

WO 2015/145828 A1



Bモード画像とカラードプラ画像とを合成して表示するカラーモードにおいて、フレームレートの低下を抑制してリアルタイム性を確保しつつ、画質を向上できる音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムを提供する。第1の素子データまたは第1の素子データに整相加算を行って生成した第1の受信データに重ね合わせ処理を行い処理済データを生成するデータ処理部と、第1の素子データおよび処理済データに基づいてBモード画像を生成する画像生成部と、第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成部と、血流画像領域を設定する領域設定部と、血流画像領域の情報に基づいてデータ処理部が処理を行う領域を設定する処理領域設定部と、Bモード画像と血流画像との合成画像を生成する表示画像生成部と、を有する。

明 細 書

発明の名称：

音響波処理装置、音響波処理装置の信号処理方法およびプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、音響波ビームを送受信することにより生体内の臓器等の検査対象物の撮像を行って、検査対象物の検査および診断のために用いられる音響波画像等を生成する音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来から、医療分野において、超音波等の音響波を用いて検査対象物の検査や診断のために用いる超音波画像を生成する超音波画像診断装置等の音響波診断装置が実用化されている。

一般に、この種の超音波診断装置は、複数の素子（超音波トランスデューサ）を内蔵した超音波プローブ（超音波探触子 以下、プローブとも言う）と、このプローブに接続された装置本体とを有している。超音波診断装置では、プローブの複数の素子から所定の焦点（送信焦点）を形成するように被検体（検査対象物）に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをプローブによって受信して、受信した超音波エコーの受信信号を装置本体によって電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

[0003] 超音波診断装置において取得される超音波画像としては、被検体によって反射される超音波の強度に基づく被検体の組織に関する画像情報であるBモード画像、および反射された超音波に含まれているドプラ効果による周波数変移情報に基づく、被検体内における生体組織（例えば血液）の移動に関する情報である2次元のドプラ画像が挙げられる。

また、血液の移動方向あるいは移動速度に応じて血液に色を付与したカラードプラ画像とBモード画像とを合成し、合成画像を表示するカラーモードと呼ばれる表示モードにより、被検体の断層画像上において血流の移動を確

認することが行われている。

[0004] ところで、超音波ビームは、所定の送信遅延パターンに基づいて複数の素子を駆動し、設定した焦点を形成するように送信される。このような超音波ビームは横方向に幅を有する形状となる。そのため、横方向にずれた位置にある反射点の情報を拾ってしまい、いわゆるゴースト信号として超音波画像上に再生されてしまうという問題があった。

このような問題に対して、超音波診断装置では、1つの超音波画像の生成において、各送信によって得られた複数のデータ（素子データあるいは受信データ）を受信時間や素子の位置に応じて重ね合わせて、データを補正する、いわゆるマルチライン処理が行われている（特許文献1および2）。ゴースト信号の場合には、受信時間や素子の位置に応じてデータを重ね合わせても、ゴースト信号同士は、ずれた状態によって重ね合せられて、互いに打ち消し合うため、ゴースト信号を除去することができる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開昭58-44372号公報

特許文献2：特開2009-536853号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、マルチライン処理は、計算の負荷が高く処理時間がかかり、フレームレート低下の原因となるという問題があった。特に高性能の演算装置を搭載できない小型の診断装置の場合に問題となる。

また、カラーモードにおいて、カラードプラ画像を生成する際には、通常、ドプラ効果の検出の際の感度を確保するために同一方向に複数回の送信を行っている。すなわち、感度を確保して画質を向上するためには、同一方向への送信回数を多くする必要がある。そのため、通常、Bモードよりもフレームレートが低下する。

[0007] そのため、Bモード画像とカラードプラ画像とを重畳して表示するカラーモードにおいて、Bモード画像を生成する際にマルチライン処理を行うと、大幅にフレームレートが低下して、リアルタイム性が損なわれるという問題があった。

[0008] 本発明の目的は、このような従来技術の問題点を解決することにより、Bモード画像とカラードプラ画像とを合成して表示するカラーモードにおいて、フレームレートの低下を抑制してリアルタイム性を確保しつつ、画質を向上できる音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明者は、上記目的を達成すべく鋭意検討した結果、複数の第1の素子データ、あるいは、第1の素子データに整相加算処理を行って生成した複数の第1の受信データから、2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行って処理済データを生成するデータ処理部と、第1の素子データおよびデータ処理部によって生成された処理済データの少なくとも一方に基づいてBモード画像を生成するBモード画像生成部と、第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成部と、血流画像生成部が血流画像を生成する血流画像領域を設定する領域設定部と、領域設定部が設定した血流画像領域の情報に基づいて、データ処理部が処理を行う処理領域を設定する処理領域設定部と、領域設定部が設定した血流画像領域の情報に基づいて、Bモード画像と血流画像との合成画像を生成する表示画像生成部と、を有することによって上記課題が解決できることを見出した。

すなわち、本発明は、以下の(1)～(11)を提供する。

[0010] (1) 音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子と、

探触子に、複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように音響波ビームを送信させることを、複数回、行

わせる送信部と、

個々の音響波ビームの送信それぞれに対応して、複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、受信素子が出力したアナログ素子信号を受け、所定の処理を施す受信部と、

受信部が処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データとするA/D変換部と、

A/D変換部により出力された複数の第1の素子データ、あるいは、記第1の素子データに整相加算処理を行って生成した複数の第1の受信データから、2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行い処理済データを生成するデータ処理部と、

第1の素子データおよびデータ処理部によって生成された処理済データの少なくとも一方に基づいてBモード画像を生成するBモード画像生成部と、

第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成部と、

血流画像生成部が血流画像を生成する血流画像領域を設定する領域設定部と、

領域設定部が設定した血流画像領域の情報に基づいて、データ処理部が処理を行う処理領域を設定する処理領域設定部と、

領域設定部が設定した血流画像領域の情報に基づいて、Bモード画像と血流画像との合成画像を生成する表示画像生成部と、を有する音響波処理装置。

(2) 血流画像生成部は、ドプラ効果に基づいて血流情報を算出する(1)に記載の音響波処理装置。

(3) 血流画像領域の情報は、領域のサイズ、位置、形状の少なくとも1つである(1)または(2)に記載の音響波処理装置。

(4) 処理領域設定部は、血流画像領域を通るラインを含む領域を処理領域とする(1)～(3)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(5) 領域設定部は、操作部からの入力に基づいて、血流画像領域を設

定するものであり、

処理領域設定部は、操作部による血流画像領域の設定が行われている間は、処理領域を無しに設定する（１）～（４）のいずれかに記載の音響波処理装置。

（６） データ処理部は、複数の第１の素子データから、２以上の第１の素子データを選択して、選択した２以上の第１の素子データを、素子が超音波エコーを受信した受信時間および素子の位置に応じて重ね合わせて、第２の素子データを生成し、

Bモード画像生成部は、第２の素子データに基づいてBモード画像を生成する（１）～（５）のいずれかに記載の音響波処理装置。

（７） 各第１の素子データに対して、少なくとも２つのラインをそれぞれ中心にして整相加算を行い、第１の素子データごとに、少なくとも２つの第１の受信データを生成する整相加算部を有し、

データ処理部は、複数の第１の受信データから２以上の第１の受信データを選択して、選択した２以上の第１の受信データを、素子が超音波エコーを受信した受信時間に応じて重ね合わせて、第２の受信データを生成し、

Bモード画像生成部は、第２の受信データに基づいてBモード画像を生成する（１）～（５）のいずれかに記載の音響波処理装置。

（８） データ処理部は、異なる第１の素子データから生成され、かつ、同一のラインにおいて整相加算処理されて生成された２以上の第１の受信データを重ね合わせる（７）に記載の音響波処理装置。

（９） 送信部は、中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、探触子に複数回の超音波ビームの送信を行わせる（１）～（８）のいずれかに記載の音響波処理装置。

[0011] （１０） 音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法であって、

探触子の複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように音響波ビームを送信させることを、複数回、行う送信ステップと、

個々の音響波ビームの送信それぞれに対応して、複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステップと、

受信ステップによって処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

A/D変換ステップにより出力された複数の第1の素子データ、あるいは、第1の素子データに整相加算処理を行って生成した複数の第1の受信データから、2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行い処理済データを生成するデータ処理ステップと、

第1の素子データおよびデータ処理ステップによって生成された処理済データの少なくとも一方に基づいてBモード画像を生成するBモード画像生成ステップと、

第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成ステップと、

血流画像生成ステップが血流画像を生成する血流画像領域を設定する領域設定ステップと、

領域設定ステップが設定した血流画像領域の情報に基づいて、データ処理ステップが処理を行う処理領域を設定する処理領域設定ステップと、

領域設定ステップが設定した血流画像領域の情報に基づいて、Bモード画像と血流画像との合成画像を生成する表示画像生成ステップと、を有する音響波処理装置の信号処理方法。

[0012] (11) 音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法をコンピュータに実行させるプログラムであ

って、

探触子の複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように音響波ビームを送信させることを、複数回、行う送信ステップと、

個々の音響波ビームの送信それぞれに対応して、複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステップと、

受信ステップによって処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

A/D変換ステップにより出力された複数の第1の素子データ、あるいは、第1の素子データに整相加算処理を行って生成した複数の第1の受信データから、2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行い処理済データを生成するデータ処理ステップと、

第1の素子データおよびデータ処理ステップによって生成された処理済データの少なくとも一方に基づいてBモード画像を生成するBモード画像生成ステップと、

第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成ステップと、

血流画像生成ステップが血流画像を生成する血流画像領域を設定する領域設定ステップと、

領域設定ステップが設定した血流画像領域の情報に基づいて、データ処理ステップが処理を行う処理領域を設定する処理領域設定ステップと、

領域設定ステップが設定した血流画像領域の情報に基づいて、Bモード画像と血流画像との合成画像を生成する表示画像生成ステップと、をコンピュータに実行させる音響波処理装置の信号処理プログラム。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、Bモード画像とカラードプラ画像とを合成して表示するカラーモードにおいて、フレームレートの低下を抑制してリアルタイム性を

確保しつつ、画質を向上できる音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本発明の超音波診断装置の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

[図2]図1に示す超音波診断装置のBモード処理部の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

[図3]図1に示す超音波診断装置における受信フォーカス処理の一例を説明するための概念図である。

[図4]図1に示す超音波診断装置の素子データ処理部の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

[図5]図5(a)および図5(c)は、それぞれ理想的な超音波ビームによる超音波の送受信を説明するための概念図であり、図5(b)および図5(d)は、それぞれの超音波の送受信によって得られる素子データを示す概念図である。

[図6]図6(a)および図6(c)は、それぞれ実際の超音波ビームによる超音波の送受信を説明するための概念図であり、図6(b)および図6(d)は、それぞれの超音波の送受信によって得られる素子データを示す概念図である。

[図7]図7(a)および図7(b)は、同じ反射点に対して、互いに異なる中心素子による超音波の送受信を行った場合の音波の経路を説明するための概念図であり、図7(c)は、複数の素子によって得られる素子データを、図7(d)は、図7(c)に示す素子データの遅延時間を、それぞれ説明するための概念図である。

[図8]図8(a)、図8(b)および図8(c)は真の信号の、図8(d)、図8(e)および図8(f)はゴーストの、それぞれ素子データ、それらの遅延時間および素子データの重ね合わせ状態を説明するための概念図であり、図8(g)は、複数の素子に対応する素子データの重ね合わせ状態を、図

8（h）は、図8（g）における素子データの重ね合わせの結果を、それぞれ説明するための概念図である。

[図9]図9（a）および図9（b）は、処理領域を説明するための概念図である。

[図10]図1に示す超音波診断装置の作用を説明するためのフローチャートである。

[図11]本発明の超音波診断装置の構成の他の一例を概念的に示すブロック図である。

[図12]図11に示す超音波診断装置のデータ処理部の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

[図13]図13（a）、図13（d）および図13（g）は、それぞれの受信素子を説明するための概念図であり、図13（b）、図13（e）および図13（h）は、それぞれの超音波の送受信によって得られる素子データを示す概念図であり、図13（c）、図13（f）および図13（i）は、それぞれの素子データを整相加算処理して得られる未処理受信データを示す概念図である。

[図14]図14（a）および図14（e）は、それぞれ重ね合わせを行う未処理受信データを示す概念図であり、図14（b）および図14（f）は、それらの遅延時間を説明するための概念図であり、図14（c）および図14（g）は、未処理受信データの重ね合わせの状態を説明するための概念図であり、図14（d）および図14（h）は、未処理受信データの重ね合わせの結果を説明するための概念図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、本発明の音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムについて、添付の図面に示される好適な第1実施形態を基に、詳細に説明する。

なお、本発明の実施形態では、音響波として超音波を用いるが、超音波に限定されるものではなく、検査対象や測定条件等に応じて適切な周波数を選択してさえいれば、可聴周波数の音響波を用いても良い。

[0016] 図 1 に、本発明の超音波診断装置（音響波処理装置）の一例を、ブロック図によって概念的に示す。

[0017] 図 1 に示すように、超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12 と、超音波プローブ 12 に接続される送信部 14 および受信部 16 と、A/D 変換部 18 と、素子データ記憶部 20 と、領域設定部 21 と、ドプラ処理部 22 と、B モード処理部 24 と、表示画像生成部 25 と、表示制御部 26 と、表示部 28 と、制御部 30 と、操作部 32 と、格納部 34 とを有する。

図示例においては、送信部 14、受信部 16、A/D 変換部 18、素子データ記憶部 20、領域設定部 21 と、素子データ処理部 35、B モード処理部 24、表示画像生成部 25、表示制御部 26、表示部 28、制御部 30、操作部 32、および、格納部 34 が、超音波診断装置 10 の装置本体を構成する。

[0018] 超音波診断装置 10 は、表示モードとして、被検体によって反射される超音波の強度に基づく被検体の組織に関する画像情報である B モード画像と、反射された超音波に含まれているドプラ効果による周波数変移情報に基づく、被検体内における生体組織（例えば血液）の移動に関する情報である 2 次元のドプラ画像を、血液の移動方向あるいは移動速度に応じてカラー化したカラードプラ画像とを合成して、合成した超音波画像を表示するカラーモードを備えている。

なお、超音波診断装置 10 は、B モード画像を単独で表示する B モード、M モード等のカラーモード以外の表示モードを備えていてもよい。

また、本明細書において、超音波画像とは、B モード画像、カラードプラ画像、および、これらを合成した画像（合成画像）である。

[0019] 超音波プローブ（超音波探触子）12 は、通常の超音波診断装置に用いられる、公知の超音波プローブである。

超音波プローブ 12（以下、プローブ 12 とする）は、超音波トランスデューサを一次元的または二次元的に配列してなる振動子アレイ 36 を有する。

超音波トランスデューサは、検査対象物（以下、被検体という）の超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信部 14 から供給される駆動信号に従って超音波ビームを被検体に送信し、かつ、被検体によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波の強さに応じた受信信号を出力する。

[0020] 各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）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子、PMN-PT（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した、振動子から構成される。

[0021] このような振動子の電極に、パルス状または連続波状の電圧を印加すると、印加された電圧に応じて圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波を発生する。また、各振動子から発生した超音波は、各振動子の駆動の遅延に応じて、設定された焦点に収束して合成されて（すなわち送信フォーカスされて）、超音波ビームが形成される。

また、振動子は、被検体内から反射された超音波エコーが入射することによって伸縮し、この伸縮の大きさに応じた電気信号を発生する。この電気信号が、受信信号（アナログの素子信号）として、受信部 16 に出力される。

[0022] 送信部 14 は、例えば、複数のパルスを有し、プローブ 12 の各超音波トランスデューサ（振動子）に、駆動信号を供給する（駆動電圧を印加する）。

送信部 14 は、制御部 30 が選択した送信遅延パターンに基づいて、所定数（複数）の超音波トランスデューサが送信する超音波が、設定した焦点に収束する超音波ビームを形成するように、駆動信号の遅延量（駆動電圧の印加タイミング）を調節する送信フォーカスを行って、駆動信号を超音波トランスデューサに供給する。

これにより、プローブ 12（振動子アレイ 36）から被検体に、目的とする超音波ビームが送信される。

[0023] 受信部 16 は、制御部 30 からの制御信号に応じて、1 回の超音波ビーム

の送信に対応して、所定数（複数）の超音波トランスデューサが出力した受信信号を受け取り、増幅等の所定の処理を施して、A/D変換部18に供給する。

[0024] なお、本発明の超音波診断装置10において、超音波の送受信の方法は、基本的に、公知の超音波診断装置と同様である。

従って、1回の超音波の送受信（1本の超音波ビームの送信、および、この送信に対応する超音波エコーの受信）において、超音波を発生する超音波トランスデューサの数（送信開口の数）、および、超音波を受信する（受信部16が受信信号を受け取る）超音波トランスデューサの数（受信開口の数）は、共に、複数であれば、限定は無い。また、1回の送受信において、送信と受信とで、開口数は、同じでも異なってもよい。

また、少なくとも方位方向（アジマス方向（超音波トランスデューサの配列方向））に隣接する超音波ビームにおいて、送信領域が重複していれば、1つの超音波画像を形成するための超音波の送受信の回数（音線数）や、送受信の中心となる超音波トランスデューサ（中心素子）の間隔（すなわち走査線／音線の密度）にも、限定は無い。従って、超音波を使って走査する領域に対応する全ての超音波トランスデューサを中心素子として超音波の送受信を行ってもよく、2個置きや4個置きなどの所定間隔の超音波トランスデューサを中心素子として超音波の送受信を行ってもよい。

