返すことによって時間変化を検出するため、異なる送信ビーム間での時間経過が大きい。そのため、受信ビームが同一送信ビームから得られたか、異なる送信ビームから得られたかによる変化が著しく、画像の均一化や受信ビーム間の境界の表示が顕著になり、音響線の配列方向に縞が発生し易い。また、二次元ドブラにおいて、時間変化を色付表示する場合は、変化がゼロで色表示をしない時と変化があつて色付けされる境界が歴然とするため、データの有無による音響線方向の縞が発生し易い。

## 【 0 0 0 5 】

本発明は、上記従来の問題を解決するためになされたもので、その目的は、同一の送信ビームから得られた複数の受信ビーム間での信号に対するフィルタリング処理を最適化することで、音響線の配列方向における縞の発生を抑制し、細部まで表現できる画質の良好な超音波画像を表示することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 6 】

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、超音波受信信号から受信ビームを形成し、受信ビームをデジタル変換して受信ビームデータを得る超音波受信データ処理部と、受信ビームデータを格納する第1の記憶手段(メモリ)と、第1の記憶手段に対するデータの読み出しおよび書き込みを制御する第1の制御手段(メモリ制御部、第1のメモリ制御部)と、受信ビームに関する送信ビームとの位置関係を含む情報に基づきフィルタ係数を演算するフィルタ係数演算部と、同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数本の受信ビームデータに対して、フィルタ係数に基づき、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理を施して画像データを出力する第1の空間フィルタ演算部とを備え、第1の空間フィルタ演算部から出力された画像データを表示用モニタの走査に変換して画像を表示するように構成され、第1の空間フィルタ演算部は、受信ビームの各々に対応させて画像データを生成するために、サンプリング点に対応する受信ビーム及びそれに隣接する複数本の受信ビームから得られた受信ビームデータを用いて前記サンプリング点の画像データを生成する処理を行い、フィルタ係数演算部は、フィルタリング処理により隣り合うビーム間の画質差を緩和するように、サンプリング点に対応する受信ビームに対する並列受信ビームに適用するフィルタ係数と、当該並列受信ビームとは対称の位置にある非並列受信ビームに適用するフィルタ係数とを異ならせる構成を有する。

## 【 0 0 0 7 】

この構成により、同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数の受信ビーム間の信号に対して、送信ビームに対する受信ビームの位置に応じてフィルタ係数を最適に制御することができ、それにより、音響線の配列方向における縞の発生を抑制し、細部まで表現できる画質の良好な超音波画像を表示することができる。

## 【 0 0 0 8 】

また、上記構成の超音波診断装置において更に、超音波受信データ処理部からの受信ビームデータに対して二次元ドブラ処理を施す二次元ドブラ信号処理部と、二次元ドブラ信号処理部から出力される二次元ドブラデータを格納する第2の記憶手段(二次元ドブラメモリ)と、第2の記憶手段に対するデータの読み出しおよび書き込みを制御する第2の制御手段(第2のメモリ制御部)と、フィルタ係数演算部から供給されるフィルタ係数に従って、同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数本の受信二次元ドブラデータに対して、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理を施す第2の空間フィルタ演算部とを備えた構成とすることができる。

## 【 0 0 0 9 】

この構成により、二次元ドブラ(カラードブラ)機能を有する超音波診断装置において、同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数の受信ビーム間の信号に対して、送信ビームに対する受信ビームの位置に応じてフィルタ係数を最適に制御することが

10

20

30

40

50

でき、それにより、二次元ドブラにおいて顕著な音響線の配列方向における縞の発生を抑制し、細部まで表現できる画質の良好な超音波画像を表示することができる。

【0010】

また、上記構成の超音波診断装置において、フィルタ係数演算部は、フィルタ係数を受信深度に応じて制御可能である構成とすることができる。

【0011】

この構成により、深度によって音響線間隔に差の生じる場合、浅い部分ではより相関の強いフィルタ係数、深い部分では相関の弱いフィルタ係数とすることができ、それにより、横流れの少ない画質の良好な超音波画像を表示することが可能になる。

【0012】

また、上記構成の超音波診断装置において、フィルタ係数演算部は、フィルタ係数を受信ビーム角度に応じて制御可能である構成とすることができる。

【0013】

この構成により、音響線に角度をつけて送受信する場合、同一深度間での相関の弱いフィルタ係数とするなどフィルタ係数を最適化することができ、それにより、横流れの少ない画質の良好な超音波画像を表示することが可能になる。また、音響線によって偏向角度に差がある場合、フィルタ係数を最適化することで、ビームの歪みを補正することが可能になる。

