

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信させる送信部と、

送信された超音波の反射波のデジタル信号を用いて、同時受信数分の複数の走査線それぞれの反射波データを生成する際、方位方向に沿って同じ深さに位置する各走査線のサンプル点の反射波データを生成する処理を、深さ方向の位置を変更しながら行なう受信部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記受信部は、処理対象となるサンプル点の反射波データを生成する際に、生成済みの反射波データの生成に用いたデジタル信号の中で、共通して使用可能なデジタル信号を用いることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記受信部が反射波データの生成に用いたデジタル信号を記憶する記憶部、
を更に備え、

前記受信部は、処理対象となるサンプル点の反射波データを生成する際に、前記記憶部が記憶するデジタル信号から使用可能なデジタル信号を読み出すことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波の送受信を行なう超音波プローブと、

20

前記超音波プローブから超音波を送信させる送信部と、

前記超音波プローブが受信した反射波のデジタル信号を用いて、同時受信数分の複数の走査線それぞれの反射波データを生成する際、方位方向に沿って同じ深さに位置する各走査線のサンプル点の反射波データを生成する処理を、深さ方向の位置を変更しながら行なう受信部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブから被検体に対して超音波を送信し、被検体から反射された信号を受信することで、超音波画像を生成表示する。ここで、超音波診断装置は、超音波プローブが有する各振動子の位置等に応じた遅延をかけながら、各振動子が受信した反射波信号を加算することで、超音波ビーム（受信ビーム）を形成する。デジタル式のビーム形成（beam forming）を行なう場合、超音波診断装置は、各振動子が受信した反射波信号のデジタル信号を記憶するメモリから、デジタル信号を読み出すことで、受信ビームを形成する。

【0003】

40

また、超音波診断装置では、フレームレート（時間分解能）を向上させるために、並列同時受信法が行なわれている。並列同時受信法は、被検体に対して送信した超音波の反射波を複数方向から同時に受信することで、単位時間当たりのデータ量を増大させる方法である。

【0004】

従来、並列同時受信法を行なう場合、超音波診断装置は、同時受信を行なう走査線ごとに、受信ビームを形成している。しかし、走査線ごとに受信ビームを形成すると、同時受信数の増大に伴って、メモリからデジタル信号を読み出す回数が増大するため、受信ビームの形成に要する時間が増大する。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開昭63-222745号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、並列同時受信法を高いフレームレートで行なうことができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

10

実施形態の超音波診断装置は、送信部と、受信部とを備える。送信部は、超音波を送信させる。受信部は、送信された超音波の反射波のデジタル信号を用いて、同時受信数分の複数の走査線それぞれの反射波データを生成する際、方位方向に沿って同じ深さに位置する各走査線のサンプル点の反射波データを生成する処理を、深さ方向の位置を変更しながら行なう。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成例を示す図である。

【図2】図2は、整相加算を説明するための図である。

【図3】図3は、従来の並列同時受信法におけるビーム形成の一例を示す図である。

20

【図4】図4は、本実施形態に係るビーム形成部の構成例を示す図である。

【図5】図5は、同時受信数が4である場合の本実施形態に係るビーム形成処理の一例を説明するための図である。

【図6】図6は、同時受信数が8である場合の本実施形態に係るビーム形成処理の一例を説明するための図である。

【図7】図7は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートある。

【発明を実施するための形態】

【0009】

30

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0010】

(実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明する。図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成例を示す図である。図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。

【0011】

超音波プローブ1は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ1は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。なお、超音波プローブ1は、装置本体10と着脱自在に接続される。

40

【0012】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、

50

周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 3 】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。入力装置 3 は、所謂、「Man-Machine Interface」であり、例えば、超音波診断装置に対して各種の診断モードや診断モードに付随する各種のパラメータを設定することができる。

【 0 0 1 4 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像等を表示したりする。

10

【 0 0 1 5 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体 1 0 は、図 1 に示すように、送信部 1 1 と、受信部 1 2 と、B モード処理部 1 3 と、ドブラ処理部 1 4 と、画像生成部 1 5 と、画像メモリ 1 6 と、内部記憶部 1 7 と、制御部 1 8 とを有する。

【 0 0 1 6 】

送信部 1 1 は、超音波プローブ 1 から超音波を送信させる。送信部 1 1 は、図 1 に示すように、レートパルス発生器 1 1 1 と、送信遅延回路 1 1 2 と、送信パルス 1 1 3 とを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。レートパルス発生器 1 1 1 は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスは、送信遅延回路 1 1 2 を通ることで異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルス 1 1 3 へ電圧を印加する。すなわち、送信遅延回路 1 1 2 は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器 1 1 1 が発生する各レートパルスに対し与える。送信パルス 1 1 3 は、かかるレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。

20

【 0 0 1 7 】

駆動パルスは、送信パルス 1 1 3 からケーブルを介して超音波プローブ 1 内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、集束されて、所定方向に伝搬していく。すなわち、送信遅延回路 1 1 2 は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

30

【 0 0 1 8 】

なお、送信部 1 1 は、後述する制御部 1 8 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 9 】

