

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号
特開2022-82995
(P2022-82995A)

(43)公開日 令和4年6月3日(2022.6.3)

(51)国際特許分類
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全23頁)

(21)出願番号	特願2020-194205(P2020-194205)	(71)出願人	000001270
(22)出願日	令和2年11月24日(2020.11.24)		コニカミノルタ株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目 7 番 2 号
		(74)代理人	110002952
			特許業務法人鷺田国際特許事務所
		(72)発明者	西垣 森緒
			東京都千代田区丸の内二丁目 7 番 2 号
			コニカミノルタ株式会社内
		F ターム (参考)	4C601 EE01 EE04 HH21 HH28 HH30 JB28 JB31 JB32 JC02

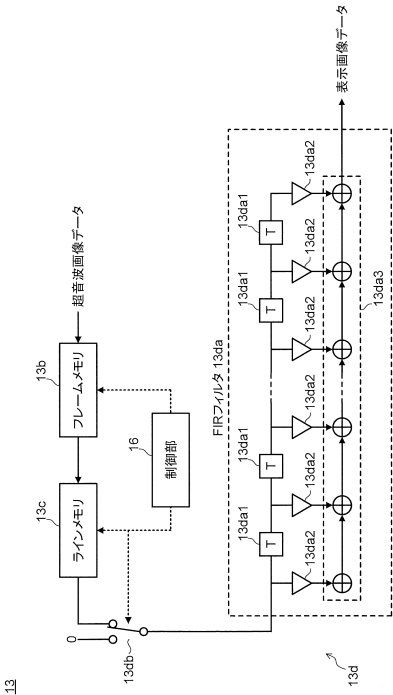
(54)【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法、及び、超音波診断装置の制御プログラム

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 並列受信を用いた際の送受信合成ビームの歪みに起因した表示画像の画質の劣化を抑制し得る超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 ゼロ挿入型の補間フィルタ 1 3 d を用いて、並列受信処理により取得された超音波画像の走査線配列方向に画素データをデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿するように、表示画像を生成するデジタルスキャンコンバータ 1 3 と、補間フィルタ 1 3 d において超音波画像の各画素データ間にゼロ挿入を行う第 1 間隔、又は、補間フィルタ 1 3 d においてデータ補間処理後の画素データ列から不要データの間引きを行う第 2 間隔を可変制御する制御部 1 6 と、を備え、制御部 1 6 は、送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、超音波画像の画素位置毎に、前記第 1 間隔又は前記第 2 間隔を決定する、超音波診断装置。

【選択図】 図 7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを用いて被検体内の情報を画像化する超音波診断装置であって、
ゼロ挿入型の補間フィルタを用いて、並列受信処理により取得された超音波画像の走査線
配列方向に画素データをデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿する
ように、表示画像を生成するデジタルスキャンコンバータと、
前記補間フィルタにおいて前記超音波画像の各画素データ間にゼロ挿入を行う第 1 間隔、
又は、前記補間フィルタにおいてデータ補間処理後の画素データ列から不要データの間引
きを行う第 2 間隔を可変制御する制御部と、
を備え、

10

前記制御部は、前記超音波プローブにおける超音波の送受信条件から特定される送受信合
成ビームのビームプロファイルに基づいて、前記超音波画像の画素位置毎に、前記第 1 間
隔又は前記第 2 間隔を決定する、
超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、超音波画像の二次元座標系における、前記送受信合成ビームのビームプロ
ファイルから算出される前記超音波画像の各画素データの最適マッピング位置と、前記表
示画像にて指定可能なマッピング位置とに基づいて、前記最適マッピング位置に存在する
画素データを前記指定可能なマッピング位置に配置することに伴う画素値の誤差の補正を
行うように、前記補間フィルタにおいて、前記超音波画像の各画素データに付与するゲイ
ンを可変制御する、
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記制御部は、前記最適マッピング位置と、前記指定可能なマッピング位置とに基づいて
、前記最適マッピング位置に存在する画素データの画素値を前記指定可能なマッピング位
置に按分するように、前記超音波画像の画素位置毎に、前記ゲイン及び前記第 1 間隔を決
定する、
請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送受信合成ビームのビームプロファイルを特定するための制御データは、予め実験又
はシミュレーションによって、前記超音波プローブにおける超音波の送受信条件と関連付
けて記憶部に記憶されている、
請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記制御部は、前記表示画像に映る反射体が移動した際に、当該反射体の前記表示画像内
での輝度の変化態様及び／又は位置の変化態様に基づいて、前記制御データを補正可能に
構成されている、
請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記補間フィルタは、前記超音波画像の深さ方向と走査方向との両方向について、データ
補間可能に構成された 2 次元フィルタである、
請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

超音波プローブを用いて被検体内の情報を画像化する超音波診断装置の制御方法であって
、
ゼロ挿入型の補間フィルタを用いて、並列受信処理により取得された超音波画像の走査線
配列方向に画素データをデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿する
ように、表示画像を生成する第 1 処理と、
前記補間フィルタにおいて前記超音波画像の各画素データ間にゼロ挿入を行う第 1 間隔、
又は、前記補間フィルタにおいてデータ補間処理後の画素データ列から不要データの間引

50

きを行う第2間隔を可変制御する第2処理と、
を有し、

前記第2処理では、前記超音波プローブにおける超音波の送受信条件から特定される送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、前記超音波画像の画素位置毎に、前記第1間隔又は前記第2間隔を決定する、
超音波診断装置の制御方法。

【請求項8】

超音波プローブを用いて被検体内の情報を画像化する超音波診断装置の制御プログラムであって、

ゼロ挿入型の補間フィルタを用いて、並列受信処理により取得された超音波画像の走査線配列方向に画素データをデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿するように、表示画像を生成する第1処理と、

前記補間フィルタにおいて前記超音波画像の各画素データ間にゼロ挿入を行う第1間隔、又は、前記補間フィルタにおいてデータ補間処理後の画素データ列から不要データの間引きを行う第2間隔を可変制御する第2処理と、

を備え、

前記第2処理では、前記超音波プローブにおける超音波の送受信条件から特定される送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、前記超音波画像の画素位置毎に、前記第1間隔又は前記第2間隔を決定する、

超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法、及び、超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波プローブを用いて被検体へ超音波を送受信することで超音波画像を生成する超音波診断装置が知られている。この種の超音波診断装置では、超音波ビームを送波するとともに、そのエコー信号を受波し、この1個のエコー信号を所定のサンプリング周期でサンプリングすることによって、超音波ビーム方向に並ぶ画素の受信ビームデータを得る。そして、超音波診断装置では、超音波ビームの電子走査によって、各走査位置における受信ビームデータを順次取得し、これにより、フレーム単位の超音波画像を生成する。

【0003】

超音波診断装置の表示器としては、一般に、テレビジョン走査方式のディスプレイが用いられる。そこで、上記の超音波ビーム方向に並ぶ超音波画像をテレビジョン走査方式に並べ換える必要があり、そのためにデジタルスキャンコンバータ(Digital Scan Converter)(以下、「スキャンコンバータ」と略称する)が用いられる。超音波による走査は、通常、1画面につき数十本から百数十本程度であるのに対し、表示器の横方向の走査線数は、通常、数百本以上であるため、超音波診断装置では、通常、スキャンコンバータにて、超音波画像の各フレーム内で走査線配列方向にデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿するように、表示器に表示する表示画像を生成している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2006-223737号公報

【特許文献2】特開平7-327991号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、近年の超音波診断装置においては、フレームレートを上げるために、1つの送信ビーム当たり複数の受信ビームを同時形成する並列受信技術が活用されている。

【0006】

図1は、並列受信について説明する図である。図2～図4は、並列受信に起因する問題について説明する図である。尚、図1～図4では、1つの送信ビーム当たり2つの受信ビームを同時に形成する態様を示している。

【0007】

並列受信は、超音波プローブから受信信号を取得する受信部に、並列に複数の受信ビームフォーマを設け、当該複数の受信ビームフォーマそれぞれで設定する走査位置を異ならせることにより、1つの送信ビームから、複数の受信ビームを得る技術である。並列受信では、例えば、図1に示すように、1つの送信ビーム（例えば、図1の送信1）の両隣に2つの受信ビーム（例えば、図1の受信1A、受信1B）が形成される。

10

【0008】

一般に、超音波プローブが生成する実際の受信信号の強度は、受信ビームパターンだけでなく、送信ビームパターンによっても左右される。並列受信を用いていない場合、送信ビームの位置（送信ビーム中心線）と受信ビームの位置（受信ビーム中心線）とが同一となるため、この点を考慮する必要はない。しかしながら、並列受信を用いた場合、送信ビームの位置（送信ビーム中心線）と受信ビームの位置（受信ビーム中心線）とが異なる位置となる。具体的には、並列受信を用いた場合、図1のように、送信ビームを挟んで、その両側に受信ビームが形成されることになる。従って、超音波プローブが生成する実際の受信信号の強度は、送信ビームと受信ビームとを合成した送受信合成ビームのビームプロファイルに依拠したものとなる。尚、例えば、図1では、送信1に送信ビームを出し、受信1A、受信1Bで受信ビームを形成すると、送受信合成ビームは、送受信1A、1Bの位置に形成される。

