

(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2014-183934

(P2014-183934A)

(43) 公開日 平成26年10月2日(2014.10.2)

(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 11 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2013-60104 (P2013-60104)
(22) 出願日 平成25年3月22日 (2013. 3. 22)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 山本 拓明
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE04 EE08 GB03 HH06 HH29
JB51 LL38

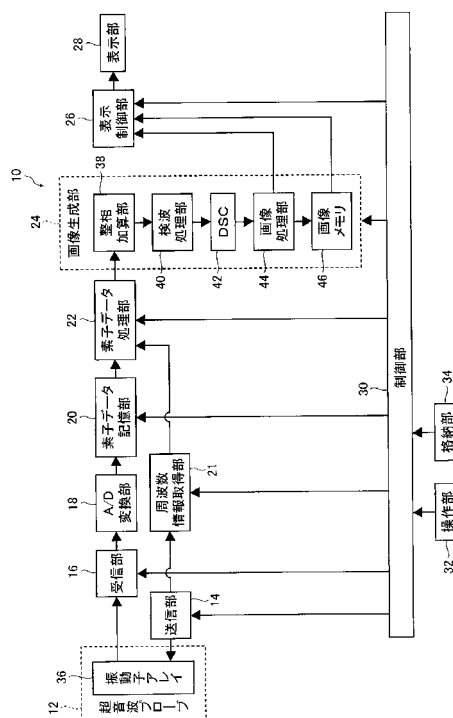
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の信号処理方法およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】異なる送受信によって得られた複数の素子データを重ね合わせて、素子データを補正する際に、少ないデータ数でゴースト信号を除去することができ、フレームレートの低下を防止しつつ、高画質な超音波画像を得ることができ、また、メモリの容量を大きくする必要が無くコストアップを防止できる超音波診断装置、信号処理方法およびプログラムを提供する。

【解決手段】複数の第1の素子データから、第1の素子データのいずれかに対応する第2の素子データを生成するデータ処理部と、探触子から送信される超音波ビームの送信周波数の情報を取得する周波数情報取得部とを有し、データ処理部は、周波数情報取得部が取得した送信周波数の情報に基づいて、複数の前記第1の素子データを用いて、第2の素子データを生成することにより、前記課題を解決する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを用いて検査対象物を検査する超音波診断装置であって、

前記超音波ビームを送信し、かつ、前記検査対象物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、複数の前記素子を用い、所定の送信焦点を形成するように前記超音波ビームを送信させることを、複数回、行わせる送信部と、

個々の前記超音波ビームの送信に対応して、複数の前記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、

複数の前記第 1 の素子データから、前記第 1 の素子データのいずれかに対応する第 2 の素子データを生成するデータ処理部と、

前記探触子から送信される前記超音波ビームの送信周波数の情報を取得する周波数情報取得部とを有し、

前記データ処理部は、前記周波数情報取得部が取得した前記送信周波数の情報に基づいて、複数の前記第 1 の素子データを用いて、前記第 2 の素子データを生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記周波数情報取得部が取得した送信周波数の情報に基づいて、前記データ処理部で前記第 2 の素子データを生成するために用いる複数の前記第 1 の素子データを選択する素子データ選択部を有し、

前記データ処理部は、前記素子データ選択部が選択した複数の前記第 1 の素子データを用いて、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記データ処理部は、複数の前記第 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、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記素子データ選択部は、前記データ処理部において重ね合わせを行う際の前記第 1 の素子データ間における受信時間の時間差が、前記送信周波数の $1/4 \sim 3/4$ 周期の範囲にある前記第 1 の素子データを少なくとも 1 つ選択する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記素子データ選択部は、注目する素子データとの間の受信時間の時間差が、前記送信周波数の $1/2$ 周期に最も近い前記第 1 の素子データを選択する請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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 1～5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記データ処理部は、中心となる素子が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データ、および、送信方向が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データの、少なくとも一方を用いて、前記第 2 の素子データを生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記データ処理部は、送信領域が重なり合う前記超音波ビームの送信で得られた、複数の前記第 1 の素子データから、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1～7 のいずれか

10

20

30

40

50

1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

さらに、複数の前記第 1 の素子データに対して、同じ前記素子に対応するラインを中心にしてそれぞれ整相加算を行い複数の第 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、複数の前記第 1 の受信データから、前記第 1 の受信データのいずれかに対応する第 2 の受信データを生成する請求項 1～8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物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超音波診断装置の信号処理方法であって、

前記探触子によって、複数の前記素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと、

個々の前記超音波ビームの送信に対応して、複数の前記素子がアナログ素子信号を出力する受信ステップと、

前記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、

複数の前記第 1 の素子データから、前記第 1 の素子データのいずれかに対応する第 2 の素子データを生成するデータ処理ステップと、

前記探触子から送信される前記超音波ビームの送信周波数の情報を取得する周波数情報取得ステップとを有し、

前記データ処理ステップは、前記周波数情報取得ステップが取得した前記送信周波数の情報に基づいて、複数の前記第 1 の素子データを用いて、前記第 2 の素子データを生成することを特徴とする超音波診断装置の信号処理方法。

【請求項 11】

超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物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超音波診断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、

前記探触子によって、複数の前記素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと、

個々の前記超音波ビームの送信に対応して、複数の前記素子がアナログ素子信号を出力する受信ステップと、

前記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、

複数の前記第 1 の素子データから、前記第 1 の素子データのいずれかに対応する第 2 の素子データを生成するデータ処理ステップと、

前記探触子から送信される前記超音波ビームの送信周波数の情報を取得する周波数情報取得ステップとを有し、

前記データ処理ステップは、前記周波数情報取得ステップが取得した前記送信周波数の情報に基づいて、複数の前記第 1 の素子データを用いて、前記第 2 の素子データを生成すること、をコンピュータに実行させることを特徴とする超音波診断装置の信号処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音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、検査対象物の検査や診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置、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、超音波画像を利用した超音波画像診断装置等の超音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で受信して、受信した超音波エコーの受信信号を装置本体で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】

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）。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、データ同士がずれて重なり合い、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】

【0004】

【特許文献1】特開2009-240700号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、このようなマルチライン処理を行う超音波診断装置において、マルチライン処理で重ね合わせるデータの数が少ないと、十分にゴースト信号を除去できない場合があった。また、重ね合わせるデータの数が多いと、マルチライン処理の効果を有効に得られ、ゴースト信号を確実に除去することができるものの、信号処理に時間がかかってしまう。そのため、フレームレートの低下を招いてしまうという問題があった。

また、多くの信号を一旦、保持（記憶）するためには、大容量のメモリが必要になり、コストアップするという問題があった。

【0006】

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、超音波診断装置において、1つの超音波画像を生成するための、異なる送受信によって得られた複数のデータを重ね合わせて、データを補正する際に、少ないデータ数でゴースト信号を除去することができ、フレームレートの低下を防止しつつ、高画質な超音波画像を得ることができ、また、メモリの容量を大きくする必要が無くコストアップを防止できる超音波診断装置、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】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームを用いて検査対象物を検査する超音波診断装置であって、超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物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、複数の素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信させることを、複数回、行わせる送信部と、個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の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AD変換部と、複数の第1の素子データから、第1の素子データのいずれかに対応する第2の素子データを生成するデータ処理部と、探触子から送信される超音波ビームの送信周波数の情報を取得する周波数情報取得部とを有し、データ処理部は、周波数情報取得部が取得した送信周波数の情報に基づいて、複数の第1の素子データを用いて、第2の素子データを生成することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0008】

このような本発明の超音波診断装置において、周波数情報取得部が取得した送信周波数の情報に基づいて、データ処理部で第2の素子データを生成するために用いる複数の第1の素子データを選択する素子データ選択部を有し、データ処理部は、素子データ選択部が選択した複数の第1の素子データを用いて、第2の素子データを生成することが好ましい。

10

また、データ処理部は、複数の第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するのが好ましい。

また、素子データ選択部は、データ処理部において重ね合わせを行う際の第1の素子データ間における受信時間の時間差が、送信周波数の $1/4 \sim 3/4$ 周期の範囲にある第1の素子データを少なくとも1つ選択するのが好ましい。

また、素子データ選択部は、注目する素子データとの間の受信時間の時間差が、送信周波数の $1/2$ 周期に最も近い第1の素子データを選択するのが好ましい。

20

【0009】

また、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のが好ましい。

また、データ処理部は、中心となる素子が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第1の素子データ、および、送信方向が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第1の素子データの、少なくとも一方を用いて、第2の素子データを生成するのが好ましい。