超音波プローブ 1 が送信した超音波の反射波は、超音波プローブ 1 内部の圧電振動子まで到達した後、圧電振動子において、機械的振動から電氣的信号（反射波信号）に変換され、受信部 1 2 に入力される。受信部 1 2 は、図 1 に示すように、プリアンプ 1 2 1 と、A / D 変換器 1 2 2 と、第 1 メモリ 1 2 3 と、ビーム形成部 1 2 4 とを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。

40

【 0 0 2 0 】

プリアンプ 1 2 1 は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン調整を行なう。A / D 変換器 1 2 2 は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換することでゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。そして、A / D 変換器 1 2 2 は、デジタル信号を第 1 メモリ 1 2 3 に格納する。なお、第 1 メモリ 1 2 3 は、振動子ごと（或いは、チ

50

チャンネルごと)にデジタル信号を記憶する。

【0021】

ビーム形成部124は、整相加算を行なって、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された超音波ビーム(受信ビーム)を形成する。具体的には、ビーム形成部124は、第1メモリ123が記憶するデジタル信号に受信指向性を決定するために必要な受信遅延時間を与える。そして、ビーム形成部124は、受信遅延時間を与えられたデジタル信号の加算処理を行なって反射波データ(受信ビーム)を生成する。以下、図2を用いて、上記の整相加算について説明する。図2は、整相加算を説明するための図である。

【0022】

図2に示すように、被検体P内の反射源Rで反射された超音波(反射波)は、超音波プローブ1が有する複数の振動子それぞれに到達する。振動子は、受信した反射波をアナログの電気信号に変換する。そして、図2に示すように、振動子ごと(或いは、チャンネルごと)に設置されたA/D変換器122は、アナログの電気信号(ゲイン補正済みのアナログ信号)をデジタル信号に変換する。ここで、図2に示すように、各振動子と反射源Rとの距離が異なる。このため、反射源Rからの反射波が各振動子に到達する時間には、振動子間で差が生じる。そこで、遅延器としてのビーム形成部124は、図2に示すように、デジタル信号に、上述した受信遅延時間かける。受信遅延時間は、デジタル信号を出力したA/D変換器122に対応する振動子(或いは、チャンネル)の位置、超音波ビームの送信方向等に応じて設定される。そして、加算器としてのビーム形成部124は、図2に示すように、遅延がかけられたデジタル信号を加算する。これにより、受信ビームが形成される。

【0023】

ここで、デジタル式のビーム形成(beam forming)を行なうビーム形成部124は、第1メモリ123から、受信遅延時間に応じた位置に記憶されている各振動子(或いは、各チャンネル)のデジタル信号を読み出す。そして、ビーム形成部124は、読み出したデジタル信号を加算することで、受信ビームを形成する。1本の走査線での反射波データ(受信ビーム)は、複数のサンプル点(例えば、1024個のサンプル点)それぞれの加算データから構成される。

【0024】

このように、送信部11及び受信部12は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。例えば、送信部11は、後述する制御部18のスキャン制御機能により、超音波ビームの送信時に用いる圧電振動子の数及び位置(送信開口)等を制御することで、送信指向性を与える。送信部11は、送信開口を制御することで、走査方向における超音波ビームの中心軸の位置を決定する。また、受信部12は、後述する制御部18のスキャン制御機能により、反射波ビームの受信時に用いる圧電振動子の数及び位置(受信開口)等を制御することで、受信指向性を与える。受信部12は、受信開口を制御することで、超音波プローブ1にて受信される反射波ビームの位置を決定する。

【0025】

図1に戻って、Bモード処理部13は、受信部12から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(Bモードデータ)を生成する。

【0026】

ドプラ処理部14は、受信部12から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ(ドプラデータ)を生成する。

【0027】

Bモードデータは、走査範囲の各走査線上で設定された複数のサンプル点それぞれに位置する反射源の反射強度に応じた輝度値が割り当てられたデータとなる。また、ドプラデータは、各走査線上で設定された複数のサンプル点それぞれに、血流情報(速度、分散、

10

20

30

40

50

パワー)の値に応じた輝度値が割り当てられたデータとなる。

【0028】

画像生成部15は、Bモード処理部13及びドブラ処理部14が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部15は、Bモード処理部13が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像データを生成する。また、画像生成部15は、ドブラ処理部14が生成したドブラデータから移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0029】

ここで、画像生成部15は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部15は、超音波プローブ1による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部15は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理(平滑化処理)や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理(エッジ強調処理)等を行なう。また、画像生成部15は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ポディーマーク等を合成する。

10

【0030】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部15が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。

20

【0031】

画像メモリ16は、画像生成部15が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ16は、Bモード処理部13やドブラ処理部14が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ16が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部15を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0032】

内部記憶部17は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見等)や、診断プロトコルや各種ポディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部17は、必要に応じて、画像メモリ16が記憶する画像データの保管等にも使用される。

30

【0033】

制御部18は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部18は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部17から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信部11、受信部12、Bモード処理部13、ドブラ処理部14及び画像生成部15の処理を制御する。例えば、制御部18は、ビーム数やフレーム数、フレームレート等に応じて、送信部11及び受信部12に繰り返し周波数や送受信位置情報等を提供することで、スキャン制御及び画像生成制御を行なう。また、制御部18は、画像メモリ16が記憶する超音波画像をモニタ2に表示するように制御する。

