

(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2015-181907

(P2015-181907A)

(43) 公開日 平成27年10月22日(2015.10.22)

(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 13 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2014-64084 (P2014-64084)
(22) 出願日 平成26年3月26日 (2014.3.26)(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 HH22 HH25 JC37
LL05 LL38

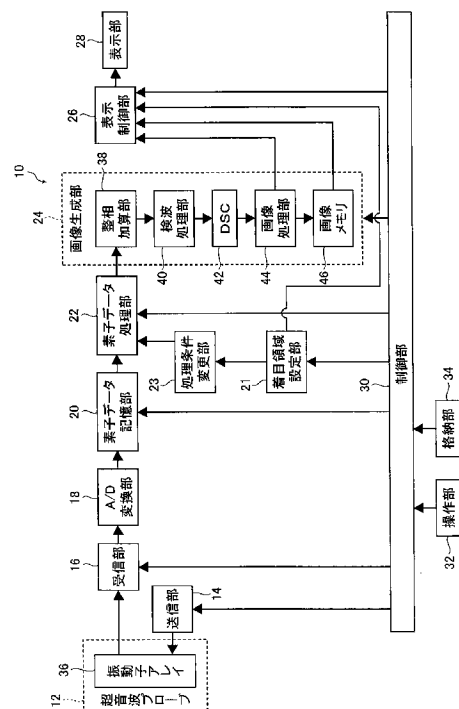
(54) 【発明の名称】 音響波処理装置、音響波処理装置の信号処理方法およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】マルチライン処理を行う超音波診断装置において、着目領域を設定した場合に、高画質な着目領域の画像を得ることができ、着目領域でのフレームレートの低下を防止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。

【解決手段】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うデータ処理ステップと、撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定ステップと、着目領域設定ステップにより着目領域が設定された際に、設定された着目領域の情報に基づいて、データ処理ステップにおける処理条件を変更する処理条件変更ステップとを有する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【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 変換部で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うデータ処理部と、

撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定部と、

前記着目領域設定部により前記着目領域が設定された際に、設定された前記着目領域の情報に基づいて、前記データ処理部における処理条件を変更する処理条件変更部と、を有する音響波処理装置。

【請求項 2】

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、前記素子が音響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する請求項 1 に記載の音響波処理装置。

【請求項 3】

各前記第 1 の素子データに対して、少なくとも 2 つの素子をそれぞれ基準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、前記素子が音響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 の受信データを生成する請求項 1 に記載の音響波処理装置。

【請求項 4】

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、同一の素子を基準にし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 3 に記載の音響波処理装置。

【請求項 5】

前記処理条件変更部は、前記データ処理部における、重ね合わせのデータ数、アボダイゼーションの係数、音速、遅延時間の少なくとも 1 つを変更する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の音響波処理装置。

【請求項 6】

前記処理条件変更部は、設定された前記着目領域の大きさ、位置および形状の少なくとも 1 つの情報に基づいて、前記データ処理部における処理条件を変更する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の音響波処理装置。

【請求項 7】

前記着目領域設定部により前記着目領域が設定された際に、前記処理条件変更部による前記処理条件の変更を行うか否かを判断する処理条件変更判断部を有する請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の音響波処理装置。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記処理条件変更判断部は、設定された前記着目領域の情報に基づいて、前記処理条件の変更を行うか否かを判断する請求項 7 に記載の音響波処理装置。

【請求項 9】

前記処理条件変更判断部は、操作部から入力された指示に応じて、前記処理条件の変更を行うか否かを判断する請求項 7 に記載の音響波処理装置。

【請求項 10】

さらに、前記処理条件変更部により変更された処理条件を保存する設定情報保存部を有する請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の音響波処理装置。

【請求項 11】

前記送信部は、中心となる素子の変更、および、音響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音響波ビームの送信を行わせる請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の音響波処理装置。

10

【請求項 12】

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、

20

前記受信ステップで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 変換ステップで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うデータ処理ステップと、

撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定ステップと、

前記着目領域設定ステップにより前記着目領域が設定された際に、設定された前記着目領域の情報に基づいて、前記データ処理ステップにおける処理条件を変更する処理条件変更ステップと、を有する音響波処理装置の信号処理方法。

30

【請求項 13】

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、

40

前記受信ステップで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 変換ステップで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うデータ処理ステップと、

撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定ステップと、

前記着目領域設定ステップにより前記着目領域が設定された際に、設定された前記着目領域の情報に基づいて、前記データ処理ステップにおける処理条件を変更する処理条件変

50

更ステップと、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。

【発明の詳細な説明】

【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、検査対象物の検査や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】

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、ずれた状態で重ね合せられて、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】

【0004】

【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】

【0005】

しかしながら、マルチライン処理を行う超音波診断装置において、撮像領域に着目領域を設定した場合に、マルチライン処理の処理条件が、設定した着目領域には適切でない処理条件となっている場合があった。そのため、着目領域において画質の低下やフレームレートの低下が生じるおそれがあった。

【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、マルチライン処理を行う超音波診断装置において、着目領域を設定した場合に、着目領域の画像を高画質にすることができ、着目領域でのフレームレートの低下を防止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】

【0007】

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、

10

20

30

40

50

2以上のデータを選択して重ね合わせ処理を行うデータ処理部と、撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定部と、着目領域設定部により着目領域が設定された際に、設定された着目領域の情報に基づいて、データ処理部における処理条件を変更する処理条件変更部とを有することで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)～(13)を提供する。

【0008】

(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変換部で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うデータ処理部と、

撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定部と、

着目領域設定部により着目領域が設定された際に、設定された着目領域の情報に基づいて、データ処理部における処理条件を変更する処理条件変更部と、を有する音響波処理装置。

(2) 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する(1)に記載の音響波処理装置。

(3) 各第1の素子データに対して、少なくとも2つの素子をそれぞれ基準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および前記素子の位置に応じて重ね合わせて、第2の受信データを生成する(1)に記載の音響波処理装置。

(4) 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、同一の素子を基準にし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(3)に記載の音響波処理装置。

(5) 処理条件変更部は、データ処理部における、重ね合わせのデータ数、アボダイゼーションの係数、音速、遅延時間の少なくとも1つを変更する(1)～(4)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(6) 処理条件変更部は、設定された着目領域の大きさ、位置および形状の少なくとも1つの情報に基づいて、データ処理部における処理条件を変更する(1)～(5)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(7) 着目領域設定部により着目領域が設定された際に、処理条件変更部による処理条件の変更を行うか否かを判断する処理条件変更判断部を有する(1)～(6)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(8) 処理条件変更判断部は、設定された着目領域の情報に基づいて、処理条件の変更を行うか否かを判断する(7)に記載の音響波処理装置。

(9) 処理条件変更判断部は、操作部から入力された指示に応じて、処理条件の変更を行うか否かを判断する(7)に記載の音響波処理装置。

10

20

30

40

50

(1 0) さらに、処理条件変更部により変更された処理条件を保存する設定情報保存部を有する(1) ~ (9)のいずれかに記載の音響波処理装置。

(1 1) 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) ~ (1 0)のいずれかに記載の音響波処理装置。

【 0 0 0 9 】

(1 2) 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、

受信ステップで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変換ステップで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うデータ処理ステップと、

撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定ステップと、

着目領域設定ステップにより着目領域が設定された際に、設定された着目領域の情報に基づいて、データ処理ステップにおける処理条件を変更する処理条件変更ステップと、を有する音響波処理装置の信号処理方法。

【 0 0 1 0 】

(1 3) 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、

受信ステップで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変換ステップで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うデータ処理ステップと、

