

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4257259号
(P4257259)

(45) 発行日 平成21年4月22日(2009.4.22)

(24) 登録日 平成21年2月6日(2009.2.6)

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

請求項の数 7 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-145822 (P2004-145822)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成16年5月17日 (2004.5.17)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2005-323894 (P2005-323894A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成17年11月24日 (2005.11.24)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成18年1月16日 (2006.1.16)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	曹 景文
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	久津 将則
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	川上 則明

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】

複数の振動素子を含む超音波探触子と、
 複数の振動素子を電子走査制御して各走査フレームごとに複数の送信ビームを形成する送信部と、
 各送信ビームごとに複数の受信ビームを形成する受信部と、
 複数の受信ビームのエコーデータにフィルタ処理を施すフィルタ部と、
フィルタ処理により除去すべき空間周波数成分を設定する制御部と、
 フィルタ処理されたエコーデータから超音波画像を形成する画像形成部と、
 を有し、
前記制御部は、各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて、前記除去すべき空間周波数成分を設定し、

前記フィルタ部は、各走査フレーム内において複数の受信ビームのエコーデータを方位方向に並べて得られる方位方向データ列から、前記設定された空間周波数成分を除去するノッチフィルタを含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
 前記ノッチフィルタは、FIR(Finite Impulse Response)フィルタで構成される、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記ノッチフィルタは、IIR(Infinite Impulse Response)フィルタで構成される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

複数の振動素子を含む超音波探触子と、
複数の振動素子を電子走査制御して各走査フレームごとに複数の送信ビームを形成する送信部と、

各送信ビームごとに複数の受信ビームを形成する受信部と、

複数の受信ビームのエコーデータにフィルタ処理を施すフィルタ部と、

フィルタ処理されたエコーデータから超音波画像を形成する画像形成部と、

を有し、

前記フィルタ部は、各走査フレーム内において複数の受信ビームのエコーデータを方位方向に並べて得られる方位方向データ列から、各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて設定される空間周波数成分を除去するノッチフィルタを含み、

前記方位方向データ列は、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって方位方向に並ぶエコーデータの各データ列を異なる深さで複数取得し、取得された複数のデータ列を連結して形成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

複数の振動素子を含む超音波探触子と、
複数の振動素子を電子走査制御して各走査フレームごとに複数の送信ビームを形成する送信部と、

各送信ビームごとに複数の受信ビームを形成する受信部と、

複数の受信ビームのエコーデータにフィルタ処理を施すフィルタ部と、

フィルタ処理されたエコーデータから超音波画像を形成する画像形成部と、

を有し、

前記フィルタ部は、各走査フレーム内において複数の受信ビームのエコーデータを方位方向に並べて得られる方位方向データ列から、各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて設定される空間周波数成分を除去するノッチフィルタを含み、

前記方位方向データ列は、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって方位方向に並ぶエコーデータの各データ列に、そのデータ列の一方端から並ぶ所定個数のデータをその一方端で折り返して得られる所定個数の補助データを付加して形成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】

複数の振動素子を含む超音波探触子と、
複数の振動素子を電子走査制御して各走査フレームごとに複数の送信ビームを形成する送信部と、

各送信ビームごとに複数の受信ビームを形成する受信部と、

複数の受信ビームのエコーデータにフィルタ処理を施すフィルタ部と、

フィルタ処理されたエコーデータから超音波画像を形成する画像形成部と、

を有し、

前記フィルタ部は、各走査フレーム内において複数の受信ビームのエコーデータを方位方向に並べて得られる方位方向データ列から、縞状アーチファクトに対応した空間周波数成分を除去するノッチフィルタを含み、

各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて、除去すべき縞状アーチファクトのタイプを切り換える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

請求項6に記載の超音波診断装置において、

	10
	20
	30
	40
	50

各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて、除去すべき縞状アーチファクトのタイプとして、複数の受信ビーム間における受信感度の差異に伴う縞状アーチファクトと、受信ビーム同士の相関の強弱に伴う縞状アーチファクトと、を切り換える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、各送信ビームごとに複数の受信ビームを形成する並列同時受信の技術に関する。

【背景技術】

10

【0002】

超音波診断装置において、超音波画像のフレームレートを向上させる技術として、多方向の並列同時受信が知られている。図8は並列同時受信を説明するための図であり、図8(A)には4方向同時受信の概念図が示され、また、図8(B)には2方向同時受信の概念図が示されている。多方向の並列同時受信では、一つの送信ビームから複数の受信ビームが形成される。つまり、図8(A)に示す4方向同時受信では、一つの送信ビームから4つの受信ビームが形成される。例えば、送信ビーム T_1 から4つの受信ビーム $R_1 \sim R_4$ がほぼ同時に(送受の1セットとして)形成される。また、図8(B)に示す2方向同時受信では、一つの送信ビームから2つの受信ビームが形成される。例えば、送信ビーム T_1 から2つの受信ビーム R_1, R_2 がほぼ同時に形成される。

