

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送信し、被検体から反射された超音波を受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、

前記複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動する駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

前記複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が少なくとも 1 つの音線方向に送信される送信ビームを形成するように、前記駆動信号発生手段を制御する送信制御手段と、

前記複数の超音波トランスデューサによって受信された超音波に基づいて得られた複数の検出信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより、所望の音線方向に関する超音波情報を表す音線データを生成する受信制御手段と、

複数の音線方向にそれぞれ関連付けられた複数種類のフィルタ係数を記憶する記憶手段と、

前記複数種類のフィルタ係数の内、送受信を行った音線方向に関連付けられたフィルタ係数を用いて、前記受信制御手段が生成した音線データについてフィルタ処理を行うフィルタ処理手段と、

を具備する超音波送受信装置。

【請求項 2】

前記記憶手段が、複数の音線方向及び前記超音波トランスデューサアレイからの距離に関連付けられた複数種類のフィルタ係数を記憶し、

前記フィルタ処理手段が、前記音線データに含まれる所定の領域に関するデータについて、送受信を行った音線方向及び前記超音波トランスデューサと該領域との間の距離に関連付けられたフィルタ係数を用いてフィルタ処理を行う、

請求項 1 記載の超音波送受信装置。

【請求項 3】

前記記憶手段が、複数の音線方向及び複数の部位に関連付けられた複数種類のフィルタ係数を記憶し、

前記フィルタ処理手段が、送受信を行った音線方向及び撮像対象である部位に関連付けられたフィルタ係数を用いて、前記音線データについてフィルタ処理を行う、

請求項 1 又は 2 記載の超音波送受信装置。

【請求項 4】

前記フィルタ処理手段が、前記受信制御手段によって生成された音線データについて、空間周波数成分に応じて異なるフィルタ係数を用いてフィルタ処理を行う、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【請求項 5】

前記複数種類のフィルタ係数が、超音波画像に含まれる異なる複数の領域においてレスポンスが均一になるように、複数の音線方向、及び、超音波トランスデューサからの距離又は撮像対象である複数の部位にそれぞれ関連付けられている、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【請求項 6】

前記フィルタ処理手段が、前記音線データについて、静止画像を表示する場合と、動画を表示する場合とで異なるフィルタ係数を用いてフィルタ処理を行う、請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波を送信し、超音波エコーを受信することにより超音波画像を得るために用いられる超音波送受信装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

図 2 1 は、超音波撮像装置において一般的に用いられている超音波探触子に含まれるトランスデューサの構造と、そこから送信される超音波ビームの音場分布を示している。図 2 1 に示すように、超音波トランスデューサアレイ 1 0 0 は、両端に電極 1 0 2 及び 1 0 3 が形成されている圧電素子 1 0 1 を、例えば、リニアに多数配列することによって作製される。電極 1 0 2 及び 1 0 3 には、パルサー等を含む駆動信号発生回路が接続されている。このような圧電素子に、電極を介して電圧を印加すると、圧電効果により圧電素子が伸縮して超音波を発生する。その際に、所定の時間差を設けて複数の圧電素子を駆動することにより、それぞれの圧電素子から送信される球面波が合成され、所望の方向且つ所望の深度に超音波ビームの焦点 F を形成することができる。

10

【0 0 0 3】

このように形成される超音波ビームの音場は、超音波トランスデューサアレイ 1 0 0 の開口から焦点位置を見込む角度 と、トランスデューサの開口によって決定される指向角により規定される。ここで、指向角 とは、位相遅延法によって形成される超音波ビームにおいて、複数の超音波の合成によってビーム強度がゼロになる領域と X 軸とのなす角のことであり、超音波ビームの広がりを表している。

【0 0 0 4】

図 2 1 に示すように、超音波トランスデューサアレイ 1 0 0 から送信された超音波は、焦点 F 付近において一旦収束し、再び拡散する。即ち、超音波ビームのビーム径は、超音波トランスデューサアレイ 1 0 0 からの距離（深さ）によって異なることがわかる。

20

【0 0 0 5】

ところで、超音波画像の画質は、送受信される超音波ビームの音圧強度及びビーム径に依存するところが多い。音圧強度の高い超音波ビームを用いることにより、強い信号強度が得られるので、被検体内における僅かな媒質の変化を検出することができる。また、ビーム径の細い超音波ビームを用いることにより、空間的に詳細な超音波画像情報を得ることができる。音圧強度及びビーム径は、良好な値であることはもちろん、撮像領域に渡って均一であることが望まれている。これらの値にバラツキがあると、超音波画像の画質が画像内で不均一となり、良質な超音波診断の妨げになるからである。

【0 0 0 6】

超音波は伝播距離が長いほど減衰する。従って、被検体の深い領域において反射されて生じた超音波エコーの検出信号ほど弱くなっている。そこで、そのような超音波の減衰量を補正するために、従来、STC（センシティビティタイムコントロール）が用いられている。STC とは、超音波エコーの検出信号を、取得時間に応じて増幅率を変更しながら増幅する信号処理のことである。ここで、取得時間とは、超音波の送信時刻から検出信号が取得される時刻までの時間のことである。即ち、被検体の深い領域において反射されて生じた超音波エコー信号ほど大きく増幅することにより、被検体の深さ方向に関して、均一な強度の検出信号を得ることができる。

30

【0 0 0 7】

また、分解能とは、撮像対象の識別能力のことであり、2 点を識別し得る最小距離によって表される。分解能には、超音波ビームの進行方向（深さ方向）に関する距離分解能と、超音波ビームの走査方向に関する方位分解能とがある。この内の距離分解能は、超音波周波数と音速に依存するものである。

40

【0 0 0 8】

一方、方位分解能については、一般に、次のようにして制御することが行われている。図 2 1 に示すように、通常のビームフォーカス法においては、ビーム径が小さい領域（焦点深度 h）、即ち、方位分解能の良い領域が短い。そこで、深度方向に焦点位置を変えながら複数回超音波ビームを送信することにより、焦点深度 h をずらしつつ合成する多段フォーカス法が行われている。なお、多段フォーカスについては、非特許文献 1 に詳しく記載されている。

【0 0 0 9】

50

さらに、特許文献 1 には、取得された画像信号について、超音波トランスデューサからの距離に応じて異なる周波数フィルタを用いてフィルタ処理を行うことが開示されている。例えば、STC によって深部に関する検出信号を増幅すると、ノイズも一緒に増幅されてしまう。そのようなノイズを低減するために、得られた音線データについて一律に空間フィルタ処理を行うと、分解能の高い領域における音線データまでがボケてしまう。また、先にも述べたように、超音波ビームのビーム径は深さによって異なるので、方位分解能及び音圧強度も深さによって異なってくる。そのような場合に、音線データについて、深さに応じて異なるフィルタ処理を行うことにより、深さ方向に関するレスポンス特性のバラツキを補正することができる。

