

(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2008-229096
(P2008-229096A)

(43) 公開日 平成20年10月2日(2008.10.2)

(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 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-74345 (P2007-74345)
(22) 出願日 平成19年3月22日(2007.3.22)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 岩間 信行
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE07 GB06 JB03
JB08 JB10

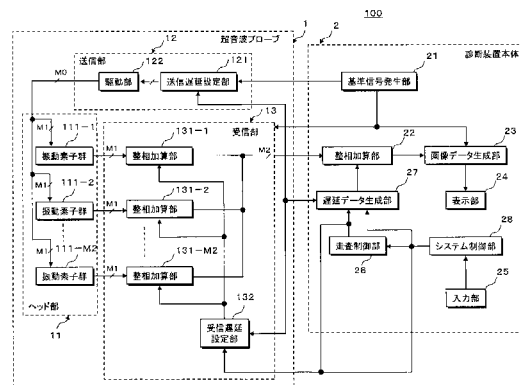
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブに内蔵された整相加算部に対する遅延データの転送時間を短縮する。

【解決手段】超音波プローブ1の内部にM2チャンネルからなる第1の整相加算部131を設けると共に超音波プローブ1のヘッド部11において2次元配列されたM0(M0>M2)個の振動素子を第1の整相加算部131と同数の第1の振動素子群111に区分し、第1の振動素子群111の各々に属するM1個の振動素子から得られた受信信号を第1の整相加算部131にて整相加算してM0チャンネルの受信信号をM2チャンネルの受信信号に束ねる際、受信遅延設定部132は、第1の振動素子群111の各々に属するM1個の振動素子を撮像条件に基づいて第2の振動素子群に区分し、次いで、第1の整相加算部131を制御して第2の振動素子群に区分された振動素子の各々から得られる受信信号に対し共通の遅延設定を行なう。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受信を行なう複数の振動素子とこれらの振動素子に対して形成された複数からなる第 1 の振動素子群の各々における複数の振動素子から得られた受信信号を整相加算する複数チャンネルの第 1 の整相加算手段とを超音波プローブに備え、前記第 1 の整相加算手段によって整相加算された複数チャンネルの受信信号を更に整相加算する第 2 の整相加算手段とこの第 2 の整相加算手段による整相加算後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを診断装置本体に備える超音波診断装置において、前記第 1 の振動素子群の各々における複数の振動素子を撮像条件に基づいて第 2 の振動素子群に区分し、この第 2 の振動素子群における複数の振動素子の各々に対応した前記第 1 の整相加算手段に対し共通の遅延設定を行なう受信遅延設定手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記撮像条件は、画像モード、超音波周波数、走査密度及び走査領域の少なくとも何れかであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記撮像条件を設定する入力手段を備え、前記受信遅延設定手段は、前記入力手段にて設定された前記撮像条件あるいは予め設定された前記撮像条件に基づいて前記第 2 の振動素子群の区分を行なうことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の整相加算手段は、前記第 2 の振動素子群における複数の振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号に対し共通の遅延位相あるいは共通の遅延時間を設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記遅延位相あるいは前記遅延時間に対応した遅延データを生成する遅延データ生成手段を備え、前記受信遅延設定手段は、前記第 2 の振動素子群における複数の振動素子に対応した前記第 1 の整相加算手段に対し前記遅延データ生成手段が生成した共通の遅延データを設定することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波の送受信方向を制御する走査制御手段を備え、前記遅延データ生成手段は、少なくとも前記走査制御手段から供給される前記送受信方向の情報と前記第 2 の振動素子群の区分情報に基づいて前記遅延データを生成することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記遅延データ生成手段は、前記受信遅延設定手段に対し前記遅延データを時系列的に供給することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記遅延データ生成手段は前記診断装置本体に備えられ、前記受信遅延設定手段は前記超音波プローブに内蔵されていることを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記配列された複数の振動素子に対して駆動信号を供給する駆動手段と、前記複数の振動素子を前記撮像条件に基づいて第 3 の振動素子群に区分すると共にこの第 3 の振動素子群における複数の振動素子を駆動する駆動信号に対し共通の遅延設定を行なう送信遅延設定手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記複数の振動素子は超音波プローブにて 1 次元あるいは 2 次元に配列されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、複数の振動素子と整相加算部が内蔵された超音波プローブを有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波を被検体の体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異に起因する反射波を前記振動素子で受信することにより前記被検体の体内情報を非侵襲あるいは低侵襲で得るものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの画像データを容易に得ることができるため臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