撮像領域内に着目領域を設定する着目領域設定ステップと、

着目領域設定ステップにより着目領域が設定された際に、設定された着目領域の情報に基づいて、データ処理ステップにおける処理条件を変更する処理条件変更ステップと、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 】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、マルチライン処理を行う音響波処理装置において、着目領域を設定した場合に、高画質な着目領域の画像を得ることができ、着目領域でのフレームレートの低下を防止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 】

【 0 0 1 2 】

【 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。

10

20

30

40

50

【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】図 4 (a) および図 4 (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 4 (b) および図 4 (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 5】図 5 (a) および図 5 (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 5 (b) および図 5 (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。

10

【図 6】図 6 (a) および図 6 (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 6 (c) は、複数の素子で得られる素子データを、図 6 (d) は、図 6 (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】図 7 (a)、図 7 (b) および図 7 (c) は真の信号の、図 7 (d)、図 7 (e) および図 7 (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 7 (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 7 (h) は、図 7 (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 8】図 8 (a) および図 8 (b) は、ROI 設定後の加算ラインの範囲を説明するための概念図である。

20

【図 9】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 10】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 11】図 10 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 12】図 10 に示す超音波診断装置の他の一例の作用を説明するためのフローチャートである。

【図 13】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 14】図 13 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 15】図 15 (a)、図 15 (d) および図 15 (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 15 (b)、図 15 (e) および図 15 (h) 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り、図 15 (c)、図 15 (f) および図 15 (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。

30

【図 16】図 16 (a) および図 16 (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 16 (b) および図 16 (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 16 (c) および図 16 (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 16 (d) および図 16 (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】

40

【0013】

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。

【0014】

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。

【0015】

50

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、着目領域設定部 21 と、素子データ処理部 22 と、処理条件変更部 23 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、着目領域設定部 21 と、素子データ処理部 22、処理条件変更部 23 と、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。

【0016】

10

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。

【0017】

20

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。

【0018】

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。

30

【0019】

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。

40

【0020】

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。

【0021】

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

50

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。

10

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。

【0022】

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。

【0023】

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。

20

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。

【0024】

着目領域設定部21は、被検体内の着目領域ROIを設定する部位である。

着目領域設定部21による着目領域ROIの設定方法には特に限定はなく、種々の公知の着目領域ROIの設定方法が利用可能である。例えば、操作者が、表示部28に表示された超音波画像を見ながら、操作部38を操作して、ROIを示す枠を超音波画像に重畳して表示させ、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、着目領域ROIの位置、大きさ、形状を指示する。着目領域設定部21は、操作部38からの入力操作に基づいて着目領域ROIを設定する。なお、この際に、例えば、着目領域ROIの決定を示す指示が入力された場合を着目領域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、着目領域ROIが設定されたとみなしてもよい。あるいは、着目領域ROIを設定する操作を開始した時点を着目領域ROIが設定されたとみなしてもよい。

30

着目領域設定部21は、設定した着目領域ROIの情報を処理条件変更部23、および、表示制御部26に供給する

【0025】

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。

40

具体的には、素子データ処理部22は、制御部30による制御および処理条件変更部23からの処理条件の情報に基づいて、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(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。

50

【 0 0 2 6 】

処理条件変更部 2 3 は、着目領域設定部 2 1 が設定した着目領域の情報に基づいて、素子データ処理部 2 2 における素子データの処理の条件を変更する部位である。

具体的には、処理条件変更部 2 3 は、着目領域の大きさ、位置および形状の少なくとも 1 つの情報に基づいて、素子データ処理部 2 2 で行う重ね合わせ処理の重ね合わせ数、重ね合わせの際の重みづけの係数（アポダイゼーションの係数）、重ね合わせの際に用いる遅延時間、および、遅延時間の算出に用いる音速値の少なくとも 1 つの条件を変更（設定）する。

この点に関しては後に詳述する。

処理条件変更部 2 3 は、設定した処理条件の情報を素子データ処理部 2 2 に供給する。

10

【 0 0 2 7 】

画像生成部 2 4 は、制御部 3 0 による制御に基づいて、素子データ処理部 2 2 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 2 4 は、整相加算部 3 8、検波処理部 4 0、D S C 4 2、画像処理部 4 4、および、画像メモリ 4 6 を有する。

【 0 0 2 8 】

整相加算部 3 8 は、素子データ処理部 2 2 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 1 2 の振動子アレイ 3 6 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 3 8 は、制御部 3 0 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。

20

整相加算部 3 8 は、生成した受信データを、検波処理部 4 0 に供給する。

【 0 0 2 9 】

図 2 に、受信フォーカス処理の一例を示す。

30

ここで、図 2 は、プローブ 1 2 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。

【 0 0 3 0 】

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 n L 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。

40

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

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。

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

【 0 0 3 1 】

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

50

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信号について、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い、受信データを生成する。

【0032】

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 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。

【0033】

画像処理部 44 は、DSC 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、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。

【0034】

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。また、着目領域 ROI が設定された場合には、表示制御部 26 は、超音波画像に加えて、着目領域設定部 21 から供給される着目領域 ROI の情報に基づいて、表示部 28 に着目領域 ROI も表示させる。

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 の制御の下で、超音波画像を表示する。また、着目領域 ROI が設定された場合には、超音波画像に重畳して、着目領域 ROI を表示する。

【0035】

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、着目領域設定部 21 で用いられる着目領域 ROI の設定に必要な情報、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、着目領域設定部 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。

【0036】

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、着目領域 ROI を設置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。

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

格納部 3 4 は、制御部 3 0 が超音波診断装置 1 0 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 3 2 から入力されたプローブ 1 2 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 3 0 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 3 4 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。

【 0 0 3 8 】

なお、超音波診断装置 1 0 において、着目領域設定部 2 1、素子データ処理部 2 2、整相加算部 3 8、検波処理部 4 0、DSC 4 2、画像処理部 4 4、および表示制御部 2 6 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で構成してもよい。

【 0 0 3 9 】

前述のように、素子データ処理部 2 2 は、素子データ記憶部 2 0 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。

【 0 0 4 0 】

図 3 に、素子データ処理部 2 2 の構成を、ブロック図で概念的に示す。

図 3 に示すように、素子データ処理部 2 2 は、遅延時間算出部 4 8 と、重ね合わせ処理部 4 9 とを有する。

【 0 0 4 1 】

遅延時間算出部 4 8 は、処理条件変更部 2 3 から供給された音速の情報、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に取得しておく。

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。

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。

【 0 0 4 2 】

重ね合わせ処理部 4 9 は、処理条件変更部 2 3 から供給された、あるいは、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、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 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。

【 0 0 4 3 】

以下に、素子データ処理部 2 2 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 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

10

20

30

40

50

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。

【0044】

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つの素子52b～52h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。

10

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52dであり、図4（c）に示す例では、中心素子は素子52eである。

【0045】

この際において、反射点54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。

20

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4（b）に示すような素子データ62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）。

【0046】

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。

30

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）。

【0047】

しかしながら、実際の超音波ビームは、図5（a）および図5（c）に示す超音波ビーム64のように、焦点58で収束した後に拡散するので、素子間隔より幅が広い。

40

ここで、図4（a）と同様に、図5（a）のように、反射点54の真上にある素子52dを中心素子として、素子52c～52e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52d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を通して受信素子である素子52a～52gに受信され、同様に、図5（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。

50

【 0 0 4 8 】

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信号を含む素子データ 6 8（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。

10

【 0 0 4 9 】

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。

20

【 0 0 5 0 】

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。

30

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 1 】

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。

40

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 2 3 が音速の値を変更した場合には、遅延時間算出部 4 8 は、処理条件変更部 2 3 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

50

することができる。

【 0 0 5 2 】

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 (a) および図 6 (b) 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 3 】

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) 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。