40

【0034】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、本実施形態に係る超音波診断装置は、並列同時受信法により超音波画像の撮影を行なう。本実施形態に係る送信部11及び受信部12は、制御部18のスキャン制御機能により、並列同時受信法を実行する。並列同時受信法は、フレームレート(時間分解能)を向上させるための撮影法である。具体的には、並列同時受信法では、被検体Pの所定方向に対して送信した超音波ビームの反射波ビームを所定方向に隣接した複数方向から同時に受

50

信することで、単位時間当たりのデータ量を増大させる。

【0035】

従来、並列同時受信法を行なう場合、受信部12は、同時受信を行なう走査線ごとに、受信ビームを形成している。すなわち、従来の並列同時受信法におけるビーム形成では、走査線上に沿った方向で、各サンプル点の反射波データを生成していた。ここで、走査線上に沿った方向とは、アキシャル (axial) 方向のことであり、深さ方向のことである。しかし、走査線ごとに受信ビームを形成すると、同時受信数の増大に伴って、第1メモリ123からデジタル信号を読み出す回数が増大するため、受信ビームの形成に要する時間が増大する。以下、これについて図3を用いて説明する。図3は、従来の並列同時受信法におけるビーム形成の一例を示す図である。なお、図3では、横方向が振動子の配列方向であり、縦方向が超音波の送信方向 (深さ方向) である。また、図3では、「a~h」それぞれは、振動子を示している。また、図3では、「0~7」それぞれは、各走査線上におけるサンプル点の深さ方向の位置を示している。

10

【0036】

また、以下では、例えば、振動子「a」を通る深さ方向に沿った走査線を「a列」の走査線と記載する。また、以下では、例えば、深さ方向の位置「0」を通る横方向 (方位方向: lateral direction) に沿った線を「0行」と記載する。また、以下では、例えば、「a列」のデジタル信号の中で、「0行」の位置に相当するデジタル信号を「a0」信号と記載する。また、以下では、例えば、走査線「a列」における「0行」のサンプル点を「a列0行」のサンプル点と記載する。また、以下では、例えば、「a列0行」のサンプル点における整相加算後のデータ (反射波データ) を「a0」データと記載する。

20

【0037】

また、図3では、同時受信数が「4」である場合を示している。図3では、「d列」及び「e列」の中心方向を中心軸とする超音波ビーム (図中の下向きの矢印を参照) を送信することで、「c列」、「d列」、「e列」及び「f列」それぞれの反射波データ (図中の4本の上向きの矢印を参照) を生成する場合を例示している。

【0038】

まず、「c列」の受信ビームを生成するために、ビーム形成部124は、受信開口の振動子「a、b、c、d、e」それぞれが受信した反射波信号に対応するデジタル信号を用いる。まず、図3に示すように、ビーム形成部124は、「c0」データを生成するために、「c列0行」のサンプル点と受信開口の振動子との距離に基づいて、「a3」信号、「b1」信号、「c0」信号、「d1」信号及び「e3」信号それぞれを第1メモリ123から読み出し、読み出した5つの信号を加算する。

30

【0039】

次に、ビーム形成部124は、図3に示すように、「c1」データを生成するために、「a4」信号、「b2」信号、「c1」信号、「d2」信号及び「e4」信号それぞれを第1メモリ123から読み出し、読み出した5つの信号を加算する。

【0040】

次に、ビーム形成部124は、図3に示すように、「c2」データを生成するために、「a5」信号、「b3」信号、「c2」信号、「d3」信号及び「e5」信号それぞれを第1メモリ123から読み出し、読み出した5つの信号を加算する。

40

【0041】

次に、ビーム形成部124は、図3に示すように、「c3」データを生成するために、「a6」信号、「b4」信号、「c3」信号、「d4」信号及び「e6」信号それぞれを第1メモリ123から読み出し、読み出した5つの信号を加算する。ビーム形成部124は、上記の処理を、c列の全てのサンプル点を行なうことで、「c列」の受信ビーム (反射波データ) を生成する。

【0042】

「c列」の反射波データを生成した後、ビーム形成部124は、「d列」の反射波データ、「e列」の反射波データ、「f列」の反射波データを順次生成する。

50

【 0 0 4 3 】

ここで、図 3 に例示した場合においては、1つのサンプル点における反射波データが5つのデジタル信号を加算することで生成される。すなわち、従来では、ビーム形成部 1 2 4 は、1つのサンプル点のデータを生成するために、第 1 メモリ 1 2 3 に 5 回アクセスして5つのデジタル信号を読み出す必要がある。

【 0 0 4 4 】

ここで、1本の走査線上のサンプル点の数が「1 0 2 4」であるとする、ビーム形成部 1 2 4 は、1本の反射波データを生成するために第 1 メモリ 1 2 3 に「 $5 \times 1 0 2 4$ 」回アクセスして「 $5 \times 1 0 2 4$ 」個のデジタル信号を読み出す必要がある。更に、同時受信数「4」である場合、ビーム形成部 1 2 4 は、1回の超音波送信で4つの反射波データを生成するために、第 1 メモリ 1 2 3 に「 $5 \times 1 0 2 4 \times 4 = 2 0 4 8 0$ 」回アクセスして「2 0 4 8 0」個のデジタル信号を読み出す必要がある。