10

【0003】

被検体の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上述の方法を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

今日、最も普及している電子走査方式の超音波診断装置では、1次元配列された複数の振動素子に対する送受信を高速制御することによって2次元画像データのリアルタイム収集が行なわれている。この場合の2次元画像データは、被検体に対する超音波の2次元走査によって収集されるが、近年では、3次元走査によって得られたデータ(ボリュームデータ)に基づいて任意断面の2次元画像データ(MPR画像データ)やボリュームレンダリング画像データ等の3次元画像データを生成する方法も開発されている。

20

【0005】

上述のボリュームデータを収集する方法として、振動素子が1次元配列された従来の超音波プローブを機械的に移動あるいは回転させる方法と、2次元配列された振動素子を用い被検体内の3次元空間に対して超音波の送受信を順次行なう方法とが提案されているが、心臓等の循環器領域における超音波診断では、ボリュームデータあるいは3次元画像データのリアルタイム収集を可能とする後者の方法が広く用いられている。

【0006】

そして、後者の方法が適用された超音波診断装置の超音波プローブにおけるヘッド部には2次元配列された複数の振動素子が設けられ、これらの振動素子の素子数 M_0 は、振動素子が1次元配列された従来の超音波プローブの素子数に対し10倍乃至100倍に増大している。従って、これらの振動素子から得られた M_0 チャンネルの受信信号を整相加算して1チャンネルの受信信号に束ねる際、診断装置本体の整相加算部と振動素子の各々とを接続する信号ケーブルのチャンネル数も振動素子の素子数に伴って増大し、多チャンネルの信号ケーブルが付加された超音波プローブの操作性は著しく劣化するという問題点を有していた。

30

【0007】

上述の問題点に対し、超音波プローブの内部に M_2 チャンネル($M_2 < M_0$)の整相加算部(第1の整相加算部)を設けると共に2次元配列された M_0 個の振動素子を第1の整相加算部と同数の振動素子群(サブアレイ)に区分し、各々の振動素子群に属する M_1 個($M_1 = M_0 / M_2$)の振動素子から得られた受信信号を第1の整相加算部にて整相加算することにより M_0 チャンネルの受信信号を M_2 チャンネルの受信信号に束ねる方法が提案されている(例えば、特許文献1参照。)。

40

【0008】

この方法によれば、 M_2 チャンネルに束ねられた受信信号は、 M_2 チャンネルの信号ケーブルを介して診断装置本体に設けられた整相加算部(第2の整相加算部)へ供給され、この第2の整相加算部にて更に1チャンネルの受信信号に束ねられる。即ち、超音波プローブ及び診断装置本体の各々に設けられた整相加算部を用いて2段階の整相加算を行なうことにより信号ケーブルのチャンネル数は M_0 チャンネルから M_2 チャンネルへ低減し、

50

超音波プローブの操作性は大幅に向上する。

【特許文献1】特開2005-342194号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、配列された複数の振動素子から得られる受信信号の遅延時間あるいは遅延位相を制御することによって所定方向からの超音波を選択的に受信する電子走査型の超音波診断装置では、単位面積当たりの振動素子数が少ない場合（即ち、振動素子の配列密度が低い場合）には振動素子配列面の法線に対する超音波送受信方向の角度が増大するに従って受信感度は劣化し、更に、サイドローブ（副極大）に起因したアーチファクトの発生頻度が増大するため画像データの画質は劣化する。

10

【0010】

一方、超音波プローブの内部に第1の整相加算部が複数（M2）チャンネル設けられた場合、これらの整相加算部における遅延時間あるいは遅延位相を制御するための遅延データは、通常、診断装置本体から第1の整相加算部へ時系列的に供給される。従って、良質な画像データを得るために多くの振動素子が超音波プローブのヘッド部に配列された場合、これらの振動素子の各々に対応した第1の整相加算部に対する遅延データの転送に多くの時間が費やされる。