20

【0003】

並列同時受信で形成された超音波画像では、縞状アーチファクト(縞模様)の発生が懸念される。その主な原因は、複数の受信ビーム間における受信感度の差異や受信ビーム同士の相関の強弱にある。

【0004】

多方向の並列同時受信では、一つの送信ビームが比較的広い範囲に送信される。このため、送信ビームが方位方向に広がって送波される。例えば、図8(A)に示すように、各送信ビーム T_1, T_2 は、その中心付近において強い振幅を持ち、中心から方位方向外側へ広がるとともに振幅が小さくなる。その結果、この送信ビームの反射波として形成される各受信ビームは、中心付近において比較的強い振幅となり、方位方向外側において比較的小さい振幅となる。例えば、図8(A)の送信ビーム T_1 から得られる4本の受信ビームのうち、方位方向の中央に位置する受信ビーム R_2, R_3 は比較的強い振幅となり、方位方向の外側に位置する受信ビーム R_1, R_4 は比較的弱い振幅となる。こうして、4方向同時受信では、図8(A)に示すように、方位方向における送受信総合感度の強弱が、弱強強弱弱強強弱・・・と繰り返し発生する。この強弱の繰り返しが超音波画像上において縞模様となって現れてしまう。

30

【0005】

また、同じ送信ビームから形成される受信ビーム同士はビーム間の相関が強い。例えば、図8(B)に示すように、同じ送信ビーム T_1 に対応する受信ビーム R_1, R_2 間の相関は比較的強く、異なる送信ビーム T_1, T_2 にそれぞれ対応する受信ビーム R_2, R_3 間の相関は比較的弱い。このため、2方向同時受信では、図8(B)に示すように、方位方向における受信ビーム間の相関の強弱が、強弱強弱強・・・と繰り返し発生する。この強弱の繰り返しが超音波画像上において縞模様となって現れてしまう。

40

【0006】

従来から、並列同時受信で発生する縞模様を除去するための技術がいくつか知られている。例えば、並列受信した複数の受信ビーム間で重み付け加算を行う手法など(特許文献1参照)が挙げられる。また、受信ビーム(受信信号)のゲインを調整して縞模様を除去する手法(特許文献2参照)や、超音波画像の各フレームごとに送受信ビームパターンをシフトさせて縞模様を除去する手法(特許文献3参照)なども知られている。

【0007】

50

【特許文献1】特開昭61-135641号公報

【特許文献2】特開平6-225883号公報

【特許文献3】特開平10-118063号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

複数の受信ビーム間で重み付け加算を行って縞模様を除去する場合、例えば、並列同時受信した複数の受信ビームの平均を取ることで、送受信総合感度の強弱や受信ビーム間の相関の強弱が緩和され、縞模様を除去することができる。その反面、平均化により超音波画像の方位方向の分解能（方位分解能）が低下してしまう。特に、同時受信ビーム本数が多く平均化対象のビーム本数が多い場合に方位分解能の低下が顕著になる。このため、方位分解能の低下などの副作用を伴わずに縞模様を除去して画質を向上させる新たな技術が望まれていた。

10

【0009】

そこで本発明は、多方向同時受信において得られる超音波画像の画質を向上させる新たな技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、複数の振動素子を含む超音波探触子と、複数の振動素子を電子走査制御して各走査フレームごとに複数の送信ビームを形成する送信部と、各送信ビームごとに複数の受信ビームを形成する受信部と、複数の受信ビームのエコーデータにフィルタ処理を施すフィルタ部と、フィルタ処理されたエコーデータから超音波画像を形成する画像形成部と、を有し、前記フィルタ部は、各走査フレーム内において複数の受信ビームのエコーデータを方位方向に並べて得られる方位方向データ列から、各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて設定される空間周波数成分を除去するノッチフィルタを含む、ことを特徴とする。

20

【0011】

上記構成において、各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて設定される空間周波数成分とは、例えば、複数の受信ビーム間における受信感度の差異や受信ビーム同士の相関の強弱に伴って発生する縞模様の空間周波数である。上記構成によれば、ノッチフィルタによって、所望の空間周波数成分（例えば縞模様の空間周波数）を含む狭帯域の周波数成分のみが除去されるため、方位分解能の低下などを伴わずに超音波画像の画質を向上させることができる。

30

【0012】

望ましくは、前記ノッチフィルタは、FIR(Finite Impulse Response)フィルタで構成されることを特徴とする。また望ましくは、前記ノッチフィルタは、IIR(Infinite Impulse Response)フィルタで構成されることを特徴とする。

【0013】

望ましくは、前記方位方向データ列は、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって方位方向に並ぶエコーデータの各データ列を異なる深さで複数取得し、取得された複数のデータ列を連結して形成される、ことを特徴とする。

40

【0014】

望ましくは、前記方位方向データ列は、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって方位方向に並ぶエコーデータの各データ列に、そのデータ列の一方端から並ぶ所定個数のデータをその一方端で折り返して得られる所定個数の補助データを付加して形成される、ことを特徴とする。

