

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-20772**(P2007-20772A)**

(43) 公開日 平成19年2月1日(2007.2.1)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-205295 (P2005-205295)
(22) 出願日 平成17年7月14日 (2005.7.14)(71) 出願人 000005821
松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 100097445
弁理士 岩橋 文雄
(74) 代理人 100109667
弁理士 内藤 浩樹
(74) 代理人 100109151
弁理士 永野 大介
(72) 発明者 中村 満之
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB22 EE04 EE22
GB04 JB29 JB45 JB48 JC04
JC26 JC29 KK22

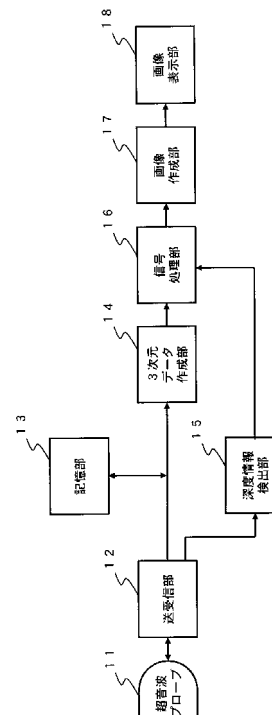
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】ボクセルデータに対し重み付け加算係数を変化させフィルタ係数を最適化することで、きめ細かな良好な3次元超音波画像を作成し、表示することのできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブ11と、超音波プローブ11よりエコー信号を送受信する送受信部12と、送受信部12によって受信した信号を記憶する記憶部13と、記憶部13に記憶されている受信信号を処理してボクセルデータを作成する3次元データ作成部14と、3次元データ作成部14で作成されたボクセルデータに対してフィルタ処理を行う信号処理部16と、信号処理部16で処理されたボクセルデータに基づいて被検体に対する3次元画像を作成する画像作成部17と、画像作成部17で作成された3次元画像を表示する画像表示部18とを備えたことにより、きめ細かな良好な3次元画像を作成し、表示することができる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、前記超音波プローブよりエコー信号を送受信する送受信部と、前記送受信部によって受信した信号を記憶する記憶部と、前記記憶部に記憶されている受信信号を処理してボクセルデータを作成する 3 次元データ作成部と、前記 3 次元データ作成部で作成された前記ボクセルデータに対してフィルタ処理を行う信号処理部と、前記信号処理部で処理された前記ボクセルデータに基づいて被検体に対する 3 次元画像を作成する画像作成部と、前記画像作成部で作成された 3 次元画像を表示する画像表示部とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記信号処理部は、前記 3 次元データ作成部において作成された前記ボクセルデータに対し、前記超音波プローブからの音線の距離に応じて異なる係数による加算平均処理を行う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】

前記信号処理部は、前記 3 次元データ作成部において作成された前記ボクセルデータに対し、前記超音波プローブの曲率に応じて異なる係数による加算平均処理を行う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】

前記信号処理部は、前記 3 次元データ作成部において作成された前記ボクセルデータに対し、前記超音波プローブの送信周波数に応じて異なる係数による加算平均処理を行うことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに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、超音波のエコー信号を受信集束し、被検体に対する 3 次元画像を表示する超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

30

【0002】

近年、医療分野においては、超音波診断装置などの医用画像診断装置で得た画像を、3 次元画像で表示することが行われている。このような 3 次元画像診断の分野では、ボリュームで画像を取得し、ボリュームレンダリング法にて 3 次元画像を表示し、疾患等の診断や治療に応用している。

【0003】

ボリュームレンダリング法は、超音波診断装置等により得られたスライス画像を積み重ねた 3 次元構造のボリュームを作り、このボリュームに対して視線方向を決めて任意の視点からボクセル追跡を行い、ボクセルにおける明るさを示す値であるボクセル値を求めて、このボクセル値に基づく画像情報を投影面の画素に投影して、臓器等を立体的に抽出して 3 次元画像を得るものである。

40

【0004】

このボリュームレンダリング法は、従来よりのサーフェスレンダリングと異なり、明確な境界線が抽出できない場合においても、3 次元構造を表示することが容易であり、また、MIP 法 (Maximum Intensity Projection) などのレンダリング法と異なり、より正確な位置情報を含んだ画像を表示することができるため、近年、多く採用されている。

【0005】

超音波診断装置による 3 次元画像処理では、超音波プローブを手動あるいは機械的に走査して収集した超音波データは直交する X - Y - Z 軸上のボクセルからなるボクセルボリ

50

ュームデータに変換される。そして、３次元レンダリングユニットにて、当該ボクセルボリュームをボリュームレンダリングし、ＣＲＴ等の表示部にて３次元レンダリング画像を表示する。