【0011】

例えば、x-y平面のx方向及びy方向に対して夫々48個配列された2304個の振動素子から得られた受信信号の各々に対する遅延設定が、80MHzの繰り返し周波数で診断装置本体からシリアル転送される遅延データに基づいて行なわれる場合、30μsec以上の転送時間が必要となり、被検体の3次元領域に対する超音波送受信の繰り返し周期（レート周期）も遅延データの転送時間分だけ長く設定しなくてはならない。即ち、第1の整相加算部を超音波プローブの内部に設ける上述の方法によれば、第1の整相加算部に対する膨大な遅延データの転送により画像データの収集や表示におけるリアルタイム性は劣化するという問題点を有していた。

20

【0012】

一方、遅延データの転送時間を短縮する方法として、転送における繰り返し周波数を高くする方法やパラレル転送等の方法が考えられるが、これらの方法は、回路構成が複雑になり消費電力が増大するという欠点を有している。

30

【0013】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、複数の振動素子と整相加算部が内蔵された超音波プローブを用いて被検体の画像データを収集する際、画像データの画質を劣化させることなくリアルタイム性の改善を可能とする超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、超音波の送受信を行なう配列された複数の振動素子とこれらの振動素子に対して形成された複数からなる第1の振動素子群の各々における複数の振動素子から得られた受信信号を整相加算する複数チャンネルの第1の整相加算手段を超音波プローブに備え、前記第1の整相加算手段によって整相加算された複数チャンネルの受信信号を整相加算する第2の整相加算手段とこの第2の整相加算手段によって整相加算された受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段を診断装置本体に備えた超音波診断装置において、前記第1の振動素子群の各々における複数の振動素子を撮像条件に基づいて第2の振動素子群に区分し、この第2の振動素子群における複数の振動素子の各々に対応した前記第1の整相加算手段に対し共通の遅延設定を行なう受信遅延設定手段を備えたことを特徴としている。

40

【発明の効果】

【0015】

50

本発明によれば、複数の振動素子と整相加算部が内蔵された超音波プローブを用いて被検体の画像データを収集する際、画像データの画質を劣化させることなくリアルタイム性の改善が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0017】

以下に述べる本発明の実施例では、超音波プローブの内部にM2チャンネル(M2 = 144)からなる第1の整相加算部を設けると共に前記超音波プローブのヘッド部において2次元配列されたM0個(M0 = 2304)の振動素子を第1の整相加算部と同数の第1の振動素子群に区分し、これら第1の振動素子群の各々に属するM1個(M1 = 16)の振動素子から得られた受信信号を第1の整相加算部にて整相加算することによりM0チャンネルの受信信号をM2チャンネルの受信信号に束ねる際、第1の振動素子群の各々に属するM1個の振動素子を画像モードや超音波データ収集条件等(以下では、これらを纏めて撮像条件と呼ぶ。)に基づいて更に第2の振動素子群に区分し、この第2の振動素子群に区分された振動素子の各々から得られた受信信号に対して共通の遅延設定を行なう。

【0018】

即ち、第2の振動素子群によって区分された振動素子の各々から得られた受信信号に対して共通の遅延設定を行なうことにより、診断装置本体から転送される遅延データ量を減少することができるため遅延データの転送時間を短縮することが可能となり、画像データの生成におけるリアルタイム性が向上する。

【0019】

尚、以下の実施例では、上述のように超音波プローブのヘッド部にて2次元配列されたM0 = 2304個の振動素子をM2 = 144からなる第1の振動素子群に区分し、第1の振動素子群の各々から得られたM1 = 16チャンネルの受信信号に対する整相加算によってM0チャンネルの受信信号をM2チャンネルの受信信号に束ねる場合について述べるが、M0、M1及びM2は上述の値に限定されない。

【0020】

(装置の構成)

以下では、本発明の実施例における超音波診断装置の構成と各ユニットの基本動作につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図3は、この超音波診断装置の超音波プローブ内に設けられた第1の整相加算部の具体的な構成を示すブロック図である。又、図6は、超音波診断装置の診断装置本体が備えた第2の整相加算部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図を示している。

【0021】

図1に示す超音波診断装置100は、その先端部において2次元配列されたM0個(M0 = 2304)の振動素子を有し被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブ1と、前記振動素子から得られた受信信号に基づいて画像データの生成と表示を行なう診断装置本体2とを有している。

