

(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2013-244207
(P2013-244207A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(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 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-120014 (P2012-120014)
(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 BB06 DD20 EE01 EE09 GB03
JB31 LL04 LL05

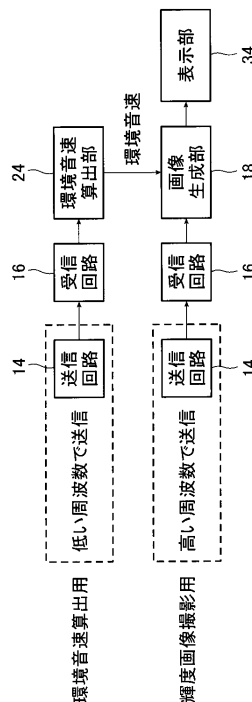
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびデータ処理方法

(57) 【要約】

【課題】被検体の診断部位の状態に係わらず、正確な環境音速を算出して、正確に輝度画像のフォーカスを合わせ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、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出力する超音波送受信部と、被検体の輝度画像を生成するための第2の受信データよりも低周波のデータであり、被検体内の音速である環境音速を算出するための第1の受信データを取得し、取得した第1の受信データを解析して、環境音速を算出する環境音速算出部とを備える。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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出力する超音波送受信部と、

前記被検体の輝度画像を生成するための第 2 の受信データよりも低周波のデータであり、前記被検体内の音速である環境音速を算出するための第 1 の受信データを取得し、該取得した第 1 の受信データを解析して、前記環境音速を算出する環境音速算出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】

前記第 1 の受信データは、前記第 2 の受信データを取得するために前記被検体に送信される超音波ビームよりも低周波の超音波ビームを該被検体に送信して取得されるものである請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記第 1 の受信データは、前記第 2 の受信データから、低周波の成分を抽出して取得されるものである請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の受信データを取得する場合の低周波は、2 MHz 以下の周波数である請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記環境音速算出部が、前記第 1 の受信データを取得して前記環境音速を算出する回数は、前記第 2 の受信データを取得する回数以下の回数である請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

さらに、前記環境音速に基づいて、前記第 2 の受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差を補正し、該補正した第 2 の受信データにデータ処理を施して前記輝度画像を生成する信号処理部を備える請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波送受信部が、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出力するステップと、

環境音速算出部が、前記被検体の輝度画像を生成するための第 2 の受信データよりも低周波のデータであり、前記被検体内の音速である環境音速を算出するための第 1 の受信データを取得し、該取得した第 1 の受信データを解析して、前記環境音速を算出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。

30

【請求項 8】

前記第 2 の受信データを取得するために前記被検体に送信する超音波ビームよりも低周波の超音波ビームを該被検体に送信して前記第 1 の受信データを取得する請求項 7 に記載のデータ処理方法。

【請求項 9】

前記第 2 の受信データから、低周波の成分を抽出して前記第 1 の受信データを取得する請求項 7 に記載のデータ処理方法。

40

【請求項 10】

前記第 1 の受信データを取得する時の低周波は、2 MHz 以下の周波数である請求項 8 または 9 に記載のデータ処理方法。

【請求項 11】

前記環境音速算出部が、前記第 1 の受信データを取得して前記環境音速を算出する回数は、前記第 2 の受信データを取得する回数以下の回数である請求項 7 ~ 10 のいずれかに記載のデータ処理方法。

【請求項 12】

さらに、信号処理部が、前記環境音速に基づいて、前記第 2 の受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差を補正し、該補正した第 2 の受信データにデータ処理を施して前

50

記輝度画像を生成するステップを含む請求項 7 ~ 11 のいずれかに記載のデータ処理方法。

【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作成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）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。

10

【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。

20

【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 12 に示すように、データ解析部 700 にて、着目領域設定部 701 が、超音波画像上において着目領域を設定し、送信フォーカス制御部 702 が、着目領域に送信回路が送信フォーカスを実行するように CPU 100 に送信フォーカス指示を行って送信フォーカス位置を擬似的な点反射とし、設定音速指定部 703 が、設定音速の開始音速と終了音速を設定し、フォーカス指標算出部 704 が、所定ステップ音速量の設定音速毎に着目領域の受信データに対して受信フォーカスしてフォーカス指標を算出し、環境音速決定部 705 が、フォーカス指標に基づいて着目領域の環境音速を決定することが記載されている。

30

また、特許文献 1 には、信号処理部 502 にて、データ解析部 700 が算出した環境音速を用いて、受信フォーカス処理を行うことが記載されている。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2011 - 92686 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一般的に、輝度画像（超音波画像）の空間分解能を得るために、比較的高い周波数（高周波）の超音波を被検体に対して送受信して輝度画像の作成が行われる。

しかし、着目領域から反射された超音波には、様々な経路の違いにより収差のような現象（以下、単に収差と表現する）が発生し、高周波の超音波の場合には収差の影響を受け

50

て波面が崩れやすい。

【0008】

特許文献1のように、スペックル領域の無数の散乱点に対して超音波を送受信する場合、超音波の周波数が高くなるにつれて波面が大きく崩れる。

特許文献1の方法では、この超音波の波面の崩れが環境音速を求める際に誤差として影響を受け、正確な環境音速を求めることができない。従って、輝度画像の受信フォーカス処理を行っても正確にフォーカスを合わせることができない場合があるという問題があった。

【0009】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解消し、被検体の診断部位の状態に係わらず、正確な環境音速を算出して、正確に輝度画像のフォーカスを合わせ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。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明は、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出力する超音波送受信部と、被検体の輝度画像を生成するための第2の受信データよりも低周波のデータであり、被検体内の音速である環境音速を算出するための第1の受信データを取得し、取得した第1の受信データを解析して、環境音速を算出する環境音速算出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。