【０００６】

従来の超音波診断装置は、図１１に示すように超音波プローブ１１１から超音波信号を被検体に向けて送信し、表示手段の画素に対応し被検体の診断領域上に位置するボクセルから超音波のエコー信号を受信するための送受信部１１２と、送受信部１１２によって受信した信号を格納するための記憶部１１３と、記憶手段に格納されている受信信号を処理して、ボクセルに対する３次元データの組を獲得する３次元データ作成部１１４と、３次元データの組に基づいて、被検体に対する３次元画像を作成する画像作成部１１７と、作成した３次元画像を表示する画像表示部１１８とで構成されており、３次元画像を作成するのに必要な３次元データは、図１２に示すようにボクセル $I(x, y, z)$ を取り囲んでいる連続する二つのフレーム内の隣接した二つの走査線に対応する４つのＲＦデータ１０１から１０４を用い、ボクセル $I(x, y, z)$ と各々のＲＦデータとの距離に応じた重み付けを伴って加算平均し、ボリュームレンダリング法などにより被検体の３次元画像を作成し、表示装置に表示するものである（例えば、特許文献１参照）。

10

【特許文献１】特開２００２－３４５８１５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

20

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、ボクセルデータの作成は、ボクセル $I(x, y, z)$ を取り囲んでいる連続する二つのフレーム内の隣接した二つの走査線に対応する４つのＲＦデータを用い、ボクセル $I(x, y, z)$ と各々のＲＦデータとの距離に応じた一定の重み付けを伴って加算平均されているだけで、超音波プローブからの音線データの距離に応じた重み付け加算係数は変化させていない。

【０００８】

例えば、コンベックス型超音波プローブのように曲率の大きい超音波プローブを使用した場合には、近点と遠点では音線間隔が異なり、超音波プローブから近い点では加算平均されるデータ同士が近く相関が強いのに対し、超音波プローブから離れた点では音線間の距離が離れているためデータ同士が近く相関が弱い。超音波プローブからの音線データの距離に応じた重み付け加算係数を変化させずに作成されたボクセルデータをそのまま使用して３次元画像を作成すると、きめ細かな良好な３次元画像が得られないという課題を有していた。

30

【０００９】

また、４つのＲＦデータ間の相関は、送信される音線の送信周波数によっても受信ビームの減衰率が変わるため正確なボクセルデータが得られず、一定のきめ細かな３次元画像が得られないという課題を有していた。

【００１０】

本発明は、このような従来の問題を解決するためになされたもので、４つのＲＦデータから作成されたボクセルデータに対し超音波プローブからの音線の距離や超音波プローブの曲率や送信周波数に応じて重み付け加算係数を変化させ、フィルタ係数を最適化することで、きめ細かな良好な３次元画像を作成し、表示することのできる超音波診断装置を提供することを目的としたものである。

40

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明の超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブよりエコー信号を送受信する送受信部と、送受信部によって受信した信号を記憶する記憶部と、記憶部に記憶されている受信信号を処理してボクセルデータを作成する３次元データ作成部と、３次元データ作成部で作成されたボクセルデータに対してフィルタ処理を行う信号処理部と、信号処理部で処理されたボクセルデータに基づいて被検体に対する３次元画像を作成する画像

50

作成部と、画像作成部で作成された３次元画像を表示する画像表示部とを備えた構成を有している。

【００１２】

この構成により、超音波のエコー信号より被検体に対する３次元画像を作成し、表示することができる。

【００１３】

また、本発明の超音波診断装置は、信号処理部は、３次元データ作成部において作成されたボクセルデータに対し、超音波プローブからの距離に応じて異なる係数による加算平均処理を行う構成を有している。

【００１４】

この構成により、ボクセルデータに対し、超音波プローブからの音線の距離に応じた３次元画像を作成することができる。

【００１５】

また、本発明の超音波診断装置は、信号処理部は、３次元データ作成部において作成されたボクセルデータに対し、超音波プローブの曲率に応じて異なる係数による加算平均処理を行う構成を有している。

【００１６】

この構成により、ボクセルデータに対し、超音波プローブの曲率に応じた３次元画像を作成することができる。

【００１７】

また、本発明の超音波診断装置は、信号処理部は、３次元データ作成部において作成されたボクセルデータに対し、超音波プローブの送信周波数に応じて異なる係数による加算平均処理を行う構成を有している。

【００１８】

この構成により、ボクセルデータに対し、超音波プローブの送信周波数に応じた３次元画像を作成することができる。

【発明の効果】

【００１９】

本発明の超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブよりのエコー信号を送受信する送受信部と、送受信部によって受信した信号を記憶する記憶部と、記憶部に記憶されている受信信号を処理してボクセルデータを作成する３次元データ作成部と、３次元データ作成部で作成されたボクセルデータに対してフィルタ処理を行う信号処理部と、信号処理部で処理されたボクセルデータに基づいて被検体に対する３次元画像を作成する画像作成部と、画像作成部で作成された３次元画像を表示する画像表示部とを備えたことにより、ボクセルデータに対する最適なフィルタ処理によって、音線方向の縞の発生を抑制し、被検体の細部まで表現できる良好な３次元画像を作成し、表示することができるという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。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