20

【0009】

ここで、被検体に対する超音波の送信と、被検体からのエコーの受信とでは1つの点で大きな違いがある。それは、エコーの受信においては、被検体の浅部から返ってくる信号と深部から返ってくる信号とに時間差があるのでそれぞれに適した時間の遅延量を用いることができるため、どのような深さの信号に対しても最適な遅延加算を行うことができるのに対して（いわゆるダイナミック受信フォーカス）、超音波の送信においては、任意の1点にしか集束がかけられないことにある。

30

【0010】

そのため、並列受信では、送信ビームは、設定した集束点付近でビーム幅が細くなり、それより浅い部分、深い部分ではビーム幅が広がる（図2Aを参照）。これに対して、受信ビームは、直線状に形成される（図2Bを参照）。それ故、送受信合成ビームは、送信ビームの集束点付近で、送信ビームのビーム中心に引き寄せられ、歪んだもの（典型的には、超音波の送受信方向から横方向に蛇行した状態）となる（図2Cを参照）。つまり、所望される送受信合成ビームは、等間隔で並行であるのに対して（図3Aを参照）、実際の送受信合成ビームは、送信ビームの集束に影響され、等間隔でなく、平行でもなくなる（図3Bを参照）。

40

【0011】

従来技術に係るスキャンコンバータでは、等間隔で並行な送受信合成ビームを想定して、データ補間を行っているため、表示画像には、輝度ムラや位置ズレ（即ち、画像の歪）が発生してしまうという課題が生じていた。

【0012】

加えて、このような送受信合成ビームの蛇行に起因して、実際には、反射体が横方向（超音波画像の走査方向を表す。以下同じ）に一定速度で移動している場合にも、表示画像内では、反射体の移動速度が当該反射体の存在位置によって変化して描画されたり、反射体の横幅が当該反射体の存在位置によって伸びたり縮んだりするように描画されたりする問題も生じていた（図4を参照）。

50

【0013】

表示画像内に表出する輝度ムラ等を抑える手法としては、周波数フィルタ等のノイズ除去フィルタを用いる手法がある。しかしながら、かかる手法では、表示画像がボケて、空間分解能が低下してしまう。

【0014】

このような背景から、例えば、特許文献1には、送信ビームの集束点でのビーム幅を細くしすぎず、送信ビームの形状を長方形に近い形にすることで、送受信合成ビームの歪みを抑制することが記載されている。しかしながら、特許文献1に係る従来技術では、送信ビームの外に発生する不要なビーム（サイドローブ）のレベルが相対的に大きくなり、結果的に、超音波画像自体の画質が劣化するという問題がある。

10

【0015】

又、特許文献2には、受信ビームを外側に歪ませることで、送信ビームの集束点付近で送受信合成ビームが中央に引っ張られる分を打ち消すことが記載されている。しかしながら、特許文献2に係る従来技術では、送信の集束点付近では、送信ビームから外れた部分のエコーを受信する必要があるため、受信感度が低下し、超音波画像のS/N比が低下したり、空間分解能が低下するという問題がある。

【0016】

本開示は、上記問題点に鑑みてなされたもので、並列受信を用いた際の送受信合成ビームの歪みに起因した表示画像の画質の劣化を抑制し得る超音波診断装置、超音波診断装置の制御方法、及び、超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0017】

前述した課題を解決する主たる本開示は、
超音波プローブを用いて被検体内の情報を画像化する超音波診断装置であって、
ゼロ挿入型の補間フィルタを用いて、並列受信処理により取得された超音波画像の走査線配列方向に画素データをデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿するように、表示画像を生成するデジタルスキャンコンバータと、
前記補間フィルタにおいて前記超音波画像の各画素データ間にゼロ挿入を行う第1間隔、又は、前記補間フィルタにおいてデータ補間処理後の画素データ列から不要データの間引きを行う第2間隔を可変制御する制御部と、
を備え、
前記制御部は、前記超音波プローブにおける超音波の送受信条件から特定される送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、前記超音波画像の画素位置毎に、前記第1間隔又は前記第2間隔を決定する、
超音波診断装置である。

30

【0018】

又、他の局面では、
超音波プローブを用いて被検体内の情報を画像化する超音波診断装置の制御方法であって、
ゼロ挿入型の補間フィルタを用いて、並列受信処理により取得された超音波画像の走査線配列方向に画素データをデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿するように、表示画像を生成する第1処理と、
前記補間フィルタにおいて前記超音波画像の各画素データ間にゼロ挿入を行う第1間隔、又は、前記補間フィルタにおいてデータ補間処理後の画素データ列から不要データの間引きを行う第2間隔を可変制御する第2処理と、
を有し、
前記第2処理では、前記超音波プローブにおける超音波の送受信条件から特定される送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、前記超音波画像の画素位置毎に、前記第1間隔又は前記第2間隔を決定する、
超音波診断装置の制御方法である。

40

50

【0019】

又、他の局面では、
超音波プローブを用いて被検体内の情報を画像化する超音波診断装置の制御プログラムであって、
ゼロ挿入型の補間フィルタを用いて、並列受信処理により取得された超音波画像の走査線配列方向に画素データをデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿するように、表示画像を生成する第1処理と、
前記補間フィルタにおいて前記超音波画像の各画素データ間にゼロ挿入を行う第1間隔、又は、前記補間フィルタにおいてデータ補間処理後の画素データ列から不要データの間引きを行う第2間隔を可変制御する第2処理と、
を備え、
前記第2処理では、前記超音波プローブにおける超音波の送受信条件から特定される送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、前記超音波画像の画素位置毎に、前記第1間隔又は前記第2間隔を決定する、
超音波診断装置の制御プログラムである。

10

【発明の効果】

【0020】

本開示に係る超音波診断装置によれば、並列受信を用いた際の送受信合成ビームの歪みに起因した表示画像の画質の劣化を抑制することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】並列受信について説明する図

【図2】並列受信に起因する問題について説明する図

【図3】並列受信に起因する問題について説明する図

【図4】並列受信に起因する問題について説明する図

【図5】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の外観の一例を示す図

【図6】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成の一例を示すブロック図

【図7】本発明の第1の実施形態に係るスキャンコンバータの構成の一例を示す図

【図8】本発明の第1の実施形態に係る補間フィルタに設定するフィルタ係数の一例を示す図

30

【図9】スキャンコンバータの典型的な動作について、説明する図

【図10】本発明の第1の実施形態に係るスキャンコンバータの動作の一例について、説明する図

【図11】本発明の第1の実施形態に係る制御部の動作の一例を示すフローチャート

【図12】本発明の第2の実施形態に係るスキャンコンバータの構成の一例を示す図

【図13】本発明の第3の実施形態に係るスキャンコンバータの構成の一例を示す図

【図14】本発明の第3の実施形態に係るデータ補間処理について、説明する図

【図15】本発明の第3の実施形態に係る制御部の動作フローの一例を示す図

【図16】本発明の第4の実施形態に係るスキャンコンバータの構成の一例を示す図

40

【図17】本発明の第5の実施形態に係る制御部におけるビーム態様特定データの補正処理の一例を示すフローチャート

【図18】本発明の第5の実施形態に係る制御部におけるビーム態様特定データの補正処理について模式的に説明する図

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0023】

50

(第 1 の実施形態)

[超音波診断装置の全体構成]

以下、図 5 ～ 図 6 を参照して、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置 1 の全体構成について説明する。尚、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、例えば、被検体内の形状、性状又は動態を超音波画像として可視化し、画像診断するために用いられる。

【0024】

図 5 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の外観の一例を示す図である。図 6 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の全体構成を示すブロック図の一例である。

【0025】

超音波診断装置 1 は、超音波診断装置本体 10 及び超音波プローブ 20 を備える。超音波診断装置本体 10 と超音波プローブ 20 とは、例えば、ケーブル 30 を介して接続される。

10

【0026】

超音波プローブ 20 は、被検体に対して超音波を送信するとともに、被検体内で反射された超音波エコーを受信し、受信信号に変換して超音波診断装置本体 10 に送信する。超音波プローブ 20 には、コンベックス型、リニア型、又はセクタ型等の任意のプローブを適用することができる。

【0027】

超音波プローブ 20 は、アレー状に配設された複数の圧電振動子 21 s によって構成された配列振動子 21、及び、配列振動子 21 を構成する複数の圧電振動子 21 s それぞれの駆動状態のオンオフを個別に切替制御するためのチャンネル切替部（図示せず）を有する。

20

【0028】

配列振動子 21 は、例えば、走査方向に沿って、アレー状に配設された複数の圧電振動子 21 s によって構成されている。そして、配列振動子 21 を構成する複数の圧電振動子 21 s の駆動状態のオンオフは、制御部 16 によるチャンネル切替部の制御により、個別に又はブロック単位で、走査方向に沿って順番に切り替え制御される。つまり、複数の圧電振動子 21 s は、個別に又はブロック単位で、送受信部 11 で発生された電圧パルスを超音波ビームに変換して被検体内へ送信すると共に、当該超音波ビームが被検体内で反射して発生する反射波ビームを受信して電気信号に変換して送受信部 11 へ出力する。これによって、超音波プローブ 20 において、被検体内を走査するように、超音波の送受信が実行される。

