

(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2013-244205  
(P2013-244205A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-120012(P2012-120012)  
(22) 出願日 平成24年5月25日(2012.5.25)

(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 望稔  
(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 HH22 HH33 LL02 LL12

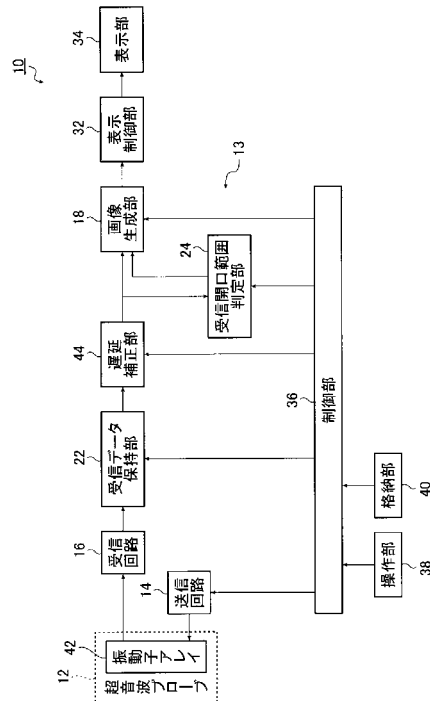
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびデータ処理方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】たとえ元の受信信号の質が悪い場合であっても、超音波画像を最適なフォーカスに調整することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波ビームを被検体に送受信して受信データを生成する超音波送受信部と、受信データの遅延時間を補正し、受信データの位相を揃える遅延補正部44と、超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の受信データの信号値に基づいて、遅延時間の補正後の受信データから超音波画像を生成する場合に使用する受信データの受信開口範囲を判定する受信開口範囲判定部24と、受信開口範囲に対応する遅延時間の補正後の受信データを整合加算し、所定のデータ処理を施して超音波画像を生成する画像生成部18とを備える。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波ビームを被検体に送信し、該超音波ビームが該被検体から反射した超音波エコーを受信して受信データを生成する超音波送受信部と、

前記受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、該受信データの位相を揃える遅延補正部と、

前記超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の受信データの信号値に基づいて、該遅延時間の補正後の受信データから超音波画像を生成する場合に使用する受信データの受信開口範囲を判定する受信開口範囲判定部と、

前記受信開口範囲に対応する前記遅延時間の補正後の受信データを整合加算し、所定のデータ処理を施して超音波画像を生成する画像生成部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記受信開口範囲判定部は、前記超音波送受信素子の配列方向における信号値が所定の閾値以上である前記遅延時間の補正後の受信データの範囲を、前記受信開口範囲と判定するものである請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記所定の閾値は、前記超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の受信データの分布の S / N 比に基づいて設定されるものである請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記超音波送受信部は、前記受信開口範囲に対応する超音波送受信素子だけを使用して受信データを生成するものである請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

さらに、前記超音波送受信部によって生成された受信データを保持する受信データ保持部を備え、

前記遅延補正部は、前記受信データ保持部から供給された受信データの遅延時間を補正するものである請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

さらに、前記画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定する画質判定部を備える請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記画質判定部は、前記画像生成部によって生成された超音波画像の輝度値に基づいて、該超音波画像の画質を判定するものである請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記画質判定部は、前記画像生成部によって生成された超音波画像の鮮鋭度に基づいて、該超音波画像の画質を判定するものである請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記画質判定部は、所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、前記画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定するものである請求項 7 または 8 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

さらに、前記画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質ではないと前記画質判定部によって判定された場合、該画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質であると前記画質判定部によって判定されるまで、超音波の音速値の設定を変更して前記受信データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御する制御部を備える請求項 6 ~ 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波ビームを被検体に送信し

10

20

30

40

50

、該超音波ビームが該被検体から反射した超音波エコーを受信して受信データを生成するステップと、

前記受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、該受信データの位相を揃えるステップと、

前記超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の受信データの信号値に基づいて、該遅延時間の補正後の受信データから超音波画像を生成する場合に使用する受信データの受信開口範囲を判定するステップと、

前記受信開口範囲に対応する前記遅延時間の補正後の受信データを整合加算し、所定のデータ処理を施して超音波画像を生成するステップとを含むことを特徴とするデータ処理方法。

10

【請求項 1 2】

前記超音波送受信素子の配列方向における信号値が所定の閾値以上である前記遅延時間の補正後の受信データの範囲を、前記受信開口範囲と判定する請求項 1 1 に記載のデータ処理方法。

【請求項 1 3】

前記所定の閾値は、前記超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の受信データの分布の S / N 比に基づいて設定される請求項 1 2 に記載のデータ処理方法。

【請求項 1 4】

前記受信開口範囲に対応する超音波送受信素子だけを使用して受信データを生成する請求項 1 1 ~ 1 3 のいずれかに記載のデータ処理方法。

20

【請求項 1 5】

さらに、前記生成した受信データを受信データ保持部に保持するステップを含み、

前記受信データ保持部から読み出した受信データの遅延時間を補正する請求項 1 1 ~ 1 4 のいずれかに記載のデータ処理方法。

【請求項 1 6】

さらに、前記生成した超音波画像の画質を判定するステップを含む請求項 1 5 に記載のデータ処理方法。

【請求項 1 7】

前記生成した超音波画像の輝度値に基づいて、該超音波画像の画質を判定する請求項 1 6 に記載のデータ処理方法。

30

【請求項 1 8】

前記生成した超音波画像の鮮鋭度に基づいて、該超音波画像の画質を判定する請求項 1 6 に記載のデータ処理方法。

【請求項 1 9】

所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、前記生成した超音波画像の画質を判定する請求項 1 7 または 1 8 に記載のデータ処理方法。