以下、本発明の実施の形態の超音波診断装置について、図面を用いて説明する。

【００２１】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【００２２】

図１において、本実施の形態の超音波診断装置は、超音波プローブ１１と、超音波プローブ１１よりのエコー信号を送受信する送受信部１２と、送受信部１２によって受信した信号を記憶する記憶部１３と、記憶部１３に記憶されている受信信号を処理してボクセルデータを作成する３次元データ作成部１４と、受信信号から受信深度情報を検出する深度情報検出部１５と、３次元データ作成部１４で作成されたボクセルデータと深度情報検出

10

20

30

40

50

部 1 5 よりの受信深度情報に基づいてフィルタ処理を行う信号処理部 1 6 と、信号処理部 1 6 で処理されたボクセルデータに基づいて被検体に対する 3 次元画像を作成する画像作成部 1 7 と、画像作成部 1 7 で作成された 3 次元画像を表示する画像表示部 1 8 とを有する構成である。

【 0 0 2 3 】

以上のように構成された超音波診断装置において、図 2 と図 3 を参照しながら隣り合うボクセル間の画質差を緩和するためのフィルタ処理について、注目するボクセルデータと、同一フレーム内で隣接したボクセルデータと、隣接したフレーム内の同一位置のボクセルデータとの 3 つのボクセルデータを用いたラテラルフィルタを例に挙げて説明する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、メカアレイ方式におけるラインメモリとフィルタ係数との関係を示し、ボクセルデータの水平面を表した図である。

【 0 0 2 5 】

図 3 (a) および図 3 (b) は、図 2 に示した水平面のフィルタを用いた場合における深さの異なる任意の 2 箇所（箇所）のボクセルデータおよび対応するフィルタ係数を示す図であり、図 3 (b) は、図 3 (a) よりも超音波プローブ 1 1 から遠い水平面のフィルタ係数を表している。

【 0 0 2 6 】

図 3 (a) において、D 1 1、D 1 2、D 1 5 は、それぞれ図 2 における超音波プローブ 1 1 から近い水平面のボクセル 1、2、5 のボクセルデータを示す。ここで、3 つのボクセルデータを用いたラテラルフィルタ処理は、各ボクセルのフィルタ係数を C 1、C 2 = C 1、C 5 = C 1 とした場合、加算平均処理を行ったフィルタリング結果の出力値 $O u t_{(D11)}$ は、以下の式 1 で表される。

【 0 0 2 7 】

$$\begin{aligned} O u t_{(D11)} &= (D 1 1 \times C 1 + D 1 2 \times C 2 + D 1 5 \times C 5) / 3 \\ &= C 1 (D 1 1 + D 1 2 + D 1 5) / 3 \quad \cdots (1) \end{aligned}$$

一方、図 3 (b) において、D 2 1、D 2 2、D 2 5 は、それぞれ図 2 における超音波プローブ 1 1 から距離の離れた（深さの深い）水平面のボクセル 1、2、5 のボクセルデータを示す。ここで、3 つのボクセルデータを用いてラテラルフィルタ処理は、各ボクセルのフィルタ係数を C 1、C 2 = C 1 / 2、C 5 = C 1 / 2 とした場合、加算平均処理を行ったフィルタリング結果の出力値 $O u t_{(D21)}$ は、以下の式 2 で表される。

【 0 0 2 8 】

$$\begin{aligned} O u t_{(D21)} &= (D 2 1 \times C 1 + D 2 2 \times C 2 + D 2 5 \times C 5) / 3 \\ &= C 1 (D 2 1 + D 2 2 / 2 + D 2 5 / 2) / 3 \quad \cdots (2) \end{aligned}$$

式 2 において、図 3 (b) のように超音波プローブ 1 1 から距離の離れた深度の深いところでは中心の重み付け係数 C 1 を隣接した重み付け係数 C 2 および C 5 に対し大きくすることにより深度の浅い箇所では中心値の寄与率を小さくし、深度の深いところでは中心値の寄与率を大きくすることができる。

【 0 0 2 9 】

以上のように本実施の形態の超音波診断装置によれば、超音波プローブ 1 1 からの距離に応じて、ボクセルデータに対し異なるフィルタ係数の加算平均処理を行うことにより、超音波プローブ 1 1 から近い点では加算平均されるデータ同士が近く相関が強いのに対し、超音波プローブ 1 1 から離れた点では音線間の距離が離れているためデータ同士が近く相関が弱いことに起因して生じる画像の不均一を修正することが可能で、良好な超音波画像を作成し、表示することができる。