30

【0029】

超音波診断装置本体 10 は、送受信部 11、信号処理部 12、デジタルスキャンコンバータ（以下、スキャンコンバータ）13、表示部 14、操作入力部 15、及び、制御部 16 を備えている。

【0030】

送受信部 11 は、超音波プローブ 20 に対して、超音波の送受信を実行させる送受信回路である。

【0031】

送受信部 11 は、電圧パルス（以下、「駆動信号」と称する）を生成して超音波プローブ 20 の個々の圧電振動子 21 s に対して送出する送信部 11 a と、超音波プローブ 20 の個々の圧電振動子 21 s で生成された受信ビームに係る電気信号（以下、「受信信号」と称する）を受信処理する受信部 11 b とを有している。そして、送信部 11 a 及び受信部 11 b は、それぞれ、制御部 16 の制御のもと、超音波プローブ 20 に対して、超音波の送受信を行わせる動作を実行する。

40

【0032】

送信部 11 a は、例えば、超音波プローブ 20 に接続するチャンネル毎に設けられたパルス発振器及びパルス設定部等を含んで構成される。送信部 11 a は、パルス発振器が生成した電圧パルスを、パルス設定部に設定された電圧振幅、パルス幅及びタイミングに調整

50

して、配列振動子 2 1 に送出する。尚、送信部 1 1 a は、超音波プローブ 2 0 の個々の圧電振動子 2 1 s から出力される超音波がビーム状に集束するように、チャンネル毎に適宜遅延時間を設定して、各圧電振動子 2 1 s に対して駆動信号を供給する。

【 0 0 3 3 】

受信部 1 1 b は、例えば、プリアンプ、ゲイン可変アンプ、A/Dコンバータ、及び、受信ビームフォーマを含んで構成される。プリアンプ、ゲイン可変アンプとA/Dコンバータは、超音波プローブ 2 0 に接続するチャンネル毎に設けられ、微弱な受信信号を適切な振幅に増幅すると共に、増幅した受信信号（アナログ信号）を、デジタル信号に変換する。受信ビームフォーマは、各チャンネルの受信信号（デジタル信号）を整相加算することで複数の受信信号を 1 つにまとめて、信号処理部 1 2 に出力する。尚、受信ビームフォーマでは、受信フォーカス点を超音波プローブ 2 0 の超音波放射面の近傍から連続的に深い方向へ移動させるように、ダイナミック受信フォーカス制御が行われる。

10

【 0 0 3 4 】

受信部 1 1 b は、例えば、並列に設けられた複数の受信ビームフォーマを有し、これにより並列受信処理を行うことが可能に構成されている。受信部 1 1 b は、例えば、複数の受信ビームフォーマそれぞれで設定する走査位置を異ならせることにより、1つの超音波ビームから、複数の受信ビームを得る。

【 0 0 3 5 】

信号処理部 1 2 は、受信部 1 1 b から入力される音線データを検波（包絡線検波）して信号を取得し、また、必要に応じて対数増幅、フィルタリング（例えば、低域透過、スムージングなど）や強調処理などを行う。そして、信号処理部 1 2 は、各走査位置における受信信号をフレームメモリ 1 3 b に順次蓄積し、走査方向と深度方向に沿った断面内の各位置におけるサンプリングデータ（例えば、受信信号の信号強度）からなる二次元データを生成する。信号処理部 1 2 は、例えば、当該二次元データの各位置の受信信号の信号強度を画素値に変換して、1フレームのBモード表示用の超音波画像のデータ（以下、「超音波画像」と略称する）を生成する。そして、信号処理部 1 2 は、送受信部 1 1 が被検体内を走査する度に、かかる超音波画像を生成する。

20

【 0 0 3 6 】

尚、信号処理部 1 2 は、超音波画像に対して、階調補正等、汎用的な画像処理を行ってもよい。又、信号処理部 1 2 は、ドプラ画像に係る超音波画像を生成し得るように、直交検波処理部や自己相関演算部等を有していてもよい。

30

【 0 0 3 7 】

スキャンコンバータ 1 3 は、信号処理部 1 2 にて生成された超音波画像を、表示部 1 4 のテレビジョン信号の走査方式に従う表示画像のデータ（以下、「表示画像」と略称する）に変換する。この際、スキャンコンバータ 1 3 は、超音波画像の各フレーム内で走査線配列方向にデータ補間することにより、走査線間に新たな走査線を内挿するように、表示部 1 4 に表示する表示画像を生成する（図 7 を参照して後述）。

【 0 0 3 8 】

尚、送受信部 1 1、信号処理部 1 2、スキャンコンバータ 1 3 は、例えば、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）やFPGA（Field-Programmable Gate Array）等の、各処理に応じた専用もしくは汎用のハードウェア（即ち、電子回路）で構成され、制御部 1 6 と協働して各機能を実現する。但し、これらの一部又は全部は、DSP（Digital Signal Processor）、CPU（Central Processing Unit）、またはGPGPU（General-Purpose Graphics Processing Units）等がプログラムに従って演算処理することによって実現されてもよい。

40

【 0 0 3 9 】

表示部 1 4 は、例えば、LCD（Liquid Crystal Display）等のディスプレイである。表示部 1 4 は、スキャンコンバータ 1 3 から表示画像のデータを取得して、当該表示画像を表示する。

【 0 0 4 0 】

50

操作入力部 15 は、例えば、キーボード又はマウス等であって、ユーザが入力した操作信号を取得する。操作入力部 15 は、例えば、ユーザの操作入力に基づいて、超音波プローブ 20 の種類、並列受信するビーム数、被検体の種別（即ち、生体組織の種別）、被検体内の撮像対象の深度、又は、撮像モード（例えば、B モード、カラーフローモード、又は、パルスドプラモード）等を設定可能とする。

【0041】

制御部 16 は、送受信部 11、信号処理部 12、スキャンコンバータ 13、表示部 14、及び、操作入力部 15 を、それぞれの機能に応じて制御することによって、超音波診断装置 1 の全体制御を行う。

【0042】

制御部 16 は、例えば、演算／制御装置としての CPU（Central Processing Unit）、主記憶装置としての ROM（Read Only Memory）及び RAM（Random Access Memory）等を有する。ROM には、基本プログラムや基本的な設定データが記憶される。CPU は、ROM から処理内容に応じたプログラムを読み出して RAM に展開し、展開したプログラムを実行することにより、超音波診断装置本体 10 の各機能ブロックの動作を集中制御する。

【0043】

尚、制御部 16 は、操作入力部 15 に設定された 1 つの超音波ビームあたりに並列受信する受信ビーム数、超音波プローブ 20 の種類（例えば、コンベックス型、セクタ型、又は、リニア型等）、被検体内の撮像対象の深度、及び、撮像モード（例えば、B モード、カラーフローモード、又は、パルスドプラモード）等に基づいて、超音波プローブ 20 における超音波の送受信条件（例えば、開口条件、集束点、送信波形、中心周波数や帯域、及び、アポダイズ）を決定する。そして、制御部 16 は、超音波プローブ 20 における超音波の送受信条件に従って、送受信部 11 を動作させる。

【0044】

〔スキャンコンバータの構成〕

次に、図 7～図 11 を参照して、スキャンコンバータ 13 の構成の一例について、説明する。

【0045】

図 7 は、本実施形態に係るスキャンコンバータ 13 の構成の一例を示す図である。図 8 は、本実施形態に係る補間フィルタ 13 d に設定するフィルタ係数の一例を示す図である。

【0046】

スキャンコンバータ 13 は、フレームメモリ 13 b、ラインメモリ 13 c、及び、補間フィルタ(interpolation filter) 13 d を有している。尚、本実施形態に係るスキャンコンバータ 13 が有する構成自体は、従来公知のスキャンコンバータの構成と同様であり、本実施形態に係るスキャンコンバータ 13 は、制御部 16 の指令に基づく動作の点で、従来公知のスキャンコンバータと相違する。

【0047】

フレームメモリ 13 b は、信号処理部 12 で生成されたフレーム単位の超音波画像を記憶する。フレームメモリ 13 b は、超音波の送受信座標系に対応する記憶空間を有し、走査方向と深度方向に沿った超音波画像内の各位置におけるアドレスと対応付けて、超音波画像の各画素の画素データを記憶する。

【0048】

ラインメモリ 13 c は、フレームメモリ 13 b から、超音波画像の同じ深さ位置の画素データを読み出して、一時的に記憶する。そして、ラインメモリ 13 c は、超音波画像の同じ深さ位置の画素データを、走査方向に沿って、画素データ毎に、順次、補間フィルタ 13 d に出力する。

【0049】

補間フィルタ 13 d は、従来公知のアップサンプリングに用いられるゼロ挿入型の補間フィルタ（例えば、特開 2005-354354 号公報を参照）である。補間フィルタ 13

10

20

30

40

50

d は、例えば、サンプリングデータ（ここでは、ラインメモリ 13 c から出力される超音波画像の各画素データ）の間にゼロ値データを挿入したデータ列を生成するゼロ挿入部 13 d b と、ゼロ挿入部 13 d b から出力されるデータ列（ここでは、ゼロ値データと画素データとが配列されたデータ列）に対してローパスフィルタ処理を施す F I R（Finite Impulse Response）フィルタ 13 d a と、によって構成される。