【0015】

望ましくは、前記FIRフィルタは、10個以上のタップを含むことを特徴とする。また望ましくは、前記FIRフィルタは、63個のタップで構成されることを特徴とする。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 6 】

多方向同時受信において得られる超音波画像の画質を向上させることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 8 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成図である。

【 0 0 1 9 】

探触子 1 0 は、超音波を送受波する超音波探触子であり、その内部に図示しない複数の振動素子を有している。送信回路 1 2 は、探触子 1 0 内の複数の振動素子を電子走査制御して各走査フレームごとに複数の送信ビームを形成する送信ビームフォーマとして機能する。受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 の各々は、探触子 1 0 内の複数の振動素子から出力される受信信号を整相加算して受信ビームを形成する受信ビームフォーマとして機能する。整相加算された受信信号には LOG 圧縮処理や検波処理が施される。このため、LOG 圧縮部や検波回路が各受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 内に設けられる。こうして、受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 の各々は、整相加算処理、LOG 圧縮処理、検波処理などを施して、対応する受信ビームのエコーデータを出力する。なお、LOG 圧縮部は後に詳述する画像形成部 4 2 内に設けられてもよい。

【 0 0 2 0 】

本実施形態では、各送信ビームごとに 4 本の受信ビームを形成する 4 方向同時受信処理が実行される。4 つの受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 は、同時受信する 4 方向の受信ビームの各々に対応している。つまり、図 8 (A) に示す 4 方向同時受信の概念図を例に挙げると、送信回路 1 2 によって送信ビーム T_1 , T_2 がそれぞれのタイミングで形成され、送信ビーム T_1 に対応する受信ビーム $R_1 \sim R_4$ がそれぞれ受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 で形成される。また、送信ビーム T_2 に対応する受信ビーム $R_5 \sim R_8$ がそれぞれ受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 で形成される。なお、本実施形態では 4 方向同時受信を例として説明するが、本発明は 4 方向同時受信に限らず、2 方向同時受信や 3 方向同時受信などにも利用できる。

【 0 0 2 1 】

ビームセクタ 2 2 は、受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 の各々から出力されるエコーデータをフレームセクタ (1) 2 4 へ出力する。ビームセクタ 2 2 は、例えば、受信ビーム形成部 1 4 の出力、受信ビーム形成部 1 6 の出力、受信ビーム形成部 1 8 の出力、受信ビーム形成部 2 0 の出力の順に出力を選択してフレームセクタ (1) 2 4 へ出力する。

【 0 0 2 2 】

フレームセクタ (1) 2 4 は、受信ビーム形成部 1 4 ~ 2 0 の各々から出力されるエコーデータをフレームメモリ A 2 6 またはフレームメモリ B 2 8 へ出力する。フレームセクタ (1) 2 4 は、走査フレームに応じてフレームメモリ A 2 6 またはフレームメモリ B 2 8 を選択する。例えば、走査フレームが奇数フレームの場合にフレームメモリ A 2 6 を選択し、走査フレームが偶数フレームの場合にフレームメモリ B 2 8 を選択する。

【 0 0 2 3 】

フレームセクタ (2) 3 6 は、フレームメモリ A 2 6 またはフレームメモリ B 2 8 から読み出されるエコーデータをバンドリジエクションフィルタ (B R F) 4 0 へ出力する。エコーデータは、各走査フレーム内において複数の受信ビームのエコーデータを方位方向に並べて得られる方位方向データ列として B R F 4 0 へ出力される。方位方向データ列は、図 8 (A) に示す 4 方向同時受信の概念図を例に挙げると、送受波方向のある深さにおける複数のエコーデータを受信ビーム R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , R_5 , R_6 … の順に抽出した時系列データである。なお、方位方向データ列の形成手法について、後に図 7 を利用して詳述する。B R F 4 0 は、方位方向データ列から、各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて設定される空間周波数成分を除去する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

図 2 は、図 1 の B R F 4 0 の内部構成図である。以下、図 1 に示した部分には図 1 の符号を利用して、B R F 4 0 の内部構成を説明する。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、複数の遅延子 5 0、複数の乗算器 5 2 および複数の加算器 5 4 で構成される F I R (Finite Impulse Response) フィルタを示している。各時相ごとに B R F 4 0 へ入力される方位方向データ列(時系列データ)内の各エコーデータは、各遅延子 5 0 で 1 時相分の遅延処理が施される。また、各エコーデータ(遅延処理後のものを含む)には、各乗算器 5 2 において所定のフィルタ係数(h_1, h_2, \dots, h_n)が掛け算される。さらに、各加算器 5 4 において加算処理が実行される。

10

【 0 0 2 6 】

F I R フィルタのフィルタ特性は、フィルタ係数に依存する。本実施形態では、並列同時受信で形成された超音波画像に生じる縞状アーチファクト(縞模様)を除去すべく、この縞状アーチファクトの周波数(空間周波数)をノッチ周波数(除去すべき周波数)とするノッチフィルタが形成される。