【0022】

超音波プローブ1は、M0個の振動素子が2次元配列されたヘッド部11と、当該被検体に対して超音波を放射するための駆動信号を生成しM0個の振動素子に供給する送信部12と、M0個の振動素子に対して形成されたM2(M2 = 144)からなる第1の振動素子群111-1乃至111-M2の各々に属する振動素子から得られたM1チャンネル(M1 = 16)の受信信号を整相加算することによってM0チャンネルの受信信号をM2チャンネルの受信信号に束ねる受信部13を備えている。

【0023】

ヘッド部11において2次元配列されたM0個の振動素子とこれらの振動素子をM1個

10

20

30

40

50

単位で区分することによって形成されたM2からなる第1の振動素子群111-1乃至111-M2につき図2を用いて説明する。図2(a)は、M0個の振動素子がx-y平面のx方向及びy方向に対して夫々48個ずつ配列されたヘッド部11を示しており、これらの振動素子は、x方向及びy方向に夫々4個の振動素子を有したM2からなる第1の振動素子群111-1、111-2、111-3、・・・111-M2に区分される。そして、第1の振動素子群111-1乃至111-M2の各々は、図2(b)に示すようにM1個の振動素子101-1、101-2、101-3、・・・、101-M1によって構成されている。

【0024】

次に図1の送信部12は、送信遅延設定部121と駆動部122を備え、送信遅延設定部121は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間を有したタイミングパルスを基準信号発生部21から供給される基準信号に基づいて生成する。一方、駆動部122は、ヘッド部11にて2次元配列されているM0個の振動素子を駆動して送信超音波を被検体内へ放射するための駆動信号を上述のタイミングパルスに基づいて生成する。

10

【0025】

一方受信部13は、M2チャンネルからなる第1の整相加算部131-1乃至131-M2と、受信遅延設定部132とを備えている。

【0026】

第1の整相加算部131-1乃至131-M2の各々は、ヘッド部11において形成された第1の振動素子群111-1乃至111-M2の各々から出力されるM1チャンネルの受信信号に対して、所定の深さからの超音波反射波を収束するための遅延設定と所定の方向に対して強い受信指向性を設定するための遅延設定を行なった後1チャンネルの受信信号に束ねる機能を有している。

20

【0027】

図3は、第1の整相加算部131-1の具体例を示したブロック図であり、M1チャンネルからなるミキサ134-1乃至134-M1及び変調信号発生部135-1乃至135-M1と、加算部136と、ミキサ137及び復調信号発生部138と、フィルタ処理部139とを備えている。

【0028】

ミキサ134-1乃至134-M1及び変調信号発生部135-1乃至135-M1は、第1の振動素子群111-1から供給されるM1チャンネルの受信信号を所定の周波数に変調すると共に、後述の受信遅延設定部132が設定した振動素子101-1乃至101-M1に対する遅延データに基づき前記受信信号に対して所定の遅延位相を与える機能を有している。

30

【0029】

例えば、ミキサ134-1に対して中心周波数 f_0 の受信信号が第1の振動素子群111-1の振動素子101-1から供給され、更に、受信遅延設定部132から供給される遅延データに基づいて変調信号発生部135-1が発生した周波数 f_m と遅延位相 ϕ_1 を有する変調信号が供給された場合、ミキサ134-1は、供給された上述の受信信号と変調信号を乗算することにより中心周波数 $(f_0 - f_m)$ と遅延位相 ϕ_1 を有した受信信号を生成する。

40

【0030】

同様にして、ミキサ134-2乃至134-M1の各々は、第1の振動素子群111-1の振動素子101-2乃至101-M1から供給される受信信号と変調信号発生部135-2乃至135-M1から供給される周波数 f_m 及び遅延位相 ϕ_2 乃至 ϕ_{M1} を有した変調信号との乗算により中心周波数 $(f_0 - f_m)$ と遅延位相 ϕ_2 乃至 ϕ_{M1} を有した受信信号を夫々生成する。

【0031】

次いで、ミキサ134-1乃至134-M1の各々から出力された中心周波数 $(f_0 -$

50

f_m)と遅延位相 1 乃至 M_1 を有する M_1 チャンネルの受信信号は加算部 136 において整相加算され、中心周波数 $f_0 - f_m$ を有した整相加算後の受信信号は、ミキサ 137 において復調信号発生部 138 から供給される周波数 f_m の復調信号と乗算されて中心周波数 f_0 を有する整相加算後の受信信号が生成される。