【0011】

ここで、第1の受信データは、第2の受信データを取得するために被検体に送信される超音波ビームよりも低周波の超音波ビームを被検体に送信して取得されるものであることが好ましい。

【0012】

また、第1の受信データは、第2の受信データから、低周波の成分を抽出して取得されるものであることが好ましい。

【0013】

また、第1の受信データを取得する場合の低周波は、2MHz以下の周波数であることが好ましい。

【0014】

また、環境音速算出部が、第1の受信データを取得して環境音速を算出する回数は、第2の受信データを取得する回数以下の回数であることが好ましい。

【0015】

さらに、環境音速に基づいて、第2の受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差を補正し、補正した第2の受信データにデータ処理を施して輝度画像を生成する信号処理部を備えることが好ましい。

【0016】

また、本発明は、超音波送受信部が、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出力するステップと、

環境音速算出部が、被検体の輝度画像を生成するための第2の受信データよりも低周波のデータであり、被検体内の音速である環境音速を算出するための第1の受信データを取得し、取得した第1の受信データを解析して、環境音速を算出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を提供する。

【0017】

ここで、第2の受信データを取得するために被検体に送信する超音波ビームよりも低周波の超音波ビームを被検体に送信して第1の受信データを取得することが好ましい。

【0018】

また、第2の受信データから、低周波の成分を抽出して第1の受信データを取得することが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

また、第 1 の受信データを取得する時の低周波は、2 MHz 以下の周波数であることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

また、環境音速算出部が、第 1 の受信データを取得して環境音速を算出する回数は、第 2 の受信データを取得する回数以下の回数であることが好ましい。

【 0 0 2 1 】

さらに、信号処理部が、環境音速に基づいて、第 2 の受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差を補正し、補正した第 2 の受信データにデータ処理を施して輝度画像を生成するステップを含むことが好ましい。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、輝度画像を生成するための第 2 の受信データよりも低周波の第 1 の受信データを用いて環境音速を算出することにより、環境音速は収差に対してロバストになり、被検体の診断部位の状態に係わらず、正確に環境音速を求めることができる。さらに、低周波の第 1 の受信データから算出した環境音速を用いて、輝度画像を生成するための高周波の第 2 の受信データの遅延時間を補正して、輝度画像を生成することにより、正確に輝度画像のフォーカスを合わせることができ、音速の不均一さの影響が少ない高画質な輝度画像を生成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

20

【 0 0 2 3 】

【 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一実施形態の構成を表すブロック図である。

【 図 2 】図 1 に示す環境音速算出部の構成を表すブロック図である。

【 図 3 】図 2 に示す環境音速算出部の処理の流れを示すフローチャートである。

【 図 4 】点反射からの受信データに対して受信フォーカスを実施した様子を表す図である。

【 図 5 】スペックル領域の無数の散乱点の様子を表す図である。

【 図 6 】スペックル領域の無数の散乱点に対して送信フォーカスを掛けて擬似的な点反射を形成した様子を表す図である。

30

【 図 7 】設定音速毎のフォーカス指標を表すグラフである。

【 図 8 】図 1 に示す超音波診断装置のライブモード時の処理の流れを示すフローチャートである。

【 図 9 】図 1 に示す超音波診断装置で実施される受信フォーカス処理の流れを表す第 1 の実施形態の概念図である。

【 図 1 0 】図 1 に示す超音波診断画像で実施される受信フォーカス処理の流れを表す第 2 の実施形態の概念図である。

【 図 1 1 】環境音速に基づいて、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 1 2 】特許文献 1 に記載されたデータ解析部の構成を表すブロック図である。

40

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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一実施形態の構成を表すブロック図である。

同図に示す超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ 1 2 と、超音波プローブ 1 2 に接続される装置本体 1 3 とによって構成されている。

また、装置本体 1 3 は、送信回路 1 4 および受信回路 1 6 と、画像生成部 1 8 と、シネ

50

メモリ 22 と、環境音速算出部 24 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。

【0026】

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。

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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（RFデータ）を生成する。

受信回路 16 は、受信データを画像生成部 18、シネメモリ 22、および、環境音速算出部 24 に供給する。

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。

【0031】

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 および信号処理部 46 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

続いて、画像生成部 1 8 は、受信回路 1 6 から供給された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 1 8 は、図 1 に示すように、信号処理部 4 6、D S C 4 8、画像処理部 5 0、および、画像メモリ 5 2 を有する。

【 0 0 3 3 】

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。

信号処理部 4 6 は、後述する環境音速算出部 2 4 からの環境音速に基づいて、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）を補正して受信フォーカス処理を行う。

本実施形態の場合、信号処理部 4 6 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、遅延時間を与えた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。

【 0 0 3 4 】

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、信号処理部 4 6 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。

【 0 0 3 5 】

以下、信号処理部 4 6 による受信データの遅延時間の補正について説明する。

図 1 1 は、環境音速に基づいて、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列に配列されている場合を考える。

【 0 0 3 6 】

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 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。

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

従って、環境音速 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_n は、式（2）により算出される。

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

【 0 0 3 7 】

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_n は長くなる。

【 0 0 3 8 】

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_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 $t = t_n - t_1$ だけ遅れる。信号処理部 4 6 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環境音速から算出される。

【 0 0 3 9 】

なお、上記例は、超音波プローブ 1 2 がリニアプローブの場合であるが、コンベックス

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 4 0 】

また、信号処理部 4 6 は、受信フォーカス処理が行われた受信データに対し、所定のデータ処理を施す。

本実施形態の場合、信号処理部 4 6 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層画像情報である 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。