また、データ処理部は、送信領域が重なり合う前記超音波ビームの送信で得られた、複数の第1の素子データから、第2の素子データを生成するのが好ましい。

【0010】

さらに、複数の第1の素子データに対して、同じ素子に対応するラインを中心にしてそれぞれ整相加算を行い複数の第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、第1の受信データのいずれかに対応する第2の受信データを生成するのが好ましい。

30

【0011】

また、上記目的を達成するため本発明は、超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物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超音波診断装置の信号処理方法であって、探触子によって、複数の素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと、個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の素子がアナログ素子信号を出力する受信ステップと、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AD変換ステップと、複数の第1の素子データから、第1の素子データのいずれかに対応する第2の素子データを生成するデータ処理ステップと、探触子から送信される超音波ビームの送信周波数の情報を取得する周波数情報取得ステップとを有し、データ処理ステップは、周波数情報取得ステップが取得した送信周波数の情報に基づいて、複数の第1の素子データを用いて、第2の素子データを生成することを特徴とする超音波診断装置の信号処理方法を提供する。

40

【0012】

さらに、上記目的を達成するため本発明は、超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物

50

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超音波診断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、探触子によって、複数の素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信することを、複数回、行う送信ステップと、個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の素子がアナログ素子信号を出力する受信ステップと、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、複数の第1の素子データから、第1の素子データのいずれかに対応する第2の素子データを生成するデータ処理ステップと、探触子から送信される超音波ビームの送信周波数の情報を取得する周波数情報取得ステップとを有し、データ処理ステップは、周波数情報取得ステップが取得した送信周波数の情報に基づいて、複数の第1の素子データを用いて、第2の素子データを生成すること、をコンピュータに実行させることを特徴とする超音波診断装置の信号処理プログラムを提供する。

10

【発明の効果】

【0013】

このような本発明によれば、異なる送信によって得られた複数のデータを重ね合わせて、データを補正する際に、送信周波数に応じて、データの重ね合わせを行うので、少ない重ね合わせ数でゴースト信号を除去することができ、フレームレートの低下を防止しつつ、高画質な超音波画像を得ることができ、また、メモリの容量を大きくする必要が無いのでコストアップを防止することができる。

20

【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3】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4】(a)および(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、(b)および(d)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図である。

30

【図5】(a)および(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、(b)および(d)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図である。

【図6】(a)および(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、(c)は、複数の素子で得られる素子データを、(d)は、(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7】(a)、(b)および(c)は真の信号の、(d)、(e)および(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、(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、(h)は、(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。

40

【図8】送信周波数と重ね合わせの時間差との関係を説明するための概念図である。

【図9】素子データ間の受信時間の時間差を説明するための概念図である。

【図10】素子データの選択方法について説明するための図である。

【図11】ライン位置と受信時間の時間差の関係を示すグラフである。

【図12】ライン位置と受信時間の時間差の関係を示すグラフである。

【図13】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14】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15】図14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プロ

50

ック図である。

【図 1 6】素子データと素子とを概念的に示す図である。

【図 1 7】(A)～(C)は、図 1 3 に示すデータ処理部の整相加算、および、重ね合わせ処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の超音波診断装置、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。

【0016】

図 1 に、本発明の信号処理方法を実施する、本発明の超音波診断装置の一例を、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、周波数情報取得部 21 と、素子データ処理部 22 と、画像生成部 24 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、周波数情報取得部 21、素子データ処理部 22、画像生成部 24、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すると共に、被検体で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。

【0019】

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、振動子で構成される。

【0020】

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、被検体内で反射された超音波エコーが入射することで伸縮し、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。

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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（受信部 16 が受信信号を受け取る）す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で、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、超音波で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。

また、公知の超音波診断装置と同様に、1 つの超音波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）で送受信を行う。

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

周波数情報取得部 21 は、超音波プローブ 12 から送信される超音波ビームの送信周波数の情報を、送信部 14 から、あるいは、制御部 30 から取得する。

周波数情報取得部 21 は、取得した送信周波数の情報を素子データ処理部 22 の素子データ選択部 47 に供給する。

【0027】

素子データ処理部 22 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 22 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で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、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。

10

20

30

40

50

ここで、素子データ処理部 22 は、周波数情報取得部 21 から供給された送信周波数の情報に基づいて、処理済素子データの生成を行う。

素子データ処理部 22 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 22 は、生成した処理済素子データを、画像生成部 24 に送る。

【0028】

画像生成部 24 は、制御部 30 による制御に基づいて、素子データ処理部 22 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超音波画像を生成するものである。

画像生成部 24 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。

【0029】

整相加算部 38 は、素子データ処理部 22 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、各々超音波トランスデューサで異なる。そのため、同じ反射点で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、各処理済素子データを遅延して、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。

【0030】

図 2 に、受信フォーカス処理の一例を示す。

ここで、図 2 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直列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。

【0031】

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（1）により算出される。

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

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（2）により算出される。

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

【0032】

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で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で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で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受信データについて、上記時間 Δt で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う。

【0033】

10

20

30

40

50

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。

D S C (digital scan converter) 42 は、検波処理部 40 で生成された 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（ラスタ変換）する。

【0034】

画像処理部 44 は、D S C 42 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、表示のために表示制御部 26 に出力し、
10 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 で表示するために表示制御部 26 に読み出される。

【0035】

表示制御部 26 は、画像処理部 44 によって所定の画像処理が施された B モード画像データを用いて、表示部 28 に超音波画像を表示させる。

表示部 28 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 26 の制御の下で、超音波画像を表示する。
20

【0036】

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、素子データ処理部 22 および画像生成部 24 の整相加算部 38 で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 22 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、周波数情報取得部 21、素子データ処理部 22、画像生成部 24 および表示制御部 26 等の各部に供給する。

【0037】

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。
30

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。

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。

【0038】

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。
40

格納部 34 には、ハードディスク、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D-R O M、D V D-R O M 等の公知の記録媒体を用いることができる。

【0039】

なお、超音波診断装置 10 において、素子データ処理部 22、整相加算部 38、検波処理部 40、D S C 42、画像処理部 44、および表示制御部 26 等は、C P U と、C P U 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
50

おいては、これらの部位をデジタル回路で構成してもよい。

【0040】

前述のように、素子データ処理部22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で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。

【0041】

図3に、素子データ処理部22の構成を、ブロック図で概念的に示す。

10

図3に示すように、素子データ処理部22は、素子データ選択部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。

【0042】

遅延時間算出部48は、操作部32から入力された、もしくは、操作部32から入力されて格納部34に格納されているプローブ12（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12の送信開口および受信開口などに関する情報を事前取得しておく。

また、遅延時間算出部48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、受信開口の素子で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。

20

遅延時間算出部48は、算出した遅延時間の情報を重ね合わせ処理部49に供給する。

【0043】

素子データ選択部47は、操作部32から入力された、もしくは、操作部32から入力されて格納部34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、ならびに、周波数情報取得部21から供給された送信周波数の情報に基づいて、重ね合わせ処理部49で重ね合わせに用いる素子データ（中心素子が異なり、かつ、送信領域が重なる超音波ビームで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））を選択して、素子データ記憶部20から読み出す。

30

素子データ選択部47は、読み出した素子データを重ね合わせ処理部49に供給する。

なお、素子データ選択部47については、後に詳述する。

【0044】

重ね合わせ処理部49は、素子データ選択部47が読み出した素子データを取得して、遅延時間算出部48で算出された、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、受信時間上で、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。

【0045】

以下に、素子データ処理部22で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12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）で受信して、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で得られる素子データとの関係について説明する。

40

【0046】

一例として、図4（a）に示すように、3つの素子52c～52eを送信素子として超音波ビームを送信し、7つの素子52a～52gを受信素子として超音波エコーを受信する。次いで、図4（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52d～52fを送信素子として超音波ビームを送信し、7

50

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 4 (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 4 (c) に示す例では、中心素子は素子 5 2 e である。

【0047】

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 5 6 が、焦点 5 8 で収束して、素子間隔以下に絞れている理想的な場合を考える。