【 0 0 3 0 】

（実施の形態 2）

図 4 は、本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

図 4 において、図 1 に示す実施の形態 1 と同様の構成には同一番号を付して説明を省略する。

【 0 0 3 2 】

図 4 において、本実施の形態の超音波診断装置は、超音波プローブ 11 の曲率情報を検出する曲率情報検出部 19 と、3 次元データ作成部 14 で作成されたボクセルデータと深度情報検出部 15 よりの受信深度情報と曲率情報検出部 19 よりの曲率情報に基づいてフィルタ処理を行う信号処理部 20 とを有する構成である。

【 0 0 3 3 】

以上のように構成された超音波診断装置において、図 5 を参照しながら曲率の異なる超音波プローブ 11 を使用した場合のフィルタ処理について説明する。

10

【 0 0 3 4 】

図 5 は、曲率の異なる超音波プローブ 11 を用いた場合の深さと中心の重み付け係数の関係を示した図である。

【 0 0 3 5 】

図 5 において、実施の形態 1 で説明したように、深度情報検出部 15 で検出された受信深度情報に基づいて深度が深くなるほど中心の重み付けが強くされている状態において、使用している超音波プローブ 11 の曲率が大きいほど、深さに対する中心の重み付け係数を大きくすることにより使用している超音波プローブ 11 の特性に適応したフィルタ係数の設定をすることができる。

【 0 0 3 6 】

20

以上のように本実施の形態の超音波診断装置によれば、曲率の大きい超音波プローブ 11 を用いた場合には中心値の寄与率を小さくし、曲率の小さい超音波プローブ 11 を用いた場合には中心値の寄与率を大きくすることによって、同一の超音波診断装置に曲率の違う超音波プローブ 11 を用いた場合でも一定のきめ細かな 3 次元画像を作成し、表示することができる。

【 0 0 3 7 】

(実施の形態 3)

図 6 は、本発明の実施の形態 3 における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 8 】

30

図 6 において、図 1 に示す実施の形態 1 と同様の構成には同一番号を付して説明を省略する。

【 0 0 3 9 】

図 6 において、本実施の形態の超音波診断装置は、送受信部 12 から超音波プローブ 11 への送信周波数を取得する周波数情報取得部 21 と、3 次元データ作成部 14 で作成されたボクセルデータと深度情報検出部 15 よりの受信深度情報と周波数情報取得部 21 で取得した送信周波数に基づいてフィルタ処理を行う信号処理部 22 とを有する構成である。

【 0 0 4 0 】

以上のように構成された超音波診断装置において、図 7 を参照しながら超音波プローブ 11 よりの送信周波数を変えた場合のフィルタ処理について説明する。

40

【 0 0 4 1 】

図 7 は、超音波プローブ 11 よりの送信周波数を変えた場合の深さと中心の重み付け係数の関係を示した図である。

【 0 0 4 2 】

図 7 において、深度情報検出部 15 で検出された受信深度情報に基づいて深度が深くなるほど中心の重み付けが強くされている状態において、使用している送信周波数が低くなるほど、深さに対する中心の重み付け係数を大きくすることにより送信周波数に適応したきめ細かなフィルタ係数の設定をすることができる。

【 0 0 4 3 】

50

以上のように本実施の形態の超音波診断装置によれば、超音波プローブ 11 よりの送信周波数の低い場合には中心値の寄与率を小さくし、超音波プローブ 11 よりの送信周波数の高い場合には中心値の寄与率を大きくすることが可能になり、送信周波数が低い方が広がりやすく深度が深くなるに従い広がっていく超音波の特性を補正することができ、送信周波数を変えた場合でも一定のきめ細かな 3 次元画像を作成し、表示することができる。

【0044】

(実施の形態 4)

図 8 は、本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0045】

10

図 8 において、図 4 に示す実施の形態 2 と図 6 に示す実施の形態 3 と同様の構成には同一番号を付して説明を省略する。

【0046】

図 8 において、本実施の形態の超音波診断装置は、3 次元データ作成部 14 で作成されたボクセルデータと深度情報検出部 15 よりの受信深度情報と周波数情報取得部 21 で取得した送信周波数と曲率情報検出部 19 よりの曲率情報に基づいてフィルタ処理を行う信号処理部 23 とを有する構成である。

【0047】

以上のように構成された超音波診断装置において、図 9 を参照しながら超音波プローブ 11 よりの送信周波数を変えた場合と曲率の異なる超音波プローブ 11 を使用した場合の

20

フィルタ処理について説明する。

【0048】

図 9 は、超音波プローブ 11 よりの送信周波数を変えた場合と曲率の異なる超音波プローブ 11 を使用した場合の深さと中心の重み付け係数の関係を示した図である。