【0014】

また、上記構成の超音波診断装置において、フィルタ係数演算部は、フィルタ係数を送信ビームの焦点位置に応じて制御可能である構成とすることができる。

【0015】

この構成により、送信ビームの焦点位置近くでは相関の弱いフィルタ係数とし、送信ビームの焦点位置から離れると相関の強いフィルタ係数とするなど、フィルタ係数を最適化することができ、それにより、送信ビームの焦点位置によらず均質な画質の良好な超音波画像を表示することが可能になる。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、同一の送信ビームから得られた複数の受信ビーム間での信号に対するフィルタリング処理を最適化することで、音響線の配列方向における縞の発生を抑制し、細部まで表現できる画質の良好な超音波画像を表示することができる超音波診断装置を提供することが可能になる、という格別な効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0018】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。

【0019】

この超音波診断装置は、超音波受信信号の受信ビームを形成し、受信ビームを受信ビームデータにデジタル変換する超音波受信データ処理部1と、空間フィルタ9と、受信ビームに関する情報を超音波受信データ処理部1に供給する音響ビーム制御部6と、空間フィルタ9からの出力データを画像データに変換する走査変換部7と、画像データを表示するモニター8(表示手段)とから構成される。

【0020】

空間フィルタ9は、超音波受信データ処理部1から供給される受信ビームデータを格納するメモリ3(第1の記憶手段)と、メモリ3に対するデータの読み出しおよび書き込みを制御するメモリ制御部2(第1の制御手段)と、メモリ制御部2により読み出されたデータに対してフィルタリング処理を施す空間フィルタ演算部4(第1の空間フィルタ演算

10

20

30

40

50

部)と、フィルタ係数を演算して空間フィルタ演算部4に供給するフィルタ係数演算部5とから構成される。

【0021】

フィルタ係数演算部5は、受信ビームに関する送信ビームとの位置関係を含む情報に基づきフィルタ係数を演算するように構成される。送信ビームとの位置関係とは、例えば、受信ビームが同一の送信ビームから生成されたものであるか否かに関する情報である。空間フィルタ演算部4は、フィルタ係数演算部5から供給されるフィルタ係数に基づき、複数本の受信ビームデータに対し、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理を施して、その出力データを走査変換部7に供給する。なお、受信ビームに関する情報は、メモリ制御部2およびフィルタ係数演算部5に直接供給されてもよい。

10

【0022】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図2A、2B、図3A、3B、図4A~4C、および図5A~5Cを参照して説明する。特に本発明の主要部である空間フィルタ9に重点を置いて説明する。

【0023】

本実施の形態においては、同一の送信ビームから複数の受信ビームを生成する場合のフィルタ係数は、値を左右対称にはせずに、画像データ間の相関の差異を打ち消す値に設定する。つまり、同一送信ビームから生成される複数の受信ビーム上の画像データは互いに相関が強いため、掛けられるフィルタ係数は小さくし、異なる受信ビームから生成される受信ビーム上の画像データに掛けられるフィルタ係数は大きくする。それにより、隣り合うビーム間で発生する可能性のある画質差を緩和する。以下の説明は、このようなフィルタリング処理に関するものである。

20

【0024】

まず、一送信ビームから一受信ビームを生成する場合の、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理について、ラテラルフィルタを例に挙げ、図2Aおよび図2Bを参照して説明する。この処理は、従来技術と同様である。図2Aは、ラテラルフィルタを用いた場合における、任意の深さの画像データを示す模式図である。図2Bは、図2Aの画像データに対応するフィルタ係数を示す模式図である。

【0025】

図2Aおよび図2Bには、送信ビームTX1、TX2、TX3、TX4およびTX5から、受信ビームRX1、RX2、RX3、RX4およびRX5がそれぞれ生成される様子が示される。図2Aにおいて、D1、D2、D3、D4およびD5はそれぞれ受信ビームRX1、RX2、RX3、RX4およびRX5上の任意の深さの画像データを示す。ここでは、ラテラルフィルタが、5つの受信ビームから1つのビームを生成する場合を例として説明する。図2Bに示すように、受信ビームRX3上の任意のサンプリング点のデータを生成するフィルタの係数をC1とする。同様に、受信ビームRX2に対応するフィルタの係数をC21、受信ビームRX4に対応するフィルタの係数をC22、受信ビームRX1に対応するフィルタの係数をC31、および受信ビームRX5に対応するフィルタの係数をC32とする。この場合、フィルタリング結果の出力データOutは、以下の式(1)、式(2)で表される。

30

40

【0026】

$$\text{Out} = (D1 \times C31 + D2 \times C21 + D3 \times C1 + D4 \times C22 + D5 \times C32) \quad \dots \text{式(1)}$$

$$C31 + C21 + C1 + C22 + C32 = 1 \quad \dots \text{式(2)}$$

隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理におけるフィルタ係数は、一般に図2Bに示すように、任意のサンプリング点(Out)と同じ位置でのフィルタ係数C1の値が最大に設定され、他のフィルタ係数はC1に対して左右対称な値に設定される。つまり、フィルタ係数C21、C22、C31、C32は、以下の関係を有する式(3)で表せる。