【 0 0 2 7 】

縞状アーチファクトが生じる主な原因は、複数ビーム間における受信感度の差異やビーム同士の相関の強弱にある。図 8 に示す概念図を例に挙げると、図 8 (A) では、方位方向における送受信総合感度の強弱が、弱強強弱弱強強弱 \dots と繰り返し発生し、強弱の繰り返しが超音波画像上において明暗の縞模様となって現れてしまう。この強弱の周期性を規格化空間周波数、つまり、1 走査フレーム中のビーム総数に対する縞の本数の割合で表現する。図 8 (A) の 4 方向同時受信では縞の規格化空間周波数は「0.25」となり、ビーム総数の 1 / 4 の本数の縞が発生する。すなわち、ビーム 4 本に 1 本の割合で縞が発生する。

20

【 0 0 2 8 】

また、図 8 (B) の 2 方向同時受信では、方位方向における受信ビーム間の相関の強弱が、強弱強弱強 \dots と繰り返し発生し、この強弱の繰り返しが超音波画像上において縞模様となって現れる。この場合、縞の規格化空間周波数は「0.5」となり、ビーム総数の 1 / 2 の本数の縞が発生する。すなわち、ビーム 2 本に 1 本の割合で縞が発生する。

【 0 0 2 9 】

このように、各送信ビームごとの受信ビーム数に応じて縞の規格化空間周波数が変動するため、本実施形態では、各送信ビームごとの受信ビーム数(同時受信ビーム数)に応じてノッチ周波数が設定され、そのノッチ周波数に応じたフィルタ係数が設定される。フィルタ係数は、例えば、制御部 3 0 によって同時受信ビーム数に応じて設定される。

30

【 0 0 3 0 】

図 4 は、4 方向同時受信(4 方向並列受信)用のフィルタ特性を説明するための図であり、図 4 (A) には、6 3 タップの F I R ノッチフィルタの周波数特性が示されている。F I R フィルタのタップ数は、フィルタ係数の個数(つまり、図 2 の乗算器 5 2 の個数)に相当する。図 4 (A) に示す周波数特性では、規格化空間周波数「0.25」の位置にノッチ周波数が設定されている。図 4 (B) には、図 4 (A) の周波数特性に対応した 6 3 タップの F I R ノッチフィルタのフィルタ係数列が示されている。

40

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、6 3 タップの F I R ノッチフィルタを利用することで、方位方向データ列に含まれる縞状アーチファクトの周波数成分の付近のみを効率よく除去することができる。つまり、縞状アーチファクトの周波数成分の位置(4 方向同時受信の場合、規格化空間周波数「0.25」の位置)で急峻に振幅が「0」となり、この付近の狭帯域成分のみが除去され、他の周波数領域では振幅がほぼ「1」に保たれて減衰することなくフィルタを通過する。

【 0 0 3 2 】

参考として、図 4 (C) には、同時受信される 4 つの受信ビームの平均処理に相当する

50

周波数特性が示されている。この特性は、4タップのFIRフィルタにおける4つのフィルタ係数を全て1/4に設定した場合に相当する。図4(C)に示すように、4つの受信ビームを平均処理した場合でも規格化空間周波数「0.25」の位置で振幅が「0」となり、縞状アーチファクトの周波数成分を除去することができる。ただし、図4(A)との比較において、図4(C)では、規格化空間周波数「0.25」を中心とする比較的広い範囲の周波数成分が大きく減衰してしまう。このため、本来必要とされる周波数成分まで減衰あるいは除去されてしまい、超音波画像の方位分解能が低下してしまう。

【0033】

図5は、2方向同時受信(2方向並列受信)用のフィルタ特性を説明するための図であり、図5(A)には、63タップのFIRノッチフィルタの周波数特性が示されている。図5(A)に示す周波数特性では、規格化空間周波数「0.5」の位置にノッチ周波数が設定されている。図5(B)には、図5(A)の周波数特性に対応した63タップのFIRノッチフィルタのフィルタ係数列が示されている。

10

【0034】

本実施形態では、63タップのFIRノッチフィルタを利用することで、方位方向データ列に含まれる縞状アーチファクトの周波数成分のみを効率よく除去することができる。つまり、縞状アーチファクトの周波数成分の位置(2方向同時受信の場合、規格化空間周波数「0.5」の位置)で急峻に振幅が「0」となり、この付近の狭帯域成分のみが除去され、他の周波数領域では振幅がほぼ「1」に保たれて減衰することなくフィルタを通過する。

20

【0035】

参考として、図5(C)には、同時受信される2つの受信ビームの平均処理に相当する周波数特性が示されている。この特性は、2タップのFIRフィルタにおける2つのフィルタ係数を共に1/2に設定した場合に相当する。図5(C)に示すように、2つの受信ビームを平均処理した場合でも規格化空間周波数「0.5」の位置で振幅が「0」となり、縞状アーチファクトの周波数成分を除去することができる。ただし、図5(A)との比較において、図5(C)では、規格化空間周波数「0.5」の近傍の比較的広い範囲の周波数成分が大きく減衰してしまう。このため、本来必要とされる周波数成分まで減衰あるいは除去されてしまい、超音波画像の方位分解能が低下してしまう。