【請求項 2 0】

さらに、前記生成した超音波画像が所定の画質ではないと判定した場合、該生成した超音波画像が所定の画質であると判定するまで、超音波の音速値の設定を変更して前記受信データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御するステップを含む請求項 1 6 ~ 1 9 のいずれかに記載のデータ処理方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体の診断部位の超音波画像を撮影して表示する超音波診断装置およびデータ処理方法に関する。

【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診断装置が実用化されている。一般に、超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブ（超音波探触子

50

)と、超音波プローブに接続された装置本体とを有し、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送信し、超音波ビームが被検体から反射した超音波エコーを超音波プローブで受信して受信信号を取得し、取得した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を生成する。

【0003】

従来の超音波診断装置では、被検体の生体内における超音波の音速は一定であると仮定して、装置全体として設定された超音波音速値はある値に固定されていた。

しかし、生体内の脂肪層、筋肉層等の組織の違いによりその音速が異なるので、被検体内の超音波音速（以下、環境音速）は一様ではない。また、太った被検者と、やせた被検者とでは、脂肪層や筋肉層の厚さが異なるので、被検者ごとの環境音速には個人差がある。

10

【0004】

上述したように、従来の超音波診断装置は、装置全体として設定された超音波音速（以下、設定音速）の値をある値に固定していたので、被検体内の音速である環境音速が設定音速とずれる程、反射波（超音波エコー）の到達時刻が超音波送受信回路に設定された遅延時間とずれることとなり、フォーカスが劣化して、得られる超音波画像の画質が劣化するという問題があった。

【0005】

これに対し、特許文献1の第1の実施形態には、図10に示すように、超音波送受信部2が、探触子1を駆動して被検体内に超音波を送信すると共に、被検体からの反射エコーの信号を処理し、整相加算部3が、超音波送受信部2で処理された受信信号の位相を揃え、画像表示部4が、整相加算部3からの信号を画像として表示する超音波診断装置において、フォーカス切替間隔記憶部7が、観察部位毎や被検体の体格毎に予め最適な受波遅延補正值切替間隔の値を複数記憶しておき、フォーカス切替間隔指示部8が、フォーカス切替間隔記憶部7に任意の受波遅延補正值切替間隔を設定することにより、整相加算部3が、設定された受波遅延補正值の切替間隔に応じてフォーカスを調整することが記載されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

30

【特許文献1】特開2009-142680号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献1のフォーカスの調整方法のように、受波遅延補正值の切替間隔の値を複数用意して適宜切り替えたとしても、元の受信信号の質が悪い場合には、最適なフォーカスに調整することが難しいという問題があった。

【0008】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解消し、たとえ元の受信信号の質が悪い場合であっても、超音波画像を最適なフォーカスに調整することができる超音波診断装置およびデータ処理方法を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明は、一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波ビームを被検体に送信し、超音波ビームが被検体から反射した超音波エコーを受信して受信データを生成する超音波送受信部と、

受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、受信データの位相を揃える遅延補正部と、

超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の受信データの信号値に基づいて、遅延時間の補正後の受信データから超音波画像を生成する場合に使用する受信データ

50

の受信開口範囲を判定する受信開口範囲判定部と、

受信開口範囲に対応する遅延時間の補正後の受信データを整合加算し、所定のデータ処理を施して超音波画像を生成する画像生成部とを備えることを特徴とする超音波診断装置を提供するものである。

【0010】

ここで、受信開口範囲判定部は、超音波送受信素子の配列方向における信号値が所定の閾値以上である遅延時間の補正後の受信データの範囲を、受信開口範囲と判定するものであることが好ましい。

【0011】

また、所定の閾値は、超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の受信データの分布のS/N比に基づいて設定されるものであることが好ましい。

【0012】

また、超音波送受信部は、受信開口範囲に対応する超音波送受信素子だけを使用して受信データを生成するものであることが好ましい。

【0013】

さらに、超音波送受信部によって生成された受信データを保持する受信データ保持部を備え、

遅延補正部は、受信データ保持部から供給された受信データの遅延時間を補正するものであることが好ましい。

【0014】

さらに、画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定する画質判定部を備えることが好ましい。

【0015】

また、画質判定部は、画像生成部によって生成された超音波画像の輝度値に基づいて、超音波画像の画質を判定するものであることが好ましい。

【0016】

また、画質判定部は、画像生成部によって生成された超音波画像の鮮鋭度に基づいて、超音波画像の画質を判定するものであることが好ましい。

【0017】

また、画質判定部は、所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定するものであることが好ましい。

【0018】

さらに、画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質ではないと画質判定部によって判定された場合、画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質であると画質判定部によって判定されるまで、超音波の音速値の設定を変更して受信データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御する制御部を備えることが好ましい。

【0019】

また、本発明は、一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波ビームを被検体に送信し、超音波ビームが被検体から反射した超音波エコーを受信して受信データを生成するステップと、

受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差である遅延時間を補正し、受信データの位相を揃えるステップと、

超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の受信データの信号値に基づいて、遅延時間の補正後の受信データから超音波画像を生成する場合に使用する受信データの受信開口範囲を判定するステップと、

受信開口範囲に対応する遅延時間の補正後の受信データを整合加算し、所定のデータ処理を施して超音波画像を生成するステップを含むことを特徴とするデータ処理方法を提供する。

10

20

30

40

50

## 【0020】

ここで、超音波送受信素子の配列方向における信号値が所定の閾値以上である遅延時間の補正後の受信データの範囲を、受信開口範囲と判定することが好ましい。

## 【0021】

また、所定の閾値は、超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の受信データの分布のS/N比に基づいて設定されることが好ましい。