【0032】

尚、上述の説明では、ミキサ $134 - 1$ 乃至 $134 - M_1$ における乗算によって中心周波数 $f_0 - f_m$ を有した受信信号が生成される場合について述べたが、中心周波数 $f_0 + f_m$ を有した受信信号も生成され、更に、ミキサ 137 における乗算によって中心周波数 f_0 を有した受信信号の他に中心周波数 $f_0 \pm 2f_m$ を有した受信信号も生成される。第 1 の整相加算部 $131 - 1$ に備えられたフィルタ処理部 139 は、このような不要な周波数成分 $f_0 \pm 2f_m$ をフィルタリング処理によって排除し、中心周波数 f_0 を有する受信信号のみを抽出する。

10

【0033】

以上述べたように、第 1 の整相加算部 $131 - 1$ は、第 1 の振動素子群 $111 - 1$ から供給される M_1 チャンネルの受信信号を整相加算して 1 チャンネルの受信信号に束ね、同様にして、第 1 の整相加算部 $131 - 2$ 乃至 $131 - M_2$ の各々は、第 1 の振動素子群 $111 - 2$ 乃至 $111 - M_2$ の各々から供給される M_1 チャンネルの受信信号を整相加算して 1 チャンネルの受信信号に束ねる。即ち、ヘッド部 11 にて 2 次元配列された M_0 個の振動素子から得られる M_0 チャンネルの受信信号は、第 1 の振動素子群単位で整相加算されて M_2 チャンネルの受信信号に束ねられる。

20

【0034】

尚、受信信号に対して遅延設定を行なう場合、受信波形における包絡線と位相の両方を遅延させることが望ましいが、本実施例のように隣接した振動素子から得られる受信信号に対して設定する遅延時間の差が比較的小さい場合には、位相のみを遅延させることにより略同等の精度を有した遅延設定が可能となる。

【0035】

図 1 へ戻って、受信部 13 の受信遅延設定部 132 は、第 1 の振動素子群 $111 - 1$ 乃至 $111 - M_2$ の各々における振動素子 $101 - 1$ 乃至 $101 - M_1$ をシステム制御部 28 から供給される撮像条件(画像モードや超音波データ収集条件等)の情報に基づいて第 2 の振動素子群に区分し、次いで、この区分情報に基づいて診断装置本体 2 における後述の遅延データ生成部 27 が生成した第 2 の振動素子群の各々に対する遅延データを第 1 の整相加算部 $131 - 1$ 乃至 $131 - M_2$ の各々に対して設定する。この場合、同じ第 2 の振動素子群に属する振動素子から得られた受信信号に対し同一の遅延設定を行なうための遅延データ(即ち、共通の遅延データ)が第 1 の整相加算部 $131 - 1$ 乃至 $131 - M_2$ に対して設定される。

30

【0036】

次に、受信遅延設定部 132 による遅延データの設定方法につき図 4 及び図 5 を用いて更に詳しく説明する。

【0037】

ヘッド部 11 に 2 次元配列された M_0 個($M_0 = 2304$)の振動素子は、図 2 において既に述べたように M_2 ($M_2 = 144$)からなる第 1 の振動素子群 $111 - 1$ 乃至 $111 - M_2$ に区分され、これら第 1 の振動素子群 $111 - 1$ 乃至 $111 - M_2$ の夫々は、 M_1 個($M_1 = 16$)の振動素子 $101 - 1$ 、 $101 - 2$ 、 $101 - 3$ 、 \dots 、 $101 - M_1$ によって構成されている。そして、受信部 13 の受信遅延設定部 132 は、第 1 の振動素子群 $111 - 1$ 乃至 $111 - M_2$ の夫々における振動素子 $101 - 1$ 乃至 $101 - M_1$ を上述の撮像条件に基づいて所定の大きさに区分し第 2 の振動素子群を形成する。

40

【0038】

図 4 は、第 1 の振動素子群 $111 - 1$ 乃至 $111 - M_2$ の各々に対して形成される第 2 の振動素子群の具体例を示したものであり、図 $4(a)$ は、第 1 の振動素子群 $111 - 1$ 乃至 $111 - M_2$ の各々において第 2 の振動素子群を形成しない場合、図 $4(b)$ は、第

50

1の振動素子群111-1乃至111-M2の各々に対し第2の振動素子群を4つ形成した場合、更に、図4(c)は、第2の振動素子群113を1つ形成した場合を示している。