【0036】

図6は、3方向同時受信(3方向並列受信)用のフィルタ特性を説明するための図であり、図6(A)には、63タップのFIRノッチフィルタの周波数特性が示されている。図6(A)に示す周波数特性では、規格化空間周波数「0.33」の位置にノッチ周波数が設定されている。図6(B)には、図6(A)の周波数特性に対応した63タップのFIRノッチフィルタのフィルタ係数列が示されている。

30

【0037】

本実施形態では、63タップのFIRノッチフィルタを利用することで、方位方向データ列に含まれる縞状アーチファクトの周波数成分のみを効率よく除去することができる。つまり、縞状アーチファクトの周波数成分の位置(3方向同時受信の場合、規格化空間周波数「0.33」の位置)で急峻に振幅が「0」となり、この付近の狭帯域成分のみが除去され、他の周波数領域では振幅がほぼ「1」に保たれて減衰することなくフィルタを通過する。

40

【0038】

参考として、図6(C)には、同時受信される3つの受信ビームの平均処理に相当する周波数特性が示されている。この特性は、3タップのFIRフィルタにおける3つのフィルタ係数を全て1/3に設定した場合に相当する。図6(C)に示すように、3つの受信ビームを平均処理した場合でも規格化空間周波数「0.33」の位置で振幅が「0」となり、縞状アーチファクトの周波数成分を除去することができる。ただし、図6(A)との比較において、図6(C)では、規格化空間周波数「0.33」の近傍の比較的広い範囲の周波数成分が大きく減衰してしまう。このため、本来必要とされる周波数成分まで減衰

50

あるいは除去されてしまい、超音波画像の方位分解能が低下してしまう。

【 0 0 3 9 】

なお、ノッチフィルタは、IIR (Infinite Impulse Response) フィルタで構成されてもよい。図3は、図1のBRF40の別の内部構成図であり、複数の遅延子50、複数の乗算器52および複数の加算器54で構成されるIIRフィルタを示している。IIRフィルタにおいても、各時相ごとにBRF40へ入力される方位方向データ列(時系列データ)内の各エコーデータは、各遅延子50で1時相分の遅延処理が施される。また、各エコーデータ(遅延処理後のものを含む)には、各乗算器52において所定のフィルタ係数($a_0, a_1, \dots, a_n, b_1, \dots, b_n$)が掛け算される。さらに、各加算器54において加算処理が実行される。

10

【 0 0 4 0 】

IIRフィルタのフィルタ特性もFIRフィルタの場合と同様に、フィルタ係数によって設定される。つまり、図3のIIRフィルタの各フィルタ係数は、同時受信ビーム数に応じて、例えば、図4(A)、図5(A)および図6(A)に示すフィルタ特性となるように設定される。

【 0 0 4 1 】

図1に戻り、本実施形態では、同時受信ビーム数に応じて制御部30によってBRF40内のフィルタ係数が変更される。例えば、4方向同時受信モードであれば図4(A)の特性に合わせてフィルタ係数が設定され、2方向同時受信モードであれば図5(A)の特性に合わせてフィルタ係数が設定され、3方向同時受信モードであれば図6(A)の特性

20

【 0 0 4 2 】

BRF40において縞状アーチファクトの周波数成分が除去された方位方向データ列(エコーデータ)は、画像形成部42内のフレームメモリC44に記憶される。画像形成部42は、フレームメモリC44内のエコーデータから超音波画像(例えば、Bモード画像)を形成する。形成された超音波画像は表示器46に表示される。

【 0 0 4 3 】

制御部30は、図1の超音波診断装置内の各部を制御する。制御部30内には、書き込み制御部32および読み出し制御部34が設けられており、フレームメモリA26、フレームメモリB28およびフレームメモリC44の書き込み読み出し制御を実行する。一連の書き込み読み出し制御において、エコーデータは、各走査フレーム内において複数の受信ビームのエコーデータを方位方向に並べて得られる方位方向データ列として取り扱われる。

30

【 0 0 4 4 】

図7は、方位方向データ列の形成手法を説明するための図であり、図7(A)~(C)は、それぞれ、方位方向データ列の3つの異なる形成手法に対応する。なお、図7(A)~(C)の各図ともに、複数の受信ビーム60を方位方向に並べて形成される走査フレームを示している。以下、図1に示した部分には図1の符号を利用して、方位方向データ列の形成手法を説明する。

【 0 0 4 5 】

図7(A)に示す手法では、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって方位方向に並ぶエコーデータの各データ列を異なる深さで複数取得し、取得された複数のデータ列を連結して方位方向データ列が形成される。この際、経路62に沿ってエコーデータが抽出される。つまり、ある深さにおいて一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって並ぶデータ列が抽出された後、一段深い位置において他方端の受信ビームから一方端の受信ビームに向かって並ぶデータ列が抽出され、そして、抽出されたデータ列の同じ端点同士が次々につながり合わされて方位方向データ列が形成される。