## 【0022】

また、受信開口範囲に対応する超音波送受信素子だけを使用して受信データを生成することが好ましい。

## 【0023】

さらに、生成した受信データを受信データ保持部に保持するステップを含み、受信データ保持部から読み出した受信データの遅延時間を補正することが好ましい。

## 【0024】

さらに、生成した超音波画像の画質を判定するステップを含むことが好ましい。

## 【0025】

また、生成した超音波画像の輝度値に基づいて、超音波画像の画質を判定することが好ましい。

## 【0026】

また、生成した超音波画像の鮮鋭度に基づいて、超音波画像の画質を判定することが好ましい。

## 【0027】

また、所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、生成した超音波画像の画質を判定することが好ましい。

## 【0028】

さらに、生成した超音波画像が所定の画質ではないと判定した場合、生成した超音波画像が所定の画質であると判定するまで、超音波の音速値の設定を変更して受信データの遅延時間を補正し直して超音波画像を生成することを繰り返すように制御するステップを含むことが好ましい。

## 【発明の効果】

## 【0029】

本発明では、超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の受信データの信号値に基づいて、超音波画像を生成する場合に使用する受信データの受信開口範囲を判定し、判定した受信開口範囲に対応する受信データを使用して超音波画像を生成する。

これにより、本発明によれば、超音波送受信素子の配列方向両端の、S/N（信号/ノイズ）比の悪い受信データを除外してS/N比のよい受信データを得ることができるため、たとえ元の受信データないし画像信号の質が悪い場合であっても、超音波画像を最適なフォーカスに調整することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0030】

【図1】本発明のデータ処理方法を実施する超音波診断装置の第1の実施形態の構成を表すブロック図である。

【図2】図1に示す画像生成部の構成を表すブロック図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置の処理の流れを表すフローチャートである。

【図4】図1に示す超音波診断装置の処理の流れを表す概念図である。

【図5】(A)は、遅延時間補正後の受信データを表す概念図、(B)は、時刻t1における受信データの振幅を表すグラフである。

【図6】本発明のデータ処理方法を実施する超音波診断装置の第2の実施形態の構成を表すブロック図である。

【図7】図6に示す超音波診断装置の処理の流れを表すフローチャートである。

【図8】図6に示す超音波診断装置の処理の流れを表す概念図である。

10

20

30

40

50

【図 9】設定音速に基づいて、受信データの遅延時間を補正の様子を表す概念図である。

【図 10】特許文献 1 に記載された超音波診断装置の構成を表すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下に、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明の超音波診断装置およびデータ処理方法を詳細に説明する。

【0032】

図 1 は、本発明のデータ処理方法を実施する超音波診断装置の第 1 の実施形態の構成を表すブロック図である。

10

同図に示す超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12 と、超音波プローブ 12 に接続される装置本体 13 とによって構成されている。

また、装置本体 13 は、送信回路 14 および受信回路 16 と、受信データ保持部 22 と、遅延補正部 44 と、受信開口範囲判定部 24 と、画像生成部 18 と、表示制御部 32 と、表示部 34 と、制御部 36 と、操作部 38 と、格納部 40 とを有する。

超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12 から被検体に超音波ビームを送信して、超音波ビームが被検体から反射した超音波エコーを受信し、超音波エコーの受信信号から超音波画像を生成して表示する装置である。

【0033】

超音波プローブ 12 は、被検体に当接させて使用するものであり、通常の超音波診断装置に用いられる振動子アレイ 42 を有する。

20

振動子アレイ 42 は、1 次元または 2 次元に配列された複数の超音波トランスデューサ（超音波送受信素子）を有する。これらの超音波トランスデューサは、超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信回路 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、超音波ビームが被検体から反射した超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

【0034】

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によって構成される。

30

【0035】

そのような振動子の電極に、パルス状または連続波の電圧を印加すると、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が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0036】

一方、装置本体 13 において、送信回路 14 は、例えば、複数のパルスを有し、制御部 36 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ 42 の複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するように、それぞれの駆動信号の遅延量（駆動信号を印加するタイミング）を調節する送信フォーカスを行って、複数の超音波トランスデューサに供給する。これにより、複数の超音波トランスデューサから被検体へ超音波ビームが送信される。

40

【0037】

受信回路 16 は、振動子アレイ 42 の各超音波トランスデューサから供給される受信信号を増幅し、A/D（アナログ/デジタル）変換して受信データを生成する。

超音波プローブ 12、送信回路 14 および受信回路 16 は、本発明の超音波送受信部を構成する。

【0038】

50

ここで、送信遅延パターンは、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために駆動信号に与えられる遅延時間のパターンデータである。受信遅延パターンは、複数の超音波トランスデューサによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために受信信号に与えられる遅延時間のパターンデータである。

複数の送信遅延パターンおよび受信遅延パターンが予め格納部 40 に格納されている。制御部 36 は、格納部 40 に格納されている複数の送信遅延パターンおよび受信遅延パターンの中から 1 つの送信遅延パターンおよび受信遅延パターンを選択し、選択した送信遅延パターンおよび受信遅延パターンに従って、送信回路 14 および遅延補正部 44 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。

10

#### 【0039】

続いて、受信データ保持部（受信データメモリ）22 は、受信回路 16 によって生成された受信データを順次格納する。また、受信データ保持部 22 は、制御部 36 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）を上記の受信データに関連付けて格納する。

受信データ保持部 22 に保持された受信データは、順次読み出されて遅延補正部 44 に供給される。

なお、本実施形態の場合、受信データ保持部 22 を備えることは必須ではない。受信データ保持部 22 を備えていない場合、受信回路 16 によって生成された受信データが遅延補正部 44 に供給される。

20

#### 【0040】

各超音波トランスデューサと被検体内の超音波反射源との間の距離がそれぞれ異なるため、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。

遅延補正部 44 は、制御部 36 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、受信データ保持部 22 から供給された輝度画像の受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差（遅延時間）を補正して受信データの位相を揃える。