【0049】

図 9 において、第 2 の実施の形態で説明したように、深度情報検出部で検出された受信深度情報に基づいて深度が深くなるほど中心の重み付けが強くされている状態において、使用している超音波プローブ 11 の曲率が大きいほど、深さに対する中心の重み付け係数を大きくする。また、超音波プローブ 11 よりの送信周波数が低くなるほど、深さに対する中心の重み付け係数を大きくすることにより、超音波プローブ 11 の曲率に適応し、かつ送受信周波数に対応したよりきめ細かなフィルタ係数の設定をすることができる。

30

【0050】

以上のように本実施の形態の超音波診断装置によれば、超音波プローブ 11 の曲率と超音波プローブ 11 よりの送信周波数に対応したきめ細かなフィルタ係数の設定をすることにより一定のきめ細かな良好な 3 次元画像を作成し、表示することができる。

【0051】

なお、本実施の形態では、3 次元データの取得に関しメカアレイ方式を用いて取得する場合のラインメモリ数を例にして説明したが、これに限定されるものではない。例えば、超音波プローブ 11 をマトリックスアレイ方式とすることもできる。この場合にも注目するボクセルデータと、同一フレーム内で隣接したボクセルデータと、隣接したフレーム内の同一位置のボクセルデータの 3 つのボクセルデータ用いたラテラルフィルタを構成した場合で考えると、マトリックスアレイ方式とした場合には、図 10 に示す例のようにフィルタ処理に用いるラインメモリ数を 4 つにすることができ、メカアレイ方式の場合のラインメモリ数より少ない数で同様の効果を得ることができ、フィルタ処理に使用するメモリ数を削減することが可能になる。

40

【産業上の利用可能性】

【0052】

以上のように、本発明にかかる超音波診断装置は、ボクセルデータに対し最適なフィルタ処理によって、被検体の細部まで表現できる良好な 3 次元画像を作成し、表示できるので、超音波のエコー信号を受信集束して 3 次元画像を表示する超音波診断装置として有用

50

である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 2】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置のメカアレイ方式におけるラインメモリとフィルタ係数との関係を示す図

【図 3】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置で超音波プローブから近い水平面と遠い水平面のボクセルデータと対応するフィルタ係数を示す図

【図 4】本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 5】本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置で曲率の異なる超音波プローブを用いた場合の深さと中心の重み付け係数の関係を示す図 10

【図 6】本発明の実施の形態 3 における超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 7】本発明の実施の形態 3 における超音波診断装置で超音波プローブよりの送信周波数を変えた場合の深さと中心の重み付け係数の関係を示した図

【図 8】本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 9】本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置で超音波プローブよりの送信周波数を変えた場合と曲率の異なる超音波プローブを使用した場合の深さと中心の重み付け係数の関係を示す図

【図 10】本発明の他の実施の形態におけるマトリックスアレイ方式におけるラインメモリとフィルタ係数との関係を示した図 20

【図 11】従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 12】従来の超音波診断装置における表示画素に対応するボクセルと R F データとの関係を 2 次元的に示す図

【符号の説明】

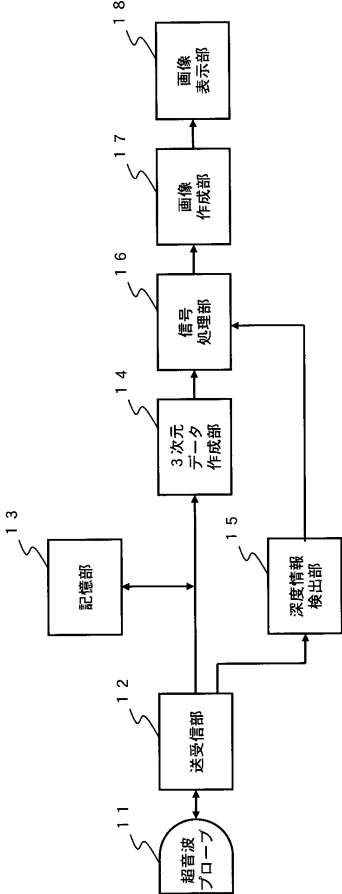
【 0 0 5 4 】

- 1 1 超音波プローブ
- 1 2 送受信部
- 1 3 記憶部
- 1 4 3 次元データ作成部
- 1 5 深度情報検出部
- 1 6 信号処理部
- 1 7 画像作成部
- 1 8 画像表示部
- 1 9 曲率情報検出部
- 2 0 信号処理部
- 2 1 周波数情報取得部
- 2 2 信号処理部
- 2 3 信号処理部