【 0 0 5 4 】

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。

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。

【 0 0 5 5 】

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。

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 5 6 】

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。

【 0 0 5 7 】

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。

あるいは、処理条件変更部 2 3 により、遅延時間が変更された場合には、処理条件変更部 2 3 から供給される遅延時間の情報に基づいて、利用する遅延時間を設定してもよい。

【 0 0 5 8 】

図 6 (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 6 (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 6 (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 6 8 の遅延時間の一例を示す。真の素子データ 6 6 を中心に、ゴーストの信号の素子データ 6 8 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 2 2 の遅延時間算出部 4 8 において算出された遅延時間は、整相加算部 3 8 における遅延補正に用いることもできる。

【 0 0 5 9 】

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 (a) において、反射点 5 4 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）の位置をズラしても、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（ a ）～図7（ 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。

【0060】

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。

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。また、前述のとおり、処理条件変更部23により、重ね合わせ数および/またはアポダイゼーションの係数（重みづけ係数）が変更された場合には、処理条件変更部23から供給される情報に基づいて、重ね合わせ処理を行う。

【0061】

図7（ a ）～図7（ 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（ a ）～図7（ 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（ 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。

【0062】

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（ 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にして表示している。従って、図7（ 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

10

20

30

40

50

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。

【0063】

図7(b)に、図7(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うと共に、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。

【0064】

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。

【0065】

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うと共に、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。

【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(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。

【0067】

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。

【0068】

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を生成できるので、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。

【0069】

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。

【0070】

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。

【0071】

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。

【 0 0 7 2 】

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徴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。

また、重ね合わせによって生成する処理済素子データは、重ね合わせに用いる未処理素子データのいずれかに対応するものである必要はない。すなわち、生成した処理済素子データは、未処理素子データとは異なる位置（ライン）に対応するデータであってもよい。

例えば、各未処理素子データに対応するラインの中間位置のラインに対応する処理済素子データを生成してもよい。

また、処理済素子データを生成するラインの数は、未処理素子データを取得したライン数（超音波の送受信を行ったライン数）と同じであっても良いし、多くても少なくてもよい。

すなわち、例えば、未処理素子データを取得したライン、および、これらのラインの中間位置のラインに対応する処理済受信データを生成することで、超音波の送受信を行ったライン数の 2 倍のライン数に対応する処理済受信データを生成してもよい。

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

前述のように、素子データ処理部 2 2 は、生成した処理済素子データを、画像生成部 2 4（整相加算部 3 8）に送る。

処理済素子データを供給された画像生成部 2 4 では、前述のように、整相加算部 3 8 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 4 0 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 2 4 では、さらに、D S C 4 2 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 4 4 で階調処理等の所定の処理を施す。

画像処理部 4 4 は、生成した B モード画像データを画像メモリ 4 6 に格納し、および / または、表示制御部 2 6 に送って、被検体の B モード画像を表示部 2 8 に表示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

ここで、前述のとおり、着目領域設定部 2 1 により着目領域が設定された場合には、処理条件変更部 2 3 が、設定された着目領域の情報に基づいて、素子データ処理部 2 2 のマルチライン処理の処理条件を変更し、素子データ処理部 2 2 は、設定された処理条件に基づいてマルチライン処理を行う。

具体的には、例えば、着目領域 R O I 内と、着目領域 R O I 以外の領域とで、マルチライン処理における重ね合わせ数を異なるものとする。

このような処理条件変更部 2 3 による処理条件の変更方法の一例を、図 8 (a) および図 8 (b) を用いて詳細に説明する。

【 0 0 7 6 】

図 8 (a) は、着目領域 R O I の設定前後の加算ラインの範囲（重ね合わせ数）を説明するための概念図である。

図 8 (a) は、撮像領域を示すものであり、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。

まず、着目領域 R O I を設定する前は、撮像領域全体で所定の条件でマルチライン処理を行って、超音波画像を生成する。例えば、図中、一点鎖線で表す注目ラインについてマルチライン処理する場合に、マルチライン処理の重ね合わせ数は、破線で示す範囲内のライン数とする。

これに対して、図中、実線で示す着目領域 R O I が設定された場合には、この着目領域 R O I 内の注目ライン（サンプリングポイント）については、太線で示す範囲内のライン数を、マルチライン処理のライン数とし、着目領域 R O I を設定する前の重ね合わせ数よりも多くする。例えば、着目領域 R O I 設定前のマルチライン処理において重ね合わせるラインの範囲が、超音波ビームの幅よりも小さい場合には、着目領域 R O I 設定後のマルチライン処理における重ね合わせるラインの数を、超音波ビームの幅に合わせて設定する。

その際、着目領域 R O I 以外の領域においては、マルチライン処理の重ね合わせ数は、着目領域 R O I 設定前の重ね合わせ数と同じである。

【 0 0 7 7 】

図 8 (b) は、着目領域 R O I の設定前後の加算ラインの範囲（重ね合わせ数）の他の一例を説明するための概念図である。

図 8 (b) は、撮像領域を示すものであり、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。

まず、着目領域 R O I を設定する前は、超音波ビームの幅に対応して、サンプリングポイントの深さに応じて、マルチライン処理の重ね合わせ数は、図中、破線で示す範囲内のライン数とする。

これに対して、図中、実線で示す着目領域 R O I が設定された場合には、着目領域 R O I 内の注目ライン（サンプリングポイント）については、着目領域 R O I 設定前と同様に、太線で示す範囲内のライン数をマルチライン処理のライン数としてマルチライン処理を行う。一方、着目領域 R O I 以外の領域についてはマルチライン処理を行わず、未処理素子データから超音波画像を生成する。

【 0 0 7 8 】

すなわち、図 8 (a) に示す例では、処理条件変更部 2 3 は、着目領域 R O I が設定された際に、着目領域 R O I 以外の領域でのマルチライン処理の重ね合わせ数は、着目領域 R O I 設定前と同じ重ね合わせ数とし（変更せずに）、着目領域 R O I 内でのマルチライン処理の重ね合わせ数を、すなわち、着目領域 R O I 以外の領域での重ね合わせ数よりも多くする。

【 0 0 7 9 】

これにより、着目領域 R O I 内のマルチライン処理を高精度なものとして、着目領域 R O I の画質を向上できる。また、着目領域 R O I 以外の領域での計算負荷を低減でき、フレームレートの低下を防止できる。

10

20

30

40

50

なお、着目領域 R O I 設定後の着目領域 R O I 以外の領域における重ね合わせ数は、着目領域 R O I 設定前の重ね合わせ数よりも少なくしてもよい。例えば、1 フレーム中における全体での重ね合わせ数が同じになるように、着目領域 R O I 以外の領域の重ね合わせ数を設定すればよい。これにより、フレームレートの低下を好適に防止できる。

【 0 0 8 0 】

なお、本発明において、処理条件変更部 2 3 による処理条件の変更方法は、上記の着目領域 R O I 内でのマルチライン処理の重ね合わせ数を多くする構成に限定されない。

例えば、図 8 (b) に示す例のように、処理条件変更部 2 3 は、着目領域 R O I が設定された際に、着目領域 R O I 内での重ね合わせ数を、着目領域 R O I を設定する前の重ね合わせ数と同じとし、着目領域 R O I 以外の領域での重ね合わせ数を、着目領域 R O I を設定する前の重ね合わせ数よりも少なくしてもよい。

10

あるいは、処理条件変更部 2 3 は、着目領域 R O I が設定された際に、着目領域 R O I 以外の領域では、マルチライン処理を行わないように（重ね合わせ数を 1 に）してもよい。すなわち、着目領域 R O I 以外の領域では、未処理素子データから超音波画像を生成するようにしてもよい。

あるいは、着目領域 R O I のみの画像を表示して、着目領域 R O I 以外の領域では、何も表示しない構成としてもよく、着目領域 R O I を設定する直前の画像を表示するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