【 0 0 4 1 】

信号処理部 4 6 によって生成された 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。

このため、D S C (digital scan converter) 4 8 は、制御部 3 6 の制御の下で、信号処理部 4 6 で生成された 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、N T S C 方式）に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

【 0 0 4 2 】

画像処理部 5 0 は、D S C 4 8 から入力される 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 モード画像信号を画像メモリ 5 2 に格納すると共に、表示制御部 3 2 に出力する。

【 0 0 4 3 】

続いて、表示制御部 3 2 は、画像処理部 5 0 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、表示部 3 4 に超音波診断画像を表示させる。

表示部 3 4 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置であり、表示制御部 3 2 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。

【 0 0 4 4 】

続いて、シネメモリ（受信データメモリ）2 2 は、受信回路 1 6 から供給される受信データを順次格納する。また、シネメモリ 2 2 は、制御部 3 6 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。

シネメモリ 2 2 に格納された受信データおよびフレームレートに関する情報は、信号処理部 4 6 および環境音速算出部 2 4 に供給される。

【 0 0 4 5 】

環境音速算出部 2 4 は、輝度画像を生成するための受信データよりも低周波のデータであり、環境音速を算出するための受信データを取得し、取得した受信データを解析して、環境音速を算出する。

本実施形態の場合、環境音速算出部 2 4 は、環境音速を算出するための受信データを取得し、取得した受信データを受信フォーカスしてフォーカス指標を算出し、算出したフォーカス指標に基づいて着目領域の環境音速を算出する。

環境音速算出部 2 4 は、算出した環境音速を信号処理部 4 6 に出力する。

【 0 0 4 6 】

制御部 3 6 は、操作者により操作部 3 8 から入力された指示に基づいて超音波診断装置 1 0 各部の制御を行う。

操作部 3 8 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。

【 0 0 4 7 】

格納部 4 0 は、制御部 3 6 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、M O、M T、R A M、C D - R O M、D V D - R O M 等の記録媒体を用いることができる。

なお、信号処理部 4 6、D S C 4 8、画像処理部 5 0、表示制御部 3 2 および環境音速算出部 2 4 は、C P U (コンピュータ) と、C P U に各種の処理を実行させるための動作

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 4 8 】

次に、環境音速算出部 2 4 の詳細について説明する。

【 0 0 4 9 】

図 2 は、図 1 に示す環境音速算出部の構成を表すブロック図である。

環境音速算出部 2 4 は、図 2 に示すように、着目領域設定部 6 0、送信フォーカス制御部 6 2、設定音速指定部 6 4、フォーカス指標算出部 6 6 および環境音速決定部 6 8 を有する。

【 0 0 5 0 】

着目領域設定部 6 0 は、表示部 3 4 に表示される超音波画像上において、制御部 3 6 を介して操作者による操作部 3 8 からの入力指示により着目領域を設定するものである。

10

【 0 0 5 1 】

送信フォーカス制御部 6 2 は、設定された着目領域に送信回路 1 4 が送信フォーカスを実行するように制御部 3 6 に送信フォーカス指示を行うものである。

【 0 0 5 2 】

設定音速指定部 6 4 は、制御部 3 6 の制御に基づき、受信データに対して受信フォーカスを実行するための設定音速を指定するものである。

【 0 0 5 3 】

フォーカス指標算出部 6 6 は、シネメモリ 2 2 から着目領域の受信データを読み出し、設定音速指定部 6 4 が指定した複数の設定音速毎に受信データに対して受信フォーカスして、受信データのフォーカス指標を算出するものである。

20

【 0 0 5 4 】

環境音速決定部 6 8 は、複数の設定音速毎のフォーカス指標に基づき、着目領域の環境音速を決定するものである。

【 0 0 5 5 】

次に、図 3 のフローチャートを参照して、環境音速算出部 2 4 の動作を説明する。図 3 は、図 2 に示す環境音速算出部の処理の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 5 6 】

図 3 に示すように、環境音速算出部 2 4 は、着目領域設定部 6 0 にて、表示部 3 4 に表示される超音波画像上において、制御部 3 6 を介して操作者による操作部 3 8 からの指示入力より着目領域を設定する（ステップ S 1 0）。

30

【 0 0 5 7 】

次に、環境音速算出部 2 4 は、設定音速指定部 6 4 にて、設定音速 V の開始音速 V_{st} と終了音速 V_{end} を設定（ステップ S 2 0）し、設定音速 V に開始音速 V_{st} をセットする（ステップ S 3 0）。

【 0 0 5 8 】

図 4 に示すように、点反射からの受信データに対しては受信フォーカスを実施した際に強度やシャープネスを解析することのできる受信データを取得できるが、図 5 に示すように、スペックル領域の無数の散乱点に対してはピーク値と方位方向の空間周波数が干渉によって崩れてしまい、受信フォーカスを実施した際に強度やシャープネスを解析することのできる受信データを取得することが困難となる。

40

【 0 0 5 9 】

そこで、環境音速算出部 2 4 は、図 6 に示すように、スペックル領域の無数の散乱点に対して送信フォーカスを掛けることによって擬似的な点反射を形成し、取得した受信素子位置の受信データに対し受信フォーカスを実施し強度やシャープネスを解析する点反射と同様な方法によってスペックル領域においても環境音速を求める。

【 0 0 6 0 】

すなわち、環境音速算出部 2 4 は、送信フォーカス制御部 6 2 にて設定された着目領域に送信回路 1 4 が送信フォーカスを実行するように制御部 3 6 に送信フォーカス指示を行い、送信フォーカス位置を擬似的な点反射とする（ステップ S 4 0）。