[0025] また、公知の超音波診断装置と同様に、Bモード画像とカラードプラ画像とを合成して表示するカラーモードの場合には、1フレームごとに、Bモード画像の生成とカラードプラ画像の生成とを順次行って、Bモード画像とカラードプラ画像とを合成して合成した超音波画像を生成する。

また、Bモード画像を生成する場合には、1つのBモード画像を形成するために、送受信位置を順次、移動させて複数の位置（ライン）において送受信を行う。また、ドプラ画像を生成する場合には、1つのドプラ画像を形成するために、同一方向に複数回の送受信を行う。

[0026] A/D変換部18は、受信部16から供給されたアナログの受信信号を、

アナログ／デジタル変換して、デジタルの受信信号である素子データ（第１の素子データ）とする。

A／D変換部１８は、A／D変換した素子データを素子データ記憶部２０に供給する。

[0027] 素子データ記憶部２０は、A／D変換部１８から供給された素子データを、順次、記憶する。また、素子データ記憶部２０は、制御部３０から入力されるフレームレートに関する情報（例えば、超音波の反射位置の深度、走査線の密度、視野幅を示すパラメータ）を、各素子データに関連付けて格納する。

好ましくは、素子データ記憶部２０は、少なくとも１つの超音波画像（１フレームの超音波画像）に対応する全ての素子データを記憶し、かつ、少なくとも超音波画像の表示を終了するまでは、表示中および表示前の超音波画像の素子データを消去しない。

[0028] 領域設定部２１は、表示モードとしてカラーモードが選択された際に、カラードプラ画像を生成する領域、すなわち、血流画像領域を設定する部位である。なお、以下の説明では、血流画像領域をカラー領域ＲＯＩともいう。

領域設定部２１によるカラー領域ＲＯＩの設定方法には特に限定はなく、種々の公知のカラー領域ＲＯＩの設定方法が利用可能である。

例えば、操作者がカラーモードを選択すると、表示部２８に表示された超音波画像（Ｂモード画像）に重畳して、カラー領域ＲＯＩを示す枠が表示される。操作者は、表示部２８に表示された超音波画像を見ながら、操作部３２を操作して、この超音波画像に重畳して表示されるＲＯＩを示す枠を移動、縮小拡大、変形して、カラー領域ＲＯＩの位置、大きさ、形状を指示する。領域設定部２１は、操作部３２からの入力操作に基づいてカラー領域ＲＯＩを設定する。

[0029] なお、この際に、例えば、カラー領域ＲＯＩの決定を示す指示が入力された場合をカラー領域ＲＯＩが設定されたとみなしてもよく、あるいは、ＲＯＩを示す枠が所定時間（所定フレーム数の間）、停止した場合を、カラー領

域 R O I が設定されたとみなしてもよい。あるいは、カラー領域 R O I を設定する操作を開始した時点カラー領域 R O I が設定されたとみなしてもよい。

[0030] また、カラーモードによる超音波画像の表示中に、操作者により、カラー領域 R O I の位置を変更する操作が行われた場合にも、先と同様に、カラー領域 R O I を示す枠が表示され、操作者が、操作部 32 を操作して、R O I を示す枠を移動、縮小拡大、変形して、カラー領域 R O I を設定することもできる。

領域設定部 21 は、設定したカラー領域 R O I の情報をドプラ処理部 22、および、Bモード処理部 24 に供給する

[0031] ドプラ処理部 22 は、表示モードとしてカラーモードが選択された際に、領域設定部 21 が設定したカラー領域 R O I の情報に基づいて、素子データ記憶部に記憶された素子データからカラー領域 R O I のカラードプラ画像を生成する部位である。

[0032] 具体的には、ドプラ処理部 22 は、素子データの周波数分析を行って、被検体と超音波プローブ 12 との相対的な移動速度を表すドプラデータを生成する。ここで、音速を C、超音波が進む方向における超音波プローブ 12 と生体組織との相対的な移動速度を V、送信する超音波の周波数を f_s 、受信した超音波の周波数を f_r とすると、

$$\begin{aligned} f_r &= f_s \cdot (C + V) / (C - V) \\ &= f_s + 2V / (C - V) \cdot f_s \div f_s + 2V / C \cdot f_s \quad (1) \end{aligned}$$

の関係が成立する。ここで、ドプラ偏移周波数を $\Delta f (= f_r - f_s)$ とすると、式 (1) より、

$$\Delta f = (2V / C) \cdot f_s \quad (2)$$

となる。したがって、式 (2) を $V = \Delta f \cdot C / 2 / f_s$ と変換するとドプラ偏移周波数 Δf から移動速度 V を求められることが分かる。ドプラ処理部 22 は、素子データの周波数分析を行って、ドプラ偏移周波数 Δf を算出し、超音波プローブ 12 に対する生体組織の相対的な移動速度 V の情報をドプ

ラデータとして取得する。なお、ドプラデータは、領域設定部 21 によって設定されたカラー領域 ROI 内の複数のサンプル点において生成される。

さらに、ドプラ処理部 22 は、サンプル点ごとの各ドプラデータを、予め指定された速度変換スケールを使って色情報に変換し、所定の処理を施して、カラードプラ画像データを生成する。

ドプラ処理部 22 は、生成したカラードプラ画像データを表示画像生成部 25 に供給する。

[0033] なお、本実施形態においては、ドプラ処理部 22 は、ドプラ効果に基づいて血流画像を生成する構成としたが、これに限定はされず、パワードプラ法等の種々の公知の方法により、血流画像を生成する構成としてもよい。

[0034] B モード処理部 24 は、制御部 30 による制御に基づいて、素子データ記憶部 20 に記憶された素子データを読み出して、B モード画像を生成する部位である。

図 2 に示すように、B モード処理部 24 は、素子データ処理部 35 と、画像生成部 37 とを有する。

[0035] 素子データ処理部 35 は、素子データを重ね合わせて、各素子データに対応する処理済素子データ（第 2 の素子データ）を生成する部位である。

具体的には、素子データ処理部 35 は、制御部 30 による制御および領域設定部 21 からの処理領域の情報に基づいて、素子データ記憶部 20 に記憶された素子データのうち、中心となる超音波トランスデューサ（中心となる素子（中心素子））が異なり、かつ、超音波ビームの送信領域が重なり合う、所定数（複数）の超音波ビームの送信により得られた素子データを、各超音波トランスデューサが超音波エコーを受信した時間（遅延時間）、および、超音波トランスデューサの位置に応じて重ね合わせて、素子データ（後述する注目素子の素子データ）に対応する処理済素子データを生成する。

素子データ処理部 35 における処理については、後に詳述する。

素子データ処理部 35 は、生成した処理済素子データを、画像生成部 37 に送る。

[0036] 画像生成部 37 は、制御部 30 による制御に基づいて、未処理素子データ、あるいは、素子データ処理部 35 から供給された処理済素子データから受信データ（音線信号）を生成し、この受信データから B モード画像を生成するものである。

なお、画像生成部 37 において行われる処理は、未処理素子データおよび処理済素子データのいずれであっても同じである。

画像生成部 37 は、整相加算部 38、検波処理部 40、DSC 42、画像処理部 44、および、画像メモリ 46 を有する。

[0037] 整相加算部 38 は、未処理素子データ、あるいは、素子データ処理部 35 が生成した処理済素子データを整合加算して受信フォーカス処理を行い、受信データを生成する。

前述のように、プローブ 12 の振動子アレイ 36 は、複数の素子（超音波トランスデューサ）を一次元的あるいは二次元的に配列してなるものである。従って、被検体内の 1 つの反射点との間の距離は、各々の超音波トランスデューサで異なる。そのため、同じ反射点において反射された超音波エコーであっても、各超音波トランスデューサに超音波エコーが到達する時間が異なる。整相加算部 38 は、制御部 30 が選択した受信遅延パターンに応じて、各超音波トランスデューサ毎の超音波エコーの到達時刻の差（遅延時間）に相当する分、処理済み素子データの各信号を遅延して、遅延時間を与えた処理済素子データを整合加算することにより、デジタル的に受信フォーカス処理を行い、受信データを生成する。

整相加算部 38 は、生成した受信データを、検波処理部 40 に供給する。

[0038] 図 3 に、受信フォーカス処理の一例を示す。

ここで、図 3 は、プローブ 12 が有する複数の超音波トランスデューサが、同図中左右方向に一行に配列されているリニアプローブの場合である。しかしながら、コンベックスプローブの場合もプローブ形状が違っただけで、考え方は同じでよい。

[0039] 方位方向における各々の超音波トランスデューサの幅を L とすると、方位

方向の中心の超音波トランスデューサから端部に向かって n 番目の超音波トランスデューサまでの距離は nL となる。

同図に示すように、超音波の反射点が、中心の超音波トランスデューサから配列方向に対して垂直な距離（深さ） d の位置にあるとすると、 n 番目の超音波トランスデューサと反射点との間の距離（長さ） d_n は、式（３）により算出される。

$$d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \quad \cdots \quad (3)$$

従って、被検体内の超音波の音速（環境音速） V_a を用いて、超音波エコーが反射点から n 番目の超音波トランスデューサに到達（受信）する時間 t_n は、式（４）により算出される。

$$t_n = d_n / V_a = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V_a \quad \cdots \quad (4)$$

[0040] 前述のように、超音波トランスデューサと反射点との間の距離は、各超音波トランスデューサ毎に異なる。そのため、この例の場合、同図上部のグラフに示すように、超音波エコーの到達時間 t_n は、配列方向の端部側の超音波トランスデューサほど、長くなる。

具体的には、 n 番目の超音波トランスデューサにより受信される超音波は、超音波が反射点から中心の超音波トランスデューサにより受信されるまでの時間を t_1 とすると、中心の超音波トランスデューサにより受信される超音波に対して、時間 $\Delta t = t_n - t_1$ だけ遅れる。本例では、この遅延時間 Δt が、すなわち、受信遅延パターンである。

整相加算部 38 は、各々の超音波トランスデューサに対応する信号について、上記時間 Δt によって表される遅延時間を用いて整相加算を行い、受信フォーカス処理を行い、受信データを生成する。

[0041] 検波処理部 40 は、整相加算部 38 が生成した受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内における断層の画像情報（輝度画像情報）である B モード画像データを生成する。

DSC (digital scan converter) 42 は、検波処理部 40 において生成

されたBモード画像データを、通常のテレビジョン信号の走査方式に対応する画像データに変換（ラスター変換）する。

[0042] 画像処理部44は、DSC42から入力されるBモード画像データに、階調処理等の各種の必要な画像処理を施して、表示に供するためのBモード画像データとする。画像処理部44は、画像処理済のBモード画像データを、表示画像生成部25または表示制御部26に出力し、および／または、画像メモリ46に格納する。

画像メモリ46は、画像処理部44が処理したBモード画像データを格納する、公知の記憶手段（記憶媒体）である。画像メモリ46に格納されたBモード画像データは、必要に応じて、表示部28において表示するために表示制御部26に読み出される。あるいは、合成画像生成のため表示画像生成部25に読み出される。

[0043] 表示画像生成部25は、カラーモードの場合に、ドプラ処理部22が生成したカラードプラ画像データと、Bモード処理部24が生成したBモード画像データとを合成して、表示のための合成画像データを生成する部位である。

Bモード画像データとカラードプラ画像データとの合成方法には特に限定はなく、公知の超音波診断装置によって行われている種々の合成方法が利用可能である。例えば、Bモード画像を輝度によって表し、ドプラ画像を色度によって表すように合成画像データを生成すればよい。

表示画像生成部25は、生成した合成画像データを表示制御部26に出力する。

[0044] 表示制御部26は、カラーモードにおいて、表示画像生成部25によって生成された合成画像データを用いて、表示部28に合成した超音波画像を表示させる。また、表示モードとして、カラーモード以外のモードが選択された場合には、選択された表示モードに応じた画像を表示部28に表示する。例えば、表示モードとして、Bモードが選択された場合には、Bモード処理部24によって生成されたBモード画像を表示する。

表示部 28 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 26 の制御の下において、超音波画像を表示する。

[0045] 制御部 30 は、操作者により操作部 32 から入力された指令に基づいて超音波診断装置 10 の各部の制御を行う部位である。

また、制御部 30 は、操作部 32 を用いて操作者によって入力された各種の情報を、必要な部位に供給する。例えば、操作部 32 に、領域設定部 21 において用いられるカラー領域 ROI の設定に必要な情報、ドプラ処理部 22 において用いられるカラードプラ画像の生成に必要な情報、素子データ処理部 35 および画像生成部 37 の整相加算部 38 において用いられる遅延時間算出に必要な情報、ならびに、素子データ処理部 35 における素子データ処理に必要な情報の入力が行われた場合には、これらの情報を、必要に応じて、送信部 14、受信部 16、素子データ記憶部 20、領域設定部 21、ドプラ処理部 22、素子データ処理部 35、画像生成部 37 および表示制御部 26 等の各部に供給する。

また、制御部 30 は、操作者により操作部 32 から表示モードの選択を行う入力がされた場合には、表示モードに応じて超音波診断装置 10 の各部を制御する。

[0046] 操作部 32 は、操作者が入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

また、操作部 32 は、操作者が、必要に応じて各種の情報を入力するための、入力機能を備えている。例えば、操作部 32 は、プローブ 12（超音波トランスデューサ）の情報、プローブ 12（振動子アレイ 36）における送信開口および受信開口、重ね合わせる素子データ数や方法などの処理済素子データの生成に関する情報、超音波ビームの焦点位置等を入力するための、入力機能を備えている。また、操作部 32 は、カラー領域 ROI を設定するための情報を入力するための入力機能を備えている。また、操作部 32 は、表示モードを選択するための入力機能を備えている。

これらは、例えば、撮影部位（診察部位）の選択、画質の選択、撮影する

超音波画像の深度の選択等によって、入力される。

[0047] 格納部 34 は、制御部 30 が超音波診断装置 10 の各部の制御を実行するための動作プログラム、送信遅延パターンおよび受信遅延パターン、処理済素子データの生成に関する情報、さらには、操作部 32 から入力されたプローブ 12 の情報、送信開口および受信開口、焦点位置の情報など、制御部 30 が超音波診断装置の動作や制御を行うための必要な情報等を格納するものである。

格納部 34 には、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM等の公知の記録媒体を用いることができる。

[0048] なお、超音波診断装置 10 において、領域設定部 21、ドプラ処理部 22、素子データ処理部 35、整相加算部 38、検波処理部 40、DSC 42、画像処理部 44、および表示制御部 26等は、CPUと、CPUに各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成される。しかしながら、本発明においては、これらの部位をデジタル回路を用いて構成してもよい。

[0049] 前述のように、素子データ処理部 35 は、素子データ記憶部 20 に記憶された素子データ（未処理素子データ）のうち、中心となる超音波トランスデューサ（中心素子）が異なり、かつ、超音波ビームの送信領域が重なる、所定数（複数）の超音波ビームの送信により得られた素子データを、各超音波トランスデューサが受信した時間および超音波トランスデューサの位置に応じて重ね合わせて、処理済素子データを生成する部位である。

なお、以下の説明では、超音波トランスデューサのことを、単に『素子』とも言う。

[0050] 図 4 に、素子データ処理部 35 の構成を、ブロック図を用いて概念的に示す。

図 4 に示すように、素子データ処理部 35 は、処理領域設定部 47 と、遅延時間算出部 48 と、重ね合わせ処理部 49 とを有する。

[0051] 処理領域設定部 47 は、領域設定部 21 が設定したカラー領域 ROI の情

報に基づいて、重ね合わせ処理部 4 9 における重ね合わせ処理を行う処理領域を設定する部位である。

具体的には、処理領域設定部 4 7 は、カラー領域 R O I の位置、大きさ、形状の情報に基づいて、このカラー領域 R O I を通るラインを含む領域を処理領域に設定する。

処理領域設定部 4 7 における処理領域の設定方法に関しては後に詳述する。

処理領域設定部 4 7 は、設定した処理領域の情報を重ね合わせ処理部 4 9 に供給する。

[0052] 遅延時間算出部 4 8 は、操作部 3 2 から入力された、もしくは、操作部 3 2 から入力されて格納部 3 4 に格納されているプローブ 1 2（超音波トランスデューサ（素子））、超音波ビームの焦点位置、サンプリングポイントの位置（素子データの出力位置）、プローブ 1 2 の送信開口および受信開口などに関する情報を事前を取得しておく。

また、遅延時間算出部 4 8 は、超音波ビームを送信（生成）するために超音波を発振する送信開口の素子と、被検体からの超音波エコーを受信する受信開口の素子との幾何学的な位置に基づいて、受信開口の素子によって受信される超音波エコーすなわち素子データの遅延時間を算出する。

遅延時間算出部 4 8 は、算出した遅延時間の情報を重ね合わせ処理部 4 9 に供給する。

[0053] 重ね合わせ処理部 4 9 は、処理領域設定部 4 7 から供給された処理領域の情報、操作部 3 2 から入力された、もしくは、操作部 3 2 から入力されて格納部 3 4 に格納されている、重ね合わせる素子データの数および重ね合わせ処理方法等の素子データ処理に関する情報に基づいて、素子データ記憶部 2 0 に記憶されている素子データから、重ね合わせを行う素子データ（中心素子が異なり、かつ、送信領域が重なる超音波ビームによって得られた素子データ（2 以上の対象領域毎に生成された 2 以上の素子データ））を読み出す。

さらに、重ね合わせ処理部 4 9 は、遅延時間算出部 4 8 によって算出された、それぞれの素子データに対応する遅延時間に基づいて、2 以上の素子データを、受信時間上において、即ち時間を合わせて、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせて、処理済素子データを生成する。