【0027】

50

$$C_{21} = C_{22} = C_2, C_{31} = C_{32} = C_3 \quad \dots \text{式 (3)}$$

ここで、フィルタ係数を正の値とした場合、フィルタリング結果の出力データ  $O_{ut}$  は、以下の式 (4)、式 (5)、式 (6) で表される。

【0028】

$$O_{ut} = (D_1 \times C_3 + D_2 \times C_2 + D_3 \times C_1 + D_4 \times C_2 + D_5 \times C_3)$$

...式 (4)

$$C_3 + C_2 + C_1 + C_2 + C_3 = 1$$

...式 (5)

$$C_1 > C_2 > C_3$$

...式 (6)

ラテラルフィルタに代えて、ダイヤモンド形状のフィルタを用いた場合におけるフィルタ係数の設定について、図3Aおよび図3Bに示す。図3Aおよび図3Bは、それぞれ、ダイヤモンド形状のフィルタを用いた場合における任意の深さの画像データ、および対応するフィルタ係数を示す模式図である。

10

【0029】

ダイヤモンド形状のフィルタにおいても、フィルタ係数は、前記ラテラルフィルタと同様に、任意のサンプリング点 ( $O_{ut}$ ) と同じ位置でのフィルタ係数  $C_1$  の値が最大に設定され、他のフィルタ係数はフィルタ係数  $C_1$  に対して左右対称および上下対称な値に設定される。ここで、受信ビーム  $R \times 3$  上の任意のサンプリング点のデータを生成するものとし、フィルタ係数を正の値とした場合、フィルタリング結果の出力データ  $O_{ut}$  は、以下の式 (7)、式 (8)、式 (9) で表される。

【0030】

$$O_{ut} = (D_1 \times C_3 + D_2 \times C_2 + D_3 \times C_1 + D_4 \times C_2 + D_5 \times C_3)$$

$$+ (D_{2a} \times C_4 + D_{3a} \times C_5 + D_{4a} \times C_4)$$

$$+ (D_{21} \times C_4 + D_{31} \times C_5 + D_{41} \times C_4)$$

$$+ D_{3b} \times C_6 + D_{32} \times C_6$$

...式 (7)

$$C_1 + 2 \times C_2 + 2 \times C_3 + 4 \times C_4 + 2 \times C_5 + 2 \times C_6 = 1$$

...式 (8)

$$C_1 > C_2 > C_3 \text{ かつ } C_1 > C_5 > C_6 \text{ かつ } C_5 > C_4 \text{ かつ } C_2 > C_4$$

...式 (9)

次に、同一の送信ビームから複数の受信ビームを生成する場合の、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理について、ラテラルフィルタにより二本の受信ビームを生成する場合を例に挙げ、図4A~4Cを参照して説明する。この処理は、本実施の形態に特有の条件で行われる。

30

【0031】

図4Aは、任意の深さの画像データを示す模式図である。図4Bおよび図4Cは、それぞれ、ラテラルフィルタを用いた場合における、受信ビーム  $R \times 1L$  上の任意のサンプリング点のデータ  $O_{utL}$  を生成する場合のフィルタ係数、および受信ビーム  $R \times 1R$  上の任意のサンプリング点のデータ  $O_{utR}$  を生成する場合のフィルタ係数を示す模式図である。

【0032】

図4A~4Cに示されるように、送信ビーム  $T \times 0$  から二本の受信ビーム  $R \times 0L$ 、 $R \times 0R$  が生成され、送信ビーム  $T \times 1$  から二本の受信ビーム  $R \times 1L$ 、 $R \times 1R$  が生成され、また送信ビーム  $T \times 2$  から二本の受信ビーム  $R \times 2L$ 、 $R \times 2R$  が生成される。

40

【0033】

図4Aにおいて、 $D_1$ 、 $D_2$ 、 $D_3$ 、 $D_4$ 、 $D_5$  および  $D_6$  はそれぞれ、受信ビーム  $R \times 0L$ 、 $R \times 0R$ 、 $R \times 1L$ 、 $R \times 1R$ 、 $R \times 2L$  および  $R \times 2R$  上の任意の深さの画像データを示す。画像データ  $D_1$  と  $D_2$  は、同一の送信ビーム  $T \times 0$  から得られた画像データであるため相関が強く、 $D_2$  と  $D_3$  よりも近い値となることが多い。この関係は以下の式 (10) で表される。また、 $D_3$  と  $D_4$ 、 $D_5$  と  $D_6$  も同様に相関が強い。