【0010】

10

図 22 は、超音波を送受信することによって空間内の任意の焦点面に形成される音圧強度分布（以下、音圧強度プロファイルともいう）を示している。図 22 の（a）及び（b）は、シミュレーションにおいて、次に示す条件を設定することにより、それぞれ求められたものである。ここで、送信及び受信される超音波ビームの音線方向は、角度 及び角度 によって表される。角度 は、超音波トランスデューサアレイの送受信面と直交する第 1 の面に対する角度であり、角度 は、送受信面及び第 1 の面と直交する第 2 の面に対する角度である。

（a）音線方向 $\theta = 0^\circ$ 、 $\phi = 0^\circ$ 、焦点距離 70 mm

（b）音線方向 $\theta = 32.5^\circ$ 、 $\phi = 32.5^\circ$ 、焦点距離 70 mm

また、超音波トランスデューサアレイの構成要因等については次の通りであり、（a）及び（b）において共通である。 20

アレイ構成要因：素子サイズ 0.35 mm × 0.35 mm、アレイサイズ直径 18.9 mm（素子 42 個）の円形開口 2 次元アレイ

送信条件：使用素子数 192 個、ガウス分布による重み付け、ガウシアンパルス 2.5 MHz、帯域 40 %

受信条件：使用素子数 64 個、重み付けなし

【0011】

このシミュレーション結果より、（a）の場合には、ビーム径は 2.6 mm であり、（b）の場合には、ビーム径は 3.2 mm であることが得られた。図 22 において、ビーム径は、音圧がピークから -6 dB となる面における音圧分布の径を表している。 30

このように、超音波ビームのビーム径は、深さだけでなく、超音波ビームの音線方向に依存して変化していることがわかった。従って、音圧強度や方位分解能も音線方向に依存して異なってくる。しかしながら、従来の超音波画像の信号処理過程においては、音線方向に応じてレスポンスを調整することは行われていなかった。

【0012】

【特許文献 1】

特開 2001-340338 号公報

【非特許文献 1】

超音波便覧編集委員会著，「超音波便覧」，p. 440

【0013】

40

【発明が解決しようとする課題】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波を送受信することによって超音波画像を取得する超音波送受信装置において、音線方向によらず、画質の均一な超音波画像を得ることを目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】

以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波送受信装置は、超音波を送信し、被検体から反射された超音波を受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動する駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が少なくとも 50

1つの音線方向に送信される送信ビームを形成するように、駆動信号発生手段を制御する送信制御手段と、複数の超音波トランスデューサによって受信された超音波に基づいて得られた複数の検出信号に対して受信フォーカス処理を施すことにより、所望の音線方向に関する超音波情報を表す音線データを生成する受信制御手段と、複数の音線方向にそれぞれ関連付けられた複数種類のフィルタ係数を記憶する記憶手段と、該複数種類のフィルタ係数の内、送受信を行った音線方向に関連付けられたフィルタ係数を用いて、受信制御手段が生成した音線データについてフィルタ処理を行うフィルタ処理手段とを具備する。

【0015】

本発明によれば、それぞれの音線データについて、音線方向に応じて異なるフィルタ係数を用いてフィルタ処理を行うので、音線方向によらず、画質の均一な超音波画像を得ることができる。

10

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。本願においては、複数の超音波トランスデューサから位相を合わせて送信される超音波により、所望の方向に伝搬するように形成された送信ビームの伝搬方向、又は、複数の超音波トランスデューサにおいて受信された超音波エコーの検出信号を位相整合することにより、所望の方向から伝搬するように合成された受信ビームの伝搬方向のことを音線方向という。

【0017】

20

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波送受信装置は、超音波の送受信を行いつつ検出信号を処理することにより、ほぼリアルタイムに動画を表示するものである。

超音波トランスデューサアレイ10は、例えば、2次元マトリクス状に配列された複数の超音波トランスデューサ（素子ともいう）を含んでおり、これらの超音波トランスデューサを電子的に制御することにより、被検体を電子的にスキャンすることができる。複数の超音波トランスデューサは、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、被検体から反射された超音波を受信して検出信号を出力する。これらの超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、P(VDF)（ポリフッ化ビニリデン：polyvinyl difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電素子）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。このような振動子の電極に、パルス状の電気信号或いは連続波電気信号を送って電圧を印加すると、圧電素子は伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状或いは連続的な超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

30

【0018】

或いは、超音波トランスデューサとして、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

40

【0019】

本実施形態に係る超音波送受信装置は、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、送受信切換部15とを含んでいる。走査制御部11は、送信及び受信される超音波ビームの音線方向を設定する。また、走査制御部11は、設定された方向に、所定の指向性を有する超音波成分によって構成される超音波ビームが送信及び受信されるように、超音波送受信装置の各部を制御する。

【0020】

50

送信遅延パターン記憶部 12 は、複数の素子に与えられる遅延時間が設定された複数の送信遅延パターンを記憶している。送信遅延パターンは、走査制御部 11 によって設定された音線方向に超音波ビームを送信する際に用いられる。

【0021】

送信制御部 13 は、送信遅延パターン記憶部 12 に記憶されている複数の送信遅延パターンの中から、走査制御部 11 によって設定された音線方向に基づいて、所定の送信遅延パターンを選択する。また、送信制御部 13 は、選択された送信遅延パターンに基づいて、超音波トランスデューサアレイ 10 に含まれる複数の素子にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。

【0022】

駆動信号発生部 14 は、例えば、複数の素子にそれぞれ対応する複数のパルサーによって構成されている。複数のパルサーの各々は、送信制御部 13 によって設定された遅延時間に基づいて、駆動信号を発生する。これにより、設定された方向に向けて伝搬する送信ビームが形成される。

【0023】

送受信切換部 15 は、駆動信号発生部 14 における駆動信号の発生と、信号処理部 21 における検出信号の取り込みとを、走査制御部 11 の制御に従って所定のタイミングで切り替える。このように検出信号の読み取り時間帯を限定することにより、被検体の特定の深さから反射された超音波エコー信号を検出することができる。

【0024】

また、本実施形態に係る超音波送受信装置は、信号処理部 21 と、1 次記憶部 22 と、受信遅延パターン記憶部 23 と、受信制御部 24 と、2 次記憶部 25 と、フィルタ係数記憶部 26 と、フィルタ処理部 27 と、表示部 30 と、入力部 31 を含んでいる。

信号処理部 21 は、複数の素子にそれぞれ対応する複数のラインを含んでいる。信号処理部 21 の複数のラインの各々は、対応する素子から出力された検出信号を所定のタイミングで取り込み、対数増幅、検波、STC (センシティビティタイムコントロール)、不要帯域を除去するためのフィルタ処理、A/D 変換等の信号処理を行う。1 次記憶部 22 は、信号処理部 21 において信号処理された検出信号を、ラインごとに時系列に記憶する。

【0025】

受信遅延パターン記憶部 23 は、複数の素子から出力された検出信号に与えられる遅延時間が設定された受信遅延パターンを記憶している。受信遅延パターンは、受信された超音波 (超音波エコー) が所定の音線方向及び深さに受信焦点を形成するように受信フォーカス処理を行う際に用いられる。