また、着目領域 R O I が設定されていない状態では、マルチライン処理を行わず（重ね合わせ数を 1 にして）、未処理素子データから超音波画像を生成する構成として、着目領域 R O I が設定された場合に、処理条件変更部 2 3 は、着目領域 R O I 内での重ね合わせ数を 2 以上として、マルチライン処理を行なうようにしてもよい。

20

【 0 0 8 2 】

これらの構成により、着目領域 R O I 内のマルチライン処理を高精度なものとし、また、着目領域 R O I 以外の領域での計算負荷を低減できる。従って、着目領域 R O I の画質を向上でき、また、フレームレートの低下を防止できる。

【 0 0 8 3 】

また、本発明において、処理条件変更部 2 3 が変更する処理条件は、マルチライン処理における重ね合わせ数に限定はされない。

30

例えば、処理条件変更部 2 3 は、重ね合わせ処理部 4 9 における重ね合わせ処理の際の重みづけの係数（アポダイゼーションの係数）を、設定された着目領域 R O I に応じて変更する構成としてもよい。例えば、着目領域 R O I の幅に合わせてアポダイゼーションの係数を設定すればよい。

アポダイゼーションの条件を着目領域 R O I に適切な値に変更することで、着目領域 R O I での未処理素子データの重ね合わせの効果をより好適なものとし、マルチライン処理後の処理済素子データから生成される超音波画像の画質を向上できる。

【 0 0 8 4 】

あるいは、処理条件変更部 2 3 は、遅延時間算出部 4 8 が遅延時間を算出する際の音速、あるいは、遅延時間自体を着目領域 R O I の位置に応じてその位置における音速または遅延時間を設定するようにしてもよい。

40

生体内における音速は、筋肉や脂肪等の部位によって異なる。そのため、着目する部位によって遅延時間が異なり、適切な遅延時間を用いずに重ね合わせを行うと、適正な重ね合わせができず、十分な画質が得られないおそれがある。

これに対して、着目領域 R O I が設定された位置に応じて音速、あるいは遅延時間を設定することで、重ね合わせの精度を向上して、着目領域 R O I の画質を向上できる。

音速の設定方法としては、特に限定はなく、超音波診断装置で用いられている種々の公知の音速の設定方法が利用可能である。例えば、着目領域 R O I 内のデータを解析して音速を算出する方法や、操作者による操作部 3 2 への入力指示や、筋肉・脂肪などの部位をメニューから選択する指示に基づいて音速値を選択する方法等が利用可能である。

50

【 0 0 8 5 】

また、処理条件変更部 2 3 は、着目領域 R O I が設定された場合に、上記の重ね合わせ数、アボダイゼーションの係数および音速（遅延時間）のうちの複数の処理条件を変更するようにしてもよい。

その際、処理条件変更部 2 3 重ね合わせ数、アボダイゼーションの係数および音速（遅延時間）の少なくとも 1 つの条件の組み合わせを複数、予めプリセットとして記憶しておき、設定された着目領域 R O I に応じて、記憶されたプリセットのうちの 1 つを呼び出すようにしてもよい。

【 0 0 8 6 】

なお、着目領域 R O I の範囲内外で、マルチライン処理の処理条件を異なるものとする構成に限定はされず、着目領域 R O I に所定の幅の領域（余白領域）を付与した領域とそれ以外の領域とで、マルチライン処理の処理条件を異なるものとする構成としてもよい。

【 0 0 8 7 】

また、着目領域 R O I の設定に応じて、処理条件変更部 2 3 がマルチライン処理の処理条件を変更すると共に、送信部 1 4 による超音波の送信の条件を変更し、着目領域 R O I の位置でのマルチライン処理に最適な送信条件に変更するようにしてもよい。

変更する送信条件としては、例えば、F 値および / または焦点位置を変えて着目領域 R O I での送信ビームが広がるように設定することで、マルチライン処理に有効に利用できる素子データの数多くすると共に、これに合わせて、処理条件変更部 2 3 がマルチライン処理の重ね合わせ数を変更することで、マルチライン処理の精度をより向上することができる。

【 0 0 8 8 】

また、処理条件変更部 2 3 により変更された処理条件を保存する設定情報保存部を有してもよい。変更された処理条件を保存（記憶）しておくことで、同じ処理条件での計測が容易に再現できる点で好ましい。

【 0 0 8 9 】

以下、図 9 に示すフローチャートを参照して、超音波診断装置 1 0 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 1 0 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。

【 0 0 9 0 】

超音波診断装置 1 0 において、まず、制御部 3 0 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 1 4 が、設定された送信周波数で、プローブ 1 2（振動子アレイ 3 6）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 1 6 に出力される。

受信部 1 6 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 1 8 に供給する。

A / D 変換部 1 8 は、受信部 1 6 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 2 0 に記憶される。

【 0 0 9 1 】

素子データ処理部 2 2 は、順次、素子データ記憶部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 2 2 は、前述の図 7（a）～図 7（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。

【 0 0 9 2 】

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。生成された超音波画像は、表示制御部 26 に供給され、表示部 28 に表示される。

【0093】

ここで、操作部 32 からの入力操作に基づいて、着目領域設定部 21 により、着目領域 R O I が設定されると、処理条件変更部 23 は、設定された着目領域 R O I の大きさ、位置等の情報を取得し、この着目領域 R O I の情報に基づいて、素子データ処理部 22 における処理条件を設定する。素子データ処理部 22 は、処理条件変更部 23 で新たな処理条件が設定された後のフレーム（送受信）からは、処理条件変更部 23 で設定された処理条件に基づいて素子データの処理（マルチライン処理）を行って、複数の処理済素子データを生成する。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。生成された超音波画像は、表示制御部 26 に供給され、表示部 28 に表示される。

このように、設定された着目領域 R O I の情報に基づいてマルチライン処理の処理条件を設定するので、着目領域 R O I での画質を向上しつつ、フレームレートの低下を防止できる。

【0094】

なお、上記の第 1 実施形態においては、処理条件変更部 23 は、着目領域 R O I が設定されると、着目領域 R O I に基づいて、素子データ処理部における処理条件を設定する構成としたが、本発明はこれに限定はされず、着目領域 R O I が設定された場合に、処理条件を変更するか否かの判断を行って、処理条件を変更すると判断された場合に、処理条件変更部 23 が処理条件を設定する構成としてもよい。

【0095】

図 10 は、本発明の第 2 実施形態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。

なお、図 10 に示す超音波診断装置 100 は、処理条件変更判断部 102 を有する以外には、図 1 に示す超音波診断装置 10 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。

【0096】

処理条件変更判断部 102 は、着目領域設定部 21 により、着目領域 R O I が設定された際に、処理条件変更部 23 による処理条件の変更を行うか否かを判断する部位である。

具体的には、処理条件変更判断部 102 は、設定された着目領域 R O I の情報に基づいて、マルチライン処理の効果が小さい（ない）場合など、マルチライン処理の処理条件を変更する必要があると判断した場合に、処理条件の変更を行わないと判断する。

例えば、着目領域 R O I が、超音波ビームの焦点位置を囲む位置に設定された場合には、焦点近傍の位置における画像は、マルチライン処理を行わなくても画質が良く、マルチライン処理の効果が小さいので、処理条件変更判断部 102 は、素子データ処理部 22 における処理条件の変更を行わないと判断する。

あるいは、画面全体に着目領域が設定された場合には、処理条件を変更しても画質の向上やフレームレートの向上が見込めないため、処理条件変更判断部 102 は、素子データ処理部 22 における処理条件の変更を行わないと判断する。