図 4 (a) のように、反射点 5 4 の真上 (反射点と焦点とを結ぶ直線上) にある素子 5 2 d を中心素子として、送信素子である素子 5 2 c ~ 5 2 e から超音波ビーム 5 6 を送信し、受信素子である素子 5 2 a ~ 5 2 g で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 5 6 の焦点 5 8 は、中心素子である素子 5 2 d と反射点 5 4 とを結ぶ一直線上にある。この場合、超音波ビーム 5 6 は、反射点 5 4 まで送信されるので、反射点 5 4 から反射される超音波エコーが生成される。

反射点 5 4 からの超音波エコーは、所定角度に拡がる受信経路 6 0 を通って受信素子である素子 5 2 a ~ 5 2 g に受信され、素子 5 2 a ~ 5 2 g によって、図 4 (b) に示すような素子データ 6 2 が得られる。なお、図 4 (b) において、縦軸は時間で、横軸は図 4 (a) に一致する方位方向の位置 (素子の位置) である (図 4 (d) も同じ)。

【0048】

これに対し、図 4 (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 5 4 の真上にある素子 5 2 d の隣の素子 5 2 e が、中心素子となる。

素子 5 2 e を中心素子として、送信素子である素子 5 2 d ~ 5 2 f から超音波ビーム 5 6 を送信し、受信素子である素子 5 2 b ~ 5 2 h で超音波エコーを受信する。この際に、同様に超音波ビーム 5 6 が理想的であれば、超音波ビーム 5 6 の送信方向、即ち、中心素子 5 2 e と焦点 5 8 とを結ぶ直線上に反射点 5 4 が存在しない。従って、この超音波ビーム 5 6 は、反射点 5 4 に送信されない。

そのため、反射点 5 4 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 5 2 b ~ 5 2 h は、反射点 5 4 からの超音波エコーを受信しないので、図 4 (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)。

【0049】

しかしながら、実際の超音波ビームは、図 5 (a) および (c) に示す超音波ビーム 6 4 のように、焦点 5 8 で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 4 (a) と同様に、図 5 (a) のように、反射点 5 4 の真上にある素子 5 2 d を中心素子として、素子 5 2 c ~ 5 2 e を送信素子として超音波ビーム 6 4 を送信した場合には、超音波ビーム 5 6 が幅広であっても、その焦点 5 8 は、素子 5 2 d と反射点 5 4 とを結ぶ一直線上にある。従って、超音波ビーム 6 4 は、反射点 5 4 で反射され、超音波エコーが生成される。

その結果、図 4 (a) の場合と同様に、反射点 5 4 からの超音波エコーは、所定角度に拡がる受信経路 6 0 を通って受信素子である素子 5 2 a ~ 5 2 g に受信され、同様に、図 5 (b) に示すような真の素子データ 6 6 が得られる。

【0050】

次いで、図 4 (c) と同様、図 5 (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 5 2 e を中心素子として、素子 5 2 d ~ 5 2 f を送信素子として超音波ビーム 5 6 を送信し、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する。この場合でも、超音波ビーム 6 4 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 5 2 e と焦点 5 8 とを結ぶ直線上に反射点 5 4 が存在していなくても、超音波ビーム 6 4 は、反射点 5 4 に送信される (到達する)。

そのため、反射点 5 4 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 5 4 からのゴーストの反射エコーは、図 5 (c) に示すように、所定角度に拡がる受信経路 6 0 を通って受信素子である

10

20

30

40

50

素子 5 2 b ~ 5 2 h に受信される。その結果、素子 5 2 b ~ 5 2 h によって、図 5 (d) に示すようなゴーストの素子データ 6 8 が得られることになる。

【 0 0 5 1 】

このようなゴーストの素子データ 6 8 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 2 2 は、素子データに対応する遅延時間を遅延時間算出部 4 8 で算出し、重ね合わせ処理部 4 9 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、真の素子データを強調して、ゴーストの素子データを減衰させた、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。

【 0 0 5 2 】

前述のように、遅延時間算出部 4 8 は、受信素子（受信開口）の各素子で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 5 (c) に示す超音波ビーム 6 4 の伝播距離は、超音波ビーム 6 4 が中心素子である素子 5 2 e から焦点 5 8 を経由して反射点 5 4 に至る送信経路と、ゴーストの反射エコーが反射点 5 4 から受信素子である素子 5 2 b ~ 5 2 h の個々に至る受信経路との和となる。

この図 5 (c) に示す超音波ビーム 6 4 の伝播距離は、図 5 (a) に示す超音波ビーム 6 4 の伝播距離、すなわち、超音波ビーム 6 4 が中心素子 5 2 d から焦点 5 8 を経由して反射点 5 4 に至る送信経路と、真の超音波エコーが反射点 5 4 から受信素子である素子 5 2 a ~ 5 2 g に至る受信経路との和より長くなる。

そのため、図 5 (d) に示すようなゴーストの素子データ 6 8 は、図 5 (b) に示すような真の素子データ 6 6 に対して、遅延することになる。

【 0 0 5 3 】

素子データ処理部 2 2 の遅延時間算出部 4 8 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 1 2 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 4 8 では、操作部 3 2 によって入力された、若しくは格納部 3 4 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、1 5 4 0 m / s e c）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。

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。

【 0 0 5 4 】

本発明では、例えば、図 6 (a) および図 6 (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 6 において、x 方向は方位方向で、y 方向は深度方向である。

また、図 6 (a) は、図 5 (a) と同様の超音波の送受信を行い、図 6 (b) は、図 5 (c) と同様の超音波の送受信を行うものである。

【 0 0 5 5 】

真の超音波エコーの場合、図 6 (a)（図 5 (a)）に示すように、中心素子である素子 5 2 d と、焦点 5 8 と、反射点 5 4 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 5 2 d の真下に、焦点 5 8 および反射点 5 4 が位置している。

従って、中心素子である素子 5 2 d の位置を x - y の 2 次元座標上の座標（x 0、0）

10

20

30

40

50

とすると、焦点 5 8 および反射点 5 4 の x 座標も『x 0』となる。以下、この送信における焦点 5 8 の位置を座標 (x 0、d f)、反射点 5 4 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 5 2 d から焦点 5 8 を経て反射点 5 4 に至る超音波ビームの送信経路 6 1 の長さ (送信経路距離) L t a、および、反射点 5 4 から素子 5 2 d に至る真の反射超音波エコーの受信経路 6 0 の長さ (受信経路距離) L r a は、 $L t a = L r a = z$ 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 u a は、 $L u a = L t a + L r a = 2 z$ となる。

【0056】

10

次いで、図 6 (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 5 2 e として送受信を行う。図 5 (c) で示したように、この場合には、反射点 5 4 で反射されるのは、ゴーストの反射エコーとなる。

反射点 5 4 は、素子 5 2 d の真下 (方位方向の同位置) に位置している。従って、図 6 (b) に示すように、この送受信では、中心素子である素子 5 2 e と、反射点 5 4 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 5 4 と x 方向の位置が一致する素子 5 2 d の座標が (x 0、0) であるので、中心素子である素子 5 2 e の座標は (x 0 + L e、0)、この送信における焦点 5 8 の座標は (x 0 + L e、d f) となる。なお、前述のように、反射点 5 4 の座標は (x 0、z) である。

20

従って、中心素子である素子 5 2 e から焦点 5 8 を経て、反射点 5 4 に至る超音波ビームの送信経路 6 1 の長さ (送信経路距離) L t b は、 $L t b = d f + \sqrt{\{(z - d f)^2 + L e^2\}}$ で算出できる。他方、反射点 5 4 から、直下 (x 方向 = 方位方向の同位置) の素子 5 2 d に至るゴーストの反射信号の受信経路 6 0 の長さ (受信経路距離) L r b は、 $L r b = z$ 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 u b は、 $L u b = L t b + L r b = d f + \sqrt{\{(z - d f)^2 + L e^2\}} + z$ となる。

【0057】

こうして、図 6 (a) に示す幾何学配置で求めた送信経路 6 1 の距離 L t a と受信経路 6 0 の距離 L r a を合計した超音波の伝播距離 L u a を、音速で割った値が、真の超音波エコーの伝播時間となる。また、図 6 (b) に示す幾何学配置で求めた送信経路 6 1 の距離 L t b と受信経路 6 0 の距離 L r b を合計した超音波の伝播距離 L u b を、音速で割った値がゴーストの反射エコーの伝播時間となる。

30

遅延時間は、反射点 5 4 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 6 (a) および図 6 (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。