【 0 0 4 5 】

また、1フレーム分の反射波データを生成するために、送信開口は、順次移動される。このため、例えば、同時受信数「4」で、合計 8 本の反射波データを生成するためには、ビーム形成部 1 2 4 は、第 1 メモリ 1 2 3 に「 $5 \times 1 0 2 4 \times 8 = 4 0 9 6 0$ 」回アクセスして「4 0 9 6 0」個のデジタル信号を読み出す必要がある。更に、同時受信数「4」で、合計 1 6 本の反射波データを生成するためには、ビーム形成部 1 2 4 は、第 1 メモリ 1 2 3 に「 $5 \times 1 0 2 4 \times 1 6 = 8 1 9 2 0$ 」回アクセスして「8 1 9 2 0」個のデジタル信号を読み出す必要がある。

【 0 0 4 6 】

しかし、第 1 メモリ 1 2 3 からデジタル信号を読み出すには、一定の時間を要する。特に、近年、技術の進歩により、同時受信数は増大しており、単位時間当たりに生成しなければならないビーム数が増大している。しかし、図 3 を用いて説明したように、深さ方向でビーム形成を行なう従来法では、サンプル点当たりでのアクセス回数が一定であるため、単位サンプル点の反射波データを生成する時間は、どの位置のサンプル点であっても一定となる。従って、従来法では、同時受信数の増大に比例して、デジタル信号の読み出しに要する時間も増大する。その結果、従来では、同時受信数の増大に比例してビーム形成に要する時間が増大し、並列同時受信法を高いフレームレートで行なうことが困難となっていた。

【 0 0 4 7 】

そこで、本実施形態に係る受信部 1 2 が有するビーム形成部 1 2 4 は、並列同時受信法を高いフレームレートで行なうために、以下に説明する処理により並列同時受信法を実行する。図 4 は、本実施形態に係るビーム形成部の構成例を示す図である。図 4 に例示するように、本実施形態に係るビーム形成部 1 2 4 は、内部メモリである第 2 メモリ 1 2 4 1 と、受信遅延加算回路 1 2 4 2 とを有する。受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、図 2 を用いて説明したように、受信遅延時間を用いた遅延により、整相加算を行なう回路である。

【 0 0 4 8 】

本実施形態に係る受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波のデジタル信号を用いて、同時受信数分の複数の走査線それぞれの反射波データを生成する。ただし、本実施形態に係る受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、同時受信数分のビーム形成を行なう際、方位方向に沿って同じ深さに位置する各走査線のサンプル点の反射波データを生成する。すなわち、本実施形態に係る受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、深さ方向でビーム形成処理を行なう従来法とは異なり、方位方向でビーム形成処理を行なう。そして、本実施形態に係る受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、方位方向でのビーム形成処理を、深さ方向の位置を変更しながら行なう。

【 0 0 4 9 】

ここで、本実施形態に係る受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、処理対象となるサンプル点の反射波データを生成する際に、生成済みの反射波データの生成に用いたデジタル信号の中で、共通して使用可能なデジタル信号を用いる。かかる処理を行なうため、第 2 メモリ 1

10

20

30

40

50

2 4 1 は、受信遅延加算回路 1 2 4 2 が反射波データの生成に用いたデジタル信号を記憶する。そして、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、処理対象となるサンプル点の反射波データを生成する際に、内部メモリである第 2 メモリ 1 2 4 1 が記憶するデジタル信号から使用可能なデジタル信号を読み出す。

【 0 0 5 0 】

本実施形態では、方位方向でビーム形成処理を行なうことで、デジタル信号の読み出し回数を減少させる。これにより、本実施形態では、反射波データに要する生成時間を早くし、フレームレートを向上させる。以下、本実施形態に係るビーム形成処理の一例について、図 5 及び図 6 を用いて説明する。図 5 は、同時受信数が 4 である場合の本実施形態に係るビーム形成処理の一例を説明するための図である。また、図 6 は、同時受信数が 8 である場合の本実施形態に係るビーム形成処理の一例を説明するための図である。なお、以下では、図 3 を説明する際に用いた用語の定義を用いて、図 5 及び図 6 の説明を行なう。

【 0 0 5 1 】

図 5 に示すように、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、方位方向に沿ってサンプル点のデータを生成するため、4 ビーム同時受信の「0 行」の「c 0」データ、「d 0」データ、「e 0」データ及び「f 0」データの生成を行なう。

【 0 0 5 2 】

まず、図 5 に示すように、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、「c 0」データを生成するために、「c 列 0 行」のサンプル点と受信開口の振動子との距離に基づいて、「a 3」信号、「b 1」信号、「c 0」信号、「d 1」信号及び「e 3」信号それぞれを第 1 メモリ 1 2 3 から読み出し、読み出した 5 つの信号を加算する。また、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、読み出したデジタル信号を第 2 メモリ 1 2 4 1 に格納する。

【 0 0 5 3 】

次に、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、図 5 に示すように、「d 0」データを生成するために、「d 列 0 行」のサンプル点と受信開口の振動子との距離に基づいて、「b 3」信号、「c 1」信号、「d 0」信号、「e 1」信号及び「f 3」信号それぞれを第 1 メモリ 1 2 3 から読み出し、読み出した 5 つの信号を加算する。また、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、読み出したデジタル信号を第 2 メモリ 1 2 4 1 に格納する。