[0054] なお、本実施形態の超音波診断装置 1 0 においては、重ね合わせ処理部 4 9 は、カラーモードの場合には、処理領域設定部 4 7 が設定した処理領域において、素子データの重ね合わせ処理を行い、それ以外の領域では、重ね合わせ処理を行わない。

[0055] 以下に、素子データ処理部 3 5 において行う素子データの処理について、詳細に説明する。

初めに、超音波プローブ 1 2 において、送信開口すなわち超音波ビームを送信するために超音波を発信する素子（以下、単に送信素子という）から、被検体に超音波ビームを送信し、被検体との間の相互作用によって発生された超音波エコーを、受信開口すなわち超音波エコーの受信を行う素子（以下、単に受信素子という）によって受信して、素子データを得る場合において、送信素子からの超音波ビームと受信素子によって得られる素子データとの関係について説明する。

[0056] 一例として、図 5（a）に示すように、3 つの素子 5 2 c ~ 5 2 e を送信素子として超音波ビームを送信し、7 つの素子 5 2 a ~ 5 2 g を受信素子として超音波エコーを受信する。次いで、図 5（c）に示すように、1 素子分、素子を方位方向に移動（以下、シフトとも言う）して、3 つの素子 5 2 d ~ 5 2 f を送信素子として超音波ビームを送信し、7 つの素子 5 2 b ~ 5 2 h を受信素子として超音波エコーを受信して、それぞれ、素子データを取得する。

すなわち、図 5（a）に示す例では、中心素子（中心となる素子）は、素子 5 2 d であり、図 5（c）に示す例では、中心素子は素子 5 2 e である。

[0057] この際において、反射点 5 4 を含む検査対象領域に送信する超音波ビーム

56が、焦点58において収束して、素子間隔以下に絞れている理想的な場合を考える。

図5(a)のように、反射点54の真上（反射点と焦点とを結ぶ直線上）にある素子52dを中心素子として、送信素子である素子52c～52eから超音波ビーム56を送信し、受信素子である素子52a～52gによって超音波エコーを受信して素子データを取得すると、超音波ビーム56の焦点58は、中心素子である素子52dと反射点54とを結ぶ一直線上にある。この場合、超音波ビーム56は、反射点54まで送信されるので、反射点54から反射される超音波エコーが生成される。

反射点54からの超音波エコーは、所定角度に広がる受信経路60を通して受信素子である素子52a～52gに受信され、素子52a～52gによって、図5(b)に示すような素子データ62が得られる。なお、図5(b)において、縦軸は時間であり、横軸は図5(a)に一致する方位方向の位置（素子の位置）である（図5(d)も同じ）。

[0058] これに対し、図5(c)に示すように、中心素子を1素子分、シフトさせた場合には、反射点54の真上にある素子52dの隣の素子52eが、中心素子となる。

素子52eを中心素子として、送信素子である素子52d～52fから超音波ビーム56を送信し、受信素子である素子52b～52hによって超音波エコーを受信する。この際に、同様に超音波ビーム56が理想的であれば、超音波ビーム56の送信方向、即ち、中心素子52eと焦点58とを結ぶ直線上に反射点54が存在しない。従って、この超音波ビーム56は、反射点54に送信されない。

そのため、反射点54から反射される超音波エコーは生成されず、受信素子である素子52b～52hは、反射点54からの超音波エコーを受信しないので、図5(d)に示すように、反射点からの反射信号を含まない素子データとなる（素子データの信号強度が『0』になる）。

[0059] しかしながら、実際の超音波ビームは、図6(a)および図6(c)に示

す超音波ビーム 64 のように、焦点 58 において収束した後に拡散するので、素子間隔より幅が広い。

ここで、図 5 (a) と同様に、図 6 (a) のように、反射点 54 の真上にある素子 52 d を中心素子として、素子 52 c ~ 52 e を送信素子として超音波ビーム 64 を送信した場合には、超音波ビーム 56 が幅広であっても、その焦点 58 は、素子 52 d と反射点 54 とを結ぶ一直線上にある。従って、超音波ビーム 64 は、反射点 54 によって反射され、超音波エコーが生成される。

その結果、図 5 (a) の場合と同様に、反射点 54 からの超音波エコーは、所定角度に拡がる受信経路 60 を通って受信素子である素子 52 a ~ 52 g に受信され、同様に、図 6 (b) に示すような真の信号を含む素子データ 66 (以下、便宜的に、「真の素子データ」、ともいう) が得られる。

[0060] 次いで、図 5 (c) と同様に、図 6 (c) に示すように、中心素子を 1 素子分、シフトして、隣の素子 52 e を中心素子として、素子 52 d ~ 52 f を送信素子として超音波ビーム 56 を送信し、素子 52 b ~ 52 h を受信素子として超音波エコーを受信する。この場合でも、超音波ビーム 64 は幅広であるため、その超音波の送信方向、即ち、中心素子である素子 52 e と焦点 58 とを結ぶ直線上に反射点 54 が存在していなくても、超音波ビーム 64 は、反射点 54 に送信される (到達する)。

そのため、反射点 54 から、超音波ビームの送信方向には、本来、存在しない超音波エコー、所謂ゴーストの反射エコーが発生する。この反射点 54 からのゴーストの反射エコーは、図 6 (c) に示すように、所定角度に拡がる受信経路 60 を通って受信素子である素子 52 b ~ 52 h に受信される。その結果、素子 52 b ~ 52 h によって、図 6 (d) に示すようなゴースト信号を含む素子データ 68 (以下、便宜的に「ゴーストの素子データ」ともいう) が得られることになる。

[0061] このようなゴーストの素子データ 68 は、素子データから生成される超音波画像の精度を低下させる原因となる。

素子データ処理部 35 は、素子データに対応する遅延時間を遅延時間算出部 48 によって算出し、重ね合わせ処理部 49 が、2 以上の素子データを、この遅延時間および素子の絶対的な位置に応じて重ね合わせることで、真の信号を強調して、ゴーストの信号を減衰させた、高精度な素子データである処理済素子データを生成するものである。

[0062] 前述のように、遅延時間算出部 48 は、受信素子（受信開口）の各素子によって受信される素子データの遅延時間を算出する。

すなわち、図 6（c）に示す超音波ビーム 64 の伝播距離は、超音波ビーム 64 が中心素子である素子 52 e から焦点 58 を経由して反射点 54 に至る送信経路と、ゴーストの反射エコーが反射点 54 から受信素子である素子 52 b～52 h の個々に至る受信経路との和となる。

この図 6（c）に示す超音波ビーム 64 の伝播距離は、図 6（a）に示す超音波ビーム 64 の伝播距離、すなわち、超音波ビーム 64 が中心素子 52 d から焦点 58 を経由して反射点 54 に至る送信経路と、真の超音波エコーが反射点 54 から受信素子である素子 52 a～52 g に至る受信経路との和より長くなる。

そのため、図 6（d）に示すようなゴーストの素子データ 68 は、図 6（b）に示すような真の素子データ 66 に対して、遅延することになる。

[0063] 素子データ処理部 35 の遅延時間算出部 48 において、真の素子データに対するゴーストの素子データの時間差、即ち遅延時間は、音速、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、および受信素子の幾何学的配置から算出される。

したがって、遅延時間の計算には、プローブ 12 の形状（素子間隔、リニア、コンベックスなど）、音速、焦点の位置、送信開口、受信開口などの情報が必要である。遅延時間算出部 48 では、操作部 32 によって入力された、若しくは格納部 34 に格納されたこれらの情報を取得して、遅延時間の計算を行う。

なお、音速は、固定値（例えば、 1540 m/s ）を用いてもよく、

あるいは、音速算出部を有する場合には、音速算出部が算出した音速（環境音速）を用いてもよく、あるいは、操作者が入力できるようにしてもよい。

ここで、前述のとおり、処理条件変更部 23 が音速の値を変更した場合には、遅延時間算出部 48 は、処理条件変更部 23 が設定した音速の値を用いて遅延時間の算出を行う。

遅延時間は、例えば、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、および受信素子の幾何学的配置から算出される、送信素子から焦点を経て反射点に至る超音波ビームの送信経路および反射点から受信素子に至る真の反射超音波エコーまたはゴーストの反射信号の受信経路の合計長さ（伝播距離）と、音速によって算出される伝播時間の差から算出することができる。

[0064] 本発明では、例えば、図 7（a）および図 7（b）に示すようにして、真の超音波エコーとゴーストの反射エコーの場合の超音波ビームの送信経路および受信経路の長さを求めることができる。なお、図 7（a）および図 7（b）において、 x 方向は方位方向であり、 y 方向は深度方向である。

また、図 7（a）は、図 6（a）と同様の超音波の送受信を行い、図 7（b）は、図 6（c）と同様の超音波の送受信を行うものである。

[0065] 真の超音波エコーの場合、図 7（a）（図 6（a））に示すように、中心素子である素子 52d と、焦点 58 と、反射点 54 とは、一直線上に位置している（方位方向の位置が一致している）。すなわち、中心素子 52d の真下に、焦点 58 および反射点 54 が位置している。

従って、中心素子である素子 52d の位置を $x-y$ の 2 次元座標上の座標（ $x_0, 0$ ）とすると、焦点 58 および反射点 54 の x 座標も『 x_0 』となる。以下、この送信における焦点 58 の位置を座標（ x_0, d_f ）、反射点 54 の位置を座標（ x_0, z ）とし、さらに、素子の間隔を L_e とする。

この際において、中心素子である素子 52d から焦点 58 を経て反射点 54 に至る超音波ビームの送信経路 61 の長さ（送信経路距離） L_{ta} 、および、反射点 54 から素子 52d に至る真の反射超音波エコーの受信経路 60 の長さ（受信経路距離） L_{ra} は、 $L_{ta} = L_{ra} = z$ によって算出できる。

したがって、真の超音波エコーの場合、超音波エコーの伝播距離 L_{ua} は、 $L_{ua} = L_{ta} + L_{ra} = 2z$ となる。

[0066] 次いで、図 7 (b) に示すように、送信素子および受信素子を x 方向（方位方向）に 1 素子分ずらして（図中右方向にシフトして）、中心素子を素子 52e として送受信を行う。図 6 (c) で示したように、この場合には、反射点 54 によって反射されるのは、ゴーストの反射エコーとなる。

反射点 54 は、素子 52d の真下（方位方向の同位置）に位置している。従って、図 7 (b) に示すように、この送受信では、中心素子である素子 52e と、反射点 54 との x 方向の位置は、1 素子分すなわち L_e だけ、 x 方向にずれる。

反射点 54 と x 方向の位置が一致する素子 52d の座標が $(x_0, 0)$ であるので、中心素子である素子 52e の座標は $(x_0 + L_e, 0)$ 、この送信における焦点 58 の座標は $(x_0 + L_e, df)$ となる。なお、前述のように、反射点 54 の座標は (x_0, z) である。

従って、中心素子である素子 52e から焦点 58 を経て、反射点 54 に至る超音波ビームの送信経路 61 の長さ（送信経路距離） L_{tb} は、 $L_{tb} = df + \sqrt{\{(z - df)^2 + L_e^2\}}$ により算出できる。他方、反射点 54 から、直下（ x 方向＝方位方向の同位置）の素子 52d に至るゴーストの反射信号の受信経路 60 の長さ（受信経路距離） L_{rb} は、 $L_{rb} = z$ によって算出できる。

したがって、ゴーストの反射エコーの場合の超音波の伝播距離 L_{ub} は、 $L_{ub} = L_{tb} + L_{rb} = df + \sqrt{\{(z - df)^2 + L_e^2\}} + z$ となる。

[0067] こうして、図 7 (a) に示す幾何学配置から求めた送信経路 61 の距離 L_{ta} と受信経路 60 の距離 L_{ra} を合計した超音波の伝播距離 L_{ua} を、音速により割った値が、真の超音波エコーの伝播時間となる。また、図 7 (b) に示す幾何学配置から求めた送信経路 61 の距離 L_{tb} と受信経路 60 の距離 L_{rb} を合計した超音波の伝播距離 L_{ub} を、音速により割った値がゴーストの反射エコーの伝播時間となる。

遅延時間は、反射点 54 と中心素子との x 座標が一致している時の真の超

音波エコーの伝播時間から、反射点 5 4 と中心素子との x 座標を 1 素子間隔ずつずらしたときのゴーストの反射エコーの伝播時間の差から求められる。

なお、図 7 (a) および図 7 (b) の幾何学モデルでは、送信経路 6 1 が焦点 5 8 を経由したモデルになっているが、本発明はこれに限定されず、例えば、焦点 5 8 を経由せずに、直接、反射点 5 4 に至る経路であっても良い。

[0068] また、図 7 (a) および図 7 (b) の幾何学モデルはリニアプローブの場合であるが、これに限らず他のプローブにおいても、プローブの形状から同様の幾何学計算を行うことができる。

例えば、コンベックスプローブの場合、プローブの半径と素子間隔の角度から幾何学モデルを設定して、同じように計算することができる。

[0069] また、ステア送信の場合には、送信角度などの情報を考慮した幾何学モデルを用い、送信素子と反射点との位置関係から、真の素子データおよびその周辺のゴーストの素子データの遅延時間を算出することができる。

さらに、幾何学モデルによって遅延時間を算出する方法に限らず、あらかじめ装置の計測条件に合わせて高輝度反射点を計測した計測結果から、計測条件毎に遅延時間を求めておき、その遅延時間を装置内に記憶しておくことによって、同じ計測条件の遅延時間を読み出すようにしておいてもよい。

[0070] 図 7 (c) に、真の素子データ 6 6 およびゴーストの素子データ 6 8 を示す。

図 7 (c) において、方位方向の中央が、真の素子データ 6 6、すなわち、中心素子と反射点 5 4 とで x 方向の位置が一致している送受信によって得られた素子データ（図示例では、素子 5 2 d を中心素子とした素子データ）である。また、中央の両側が、ゴーストの素子データ、すなわち、中心素子と反射点 5 4 とで x 方向の位置が一致していない送受信によって得られた素子データ（図示例では、素子 5 2 c や素子 5 2 e 等を中心素子とした素子データ）である。

また、図 7 (d) に、上述の幾何学計算から得られた真の素子データ 6 6

に対する、ゴーストの素子データ 68 の遅延時間の一例を示す。真の素子データ 66 を中心に、ゴーストの信号の素子データ 68 は、 x 方向すなわち方位方向に対称的に時間が遅れることが示されている。

なお、こうして、素子データ処理部 35 の遅延時間算出部 48 において算出された遅延時間は、整相加算部 38 における遅延補正に用いることもできる。

[0071] 後に詳述するが、本発明においては、或る注目素子を中心素子とする超音波ビームの送信（注目素子の送受信）により得られた素子データに、中心素子が異なり、かつ、超音波ビームの少なくとも一部が重複する超音波ビームの送信により得られた素子データを、超音波エコーの受信時間と素子の位置とを合わせて重ね合わせることによって、注目素子の処理済素子データ（第 2 の素子データ）を生成する（注目素子の素子データを再構築する）。

図 7（a）において、反射点 54 は、注目素子の真下（方位方向の同位置／注目素子と焦点とを結ぶ直線上）に位置する或るサンプリングポイントの位置（素子データの出力位置）を示している。本発明では、注目素子の送受信におけるサンプリングポイントへの送受信経路を真の素子データの送受信経路と見なし、中心素子が異なる超音波の送受信（周辺素子からの送受信）における同じサンプリングポイントへの送受信経路をゴーストの送受信経路と見なして、両送信経路の差から、遅延時間を算出して、この遅延時間を用いて素子データの時間を合わせて、重ね合わせを行う。言い換えれば、注目素子の送受信により得られた素子データを真の素子データ、中心素子が異なる送受信により得られた素子データをゴーストの素子データと仮定して、遅延時間を算出し、素子データの重ね合わせを行う。

本発明では、全てのサンプリングポイント（全ての素子データの出力位置）に対応して、同様の考え方によって遅延時間を算出して、素子データの重ね合わせを行い、各素子の処理済素子データを生成する。

ここで、実際には、方位方向（ x 方向）にサンプリングポイント（反射点）の位置をズラしても、受信経路の長さ（受信経路距離 L_{rb} ）は変わらない

。従って、各注目素子に関しては、深さ方向（y方向）の各サンプリングポイント毎に、中心素子が異なる送受信による素子データとの遅延時間の算出を行えばよい。

また、この重ね合わせ処理においては、真の素子データがどの素子データであるかを知っている必要はない。すなわち、後に図8（a）～図8（h）を用いて詳述するが、この重ね合わせ処理では、素子データに含まれる信号が真の信号であれば、自動的に強調されて信号が残り、ゴーストの信号であれば信号は打ち消される。すなわち、注目素子のライン上に反射点が存在すれば、遅延時間による処理が一致してこの反射点からの信号が強調され、注目素子以外のライン上の反射点からの信号は、遅延時間による処理が一致せずに、信号が打ち消される。

[0072] 次に、本発明の素子データ処理部35の重ね合わせ処理部49においては、こうして遅延時間算出部48において算出された遅延時間を用いて、素子データの重ね合わせ処理を行う。

なお、重ね合わせ処理部49における重ね合わせ処理では、重ね合わせる時の重ね合わせ素子データ数と重ね合わせ処理方法の情報が必要になるが、これらは、予め、操作部32によって入力しておいても良いし、格納部34に格納しておいても良い。

[0073] 図8（a）～図8（h）に、重ね合わせ処理部49において行われる、重ね合わせ処理の一例を示す。なお、図8（a）～図8（h）に示す例は、素子データ数が5つ、重ね合わせ素子データ数が3つの場合である。