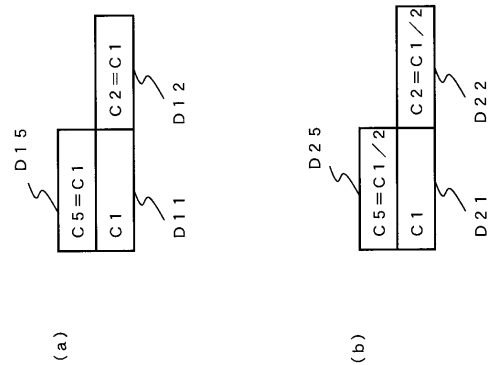
30

40

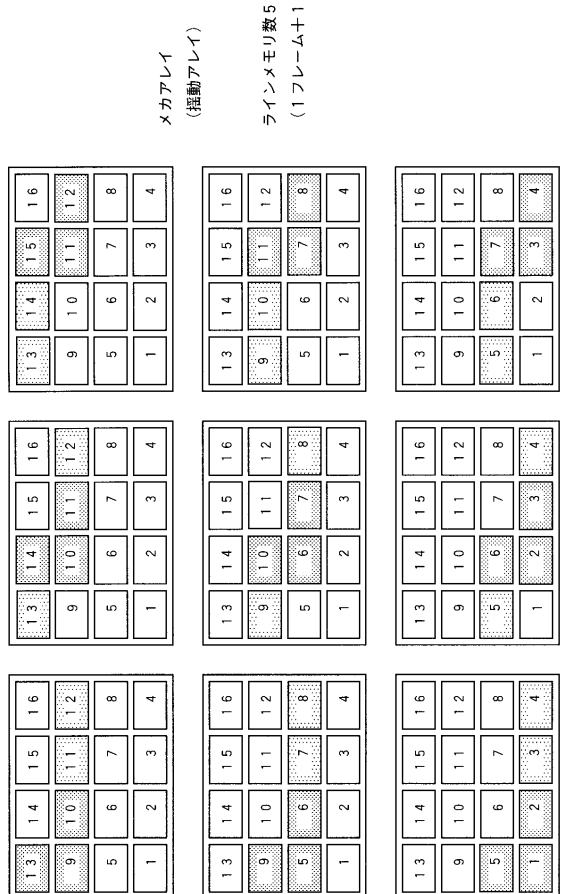
【図 1】



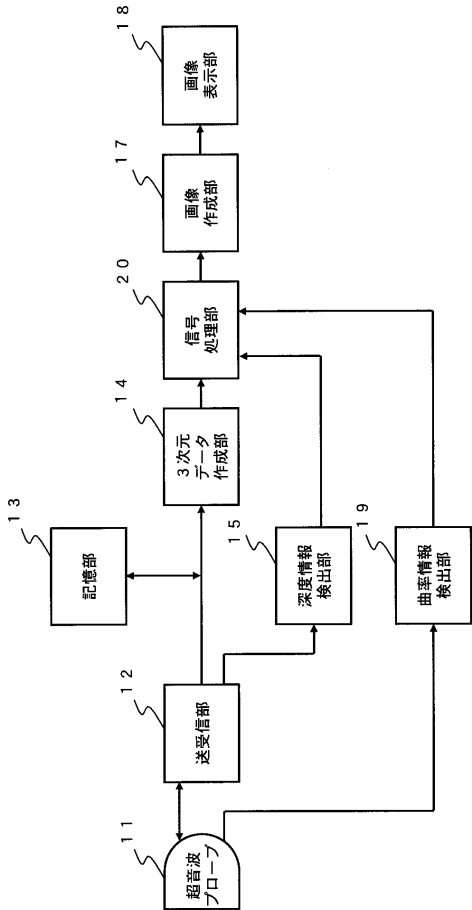
【図 3】



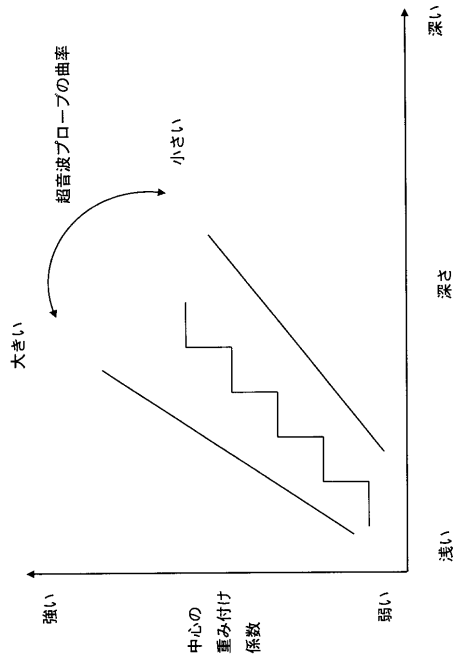
【図 2】



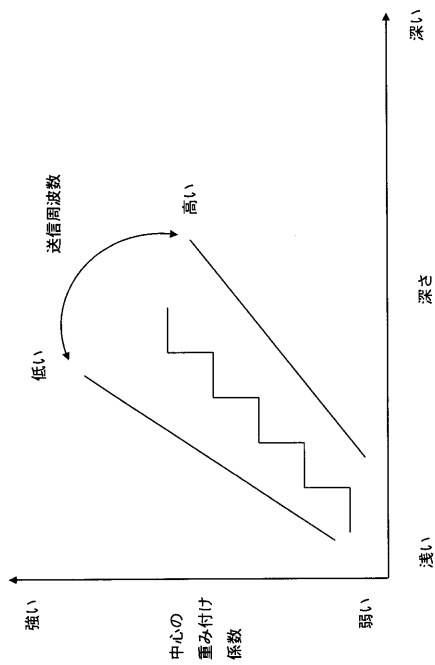
【図 4】



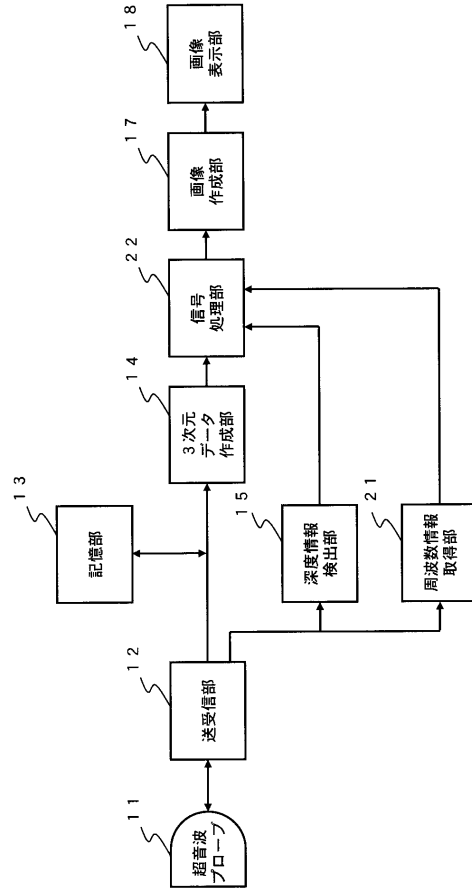
【図 5】



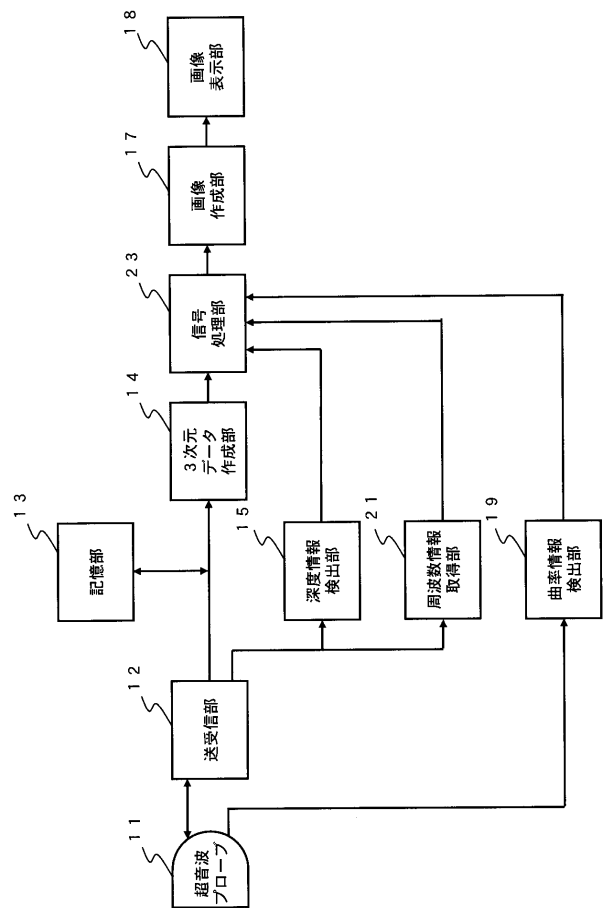
【図 7】



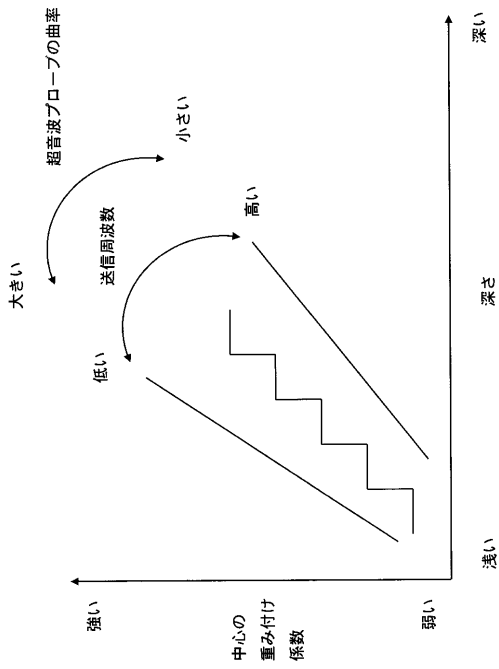
【図 6】