【0050】

F I R フィルタ 13 d a は、入力された信号を遅延させて出力する遅延器 13 d a 1 と、前段からの出力にフィルタ係数を乗算する乗算器 13 d a 2 と、を複数段（ここでは、256 段）備え、加えて、全ての乗算器 13 d a 2 からの出力を加算する加算器 13 d a 3 を備えている。尚、各段の乗算器 13 d a 2 に対して設定するフィルタ係数は、例えば、s i n c 関数（図 8 を参照）を基準として、サンプリング周波数、フィルタの遮断周波数、及びアップサンプリング率等に基づいて、設定される。

10

【0051】

尚、補間フィルタ 13 d において、ローパスフィルタ処理を施すための帯域制限フィルタとしては、F I R フィルタ 13 d a に代えて、I I R（Infinite Impulse Response）フィルタやポリフェーズフィルタが用いられてもよい。又、本実施形態では、補間フィルタ 13 d が、ハードウェア回路により実現されている構成を示すが、補間フィルタ 13 d の機能は、ソフトウェアによる演算処理により実現されてもよい。

【0052】

図 9 は、スキャンコンバータ 13 の典型的な動作について、説明する図である。尚、ここでは、説明の便宜として、送受信合成ビームに蛇行が生じていないと仮定した場合のスキャンコンバータ 13 の動作について、説明する。尚、図 9 中の上図には、ゼロ挿入部 13 d b から出力されるデータ列を模式的に示しており、丸印が超音波画像の元の画素データを表し、×印がゼロ挿入部 13 d b に挿入されたゼロ値データを表している。

20

【0053】

信号処理部 12 にて 1 フレーム分の超音波画像が生成され、フレームメモリ 13 b に当該超音波画像が記憶されると、制御部 16 は、フレームメモリ 13 b から超音波画像の読み出し制御を行う。そして、制御部 16 は、フレームメモリ 13 b から読み出した超音波画像の同じ深さ位置の走査方向に沿って配列された画素データを、ラインメモリ 13 c に一時的に記憶させる。そして、制御部 16 は、ラインメモリ 13 c の読み出し制御を行い、ラインメモリ 13 c から、超音波画像の同じ深さ位置の走査方向に沿って配列された画素データを、画素データ毎に、順次、補間フィルタ 13 d のゼロ挿入部 13 d b に出力させる。

30

【0054】

ゼロ挿入部 13 d b は、ラインメモリ 13 c から出力される超音波画像の画素データを順次取得して、各画素データ間に、制御部 16 から指令された数のゼロ値データを挿入して、後段の F I R フィルタ 13 d a に出力する。尚、ゼロ挿入部 13 d b は、超音波画像から表示画像へのアップサンプリング率を n 倍とすると、例えば、超音波画像の各画素データ間にゼロ値データを $n - 1$ 個挿入する。図 9 では、アップサンプリング率が 6 倍に設定され、ゼロ挿入部 13 d b が超音波画像の各画素データ（図 9 の D 1、D 2、D 3・・・）の間に、一律に 5 個のゼロ値データを挿入する態様を示している。

40

【0055】

F I R フィルタ 13 d a は、ゼロ挿入部 13 d b から出力されるデータ列（ゼロ値データと画素データとが配列されたデータ列）に対して、帯域制限をかけることにより、波形を復元し、表示画像の個々の表示アドレス（表示画素位置）毎の画素データを生成する。そして、F I R フィルタ 13 d a は、超音波画像の各画素位置の画素データについて、同様の処理を行うことによって、表示画像を生成する。

【0056】

このようにして、スキャンコンバータ 13 は、超音波画像の走査線配列方向にデータ補間して、走査線間に新たな走査線を内挿した表示画像を生成する。尚、表示画像は、送受信

50

座標系から表示座標系へ座標変換され、且つ、超音波画像をアップサンプリングした画像データとなる。

【0057】

但し、並列受信を用いた超音波プローブ20における超音波の送受信では、上記したように、送受信合成ビームのビームプロファイルは、蛇行しており、直線状とはなっていない。即ち、超音波の送受信で得られた超音波画像の各画素データ（即ち、断層像の各位置の信号強度のデータ）は、本来、実際の送受信合成ビームのビームプロファイルを考慮して、画像内でマッピングされる必要がある。

【0058】

かかる状況下で、図9のように、超音波の送受信で得られた超音波画像の各画素データ（即ち、断層像の各位置の信号強度のデータ）が等間隔に配列されているものとみなして、超音波画像の各画素データ間に挿入するゼロ値データの個数をフレーム内で一定に設定してデータ補間を行うと、最終的に生成される表示画像に、位置ズレ（即ち、画像の歪）や輝度ムラが発生することになる。又、実際には、反射体が横方向（超音波画像の走査方向を表す。以下同じ）に一定速度で移動している場合にも、表示画像内では、反射体の移動速度が当該反射体の存在位置によって変化して描画されたり、反射体の横幅が当該反射体の存在位置によって伸びたり縮んだりするように描画されたりすることになる（図4を参照）。尚、このとき、位置ズレ（即ち、画像の歪）や輝度ムラは、典型的には、送信ビームの間隔を周期として、走査方向に沿って発生することになる。

【0059】

かかる観点から、本実施形態に係るスキャンコンバータ13は、ゼロ挿入部13dbにて挿入するゼロ値データの挿入数を、超音波画像の画素位置に応じて可変制御する。つまり、本実施形態に係る制御部16は、送受信合成ビームのビームプロファイル（即ち、送受信合成ビームの蛇行態様）にあわせて、補間フィルタ13dにおける処理対象の画素データの超音波画像の画素位置毎に、ゼロ挿入数を決定する。

【0060】

図10は、本実施形態に係るスキャンコンバータ13の動作について、説明する図である。尚、図10中の左上図（横向き頁における図位置を表す。以下同じ）には、制御部16が送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて生成するマップデータの一例を表しており、丸印が元の超音波画像の画素データを表し、×印が画素データ間に挿入されるゼロ値データを表している。又、図10中の左上図のTA、TBの位置が、図10の右上に示す送受信合成ビームのビームプロファイル中のTA、TBの位置に対応する。

【0061】

本実施形態に係る制御部16は、例えば、まず、並列受信の際の超音波プローブ20における超音波の送受信条件に基づいて、送受信合成ビームのビームプロファイルを算出する。そして、制御部16は、例えば、送受信合成ビームのビームプロファイルを考慮して、フレームメモリ13bに記憶された超音波画像の各画素データを、アップサンプリング後の画像データ（例えば、元の超音波画像を6倍に拡大した画像データ）と同一の画像サイズを有するマップデータの画素位置にマッピングすることで、各画素データ間へのゼロ値データの挿入数を規定するマップデータを生成する。

【0062】

送受信合成ビームのビームプロファイルは、図10の右上に示すように、例えば、ビームの送受信方向に直線状に延在するビームプロファイルから、送信ビームの集束点で横方向に蛇行したものとなっている。そのため、制御部16は、例えば、元の超音波画像のうち、互いに隣接する2つの送受信合成ビームのビーム間の距離が小さい位置に存在する画素データについては、互いに隣接する2つの送受信合成ビームのビーム間の距離が大きい位置に存在する画素データよりも、互いに隣接する2つの画素データ間の間隔が小さくなるように、マップデータへのマッピングを行う。そして、制御部16は、マップデータにおいて、元の超音波画像の画素データが存在しない画素位置にゼロ値データを設定する。つまり、マップデータにおいては、互いに隣接する2つの送受信合成ビームのビーム間の距

離が小さい画素位置では、互いに隣接する２つの画素データ間へのゼロ挿入数が少なく、互いに隣接する２つの送受信合成ビームのビーム間の距離が大きい画素位置では、互いに隣接する２つの画素データ間へのゼロ挿入数を多くなる。

【００６３】

制御部１６は、超音波画像の各画素データをマップデータへマッピングする際には、例えば、送受信合成ビームの蛇行態様と、超音波画像のマップデータへのマッピング態様とを予め関連付けて記憶したデータベースを参照してもよい。

【００６４】

尚、制御部１６は、送受信合成ビームのビームプロファイルを算出する際には、例えば、送信ビームプロファイルと受信ビームプロファイルとの合成により算出してもよい。送信ビームプロファイル及び受信ビームプロファイルは、それぞれ、並列受信の際の超音波プローブ２０における超音波の送受信条件から算出可能であり、例えば、並列受信数、開口条件（振動子幅、用いる振動子の数）、集束点、送信波形、中心周波数や帯域、重みづけ（アポダイズ）、及び、被検体の音速等に基づいて算出される。

【００６５】

尚、制御部１６は、演算負荷を軽減する観点から、並列受信の際の超音波プローブ２０における超音波の送受信条件から、送受信合成ビームのビームプロファイルを特定するための制御データ（以下、「ビーム態様特定データ」と称する）を予め記憶部（例えば、制御部１６が有するＲＯＭ）に保持しておくことが好ましい。典型的には、並列受信の際の超音波プローブ２０における超音波の送受信条件に応じた送受信合成ビームのビームプロファイルは、予め実験やシミュレーションによって、特定可能である。

【００６６】

図１１は、本実施形態に係る制御部１６の動作の一例を示すフローチャートである。

【００６７】

ステップＳ１において、制御部１６は、超音波プローブ２０における超音波の送受信条件（並列受信を用いた場合の送受信条件）から、送受信合成ビームのビームプロファイルを推定する。