図8（a）は、5回の超音波の送受信によって得られた5つの素子データを横に並べて表示している。また、図8（a）は、素子データ毎に、超音波ビームを送信して、超音波エコーを受信した様子を表している。各素子データの横軸は、受信素子を表しており、それぞれの素子データにおいて超音波ビームの送受信における中心素子を中心にして表示している。縦軸は、受信時間を表す。この例では、例えば前記素子52b～52fなど、中心素子を、1素子ずつ、ずらして、5回の超音波の送受信を行っている。

図8（a）では、中央の素子データにおける中心素子の真下にのみ、1つの反射点が存在している状態を示す。すなわち、5つの素子データのうち、真中の素子データでは、超音波の送受信において、反射点からの真の超音波エコーが受信されている。つまり、真中の素子データは、真の素子データである。

[0074] 真中の素子データ以外の両側2つの素子データについては、超音波の送受信の中心素子の真下には反射点は存在していない。しかしながら、送信した超音波ビームの広がりによって、真中の素子データの送信素子の真下に存在する反射点に超音波ビームが当たることによって生じた反射エコーの素子データ、即ちゴーストの素子データが写り込んでいる。

ゴーストの素子データは、真の素子データから離れるほど、反射点までの超音波の伝播時間が長くなるため、真の素子データよりも受信時間が遅くなる。また、反射点からの超音波エコーが初めに受信される受信素子の位置は、反射点の真上の素子（反射点と方位方向の位置が一致する素子）である。

ここで、図8（a）の各素子データの横軸は、超音波ビームの送信時における中心素子を中心としている。従って、図8（a）に示す例では、素子データ毎に、この中心素子を1素子ずつずらして送信していることから、各素子データにおいて方位方向の素子の絶対位置は、1素子ずつずれている。つまり、真中の素子データでは、反射点からの反射信号が初めに受信される受信素子は中心素子であるが、両隣の素子データにおいては、真中の素子データよりも1素子ずれており、右側の素子データでは左に1素子ずれ、左側の素子データでは右に1素子ずれている。さらに、両端の素子データでは、真中の素子データよりも2素子ずれており、右端の素子データでは左に2素子ずれ、左端の素子データでは右に2素子ずれている。このように、ゴーストの信号は、真の信号に対して、受信時間が遅れるだけでなく、受信素子の方向に対してもずれを生じている。

[0075] 図8（b）に、図8（a）に示す5つの素子データのうちの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示す。

重ね合わせ処理部49では、図8(b)に示す遅延時間を用いて、真中の素子データの中心素子を注目素子とした場合に、注目素子の素子データを中心に、重ね合わせる素子データの数分、図示例では3素子データ分だけ遅延時間補正を行い、かつ、各素子データを注目素子との素子位置の差（中心素子同士の位置の差）に応じて、図示例では両側の素子データをそれぞれ1素子分だけ方位方向にシフトさせて、即ち位相を合わせて3素子データ分の未処理素子データを重ね合わせ、注目素子の1つの重ね合わせ処理済素子データとして求める。

すなわち、本例においては、注目素子を中心素子とする超音波の送受信によって得られた素子データ（以下、注目素子の素子データとも言う）に、注目素子の隣の素子を中心素子とする超音波の送受信によって得られた素子データ（以下、隣の素子の素子データとも言う）を重ね合わせて、注目素子の素子データの処理済素子データを生成している。

[0076] こうして得られた注目素子の重ね合わせ処理済素子データを図8(c)に示す。

前述のように、図8(a)に示す注目素子の素子データは、中心素子（すなわち注目素子）の真下に反射点が存在する、真の素子データである。また、注目素子に隣接する素子を中心素子とする送受信によって得られた素子データも、反射点に入射して、反射された超音波エコーのデータである。

従って、注目素子の素子データの両側の隣の素子の素子データに遅延時間補正および方位方向のシフトを行って位相合わせを行うと、図8(c)に示すように、隣の素子の素子データと、注目素子の素子データとは、位相が合うので高輝度位置において重なり合う。そのため、これらの素子データを、例えば加算すると素子データ値は大きな値（高輝度値）を示し、例えば、平均して平均値を求めても強調された値（高輝度値）を示す。

[0077] これに対し、図8(d)は、図8(a)と同じ素子データであるが、真中の素子データの左隣の素子データの中心素子を、注目素子とした場合の一例を示す。すなわち、この例は、真下に反射点が存在しない素子を中心素子とす

る超音波の送受信の、中心素子を注目素子とした場合の一例を示す。従って、この素子を中心素子とする素子データは、ゴーストの素子データである。

図8（e）は、図8（b）と同じものであり、図8（a）に示す5つの素子データの注目素子の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示す。即ち、図8（a）と図8（d）は同じ素子データであるので、図8（d）に示す5つの素子データの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間とも同じである。

重ね合わせ処理部49では、図8（e）（即ち、図8（b）と同じ）に示す遅延時間を用いて、注目素子の素子データを中心に、重ね合わせ素子データ数分、図示例では3素子データ分だけ遅延時間補正を行い、かつ、各素子データを注目素子との素子位置の差（中心素子同士の位置の差）に応じて、図示例では両側の素子データをそれぞれ1素子分だけ方位方向にシフトさせて、3素子データ分の未処理素子データを重ね合わせ、注目素子の1つの重ね合わせ処理済素子データとして求める。

[0078] こうして得られた注目素子の重ね合わせ処理済素子データを図8（f）に示す。

図8（d）に示す注目素子の素子データは、ゴーストの素子データである。そのため、注目素子の素子データの両側の隣接素子の未処理素子データに遅延時間補正および方位方向のシフトを行って位相合わせを行っても、図8（f）に示すように、隣接素子の各素子データと注目素子の素子データとは、互いに位相が合わないので重なり合わない。このため、これらの3つの素子データを、例えば加算しても、位相が合っていないために、位相が反転している信号などは信号が打ち消しあうため、加算値は大きくなり、例えば、平均して平均値を求めると小さな値を示すことになる。

[0079] 他の素子データに関しても、注目素子の素子データとして同様の遅延時間補正および方位方向のシフトを行った結果、図示例の5素子データそれぞれについての隣接する3素子データの重なり状態を図8（g）に示し、これらに対して、重ね合わせ処理として、例えば、加算処理、若しくは平均処理し

た結果を図8（h）に示す。

図8（h）に示すように、図8（a）に示す直下に反射点が存在している中心素子を注目素子とした場合には、真の信号の素子データが高輝度値を持つ重ね合わせ処理済素子データとして求められる。これに対して、その両側の各2素子データの全4素子データでは、ゴーストの素子データは互いに位相が合わない素子データを加算し、または平均化する。そのため、素子データ同士が、互いに打ち消し合うことになるため、ゴーストの重ね合わせ処理済素子データは、その値が真の信号の素子データである高輝度値を持つ重ね合わせ処理済素子データに対して小さくなり、真の素子データに対してゴーストの素子データの影響を低減させることができ、または、その影響を無視できる程、小さくすることができる。

[0080] すなわち、或る素子を注目素子として、この注目素子を中心素子とする超音波ビームの送信によって得られた素子データ（注目素子の素子データ）に、中心素子が異なり、かつ、超音波ビームの送信領域が重なり合う超音波の送受信によって得られた素子データを、1以上、時間および方位方向の位置合わせを行って重ね合わせて、注目素子の素子データに対応する処理済素子データを生成することにより（言い換えれば、超音波ビームの少なくとも一部が重なり、かつ、中心素子が異なる送受信による素子データを用いた、注目素子の素子データの再構築（補正）を行うことにより）、真の素子データを高輝度化して、かつ、ゴーストの素子データを小さくできる。

そのため、処理済素子データに整相加算や検波処理を行って、受信データを生成して、Bモード画像を生成することにより、ゴーストの影響を無くし、すなわち音線上の全ての点において焦点を結んだのに等しい素子データによってBモード画像を生成できるので、高輝度であり、鮮鋭性に優れた、高画質なBモード画像を生成することができる。

[0081] なお、以下の説明では、この処理済素子データの生成を、マルチライン処理とも言う。

また、この処理済素子データは、本発明における処理済データの一つであ

る。

[0082] 本発明において、中心素子とは、送信の開口数（超音波の送信を行う素子数）が奇数の場合には、方位方向の中央の素子である。

他方、開口数が偶数の場合には、方位方向の中央の素子のいずれかを中心素子とし、あるいは、方位方向の真中に素子が有ると仮定して、中心素子とする。すなわち、開口数が偶数の場合には、開口の真中のライン上に焦点が有るものとして計算を行ってもよい。

[0083] なお、重ね合わせ処理部49における重ね合わせ処理方法としては、単に、加算するだけでなく、平均値や中央値をとってもよいし、係数を掛け合わせた上で加算してもよい。なお、平均値や中央値を取ることは、素子データレベルでの平均化フィルタやメディアンフィルタを掛けることに相当すると考えられるが、平均化フィルタやメディアンフィルタの代わりに、通常の画像処理によって行われる逆フィルタなども適用してもよい。

あるいは、重ね合わせる各素子データ同士を比較し、類似している場合には最大値、類似していない場合には平均値、分布の偏りがある場合には中間値をとるなど、これに限らず、重ね合わせる各素子データの特徴量に基づいて重ね合わせ処理を変えてもよい。

[0084] また、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データの数、図示例の2つに限定はされず、1つでもよく、あるいは、3つ以上でもよい。すなわち、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データの数、要求される処理速度（フレームレート等）や画質などに応じて、適宜、設定すればよい。基本的には、重ね合わせる素子データの数が多いほど画質は向上する。

ここで、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データ数は、超音波ビームのビーム幅の広がり程度に合わせた方が望ましい。従って、深さによってビーム幅が変わる場合には、重ね合わせる素子データ数も深さによって変更してもよい。

また、ビーム幅は送信開口数に依存することから、送信開口数に応じて重ね合わせる素子データの数を変更してもよい。あるいは、画像の輝度値など

の特微量に基づいて重ね合わせ素子データ数を変更してもよいし、重ね合わせ素子データ数を複数パターンを変えて作成した画像から最適な重ね合わせ素子データ数を選択してもよい。

[0085] なお、以上のマルチライン処理では、中心素子が異なり、かつ、超音波ビームの送信方向が平行（角度が同一）である、複数の超音波ビームの送信によって得られた素子データを重ね合わせることにより、注目素子の素子データの処理済素子データを生成したが、本発明は、これに限定はされない。

例えば、中心素子を同一として、送信方向（角度）が異なる複数の超音波ビームの送信によって得られた素子データを重ね合わせることにより、処理済素子データを生成してもよい。この際において、何れの超音波ビームの送信により得られた素子データの処理済素子データを生成するか（すなわち、どの方向の音線の処理済素子データを生成するか）は、診察部位やプローブの種類等に応じてデフォルトで設定されていてもよく、あるいは、操作者が選択するようにしてもよい。

また、中心素子が異なり、平行な超音波ビームの送信により得られた素子データと、中心素子を同一として、送信方向が異なる超音波ビームの送信により得られた素子データとの両方を用いて、処理済素子データを生成してもよい。

[0086] 前述のように、素子データ処理部 35 は、生成した処理済素子データを、画像生成部 37（整相加算部 38）に送る。

処理済素子データを供給された画像生成部 37 では、前述のように、整相加算部 38 が処理済素子データを整相加算して受信フォーカス処理を行って受信データを生成し、検波処理部 40 が、受信データに減衰補正および包絡線検波処理を施すことにより、Bモード画像データを生成する。

画像生成部 37 では、さらに、DSC 42 が、Bモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に対応する画像データにラスタ変換し、画像処理部 44 によって階調処理等の所定の処理を施す。

画像処理部 44 は、生成したBモード画像データを画像メモリ 46 に格納

し、および／または、表示画像生成部 25 に送る。

[0087] ここで、前述のとおり、表示モードがカラーモードの場合には、処理領域設定部 47 が、領域設定部 21 において設定されたカラー領域 ROI の情報に基づいて、処理領域を設定し、重ね合わせ処理部 49 は、設定された処理領域においてマルチライン処理を行う。

具体的には、処理領域設定部 47 は、少なくともカラー領域 ROI を通るラインを含む領域を処理領域に設定する。

このような処理領域設定部 47 による処理領域の設定方法の一例を、図 9 (a) および図 9 (b) を用いて詳細に説明する。

[0088] 図 9 (a) は、撮像領域中に設定されたカラー領域 ROI と処理領域との関係を説明するための概念図であり、図中、横方向が素子の配列方向に対応し、縦方向が深さ方向に対応する。

図 9 (a) に示すように、撮像領域中において、実線を用いて示すカラー領域 ROI が設定されると、処理領域設定部 47 は、カラー領域 ROI を通るラインが含まれる範囲（図中、破線を用いて示す範囲）を処理領域として設定する。

[0089] 処理領域が設定されると、重ね合わせ処理部 49 は、処理領域内のラインに対応する素子データに対しては、マルチライン処理を行って、処理領域内の各ラインに対応する処理済素子データを生成し、それ以外の領域のラインに対応する素子データに対しては、マルチライン処理を行わない。すなわち、処理領域の B モード画像は、マルチライン処理により生成された処理済素子データから生成され、処理領域以外の領域の B モード画像は、未処理素子データから生成される。

[0090] 前述のとおり、B モード画像を生成するに際し、マルチライン処理を行うことによって、ゴースト信号の影響を除去して画質を向上できる。しかしながら、撮像領域全体のラインに対してマルチライン処理を行うと、計算の負荷が高くなり処理時間がかかる。一方、カラードプラ画像を生成する際に、ドプラ効果の検出の際の感度を確保して画質を向上するために、同一方向へ

の送信回数を多くする必要がある。

そのため、Bモード画像とカラードプラ画像とを重畳して表示するカラーモードにおいて、Bモード画像を生成する際にマルチライン処理を行うと、大幅にフレームレートが低下してリアルタイム性が損なわれるという問題があった。

[0091] これに対して、本発明においては、カラーモードにおいて、Bモード画像を生成する際に、カラードプラ画像を生成する領域であるカラー領域ROIの情報に基づいて、処理領域設定部47がマルチライン処理を行う処理領域を設定し、重ね合わせ処理部49は、設定された処理領域内のラインに対応する素子データに対してマルチライン処理を行って処理済素子データを生成し、処理領域の外のラインに対応する素子データに対しては、マルチライン処理を行わない。画像生成部37は、処理領域に対応するBモード画像を処理済素子データから生成し、処理領域以外のBモード画像を未処理素子データから生成する。

このようにマルチライン処理を行う範囲を制限することによって、操作者が着目しているとみなされるカラー領域ROIに対応する領域のBモード画像の画質を向上しつつ、マルチライン処理による計算負荷を低減して、フレームレートが低下するのを防止して、カラーモードにおける表示のリアルタイム性を確保することができる。

[0092] 図9(a)に示す例では、カラー領域ROIの形状は矩形状として、Bモード画像生成のための超音波の送受信方向と、カラードプラ画像生成のための超音波の送受信方向とが一致する構成としたがこれに限定はされない。すなわち、Bモード画像生成のための超音波の送受信方向と、カラードプラ画像生成のための超音波の送受信方向とが異なってもよい。

[0093] 図9(b)は、撮像領域中に設定されたカラー領域ROIと処理領域との関係を説明するための概念図であり、図中、横方向が素子の配列方向に対応し、縦方向が深さ方向に対応する。

図9(b)に実線を用いて示すように、カラー領域ROIは、深さ方向に

において素子の配列方向に対して傾斜する領域として設定されている。すなわち、このカラー領域のカラードプラ画像は、深さ方向に傾斜した方向にステア送信された超音波の送受信によって、生成される。

[0094] 一方、このカラードプラ画像に重ね合わせるＢモード画像を生成するための超音波の送受信方向は、素子の配列方向に直交する方向である。すなわち、Ｂモード画像を生成するための超音波の送受信方向と、カラードプラ画像を生成するための超音波の送受信方向とは一致しない。

[0095] このような場合には、処理領域設定部４７は、Ｂモード画像を生成するための超音波の送受信を行うラインのうち、図中、破線を用いて示すようなカラー領域ＲＯＩを通るラインを含む領域を処理領域に設定する。

このように処理領域を設定した場合にも、カラー領域ＲＯＩに対応する領域のＢモード画像の画質を向上しつつ、マルチライン処理による計算負荷を低減して、フレームレートが低下するのを防止して、カラーモードにおける表示のリアルタイム性を確保することができる。

[0096] なお、図示例においては、処理領域設定部４７は、カラー領域ＲＯＩを通るラインを含む領域を処理領域に設定する構成としたが、これに限定はされず、カラー領域ＲＯＩ内のサンプリングポイントを含む領域を処理領域に設定してもよい。

[0097] また、操作部３２においてカラー領域ＲＯＩの設定操作が行われている間は、処理領域設定部４７は、処理領域を無しに設定してもよい。すなわち、操作者がカラー領域ＲＯＩを設定するための操作を行っている間は、診断を行うために詳細に画像を観察するわけではないとみなすことができるので、カラー領域ＲＯＩの設定操作が行われている間は、処理領域を無しに設定して、マルチライン処理を行わないことによって、フレームレートを高く維持することができる。