50

【 0 0 6 1 】

そして、環境音速算出部 2 4 は、フォーカス指標算出部 6 6 にて、シネメモリ 2 2 から受信データを読み出し、設定音速指定部 6 4 が指定した複数の設定音速毎に受信データに対して受信フォーカスして、受信データのフォーカス指標を算出する（ステップ S 5 0 ）。

【 0 0 6 2 】

ここで、図 4 の点反射の受信データの場合、図 7 に示すように、ピーク値と方位方向の空間周波数に設定音速による変化傾向が見られるが、図 6 に示すように、送信フォーカスを掛けることによって擬似的な点反射を形成した時の受信データの場合も、図 7 に示す傾向が見られるため、環境音速算出部 2 4 は、フォーカス指標算出部 6 6 にて積分値、2 乗積分値、ピーク値、コントラスト、半値幅、周波数スペクトル積分、最大値や直流成分で規格化された周波数スペクトル積分値や 2 乗積分値、自己相関値等をフォーカス指標として算出する（図 7 の場合、設定音速 = A m p 1 4 9 0 のときのフォーカス指標が最大となる）。

10

【 0 0 6 3 】

次に環境音速算出部 2 4 は、設定音速指定部 6 4 にて、設定音速 V が終了音速 V e n d に達したかどうか判定し（ステップ S 6 0 ）、設定音速 V が終了音速 V e n d 未満ならば（ステップ S 6 0 で “ N o ” ）所定ステップ音速量 V を設定音速 V に加算して（ステップ 7 0 ）ステップ S 4 0 に戻り、設定音速 V が終了音速 V e n d に達したと判定すると（ステップ S 6 0 で “ Y e s ” ）ステップ S 8 0 に進む。

20

【 0 0 6 4 】

そして、環境音速算出部 2 4 は、ステップ S 8 0 において、環境音速決定部 6 8 にて、複数の設定音速毎のフォーカス指標に基づき、例えば、最も高いフォーカス指標の設定音速を着目領域の環境音速とするなどして、着目領域の環境音速を決定し、決定した環境音速を信号処理部 4 6 に出力して処理を終了する（図 7 の場合、最も高いフォーカス指標の設定音速 = A m p 1 4 9 0 が環境音速となる）。

【 0 0 6 5 】

このように、超音波診断装置 1 0 では、スペックル領域の無数の散乱点に対して送信フォーカスを掛け擬似的な点反射とし、複数の設定音速毎のフォーカス指標を生成し、複数の設定音速毎のフォーカス指標に基づき、着目領域の環境音速を決定するので、スペックル領域を含む着目領域の環境音速を点反射レベルにて適正に決定することが可能となり、高精度の超音波画像を構築することができる。

30

【 0 0 6 6 】

次に、超音波診断装置 1 0 の動作を説明する。

超音波診断装置 1 0 は、ライブモードとシネメモリ再生モードという 2 つの動作モードを有する。

【 0 0 6 7 】

まず、図 8 に示すフローチャートを参照して、ライブモード時における超音波診断装置 1 0 の動作を説明する。図 8 は、図 1 に示す超音波診断装置のライブモード時の処理の流れを示すフローチャートである。

40

ライブモードは、被検体に超音波プローブ 1 2 を当接させて超音波の送受信を行うことによって得られた超音波画像（動画）の表示を行うモードである。

【 0 0 6 8 】

ライブモードでは、超音波プローブ 1 2 が被検体に当接され、操作者による操作部 3 8 からの指示入力により超音波診断が開始される。

【 0 0 6 9 】

超音波診断が開始されると、制御部 3 6 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（ステップ S 1 0 0 ）。そして、選択した送信遅延パターンおよび受信遅延パタ

50

ーンに従って、送信回路 1 4 および信号処理部 4 6 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。

【0070】

これに応じて、送信回路 1 4 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（ステップ S 1 1 0）。

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 1 6 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 S 1 2 0）。

10

【0071】

続いて、信号処理部 4 6 では、環境音速算出部 2 4 から供給される環境音速に基づいて、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（ステップ S 1 3 0）。また、受信フォーカス処理が施された受信データは、信号処理部 4 6 によりデータ処理されて B モード画像信号が生成される（ステップ S 1 4 0）。

【0072】

信号処理部 4 6 によって生成された B モード画像信号は、D S C 4 8 でテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換され、画像処理部 5 0 により必要な画像処理が施されて超音波画像が生成される。

20

画像処理部 5 0 によって生成された超音波画像は、画像メモリ 5 2 に格納されると共に、表示制御部 3 2 の制御により表示部 3 4 に表示される（ステップ S 1 5 0）。

【0073】

また、受信回路 1 6 によって生成された受信データは、制御部 3 6 から入力されるフレームレートに関する情報と関連付けて、シネメモリ 2 2 に順次格納されると共に、環境音速算出部 2 4 に供給され、環境音速が生成される。

【0074】

上記のように、超音波診断装置 1 0 では、環境音速算出部 2 4 により、被検体の着目領域における環境音速が算出され、算出された環境音速を用いて、受信フォーカス処理が行われる。この時、輝度画像の受信データよりも低い周波数（低周波）の超音波画像の受信データから環境音速が算出され、環境音速を算出するための超音波画像の受信データよりも高い周波数（高周波）の輝度画像を生成するための受信データに対して受信フォーカス処理が行われる。

30

つまり、環境音速を算出するための受信データは、輝度画像を生成するための受信データよりも低周波のデータである。

【0075】

なお、環境音速を算出するための低周波の超音波画像を取得する方法は何ら限定されない。以下に、低周波の超音波画像を取得する 2 つの例を挙げて説明する。

【0076】

図 9 は、図 1 に示す超音波診断装置で実施される受信フォーカス処理の流れを表す第 1 の実施形態の概念図である。

40

第 1 の実施形態の場合、あらかじめ被検体の着目領域における環境音速が算出され、輝度画像作成時に、算出された環境音速を用いて、輝度画像の受信データに対する受信フォーカス処理が行われる。