【0097】

このように、着目領域 R O I の情報に基づいて、マルチライン処理の処理条件を変更するか否かを判断することにより、より適正な処理条件でマルチライン処理を行うことができ、作成される超音波画像の画質をより向上することができる。

【0098】

あるいは、処理条件変更判断部 102 は、処理条件を変更するか否かの表示を表示部 28 等に表示して、操作部 32 への操作者の入力操作に基づいて、処理条件を変更するか否

10

20

30

40

50

かを判断する構成としてもよい。

このような構成について、図 10 に示すブロック図、および、図 11 に示すフローチャートを用いて説明する。

【0099】

着目領域設定部 21 によって着目領域 ROI が設定されると、処理条件変更部 23 は、設定された着目領域 ROI の情報に基づいて、適切な処理条件のプリセットを 1 つ選択して、選択したプリセットを処理条件変更判断部 102 に供給する。処理条件変更判断部 102 は、処理条件（プリセット）を変更するか否かの指示を促す表示を表示部 28 に表示させる旨の信号を表示制御部 26 に供給する。

操作部 32 への操作者の入力操作が行われると、処理条件変更判断部 102 は、操作部 32 からの入力指示に基づいて、処理条件を変更するか否かを判断し、判断結果を処理条件変更部 23 に供給する。

【0100】

処理条件変更判断部 102 が処理条件を変更しないと判断した場合には、処理条件変更部 23 は、処理条件を変更しない。すなわち、素子データ処理部 22 は、着目領域 ROI が設定される前の処理条件で、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。

【0101】

一方、処理条件変更判断部 102 が処理条件を変更すると判断した場合には、処理条件変更部 23 は、判断結果に基づいて、素子データ処理部 22 における処理条件を変更する。処理条件が変更されると、素子データ処理部 22 は、これ以降のフレーム（超音波の送受信）の素子データに対して、新たに設定された処理条件でマルチライン処理を行って、複数の処理済素子データを生成する。画像生成部 24 は、処理済素子データを用いて、超音波画像を生成し、生成された超音波画像は、表示部 28 に表示される。

【0102】

なお、図 11 に示す例では、処理条件変更判断部 102 は、1 つの適切な処理条件（プリセット）を選択して、処理条件（プリセット）を変更するか否かの指示を促す表示を表示部 28 に表示させる構成としたが、これに限定はされず、2 以上の処理条件（プリセット）を表示して、操作者に選択させるようにしてもよい。例えば、着目領域 ROI での重ね合わせ数を多くして画質を高くする処理条件を「画質優先」、着目領域 ROI 以外の領域での重ね合わせ数を少なくしてフレームレートを高くする処理条件を「フレームレート優先」と表示して、画質とフレームレートいずれを優先するかを操作者に選択させるようにしてもよい。

【0103】

また、処理条件変更判断部 102 は、設定された着目領域 ROI の情報に基づいて、マルチライン処理の処理条件を変更するか否かを判断し、さらに、処理条件を変更するか否かの表示を表示部 28 等に表示して、操作部 32 への操作者の入力操作に基づいて、処理条件を変更するか否かを判断する構成としてもよい。

【0104】

具体的には、図 12 に示すフローチャートを用いて説明する。

まず、着目領域設定部 21 によって着目領域 ROI が設定されると、処理条件変更部 23 は、設定された着目領域 ROI の情報に基づいて、処理条件を変更するか否かを判断する。

例えば、着目領域 ROI が焦点位置を含む場合には、処理条件を変更しないと判断し、着目領域 ROI 設定前の処理条件で、超音波の送受信を行い素子データを取得して、この素子データにマルチライン処理を施して、超音波画像を生成して表示部 28 に表示する。

【0105】

一方、処理条件を変更すると判断した場合には、処理条件変更判断部 102 は、処理条件（プリセット）を変更するか否かの指示を促す表示を表示部 28 に表示させる旨の信号、あるいは、2 以上の処理条件（プリセット）のいずれを選択するかを指示を促す表示を表示させる旨の信号を表示制御部 26 に供給する。

表示部 28 に表示に基づいて、操作部 32 への操作者の入力操作が行われると、処理条件変更判断部 102 は、操作部 32 からの入力指示に基づいて、処理条件を変更するか否か、いずれのプリセットを選択するかを判断し、判断結果を処理条件変更部 23 に供給する。

【0106】

処理条件変更部 23 は、判断結果に基づいて、素子データ処理部 22 における処理条件を変更する。処理条件が変更されると、素子データ処理部 22 は、これ以降のフレーム（超音波の送受信）の素子データに対して、新たに設定された処理条件でマルチライン処理を行って、複数の処理済素子データを生成する。画像生成部 24 は、処理済素子データを用いて、超音波画像を生成し、生成された超音波画像は、表示部 28 に表示される。

10

【0107】

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。

【0108】

図 13 に、本発明の第 3 実施形態である超音波診断装置 110 の一例をブロック図によって概念的に示す。

なお、図 13 に示す超音波診断装置 110 は、素子データ処理部 22 に代えてデータ処理部 114 を有し、画像生成部 24 に代えて画像生成部 116 を有する以外には、図 1 に示す超音波診断装置 10 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。

20

【0109】

超音波診断装置 110 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 及び受信部 16 と、A/D 変換部 18 と、素子データ記憶部 20 と、着目領域設定部 21 と、データ処理部 114 と、処理条件変更部 23 と、画像生成部 116 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。

【0110】

図 14 に、データ処理部 114 の構成を、ブロック図で概念的に示す。

データ処理部 114 は、整相加算部 118 と、遅延時間算出部 48 と、重ね合わせ処理部 120 とを有する。

30

【0111】

整相加算部 118 は、素子データ記憶部 20 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 118 は、1 つの素子データに対して、基準となる素子、すなわち、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。

【0112】

重ね合わせ処理部 120 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 118 で生成された未処理受信データを取得する。

40

また、重ね合わせ処理部 120 は、遅延時間算出部 48 で算出された、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。

【0113】

具体的には、重ね合わせ処理部 120 は、整相加算部 118 から供給される未処理受信データに対して、同一の素子を基準にし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。

【0114】

整相加算部 118 および重ね合わせ処理部 120 について、図 15 (a) ~ 図 15 (i)

50

）および図 16 (a) ~ 図 16 (h) を用いてより詳細に説明する。

【0115】

まず、整相加算部 118 における整相加算処理について、図 15 (a) ~ 図 15 (i) を用いて詳細に説明する。

図 15 (a)、図 15 (d) および図 15 (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 15 (b)、図 15 (e) および図 15 (h) 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り、図 15 (c)、図 15 (f) および図 15 (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 15 (a) ~ 図 15 (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。

10

【0116】

まず、図 15 (a) ~ 図 15 (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 15 (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 15 (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 15 (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。

【0117】

図 15 (b) は、図 15 (a) に示す受信素子で取得した素子データを概念的に示す図である。また、図 15 (b) の位置は、図 15 (a) に示す受信素子の位置に対応して表示する。

20

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。

【0118】

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 15 (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 15 (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。同様にして、 $n - 1$ 、 $n + 1$ 、 $n + 2$ 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。

30

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。

【0119】

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 つのラインでそれぞれ整相加算処理を行い、図 15 (c) に示すように、5 つの未処理受信データを生成する。

40

【0120】

したがって、図 15 (d) ~ 図 15 (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 $n - 3 \sim n + 1$ 番目のラインでそれぞれ整相加算処理を行い、図 15 (f) に示す 5 つの未処理受信データを生成する。また、図 15 (g) ~ 図 15 (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 $n - 1 \sim n + 3$ 番目のラインでそれぞれ整相加算処理を行い、図 15 (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、複数回の整相加算