40

【0058】

また、図 6 (a) および図 6 (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。

【0059】

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。

50

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で、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。

【0060】

図6(c)に、真の素子データ66およびゴーストの素子データ68を示す。

図6(c)において、方位方向の中央が、真の素子データ66、すなわち、中心素子と反射点54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52d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54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52cや素子52e等を中心素子とした素子データ)である。

また、図6(d)に、上述の幾何学計算から得られた真の素子データ66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22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。

【0061】

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)で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で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で、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6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、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、注目素子の送受信で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で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、同様の考え方で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)の位置をずらしても、受信経路の長さ(受信経路距離 Lrb)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7を用いて詳述するが、この重ね合わせ処理では、注目素子の素子データが真の素子データであれば、自動的に強調されて素子データが残り、ゴーストであれば素子データは打ち消される。すなわち、注目素子の素子データが真の素子データである場合には、遅延時間による処理が一致して信号が強調され、注目素子の素子データがゴーストの素子データである場合には、遅延時間による処理が一致せずに、信号が打ち消される。

【0062】

次に、本発明の素子データ処理部22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。

【0063】

図7(a)～(h)に、重ね合わせ処理部49で行われる、重ね合わせ処理の一例を示す。なお、図7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7(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7(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7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。

【0064】

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7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にしていて、図7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。

【0065】

図7(b)に、図7(a)に示す5素子分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の一例を示す。

重ね合わせ処理部49では、図7(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、注目素子を中心に、重ね合わせる素子の数分、図示例では3素子分だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子との素子数分、図示例では両側に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素子分の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。

【0066】

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7(c)に示す。

前述のように、図7(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7(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で重なり合う。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。

【0067】

これに対し、図7(d)は、図7(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7(e)は、図7(b)と同じものであり、図7(a)に示す5素子分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7(a)と図7(d)は同じ素子データであるので、図7(d)に示す5素子分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7(e)（即ち、図7(b)と同じ）に示す遅延時間を用いて、注目素子を中心に、重ね合わせ素子数分、図示例では3素子分だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子との素子数分、図示例では両側に1素子分だけ方位方向にシフトさせて、3素子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。

【0068】

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7(f)に示す。

図7(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7(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、加算値は大きくならず、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。

【0069】

他の素子データに関しても、注目素子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素子についての隣接する3素子の素子データの重なり状態を図7(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7(h)に示す。

図7(h)に示すように、図7(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素子の全4素子では、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。

【0070】

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、超音波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で焦点を結んだのに等しい素子データで超音波画像生成できるので、高輝度で、鮮鋭性に優れた、高画質な超音波画像を生成することができる。

【0071】

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。

【0072】

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。

【0073】

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、通常の画像処理で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。

【0074】

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は、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は、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。

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。

【0075】

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で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で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で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。

【0076】

前述のように、素子データ処理部22は、生成した処理済素子データを、画像生成部2

10

20

30

40

50

4（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24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24では、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で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、表示制御部26に送って、被検体のBモード画像を表示部28に表示する。

10

【0077】

次に、素子データ選択部47における素子データの選択方法についてより詳細に説明する。

まず、超音波の送信周波数と、重ね合わせ処理部49において重ね合わされる（ゴーストの）素子データ間の時間差との関係について説明する。なお、以下の例では簡単のため、2つの素子データの重ね合わせについて説明する。

一例として、図8（a）は、図7（d）に示す素子データ群のうち、真中の素子データの左隣の素子データの中心素子を着目素子として、その左側の素子データを重ね合わせたものである。すなわち、左側の素子データに対して、遅延時間補正を行い、かつ、1素子分だけ包囲方向にシフトさせて2つの素子データを重ね合わせた状態を示す図である。

20

図8（a）に示すように、図8（a）の注目素子の素子データはゴーストの素子データであるので、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、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で重なり合わない。

【0078】

図8（b）および（c）は、図8（a）において破線で示すライン（中心素子のライン）での信号を模式的に示す図である。すなわち、図8（b）および（c）において、横軸は時間、縦軸は信号強度である。

ここで、図8（b）は、超音波の半周期が、重ね合わせる素子データ間の受信時間の時間差と同程度の送信周波数の場合である。一方、図8（c）は、超音波の半周期が、重ね合わせる素子データ間の受信時間の時間差よりも長い送信周波数の場合である。

30

【0079】

図8（b）に示すように、超音波の半周期が、重ね合わせる素子データ間の受信時間の時間差と同程度の送信周波数の場合には、加算処理（平均処理）すると、位相がズレているので打ち消し合い、図中右側に示すように、信号が減衰する。すなわち、ゴースト信号を除去できる。

【0080】

一方、図8（c）に示すように、超音波の半周期が、重ね合わせる素子データ間の受信時間の時間差よりも長い送信周波数の場合には、加算処理（平均処理）すると、信号同士の間位相が十分にズレていないため、図中右側のように、信号が強調される。すなわち、ゴースト信号を除去することができない。

40

従って、素子データ選択部47では、超音波の半周期が、素子データ間の受信時間の時間差と同程度の素子データを重ね合わせる素子データとして選択する。

【0081】

次に、素子データ間の受信時間の時間差について、図9を用いて説明する。

図9（a）は、図7（b）と同様に、反射点の真上の素子を注目素子とした場合の遅延時間の一例を示すものである。また、図9（b）は、図7（e）と同様に、反射点からズレた位置の素子を注目素子とした場合の遅延時間の一例を示すものである。

注目素子からk素子分離れた素子を中心素子とするライン上に反射点があり、注目素子からj素子分離れた素子を中心素子として取得した素子データを重ね合わせるとする。注

50

目素子から x 素子離れた場合の遅延時間を t_x とすると、図 9 (a) から、遅延時間補正を行う前の、注目素子に対応する素子データと、重ね合わせる素子データとの受信時間の時間差は、 $t_{j+k} - t_k$ となる。注目素子を基準に遅延時間補正を行う場合には、図 9 (b) に示すような遅延時間を用いて、重ね合わせる素子データに対して、遅延時間 t_j の補正を行う。従って、注目素子を基準に遅延時間補正を行った後の、注目素子に対応する素子データと、重ね合わせる素子データとの受信時間の時間差 t は、 $t = t_{j+k} - t_k - t_j$ となる。

【0082】

次に、図 10 を用いて、素子データ選択部 47 による素子データの選択方法について、説明する。

図 10 (a) は、図 6 (c) と同様の、中央が真の素子データ（反射点と中心素子とで 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）で、その両側に、反射点からのゴースト信号を有する素子データ群の、各素子データそれぞれの 1 つのライン上の信号を模式的に示す図であり、真の素子データの中心素子に対応するライン上の信号である。また、図 10 において、図中左右方向は、時間を表す。

また、図 10 (a) において、中央の真の素子データの信号を *Line 0* とし、その両側のゴーストの素子データの信号を、*Line 0* からの素子間隔に応じて、*Line ±1 ~ 4* とする。

【0083】

ここで、*Line 1* の素子データに注目して重ね合わせを行うことを考える。すなわち、ゴーストの素子データに対して重ね合わせを行うことを考える。同図中、破線で示す曲線が、*Line 1* の素子データに対応する遅延時間である（図 7 (e) に対応する）。この遅延時間を用いて、*Line -4 ~ Line 4* の素子データの遅延時間補正を行うと、図 10 (b) に示すように、各信号の遅延時間が補正される。ここで、注目した *Line 1* の素子データは、ゴーストの素子データであるため、遅延時間の補正を行っても、各信号（素子データ）の受信時間は一致せず、それぞれ、注目した *Line 1* からの距離（ライン間の間隔）に応じて、受信時間の時間差 t が異なる。

そこで、素子データ選択部 47 は、受信時間の時間差 t が、送信した超音波の半周期と略同等となる *Line 2* の素子データおよび *Line -1* の素子データを選択する（図 10 (c)）。

素子データ選択部 47 は、注目する素子データ（図示例では、*Line 1* の素子データ）と、選択した素子データ（図示例では、*Line 2* の素子データおよび *Line -1* の素子データ）とを重ね合わせ処理部 49 に供給する。

重ね合わせ処理部 49 は、前述のとおり、供給された素子データの重ね合わせ処理を行い、注目する素子データの処理済素子データを生成する（図 10 (d)）。

【0084】

前述のとおり、超音波診断装置において、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、データを補正する際に、重ね合わせるデータの数が多いほど、マルチライン処理の効果が高くなり、好適にゴースト信号を除去することができる。しかしながら、重ね合わせるデータの数