[0098] 以下、図１０に示すフローチャートを参照して、超音波診断装置１０における信号処理方法（本発明の信号処理方法）について、詳細に説明する。

なお、本発明のプログラムは、超音波診断装置１０が有するコンピュータ

に、以下の信号処理方法を実行させるプログラムである。

[0099] 超音波診断装置 10 において、カラーモードが選択されると、まず、カラー領域 RO1 の設定を促す表示を行い、操作者による操作部 32 からの入力指示に応じて、領域設定部 21 がカラー領域 RO1 を設定する。カラー領域 RO1 が設定されると、ドプラ処理部 22 においてカラードプラ画像を生成するために、制御部 30 からの指示に応じて、送信部 14 が、プローブ 12（振動子アレイ 36）の対応する超音波トランスデューサ（素子）を駆動して（所定の開口数、開口位置によって）、被検体に超音波ビームを送信し、被検体により反射された超音波エコーが超音波トランスデューサ（素子）によって受信され、アナログの受信信号が受信部 16 に出力される。

受信部 16 は、アナログの受信信号に、増幅等の所定の処理を施して、A/D 変換部 18 に供給する。

A/D 変換部 18 は、受信部 16 から供給されたアナログの受信信号を A/D 変換して、デジタルの受信信号である素子データとする。

素子データは、素子データ記憶部 20 に記憶される。

[0100] ドプラ処理部 22 は、順次、素子データ記憶部 20 に記憶された素子データを読み出して、素子データの周波数分析を行って、被検体と超音波プローブ 12 との相対的な移動速度を表すドプラデータを生成し、このドプラデータを、予め指定された速度変換スケールを使って色情報に変換し、所定の処理を施して、カラードプラ画像データを生成する。ドプラ処理部 22 は、生成したカラードプラ画像データを表示画像生成部 25 に供給する。

[0101] 次に、B モード処理部 24 において B モード画像を生成するために、まず、処理領域設定部 47 がカラー領域 RO1 に基づいて、処理領域を設定する。また、制御部 30 からの指示に応じて、送信部 14 が、プローブ 12 の対応する素子を駆動して、被検体に超音波ビームを送信し、被検体により反射された超音波エコーが超音波トランスデューサによって受信され、アナログの受信信号が受信部 16 に出力される。

受信部 16 は、アナログの受信信号に、増幅等の所定の処理を施して、A

／D変換部18に供給し、A／D変換部18は、受信部16から供給されたアナログの受信信号をA／D変換して、デジタルの受信信号である素子データとする。

素子データは、素子データ記憶部20に記憶される。

[0102] 素子データ処理部35は、処理領域設定部47が設定した処理領域内のラインに対応する素子データに関して、素子データ記憶部20に記憶された素子データを読み出して、マルチライン処理を行って、処理済素子データを生成する。

具体的には、素子データ処理部35は、前述の図8(a)～図8(h)に示すように、例えば、注目素子と、その両隣の素子とに対して、注目素子の素子データに対する、両隣の素子の素子データの遅延時間を算出し、隣の素子の素子データの遅延時間補正および方位方向のシフトを行い、注目素子の素子データに、両側の隣の素子の素子データを重ね合わせて、注目素子の処理済素子データを生成する。

[0103] 素子データ処理部35は、処理領域内のラインに対応する素子データそれぞれに対して、素子データの重ね合わせを行って、複数の処理済素子データを生成する。素子データ処理部35は、生成した処理済素子データを、画像生成部37に供給する。画像生成部37は、この処理済素子データと、処理領域以外のラインに対応する未処理素子データとを用いて、Bモード画像データを生成する。生成されたBモード画像データは、表示画像生成部25に供給される。

[0104] 表示画像生成部25は、供給されたカラードプラ画像データとBモード画像データとを合成して合成画像データを生成して、表示制御部26に供給する。表示制御部26は供給された合成画像（超音波画像）を表示部に表示する。

[0105] このように、カラーモードにおいて、Bモード画像を生成する際に、カラー領域ROIに基づいて設定された処理領域内のラインに対応する素子データに対してのみマルチライン処理を行うので、カラー領域ROIに対応する

領域のBモード画像の画質を向上しつつ、マルチライン処理による計算負荷を低減して、フレームレートが低下するのを防止して、カラーモードにおける表示のリアルタイム性を確保することができる。

[0106] なお、カラーモードが選択されない場合、例えば、Bモードが選択された場合には、図10に示すように、まず、制御部30の制御のもとで、超音波の送受信を行って素子データを取得する。次に、Bモード処理部24においてBモード画像を生成する。その際、素子データ処理部35は撮像領域の全てのラインに対応する素子データに対してマルチライン処理を行って処理済素子データを生成する。素子データ処理部35は、生成した処理済素子データを、画像生成部37に供給し、画像生成部37は、この処理済素子データを用いて、Bモード画像データを生成する。生成されたBモード画像データは、表示のため表示制御部26に供給される。

[0107] なお、上記第1実施形態においては、処理領域内のラインに対応する素子データについてのみマルチライン処理を行う構成としたが、本発明はこれに限定はされず、処理領域以外のラインに対応する素子データに対しては、処理領域内のラインに対応する素子データに対するマルチライン処理よりも少ない重ね合わせ数によってマルチライン処理を行う構成としてもよい。

[0108] ここで、第1実施形態においては、素子データ処理部35におけるマルチライン処理は、素子データを用いて行う構成としたが、本発明は、これに限定はされず、第1の素子データを整相加算した第1の受信データをマルチライン処理する構成としてもよい。

[0109] 図11に、本発明の第2実施形態である超音波診断装置のBモード処理部の一例をブロック図によって概念的に示す。

なお、第2実施形態の超音波診断装置は、Bモード処理部24に代えて、Bモード処理部112を有する以外は、図1に示す超音波診断装置10と同じ構成を有する。

また、図11に示すBモード処理部112は、素子データ処理部35に代えてデータ処理部114を有し、画像生成部37に代えて画像生成部116

を有する以外には、図 2 に示す B モード処理部 2 4 と同じ構成を有するので、同一の構成要素には、同一の参照符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0110] B モード処理部 1 1 2 は、素子データ記憶部 2 0 に記憶された素子データから B モード画像を生成する部位であり、データ処理部 1 1 4 と画像生成部 1 1 6 とを有する。

[0111] 図 1 2 に、データ処理部 1 1 4 の構成を、ブロック図を用いて概念的に示す。

データ処理部 1 1 4 は、整相加算部 1 1 8 と、処理領域設定部 4 7 と、遅延時間算出部 4 8 と、重ね合わせ処理部 1 2 0 とを有する。

[0112] 整相加算部 1 1 8 は、素子データ記憶部 2 0 から読み出した素子データを整相加算して受信フォーカス処理を行い、第 1 の受信データ（未処理受信データ）を生成する。

ここで、整相加算部 1 1 8 は、1 つの素子データに対して、基準ラインを変えて、複数回、上記受信フォーカス処理を行い、素子データごとに 2 以上の未処理受信データを生成する。

[0113] 重ね合わせ処理部 1 2 0 は、重ね合わせるデータの数および重ね合わせ処理方法等のデータ処理に関する情報に基づいて、整相加算部 1 1 8 において生成された未処理受信データを取得する。

また、重ね合わせ処理部 1 2 0 は、遅延時間算出部 4 8 によって算出された、それぞれの未処理受信データに対応する遅延時間に基づいて、2 以上の未処理受信データを、受信時間上において、即ち時間を合わせて、重ね合わせて、処理済（第 2 の）受信データを生成する。

[0114] 具体的には、重ね合わせ処理部 1 2 0 は、整相加算部 1 1 8 から供給される未処理受信データに対して、同一ラインにおいて整相加算処理された未処理受信データ同士を、各超音波トランスデューサが超音波エコーを受信した時間に応じて重ね合わせて、1 つの未処理受信データに対応する処理済受信データを生成する。

なお、この処理済受信データが、本発明における処理済データの一つである。

[0115] 整相加算部 118 および重ね合わせ処理部 120 について、図 13 (a) ~ 図 13 (i) および図 14 (a) ~ 図 14 (h) を用いてより詳細に説明する。

[0116] まず、整相加算部 118 における整相加算処理について、図 13 (a) ~ 図 13 (i) を用いて詳細に説明する。

図 13 (a)、図 13 (d) および図 13 (g) は、それぞれの受信素子を説明するための概念図であり、図 13 (b)、図 13 (e) および図 13 (h) は、それぞれの超音波の送受信により得られる素子データを示す概念図であり、図 13 (c)、図 13 (f) および図 13 (i) は、それぞれの素子データを整相加算処理して得られる未処理受信データを示す概念図である。

なお、図 13 (a) ~ 図 13 (i) は、 n 番目の素子に対応するライン上に、反射点が存在している状態を示す。

[0117] まず、図 13 (a) ~ 図 13 (c) を用いて、1 つの素子データから 2 以上の未処理受信データを生成する一例を説明する。

図 13 (a) は、複数の素子が配列された振動子アレイ 36 を概念的に示す図である。図 13 (a) 中、素子の位置を n を用いて表し、受信素子をハッチングで示す。すなわち、図 13 (a) は、 n 番目の素子を中心素子とする、 $n - 4 \sim n + 4$ 番目の素子が受信素子であることを示す。

[0118] 図 13 (b) は、図 13 (a) に示す受信素子により取得した素子データを概念的に示す図である。また、図 13 (b) の位置は、図 13 (a) に示す受信素子の位置に対応して表示する。

なお、以下の説明では、 n 番目の素子を中心素子として得られた素子データを n 番目の素子データという。

[0119] 整相加算部 118 は、 n 番目の素子データを素子データ記憶部 20 から読み出して、 n 番目の素子に対応するライン（以下、 n 番目のラインともいう

）を基準ラインとして、整相加算処理を行い、図 13（c）の図中中央に示す n （ n ）番目の未処理受信データを生成する。また、整相加算部 118 は、 $n-2$ 番目のラインを基準ラインとして、 n 番目の素子データに対して整相加算処理を行い、図 13（c）の図中左に示す n （ $n-2$ ）番目の未処理受信データを生成する。同様に、 $n-1$ 、 $n+1$ 、 $n+2$ 番目のラインをそれぞれ基準ラインとして、 n 番目の素子データに対して整相加算処理を行い、 n （ $n-1$ ）番目の未処理受信データ、 n （ $n+1$ ）番目の未処理受信データ、 n （ $n+2$ ）番目の未処理受信データを生成する。

ここで、本明細書中においては、例えば、 x 番目の素子データに対して、 y 番目のラインを基準として整相加算を行い生成した受信データを、 x （ y ）番目の受信データと表す。

[0120] すなわち、本実施形態の整相加算部 118 においては、1 つの素子データに対して、この素子データに対応する受信素子の中心素子に対応するラインを含む、中心素子の左右各 2 つの素子に対応するラインの、合計 5 つのラインを用いてそれぞれ整相加算処理を行い、図 13（c）に示すように、5 つの未処理受信データを生成する。

[0121] したがって、図 13（d）～図 13（f）に示すように、 $n-1$ 番目の素子データに対しては、 $n-1$ 番目のラインを中心とする $n-3 \sim n+1$ 番目のラインを用いてそれぞれ整相加算処理を行い、図 13（f）に示す 5 つの未処理受信データを生成する。また、図 13（g）～図 13（i）に示すように、 $n+1$ 番目の素子データに対しては、 $n+1$ 番目のラインを中心とする $n-1 \sim n+3$ 番目のラインを用いてそれぞれ整相加算処理を行い、図 13（i）に示す 5 つの未処理受信データを生成する。

このようにして、整相加算部 118 は、必要な素子データに対して、複数の整相加算処理を行い、複数の未処理受信データを生成する。

整相加算部 118 は、未処理受信データを重ね合わせ処理部 120 に供給する。

[0122] なお、整相加算部 118 において、1 つの素子データから生成する未処理

受信データの数には特に限定はなく、装置の性能、要求される処理速度（フレームレート等）、画質等に応じて適宜、決定すればよい。

また、整相加算部 118 は、超音波ビームの幅に応じて、この幅に対応するライン分の未処理受信データを生成するのも好ましい。これにより、重ね合わせの効果を十分に発揮させることができ、かつ、記憶するデータ量を低減することができる。なお、超音波ビームの幅とは、サンプリングポイントの深さにおける超音波ビームの幅である。

具体的には、整相加算部 118 は、1つの素子データに対して、3～10 ライン分の未処理受信データを生成するのが好ましい。

[0123] また、整相加算処理を行うラインにも特に限定はないが、素子データごとに、この素子データに対応する受信素子の中心素子のライン、および、中心素子の左右に隣接する2以上の素子のラインを基準に整相加算処理を行うのが好ましい。

[0124] 次に、図14（a）～図14（h）を用いて、重ね合わせ処理部 120 における重ね合わせ処理について詳細に説明する。

図14（a）および図14（e）は、それぞれ重ね合わせを行う未処理受信データを示す概念図であり、図14（b）および図14（f）は、それらの遅延時間を説明するための概念図であり、図14（c）および図14（g）は、未処理受信データの重ね合わせの状態を説明するための概念図であり、図14（d）および図14（h）は、未処理受信データの重ね合わせの結果を説明するための概念図である。

なお、図14（a）～図14（h）に示す例は、重ね合わせ処理部 120 における重ね合わせ数を5つとした例である。

また、図14（a）、図14（e）に示す未処理受信データは、 n 番目のライン上に反射点が存在する状態の未処理受信データの概念図である。

[0125] 図14（a）に示すように、 n （ n ）番目の未処理受信データに対応する処理済受信データを生成する場合には、重ね合わせ処理部 120 は、異なる素子データに対してそれぞれ n 番目のラインを基準に整相加算処理を行って

生成した未処理受信データである、5つの未処理受信データ ($n-2$ (n)、 $n-1$ (n)、 n (n)、 $n+1$ (n)、 $n+2$ (n) 番目の未処理受信データ) を取得する。

重ね合わせ処理部 120 は、遅延時間算出部 48 が算出した遅延時間 (図 14 (b)) に基づいて、5つの未処理受信データそれぞれに対して、遅延時間補正を行って重ね合わせて (図 14 (c))、加算または平均することによって n (n) 番目の未処理受信データに対応する処理済受信データを生成する (図 14 (d))。この処理済受信データは、 n 番目の素子 (ライン) に対応する処理済受信データである。

[0126] ここで、重ね合わせ処理部 120 は、カラーモードにおいては、カラー領域 RO1 に応じて設定された処理領域に対応する未処理受信データに対して、重ね合わせ処理を行い処理済受信データを生成し、処理領域以外の領域に対応する未処理受信データに対しては、重ね合わせ処理を行わない。

これにより、カラー領域 RO1 に対応する領域の B モード画像の画質を向上しつつ、マルチライン処理による計算負荷を低減して、フレームレートが低下するのを防止して、カラーモードにおける表示のリアルタイム性を確保することができる。

[0127] 同様に、 $n-1$ 番目のラインに対応する処理済受信データを生成する場合には、重ね合わせ処理部 120 は、 $n-1$ 番目のラインを基準に整相加算処理を行って生成した5つの未処理受信データ (図 14 (e)) を取得する。

重ね合わせ処理部 120 は、遅延時間 (図 14 (f)) に基づいて、5つの未処理受信データそれぞれに対して、遅延時間補正を行って重ね合わせて (図 14 (g))、加算または平均することによって $n-1$ 番目の処理済受信データを生成する (図 14 (h))。

[0128] ここで、図 14 (a) ~ 図 14 (d) のように、反射点が存在するライン (n 番目のライン) を基準として整相加算処理を行った未処理素子データに対して、遅延時間補正を行って重ね合わせを行うと、反射点からの信号の位相が一致するので、重ね合わせ処理によって、この反射点からの信号 (真の

信号)が強調された値(高輝度値)を示す。(図14(d))。

一方、図14(e)～図14(h)のように、反射点が存在しないライン($n-1$ 番目のライン)を基準として整相加算処理を行った未処理素子データに対して、遅延時間補正を行っても、反射点からの信号(ゴースト信号)の位相は一致しないので、重ね合わせを行うことによって、信号が打ち消しあい、小さな値となる(図14(h))

[0129] 他の素子(ライン)に関しても、それぞれの素子を注目素子として、注目素子のラインを基準として整相加算処理を行った2以上の未処理受信データを読み出して、遅延時間に基づいて重ね合わせ処理を行うことによって、真の信号は強調し、ゴースト信号は打ち消して、ゴースト信号の影響を低減することができる。

そのため、処理済受信データに検波処理等を行って、Bモード画像を生成することにより、ゴーストの影響を無くし、すなわち音線上の全ての点において焦点を結んだのに等しい受信データによりBモード画像を生成できるので、高輝度であり、鮮鋭性に優れた、高画質なBモード画像を生成することができる。

[0130] このように、素子データを整相加算処理した未処理受信データを用いて重ね合わせ処理(マルチライン処理)を行うこともできる。なお、整相加算処理を行った後に、重ね合わせ処理を行う構成は、保持(記憶)するデータの量を低減できる点において好ましい。

データ処理部114は、生成した処理済受信データを画像生成部116に供給する。

[0131] 画像生成部116は、検波処理部40と、DSC42と、画像処理部44と、画像メモリ46とを有する。

[0132] 画像生成部116では、検波処理部40が、受信データに減衰補正および包絡線検波処理を施すことにより、Bモード画像データを生成する。さらに、DSC42が、Bモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に対応する画像データにラスタ変換し、画像処理部44において階調処理

等の所定の処理を施す。

画像処理部 44 は、生成した B モード画像データを画像メモリ 46 に格納し、および／または、表示画像生成部 25 に送る。

[0133] 以上、本発明の音響波処理装置、信号処理方法およびプログラムに関して詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよいのは、もちろんである。

[0134] 例えば、1 画像分の素子データを記憶する素子データ記憶部 20 を有さずに、マルチライン処理を行うために、1 つの注目素子に対応して、毎回、必要な回数の超音波の送受信を行うようにしてもよい。