【 0 0 5 4 】

次に、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、図 5 に示すように、「e 0」データを生成するために、「e 列 0 行」のサンプル点と受信開口の振動子との距離に基づいて、「c 3」信号、「d 1」信号、「e 0」信号、「f 1」信号及び「g 3」信号それぞれを第 1 メモリ 1 2 3 から読み出し、読み出した 5 つの信号を加算する。また、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、読み出したデジタル信号を第 2 メモリ 1 2 4 1 に格納する。

【 0 0 5 5 】

次に、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、図 5 に示すように、「f 0」データを生成するために、「f 列 0 行」のサンプル点と受信開口の振動子との距離に基づいて、「d 3」信号、「e 1」信号、「f 0」信号、「g 1」信号及び「h 3」信号それぞれを第 1 メモリ 1 2 3 から読み出し、読み出した 5 つの信号を加算する。また、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、読み出したデジタル信号を第 2 メモリ 1 2 4 1 に格納する。

【 0 0 5 6 】

同様に、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、深さ方向を移動して、「1 行」の反射波データを生成する。すなわち、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、「c 1」データ、「d 1」データ、「e 1」データ及び「f 1」データの生成を行なう。

【 0 0 5 7 】

ここで、本実施形態の方法で反射波データを生成する場合、単位サンプル点の反射波データの生成速度は、従来法と比較して向上する。この点について説明すると、「c 0」データを生成するために、受信遅延加算回路 1 2 4 2 は、第 1 メモリ 1 2 3 から 5 回、デジタル信号を読み出す。しかし、「c 0」データの生成に用いた 5 つのデジタル信号の中で、「d 1」信号は、「e 0」データを生成する際にも、用いことができる。また、「d 0

10

20

30

40

50

」データの生成に用いた5つのデジタル信号の中で、「e1」信号は、「f0」データを生成する際にも、用いことができる。ここで、ビーム形成部124は、内部に「d1」信号及び「e1」信号を既に取り込んでいる。すなわち、第2メモリ1241には、「d1」信号及び「e1」信号が格納されているので、受信遅延加算回路1242は、「0行」のサンプル点のデータ生成で共通して用いられるデジタル信号を1回だけ読み出せば良いこととなる。

【0058】

図3に示す従来法の場合、「0行」の4つのサンプル点のデータを生成するためのアクセス回数は、「 $5 \times 4 = 20$ 」回となるが、図5に示す本実施形態の方法の場合、「0行」の4つのサンプル点のデータを生成するためのアクセス回数は、2つのデジタル信号が共通して使用可能であるため、「 $5 \times 4 - 2 = 18$ 」回となる。図5に示す本実施形態の方法の場合、1つの行において、4つのサンプル点のデータを生成するためのアクセス回数は、18回となる。

【0059】

ここで、1本の走査線上のサンプル点の数が「1024」であるとする。かかる場合、本実施形態の方法では、1回の超音波送信で4つの反射波データを生成するために第1メモリ123にアクセスする回数は、「 $18 \times 1024 = 18432$ 」回となり、図3に示す従来法でのアクセス回数「20480」回より減少する。

【0060】

また、1フレーム分の反射波データを生成するために、送信開口は、順次移動される。本実施形態の方法では、例えば、同時受信数「4」で、合計8本の反射波データを生成するために第1メモリ123にアクセスする回数は、「 $2 \times 18 \times 1024 = 36864$ 」回となり、図3に示す従来法でのアクセス回数「40960」回より減少する。また、本実施形態の方法では、例えば、同時受信数「4」で、合計16本の反射波データを生成するために第1メモリ123にアクセスする回数は、「 $4 \times 18 \times 1024 = 73728$ 」回となり、図3に示す従来法でのアクセス回数「81920」回より減少する。

【0061】

このように、本実施形態では、方位方向で整相加算処理を行なうことで、深さ方向で整相加算処理を行なう従来法と比較してアクセス回数が減少するので、1フレーム分の反射波データの生成に要する時間を短縮することができる。その結果、本実施形態では、並列同時受信法を高いフレームレートで行なうことができる。

【0062】

更に、本実施形態に係る方法を行なう場合、同時受信数を増加させることで、アクセス回数を更に減少させることができる。この点について、図6を用いて説明する。図6では、同時受信数が「8」である場合を示している。図6では、「f列」及び「g列」の中心方向を中心軸とする超音波ビーム（図中の下向きの矢印を参照）を送信することで、「c列」、「d列」、「e列」、「f列」、「g列」、「h列」、「i列」及び「j列」それぞれの反射波データ（図中の8本の上向きの矢印を参照）を生成する場合を例示している。図6に示すように、受信遅延加算回路1242は、方位方向に沿ってサンプル点のデータを生成するため、まず、8ビーム同時受信の「0行」の「c0」データ～「j0」データの生成を行なう。

【0063】

ここで、「c0」データの生成は、「a3」信号、「b1」信号、「c0」信号、「d1」信号及び「e3」信号が用いられる。「d0」データの生成は、「b3」信号、「c1」信号、「d0」信号、「e1」信号及び「f3」信号が用いられる。「e0」データの生成は、「c3」信号、「d1」信号、「e0」信号、「f1」信号及び「g3」信号が用いられる。「f0」データの生成は、「d3」信号、「e1」信号、「f0」信号、「g1」信号及び「h3」信号が用いられる。「g0」データの生成は、「e3」信号、「f1」信号、「g0」信号、「h1」信号及び「i3」信号が用いられる。「h0」データの生成は、「f3」信号、「g1」信号、「h0」信号、「i1」信号及び「j3」