40

【 0 0 4 6 】

一般に、一つの走査フレーム内における受信ビームは100本程度(例えば、128本)である。したがって、ある深さにおいて一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに

50

向かって並ぶデータ列が抽出されると100個程度のデータからなるデータ列が形成される。ところが、BRF40内で利用されるFIRフィルタは、「有効出力データ数=入力データ数-(タップ数-1)」となり、例えば、63タップの場合、100個のデータからなるデータ列によって得られる有効出力データが38個に減ってしまう。このため、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって並ぶ一列分のデータのみを利用してBRF40を利用した場合、有効出力データ数の減少が問題となる。そこで、図7(A)に示すように、複数列のデータ列が連結されて方位方向データ列が形成される。図7(A)に示す手法では、抽出されたデータ列の同じ端点同士が連結されるため、連結部分における空間的な連続性が保たれる。

【0047】

図7(B)に示す手法では、図7(A)の場合と同様に、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって方位方向に並ぶエコーデータの各データ列を異なる深さで複数取得し、取得された複数のデータ列を連結して方位方向データ列が形成される。図7(A)と異なる点は、図7(B)では、経路64に沿ってエコーデータが抽出される点である。つまり、ある深さにおいて一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって並ぶデータ列が抽出された後、一段深い位置において一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって並ぶデータ列が抽出され、そして、抽出されたデータ列の異なる端点同士が次々につなぎ合わされて、方位方向データ列が形成される。異なる端点同士が接続されるため、図7(A)の手法に比べると連結部分における空間的な連続性に乏しいものの、FIRフィルタが急峻なノッチフィルタであるため、フィルタ処理後のエコーデータから得られる超音波画像の比較においては、図7(A)のものと同様程度の画質が期待できる。

【0048】

図7(C)に示す手法では、一方端の受信ビームから他方端の受信ビームに向かって方位方向に並ぶエコーデータの各データ列に、そのデータ列の一方端から並ぶ所定個数のデータ(a...z)をその一方端で折り返して得られる所定個数の補助データ(z...a)66が付加され、方位方向データ列が形成される。この場合、付加によって得られる端点部分のデータ(z...aa...z)の個数は、FIRフィルタのタップ数程度が望ましい。例えば、63タップのFIRフィルタであれば、62個あるいは64個が望ましい。図7(C)に示す手法では、深さ方向にデータ列を連結することなく、FIRフィルタの有効出力データ数をビーム本数分確保することができる。

【0049】

図7(A)から(C)を利用して説明したいずれかの手法により、制御部30は、フレームメモリA26、フレームメモリB28およびフレームメモリC44の書き込み読み出し制御を実行する。なお、フレームメモリA26およびフレームメモリB28には、順次取得される複数の走査フレームのエコーデータがフレームセクタ(1)24を介して各走査フレームごとに交互に記憶される。例えば、走査フレームが奇数フレームの場合にフレームメモリA26に記憶され、走査フレームが偶数フレームの場合にフレームメモリB28に記憶される。そのため、例えば1番目の走査フレームのエコーデータがフレームメモリA26に記憶された後、フレームセクタ(2)36を介してフレームメモリA26からBRF40へエコーデータ(方位方向データ列)の出力(読み出し)が実行されつつ、2番目の走査フレームのエコーデータがフレームセクタ(1)24を介してフレームメモリB28に記憶(書き込み)される。さらに、2番目の走査フレームのエコーデータがフレームメモリB28に記憶された後、フレームセクタ(2)36を介してフレームメモリB28からBRF40へエコーデータの出力が実行されつつ、3番目の走査フレームのエコーデータがフレームセクタ(1)24を介してフレームメモリA26に記憶される。このように、フレームメモリA26およびフレームメモリB28は、一方が書き込み処理されている際に他方が読み出し処理される。

【0050】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単な

10

20

30

40

50

る例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。例えば、上述の実施形態では、FIRフィルタのタップ数が63タップの場合を説明したが、例えば、10タップ程度以上のタップ数であれば、ある程度急峻なフィルタ(ノッチフィルタ)を構成できる。一般に、タップ数が多いほどより急峻なフィルタ特性を実現することができるため、63タップ以上のFIRフィルタを利用してもよい。また、タップ数は、各走査フレーム内の受信ビーム総数や各走査フレーム内のエコーデータ総数などに基づいて設定されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】バンドリジェクションフィルタの内部構成図である。