符号の説明

- [0135] 10、110 超音波診断装置
- 12 (超音波) プローブ
 - 14 送信部
 - 16 受信部
 - 18 A/D 変換部
 - 20 素子データ記憶部
 - 21 領域設定部
 - 22 ドプラ処理部
 - 24 B モード処理部
 - 25 表示画像生成部
 - 26 表示制御部
 - 28 表示部
 - 30 制御部
 - 32 操作部
 - 34 格納部
 - 35 素子データ処理部
 - 36 振動子アレイ

37、116 画像生成部
38、118 整相加算部
40 検波処理部
42 DSC
44 画像処理部
46 画像メモリ
47 処理領域設定部
48 遅延時間算出部
49、120 重ね合わせ処理部
52 素子
54 反射点
56、64 超音波ビーム
58 焦点
60 受信経路
61 送信経路
62 素子データ
66 真の素子データ
68 ゴーストの素子データ
114 データ処理部

請求の範囲

[請求項1]

音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子と、

前記探触子に、前記複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように前記音響波ビームを送信させることを、複数回、行わせる送信部と、

個々の前記音響波ビームの送信それぞれに対応して、前記複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、前記受信素子が出力したアナログ素子信号を受け、所定の処理を施す受信部と、

前記受信部が処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データとするA/D変換部と、

前記A/D変換部により出力された複数の前記第1の素子データ、あるいは、前記第1の素子データに整相加算処理を行って生成した複数の第1の受信データから、2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行い処理済データを生成するデータ処理部と、

前記第1の素子データおよび前記データ処理部によって生成された前記処理済データの少なくとも一方に基づいてBモード画像を生成するBモード画像生成部と、

前記第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成部と、

前記血流画像生成部が血流画像を生成する血流画像領域を設定する領域設定部と、

前記領域設定部が設定した前記血流画像領域の情報に基づいて、前記データ処理部が処理を行う処理領域を設定する処理領域設定部と、

前記領域設定部が設定した前記血流画像領域の情報に基づいて、前記Bモード画像と前記血流画像との合成画像を生成する表示画像生成

部と、を有する音響波処理装置。

[請求項2] 前記血流画像生成部は、ドプラ効果に基づいて血流情報を算出する請求項1に記載の音響波処理装置。

[請求項3] 前記血流画像領域の情報は、領域のサイズ、位置、形状の少なくとも1つである請求項1または2に記載の音響波処理装置。

[請求項4] 前記処理領域設定部は、前記血流画像領域を通るラインを含む領域を前記処理領域とする請求項1～3のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

[請求項5] 前記領域設定部は、操作部からの入力に基づいて、前記血流画像領域を設定するものであり、

前記処理領域設定部は、前記操作部による前記血流画像領域の設定が行われている間は、前記処理領域を無しに設定する請求項1～4のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

[請求項6] 前記データ処理部は、前記複数の第1の素子データから、2以上の第1の素子データを選択して、選択した前記2以上の第1の素子データを、前記素子が超音波エコーを受信した受信時間および前記素子の位置に応じて重ね合わせて、第2の素子データを生成し、

前記Bモード画像生成部は、前記第2の素子データに基づいて前記Bモード画像を生成する請求項1～5のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

[請求項7] 各前記第1の素子データに対して、少なくとも2つのラインをそれぞれ中心にして整相加算を行い、前記第1の素子データごとに、少なくとも2つの第1の受信データを生成する整相加算部を有し、

前記データ処理部は、前記複数の第1の受信データから2以上の前記第1の受信データを選択して、選択した前記2以上の第1の受信データを、前記素子が超音波エコーを受信した受信時間に応じて重ね合わせて、第2の受信データを生成し、

前記Bモード画像生成部は、前記第2の受信データに基づいて前記

Bモード画像を生成する請求項1～5のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

[請求項8] 前記データ処理部は、異なる前記第1の素子データから生成され、かつ、同一のラインにおいて整相加算処理されて生成された前記2以上の第1の受信データを重ね合わせる請求項7に記載の音響波処理装置。

[請求項9] 前記送信部は、中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、前記探触子に前記複数回の超音波ビームの送信を行わせる請求項1～8のいずれか1項に記載の音響波処理装置。

[請求項10] 音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて前記検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法であって、

前記探触子の前記複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように前記音響波ビームを送信させることを、複数回、行う送信ステップと、

個々の前記音響波ビームの送信それぞれに対応して、前記複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステップと、

前記受信ステップによって処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

前記A/D変換ステップにより出力された複数の前記第1の素子データ、あるいは、前記第1の素子データに整相加算処理を行って生成した複数の第1の受信データから、2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行い処理済データを生成するデータ処理ステップと、

前記第1の素子データおよび前記データ処理ステップによって生成

された前記処理済データの少なくとも一方に基づいてBモード画像を生成するBモード画像生成ステップと、

前記第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成ステップと、

前記血流画像生成ステップが血流画像を生成する血流画像領域を設定する領域設定ステップと、

前記領域設定ステップが設定した前記血流画像領域の情報に基づいて、前記データ処理ステップが処理を行う処理領域を設定する処理領域設定ステップと、

前記領域設定ステップが設定した前記血流画像領域の情報に基づいて、前記Bモード画像と前記血流画像との合成画像を生成する表示画像生成ステップと、を有する音響波処理装置の信号処理方法。

[請求項11]

音響波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された音響波エコーを受信して、受信した音響波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いて前記検査対象物を検査する音響波処理装置の信号処理方法をコンピュータに実行させるプログラムであって、

前記探触子の前記複数の素子のうちの2以上の素子を送信素子として用い、所定の送信焦点を形成するように前記音響波ビームを送信させることを、複数回、行う送信ステップと、

個々の前記音響波ビームの送信それぞれに対応して、前記複数の素子のうちの2以上の素子を受信素子として音響波エコーを受信して、アナログ素子信号を出力する受信ステップと、

前記受信ステップによって処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データを生成するA/D変換ステップと、

前記A/D変換ステップにより出力された複数の前記第1の素子データ、あるいは、前記第1の素子データに整相加算処理を行って生成

した複数の第1の受信データから、2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行い処理済データを生成するデータ処理ステップと、

前記第1の素子データおよび前記データ処理ステップによって生成された前記処理済データの少なくとも一方に基づいてBモード画像を生成するBモード画像生成ステップと、

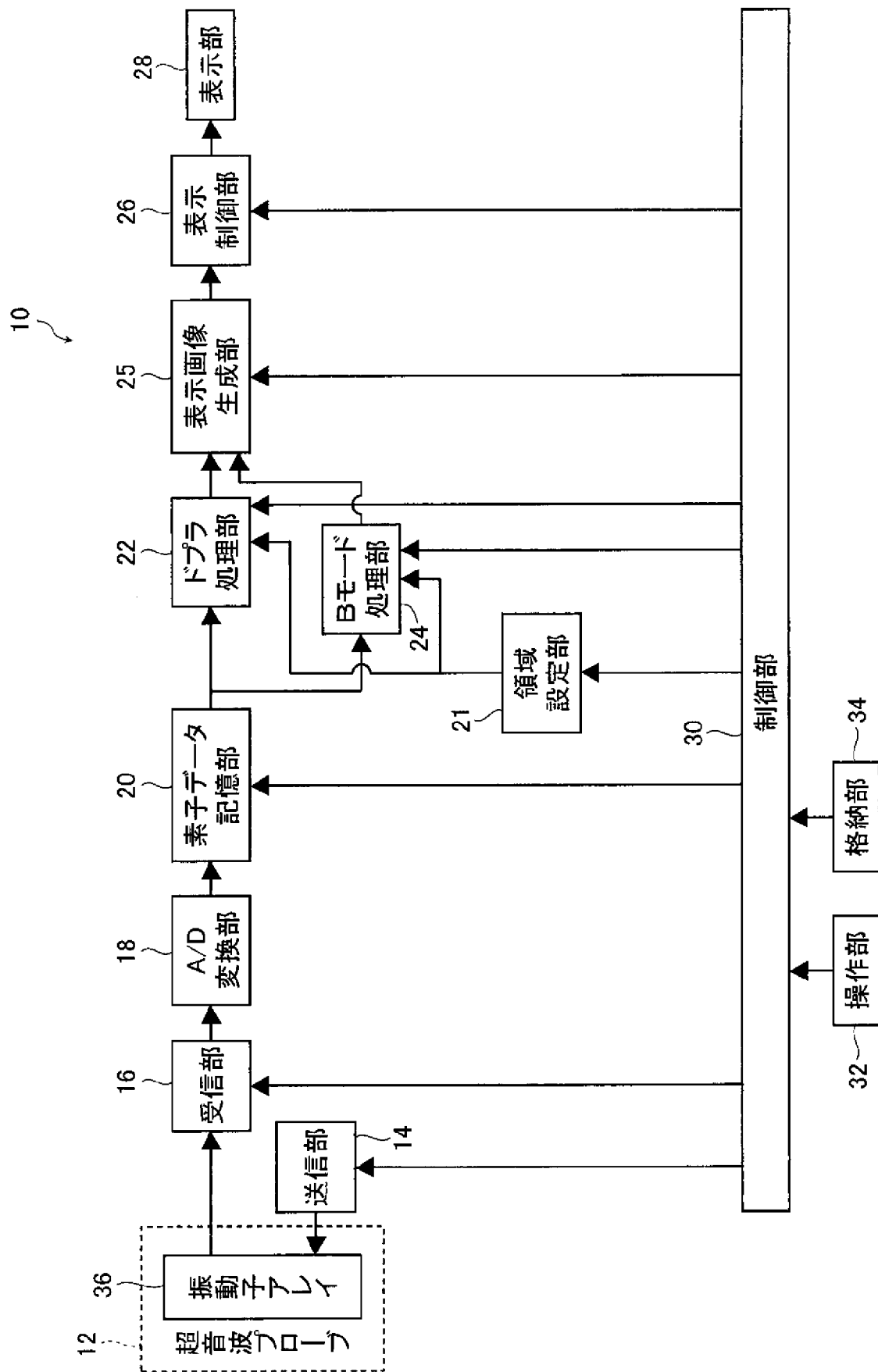
前記第1の素子データに含まれる血流情報に基づいて血流画像を生成する血流画像生成ステップと、

前記血流画像生成ステップが血流画像を生成する血流画像領域を設定する領域設定ステップと、

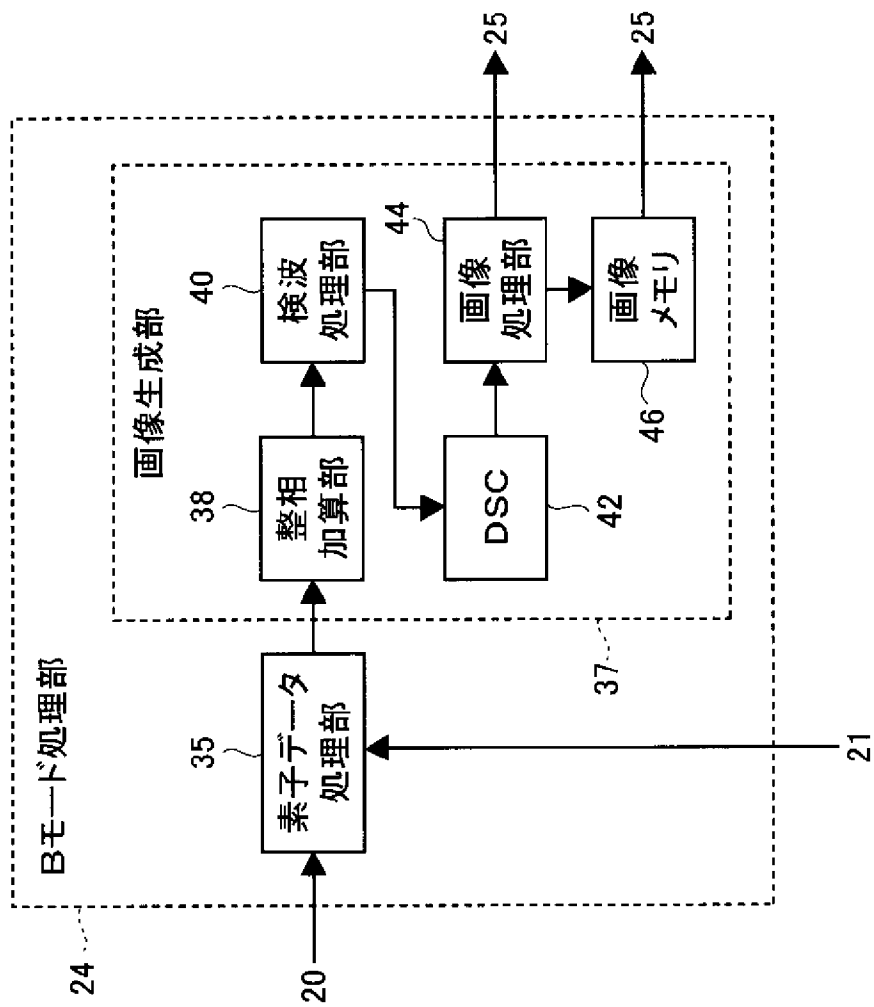
前記領域設定ステップが設定した前記血流画像領域の情報に基づいて、前記データ処理ステップが処理を行う処理領域を設定する処理領域設定ステップと、

前記領域設定ステップが設定した前記血流画像領域の情報に基づいて、前記Bモード画像と前記血流画像との合成画像を生成する表示画像生成ステップと、をコンピュータに実行させる音響波処理装置の信号処理プログラム。

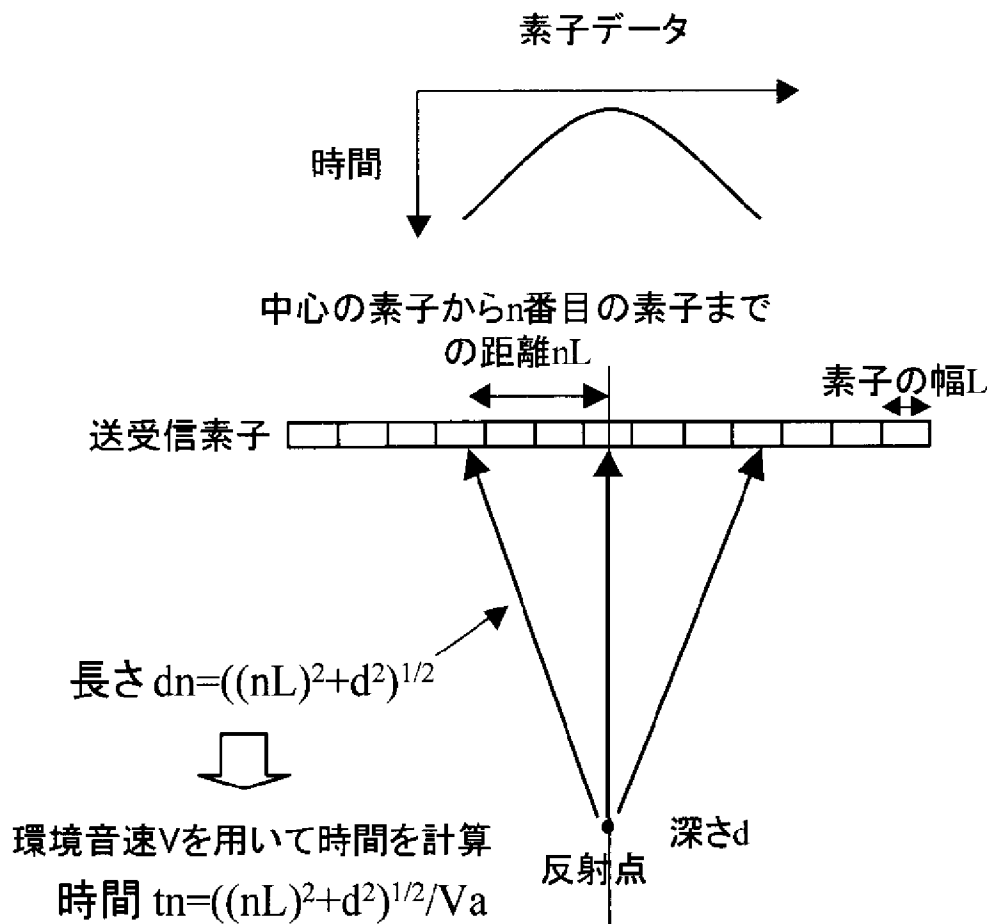
[図1]