50

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。

【0121】

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。

すなわち、超音波の送信ビームの幅に合わせて、後述する重ね合わせ処理部における重ね合わせ処理における重ね合わせ数を変化させる場合には、重ね合わせる数に合わせて、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を基準として整相加算を行うとともに、重ね合わせる数分、整相加算の基準となる素子をずらして整相加算処理を行うのが好ましい。

例えば、重ね合わせ数が 11 の場合には、処理を行う素子データに対応する受信素子の中心素子、および、この中心素子の左右各 5 素子を基準として整相加算処理を行う。

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、データ処理部 24 おける重ね合わせ数が深さによって変化する場合には、整相加算部 22 は、1つの素子データに対して整相加算処理を行う数を深さによって変えて複数の未処理受信データを生成も良いし、あるいは、深さによらず、超音波ビームの最大幅に対応する数の未処理受信データを生成してもよい。

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。

【0122】

次に、図 16 (a)～図 16 (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 16 (a) および図 16 (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 16 (b) および図 (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 16 (c) および図 16 (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 16 (d) および図 16 (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 16 (a)～図 (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 16 (a)、図 16 (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。

【0123】

図 16 (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 16 (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 16 (c)）、加算または平均することで $n(n)$ 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 16 (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。

【0124】

ここで、重ね合わせ処理部 120 は、着目領域 ROI が設定された場合には、処理条件変更部 23 によって設定された処理条件（重ね合わせ数、アボダイゼーションの係数、音速（遅延時間））に基づいて、重ね合わせ処理を行い処理済受信データを生成する。

これにより、設定された着目領域 R O I に最適な処理条件とすることができ、着目領域 R O I の画質を向上でき、また、フレームレートの低下を防止できる。

【0125】

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 16（e））を取得する。

重ね合わせ処理部 120 は、遅延時間（図 16（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 16（g））、加算または平均することで $n - 1$ 番目の処理済受信データを生成する（図 16（h））。

【0126】

ここで、図 16（a）～図 16（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 16（d））。

一方、図 16（e）～図 16（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で、信号が打ち消しあい、小さな値となる（図 16（h））。

【0127】

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で、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、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受信データで超音波画像を生成できるので、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。

【0128】

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で好ましい。

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。

【0129】

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

【0130】

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、D S C 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。

【0131】

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。

【0132】

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 を有せずに、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