【００６８】

ステップＳ２において、制御部１６は、ステップＳ１で推定した送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、超音波画像の各画素データ間へのゼロ挿入数を決定する。尚、このステップＳ２においては、制御部１６は、例えば、送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、フレームメモリ１３ｂに記憶された超音波画像の各画素データを、アップサンプリング後の画像データと同一の画像サイズを有するマップデータの画素位置にマッピングすることで、各画素データ間へのゼロ値データの挿入数を規定するマップデータを生成する。

【００６９】

ステップＳ３において、制御部１６は、ラインメモリ１３ｃから、超音波画像の１画素分の画素データを読み出し、ゼロ挿入部１３ｄｂに送出させる。尚、このステップＳ３においては、超音波画像のフレーム内をラスタスキャンするように、ラインメモリ１３ｃから、超音波画像の同じ深さ位置の画素データが走査方向に沿って順次読み出されることになる。

【００７０】

ステップＳ４において、制御部１６は、ゼロ挿入部１３ｄｂの制御によって、読み出し位置（即ち、ＦＩＲフィルタ１３ｄａで処理対象とする画素データの超音波画像の画素位置）に対応する挿入数のゼロ値データを挿入する。尚、このステップＳ４においては、制御部１６は、例えば、ステップＳ２で生成したマップデータに基づいて、ゼロ挿入部１３ｄｂを制御する。

【００７１】

ステップＳ５において、制御部１６は、超音波画像の全画素データについてのデータ補間処理が終了したか否かを判定し、全画素データについてのデータ補間処理が終了した場合

10

20

30

40

50

(S5: YES)、図11の一連のフローチャートの処理を終了し、全画素データについてのデータ補間処理が終了していない場合(S5: NO)、ステップS3に戻って、超音波画像の次の画素データについて、同様の処理を実行する。

【0072】

このようにして生成された超音波画像の画素データとゼロ値データのデータ列は、FIRフィルタ13daにて、順次、帯域制限処理(即ち、ローパスフィルタ処理)が施される。その結果、ゼロ値データの存在位置にデータ補間が行われ、超音波画像の画素データが有する波形が復元されるように、表示画像が生成されることになる。尚、FIRフィルタ13daにおける帯域制限処理は、従来公知の処理と同様であるため、ここでの説明は、省略する。

10

【0073】

[効果]

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置1によれば、スキャンコンバータ13にて、超音波画像に対して、送受信合成ビームの蛇行態様にあわせたデータ補間を行って、表示画像を生成することが可能である。

【0074】

これによって、送受信合成ビームの蛇行に伴って生じる表示画像内での位置ズレ(即ち、画像の歪)や輝度ムラを抑制することが可能である。又、これによって、動きのある反射体の移動態様やサイズが、表示画像内で、実際とは異なって描画される現象を抑制することが可能である。

20

【0075】

尚、本実施形態に係る超音波診断装置は、表示画像に対して、不必要なノイズ除去フィルタ処理を行うことなく、送受信合成ビームの蛇行に伴って生じる表示画像内での輝度ムラを抑制することが可能であるため、無用なフィルタ処理に伴う表示画像(即ち、超音波画像)の分解能の低下を抑制できる点でも、有用である。

【0076】

(第2の実施形態)

次に、図12を参照して、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の構成について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、スキャンコンバータ13におけるデータ補間処理の処理方法の点で、第1の実施形態に係る超音波診断装置1と相違する。尚、第1の実施形態と共通する構成については、説明を省略する(以下、他の実施形態についても同様)。

30

【0077】

図12は、第2の実施形態に係るスキャンコンバータ13の構成の一例を示す図である。

【0078】

本実施形態に係るスキャンコンバータ13では、補間フィルタ13dが、FIRフィルタ13daの出力段に間引き処理部13dcを有している。一般に、補間フィルタ13dにおいては、入力データを整数倍以外の倍率のデータ数に増加させるため、FIRフィルタ13daの出力段に、間引き処理部13dcが設けられる場合がある。間引き処理部13dcは、FIRフィルタ13daから出力されるデータ補間処理後の画素データ列(図12では、P1、P2、...)のうち、不要データの間引きを行う。一般的な補間フィルタ13dでは、間引き処理部13dcは、倍率調整のための構成であるため、FIRフィルタ13daから出力されるデータ補間処理後のデータ列から、一定間隔で間引きを行うようになっている。

40

【0079】

本実施形態に係る制御部16は、送受信合成ビームの蛇行態様にあわせるように、超音波画像に対してデータ補間を行うべく、ゼロ挿入部13dbにおけるゼロ挿入間隔の可変制御に代えて、間引き処理部13dcにおける間引き間隔の可変制御を行う。

【0080】

具体的には、本実施形態に係る制御部16は、ゼロ挿入部13dbで各画素データ間に挿

50

入するゼロ値データの挿入数については、処理対象の画素データの超音波画像のフレーム内における画素位置に依拠して変化させることなく、アップサンプリング率に応じた一定数に設定する。超音波画像から間引き前の拡大画像へのアップサンプリング率を n 倍とすると、制御部 16 は、例えば、ゼロ挿入部 13 d b に超音波画像の各画素データ間にゼロ値データを $n - 1$ 個挿入させた上で、FIR フィルタ 13 d a に出力する。

【0081】

一方、制御部 16 は、送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、補間フィルタ 13 d における処理対象の画素データの超音波画像のフレーム内における画素位置毎に、間引き処理部 13 d c における間引き間隔を決定する。

【0082】

このとき、制御部 16 は、第 1 の実施形態と同様に、送受信合成ビームのビームプロファイルを考慮して、FIR フィルタ 13 d a から出力される各画素データの画素位置をマップデータにマッピングし、FIR フィルタ 13 d a から出力される画素データ列から間引き対象の画素データを、マップデータ上に規定してもよい。かかる態様においても、第 1 の実施形態と同様に、互いに隣接する 2 つの送受信合成ビームのビーム間の距離が小さい画素位置においては、画素データ間の間引き数を少なくし、互いに隣接する 2 つの送受信合成ビームのビーム間の距離が大きい画素位置においては、画素データ間の間引き数を多くしたマップデータを生成すればよい。

【0083】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 においても、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様に、超音波画像に対して、送受信合成ビームの蛇行態様にあわせたデータ補間を行った表示画像を生成することが可能である。そして、これによって、送受信合成ビームの蛇行に伴って生じる表示画像内での位置ズレ（即ち、画像の歪）や輝度ムラを抑制することが可能である。

【0084】

（第 3 の実施形態）

次に、図 13、図 14、図 15 を参照して、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、スキャンコンバータ 13 におけるデータ補間処理の処理方法の点で、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と相違する。

【0085】

図 13 は、第 3 の実施形態に係るスキャンコンバータ 13 の構成の一例を示す図である。図 14 は、第 3 の実施形態に係るデータ補間処理について、説明する図である。

【0086】

本実施形態に係るスキャンコンバータ 13 は、補間フィルタ 13 d が、FIR フィルタ 13 d a の入力段に、更にゲイン設定部 13 d d を有している。そして、本実施形態に係る制御部 16 は、超音波画像の二次元座標系における、送受信合成ビームのビームプロファイルから算出される超音波画像の各画素データの最適マッピング位置と、表示画像にて指定可能なマッピング位置とに基づいて、最適マッピング位置に存在する画素データを指定可能なマッピング位置に配置することに伴う画素値の誤差の補正を行うように、ゲイン設定部 13 d d において、超音波画像の画素位置毎に各画素データに付与するゲインを可変制御する。

【0087】

第 1 の実施形態に係るスキャンコンバータ 13 では、超音波画像の二次元座標系における、送受信合成ビームのビームプロファイルから算出される超音波画像の各画素データの最適マッピング位置と、表示画像にて指定可能なマッピング位置（即ち、マップデータの画素位置）とが一致する／又はその位置ずれが小さいことを前提として、データ補間処理を行った。

【0088】

但し、超音波画像の二次元座標系において表示画像にて指定可能なマッピング位置は、表

10

20

30

40

50

示画像の画素位置に対応し、通常、固定されることになる。この点、超音波画像の二次元座標系において、送受信合成ビームのビームプロファイルから算出される超音波画像の各画素の最適マッピング位置は、演算処理にて導かれるため、図14の左上図（横向き頁における図位置を表す。以下同じ）に示すように、必ずしも表示画像にて指定可能なマッピング位置とは一致しない（例えば、送受信合成ビームのビームプロファイルから算出される超音波画像の各画素の最適マッピング位置は、実数で座標を指定するアナログ座標系で表現される）。

【0089】

本実施形態では、かかる場合への対策として、ゲイン設定部13ddにおけるゲイン付与を用いる。ゲイン設定部13ddは、ゼロ挿入部13dbの後段に設けられ、FIRフィルタ13daに入力する超音波画像の各画素の画素データに対してゲインを付与するための機能部である。ゲイン設定部13ddが付与するゲイン値は、制御部16によって、補間フィルタ13dにおける処理対象の画素データ毎に可変制御される。

10

【0090】

本実施形態では、より好ましい態様として、制御部16は、かかる補正において、超音波画像の画素位置毎に、ゲイン値に加えて、ゼロ挿入部13dbにて挿入するゼロ挿入数を調整し、最適マッピング位置に存在する画素データの画素値を指定可能なマッピング位置に按分するように、FIRフィルタ13daに導入するデータ列を補正する。