10

20

30

40

50

信号が用いられる。「i 0」データの生成は、「g 3」信号、「h 1」信号、「i 0」信号、「j 1」信号及び「k 3」信号が用いられる。「j 0」データの生成は、「h 3」信号、「i 1」信号、「j 0」信号、「k 1」信号及び「l 3」信号が用いられる。

【0064】

図6に示すように、「d 1」信号は、「c 0」データの生成及び「e 0」データの生成において共通して用いられ、「e 1」信号は、「d 0」データの生成及び「f 0」データの生成において共通して用いられる。また、図6に示すように、「f 1」信号は、「e 0」データの生成及び「g 0」データの生成において共通して用いられる。また、図6に示すように、「g 1」信号は、「f 0」データの生成及び「h 0」データの生成において共通して用いられる。また、図6に示すように、「h 1」信号は、「g 0」データの生成及び「i 0」データの生成において共通して用いられる。また、図6に示すように、「i 1」信号は、「h 0」データの生成及び「j 0」データの生成において共通して用いられる。

10

【0065】

更に、図6に示すように、「e 3」信号は、「c 0」データの生成及び「g 0」データの生成において共通して用いられ、「f 3」信号は、「d 0」データの生成及び「h 0」データの生成において共通して用いられる。また、図6に示すように、「g 3」信号は、「e 0」データの生成及び「i 0」データの生成において共通して用いられ、「h 3」信号は、「f 0」データの生成及び「j 0」データの生成において共通して用いられる。

【0066】

20

このように、本実施形態の方法を用いて、8ビーム同時受信で「0行」の8つのサンプル点のデータを生成する場合、10個のデジタル信号は、共通で使用することができる。例えば、「c 0」データの生成に用いた「d 1」信号は、第2メモリ1241に記憶されている。このため、「e 0」データの生成時には、受信遅延加算回路1242は、第1メモリ123にアクセスして「d 1」信号を読み出す必要がない。

【0067】

図3に示す従来法で4ビーム同時受信を行なう場合、「0行」の8つのサンプル点のデータを生成するためのアクセス回数は、「 $5 \times 8 = 40$ 」回である。これに対して、図5に示す本実施形態の方法で4ビーム同時受信を行なう場合、「0行」の8つのサンプル点のデータを生成するためのアクセス回数は、合計4つのデジタル信号が共通して使用可能であるため、「 $5 \times 8 - 4 = 36$ 」回となる。そして、図6に示す本実施形態の方法で8ビーム同時受信を行なう場合、「0行」の8つのサンプル点のデータを生成するためのアクセス回数は、10個のデジタル信号が共通して使用可能であるため、38回より更に減少して、「 $5 \times 8 - 10 = 30$ 」回となる。

30

【0068】

ここで、1本の走査線上のサンプル点の数が「1024」とする。かかる場合、本実施形態の方法では、1回の超音波送信で8つの反射波データを生成するために第1メモリ123にアクセスする回数は、「 $30 \times 1024 = 30720$ 」回となる。すなわち、8つの反射波データを生成するために行なわれるアクセス回数は、従来法で4ビーム同時受信を行なう場合は「40960」、本実施形態の方法で4ビーム同時受信を行なう場合は「36864」、本実施形態の方法で8ビーム同時受信を行なう場合は「30720」となる。

40

【0069】

また、本実施形態の方法では、例えば、同時受信数「8」で、合計16本の反射波データを生成するために第1メモリ123にアクセスする回数は、「 $2 \times 30 \times 1024 = 61440$ 」回となる。すなわち、16本の反射波データを生成するために行なわれるアクセス回数は、従来法で4ビーム同時受信を行なう場合は「81920」、本実施形態の方法で4ビーム同時受信を行なう場合は「73728」、本実施形態の方法で8ビーム同時受信を行なう場合は「61440」となる。

【0070】

50

このように、本実施形態の方法は、従来法よりアクセス回数を減少させることができ、更に、同時受信数を増やすことで、アクセス回数を減少させることができる。

【0071】

なお、上記は、第2メモリ1241が、反射波データの生成に用いられたデジタル信号を、1行を1単位で記憶する場合を前提として説明したものである。すなわち、上記では、第2メモリ1241は、「 n 行」の処理中、反射波データの生成に用いられたデジタル信号を記憶し、「 n 行」の処理が終わった後は、記憶するデジタル信号を消去する。そして、第2メモリ1241は、「 $n+1$ 行」の処理中、反射波データの生成に用いられたデジタル信号を記憶し、「 $n+1$ 行」の処理が終わった後は、記憶するデジタル信号を消去する。

10

【0072】

しかし、本実施形態は、第2メモリ1241が、反射波データの生成に用いられたデジタル信号を、例えば、2行、3行等の複数行を1単位として記憶する場合であっても良い。かかる場合、例えば、「0行」の処理と「1行」の処理とで共通して使用可能なデジタル信号が増えるので、アクセス回数の削減効果は、更に向上する。また、本実施形態は、第2メモリ1241が、同時受信数が「 M 」の場合に、複数回（ A 回）の超音波送受信が行なわれることで「 $A \times M$ 」本の反射波データが生成されるまで、デジタル信号を記憶する場合であっても良い。「 A 」は、任意の整数として設定される。また、本実施形態は、第2メモリ1241が、1フレーム分の反射波データが生成されるまで、デジタル信号を記憶する場合であっても良い。すなわち、第2メモリ1241が記憶する単位は、第2メモリ1241の容量に応じて、任意に決定される。また、本実施形態では、第2メモリ1241が、ビーム形成部124の内部メモリである場合について説明したが、外部メモリである場合であっても良い。