【0077】

同図に示すように、環境音速を算出するための受信データを取得する場合、制御部 3 6 の制御の下で、送信回路 1 4 および受信回路 1 6 により、輝度画像の受信データを取得するために被検体に送信される超音波ビームよりも低周波の超音波ビームを被検体に送信し、被検体からの超音波エコーを受信して、環境音速を算出するための受信データが取得される。そして、環境音速算出部 2 4 により、取得された受信データが解析されて環境音速

50

が算出される。

環境音速を算出するための受信データを取得する場合の超音波ビームの周波数は、例えば、腹部の受信データの取得を行う場合、2 MHz 以下であることが望ましい。

【0078】

一方、輝度画像の受信データを取得する場合、制御部36の制御の下で、送信回路14および受信回路16により、環境音速を算出するための受信データを取得する場合よりも高周波の超音波ビームを被検体に対して送受信して受信データが取得される。そして、画像生成部18により、算出された環境音速を用いて、取得された輝度画像の受信データに対して受信フォーカス処理が行われ、輝度画像が表示部34に表示される。

【0079】

なお、第1の実施形態では、環境音速の算出と、輝度画像の受信データの取得を1対1に対応させて行うが、これに限定されず、環境音速算出部24が、環境音速を算出するための受信データを取得して環境音速を算出する回数は、輝度画像の受信データを取得する回数以下の回数に間引いてもよい。環境音速は、例えば、診断部位が変更された場合に算出するのが望ましく、診断部位が同じ場合には、同じ環境音速（その診断部位で算出した環境音速）を使用して、取得される輝度画像の受信データに対して受信フォーカス処理を行ってもよい。

【0080】

続いて、図10は、図1に示す超音波診断画像で実施される受信フォーカス処理の流れを表す第2の実施形態の概念図である。

第2の実施形態の場合、第1の実施形態における輝度画像の受信データが周波数分離されて、低周波成分と高周波成分が抽出される。そして、低周波成分から環境音速が算出され、算出された環境音速を用いて、高周波成分に対して受信フォーカス処理、輝度画像の作成が行われる。

【0081】

同図に示すように、制御部36の制御の下で、送信回路14および受信回路16により、超音波ビームを被検体に対して送受信して受信データが取得される。そして、周波数分離部26により、取得された受信データから、受信データを取得するために被検体に送信された超音波ビームよりも低周波の、環境音速を算出するための受信データに相当する成分（低周波成分）と、それ以外の、輝度画像作成のための受信データに相当する高周波成分が抽出される。周波数成分の分離には、たとえば単純にバンドパスフィルタを用いる方法が考えられる。

なお、環境音速を算出するための超音波画像の受信データに相当する低周波成分の周波数は、同様に、腹部の受信データの取得の場合、2 MHz 以下であることが望ましい。

【0082】

続いて、環境音速算出部24により、抽出された低周波成分から環境音速が算出される。一方、画像生成部18により、算出された環境音速を用いて、抽出された高周波成分の受信データに対する受信フォーカス処理が行われ、受信フォーカス処理された高周波成分、すなわち、輝度画像が表示部34に表示される。

【0083】

なお、第2の実施形態では、輝度画像作成のための受信データとして、取得された受信データから抽出された高周波成分を使用しているが、受信データから抽出された高周波成分ではなく、受信データをそのまま使用してもよい。

【0084】

上記のように、輝度画像を生成するための受信データよりも低周波の受信データを用いて環境音速を算出することにより、環境音速は収差に対してロバストになり、被検体の診断部位の状態に係わらず、正確に環境音速を求めることができる。さらに、低周波の受信データから算出した環境音速を用いて、輝度画像を生成するための高周波の受信データの遅延時間を補正して、輝度画像を生成することにより、正確に受信フォーカスを合わせることができ、音速の不均一さの影響が少ない高画質な輝度画像を生成することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 5 】

次に、シネメモリ再生モード時における超音波診断装置 1 0 の動作を説明する。

シネメモリ再生モードは、シネメモリ 2 2 に格納されている受信データに基づいて、超音波画像の表示を行うモードである。

【 0 0 8 6 】

操作部 3 8 からの指示入力により、制御部 3 6 は、超音波診断装置 1 0 の動作モードをシネメモリ再生モードに切り替える。

シネメモリ再生モードの場合、制御部 3 6 は、シネメモリ 2 2 から受信データを読み出して、画像生成部 1 8 の信号処理部 4 6 に送信する。これ以後の動作はライブモードの場合と同様である。これにより、シネメモリ 2 2 に格納された受信データに基づく超音波画像（動画又は静止画）が表示部 3 4 に表示される。