【0034】

$$|D_1 - D_2| < |D_3 - D_2|$$

...式 (10)

50

5つの受信ビームから1つのビームを生成するものとし、図4Bに示されるように、受信ビームRX1L上の任意のサンプリング点のデータOutLを生成するフィルタの係数をC1、C21、C22、C31およびC32とした場合、フィルタリング結果の出力データOutLは、以下の式(11)、式(12)で表される。

【0035】

$$\text{OutL} = (D1 \times C31 + D2 \times C21 + D3 \times C1 + D4 \times C22 + D5 \times C32) \quad \dots \text{式(11)}$$

$$C31 + C21 + C1 + C22 + C32 = 1 \quad \dots \text{式(12)}$$

ここで、フィルタ係数の値は左右対称ではなく、上述のように、同一送信ビームから得られる画像データ間の相関と、異なる送信ビームから得られる画像データ間の相関の間の差異を打ち消すように非対称に設定される。例えば、フィルタ係数を正の値とした場合、フィルタ係数は、以下の関係式(13)を満たすように設定される。

【0036】

$$C22 < C21 \quad \dots \text{式(13)}$$

この結果、隣り合うビーム間の画質差を緩和するためのフィルタリング処理が最適化され、音響線の配列方向における縞の発生を抑制した画質の良好な超音波画像を表示することができる。

【0037】

同様に、図4Cに示されるように、受信ビームRX1R上の任意のサンプリング点のデータOutRを生成するフィルタの係数をC1、C21、C22、C31およびC32とし、フィルタ係数を正の値とした場合、フィルタリング結果の出力データOutRは、以下の式(14)、式(15)、式(16)で表される。

【0038】

$$\text{OutR} = (D2 \times C32 + D3 \times C22 + D4 \times C1 + D5 \times C21 + D6 \times C31) \quad \dots \text{式(14)}$$

$$C32 + C22 + C1 + C21 + C31 = 1 \quad \dots \text{式(15)}$$

$$C22 < C21 \quad \dots \text{式(16)}$$

ラテラルフィルタに代えて、ダイヤモンド形状のフィルタを用いた場合におけるフィルタ係数の設定について、図5A、図5Bおよび図5Cに示す。図5Aは、任意の深さの画像データを示す模式図である。図5Bおよび図5Cは、それぞれ、ダイヤモンド形状のフィルタを用いた場合における、受信ビームRX1L上の任意のサンプリング点のデータを生成する場合のフィルタ係数、および受信ビームRX1R上の任意のサンプリング点のデータを生成する場合のフィルタ係数を示す模式図である。

【0039】

ダイヤモンド形状のフィルタにおいても、フィルタ係数は、前記ラテラルフィルタと同様に、任意のサンプリング点(OutLまたはOutR)を中心に、左右非対称および上下非対称にして、同一送信ビームから得られる画像データ間の相関と、異なる送信ビームから得られる画像データ間の相関の間の差異を打ち消すように設定される。例えば、フィルタ係数を正の値とした場合、フィルタリング結果の出力データOutLは、図5Bに示されるフィルタ係数を用いて、出力データOutRは、図5Cに示されるフィルタ係数を用いて、以下の式(17)、式(18)、式(19)および式(20)で表される。

【0040】

$$\begin{aligned} \text{OutL} = & (D1 \times C31 + D2 \times C21 + D3 \times C1 + D4 \times C22 \\ & + D5 \times C32) \\ & + (D2a \times C41 + D3a \times C5 + D4a \times C42) \\ & + (D21 \times C41 + D31 \times C5 + D41 \times C42) \\ & + D3b \times C6 + D32 \times C6 \quad \dots \text{式(17)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{OutR} = & (D2 \times C32 + D3 \times C22 + D4 \times C1 + D5 \times C21 \\ & + D6 \times C31) \\ & + (D3a \times C42 + D4a \times C5 + D5a \times C41) \end{aligned}$$

10

20

30

40

50

$$\begin{aligned}
 & + (D_{31} \times C_{42} + D_{41} \times C_{51} + D_{51} \times C_{41}) \\
 & + D_{4b} \times C_{61} + D_{42} \times C_{62} \quad \dots \text{式 (18)} \\
 C_{11} + C_{21} + C_{22} + C_{31} + C_{32} + 2 \times C_{41} + 2 \times C_{42} + 2 \times C_{51} \\
 + 2 \times C_{61} = 1 \quad \dots \text{式 (19)} \\
 C_{21} > C_{22} \text{ かつ } C_{41} > C_{42} \quad \dots \text{式 (20)}
 \end{aligned}$$

以上のように、本実施の形態によれば、同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数の受信ビーム間の信号に対して、送信ビームに対する受信ビームの位置に応じてフィルタ係数を最適に制御することができる。それにより、音響線の配列方向における縞の発生を抑制し、細部まで表現できる画質の良好な超音波画像を表示することが可能となる。またフィルタ係数の最適化により、ビームの歪みも補正することが可能となる。