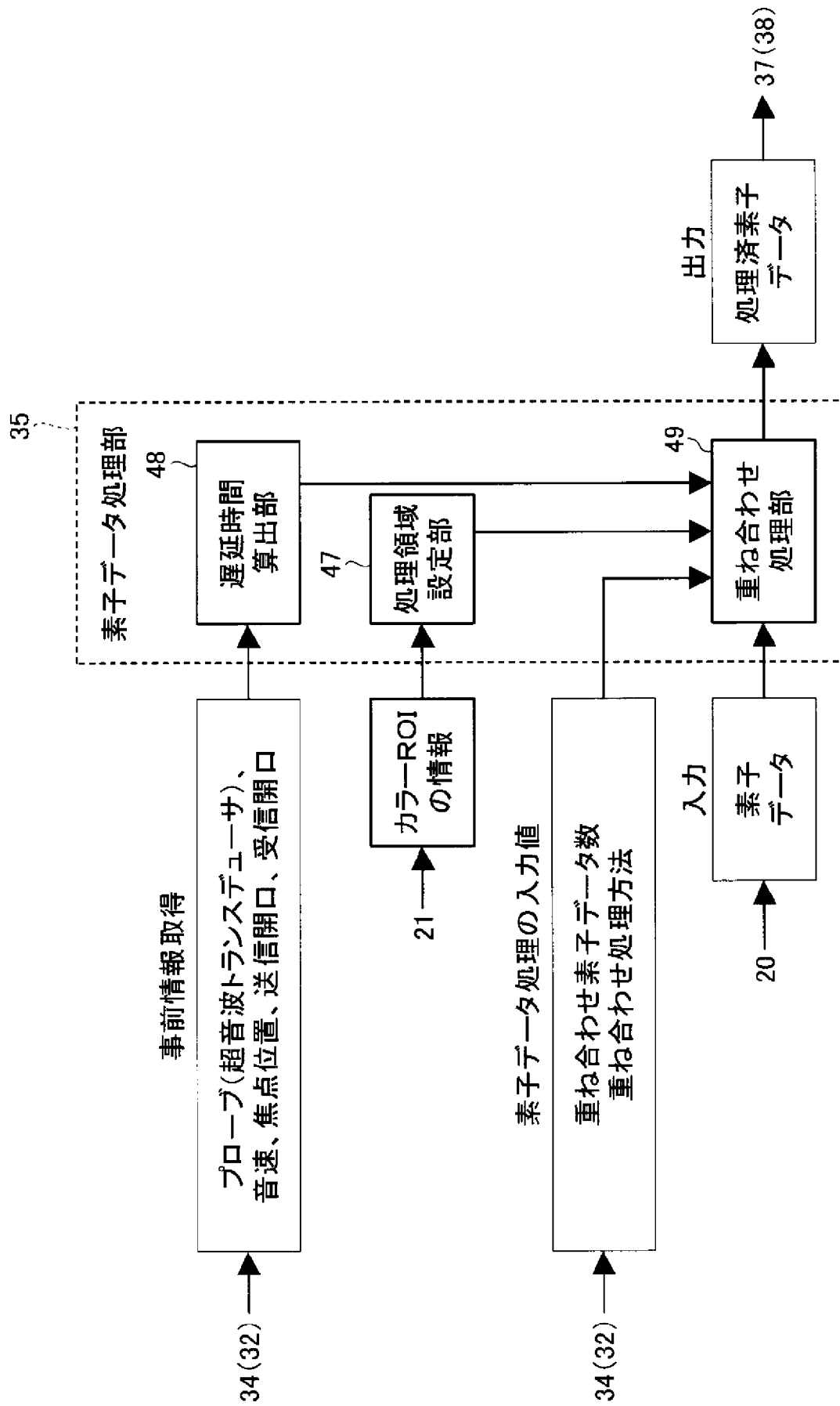
[図2]



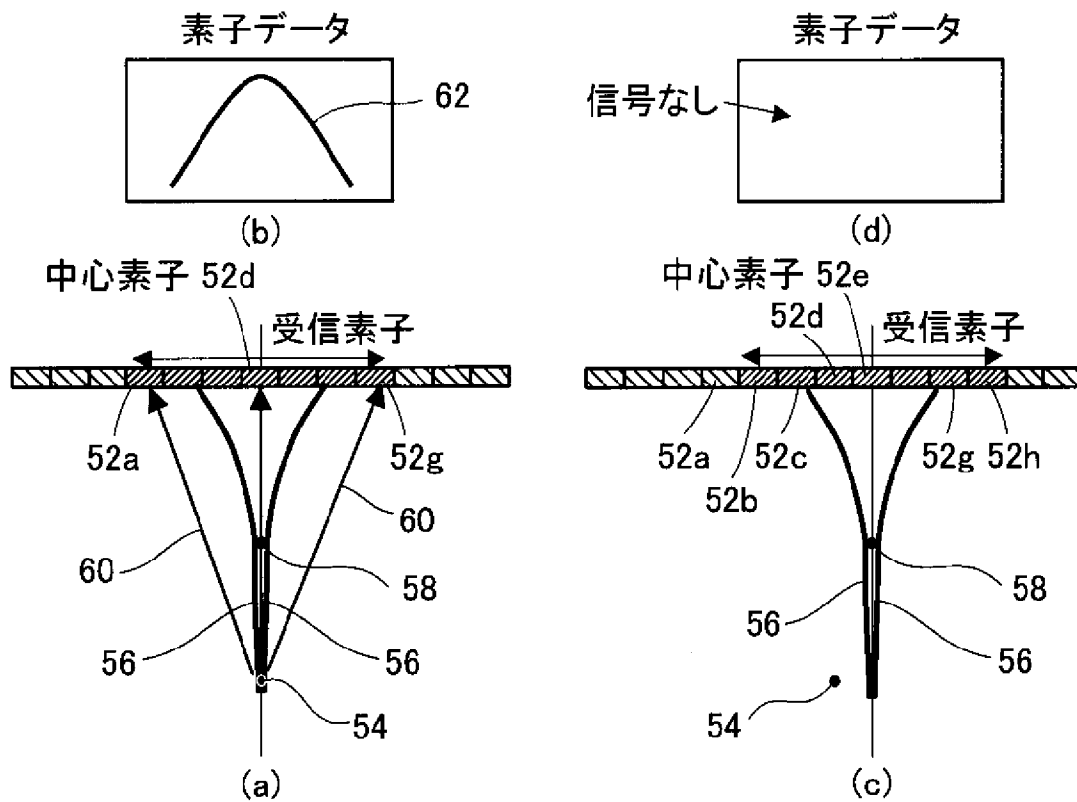
[図3]



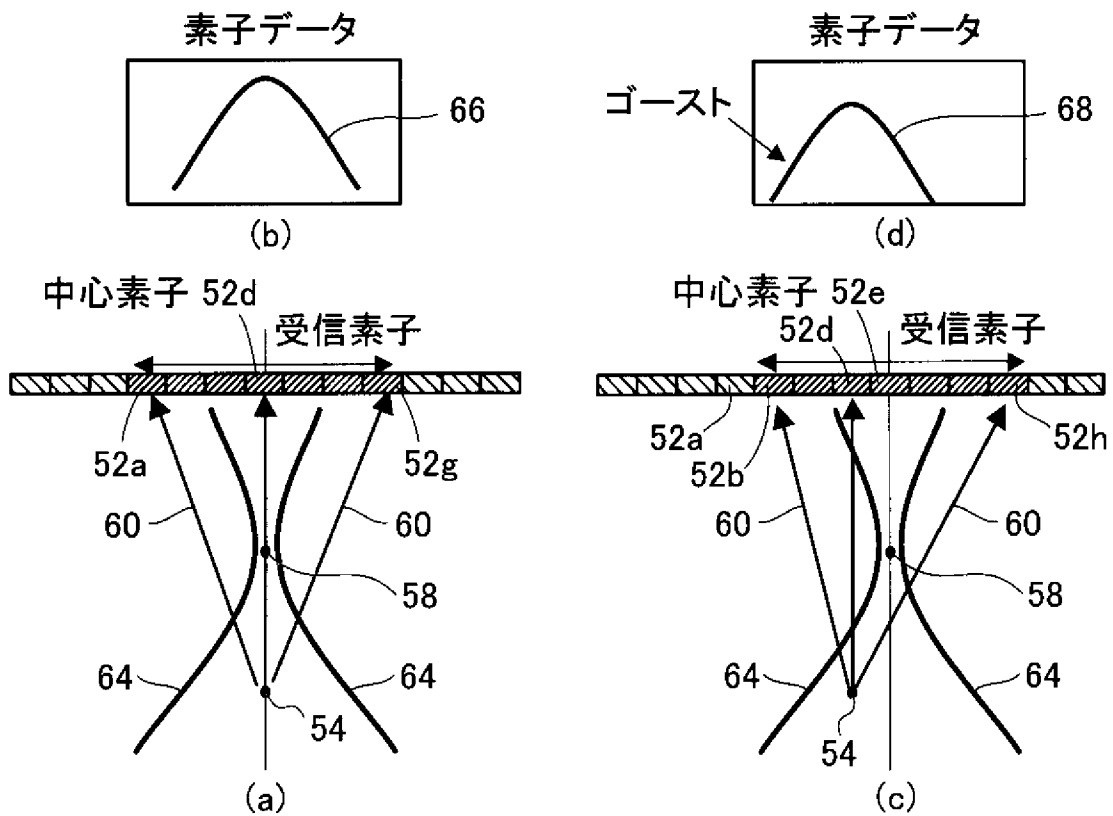
[図4]



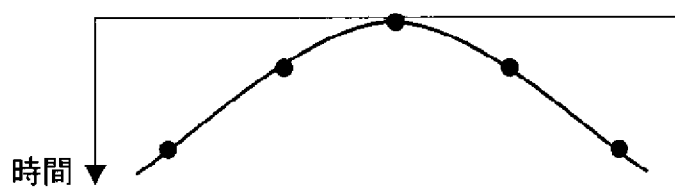
[図5]



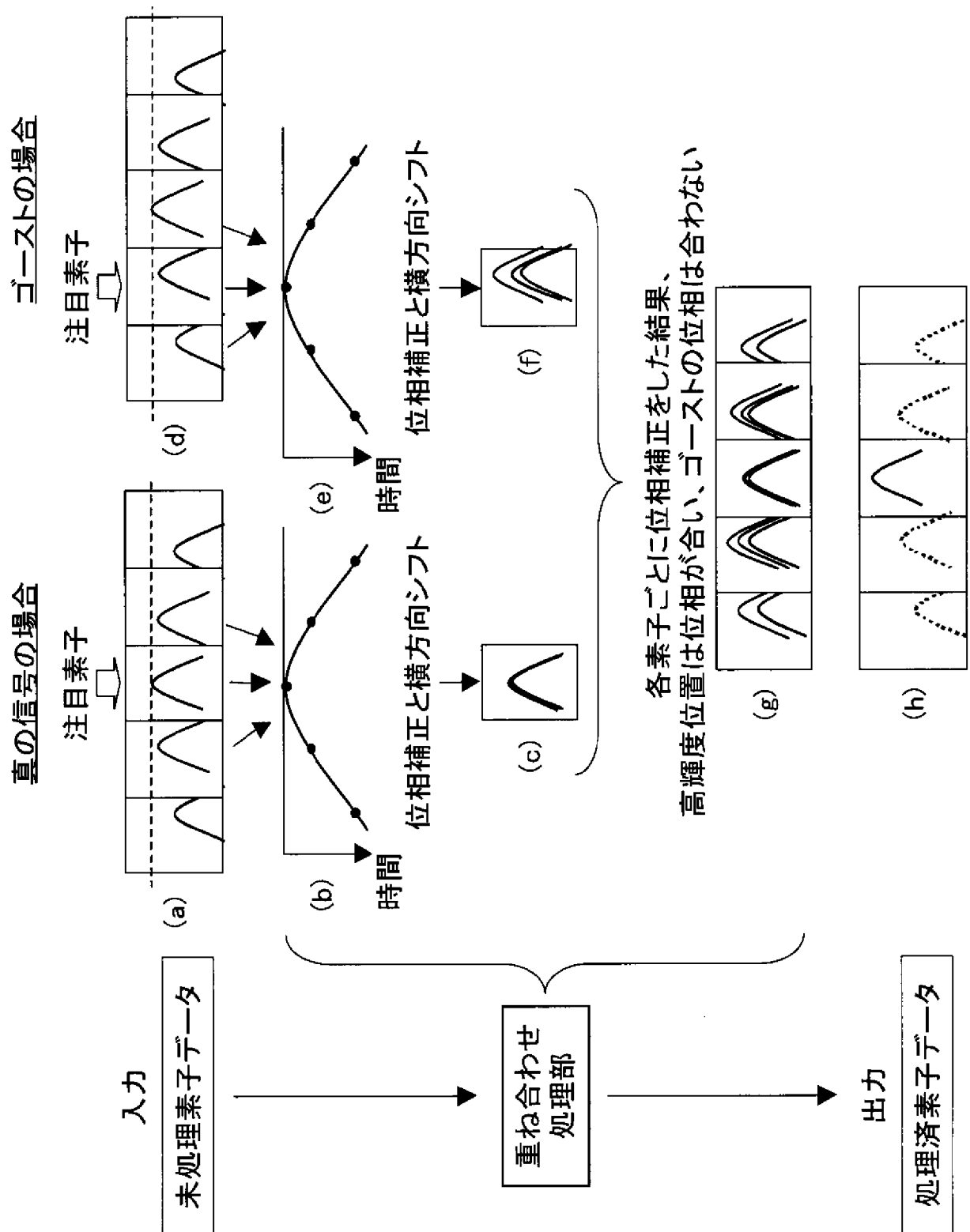
[図6]



(a)

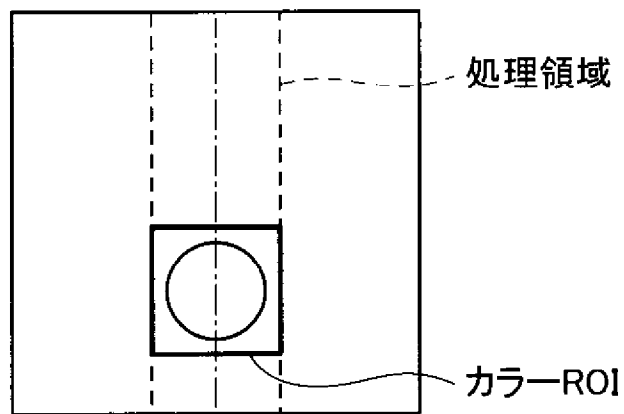


[図8]

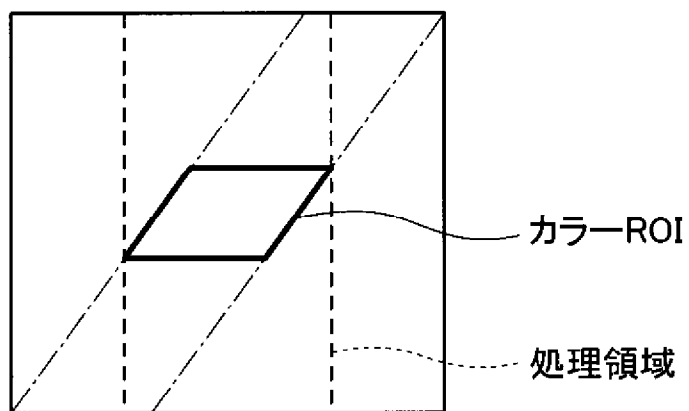


[図9]

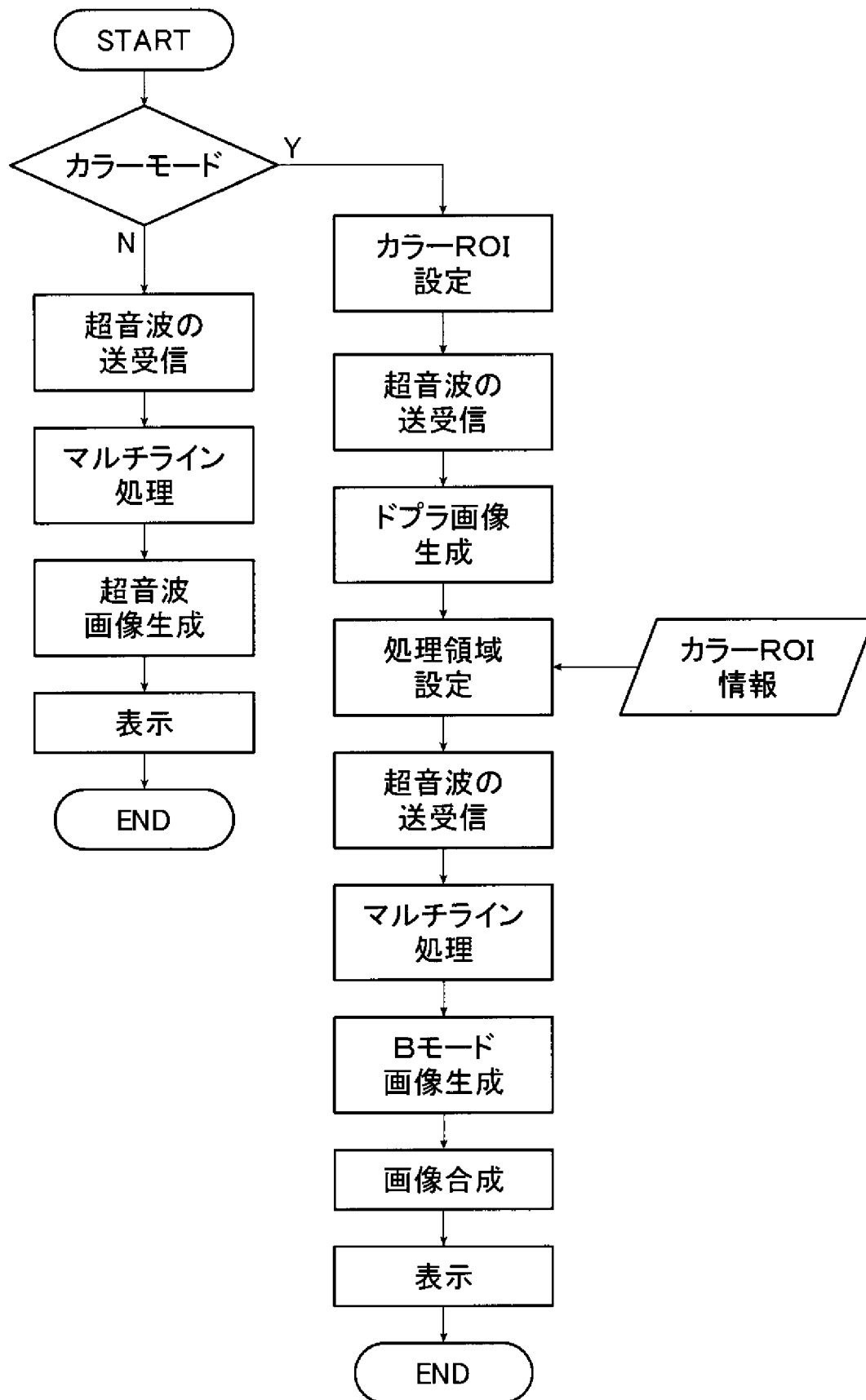
(a)