20

【0073】

次に、図7を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図7は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。なお、図7では、同時受信数が「 M 」であり、1走査線上に設定されたサンプル点の個数が「 N 」である場合について説明する。また、図7では、1回の送受信により、「 $M \times N$ 」個のサンプル点のデータが生成されることで、「 M 」本の反射波データが生成される場合を示している。また、図7では、第2メモリ1241が、同時受信数分の複数の走査線の反射波データが生成されるまで、デジタル信号を記憶する場合を示している。

30

【0074】

図7に示すように、本実施形態に係る受信遅延加算回路1242は、同時受信数（ M ）分のデジタル信号が、第1メモリ123に格納されたか否かを判定する（ステップS101）。ここで、格納されていない場合（ステップS101否定）、受信遅延加算回路1242は、同時受信数（ M ）分のデジタル信号が格納されるまで待機する。

【0075】

一方、同時受信数（ M ）分のデジタル信号が格納された場合（ステップS101肯定）、受信遅延加算回路1242は、「 $n=0$ 、 $m=1$ 」に設定し（ステップS102）、「 m 列 n 行」のサンプル点で用いるデジタル信号の中で、第2メモリ1241に未格納のデジタル信号を特定する（ステップS103）。

40

【0076】

そして、受信遅延加算回路1242は、第1メモリ123から未格納のデジタル信号を読み込んで、第2メモリ1241に格納する（ステップS104）。そして、受信遅延加算回路1242は、「 m 列 n 行」のサンプル点の反射波データを生成する（ステップS105）。

【0077】

そして、受信遅延加算回路1242は、「 $m=M$ 」であるか否かを判定する（ステップS106）。ここで、「 m 」が「 M 」より小さい場合（ステップS106否定）、受信遅延加算回路1242は、「 $m=m+1$ 」に設定し（ステップS107）、ステップS10

50

3に戻る。

【0078】

一方、「 $m = M$ 」である場合（ステップS106肯定）、受信遅延加算回路1242は、「 $n = N - 1$ 」であるか否かを判定する（ステップS108）。ここで、「 n 」が「 $N - 1$ 」より小さい場合（ステップS108否定）、受信遅延加算回路1242は、「 $n = n + 1$ 」に設定し（ステップS109）、ステップS103に戻る。

【0079】

一方、「 $n = N - 1$ 」である場合（ステップS108肯定）、受信遅延加算回路1242は、「 M 」本の反射波データを生成したと判定し、処理を終了する。

【0080】

上述してきたように、本実施形態では、並列同時受信法を実行する際に、受信ビームの形成を、深さ方向ではなく、方位方向に行なうことで、同時受信数分の反射波データの生成に要する時間を短縮することができる。その結果、本実施形態では、並列同時受信法を高いフレームレートで行なうことができる。

【0081】

また、本実施形態では、ビーム形成部124内に一定のメモリアレイを設けて外部メモリから読み込んだデジタル信号を保持することで、共通して使用可能なデジタル信号を確保できる。その結果、本実施形態では、外部メモリへ無駄なアクセスを行なうことが回避できる。

【0082】

なお、近年、超音波診断装置の小型化が進められており、例えば、装置本体10を構成する処理部の一部が超音波プローブ1の内部に格納された超音波診断装置や、装置本体10が超音波プローブ1の内部に格納された超音波診断装置が実用化されている。かかる超音波診断装置では、例えば、図1に示す送信部11及び受信部12が少なくとも超音波プローブ1に内蔵されることで、上述したビーム形成を行なうことができる。

【0083】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、ビーム形成部124は、受信部12とは別途設置される場合であっても良い。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0084】