【0091】

具体的には、本実施形態に係る制御部16は、送受信合成ビームのビームプロファイルから算出される超音波画像の各画素の最適マッピング位置と、表示画像にて指定可能なマッピング位置（即ち、マップデータの画素位置）と、を比較して、両者の間で、図14の左上図のように位置ずれが生じている場合には、当該位置ずれ量に応じて、超音波画像の各画素の画素データを、表示画像にて指定可能なマッピング位置に按分する。

20

【0092】

例えば、図14の右図に示すように、送受信合成ビームのビームプロファイルから算出される超音波画像のある画素の最適マッピング位置が (X_c, Y_t) となり、表示画像にて指定可能なマッピング位置が (X_a, Y_t) 及び (X_b, Y_t) である場合を考える。この場合、位置 (X_a, Y_t) と位置 (X_c, Y_t) との間の距離 L_1 と、位置 (X_b, Y_t) と位置 (X_c, Y_t) との間の距離 L_2 と、に基づいて、超音波画像の (X_c, Y_t) の位置に配置すべき画素データ D_1 を、位置 (X_a, Y_t) の画素データと位置 (X_c, Y_t) の画素データに按分すれば、FIRフィルタ13daに対して入力するデータ列を、送受信合成ビームのビームプロファイルに即したデータ列とすることが可能である。

30

【0093】

従って、本実施形態に係る制御部16は、例えば、図14の左上図のように位置ずれが生じている場合には、送受信合成ビームのビームプロファイルを考慮して、フレームメモリ13bに記憶された超音波画像の各画素データをマッピングしたマップデータを補正する。この際、制御部16は、例えば、マップデータのデータ列を、以下のように補正する。

（補正前） $[0, 0, D_1, 0, (\text{以下略})]$

（補正後） $[0, A_1 \cdot D_1, A_2 \cdot D_1, 0, (\text{以下略})]$

（但し、ゲイン $A_1 = L_2 / (L_1 + L_2)$ 、ゲイン $A_2 = L_1 / (L_1 + L_2)$ ）

40

【0094】

即ち、制御部16は、最適マッピング位置に超音波画像の各画素データが存在すると仮定して、当該各画素データが、表示画像にて指定可能なマッピング位置に按分されるように、マップデータを補正する。但し、制御部16は、上記のように2段階の処理を経て、ゼロ挿入数とゲイン値とを決定するのではなく、送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、一段階の処理にて、ゼロ挿入数とゲイン値とを決定してもよいのは勿論である。

【0095】

図15は、第3の実施形態に係る制御部16の動作フローを示す図である。本実施形態に

50

係る制御部 16 の動作フローは、ステップ S 2 の処理に代えてステップ S 2 a の処理を行う点、及び、ステップ S 4 の処理の後にステップ S 4 a の処理を行う点で、図 11 で示したフローチャートと相違する。

【0096】

ステップ S 2 a では、制御部 16 は、ステップ S 1 で推定した送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、超音波画像の各画素データ間へのゼロ挿入数を規定するマップデータを生成する。このとき、制御部 16 は、送受信合成ビームのビームプロファイルから算出される超音波画像の各画素の最適マッピング位置と、表示画像にて指定可能なマッピング位置（即ち、マップデータの画素位置）と、を比較する。そして、両者の間で、位置ずれが生じている場合には、制御部 16 は、超音波画像の各画素の画素データを、表示画像にて指定可能なマッピング位置に按分するように、マップデータを補正する。

10

【0097】

又、ステップ S 4 a では、制御部 16 は、ゲイン設定部 13 d d に対して、読み出し位置（即ち、FIR フィルタ 13 d a で処理対象とする画素データの超音波画像の画素位置）に対応するゲイン値を設定する。

【0098】

かかる処理を繰り返し実行することで、超音波画像に対して、送受信合成ビームの蛇行態様に合わせたデータ補間を行った表示画像を生成することが可能である。本実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、より正確に送受信合成ビームの蛇行態様に合わせてデータ補間処理を行うことが可能である。

20

【0099】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、表示画像内で送受信合成ビームの蛇行に伴って生じる表示画像内での位置ズレ（即ち、画像の歪）や輝度ムラを、より効果的に、抑制することが可能である。

【0100】

（第 4 の実施形態）

次に、図 16 を参照して、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、スキャンコンバータ 13 の補間フィルタ 13 d が、二次元フィルタによって構成されている点で、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と相違する。

30

【0101】

図 16 は、第 4 の実施形態に係るスキャンコンバータ 13 の構成の一例を示す図である。

【0102】

第 1 の実施形態では、主に、反射体が横方向に移動している際に、送受信合成ビームの蛇行に起因して、表示画像内で、反射体の移動速度が変化したり、反射体の形状が変化するように描画される現象について、説明した。しかしながら、かかる現象は、反射体が横方向に移動している際だけでなく、反射体が斜め方向に移動している際にも生じ得る。

【0103】

かかる観点から、本実施形態に係る補間フィルタ 13 d は、二次元フィルタの FIR フィルタ 13 d a によって構成されている。

40

【0104】

二次元フィルタの FIR フィルタ 13 d a を用いた補間フィルタ 13 d 自体は、従来公知のものと同様である。補間フィルタ 13 d は、例えば、フレームメモリ 13 b から各深度位置の画素データをパラレルに取得可能な複数のラインメモリ 13 c 及び複数のゼロ挿入部 13 d b を有している。そして、補間フィルタ 13 d は、これらの複数のラインメモリ 13 c 及び複数のゼロ挿入部 13 d b から送出される画素データを、二次元データのローパスフィルタとして機能する FIR フィルタ 13 d a に送出し、二次元の帯域制限処理（ローパスフィルタ処理）を施す。

【0105】

かかる構成とすることによって、反射体が移動した際、補間フィルタ 13 d は、二次元（

50

即ち、横方向と縦方向）の移動成分の時間的変化に基づいて、波形の復元を行うことが可能となる。これによって、より実際の状態に即した形で、反射体の描画を行うことが可能である。

【0106】

尚、このとき、制御部16がゼロ挿入部13dbを制御する手法自体は、第1の実施形態と同様である。即ち、制御部16は、送受信合成ビームのビームプロファイルに基づいて、補間フィルタ13dにおける処理対象の画素データの超音波画像のフレーム内における画素位置毎に、ゼロ挿入数を規定するマップデータを生成する。そして、制御部16は、マップデータに従って、各画素データ間にゼロ値データが挿入されるように、複数のゼロ挿入部13dbそれぞれを制御する。

10

【0107】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置1によれば、より効果的に、動きのある反射体の異常描画を抑制することが可能である。

【0108】

（第5の実施形態）

次に、図17、図18を参照して、第5の実施形態に係る超音波診断装置1の構成について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、送受信合成ビームのビームプロファイルを特定するためのビーム態様特定データを補正可能に構成されている点で、第1の実施形態に係る超音波診断装置1と相違する。

【0109】

20

第1の実施形態では、被検体毎に個体差を考慮することなく、予め実験又はシミュレーションで規定されたビーム態様特定データを参照して、超音波の送受信条件に基づいて、送受信合成ビームのビームプロファイルを特定する態様を示した。しかしながら、実際の送受信合成ビームのビームプロファイルは、超音波の送受信条件が略同一であっても、被検体内を伝搬する音波の音速の相違や、周波数依存性減衰の相違等、被検体毎の個体差に起因して、超音波検査の度に変化する場合がある。

【0110】

そこで、本実施形態に係る制御部16は、より高分解能な超音波画像を表示する表示画像を生成するべく、超音波検査時に得られる超音波画像（より正確には、超音波画像から生成された表示画像）を用いて、リアルタイムでビーム態様特定データを補正可能に構成されている。具体的には、制御部16は、表示画像に映る反射体が移動した際に、その反射体の輝度の変化態様及び／又は位置の変化態様に基づいて、ビーム態様特定データを補正する。尚、本実施形態に係る制御部16は、スキャンコンバータ13が表示部14に出力する表示画像のデータを取得して、当該表示画像のデータを用いてビーム態様特定データを補正する構成となっている。

30

【0111】

図17は、第5の実施形態に係る制御部16におけるビーム態様特定データの補正処理の一例を示すフローチャートである。図18は、第5の実施形態に係る制御部16におけるビーム態様特定データの補正処理について模式的に説明する図である。

【0112】

40

ステップS11において、制御部16は、まず、超音波検査時に任意のタイミングで得られた超音波画像（以下、「第1超音波画像」と称する）に対してデータ補間を行って生成された表示画像のデータを取得する。続く、ステップS12において、制御部16は、信号処理部12に第1超音波画像が生成されてから所定フレーム間隔だけ待機する。続く、ステップS13において、制御部16は、所定フレーム間隔経過した後得られた超音波画像（以下、「第2超音波画像」と称する）に対してデータ補間を行って生成された表示画像のデータを取得する（図18Aを参照）。