【0026】

受信制御部 24 は、受信遅延パターン記憶部 23 に記憶されている受信遅延パターンの中から、走査制御部 11 において設定された音線方向に基づいて、所定の受信遅延パターンを選択する。また、受信制御部 24 は、選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の素子からそれぞれ出力された複数の検出信号に遅延をかけ、それらを加算することにより、受信フォーカス処理を行う。これにより、設定された音線方向に焦点が絞り込まれた受信ビームを表す音線データが形成される。2 次記憶部 24 は、受信制御部 24 において形成された音線データを記憶する。

【0027】

フィルタ係数記憶部 26 は、音線データについてフィルタ処理を行う際に用いられる複数種類のフィルタ係数を記憶している。これらのフィルタ係数は、複数の音線方向にそれぞれ関連付けられている。フィルタ処理を行う際には、走査制御部 11 により設定された走査方向に従って、所定のフィルタ係数が選択される。なお、これらのフィルタ係数については、後で詳しく説明する。

フィルタ処理部 27 は、2 次記憶部 25 に記憶されている音線データについて、レスポンス強調、補間処理、拡大、縮小等のフィルタ処理と、座標変換とを行う。

【0028】

10

20

30

40

50

画像処理部 28 は、フィルタ処理された音線データについて走査フォーマットの変換を行うことにより、超音波ビームの走査空間の音線データを物理空間の画像データに変換する。また、画像処理部 28 は、そのようにして生成された画像データに基づいて 2 次元又は 3 次元画像データを構成し、さらに、それらの画像データに対して、ゲイン調整、コントラスト調整、階調処理等の画像処理を行う。

画像記憶部 29 は、画像処理部 28 において生成された画像データを記憶する。

【0029】

表示部 30 は、フィルタ処理部 27 において画像処理された画像データに基づいて超音波画像を表示する。表示部 30 は、例えば、CRT や LCD 等のディスプレイ装置を含んでいる。

10

【0030】

次に、フィルタ処理部 27 において行われるフィルタ処理について、図 2 を参照しながら詳しく説明する。本実施形態に係る超音波送受信装置は、超音波エコーの検出信号に対して、音線方向に応じて異なるフィルタ処理を行うという特徴を有している。図 2 は、超音波ビームの音線方向と方位分解能との関係を説明するための図である。以下において、音線の角度とは、超音波トランスデューサアレイ 10 の正面方向と音線方向との為す角度のことをいう。

【0031】

超音波ビームの方位分解能 γ は、ビーム径 d を用いて $d/2$ と表される。ここで、ビーム径 d は、超音波ビームを表す指向性関数のゼロクロス点における径である。従って、円形開口の 2 次元アレイの場合、方位分解能 γ は、焦点距離 F と、超音波の周波数 f と、開口の直径 D とを用いて、次のように表される。

20

$$\gamma = d/2 = 1.22 \times F \times f / D \quad \dots (1)$$

式 (1) より、開口径 D が大きいほど、方位分解能 γ は向上し (値が小さくなる)、反対に、開口径 D が小さいほど、方位分解能 γ が低下する (値が大きくなる) ことがわかる。

【0032】

図 2 において、等時間面 PH は、超音波ビームが送信されてから所定の時間経過後に到達する面であり、超音波トランスデューサからの距離がほぼ等しい複数の領域を含んでいる。

30

超音波トランスデューサアレイ 10 の正面方向、即ち、音線の角度が小さい方向 $TX1$ に超音波ビームを送信する場合に、超音波ビームの形成に寄与する開口径は D である。しかしながら、同じ等距離面上の領域であっても、 $TX2$ 方向や $TX3$ 方向から超音波ビームを送信する場合には、音線方向から開口を見る開口径は、 $D2$ ($D2 < D$) や、 $D3$ ($D3 < D$) となる。即ち、音線の角度を大きくすると、超音波ビームの形成に実質的に寄与する開口径は小さくなってしまふ。従って、式 (1) より、ビーム径 d が大きくなるので、方位分解能 γ が低下してしまふ。また、ビーム径 d が大きくなると、音圧エネルギーが拡散してしまふので、音圧強度も低下してしまふ。

【0033】

このように、一つの等距離面を走査する間においても、音線方向を変えることにより方位分解能及び音圧強度が変化してしまふ。そのため、画面内の位置によってレスポンス特性が変化してしまい、均一な画質を有する超音波画像を生成することができない。

40

そこで、本実施形態においては、方位分解能や音圧強度の変化による画質のバラツキを補正するために、取得された音線データについて、超音波ビームの音線方向に応じて異なるフィルタ処理を行っている。

【0034】

フィルタ処理としては、例えば、一般的に用いられる空間フィルタ処理が用いられる。ここで、図 3 の (a) は、ビーム径の異なる 2 つの超音波ビーム $US1$ 及び $US2$ の音圧強度分布を示している。図 3 の (a) に示すように、超音波ビーム $US1$ 及び $US2$ は、共に、ガウス分布によって表される音圧強度分布を有するガウシアンビームである。超音波

50

ビームUS1における音圧強度分布の半値幅は4.28mm、超音波ビームUS2における音圧強度分布の半値幅は7.34mmである。

【0035】

図3の(b)は、超音波ビームUS1及びUS2を表す音圧強度分布に高速フーリエ変換(FFT)を施すことによって得られたレスポンス関数を示している。ここで、レスポンス関数とは、空間周波数に対する入力信号と出力信号との間の伝達関数のことである。

図3の(b)に示すように、ビーム径の大きい超音波ビームUS2と比較して、ビーム径の小さい超音波ビームUS1の方が、高周波領域にまでレスポンスが伸びている。即ち、方位分解能が良好な超音波ビーム(US1)ほど、高周波帯域におけるレスポンスが良好である。言い換えれば、音線の角度が小さいほど、レスポンス特性が良好であり、音線の角度を大きくするほど、レスポンス特性が悪くなる。従って、音線による方位分解能のバラツキを減じるには、音線の角度が大きい方向におけるレスポンス特性と、音線の角度が小さい方向におけるレスポンス特性とが、所定の周波数帯域において概略一致するようなフィルタ処理を行えば良い。例えば、一般に、医療用に用いられる超音波画像においては、空間周波数0 cycle/mm ~ 1 cycle/mmの範囲に主要な情報が含まれている。そこで、レスポンス特性が異なる音線データについて、例えば、1 cycle/mmにおけるレスポンスが一致するようなフィルタ処理を行う。

【0036】

図4~図6は、本実施形態における空間フィルタ処理に用いられるフィルタ係数の例を示している。例えば、図4の(a)に示すように、高周波成分をカットして画像を平滑化するためには(ローパスフィルタ処理)、図4の(b)の表に示すようなフィルタ係数を用い、音線データについて重み付け平均処理を行う。また、図5の(a)に示すように、低周波成分をカットして画像を鮮鋭化するためには(ハイパスフィルタ処理)、図5の(b)の表に示すフィルタ係数を用い、音線データについて重み付け平均処理を行う。さらに、図6の(a)に示すように、所定の周波数成分を強調する帯域通過フィルタ処理を行うためには、図6の(b)の表に示すフィルタ係数を用い、音線データについて重み付け平均処理を行う。