10

## 【0041】

(第2の実施の形態)

図6は、本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。本実施の形態は、二次元ドプラ(カラードプラ)機能を有する超音波診断装置に関する。この超音波診断装置は、第1の実施の形態の構成に対して、二次元ドプラ機能のための要素を加えたものである。なお、以下の説明では、図1のメモリ制御部2を第1のメモリ制御部2と称し、図1の空間フィルタ演算部4を第1の空間フィルタ演算部4と称する。

## 【0042】

本実施の形態により追加される要素に関して、以下に説明する。まず、超音波受信データ処理部1と空間フィルタ15との間に介在する要素として、ブライトネス信号処理部10および二次元ドプラ信号処理部11が設けられる。空間フィルタ15は、第1の実施の形態の空間フィルタ9と同様の、第1のメモリ制御部2、メモリ3、第1の空間フィルタ演算部4、およびフィルタ係数演算部5からなる構成に加えて、二次元ドプラメモリ13(第2の記憶手段)と、第2のメモリ制御部12(第2の制御手段)と、第2の空間フィルタ演算部14とが設けられる。

20

## 【0043】

ブライトネス信号処理部10を介して供給されるデータは、第1のメモリ制御部2、メモリ3、第1の空間フィルタ演算部4により第1の実施の形態の構成と同様の処理を施されて、走査変換部7に供給される。

30

## 【0044】

二次元ドプラ信号処理部11は、超音波受信データ処理部1からの受信ビームデータに対して二次元ドプラ処理を施す。二次元ドプラメモリ13は、二次元ドプラ信号処理部11から出力される二次元ドプラデータを格納する。第2のメモリ制御部12は、二次元ドプラメモリ13に対するデータの読み出しおよび書き込みを制御する。第2の空間フィルタ演算部14は、フィルタ係数演算部5からのフィルタ係数に従って、第2のメモリ制御部12により読み出される受信二次元ドプラデータに対してフィルタリング処理を施し、走査変換部7に出力データを供給する。フィルタリング処理は、複数本の受信二次元ドプラデータに対して隣り合うビーム間の画質差を緩和するように施される。

## 【0045】

このように構成することにより、二次元ドプラ(カラードプラ)機能を有する超音波診断装置において、同一の送信ビームから得られる並列受信ビームを含む複数の受信ビーム間の信号に対して、送信ビームに対する受信ビームの位置に応じてフィルタ係数を最適に制御することができる。それにより、二次元ドプラにおいて顕著な音響線の配列方向における縞の発生を抑制し、細部まで表現できる画質の良好な超音波画像を表示することが可能になる。また、フィルタ係数の最適化により、ビームの歪みを補正することも可能になる。

40

## 【0046】

(第3の実施の形態)

図7は、本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロッ

50

ク図である。本実施の形態は、受信深度に応じたフィルタ係数制御機能を有する超音波診断装置に関する。この超音波診断装置は、第1の実施の形態の構成に加えて、フィルタ係数演算部16に受信深度情報を供給する深度情報生成部17を設けたものである。

【0047】

この構成によれば、画像データの深度に応じてフィルタ係数を異ならせる設定が可能である。例えば、図8に示すように深度によって音響線18の間隔に差が生じ、従って、隣り合う音響線18上の画像データDの間隔が深度によって異なる場合に、深度によって異なる相関の程度を緩和することが可能である。そのためには、浅い部分ではより相関の強いフィルタ係数、深い部分では相関の弱いフィルタ係数に設定する。その結果、横流れの少ない画質の良好な超音波画像を表示することが可能になる。

10

【0048】

(第4の実施の形態)

図9は、本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。本実施の形態は、受信ビーム角度に応じたフィルタ係数制御機能を有する超音波診断装置に関する。この超音波診断装置は、第1の実施の形態の構成に加えて、フィルタ係数演算部19に受信ビーム角度情報を供給するビーム角度情報生成部20を設けたものである。

【0049】

この構成によれば、受信ビーム角度に応じてフィルタ係数を異ならせる設定が可能である。例えば、図10Aに示すように、音響線21に角度をつけて送受信する場合、同一深度間での相関の弱いフィルタ係数とするなど、フィルタ係数を最適化することで、横流れの少ない画質の良好な超音波画像を表示することが可能になる。また、図10Bに示すように、音響線22によって偏向角度に差がある場合、フィルタ係数を最適化することで、ビームの歪みを補正することが可能になる。

20

【0050】

(第5の実施の形態)