【0085】

これに対して、本発明の超音波診断装置 10 は、複数の第 1 の素子データから、第 1 の素子データのいずれかに対応する第 2 の素子データを生成する際に、すなわち、マルチライン処理を行う際に、超音波の送信周波数に応じて、重ね合わせる第 1 の素子データを選択して、選択した第 1 の素子データから第 2 の素子データを生成する。

これにより、マルチライン処理の際に、少ないデータ数で重ね合わせを行った場合でも、信号のピークが半周期ずれているため重ね合わせた素子データ同士が、互いに好適に打

10

20

30

40

50

ち消し合い、ゴースト信号を除去することがでる。従って、フレームレートの低下を防止しつつ、高画質な超音波画像を得ることができる。また、多数の素子データを保持しておく必要がないので、メモリの容量を大きくする必要が無く、コストアップを防止することができる。

【0086】

なお、プローブ12が、特定の送信周波数で超音波ビームを送信するプローブの場合には、プローブ12を交換した際に、プローブ12の送信周波数に応じて重ね合わせる素子データ（ライン間隔）を変更するようにしてもよい。

あるいは、送信周波数を変更可能なプローブ12の場合には、送信周波数に変更された際に、送信周波数に応じて重ね合わせる素子データ（ライン間隔）を変更するようにしてもよい。

10

【0087】

次に、実施例を用いて、素子データの選択方法について説明する。

【0088】

〔実施例1〕

実施例1として、反射点から2ライン離れたラインを注目するラインとして、各素子での受信時間の時間差をシミュレーションにより求めた。

プローブ12はリニアプローブとし、素子間隔は0.33mmとした。

また、送信周波数は、5.5MHzとした。

焦点位置は、深さ2mmとした。

20

反射点の位置は、深さ4mmとした。

音速は、1460m/sとした。

このような条件で、各ライン（素子）位置に対応する素子データの、注目するラインに対する受信時間の時間差 t を求めた結果を図11に示す。

【0089】

図11は、縦軸は、図10(b)のように、注目するラインに対して周辺のラインの遅延時間差を補正した後の波形について、注目するラインと周辺のラインとの受信時間の時間差（25ns）を表し、横軸がライン位置である。なお、横軸は、超音波の副走査方向を正方向とし、原点を注目するラインの位置とした。

ここで、送信周波数は5.5MHzであるので、半周期は約90nsである（図中の破線で示す）。

30

【0090】

図11から、注目するラインの素子データとの受信時間の時間差が、超音波の半周期と最も近い値となるのは、+12ライン離れた素子に対応する素子データと、-12ライン離れた素子に対応する素子データであることがわかる。

従って、素子データ選択部47は、注目するラインの素子データと、注目するラインから両側にそれぞれ12ライン離れたラインに対応する素子データとを、素子データ記憶部から読み出して、重ね合わせ処理部49に供給する。

【0091】

なお、第1実施形態においては、受信時間の時間差が、超音波の半周期と最も近い値となる素子データを選択する構成としたが、本発明はこれに限定はされず、受信時間の時間差が、超音波の1/4周期～3/4周期の範囲にある素子データを選択する構成としてもよい。その際、1/4周期～3/4周期の範囲にある素子データを全て選択する構成としてもよいし、1/4周期～3/4周期の範囲にある素子データから少なくとも1つを選択する構成としてもよい。

40

【0092】

例えば、図11に示す実施例においては、1/4周期は約45nsであり、3/4周期は約135nsであるので、図から、+6～+18ライン離れたラインに対応する素子データ、および、-6～-18ライン離れたラインに対応する素子データが選択可能である。

50

【0093】

ここで、前述のとおり、受信時間の時間差は、反射点の位置に応じて変化する。超音波の反射点の位置は、例えば、直前のフレームにおける超音波画像を解析して求めることができる。あるいは、取得した第1の素子データを解析して、または、第1の素子データから、一旦、超音波画像を生成して画像を解析して求めることもできる。従って、種々の公知の方法で反射点の位置を求めて、受信時間の時間差を求めればよい。

しかしながら、本発明においては、必ずしも反射点の位置の情報を取得する必要はなく、異なるライン上に反射点がある場合それぞれに対して、 $1/4$ 周期～ $3/4$ 周期の範囲にある素子データを選択する構成としてもよい。

この点について、図12の実施例2を用いてより詳細に説明する。

【0094】

[実施例2]

実施例2は、反射点の位置を、注目するラインから1～5ライン離れた位置とした以外は実施例1と同じとして、各素子での受信時間の時間差をシミュレーションにより求めた。

反射点の位置ごとの、各ライン位置に対応する素子データの、注目するラインに対する受信時間の時間差 t を求めた結果を図12に示す。

【0095】

図12は、図11と同じく、縦軸は、図10(b)のように、注目するラインに対して周辺のラインの遅延時間差を補正した後の波形について、注目するラインと周辺のラインとの受信時間の時間差(25ns)で、横軸がライン位置である。なお、横軸は、超音波の副走査方向を正方向とし、原点を注目するラインの位置とした。注目するラインに対して、1ライン隣に反射点がある場合の時間差を四角の点で示し、2ライン隣に反射点がある場合の時間差を三角の点で示し、3ライン隣に反射点がある場合の時間差をバツの点で示し、4ライン隣に反射点がある場合の時間差をアスタリスクの点で示し、5ライン隣に反射点がある場合の時間差を丸の点で示す。また、 $1/4$ 周期～ $3/4$ 周期の範囲を破線で示す。

【0096】

図からわかるように、反射点の位置に応じて、受信時間の時間差は変化する。また、反射点の位置(ライン)が注目するラインから離れるほど受信時間の時間差が大きくなる。そのため、反射点の位置に応じて、 $1/4$ 周期～ $3/4$ 周期の範囲に入る素子データは異なることがわかる。

【0097】

従って、図12に示す例では、素子データ選択部47は、1ライン隣に反射点がある場合に対応して、+12～+20ライン離れたラインに対応する素子データ、および、-12～-19ライン離れたラインに対応する素子データから少なくとも1つを選択し、また、2ライン隣に反射点がある場合に対応して、+6～+18ライン離れたラインに対応する素子データ、および、-6～-18ライン離れたラインに対応する素子データから少なくとも1つを選択し、また、3ライン隣に反射点がある場合に対応して、+4～+12ライン離れたラインに対応する素子データ、および、-4～-12ライン離れたラインに対応する素子データから少なくとも1つを選択し、また、4ライン隣に反射点がある場合に対応して、+3～+9ライン離れたラインに対応する素子データ、および、-3～-9ライン離れたラインに対応する素子データから少なくとも1つを選択し、また、5ライン隣に反射点がある場合に対応して、+3～+7ライン離れたラインに対応する素子データ、および、-3～-7ライン離れたラインに対応する素子データから少なくとも1つを選択するようにすればよい。

【0098】

あるいは、複数の場合において $1/4$ 周期～ $3/4$ 周期の範囲に入る素子データを選択するようにしてもよい。

例えば、図示例では、+6、+7、-6、-7ライン離れたラインに対応する素子デー

10

20

30

40

50

タは、2～5ライン隣に反射点がある場合のいずれの場合でも1／4周期～3／4周期の範囲に入るので、素子データ選択部47は、+6、+7、-6、-7ライン離れたラインに対応する素子データの少なくとも1を選択するようにしてもよい。

【0099】

以下、図13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。

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。

【0100】

超音波診断装置10において、まず、制御部30からの指示に応じて、素子データを取得するために、送信部14が、設定された送信周波数で、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、開口位置で）、被検体に超音波ビームを送信し、被検体で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。

【0101】

また、周波数情報取得部21は、プローブ12が超音波ビームを送信する際の送信周波数の情報を取得し、素子データ処理部22に供給する。

素子データ処理部22は、まず、前述の図10に示すように、素子データ選択部で、送信周波数の情報に基づいて、受信時間の時間差が超音波の半周期となる素子データを、注目素子に重ね合わせる素子データとして選択する。次に、素子データ処理部22は、前述の図7に示すように、注目する素子データと、選択した素子データに対して、遅延時間算出部48で算出した遅延時間を用いて、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、選択した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。このとき、重ね合わせに用いる素子データは、受信時間の時間差が超音波の半周期となる素子データであるので、少ないデータ数で、適切にゴースト信号を除去しつつ、フレームレートの低下を防止できる。