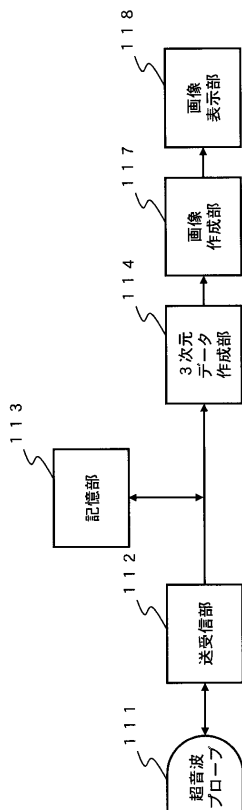
【図 8】



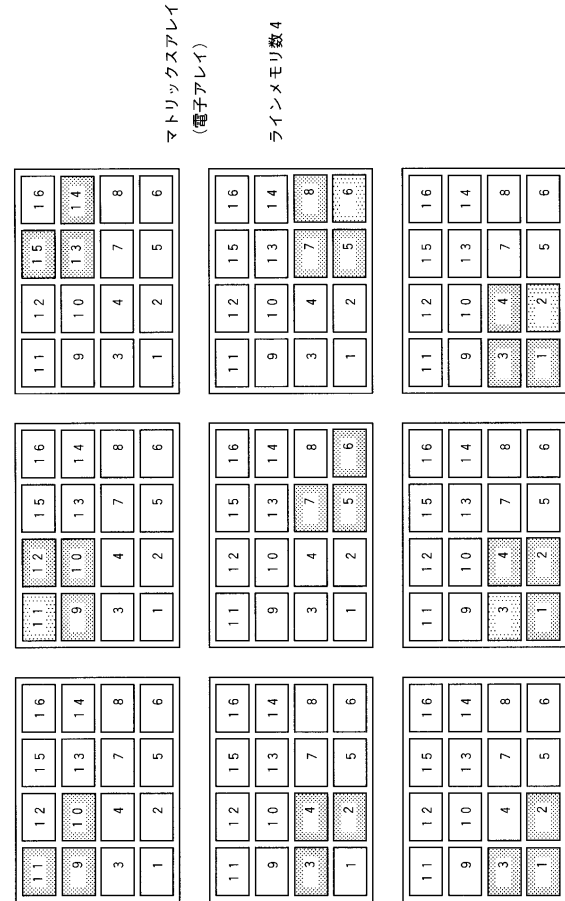
【図 9】



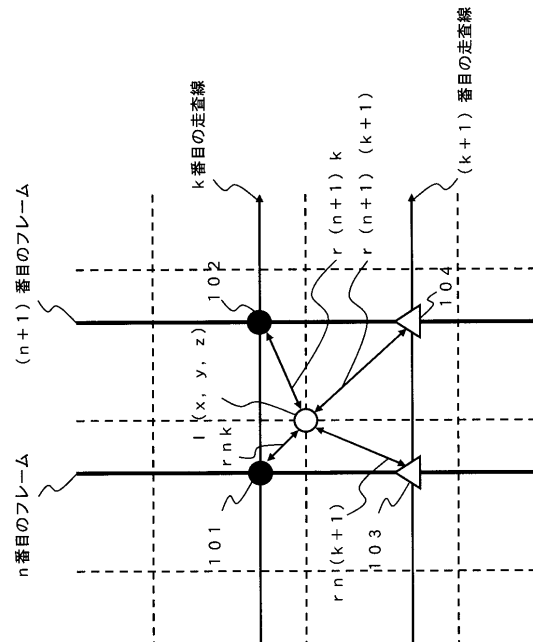
【図 11】



【図 10】



【図 12】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007020772A	公开(公告)日	2007-02-01
申请号	JP2005205295	申请日	2005-07-14
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	中村满之		
发明人	中村 满之		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/GB04 4C601/JB29 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/KK22		
代理人(译)	内藤裕树 长野大辅		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过改变体素数据的加权系数和优化滤波器系数，提供创建和显示精细和有利的三维超声图像的超声诊断设备。解决方案：该超声波诊断设备具有超声波探头11，发送/接收来自超声波探头11的回波信号的收发器部分12，存储由收发器部分12接收的信号存储部分13，三维数据创建部分14通过处理存储在存储部分13中的接收信号来创建体素数据，信号处理部分16对由三维数据创建部分创建的体素数据执行滤波，图像生成部分17生成对象的三维图像基于由信号处理部分16处理的体素数据，以及显示由图像生成部分17生成的三维图像的图像显示部分18。因此，该设备可以生成并显示精细且良好的三维图像。