図11は、本発明の第5の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。本実施の形態は、送信ビームの焦点位置に応じたフィルタ係数制御機能を有する超音波診断装置に関する。この超音波診断装置は、第1の実施の形態の構成に加えて、フィルタ係数演算部23に送信ビームの焦点位置情報を供給する送信ビーム焦点位置情報生成部24を設けたものである。

30

【0051】

この構成によれば、送信ビームの焦点位置に応じてフィルタ係数を制御することが可能である。例えば、図12に示す焦点位置Fに、送信ビームの焦点が絞られている場合に、送信ビームの焦点位置Fの近くでは相関の弱いフィルタ係数とし、送信ビームの焦点位置Fから離れた位置では相関の強いフィルタ係数に設定する。そのようにフィルタ係数を最適化することで、送信ビームの焦点位置によらず均質で画質の良好な超音波画像を表示することが可能になる。

【産業上の利用可能性】

【0052】

本発明の超音波診断装置は、同一の送信ビームから得られる複数の受信ビーム間の信号に対して、二次元ドプラにおいて顕著な音響線の配列方向における縞の発生を抑制し、細部まで表現できる画質の良好な超音波画像を表示するために有用である。

40

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】図1は、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。

【図2A】図2Aは、第1の実施の形態における、一送信ビームから一受信ビームを生成する場合で、ラテラルフィルタを用いた場合の任意の深さの画像データを示す模式図である。

50

【図 2 B】図 2 B は、図 2 A の画像データに対応するフィルタ係数を示す模式図である。

【図 3 A】図 3 A は、第 1 の実施の形態における、一送信ビームから一受信ビームを生成する場合で、ダイヤモンド形状のフィルタを用いた場合の任意の深さの画像データを示す模式図である。

【図 3 B】図 3 B は、図 3 A の画像データに対応するフィルタ係数を示す模式図である。

【図 4 A】図 4 A は、第 1 の実施の形態における、一送信ビームから二本の受信ビームを生成する場合で、ラテラルフィルタを用いた場合の任意の深さの画像データを示す模式図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A の画像データに対して、受信ビーム R X 1 L 上の任意のサンプリング点のデータ O u t L を生成する場合のフィルタ係数を示す模式図である。

10

【図 4 C】図 4 C は、図 4 A の画像データに対して、受信ビーム R X 1 R 上の任意のサンプリング点のデータ O u t R を生成する場合のフィルタ係数を示す模式図である。

【図 5 A】図 5 A は、第 1 の実施の形態における、一送信ビームから二本の受信ビームを生成する場合で、ダイヤモンド形状のフィルタを用いた場合の任意の深さの画像データを示す模式図である。

【図 5 B】図 5 B は、図 5 A の画像データに対して、受信ビーム R X 1 L 上の任意のサンプリング点のデータ O u t L を生成する場合のフィルタ係数を示す模式図である。

【図 5 C】図 5 C は、図 5 A の画像データに対して、受信ビーム R X 1 R 上の任意のサンプリング点のデータ O u t R を生成する場合のフィルタ係数を示す模式図である。

【図 6】図 6 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。

20

【図 7】図 7 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。

【図 8】図 8 は、第 3 の実施の形態における、深度によって音響線間隔に差の生じる場合のフィルタ係数制御機能を説明するための模式図である。

【図 9】図 9 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。

【図 10 A】図 10 A は、第 4 の実施の形態における、音響線に角度をつけて送受信する場合のフィルタ係数制御機能を説明するための模式図である。

【図 10 B】図 10 B は、第 4 の実施の形態における、音響線によって偏向角度に差がある場合のフィルタ係数制御機能を説明するための模式図である。

30

【図 11】図 11 は、本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。

【図 12】図 12 は、第 5 の実施の形態における、送信ビームの焦点位置によるフィルタ係数制御機能を説明するための模式図である。

【図 13】図 13 は、従来の超音波診断装置の一構成例を示す機能ブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

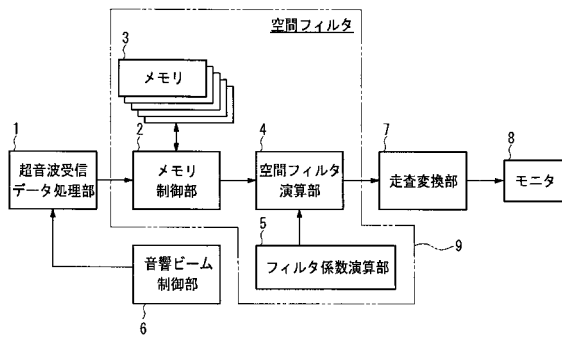
- 1 超音波受信データ処理部
- 2 メモリ（第 1 の記憶手段）
- 3 メモリ制御部、第 1 のメモリ制御部（第 1 の制御手段）
- 4 空間フィルタ演算部、第 1 の空間フィルタ演算部
- 5、16、19、23 フィルタ係数演算部
- 6 音響ビーム制御部
- 7 走査変換部
- 8 モニタ（表示手段）
- 9、15、16 空間フィルタ
- 10 ブライトネス信号処理部
- 11 二次元ドブラ信号処理部
- 12 二次元ドブラメモリ（第 2 の記憶手段）