【0102】

素子データ処理部22は、所定の複数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22は、生成した処理済素子データを、画像生成部24に供給する。画像生成部24は、この処理済素子データを用いて、超音波画像（Bモード画像データ）を生成する。このとき、適切に重ね合わせられた処理済素子データを用いているので、高画質な超音波画像を得ることができる。

【0103】

なお、第1実施形態においては、超音波の音速として、予め設定される所定の音速値を用いる構成としたが、本発明はこれに限定はされず、音速を算出する音速算出部を有する構成として、音速算出部が音速算出した場合に、送信周波数に応じて重ね合わせる素子データ（ライン間隔）を変更するようにしてもよい。

なお、音速算出部の音速の算出方法には、特に限定はなく、超音波診断装置で用いられる、種々の公知の音速算出方法が利用可能である。

【0104】

また、第1実施形態においては、素子データ処理部22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。

【0105】

図 1 4 に、本発明の第 2 実施形態である超音波診断装置 1 1 0 の一例をブロック図によって概念的に示す。

なお、図 1 4 に示す超音波診断装置 1 1 0 は、素子データ処理部 2 2 に代えてデータ処理部 1 1 4 を有し、画像生成部 2 4 に代えて画像生成部 1 1 6 を有する以外には、図 1 に示す超音波診断装置 1 0 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。

【0 1 0 6】

超音波診断装置 1 1 0 は、超音波プローブ 1 2 と、超音波プローブ 1 2 に接続される送信部 1 4 及び受信部 1 6 と、A/D 変換部 1 8 と、素子データ記憶部 2 0 と、周波数情報取得部 2 1 と、データ処理部 1 1 4 と、画像生成部 1 1 6 と、表示制御部 2 6 と、表示部 2 8 と、制御部 3 0 と、操作部 3 2 と、格納部 3 4 とを有する。

10

【0 1 0 7】

図 1 5 に、データ処理部 1 1 4 の構成を、ブロック図で概念的に示す。

データ処理部 1 1 4 は、素子データ選択部 4 7 と、整相加算部 1 1 8 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。

【0 1 0 8】

整相加算部 1 1 8 は、素子データ選択部 4 7 が、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 の受信データを生成する。

ここで、整相加算部 1 1 8 は、後述する重ね合わせ処理部 1 2 0 で重ね合わせを行う複数の素子データに対して、同じ素子（ライン）を基準として、それぞれ整相加算を行う。

20

【0 1 0 9】

重ね合わせ処理部 1 2 0 は、整相加算部 1 1 8 で生成された第 1 の受信データを取得し、遅延時間算出部 4 8 で算出された、それぞれの受信データに対応する遅延時間に基づいて、2 以上の第 1 の受信データを、受信時間上で、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。

【0 1 1 0】

整相加算部 1 1 8 および重ね合わせ処理部 1 2 0 について、図 1 6 および図 1 7 を用いてより詳細に説明する。

【0 1 1 1】

図 1 6 に、素子データと、これに対応する位置の振動子アレイ 3 6 を概念的に示す。

30

図 1 6 に示す素子データは、 n 番目の素子を中心素子として超音波の送受信を行って得られた素子データである。

以下の説明では、例えば、 n 番目の素子データに対して、 $n - 2$ 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、 $n (n - 2)$ 番目の受信データと表す。すなわち、 n 番目の素子データを i 番目のラインを基準として整相加算して得られた受信データを、 $n (i)$ 番目の受信データと表す。

【0 1 1 2】

図 1 7 (A) ~ (C) は、整相加算部 1 1 8 による整相加算、および、重ね合わせ処理部 1 2 0 による重ね合わせ処理を説明するための図である。

図 1 7 (A) は、それぞれ $n - 2$ 番目の素子データ、 $n - 1$ 番目の素子データ、 n 番目の素子データを示す。

40

一例として、 $n - 2$ 番目、 $n - 1$ 番目、 n 番目の受信データを用いて、 n 番目の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を考える。

【0 1 1 3】

n 番目の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、整相加算部 1 1 8 は、 n 番目の素子を基準として、各素子データの整相加算を行う。すなわち、同図中、実線で示すラインを基準としてそれぞれの素子データの整相加算を行う。整相加算により、図 1 6 (B) に示す第 1 の受信データ ($n - 2 (n)$ 番目の受信データ、 $n - 1 (n)$ 番目の受信データ、 $n (n)$ 番目の受信データ) が生成される。

【0 1 1 4】

50

次に、重ね合わせ処理部 120 は、整相加算部 118 が生成した第 1 の受信データを、遅延時間算出部 48 で算出された、それぞれの受信データに対応する遅延時間に基づいて、各第 1 の受信データを、時間を合わせて重ね合わせて、図 17 (C) に示すような n 番目の受信データに対応する処理済受信データを生成する。

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

【0115】

画像生成部 116 は、検波処理部 40 と、DSC 42 と、画像処理部 44 と、画像メモリ 46 とを有する。

【0116】

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、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 で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、表示制御部 26 に送って、被検体の Bモード画像を表示部 28 に表示する。