本実施形態の場合、遅延補正部 44 は、超音波エコーの到達時刻の差（遅延時間）に相当する分、各受信データを遅延して位相を揃える。

#### 【0041】

受信開口範囲判定部 24 は、一方向に配列された複数の超音波トランスデューサの配列方向における遅延時間補正後の受信データの信号値に基づいて、画像生成部 18 が、遅延時間補正後の受信データから超音波画像を生成する場合に使用する受信データの受信開口範囲（チャンネル数）を判定する。

30

本実施形態の場合、受信開口範囲判定部 24 は、超音波トランスデューサの配列方向における信号値が所定の閾値以上である遅延時間補正後の受信データの範囲を、受信開口範囲と判定する。

受信開口範囲判定部 24 からは、受信開口範囲の判定結果となる受信開口範囲設定信号が出力される。

#### 【0042】

ここで、受信開口範囲とは、超音波画像を生成する場合に使用する、超音波トランスデューサの配列方向における受信データの範囲ことである。つまり、超音波トランスデューサの配列方向の個数を  $N$  とすると、受信データの総チャンネル数は  $N$  となる。

40

受信開口範囲を  $n$ （ $n$  は  $N$  以下の整数）とすると、本実施形態の場合、超音波トランスデューサの配列方向の中心のチャンネルの受信データから両端のチャンネルの受信データに向かって、それぞれ  $n/2$  の範囲の受信データを使用して超音波画像が生成される。

#### 【0043】

また、所定の閾値は、超音波トランスデューサの配列方向における遅延時間補正後の受信データの分布の  $S/N$  比に基づいて設定されるのが望ましい。所定の閾値は、例えば、あらかじめ固定値が受信開口範囲判定部 24 に設定されていてもよいし、あるいは、後述する操作者の操作部 38 を介しての指示入力に従って、制御部 36 の制御により、任意の

50

値を受信開口範囲判定部 24 に設定してもよい。

【0044】

続いて、画像生成部 18 は、遅延補正部 44 から供給された遅延時間補正後の受信データ、および、受信開口範囲判定部 24 から供給された受信開口範囲設定信号に基づいて、超音波画像を生成する。つまり、画像生成部 18 は、受信開口範囲設定信号によって指定された受信開口範囲に対応するチャンネルの遅延時間補正後の受信データを使用して超音波画像を生成する。

画像生成部 18 は、図 2 に示すように、整相加算部 46 と、データ処理部 48 と、画像作成部 50 とを有する。

【0045】

整相加算部 46 は、遅延補正部 44 から供給された遅延時間補正後の受信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う。

超音波反射源と異なる位置に別の超音波反射源がある場合には、別の超音波反射源からの受信信号は到達時刻が異なるので、整相加算部 46 で加算することにより、別の超音波反射源からの受信信号の位相が打ち消し合う。これにより、超音波反射源からの受信信号が最も大きくなり、フォーカスが合う。受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ（音線信号）が生成される。

【0046】

データ処理部 48 は、整相加算部 46 によって受信フォーカス処理が行われた受信データに対して所定のデータ処理を施す。

本実施形態の場合、データ処理部 48 は、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、被検体内の組織に関する断面画像情報である B モード画像信号（超音波エコーの振幅を点の明るさ（輝度）により表した輝度画像の画像信号）を生成する。

生成された B モード画像信号は、通常のテレビジョン信号の走査方式と異なる走査方式によって得られたものである。そのため、データ処理部 48 は、生成された B モード画像信号を通常の画像信号、例えば、テレビジョン信号の走査方式（例えば、NTSC 方式）に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

【0047】

画像作成部 50 は、データ処理部 48 によるデータ処理後の B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、画像処理後の B モード画像信号に対応する超音波画像を作成する。

【0048】

続いて、表示制御部 32 は、画像生成部 18 によって生成された超音波画像を表示部 34 に表示させる。

表示部 34 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置であり、表示制御部 32 の制御の下で、超音波診断画像（動画及び静止画）および各種の設定画面等を表示する。

【0049】

制御部 36 は、操作者により操作部 38 から入力された指示に基づいて超音波診断装置 10 各部の制御を行う。

操作部 38 は、操作者からの指示入力を受け付ける入力デバイスであり、例えば、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネルを用いることができる。

【0050】

格納部 40 は、制御部 36 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等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM 等の記録媒体を用いることができる。

なお、遅延補正部 44、受信開口範囲判定部 24、画像生成部 18 および表示制御部 32 は、CPU（コンピュータ）と、CPU に各種の処理を実行させるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 1 】

次に、図 3 に示すフローチャートおよび図 4 に示す概念図を参照して、超音波診断装置 10 の動作を説明する。図 3 は、図 1 に示す超音波診断装置の処理の流れを表すフローチャート、図 4 は、同処理の流れを表す概念図である。

## 【 0 0 5 2 】

超音波プローブ 12 が被検体に当接され、操作者による操作部 38 からの指示入力により超音波診断が開始される。

## 【 0 0 5 3 】

超音波診断が開始されると、制御部 36 は、超音波トランスデューサごとに超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信方向を設定し、超音波ビームの送信方向に応じて送信遅延パターンを選択するとともに、超音波エコーの受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する。そして、選択した送信遅延パターンおよび受信遅延パターンに従って、送信回路 14 および遅延制御部 44 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。

10

## 【 0 0 5 4 】

これに応じて、送信回路 14 では、選択された送信遅延パターンに基づいて、各超音波トランスデューサの駆動信号の送信フォーカスが行われて、複数の超音波トランスデューサから被検体へ超音波ビームが送信される。