40

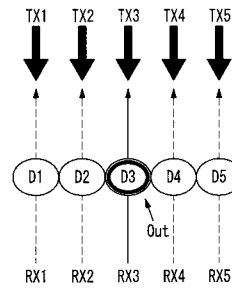
50

- 1 3 第2のメモリ制御部 (第2の制御手段)
- 1 4 第2の空間フィルタ演算部
- 1 7 深度情報生成部
- 1 8、2 1、2 2 音響線
- 2 0 ビーム角度情報生成部
- 2 4 送信ビーム焦点位置情報生成部

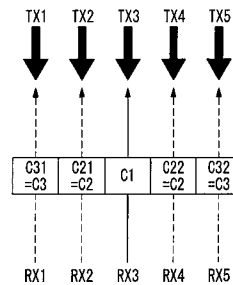
【図1】



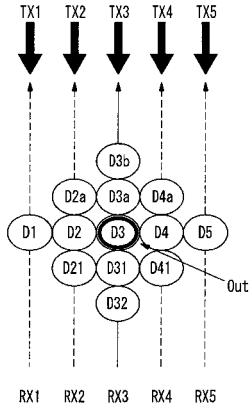
【図2A】



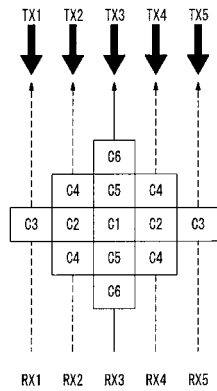
【図2B】



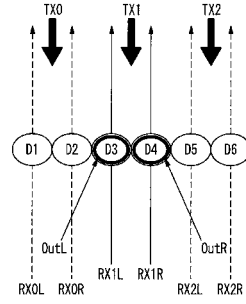
【 図 3 A 】



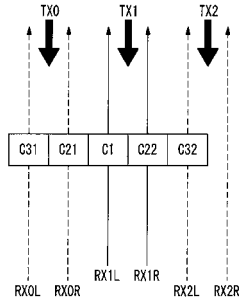
【 図 3 B 】



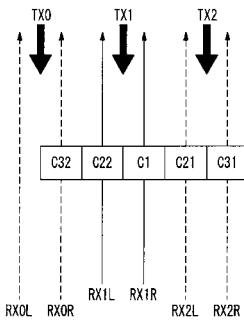
【 図 4 A 】



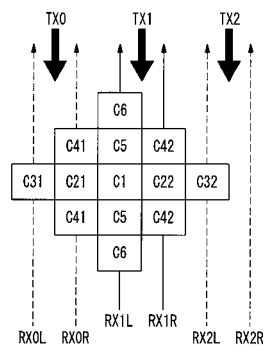
【 図 4 B 】



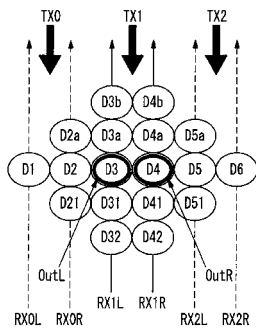
【 図 4 C 】



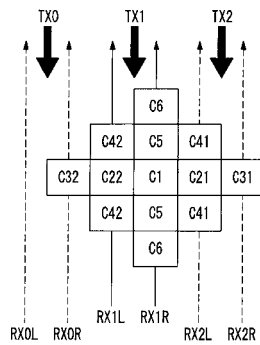
【 図 5 B 】



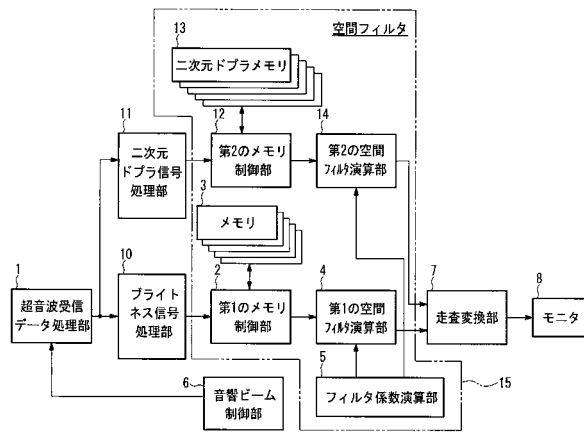
【 図 5 A 】



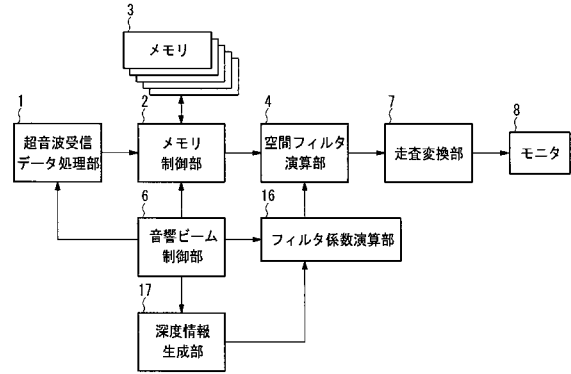
【 図 5 C 】



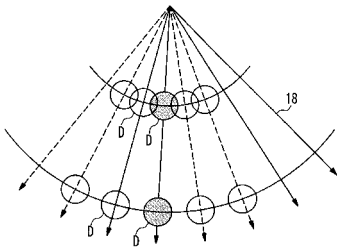
【図6】



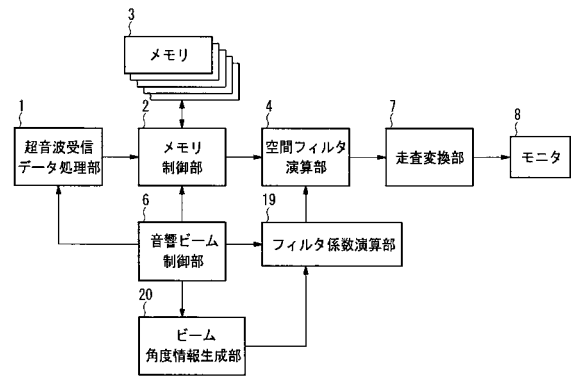
【図7】



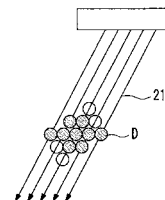
【図8】



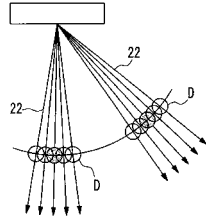
【図9】



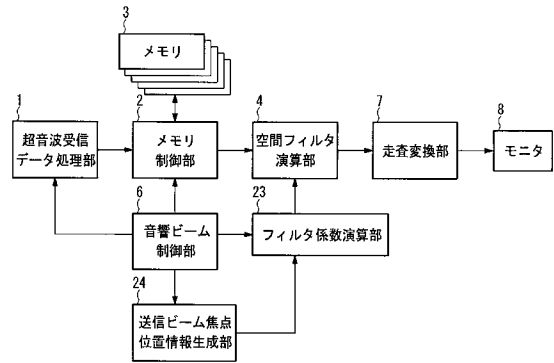
【図10A】



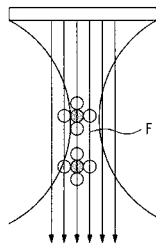
【図10B】



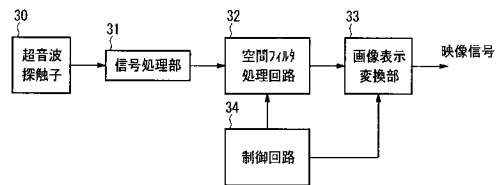
【図11】



【図12】