【0039】

そして、例えば、図4(b)に示すように第1の振動素子群111-1に対して第2の振動素子群112-1乃至112-4を形成した場合、受信遅延設定部132は、第2の振動素子群112-1乃至112-4の各々に対する4種類の遅延データDd-1乃至Dd-4を診断装置本体2の遅延データ生成部27から順次受信する。次いで、受信遅延設定部132は、遅延データDd-1を第2の振動素子群112-1の振動素子101-1、101-2、101-5及び101-6に対応した第1の整相加算部131-1の変調信号発生部135-1、135-2、135-5及び135-6へ供給し、変調信号発生部135-1、135-2、135-5及び135-6の各々は、受信した遅延データDd-1に基づいた遅延位相を有する変調信号を発生する。

10

【0040】

更に、受信遅延設定部132は、遅延データDd-2を第2の振動素子群112-2の振動素子101-3、101-4、101-7及び101-8に対応した第1の整相加算部131-1の変調信号発生部135-3、135-4、135-7及び135-8へ、遅延データDd-3を第2の振動素子群112-3の振動素子101-9、101-10、101-13及び101-14に対応した第1の整相加算部131-1の変調信号発生部135-9、135-10、135-13及び135-14へ、更に、遅延データDd-4を第2の振動素子群112-4の振動素子101-11、101-12、101-15及び101-16に対応した第1の整相加算部131-1の変調信号発生部135-11、135-12、135-15及び135-16へ夫々供給する。そして、これらの遅延データDd-2乃至Dd-4を受信した各々の変調信号発生部135は、受信した遅延データDd-2乃至Dd-4に基づいた遅延位相を有する変調信号を発生する。

20

【0041】

以下同様にして、第1の振動素子群111-2乃至111-M2に対応した第1の整相加算部131-2乃至131-M2においても第2の振動素子群を単位とした遅延データの設定とこの遅延データに基づいた遅延位相を有する変調信号の発生が行なわれる。

【0042】

以上述べたように第1の振動素子群111-1乃至111-M2を更に区分して形成した第2の振動素子群に対して同一の遅延設定を行なうことにより、診断装置本体2の遅延データ生成部27から供給される遅延データのデータ量は低減し、従って、遅延データの転送時間を短縮することが可能となる。例えば、図4(a)のように第2の振動素子群を形成しない場合に対し、図4(b)の場合の遅延データ転送時間は1/4に、又、図4(c)の場合の遅延データ転送時間は1/16に短縮することが可能となる。

30

【0043】

一方、図5は、セクタ走査における超音波の送受信範囲(走査領域)を示したものであり、例えば、図5(a)に示すようなセクタ走査が超音波プローブ1を中心として行なわれる場合、この超音波プローブ1の振動素子配列面に対する法線Caに対し超音波の送受信角度xが大きい端部領域Raの走査では、振動素子101-1乃至101-M1から得られた受信信号の各々に対する遅延時間あるいは遅延位相の差は大きいため、これらの振動素子に対応した第1の整相加算部131-1乃至131-M2に対して独立な遅延設定が要求される。

40

【0044】

これに対し超音波の送受信角度xが小さい中央領域Rcの走査では、振動素子101-1乃至101-M1から得られた受信信号の各々に対する遅延時間あるいは遅延位相の差は小さいため、これらの振動素子に対応した第1の整相加算部131-1乃至131-M2に対し共通な遅延設定が可能となる。

【0045】

50

一方、図5(b)は、Bモード画像データD_b及びカラードブラ画像データD_cを示したものであり、通常、生体組織の形態診断を目的としたBモード法は高い空間分解能が要求され、循環器等の機能診断を目的としたカラードブラ法は高い時間分解能(リアルタイム性)が要求される。このような場合、受信遅延設定部132は、カラードブラ法における第2の振動素子群の数をBモード法より少なく設定することにより空間分解能に優れたBモード画像データと時間分解能に優れたカラードブラ画像データを独立あるいは同時に得ることができる。又、カラードブラ法において、サイドローブに起因する後述のクラッタノイズが許容できない場合、第2の振動素子群の数をBモード法より多く設定してもよい。

【0046】

更に、第2の振動素子群の設定は画像データの収集に用いる超音波周波数に基づいて行なってもよい。例えば、超音波周波数が高いほど第2の振動素子群の数を多く設定することにより、サイドローブの発生や感度の不均一性が抑えられた高品位の画像データを安定して得ることができる。