10

20

30

40

50

を行うようにしてもよい。

【符号の説明】

【0133】

10、100、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 着目領域設定部

22 素子データ処理部

23 処理条件変更部

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

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

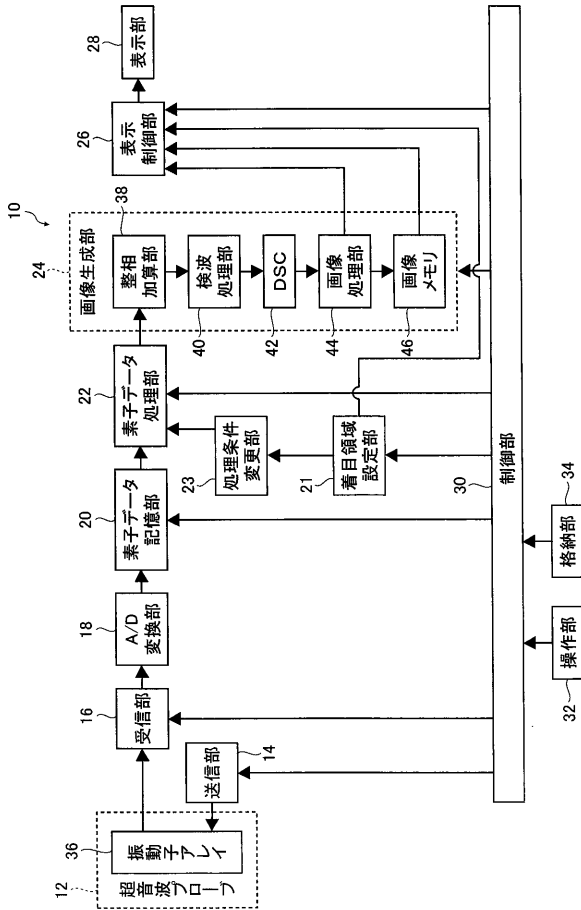
114 データ処理部

10

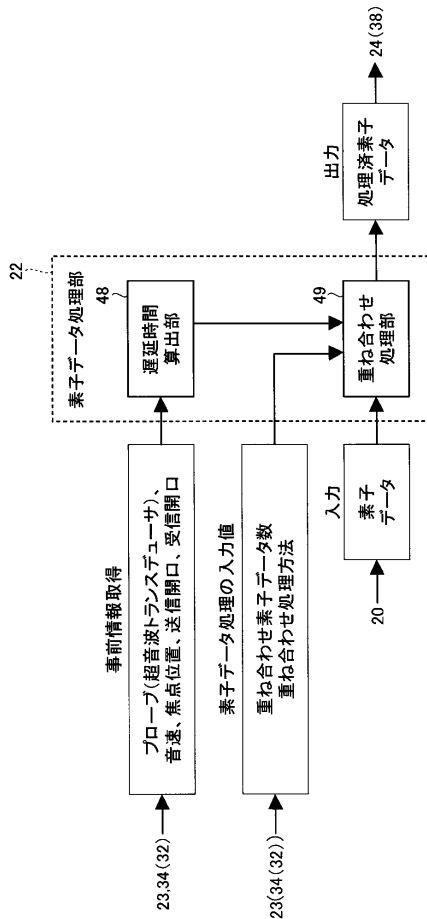
20

30

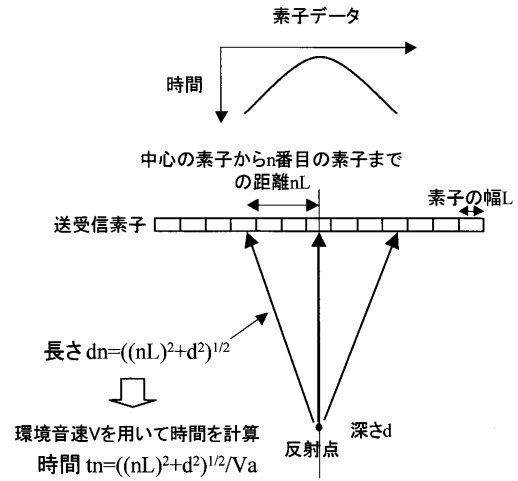
【図 1】



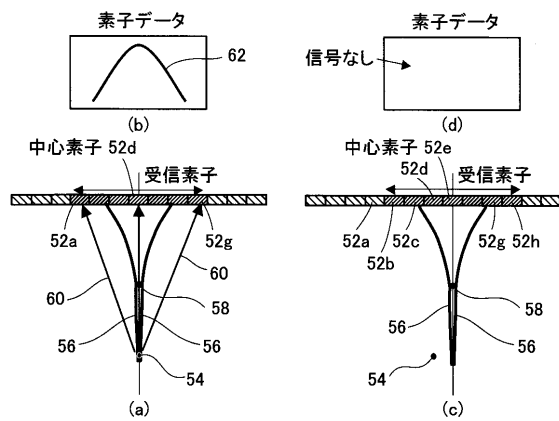
【図 3】



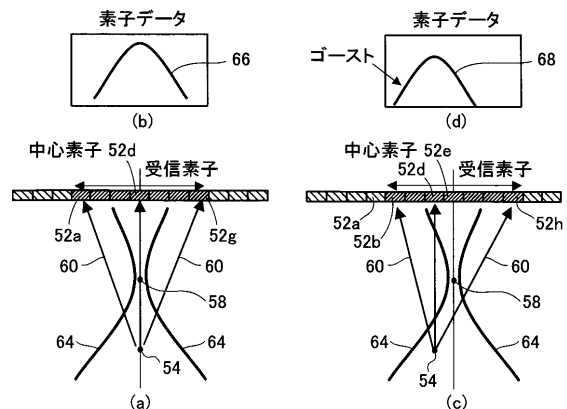
【図 2】



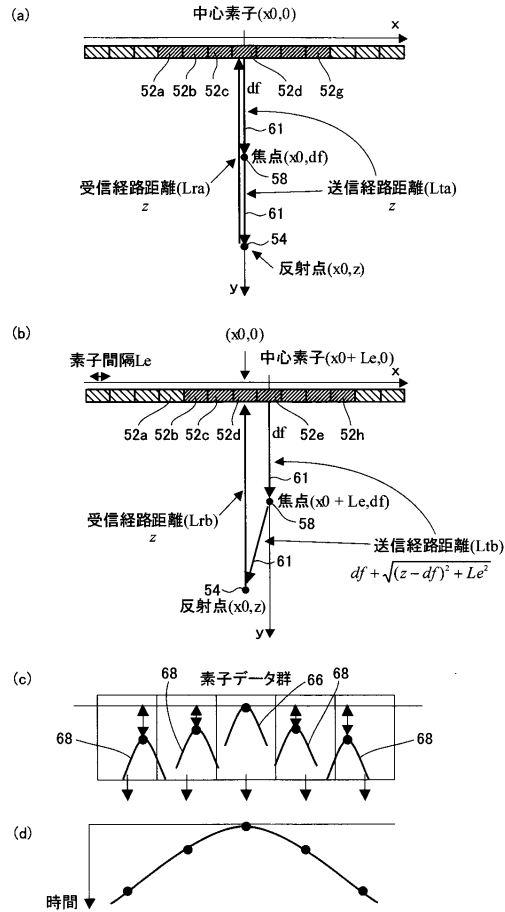
【図 4】



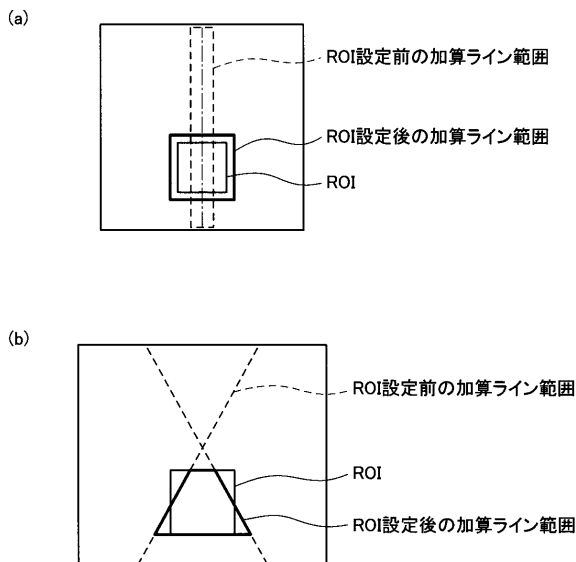
【図 5】



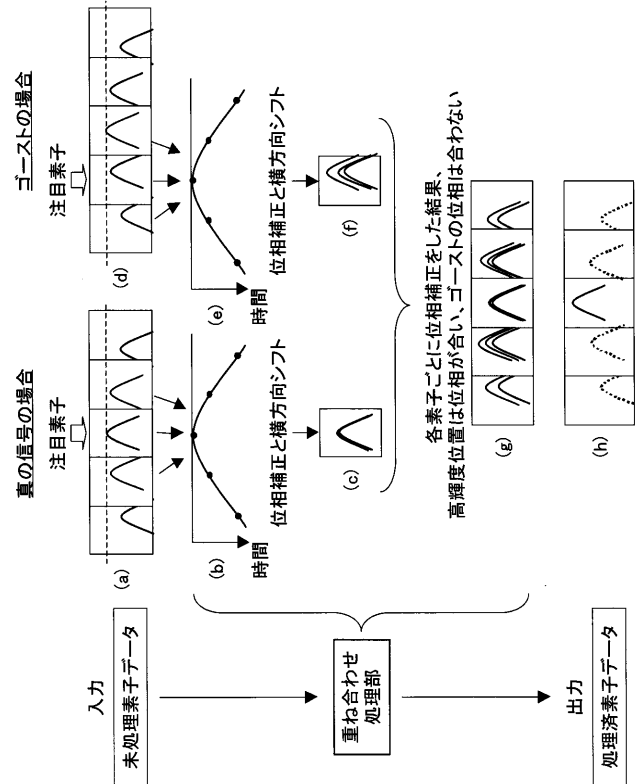
【図 6】



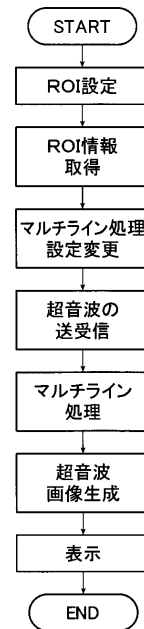
【図 8】



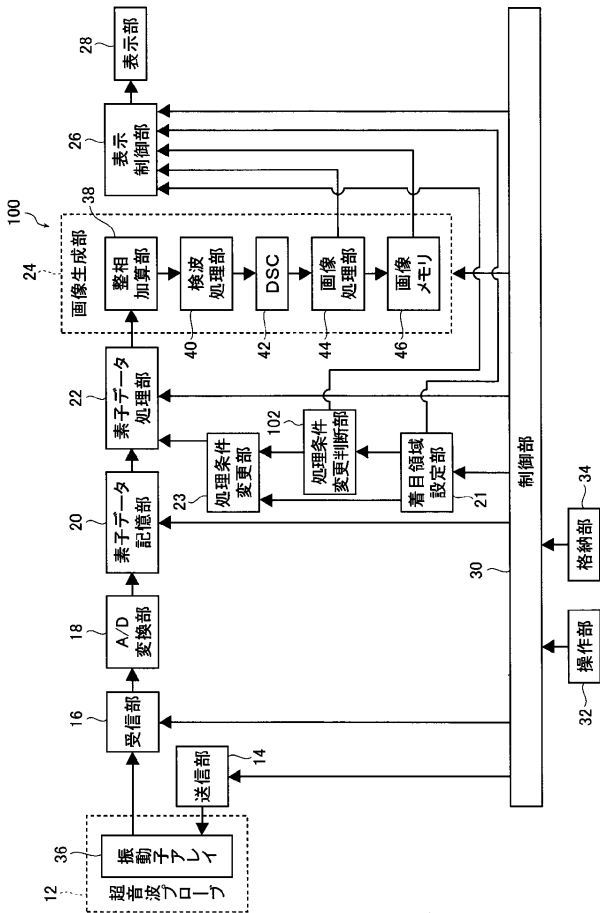
【図 7】



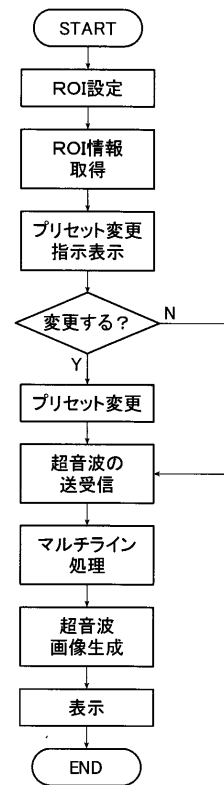
【図 9】



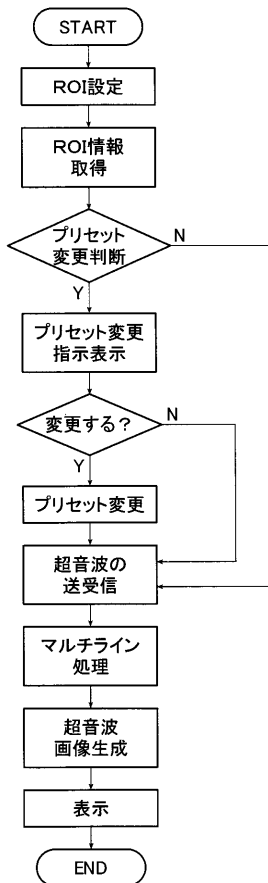
【図 10】



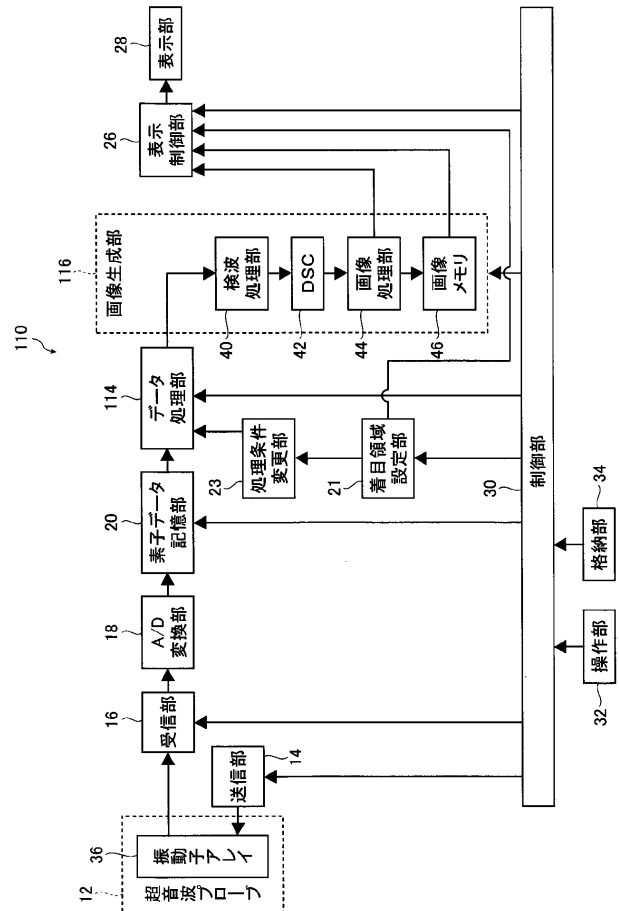
【図 11】



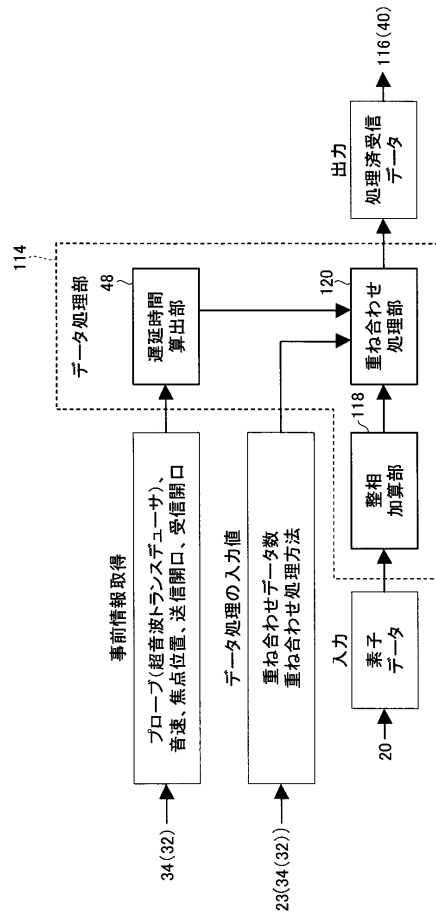
【図 12】



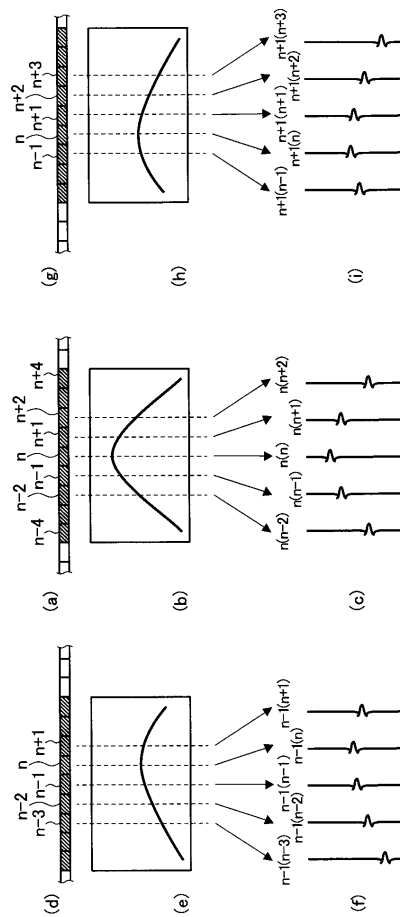
【図 13】



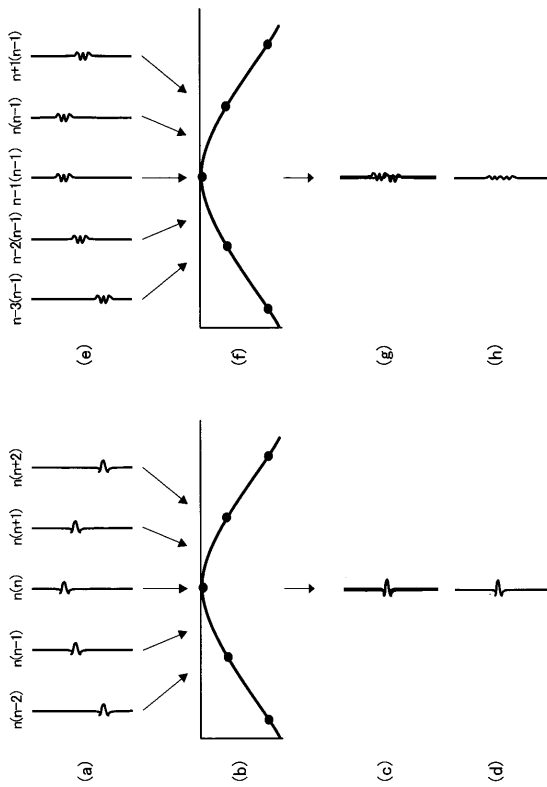