そして、被検体からの超音波エコーが複数の超音波トランスデューサによって受信され、複数の超音波トランスデューサから受信信号が出力される。

受信回路 16 では、各超音波トランスデューサから供給される受信信号が増幅され、A/D 変換されて受信データが生成される（ステップ S10）。

20

受信回路 16 によって生成された受信データは、受信データ保持部 22 に順次保持される（ステップ S12）。

## 【 0 0 5 5 】

続いて、受信データ保持部 22 に保持された受信データが順次読み出され、遅延補正部 44 に供給される。

遅延補正部 44 は、選択された受信遅延パターンに基づいて、受信データ保持部 22 から供給された受信データの遅延時間を補正し、その位相を揃える（ステップ S14）。

## 【 0 0 5 6 】

一方、受信開口範囲判定部 24 は、超音波トランスデューサの配列方向における遅延時間補正後の受信データの信号値に基づいて受信データの受信開口範囲を判定し、その判定結果となる受信開口範囲設定信号を出力する（ステップ S16）。

30

受信開口範囲判定部 24 は、本実施形態の場合、超音波トランスデューサの配列方向における信号値（振幅）が所定の閾値以上である遅延時間補正後の受信データの範囲を、受信開口範囲と判定する。

## 【 0 0 5 7 】

画像生成部 18 では、受信開口範囲設定信号によって指定された受信開口範囲に対応するチャンネルの遅延時間補正後の受信データを使用して超音波画像が生成される（ステップ S18）。

## 【 0 0 5 8 】

40

すなわち、整相加算部 46 では、遅延時間補正後の受信データに対してデジタル的に受信フォーカス処理が行われ、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データが生成される。

続いて、受信フォーカス処理が施された受信データは、データ処理部 48 によりデータ処理されて B モード画像信号が生成され、画像作成部 50 により B モード画像信号から超音波画像が作成される。これにより、受信開口範囲設定信号によって指定された受信開口範囲の受信データに対応する超音波画像が作成される。

## 【 0 0 5 9 】

そして最後に、画像生成部 18 によって生成された超音波画像は、表示制御部 32 の制御により表示部 34 に表示される（ステップ S20）。

50

## 【0060】

ここで、図5(A)は、遅延時間補正後の受信データを表す概念図、同図(B)は、時刻 $t_1$ における受信データの振幅を表すグラフである。同図(A)の横軸は、超音波トランスデューサ(超音波送受信素子)の配列方向(素子方向)、縦軸は時間である。また、同図(B)の横軸は、超音波トランスデューサの配列方向(素子方向)、縦軸は、受信データの信号値(振幅)である。

## 【0061】

図5(A)および(B)に示すように、一般的に、超音波トランスデューサの配列方向の中心の受信データの方が両端の受信データよりも信号強度が強く(振幅が大きく)、S/N比がよい。

従って、整相加算部46が、遅延補正部44から供給された遅延時間補正後の受信データを整合加算する場合に、両端の受信データのS/N比が悪い場合には、受信開口範囲を狭くし、両端の受信データを除外して整合加算した方がS/N比のよい受信データを得ることができる。その一方で、受信開口範囲を狭くすると、整合加算する前の各々の受信データの重みが重くなるため、例えば、ある1つの受信データがノイズを持っていると、整合加算後の受信データは、その影響を大きく受けることになる。

## 【0062】

上記のように、元の受信データないし受信信号の質に応じて、超音波画像を最適なフォーカスに調整するための受信開口範囲は異なってくる。

例えば、超音波反射源が孤立した点反射の場合、受信データにはノイズが少ない可能性が高いため、受信開口範囲を狭くした方が望ましいと考えられる。これに対し、乳癌の石灰化した部位のように、超音波反射源として点反射が密集している場合には、各々の受信データがノイズを持っている可能性が高いため、受信開口範囲を広くした方が望ましいと考えられる。

## 【0063】

本実施形態の超音波診断装置10では、図5(B)に示すように、超音波トランスデューサの配列方向における振幅(信号値)が所定の閾値 $a$ 以上である遅延時間補正後の受信データの範囲を、受信開口範囲と判定し、判定した受信開口範囲に対応するチャンネルの受信データを使用して超音波画像を生成する。また、所定の閾値 $a$ の値を変更することにより、受信開口範囲を適宜変更することができる。

これにより、S/N比の悪い両端の受信データを除外してS/N比のよい受信データを得ることができるため、たとえ元の受信データないし画像信号の質が悪い場合であっても、超音波画像を最適なフォーカスに調整することができる。

## 【0064】

次に、本発明の超音波診断装置の第2の実施形態について説明する。

図6は、本発明のデータ処理方法を実施する超音波診断装置の第2の実施形態の構成を表すブロック図である。

同図に示すように、本実施形態の超音波診断装置20は、図1に示す第1の実施形態の超音波診断装置10において、さらに、画質判定部52を備えるものであるから、両者の間で同一の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略する。

## 【0065】

画質判定部52は、画像生成部18によって生成された超音波画像の画質を判定する。

画質判定部52は、例えば、画像生成部18によって生成された超音波画像の輝度値、鮮鋭度などに基づいて、超音波画像の画質を判定する。すなわち、画質判定部52は、画像生成部18によって生成された超音波画像の輝度値、鮮鋭度が、所定の画質の超音波画像に対応する輝度値、鮮鋭度などの閾値以上の値を有するか否かに応じて、その画質を判定する。

## 【0066】

次に、図7に示すフローチャートおよび図8に示す概念図を参照して、超音波診断装置10の動作を説明する。図7は、図6に示す超音波診断装置の処理の流れを表すフローチ

10

20

30

40

50

ャート、図 8 は、同処理の流れを表す概念図である。

【 0 0 6 7 】

ここで、図 7 のフローチャートに示すステップ S 3 0 , S 3 2 , S 3 4 , S 3 6 , S 3 8 は、図 3 のフローチャートに示すステップ S 1 0 , S 1 2 , S 1 4 , S 1 6 , S 1 8 と同じである。