【図13】



---

フロントページの続き

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平06 - 014929 (JP, A)  
特開平10 - 118063 (JP, A)  
特開2001 - 340338 (JP, A)  
特開2004 - 283474 (JP, A)  
特開平07 - 008492 (JP, A)  
特開2004 - 033617 (JP, A)

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

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4290699B2</a>	公开(公告)日	2009-07-08
申请号	JP2005516882	申请日	2005-01-06
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)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	内川 晶子 伊藤 嘉彦 中村 恭大		
发明人	内川 晶子 伊藤 嘉彦 中村 恭大		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52026 G01S7/52077 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	2004003310 2004-01-08 JP		
其他公开文献	JPWO2005065547A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了第一存储装置(3)，用于存储从由超声波接收信号形成的接收波束转换的数字接收波束数据;第一控制装置(2)，用于控制从第一存储装置读取数据和在第一存储装置中写入数据;滤波器系数计算部分(5)，用于根据接收波束的信息计算滤波器系数，该信息包括接收波束和发送波束之间的位置关系;第一空间滤波器操作部分(4)，用于对包括从单个发送波束并行接收的波束数据的多个接收波束数据中的每一个进行滤波处理，以根据滤波器减小相邻波束之间的图像质量差异系数。从第一空间滤波器操作部分输出的图像数据被转换成显示监视器(8)的扫描，以便在显示监视器上显示图像。在具有并行接收功能的超声波诊断装置中，可以显示高质量的超声波图像，其中在布置声线的方向上产生的条纹较少并且在细节上很好地定义。