【0037】

フィルタ係数記憶部26には、このような複数種類のフィルタ係数が、音線方向に関連付けられて記憶されている。この関連付けは、例えば、次のような傾向になるように行う。音線の角度が小さい領域においては、高域のレスポンスが良いので、レスポンスを変化させない。一方、音線の角度が大きい領域においては、レスポンスが低下するので、図6に示すような特性でレスポンスを強調するよう、フィルタ処理を行う。

なお、図4~図6においては、マスクサイズを3×3又は5×5としているが、マスクサイズはこれらに限られず、例えば、マスクサイズ5×7のような非等方性のフィルタ係数等を用いても良い。

【0038】

次に、本実施形態に係る超音波送受信装置の動作について、図1、図2及び図7を参照しながら説明する。図7は、本実施形態に係る超音波送受信装置の動作を示すフローチャートである。

まず、ステップS1において、走査制御部11は、例えば、図2に示すように、超音波ビームの走査方向を設定する。これにより、送信制御部13は、設定された走査方向に超音波ビームが順次送信されるように、送信遅延パターンに基づいて駆動信号発生部14に遅延時間を設定する。

【0039】

ステップS2において、駆動信号発生部14が駆動信号を発生する。超音波トランスデューサレイ10に含まれる複数の超音波トランスデューサから、所定のタイミングで超音波が発生する。これらの超音波の波面合成により、所定の方向に超音波ビームが送信される。

【0040】

10

20

30

40

50

ステップ S 3 において、送受信切換部 1 5 が切換えられ、超音波トランスデューサアレイ 1 0 は、超音波エコーを受信する。超音波トランスデューサアレイ 1 0 に含まれる複数の素子の各々は、受信した超音波エコーに基づいて電気信号（検出信号）を発生する。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 4 において、信号処理部 2 1 は、複数の素子からそれぞれ出力された検出信号に対して、対数増幅、S T C、不要帯域を除去するためのフィルタ処理、A / D 変換等の信号処理を施す。ステップ S 5 において、信号処理された検出信号（デジタルデータ）は、1 次記憶部 2 2 にラインごとに順次記憶される。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 6 において、受信制御部 2 4 は、所定の受信遅延パターンに基づいて、1 次記憶部 2 2 に記憶されている検出信号について受信フォーカス処理を行う。これにより、超音波ビームの送信方向にそれぞれ対応する受信ビームを表す音線データが形成される。ステップ S 6 において形成された音線データは、2 次記憶部 2 5 に記憶される（ステップ S 7 ）。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 8 において、フィルタ処理部 2 7 は、フィルタ係数記憶部 2 6 に記憶されている複数種類のフィルタ係数の中から、音線データの音線方向に応じたフィルタ係数を選択する。次に、ステップ S 9 において、フィルタ処理部 2 7 は、選択されたフィルタ係数を用い、それぞれの音線データについてフィルタ処理を行う。例えば、図 8 の（ a ）に示すように、音線の角度が小さい T X 1 方向に関する音線データ D_{11} 、 D_{12} 、... については、レスポンスを変化させない（例えば、図 8 の（ b ）に示すフィルタ A を用いる）。反対に、音線の角度が大きい T X 2 方向や T X 3 方向に関する音線データ D_{21} 、 D_{22} 、...、 D_{31} 、 D_{32} 、... については、レスポンスを強調するようなフィルタ処理を行う（例えば、図 8 の（ c ）に示すフィルタ B を用いる）。これにより、レスポンス特性が均一になるように調整された音線データが得られる。

【 0 0 4 4 】

次に、ステップ S 1 0 において、画像処理部 2 8 は、フィルタ処理された音線データについて走査フォーマットの変換を行い、2 次元又は 3 次元画像データを構成すると共に、それらの画像データに対して、ゲイン調整、コントラスト調整、階調処理等の画像処理を行う。

次に、ステップ S 1 1 において、表示部 3 0 は、ステップ S 1 0 において画像処理された画像データに基づいて、超音波画像をディスプレイに表示する。

【 0 0 4 5 】

以上、説明したように、本実施形態によれば、それぞれの音線データについて、音線方向に応じて選択されたフィルタ係数を用いてフィルタ処理が行われる。従って、画面内の位置によらず、レスポンス特性が均一になるように調整された音線データに基づいて、画質の均一な超音波画像を得ることができる。

【 0 0 4 6 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波送受信装置について説明する。本実施形態に係る超音波送受信装置は、図 1 に示すフィルタ処理部 2 7 におけるフィルタ処理動作に変更を加えたものである。その他の構成については、図 1 に示す超音波送受信装置と同様である。

【 0 0 4 7 】

式（ 1 ）より、超音波ビームのビーム径は、音線方向だけでなく、超音波トランスデューサからの距離（深さ）F によっても異なってくる。従って、等時間面 P H 1 に焦点を形成した場合と、等時間面 P H 4 に焦点を形成した場合とでは、後者のビーム径の方が大きくなってしまふ。また、超音波は、高周波成分ほど減衰し易いので、伝搬距離の短い等時間面 P H 1 におけるものと伝搬距離が長い等時間面 P H 4 におけるものとでは、超音波ビームを構成する周波数成分が大きく異なっている。そこで、本実施形態においては、音線方向及び深さに応じてフィルタ係数を選択し、そのフィルタ係数を用いて音線データについ

10

20

30

40

50

てフィルタ処理を行っている。

【0048】

本実施形態において、フィルタ係数記憶部26には、音線方向と深さ方向の両方に関連付けられた複数のフィルタ係数が記憶されている。また、フィルタ処理部27は、処理すべきデータの空間的位置に対応したフィルタ係数を用いてフィルタ処理を行う。

【0049】

図9の(b)には、各データの音線方向及び深さに応じて用いられるフィルタA~Dが示されている。ここで、フィルタ特性は、フィルタAからフィルタDの順にレスポンス強調度が高くなるものとする。例えば、TX1方向に関する音線データにおいては、焦点が形成される等時間面PH3上の領域に関するデータD₁₃について最もレスポンス強調度が低いフィルタAが選択され、焦点から離れるに従って(例えば、データD₁₂、D₁₁や、データD₁₄)次第にレスポンス強調度が強くなるように、フィルタB~フィルタCが選択される。また、同じ等時間面PH3上においては、中央付近(例えば、D₁₃)から周辺付近(例えば、D₃₃)に向かってレスポンス強調度が強くなるように、フィルタA~フィルタBが選択される。その他の音線方向及び深さに関するデータについても同様である。

10

【0050】

このように、本実施形態においては、音線データについて、音線方向及び深さに応じて選択されたフィルタ係数を用いてフィルタ処理が行われる。従って、画面内の位置によらず、レスポンス特性が均一になるように調整された音線データに基づいて、画質の均一な超音波画像を得ることができる。