【0047】

再び図1へ戻って、超音波診断装置100の診断装置本体2は、所定の周波数を有した基準信号を発生する基準信号発生部21と、超音波プローブ1の受信部13から供給されるM2チャンネルの受信信号を整相加算して1チャンネルの受信信号に束ねる第2の整相加算部22と、第2の整相加算部22から出力された受信信号に基づいてBモード画像データやカラードブラ画像データ等の画像データを生成する画像データ生成部23と、得られたこれらの画像データを表示する表示部24と、被検体情報の入力、画像モードの設定、超音波データ収集条件の設定、画像データ表示条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部25を備え、更に、後述のシステム制御部28から供給される制御信号に基づいて被検体に対する超音波の送受信方向(走査方向)や走査順序等を制御する走査制御部26と、走査制御部26から供給される走査情報やシステム制御部28から供給される撮像条件、更には、受信部13の受信遅延設定部132から供給される第2の振動素子群の設定情報に基づいて第1の整相加算部131-1乃至131-M2や第2の整相加算部22に対する遅延データを生成する遅延データ生成部27と、超音波プローブ1及び診断装置本体2に備えられた上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部28を備えている。

【0048】

次に、第2の整相加算部22と画像データ生成部23の具体例につき図6のブロック図を用いて説明する。図6に示す第2の整相加算部22は、M2チャンネルのプリアンプ31、A/D変換部32及び遅延部33と加算部34を備えている。プリアンプ31は、信号ケーブルを介して超音波プローブ1の受信部13における第1の整相加算部131-1乃至131-M2から供給されるM2チャンネルの受信信号を増幅して十分なS/Nを確保する。そして、プリアンプ31において所定の大きさに増幅された受信信号は、A/D変換部32にてデジタル信号に変換され、遅延部33へ供給される。

【0049】

遅延部33は、A/D変換部32においてデジタル信号に変換された受信信号に対して、所定の深さからの超音波反射波を収束するための遅延時間と所定の方向に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間を与え、これらの遅延時間が与えられたM2チャンネルの受信信号は加算部34において加算合成される。即ち、超音波プローブ1の受信部13から供給されたM1チャンネルの受信信号は上述の遅延部33と加算部34によって整相加算され1チャンネルの受信信号に束ねられる。

【0050】

尚、超音波プローブ1の内部に設けられた第1の整相加算部131-1乃至131-M2と診断装置本体2に設けられた第2の整相加算部22とを用いてM0個の振動素子から得られた受信信号を整相加算することにより信号ケーブルのチャンネル数を低減させる方法については上述の特許文献1に記載されているため詳細な説明は省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

次に、図 5 に示す画像データ生成部 2 3 は、第 2 の整相加算部 2 2 における加算部 3 4 から出力される受信信号を信号処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 4 1 と、前記受信信号を信号処理してカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部 4 2 と、超音波の送受信方向を順次変更して得られる 2 次元平面あるいは 3 次元領域における B モードデータ及びカラードブラデータ（以下では、これらを纏めて超音波データと呼ぶ。）を順次保存する超音波データ記憶部 4 3 と、これらの超音波データを処理して 2 次元あるいは 3 次元の画像データを生成する超音波データ処理部 4 4 とを備えている。

【 0 0 5 2 】

B モードデータ生成部 4 1 は、包絡線検波部 4 1 1 と対数変換部 4 1 2 を備えている。包絡線検波部 4 1 1 は、第 2 の整相加算部 2 2 の加算部 3 4 から出力される受信信号に対して包絡線検波を行ない、対数変換部 4 1 2 は、包絡線検波後の受信信号に対する対数変換処理により小さな信号振幅が相対的に強調された B モードデータを生成する。

【 0 0 5 3 】

一方、カラードブラデータ生成部 4 2 は、 $\pi/2$ 移相部 4 2 1、ミキサ 4 2 2 - 1 及び 4 2 2 - 2、LPF（低域通過フィルタ）4 2 3 - 1 及び 4 2 3 - 2 を備え、加算部 3 4 から供給される受信信号に対し直交位相検波を行なって複素信号（I 信号と Q 信号）を生成する。