【0113】

ステップS14において、制御部16は、ステップS11とステップS13それぞれで取得した表示画像同士を比較して、第1超音波画像と第2超音波画像との両方に映る同一の

50

被検体部位に係る領域を探索する（図 18 B を参照）。このとき、制御部 16 は、例えば、自己相関演算を用いて、かかる同一の被検体部位に係る領域を探索する。これにより、ステップ S 12 で規定されたフレーム間隔での被検体部位の移動量が算出される。そして、制御部 16 は、第 1 超音波画像と第 2 超音波画像との両方に映る同一の被検体部位に係る領域を切り出す。

【0114】

ステップ S 15 において、制御部 16 は、ステップ S 14 で切り出した 2 枚の表示画像の同一の被検体部位に係る領域の中から、同一の反射体を探索する（図 18 C を参照）。被検体内の画像には、体組織を反映した様々な形状の反射体が映っているが、このステップ S 15 においては、制御部 16 は、例えば、その中から大きさが小さく周囲に比較して輝度が高い反射体を選択する。

10

【0115】

ステップ S 16 において、制御部 16 は、第 1 超音波画像に係る表示画像と第 2 超音波画像に係る表示画像との間における、着目する反射体の移動に伴う輝度の変化量及び位置の変化量を算出する。

【0116】

ステップ S 17 において、制御部 16 は、ステップ S 16 で算出された着目する反射体の輝度の変化量及び／又は大きさの変化量が基準値以上か否かを判定し、当該変化量が基準値以上の場合、送受信合成ビームのビームプロファイルを特定するためのビーム態様特定データを補正する。補正対象のパラメータの一例としては、超音波が被検体内を伝搬する際の音速がある。

20

【0117】

尚、ステップ S 17 では、制御部 16 は、例えば、ビーム態様特定データの所定のパラメータを変化させ、当該ビーム態様特定データを用いて、第 1 超音波画像及び第 2 超音波画像それぞれの元データから、再度、第 1 超音波画像に係る表示画像及び第 2 超音波画像に係る表示画像を生成する。そして、制御部 16 は、ビーム態様特定データのパラメータを種々に変化させ、第 1 超音波画像に係る表示画像と第 2 超音波画像に係る表示画像との間における、着目する反射体の輝度の変化量及び／又は大きさの変化量が最も小さくなるように、当該パラメータを調整する。これによって、反射体の見え方が、超音波画像内の存在位置に応じて変動することが抑制されるように、ビーム態様特定データのパラメータが調整されることになる。

30

【0118】

本実施形態に係る制御部 16 は、このようにして補正したビーム態様特定データを用いて、同超音波検査で得られる超音波画像から表示画像にデータ変換を行う際のスキャンコンバータ 13 の動作を制御する。

【0119】

尚、ここでは説明を簡略にするために 2 枚の画像で行なっているが、3 枚以上の画像で行うことが好ましい。

【0120】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、超音波の送受信条件から特定される送受信合成ビームのビームプロファイルを、より正確に設定することが可能である。これによって、データ補間処理によって生成される表示画像内における位置ずれや輝度ムラをより確実に抑制することが可能となり、より高分解能な表示画像を表示することができる。

40

【0121】

以上、本発明の具体例を詳細に説明したが、これらは例示にすぎず、請求の範囲を限定するものではない。請求の範囲に記載の技術には、以上に例示した具体例を様々に変形、変更したものが含まれる。

【産業上の利用可能性】

【0122】

50

本開示に係る超音波診断装置によれば、並列受信を用いた際の送受信合成ビームの歪みに起因した表示画像の画質の劣化を抑制することができる。

【符号の説明】

【0123】

1 超音波診断装置

10 超音波診断装置本体

11 送受信部

11a 送信部

11b 受信部

12 信号処理部

13 デジタルスキャンコンバータ

13b フレームメモリ

13c ラインメモリ

13d 補間フィルタ

13da FIRフィルタ

13db ゼロ挿入部

13dc 間引き処理部

13dd ゲイン設定部

14 表示部

15 操作入力部

16 制御部

20 超音波プローブ

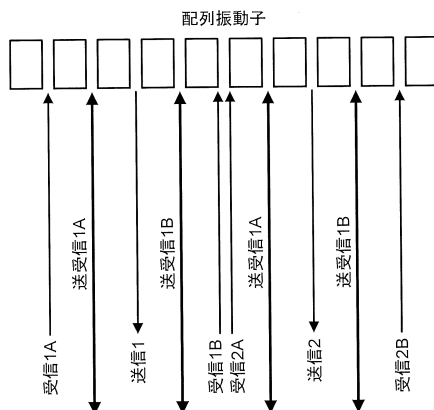
21 配列振動子

21s 圧電振動子

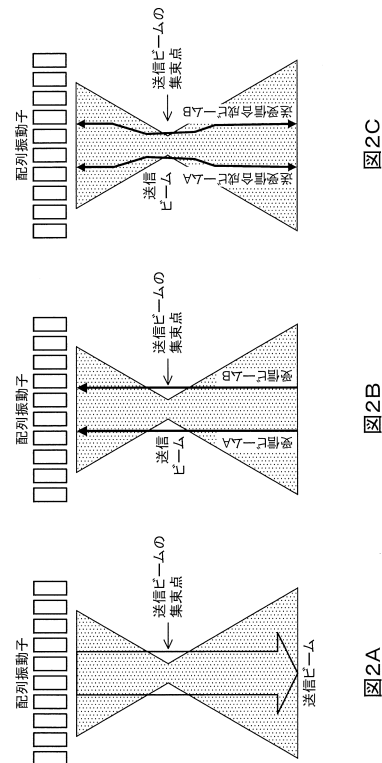
30 ケーブル

【図面】

【図1】



【図2】



10

20

30

40

50

【図 3】

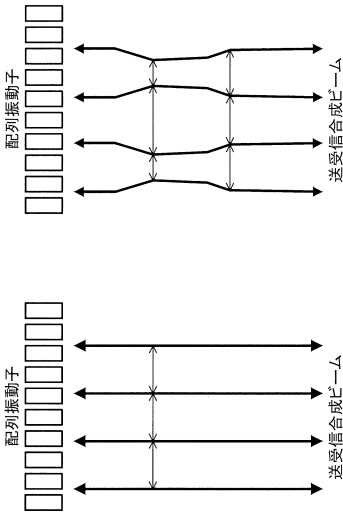
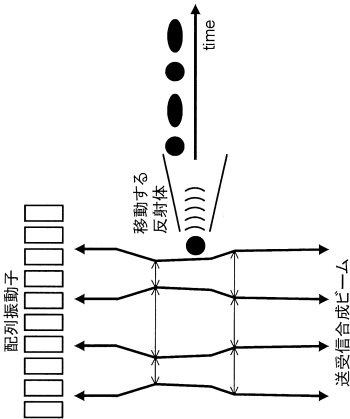