【図3】バンドリジェクションフィルタの別の内部構成図である。

【図4】4方向同時受信用のフィルタ特性を説明するための図である。

【図5】2方向同時受信用のフィルタ特性を説明するための図である。

【図6】3方向同時受信用のフィルタ特性を説明するための図である。

【図7】方位方向データ列の形成手法を説明するための図である。

【図8】並列同時受信を説明するための図である。

【符号の説明】

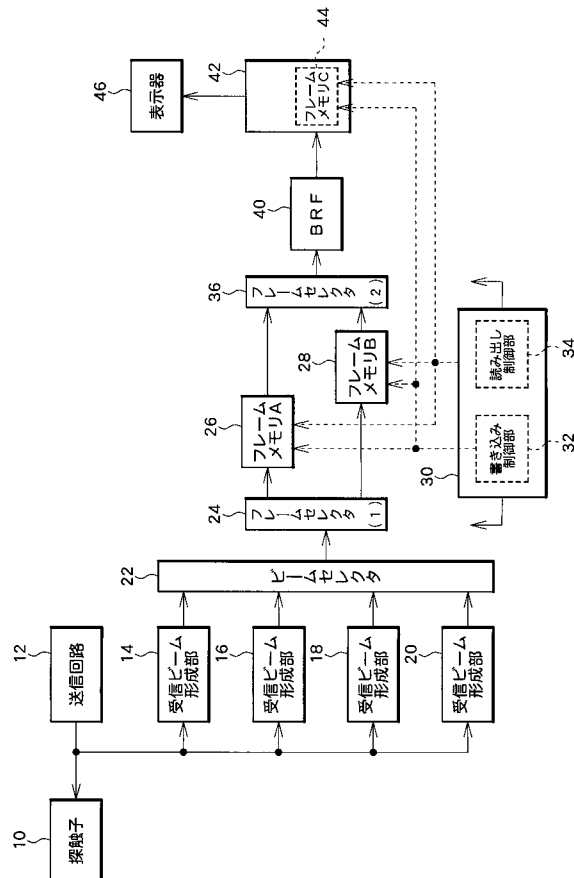
【0052】

10 探触子、12 送信回路、14, 16, 18, 20 受信ビーム形成部、40 バンドリジェクションフィルタ。

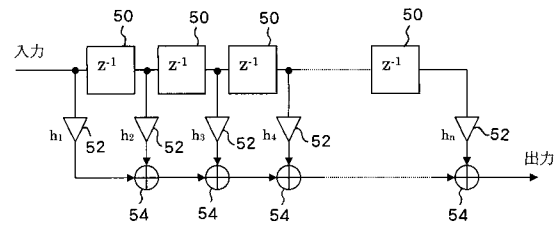
10

20

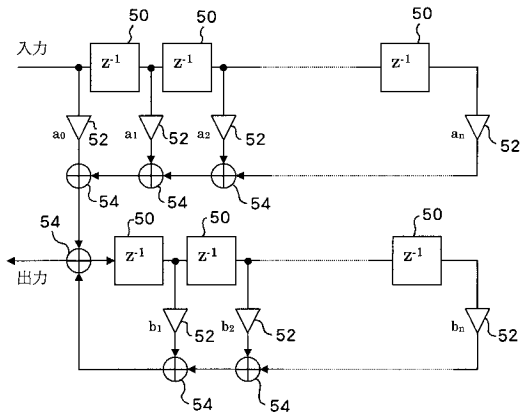
【図1】



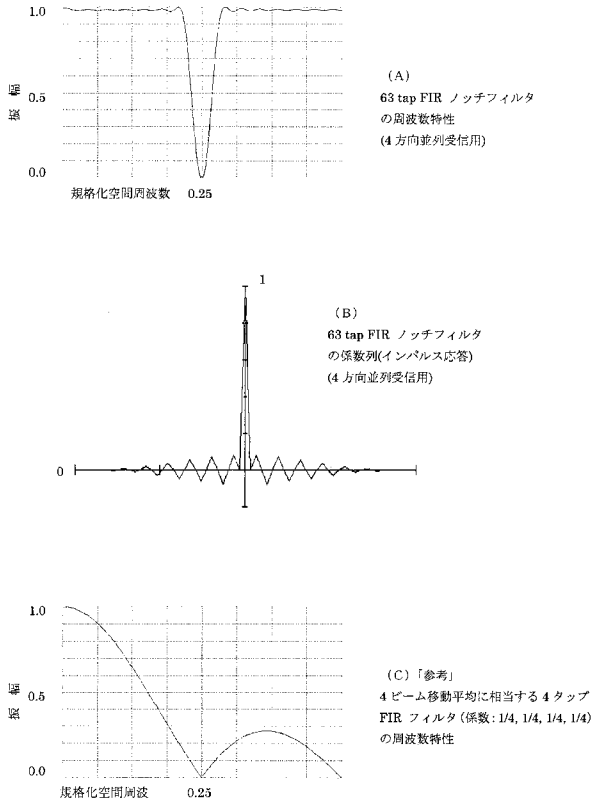
【図2】



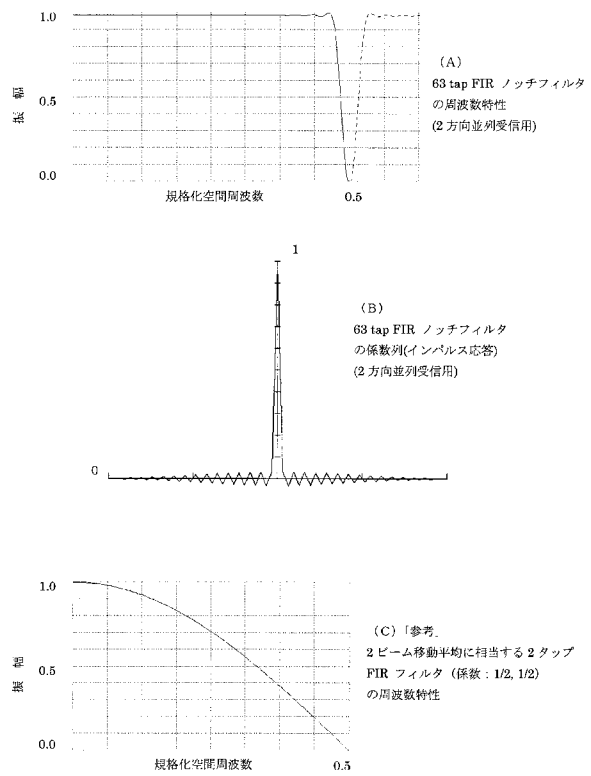
【図3】



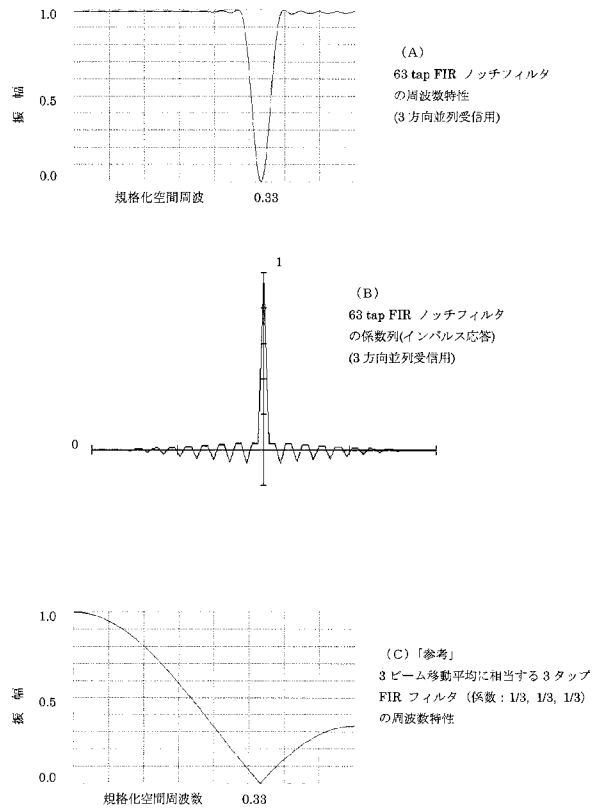
【 図 4 】



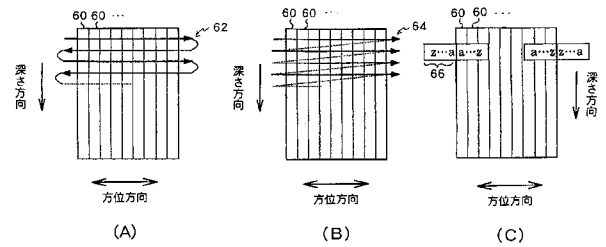
【 図 5 】



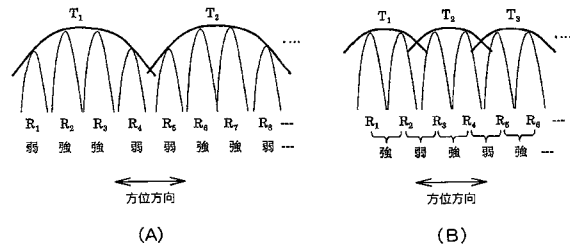
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭59-071024(JP,A)
特開2004-033617(JP,A)
特開平04-276245(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4257259B2	公开(公告)日	2009-04-22
申请号	JP2004145822	申请日	2004-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	曹景文 久津将则		
发明人	曹景文 久津将则		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/HH28 4C601/JB03 4C601/JB32		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 则明		
其他公开文献	JP2005323894A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种新技术来改善在多向同时接收中获得的超声波图像的图像质量。解决方案：光束选择器22将从每个接收波束形成部分14-20输出的回波数据输出到帧选择器(1)24。帧选择器(1)24根据扫描选择帧存储器A26或帧存储器B28。帧选择器(2)36将从帧存储器A26或帧存储器B28读出的回波数据输出到带阻滤波器(BRF)40。回波数据作为一行输出到BRF 40。通过在方位方向上在每个扫描帧中排列多个接收波束的回波数据而获得的方位方向数据。BRF 40从方位角方向数据行中消除对应于条纹图案等的空间频率分量。Z