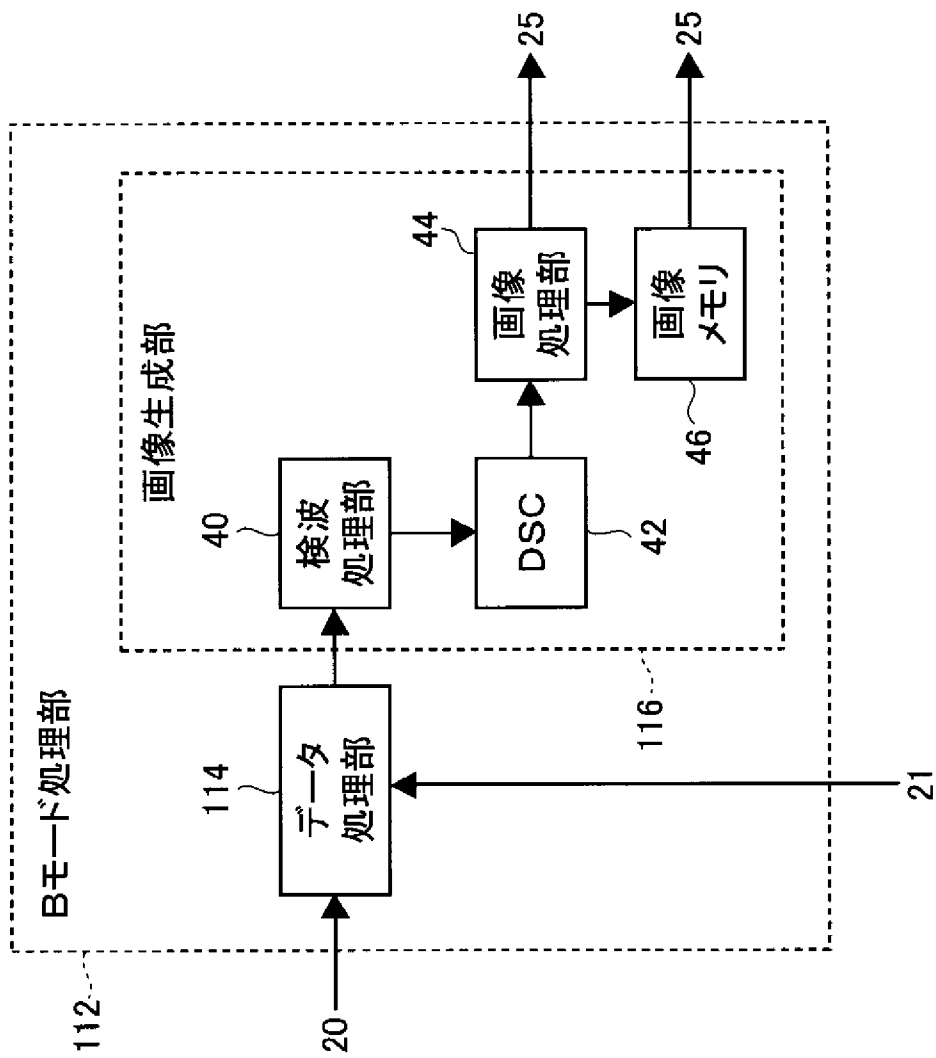
(b)



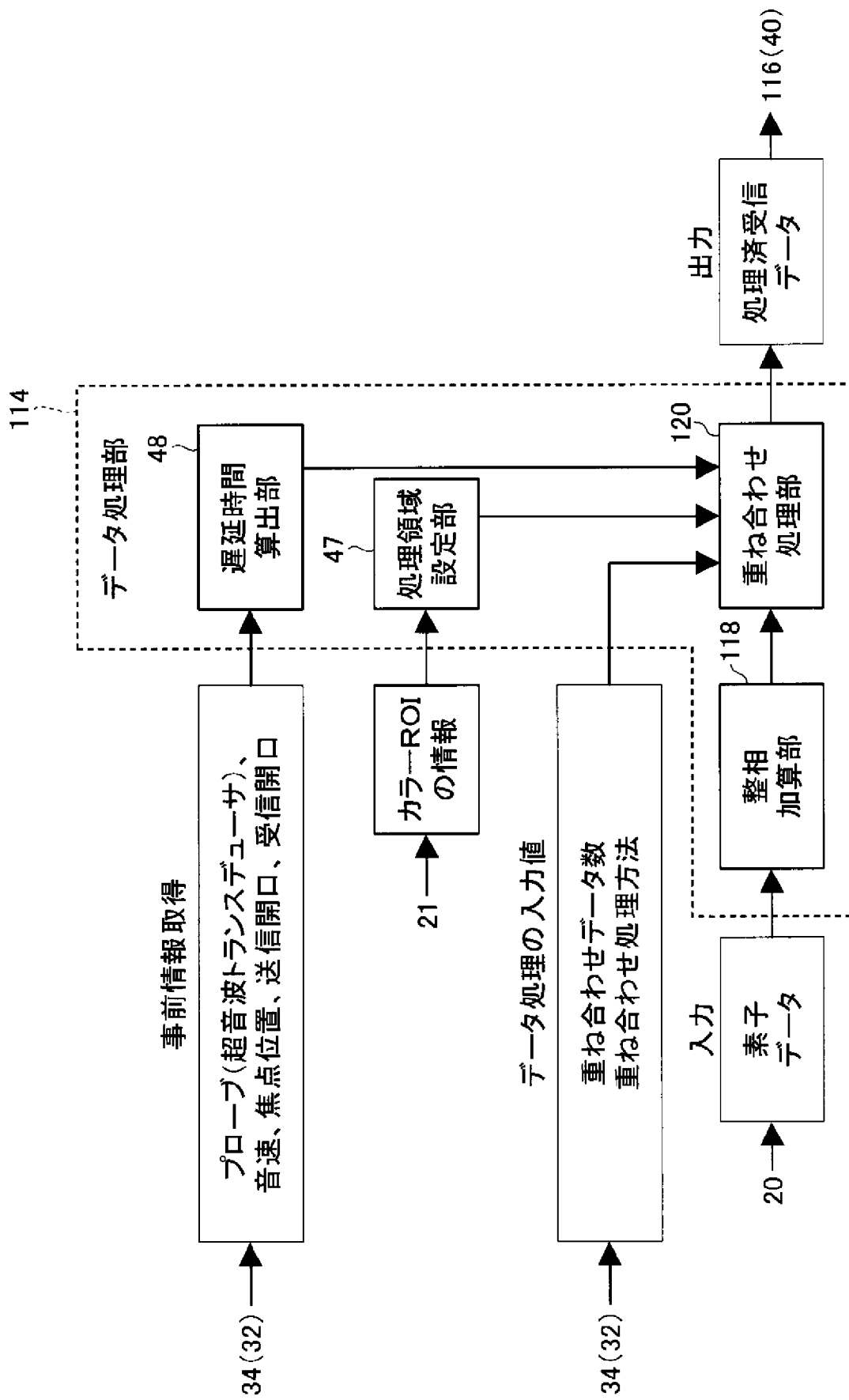
[図10]



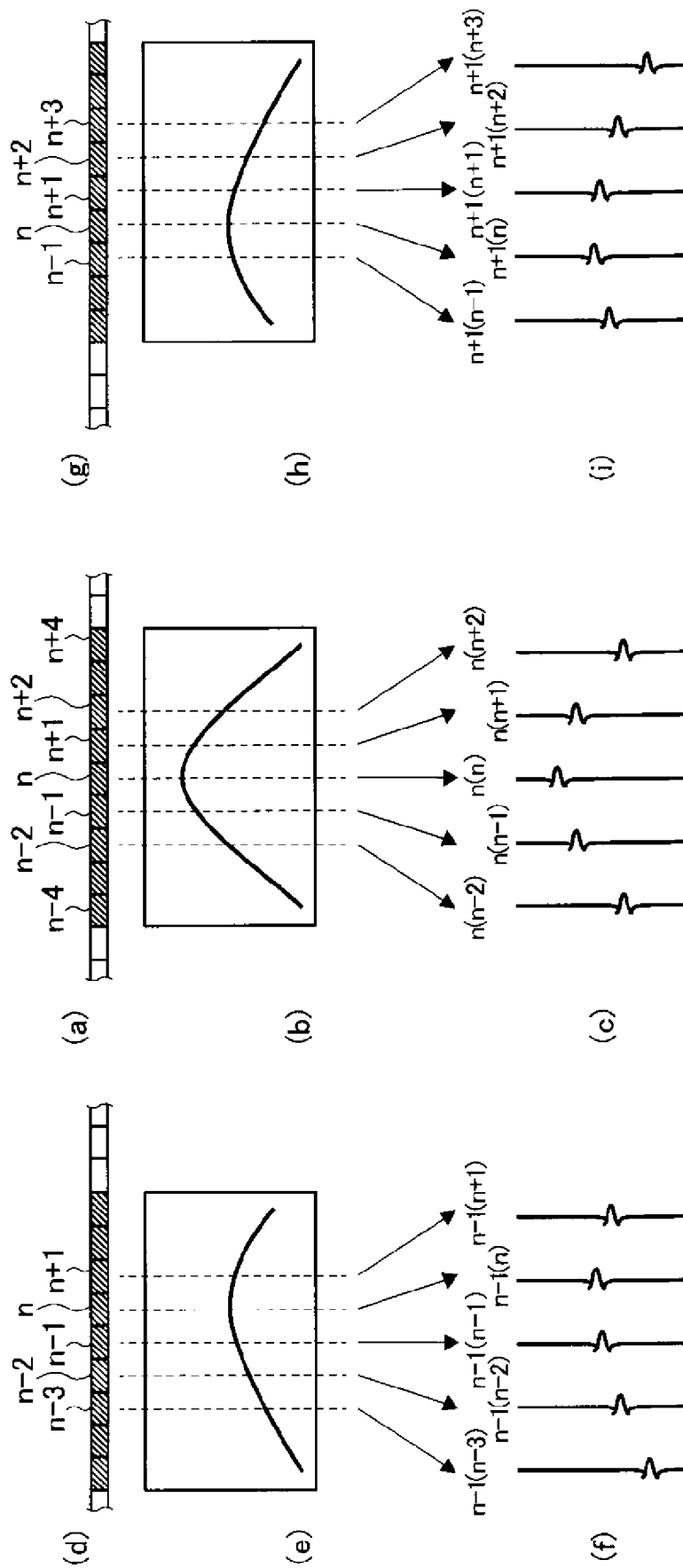
[図11]



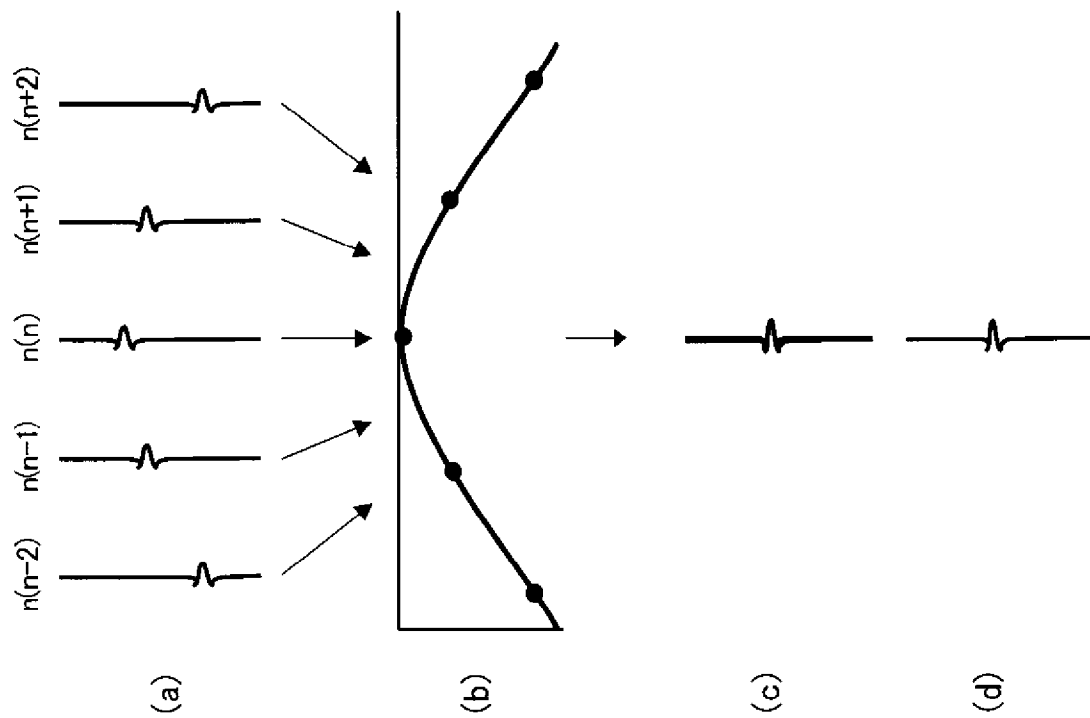
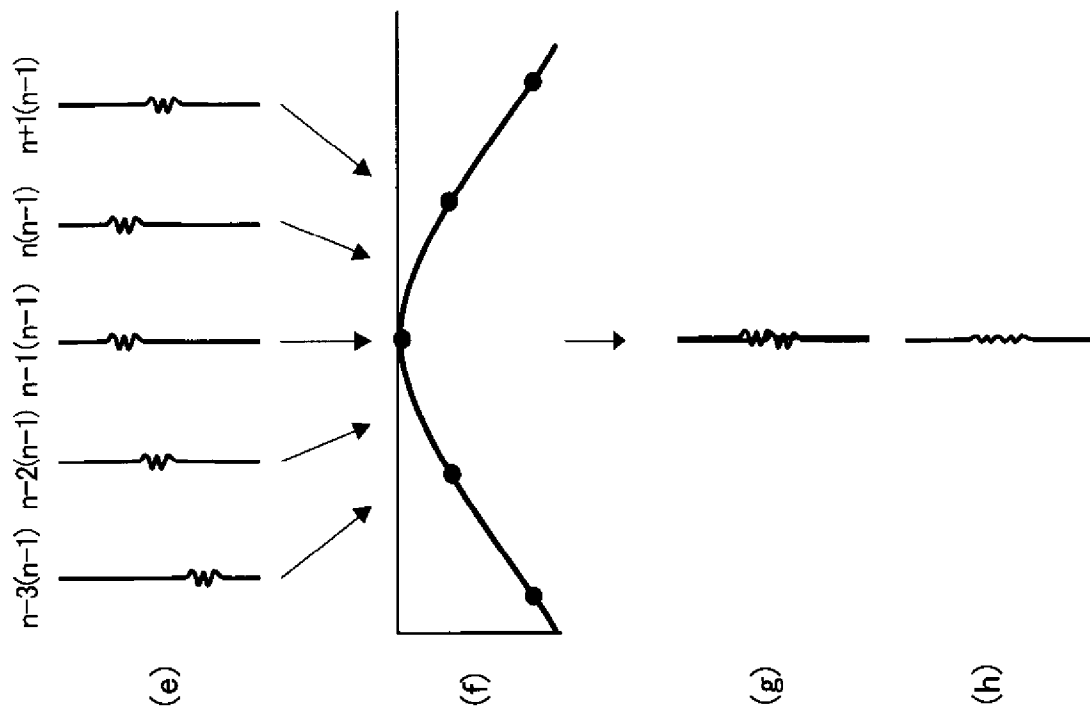
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/076283

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/14(2006.01)i, A61B8/06(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/14, A61B8/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2004-344257 A (Olympus Corp.), 09 December 2004 (09.12.2004), paragraphs [0018] to [0038]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-4, 6-11 5
Y	JP 2014-30715 A (Fujifilm Corp.), 20 February 2014 (20.02.2014), paragraphs [0032] to [0063], [0076] to [0077], [0164] to [0172]; fig. 1 to 6, 25 to 26 & WO 2014/010683 A1	1-4, 6-11
Y	JP 2005-204761 A (Shimadzu Corp.), 04 August 2005 (04.08.2005), paragraphs [0004] to [0008]; fig. 2 (Family: none)	1-4, 6-11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
17 December 2014 (17.12.14)

Date of mailing of the international search report
06 January 2015 (06.01.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i, A61B8/06(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/14, A61B8/06

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2004-344257 A（オリンパス株式会社）2004. 12. 09, [0018]-[0038] 及び図 1-3（ファミリーなし）	1-4, 6-11 5
Y	JP 2014-30715 A（富士フイルム株式会社）2014. 02. 20, [0032]-[0063], [0076]-[0077], [0164]-[0172] 及び図 1-6, 25-26 & WO 2014/010683 A1	1-4, 6-11
Y	JP 2005-204761 A（株式会社島津製作所）2005. 08. 04, [0004]-[0008] 及び図 2（ファミリーなし）	1-4, 6-11

☐ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 7 . 1 2 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 6 . 0 1 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官（権限のある職員）

宮澤 浩

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

5 0 6 2