【0117】

以上、本発明の超音波診断装置、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。

【0118】

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】

【0119】

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

22 素子データ処理部

24、116 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

36 振動子アレイ

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

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

10

20

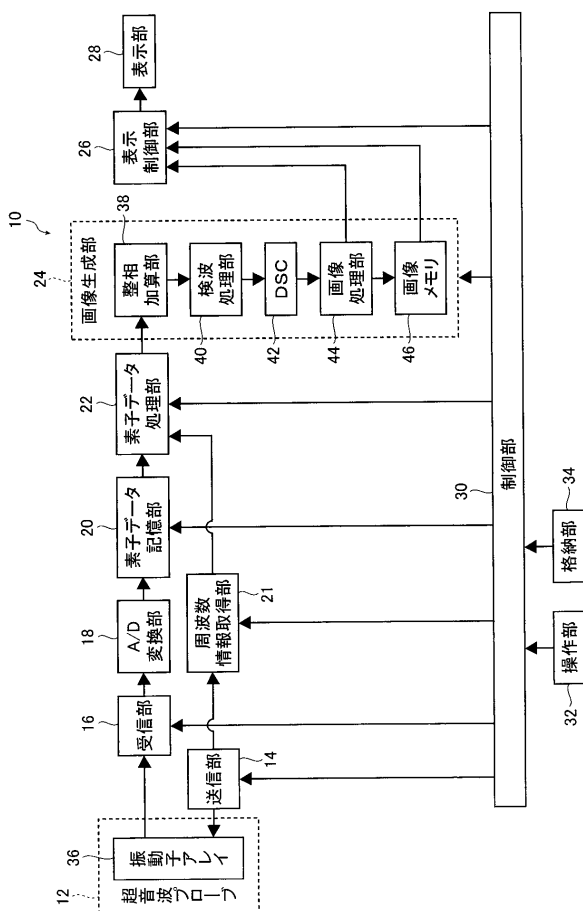
30

40

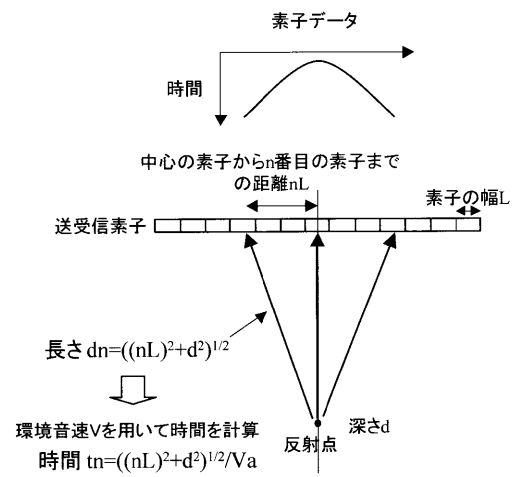
50

- 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

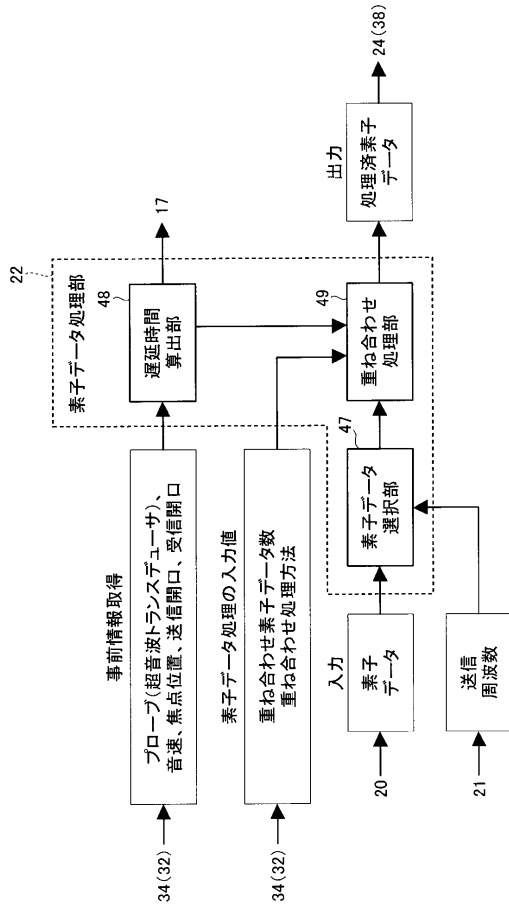
【図1】



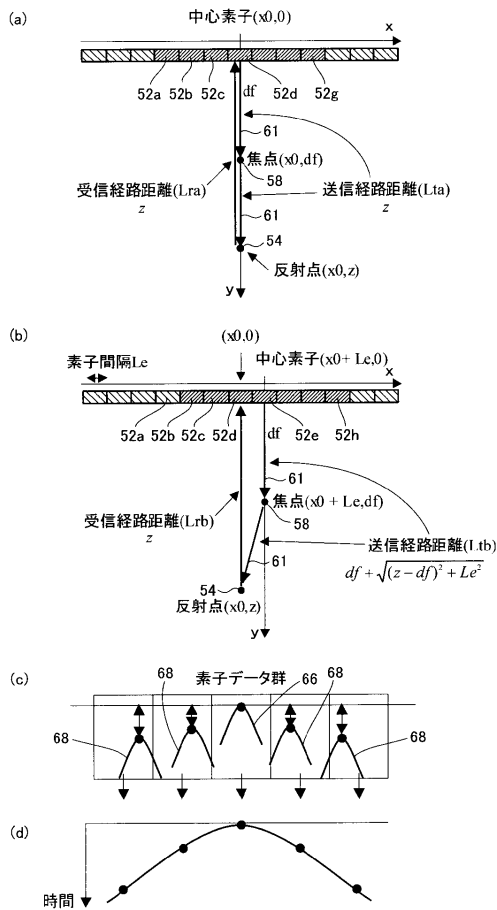
【図2】



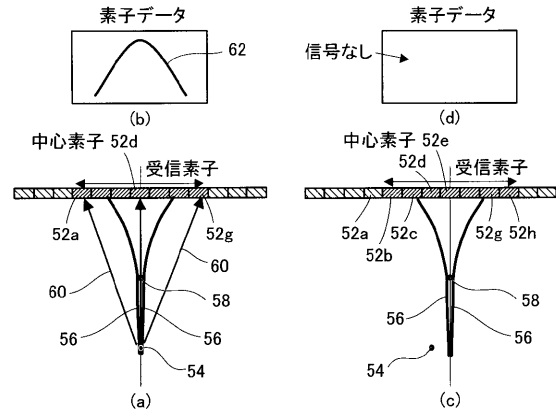
【図 3】



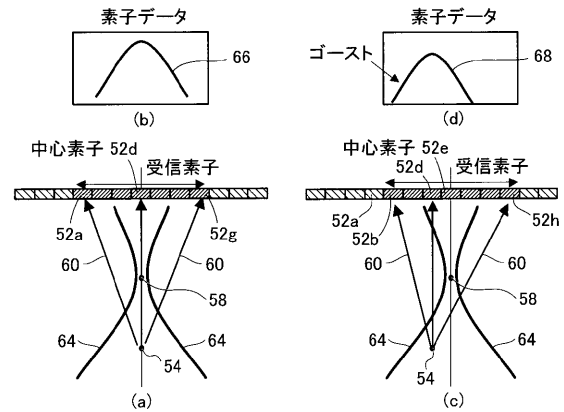
【図 6】



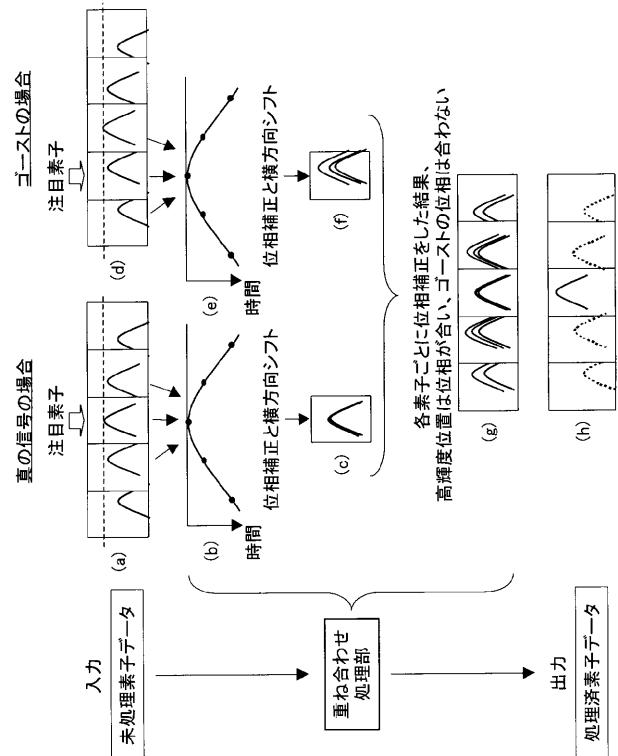
【図 4】



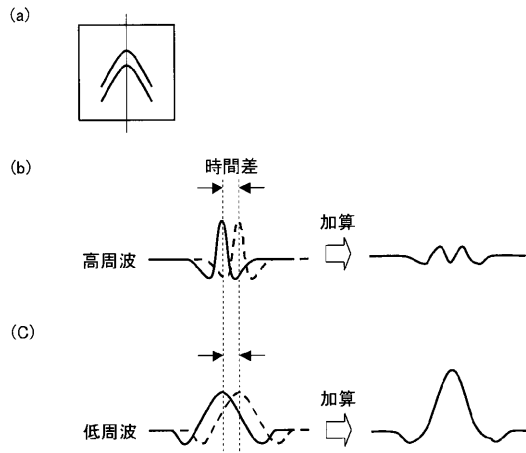
【図 5】



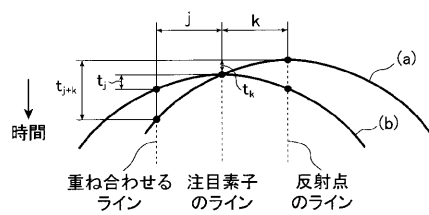
【図 7】



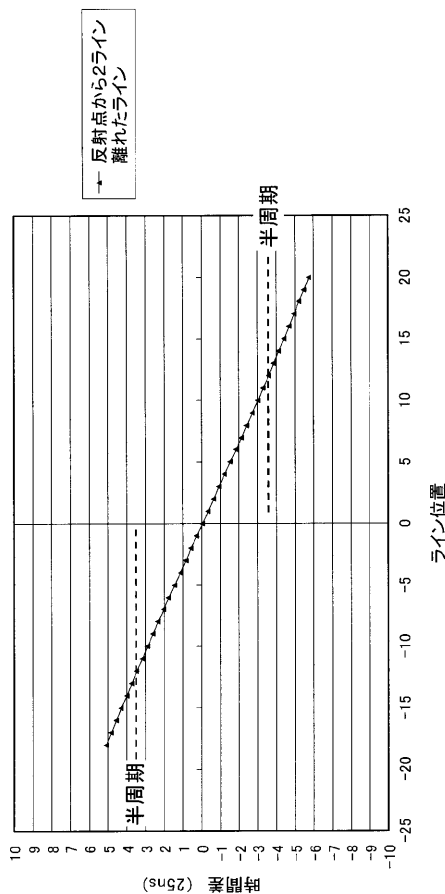
【図 8】



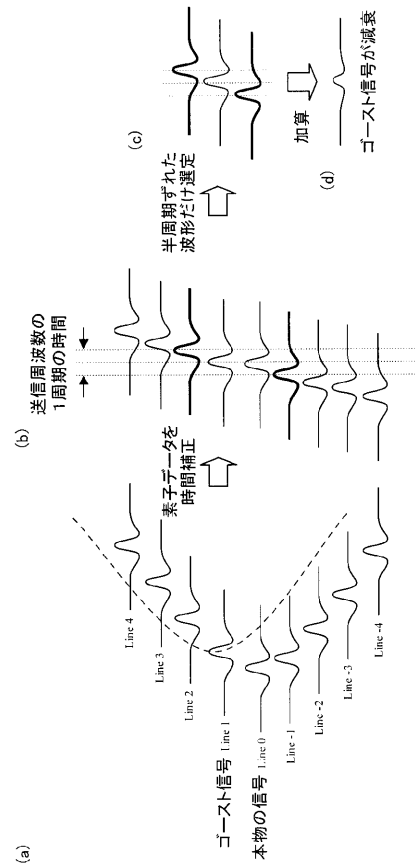
【図 9】



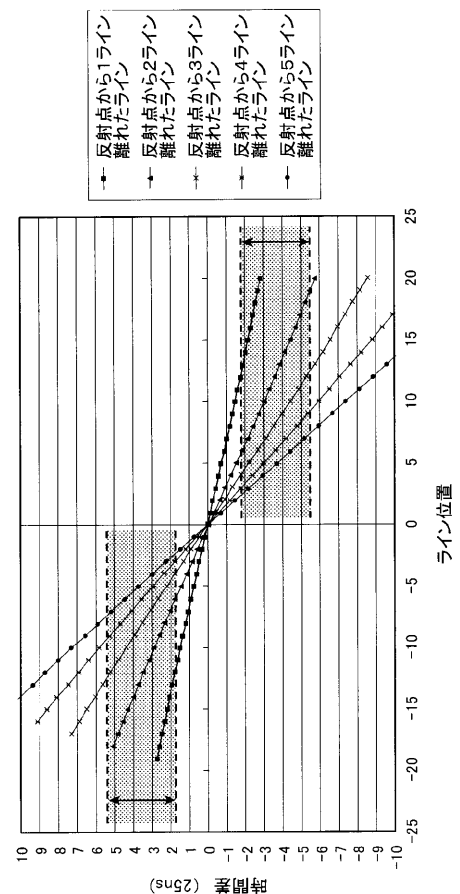