【 0 0 6 8 】

すなわち、本実施形態の超音波診断装置 2 0 では、超音波診断が開始されると、超音波送受信部により、超音波ビームが被検体に送受信されて受信データが生成され（ステップ S 3 0 ）、受信データ保持部 2 2 に順次保持される（ステップ S 3 2 ）。

続いて、受信データ保持部 2 2 から受信データが読み出され、遅延補正部 4 4 により、制御部 3 6 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、受信データの遅延時間が補正される（ステップ S 3 4 ）。

一方、受信開口範囲判定部 2 4 では、遅延時間補正後の受信データに基づいて、受信データの受信開口範囲が判定され、その判定結果となる受信開口範囲設定信号が出力される（ステップ S 3 6 ）。

そして、画像生成部 1 8 により、受信開口範囲設定信号によって指定された受信開口範囲に対応するチャンネルの遅延時間補正後の受信データを使用して超音波画像が生成される（ステップ S 3 8 ）。

【 0 0 6 9 】

続いて、画像生成部 1 8 によって生成された超音波画像が所定の画質ではないと画質判定部 5 2 によって判定された場合（ステップ S 4 0 で “ N o ” ）、制御部 3 6 は、ステップ S 3 4 へ戻り、超音波の音速値（設定音速）の設定を変更して受信データの遅延時間を補正し直し（ステップ S 3 4 ）、受信開口範囲を判定し（ステップ S 3 6 ）、判定した受信開口範囲の受信データを使用して超音波画像を生成する（ステップ S 3 8 ）ように制御する。

【 0 0 7 0 】

ここで、設定音速の設定を変更した場合の受信データの遅延時間の補正について説明する。

図 9 は、設定音速に基づいて、受信データの遅延時間を補正する様子を表す概念図である。同図に示すように、超音波プローブ 1 2 が有する複数の超音波トランスデューサ（超音波送受信素子）が、同図中左右方向に一直列に配列されている場合を考える。

【 0 0 7 1 】

ここで、超音波トランスデューサの配列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、配列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 とする。

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<sub>n</sub> は、式（ 1 ）により算出される。

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

従って、設定音速 V を用いて、超音波が反射点から n 番目の超音波トランスデューサで受信されるまでの時間 t<sub>n</sub> は、式（ 2 ）により算出される。

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

【 0 0 7 2 】

上記のように、各々の超音波トランスデューサと反射点との間の距離はそれぞれ異なるため、この例の場合、同図上部のグラフに示すように、配列方向の端部側の超音波トランスデューサになればなるほど、時間 t<sub>n</sub> は長くなる。

【 0 0 7 3 】

つまり、 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<sub>1</sub> 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 t = t<sub>n</sub> - t<sub>1</sub> だけ遅れる。信号処

10

20

30

40

50

理部 46 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  $t$  で表される遅延時間を補正する。この遅れた遅延時間  $t$  を受信遅延パターンと呼ぶ。以上のように、各々の受信データの遅延時間  $t$  は、反射点と超音波トランスデューサの幾何学的な配置から求めた距離と設定音速から算出される。

【0074】

なお、上記例は、超音波プローブ 12 がリニアプローブの場合であるが、コンベックスプローブの場合もプローブ形状が違うだけで考え方は同じである。

【0075】

上記の動作は、ステップ S40 において、画像生成部 18 によって生成された超音波画像が所定の画質であると画質判定部 52 によって判定される（ステップ S40 で“ Yes ”）まで繰り返される。

画像生成部 18 によって生成された超音波画像が所定の画質であると画像判定部 52 によって判定されると（ステップ S40 で“ Yes ”）、画像生成部 18 によって生成された所定画質の超音波画像が、表示制御部 32 の制御により表示部 34 に表示される（ステップ S42）。

【0076】

本実施形態の超音波診断装置 20 では、画像生成部 18 によって生成された超音波画像が所定の画質ではない場合に、画像生成部 18 によって生成された超音波画像が所定の画質であると画質判定部 52 によって判定されるまで、超音波の音速値の設定を変更して受信データの遅延時間を補正し直し、受信開口範囲の受信データを使用して超音波画像を生成することを繰り返す。また、超音波の音速値の設定を変更する毎に、所定の閾値  $a$  の値を変更することにより、受信開口範囲を適宜変更することができる。

これにより、受信データの遅延時間補正を最適化し、なおかつ、 $S/N$  比の悪い両端の受信データを除外して  $S/N$  比のよい受信データを得ることができるため、たとえ元の受信データないし画像信号の質が悪い場合であっても、超音波画像を最適なフォーカスに調整することができる。

【0077】

なお、上記各実施形態では、全ての超音波トランスデューサを使用して受信データを生成し、受信開口範囲判定部 24 によって判定された受信開口範囲に対応する遅延時間補正後の受信データを使用して超音波画像を生成する。しかし、本発明はこれに限定されず、判定された受信開口範囲に対応する超音波トランスデューサだけを使用して受信データを生成してもよい。

【0078】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

【0079】

- 10, 20 超音波診断装置
- 12 超音波プローブ
- 13 装置本体
- 14 送信回路
- 16 受信回路
- 18 画像生成部
- 22 受信データ保持部
- 24 受信開口範囲判定部
- 32 表示制御部
- 34 表示部
- 36 制御部
- 38 操作部