【図 14】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	声波处理装置，声波处理装置的信号处理方法和程序		
公开(公告)号	JP2015181907A	公开(公告)日	2015-10-22
申请号	JP2014064084	申请日	2014-03-26
[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	A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5253 G01S7/52047 G01S7/52063 G01S7/52095 G01S15/8915 G10K11/346 G01S7/52046		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/JC37 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP6285241B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-64084 (P2014-64084) 平成26年3月26日 (2014. 3. 26)	(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2番30号 (74) 代理人 100080159 弁理士 渡辺 望悠 (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官台798番地 富士フイルム株式会社内 Fターム(参考) 4C601 EE04 EE08 HH22 HH25 JC37 LL05 LL38
-------	-----------------------	--	---

解决的问题：当在用于执行多线处理的超声诊断设备中设置关注区域时，获得具有高图像质量的关注区域的图像，并防止关注区域的帧频降低。提供了一种信号处理方法和程序。解决方案：从通过对第一元素数据执行相位加法处理而生成的多个第一元素数据或多个第一接收数据中选择两个或多个数据，然后执行叠加处理。待执行的数据处理步骤，在成像区域中设置关注区域的关注区域设置步骤，以及当通过关注区域设置步骤设置关注区域时，基于所设置的关注区域的信息，数据处理步骤以及改变加工条件的加工条件改变步骤。 [选型图]图1