【図 11】



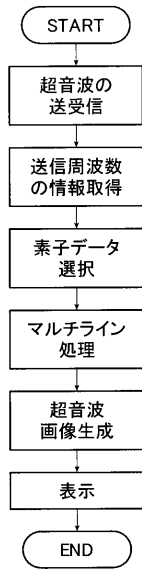
【図 10】



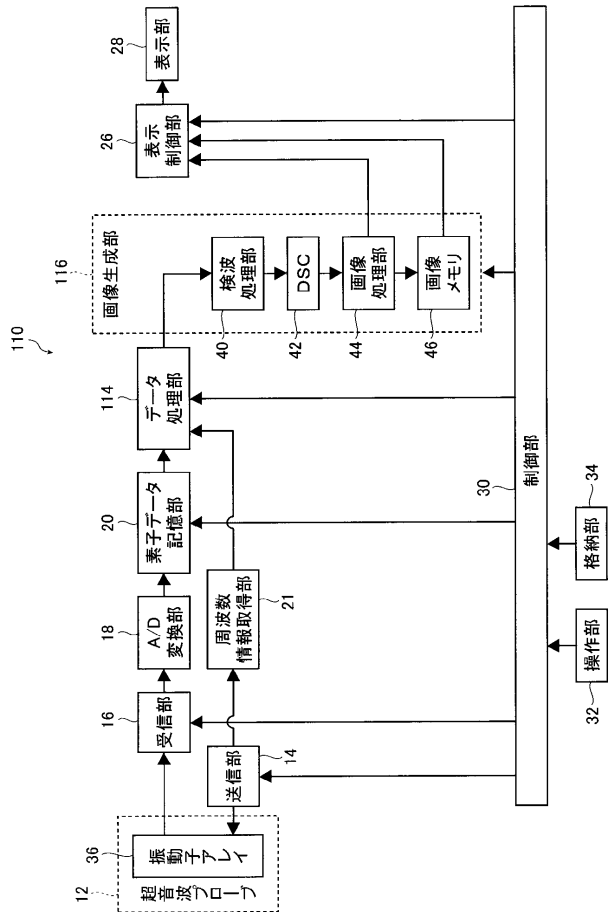
【図 12】



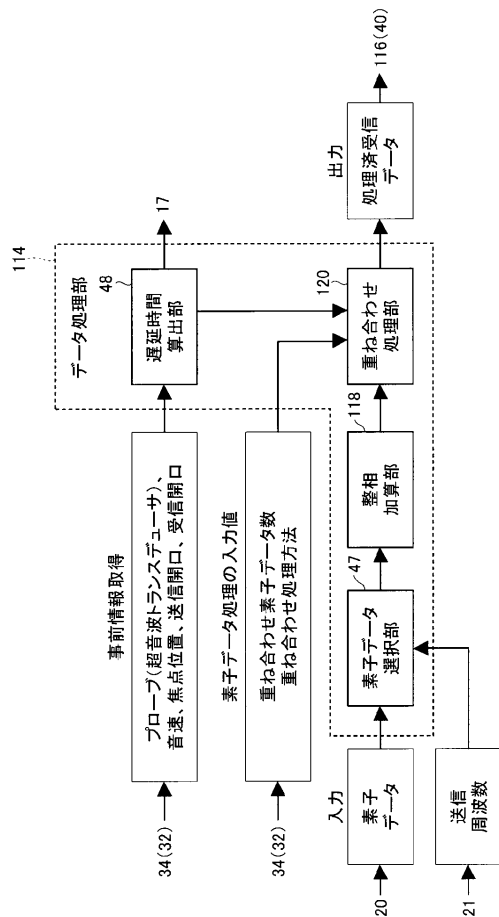
【図 1 3】



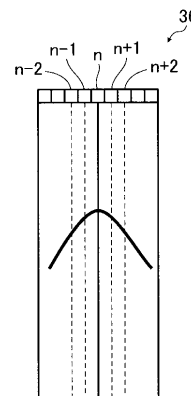
【図 1 4】



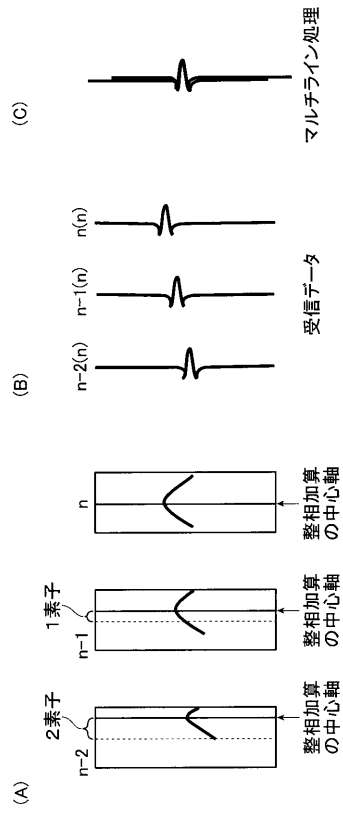
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 17】



专利名称(译)	超声波诊断装置，信号处理方法和超声波诊断装置的程序		
公开(公告)号	JP2014183934A	公开(公告)日	2014-10-02
申请号	JP2013060104	申请日	2013-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/4483 A61B8/54 G01S7/52046 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/00.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB03 4C601/HH06 4C601/HH29 4C601/JB51 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5964774B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了叠加通过不同的发送/接收获得的多个元素数据，并且在校正元素数据时，可以去除数据量少的重影信号，并防止帧速率下降并获得高图像质量。提供了一种超声波诊断设备，信号处理方法和程序，其能够获得高质量的超声波图像并且在 not 增加存储容量的情况下防止成本增加。数据处理单元，用于从多个第一元素数据中生成与第一元素数据中的任何一个相对应的第二元素数据，以及从探头发送的超声波束的发送频率。并且，用于基于频率信息获取单元获取的传输频率的信息，使用多个第一元素数据，第二元素来获取信息的频率信息获取单元，数据处理单元。通过生成数据解决了上述问题。[选型图]图1