10

20

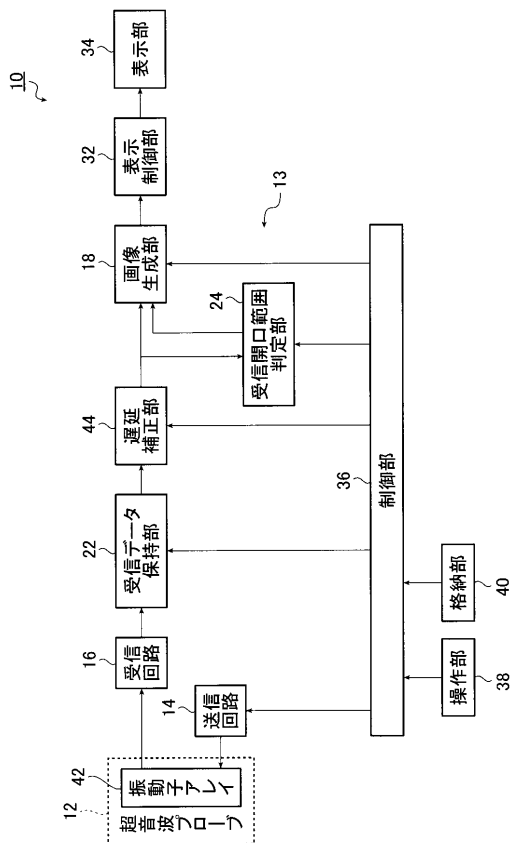
30

40

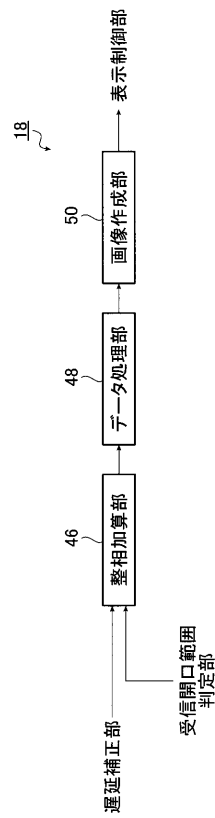
50

- 4 0 格納部
- 4 2 振動子アレイ
- 4 4 遅延補正部
- 4 6 整相加算部
- 4 8 データ処理部
- 5 0 画像作成部
- 5 2 画質判定部