図3B

図3A

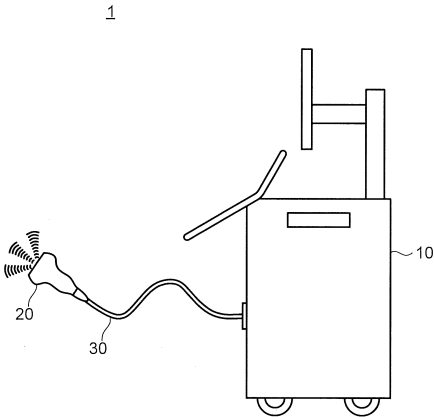
【図 4】



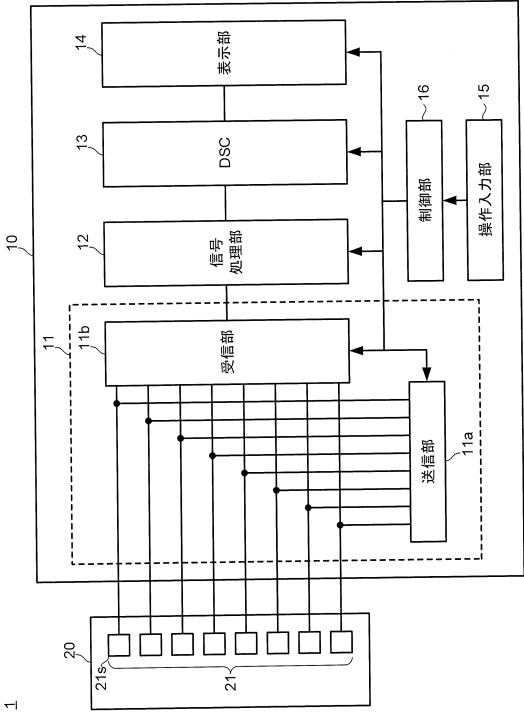
10

20

【図 5】



【図 6】

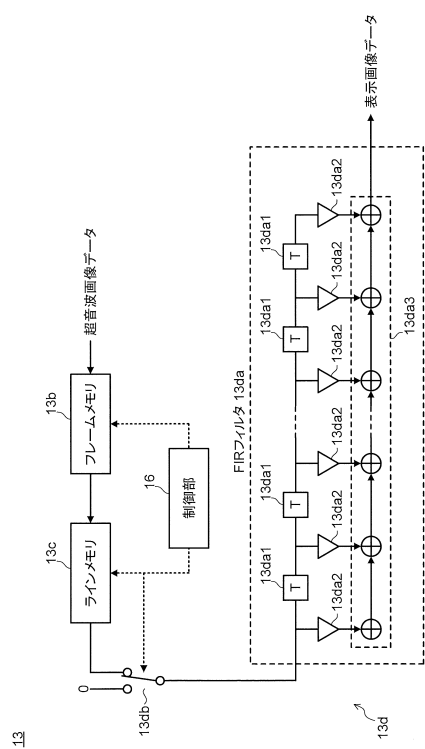


30

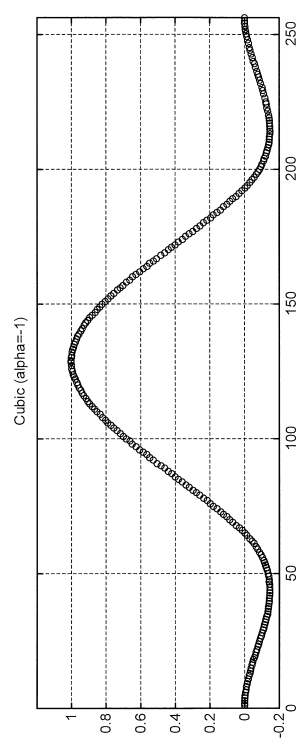
40

50

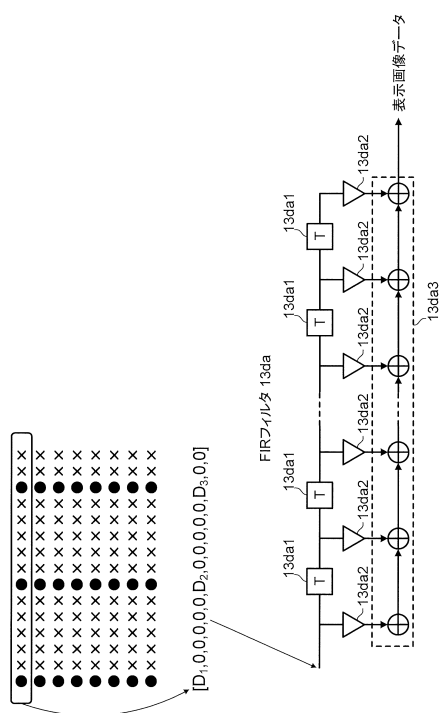
【圖 7】



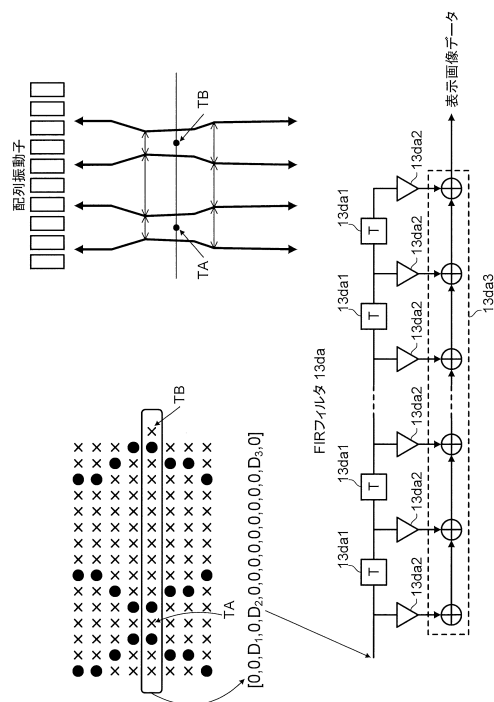
【圖 8】



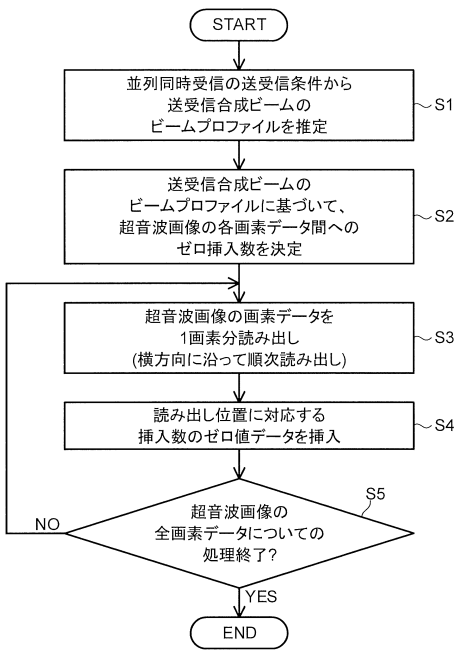
【圖 9】



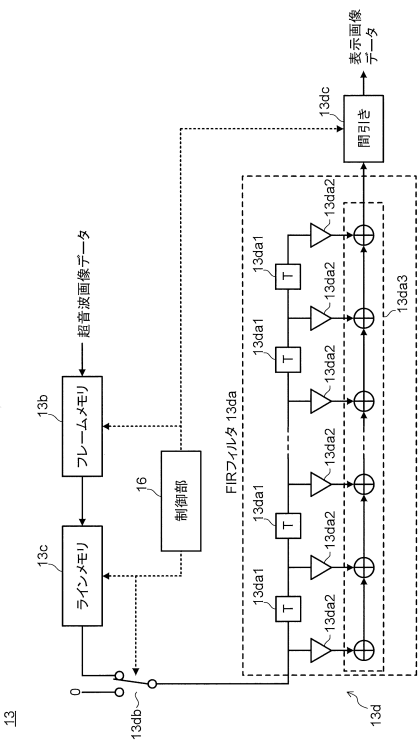
【図 10】



【図 1 1】



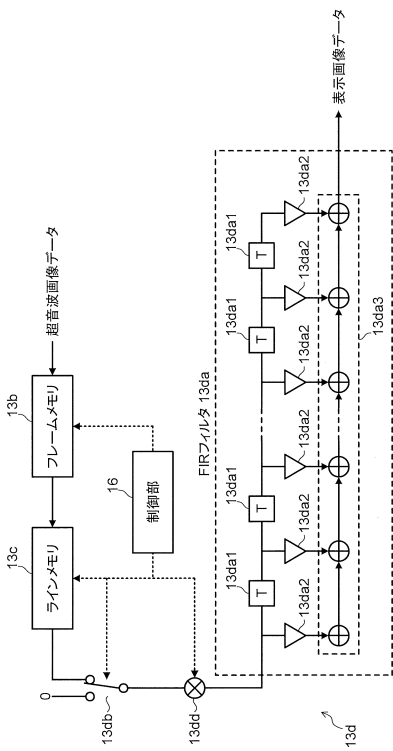
【図 1 2】



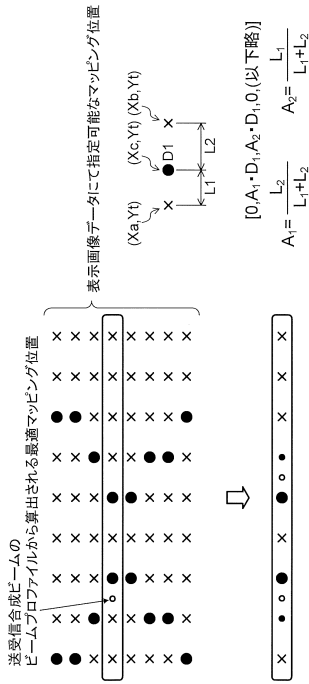
10

20

【図 1 3】



【図 1 4】

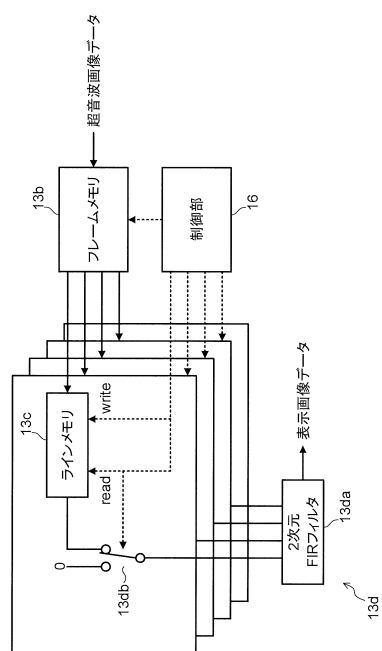


30

40

50

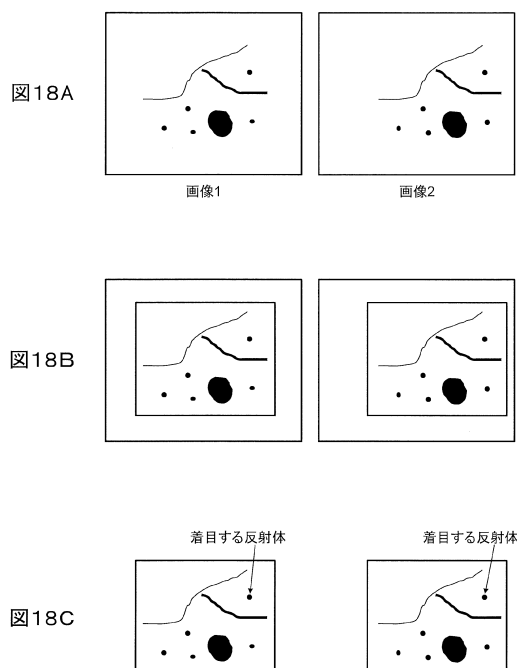
【図 16】



13

20

【圖 18】



40