10

【 0 0 8 7 】

なお、環境音速算出部 2 4 が受信データから環境音速を算出する場合、上記実施形態に限らず、どのような算出方法で環境音速を算出してもよい。

【 0 0 8 8 】

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 】

【 0 0 8 9 】

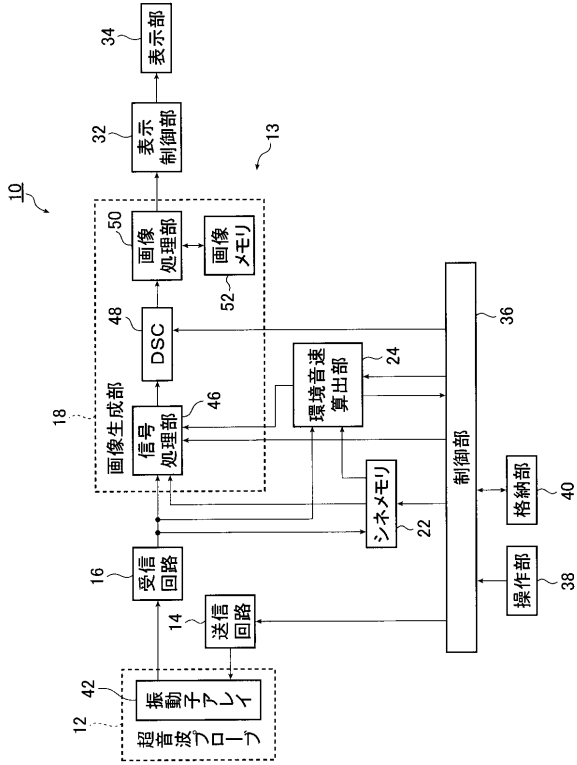
20

- 1 0 超音波診断装置
- 1 2 超音波プローブ
- 1 3 装置本体
- 1 4 送信回路
- 1 6 受信回路
- 1 8 画像生成部
- 2 2 シネメモリ
- 2 4 環境音速算出部
- 2 6 周波数分離部
- 3 2 表示制御部
- 3 4 表示部
- 3 6 制御部
- 3 8 操作部
- 4 0 格納部
- 4 2 振動子アレイ
- 4 6 信号処理部
- 4 8 D S C
- 5 0 画像処理部
- 5 2 画像メモリ
- 6 0 着目領域設定部
- 6 2 送信フォーカス制御部
- 6 4 設定音速指定部
- 6 6 フォーカス指標算出部
- 6 8 環境音速決定部