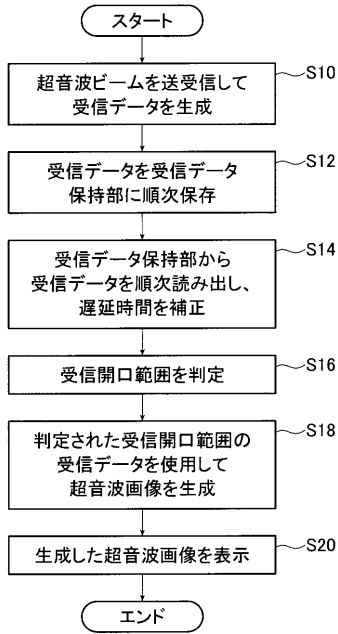
【 図 1 】



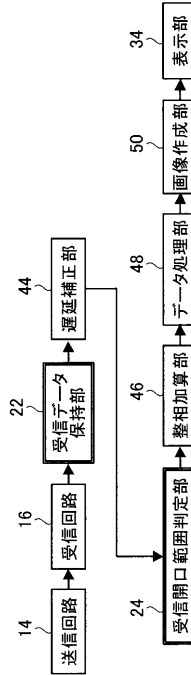
【 図 2 】



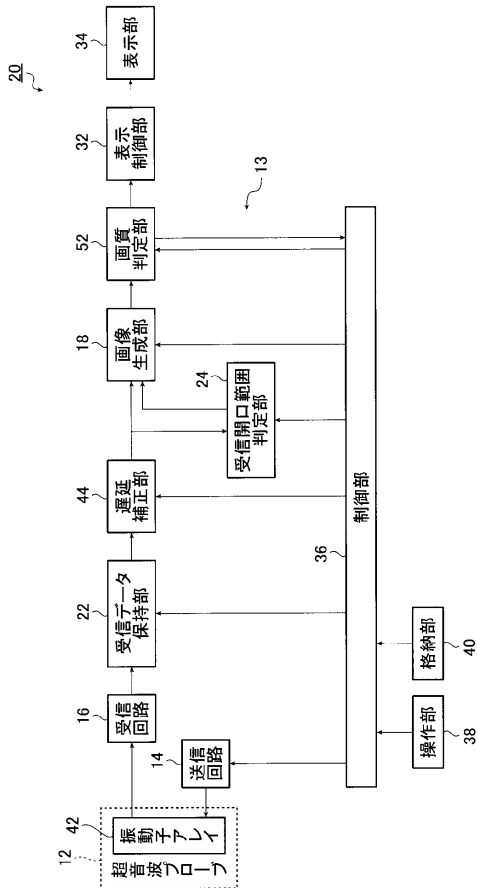
【 図 3 】



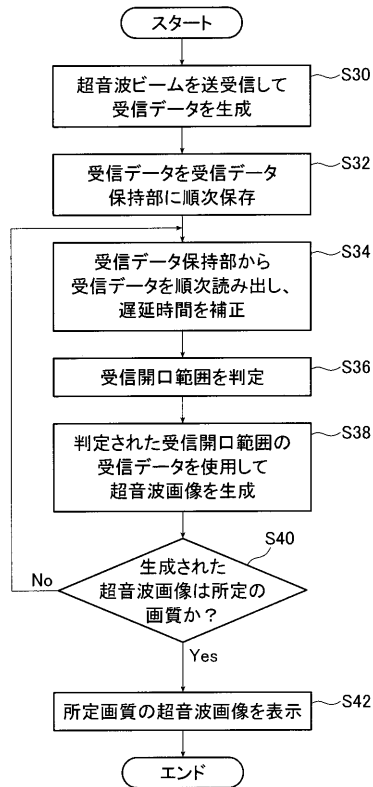
【 図 4 】



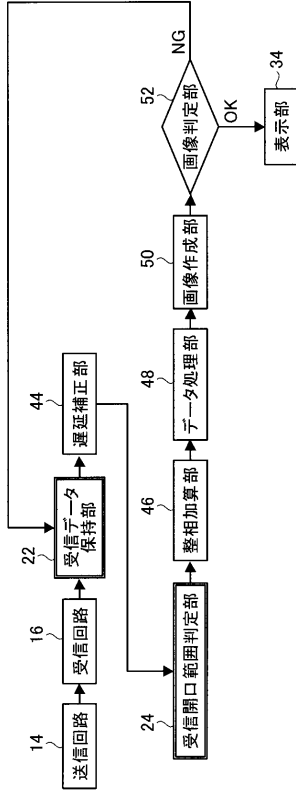
【 図 6 】



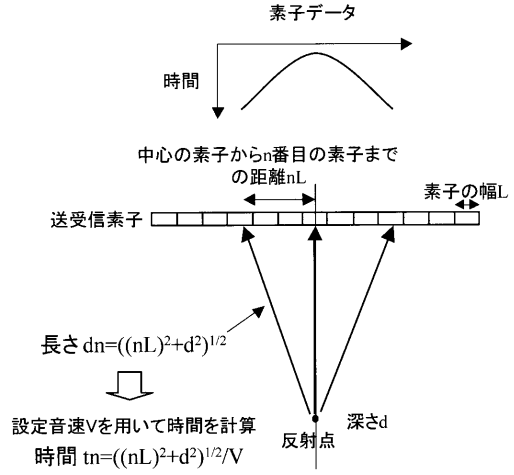
【 図 7 】



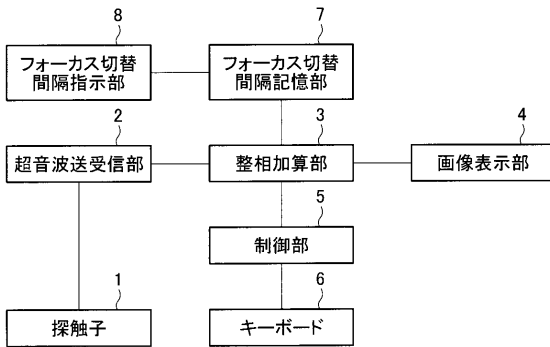
【図 8】



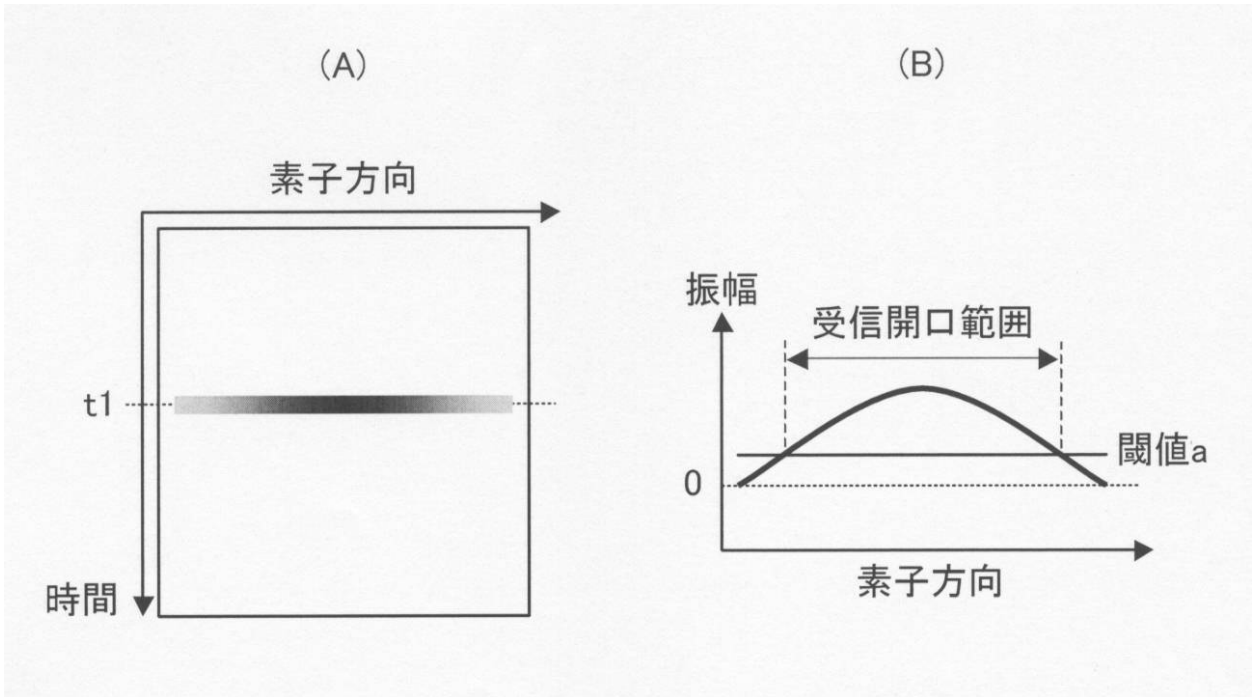
【図 9】



【図 10】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声诊断设备和数据处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013244205A</a>	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012120012	申请日	2012-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[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	A61B8/58 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/585		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/00.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH22 4C601/HH33 4C601/LL02 4C601/LL12		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5946324B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波诊断装置具有：超声波发送/接收单元，用于通过使用沿一个方向布置的多个超声波发送/接收元件向对象发送超声波束和从对象接收超声波束来生成接收数据；延迟校正单元，用于校正接收数据的延迟时间和校准接收数据的相位；接收开放范围确定单元，用于基于在超声波发送/接收元件的排列方向上校正延迟时间之后的接收数据的信号值，确定在生成时使用的接收数据的接收开放范围。在延迟时间被校正之后来自接收数据的超声图像；以及图像生成单元，其在延迟时间被校正并且对应于接收开放范围之后匹配和添加接收数据，并且通过执行预定数据处理来生成超声图像。