以上、説明したとおり、本実施形態によれば、並列同時受信法を高いフレームレートで行なうことができる。

【0085】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0086】

- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体

10

20

30

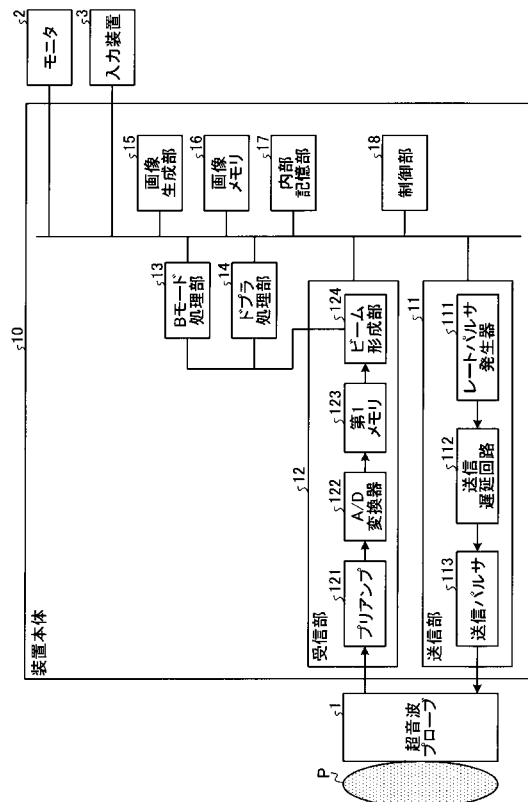
40

50

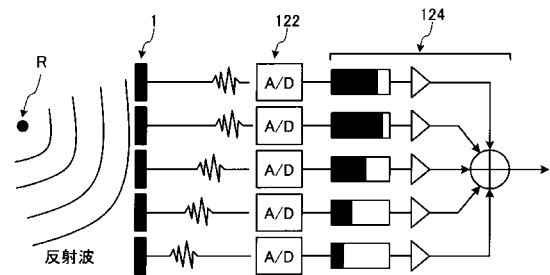
- 1 1 送信部
- 1 1 1 レートパルサ発生器
- 1 1 2 送信遅延回路
- 1 1 3 送信パルサ
- 1 2 受信部
- 1 2 1 プリアンプ
- 1 2 2 A / D 変換器
- 1 2 3 第 1 メモリ
- 1 2 4 ビーム形成部
- 1 2 4 1 第 2 メモリ
- 1 2 4 2 受信遅延加算回路
- 1 3 B モード処理部
- 1 4 ドブラ処理部
- 1 5 画像生成部
- 1 6 画像メモリ
- 1 7 内部記憶部
- 1 8 制御部

10

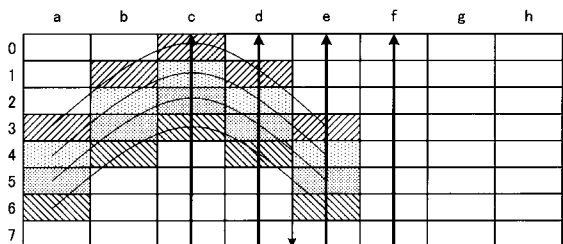
【 図 1 】



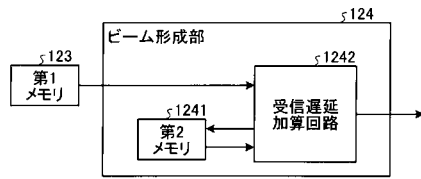
【 図 2 】



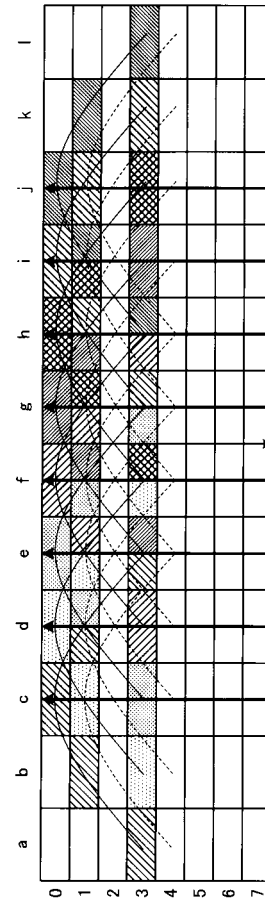
【 図 3 】



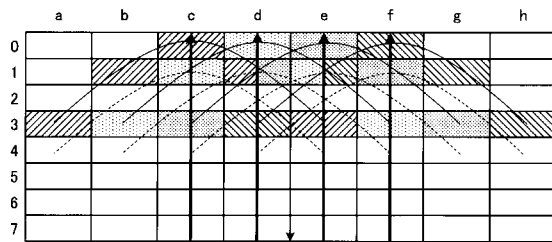
【図 4】



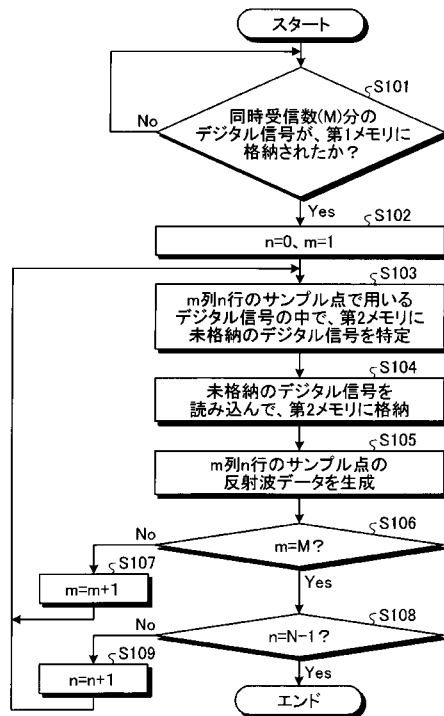
【図 6】



【図 5】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014003993A	公开(公告)日	2014-01-16
申请号	JP2012139639	申请日	2012-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	崔載鎬		
发明人	崔 載鎬		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE08 4C601/HH28 4C601/LL05		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：执行具有高帧速率的并行同时接收方法。解决方案：该实施例的超声诊断设备包括发送部分和接收部分。传输部分传输超声波。接收部分利用发送的超声波的反射波的数字信号，当为同时接收数的部分形成多条扫描线的各个反射波数据时，执行在采样点中形成反射波数据的处理沿着方位方向位于相同深度的各扫描线的位置，同时改变深度方向上的位置。