20

【0051】

次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波送受信装置について説明する。図10は、本実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。

図10に示すように、この超音波送受信装置は、入力部31と、フィルタ係数記憶部32と、フィルタ処理部33とを有している。入力部31は、撮像対象の部位に関する情報を入力する。入力部31は、タッチパネル、キーボード、マウス等の入力デバイスを含んでおり、オペレータによって取り扱われる操作パネルに設けられている。また、フィルタ係数記憶部32には、音線方向及び撮像対象の部位に応じた複数種類のフィルタ係数が記憶されている。さらに、フィルタ処理部33は、走査制御部11によって設定された走査方向と、入力部から入力された撮像対象の部位とに基づいて、所定のフィルタ係数を用いて音線データに画像処理を行う。

30

【0052】

先にも述べたように、医療用に用いられる超音波画像には、空間周波数0 cycle/mm~1 cycle/mmの範囲に多くの情報が多く含まれている。しかしながら、詳細には、撮像対象の部位によって、重要となる空間周波数帯域は異なってくる。例えば、腹部や心臓等の部位においては、低周波帯域における情報が重要であるが、体表(皮膚周辺)においては、5 cycle/mm程度の空間周波数帯域における情報も重要となる。そこで、本実施形態においては、音線方向によって異なるレスポンス特性を、撮像対象の部位に応じて最適な特性になるように、フィルタ係数を設定している。

40

【0053】

図11は、本実施形態に係る超音波送受信装置の動作を示すフローチャートである。

まず、オペレータが、入力部31を用いて撮像対象の部位を超音波送受信装置に入力する。これに応じて、ステップS21において、超音波送受信装置の走査制御部11は、フィルタ処理部33に対して、部位情報を設定する。次に、ステップS22において、走査制御部11は、超音波ビームの走査方向を設定する。これにより、送信制御部13は、設定された走査方向に超音波ビームが順次送信されるように、送信遅延パターンに基づいて駆動信号発生部14に遅延時間を設定する。

【0054】

ステップS23~S28において、超音波ビームが送信及び受信され、超音波エコーの検

50

出信号について信号処理を施すことにより、それぞれの音線方向に関する音線データが2次記憶部25に記憶される。これらのステップS23～S28における動作については、図7を参照して説明したステップS2～S7における動作と同様である。

【0055】

次に、ステップS29において、フィルタ処理部33は、フィルタ係数記憶部32に記憶されている部位に関連付けられた複数種類のフィルタ係数群の中から、部位情報に対応するフィルタ係数群を選択し、さらに、それらのフィルタ係数群の中から、フィルタ処理される音線データの音線方向に応じてフィルタ係数を選択する。

次に、ステップS30において、フィルタ処理部33は、選択されたフィルタ係数を用い、それぞれの音線データについてフィルタ処理を行う。これにより、撮像対象の部位に応じてレスポンスが調整された音線データが得られる。 10

【0056】

次に、ステップS31において、画像処理部28は、フィルタ処理された音線データについて走査フォーマットの変換を行い、2次元又は3次元画像データを構成すると共に、それらの画像データに対して、ゲイン調整、コントラスト調整、階調処理等の画像処理を行う。

次に、ステップS32において、表示部30は、ステップS31において画像処理された画像データに基づいて、超音波画像をディスプレイに表示する。

【0057】

以上説明したように、本実施形態においては、撮像対象の部位と音線方向とに応じてフィルタ係数を選択するので、部位に応じてレスポンス特性が調整された音線データに基づいて、超音波診断に適した超音波画像を得ることができる。 20

本実施形態においては、部位及び音線方向に応じてフィルタ係数を選択したが、部位と音線方向と深さとに応じてフィルタ係数を選択しても良い。これにより、画面内の各領域におけるレスポンス特性を、さらに緻密に調整することができる。

【0058】

以上の第1～第3の実施形態においては、音線データについて、任意の空間周波数成分におけるレスポンス特性を一致させるように空間フィルタ処理を行った。しかしながら、次に説明するように、音線データについて多重解像度分解を行うことにより、信号の情報を低周波から高周波までの成分ごとに分解し、所定の帯域の空間周波数成分ごとにレスポンス特性を調整しても良い。 30

【0059】

ここで、多重解像度分解について、図12～図21を参照しながら説明する。

まず、2次記憶部25(図1)に記憶されている音線データ(原音線データ) S_0 について、例えば、図12に示すように、ガウス分布に対応するフィルタ係数を用いてローパスフィルタ処理を行う。図12に示すフィルタ係数は、次式(2)において、 $\sigma = 1$ としたものである。

$$f(t) = \exp(-t^2 / 2\sigma^2) \quad \dots (2)$$

ここで、このようなフィルタ係数を用いるのは、ガウス信号は、周波数空間及び実空間において、局在性が良いためである。 40

【0060】

これにより、図13に示すように、原音線データ S_0 に対して、1画素おきにフィルタ処理された音線データ S_1 が得られる。音線データ S_1 は、原音線データ S_0 に対して、1次元につきサイズが $1/2$ 、即ち、x方向及びy方向を含む2次元では $1/4$ になっている。さらに、音線データ S_1 について、同様にローパスフィルタ処理を行うことにより、音線データ S_2 を得る。このような処理をn回繰り返すことにより、サイズが $1/2^{2k}$ ($k = 1 \sim n$)となったn個の音線データ S_k が得られる。図14に示すように、これらの音線データ S_k におけるレスポンス特性は、kが大きいほど高周波成分が除去されたものとなっている。

なお、図12に示す1次元フィルタの替わりに、例えば、マスクサイズ 5×5 の2次元フ 50

フィルタを用いることにより、 x 方向及び y 方向について、一度にフィルタ処理を行っても良い。

【0061】

次に、音線データ S_k に対して、補間演算を行う。補間演算は、例えば、式(3)に示すように、補間係数としてガウス信号を用いて行われる。

$$I(t) = 2 \cdot \exp(-t^2 / 2) \dots (3)$$

実際には、式(3)において、 $\sigma = 2^{k-1}$ と近似したものをを用いる。

音線データ S_1 を補間する際には、 $k=1$ なので、 $\sigma=1$ となる。図15は、この場合における補間係数(5×1)を示している。音線データ S_k に対して、図16に示すように、1画素おきに値が0の画素を1つずつ補間し、さらに、図15に示す補間係数を用いて処理することにより、原音線データ S_0 と同じサイズに拡大されたボケ音線データ S_1' が得られる。 10

【0062】

次に、音線データ S_2 に対して、補間演算を行う。この場合には、式(3)において $k=2$ なので、 $\sigma=2$ となる。図17は、この場合における補間係数(11×1)を示している。音線データ S_2 に対して、図18に示すように、1画素おきに値が0の画素を3つずつ補間し、さらに、図15に示す補間係数を用いて処理することにより、原音線データ S_0 と同じサイズに拡大されたボケ音線データ S_2' が得られる。