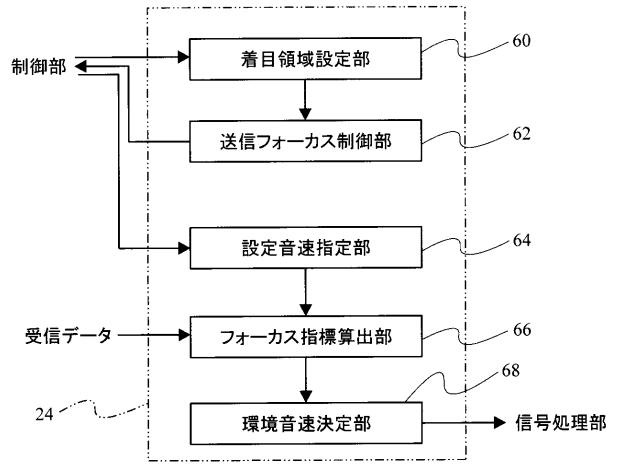
30

40

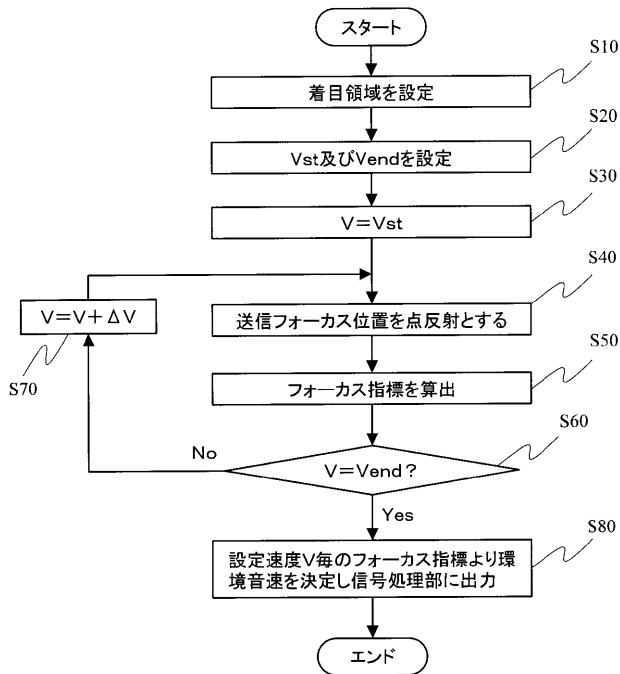
【図1】



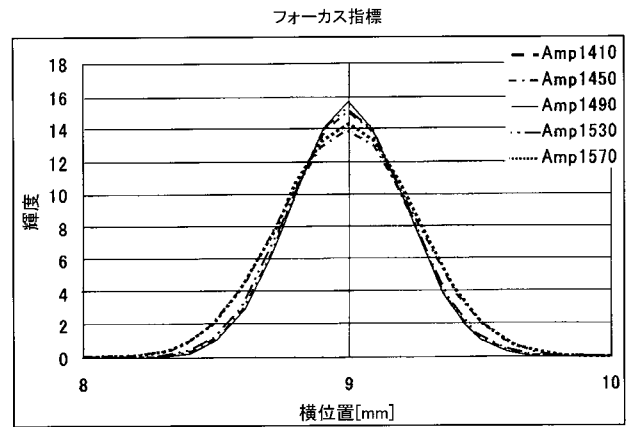
【図2】



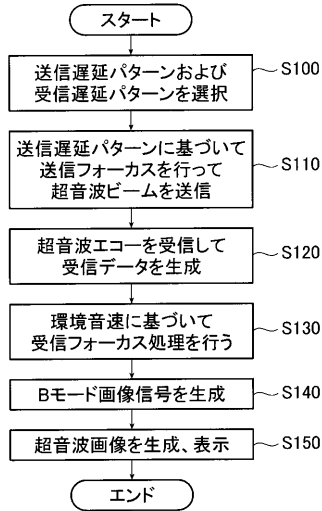
【図3】



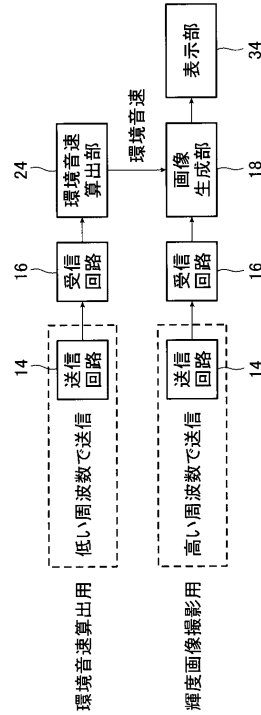
【図7】



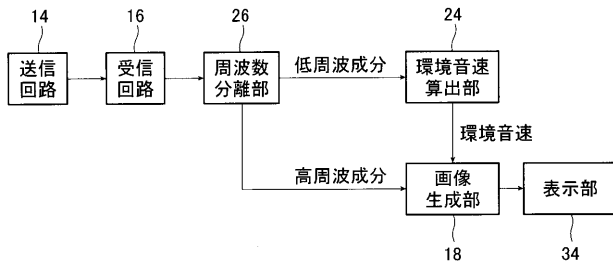
【 図 8 】



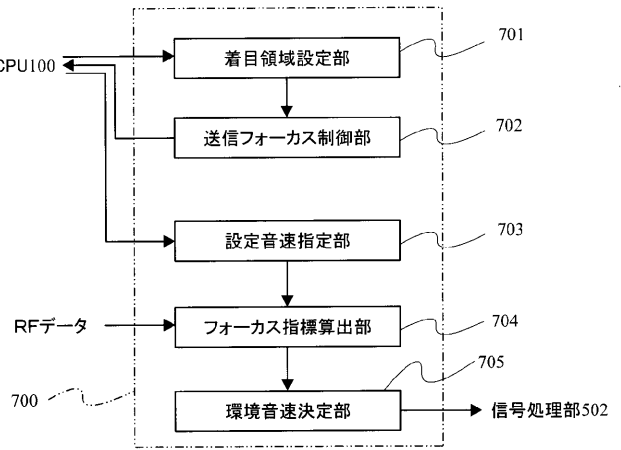
【 図 9 】



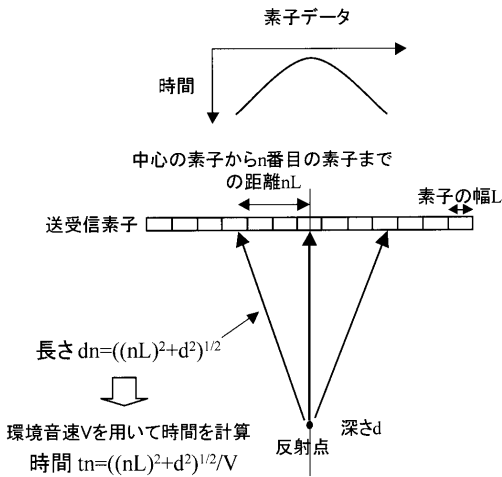
【 図 1 0 】



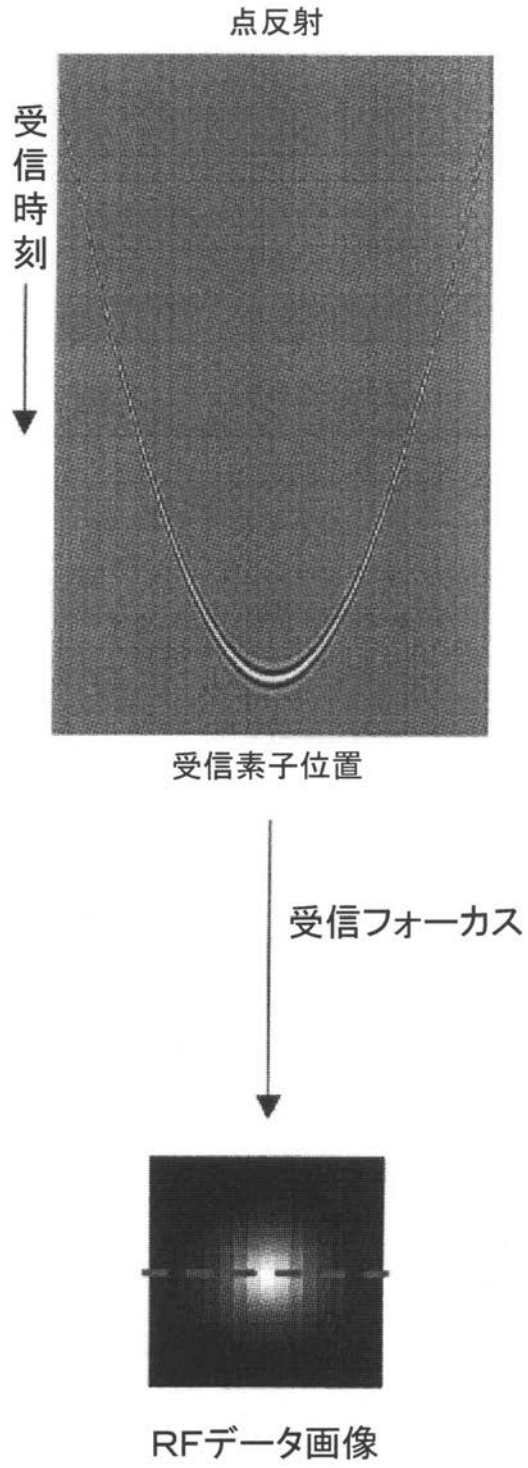
【 図 1 2 】



【 図 1 1 】



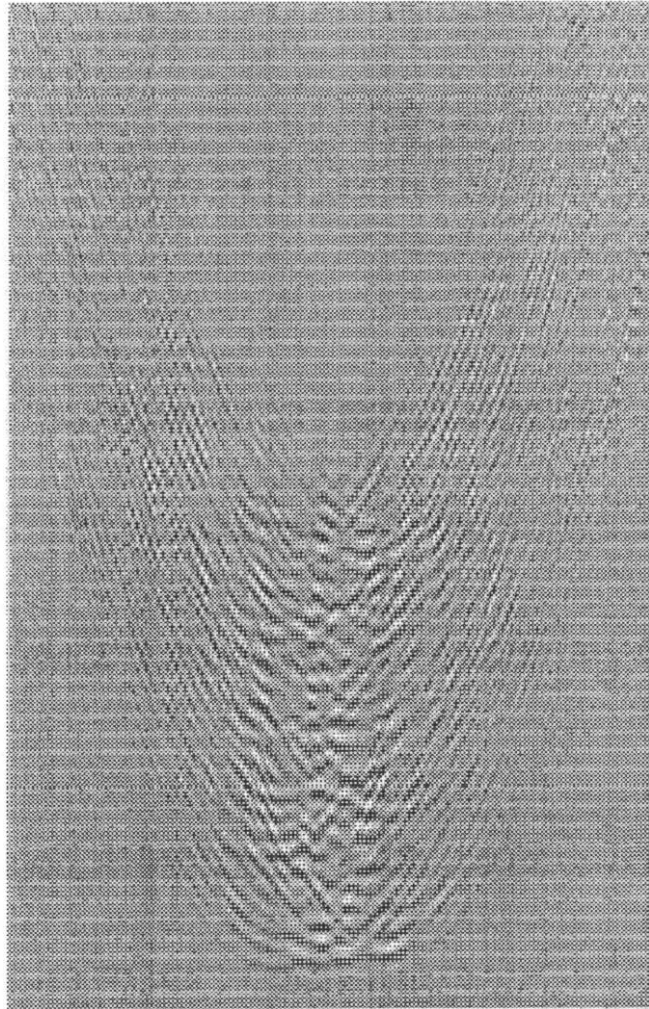
【 図 4 】



【 図 5 】

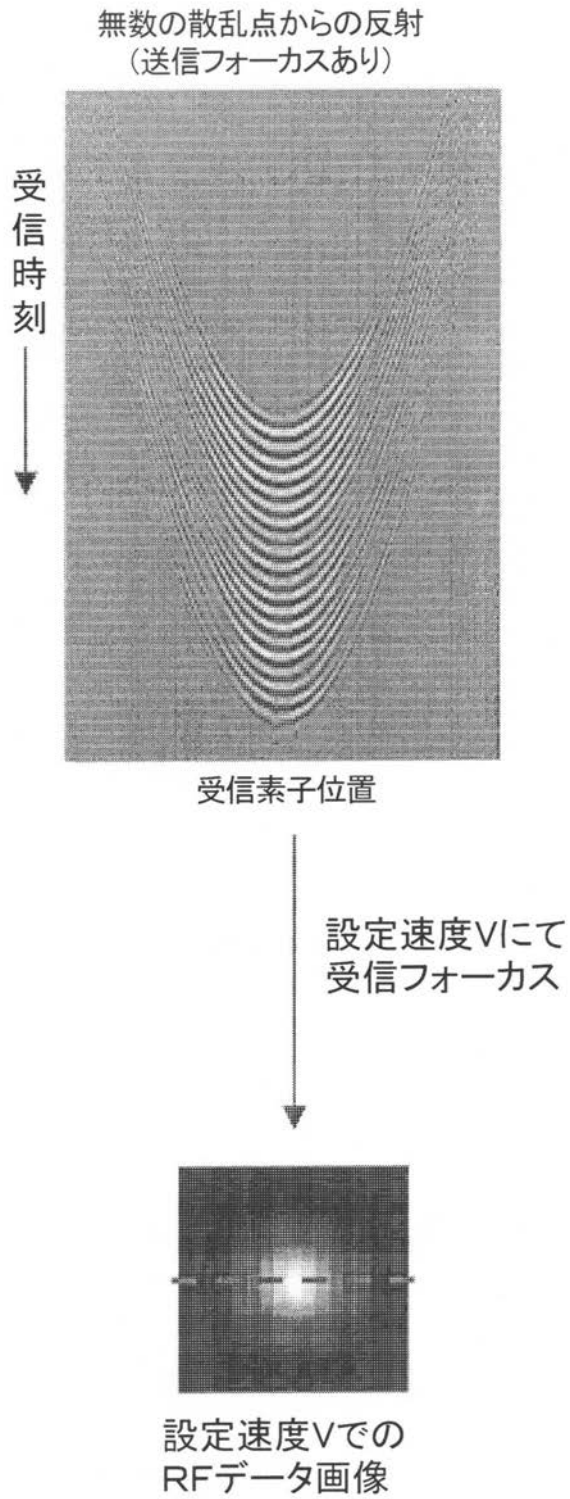
無数の散乱点からの反射
(送信フォーカスなし)

受信時刻



受信素子位置

【 図 6 】



专利名称(译)	超声诊断设备和数据处理方法		
公开(公告)号	JP2013244207A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012120014	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	A61B8/5269 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52049 G01S15/8915 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/00.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD20 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/JB31 4C601/LL04 4C601/LL05		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5851345B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置具有超声波发送/接收单元和环境声速计算单元，其中：超声波发送/接收单元将超声波束发送到对象，接收超声波回波，该超声波回波是从对象反射的超声波束，并输出接收数据；环境声速计算单元获取一组第一接收数据，用于计算对象内的环境声速，并且其频率低于用于生成对象的亮度图像的一组第二接收数据，分析获取第一接收数据，并计算环境声速。