【0063】

同様に、音線データ S_k ($k=1 \sim n$)について補間演算を行う。これにより、それぞれ解像度が異なる、即ち、周波数応答特性(レスポンス特性)が異なる多重解像度のボケ音線データが得られる。図19は、これらの音線データにおけるレスポンス特性を示している。ボケ音線データ S_k' の k の値が大きいほど、原音線データ S_0 の高周波成分が除去されたデータとなっている。 20

【0064】

次に、原音線データ S_0 及びボケ音線データ S_k' に基づいて、帯域制限音線データを求める。帯域制限音線データは、隣接する周波数帯域同士のボケ音線データの減算を行うことによって求められる。即ち、 $S_0 - S_1'$ 、 $S_1' - S_2'$ 、...、 $S_{k-1}' - S_k'$ を行う。これにより、図20に示すように、帯域制限音線データの周波数特性が得られる。 30

【0065】

次に、このようにして得られた複数の帯域制限音線データのそれぞれについて、フィルタ処理を行うことにより、周波数帯域ごとにレスポンスを制御する。さらに、フィルタ処理された複数の帯域制限音線データを加算して原音線データに加える。

このように、多重解像度分解を用いることにより、調整精度が高く、滑らかなレスポンス特性を得ることができる。なお、多重解像度分解の詳細については、特開平10-75395号公報を参照されたい。

【0066】

上記の第1～第3の実施形態においては、被検体を走査しながら順次信号処理及び画像処理を行うことにより、動画を表示する場合について説明した。しかしながら、先に説明したものと同様のレスポンス特性の調整及び画像処理を、静止画について行っても良い。その場合には、動画におけるフィルタ処理を行う際に用いられたフィルタ係数とは異なるフィルタ係数を用いることが望ましい。即ち、静止画の場合には、計算量が増えて多少時間がかかっても問題ないので、音線方向や深さ等のレスポンスに影響を及ぼす要因をさらに細かく分解して、緻密にレスポンスを調整することが望ましい。また、多重解像度分解を行うことも望ましい。これにより、超音波画像の画質をさらに向上させることができる。 40

【0067】

また、上記の第1～第3の実施形態においては、画面内の位置によらずレスポンス特性が均一になるようにフィルタ処理を行った。しかしながら、反対に、特定の領域におけるレスポンス特性が異なるようにフィルタ処理を行っても良い。例えば、肺については、低周 50

波成分を強調することが望ましく、胃については、胃壁のヒダを観察するために、高周波成分を強調することが望ましい。そこで、これらの画像を同時に観察する場合には、方向や深さや部位に応じて異なるフィルタ係数を選択してフィルタ処理を行う。これにより、超音波診断の目的に適した超音波画像を得ることができる。

【 0 0 6 8 】

【 発 明 の 効 果 】

以上述べたように、本発明によれば、音線方向に応じて異なるフィルタ係数を用いてフィルタ処理を行うので、画面内の位置によらずレスポンス特性が均一になるように調整された音線データに基づいて、画質の良い超音波画像を得ることができる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

10

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 超音波ビームの音線方向と方位分解能との関係を説明するための図である。

【 図 3 】 図 3 の (a) は、ビーム径の異なる 2 つの超音波ビームの音圧強度分布を示す図であり、図 3 の (b) は、図 1 に示す超音波ビームのレスポンス関数を示す図である。

【 図 4 】 図 4 の (a) は、ローパスフィルタ処理を表す関数であり、図 4 の (b) は、ローパスフィルタ処理を行う際に用いられるフィルタ係数である。

【 図 5 】 図 5 の (a) は、ハイパスフィルタ処理を表す関数であり、図 5 の (b) は、ハイパスフィルタ処理を行う際に用いられるフィルタ係数である。

【 図 6 】 図 6 の (a) は、バンドパスフィルタ処理を表す関数であり、図 6 の (b) は、バンドパスフィルタ処理を行う際に用いられるフィルタ係数である。

20

【 図 7 】 本発明の第 1 の実施形態に係る超音波送受信装置の動作を示すフローチャートである。

【 図 8 】 図 2 に示すそれぞれの音線方向に関する音線データについて適用されるフィルタ係数を説明するための図である。

【 図 9 】 本発明の第 2 の実施形態に係る超音波送受信装置について説明するための図である。

【 図 1 0 】 本発明の第 3 の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。

【 図 1 1 】 本発明の第 3 の実施形態に係る超音波送受信装置の動作を示すフローチャートである。

30

【 図 1 2 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 1 3 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 1 4 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 1 5 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 1 6 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 1 7 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 1 8 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 1 9 】 多重解像度分解を説明するための図である。

【 図 2 0 】 多重解像度分解を説明するための図である。

40

【 図 2 1 】 従来の超音波トランスデューサアレイの構造とそこから送信される超音波ビームを示す模式図である。

【 図 2 2 】 音線方向の異なる超音波ビームを表す音圧強度分布を示す図である。

【 符 号 の 説 明 】

1 0 超音波トランスデューサアレイ

1 1 走査制御部

1 2 送信遅延パターン記憶部

1 3 送信制御部

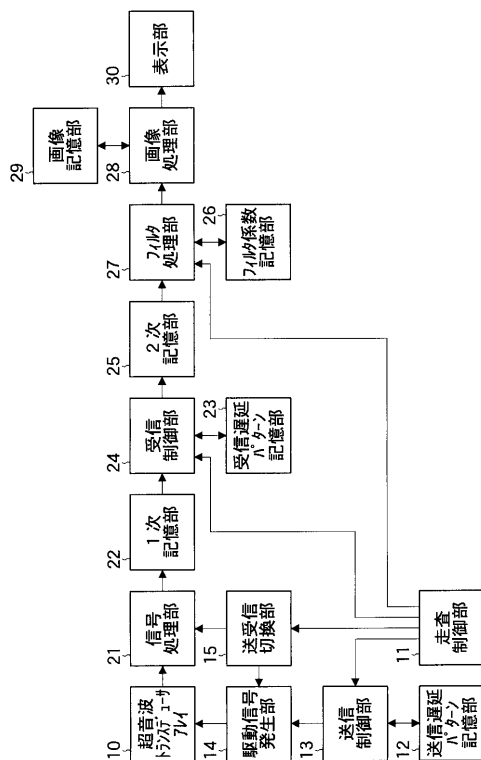
1 4 駆動信号発生部

1 5 送受信切換部

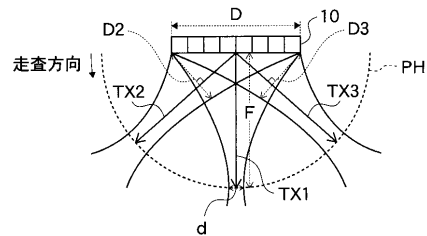
50

- 2 1 信号処理部
- 2 2 1次記憶部
- 2 3 受信遅延パターン記憶部
- 2 4 受信制御部
- 2 5 2次記憶部
- 2 6、3 2 フィルタ係数記憶部
- 2 7、3 3 フィルタ処理部
- 2 8 画像処理部
- 2 9 画像記憶部
- 3 0 表示部
- 3 1 入力部

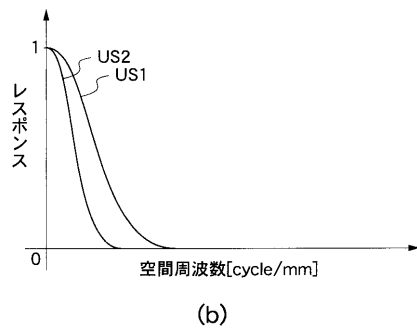
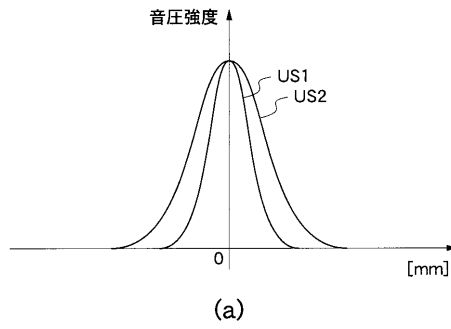
【図 1】



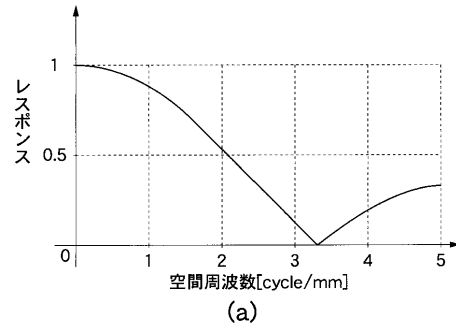
【図 2】



【図 3】



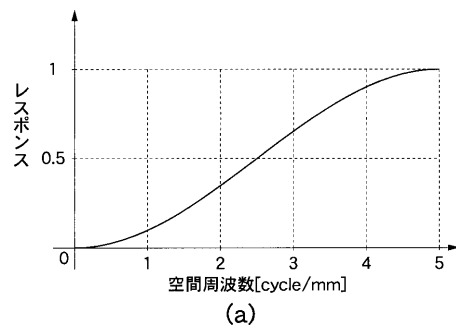
【図 4】



0	$\frac{1}{3}$	0
$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$
0	$\frac{1}{3}$	0

(b)

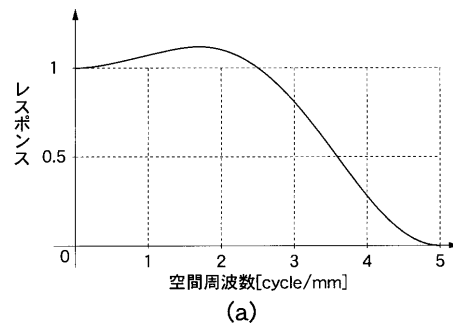
【図 5】



0	$-\frac{1}{4}$	0
$-\frac{1}{4}$	$\frac{2}{4}$	$-\frac{1}{4}$
0	$-\frac{1}{4}$	0

(b)

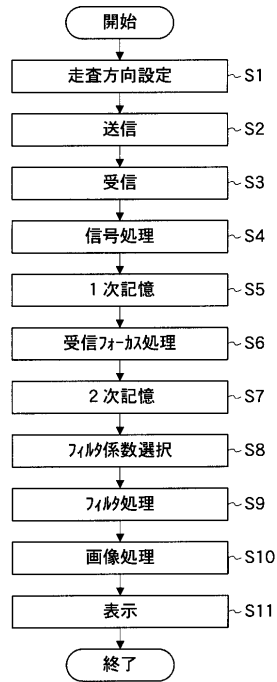
【図 6】



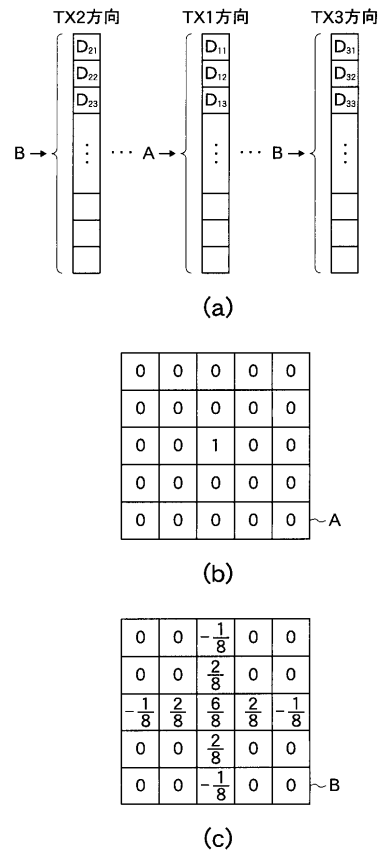
0	0	$-\frac{1}{8}$	0	0
0	0	$\frac{2}{8}$	0	0
$-\frac{1}{8}$	$\frac{2}{8}$	$\frac{6}{8}$	$\frac{2}{8}$	$-\frac{1}{8}$
0	0	$\frac{2}{8}$	0	0
0	0	$-\frac{1}{8}$	0	0

(b)

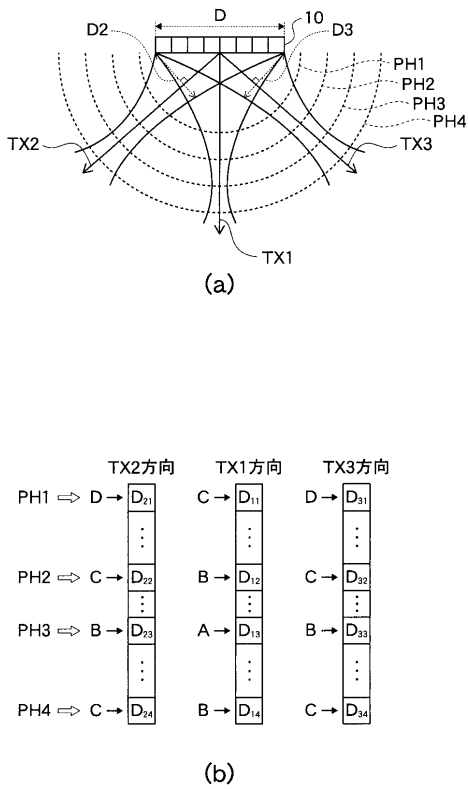
【図 7】



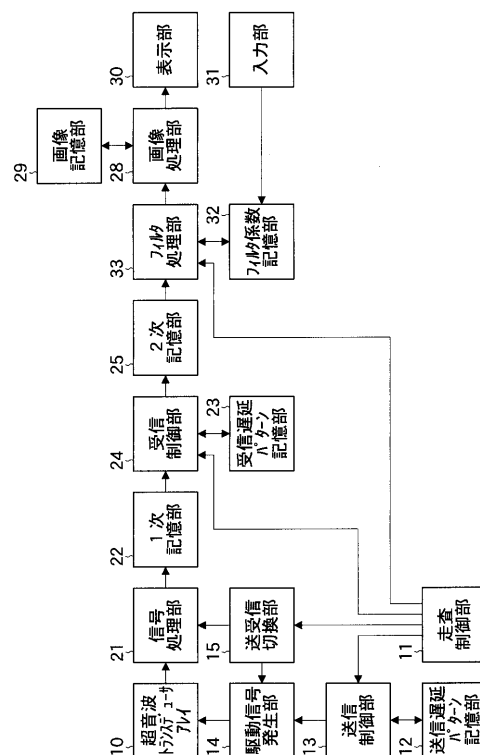
【図 8】



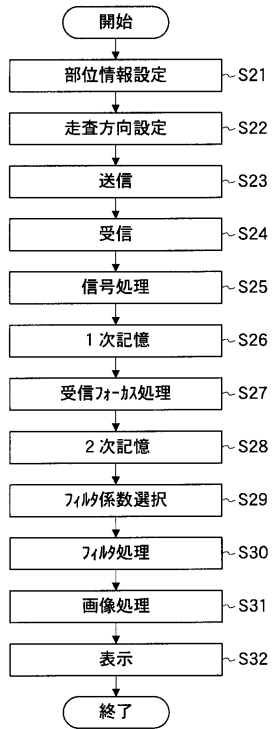
【図 9】



【図 10】



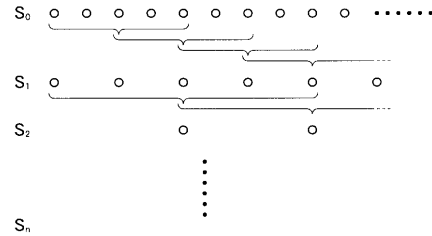
【図 1 1】



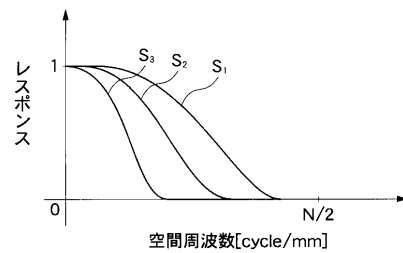
【図 1 2】

0.05	0.25	0.4	0.25	0.05
------	------	-----	------	------

【図 1 3】



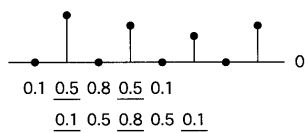
【図 1 4】



【図 1 5】

0.1	0.5	0.8	0.5	0.1
-----	-----	-----	-----	-----

【図 1 6】



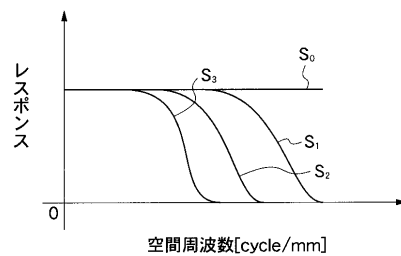
【図 1 7】

0.05	0.13	0.3	0.5	0.65	0.74	0.65	0.5	0.3	0.13	0.05
------	------	-----	-----	------	------	------	-----	-----	------	------

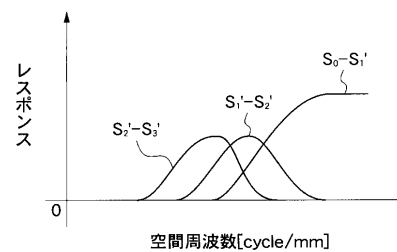
【図 1 8】



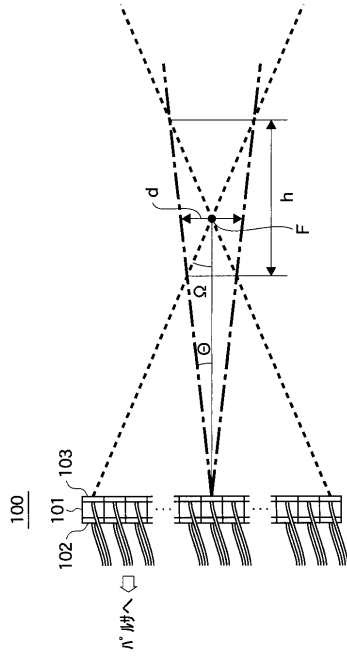
【図 1 9】



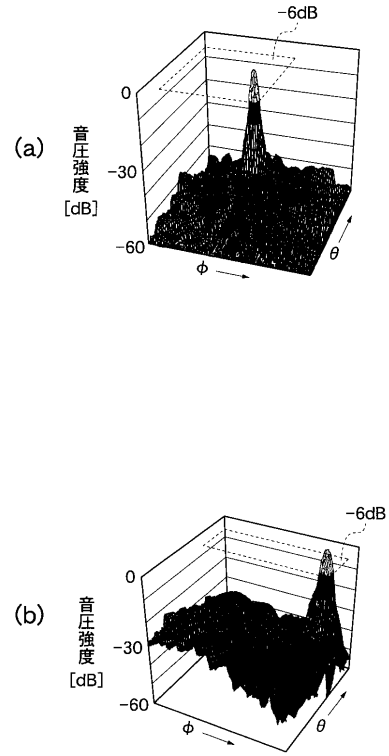
【図 2 0】



【図 2 1】



【図 2 2】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB06 EE04 JB15 JB28 JB29 JB33 JB49 JC02 JC04
JC37 KK12 LL02 LL05
5J083 AA02 AB17 AC01 AC29 AD13 AE08 BB10 BC02 BC19 BE53
CA01 CA12 DC05 EB03

专利名称(译)	超音波送受信装置		
公开(公告)号	JP2004283490A	公开(公告)日	2004-10-14
申请号	JP2003081985	申请日	2003-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	小川英二		
发明人	小川 英二		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01N29/04 G01N29/22 G01S7/52 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	G10K11/341 G01S7/52046		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 G01S15/89.B A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/DB02 2G047/DB12 2G047/EA07 2G047/GF18 2G047/GG17 2G047/GG20 2G047/GG21 2G047/GG38 2G047/GG40 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/JB15 4C601/JB28 4C601/JB29 4C601/JB33 4C601/JB49 4C601/JC02 4C601/JC04 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/LL02 4C601/LL05 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC01 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BB10 5J083/BC02 5J083/BC19 5J083/BE53 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/DC05 5J083/EB03		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声波发送/接收装置中，不管声线的方向如何，均获得均匀图像质量的超声波图像。超声换能器阵列10包括：多个超声换能器，用于发射超声波并接收从对象反射的超声波；以及驱动器，用于产生驱动信号，以驱动多个超声换能器中的每一个。信号生成单元14，控制驱动信号生成单元以形成传输束的传输控制单元13和多个传输控制单元，在传输束中，从多个超声换能器传输的超声波沿预定的声线方向传输。接收控制单元通过对基于由超声换能器接收的超声波获得的多个检测信号进行接收聚焦处理，来生成表示与预定声线方向有关的超声信息的声线数据。如图24所示，滤波器系数存储单元26存储分别与多个声线方向相关联的多种类型的滤波器系数，以及滤波处理。包括滤波器处理单元27。[选型图]图1