【 0 0 5 4 】

更に、カラードブラデータ生成部 4 2 は、ドブラ信号記憶回路 4 2 4、MTI フィルタ 4 2 5 及び自己相関演算部 4 2 6 を備えている。そして、直交位相検波によって得られた複素信号は、ドブラ信号記憶部 4 2 4 に一旦保存され、次いで、高域通過デジタルフィルタである MTI フィルタ 4 2 5 は、ドブラ信号記憶部 4 2 4 から読み出した前記複素信号に対して臓器等の固定反射体あるいは臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因するドブラ成分（クラッタ成分）を除去する。又、自己相関演算部 4 2 6 は、MTI フィルタ 4 2 5 によって抽出された血流情報のドブラ信号に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値、分散値及びパワー値を算出してカラードブラデータを生成する。

【 0 0 5 5 】

次に、超音波データ記憶部 4 3 は、B モードデータ生成部 4 1 及びカラードブラデータ生成部 4 2 において生成された被検体の 2 次元領域あるいは 3 次元領域における超音波データを順次保存する。一方、超音波データ処理部 4 4 は、超音波データ記憶部 4 3 において保存された 3 次元的な超音波データに対して所定の処理を行ない、ボリュームレンダリング画像データ、サーフェスレンダリング画像データ及び MIP（maximum intensity projection: 最大値投影）画像データ等の 3 次元画像データや MPR（multi-planar reconstruction: 断面変換）画像データ等の 2 次元画像データを生成する。更に、超音波データ処理部 4 4 は、2 次元的な超音波に対してフィルタリングや輪郭強調等の処理を行なって 2 次元画像データを生成する。

【 0 0 5 6 】

図 1 に戻って、表示部 2 4 は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備え、前記表示データ生成部は、画像データ生成部 2 3 にて生成された 2 次元画像データや 3 次元画像データに対し所定の表示形態に対応した走査変換処理を行なって表示データを生成し、前記データ変換部は、前記表示データに対して D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。

【 0 0 5 7 】

一方、入力部 2 5 は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、画像モードの設定、超音波データ収集条件の設定、画像データ表示条件の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等を行なう。尚、超音波データ収集条件として超音波周波数、走査密度、走

10

20

30

40

50

査領域（超音波送受信角度）、振動素子配列間隔等があり、画像モードとしてBモード画像データ収集モード、カラードプラ画像データ収集モード、更には、ドプラ信号の周波数分析データを収集するパルスドプラモード等がある。

【0058】

次に、走査制御部26は、入力部25からシステム制御部28を介して供給される撮像条件に基づき当該被検体に対する3次元走査あるいは2次元走査における超音波の送受信方向を設定する。又、遅延データ生成部27は、走査制御部26から供給される超音波送受信方向の情報やシステム制御部28から供給される撮像条件の情報、更には、受信部13の受信遅延設定部132から供給される第2の振動素子群の設定情報に基づき第1の整相加算部131-1乃至131-M2及び第2の整相加算部22における遅延時間あるいは遅延位相を設定するための遅延データを生成する。尚、遅延データ生成部27は、走査制御部26、システム制御部28及び受信遅延設定部132から供給される情報に基づいて遅延データを生成してもよいが、図示しない遅延データ記憶部に予め保管された種々の遅延データの中から上述の情報に対応した遅延データを選択し第1の整相加算部131-1乃至131-M2及び第2の整相加算部22へ供給してもよい。

10

【0059】

一方、システム制御部28は図示しないCPUと記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部25にて入力あるいは設定された被検体情報、画像モード、超音波データ収集条件等が保存される。そして、前記CPUは、上述の入力情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御し、2次元画像データあるいは3次元画像データの生成と表示を行なう。

20

【0060】

以上述べた本発明の実施例によれば、超音波プローブの内部にM2チャンネルからなる第1の整相加算部を設けると共に前記超音波プローブのヘッド部にて2次元配列されたM0個（ $M0 > M2$ ）の振動素子を第1の整相加算部と同数の第1の振動素子群に区分し、第1の振動素子群の各々に属する振動素子から得られた受信信号を第1の整相加算部にて整相加算することによりM0チャンネルの受信信号をM2チャンネルの受信信号に束ねる際、前記第1の振動素子群の各々に属する振動素子を撮像条件に基づいて更に第2の振動素子群に区分し、区分された振動素子の各々から得られる受信信号に対して共通の遅延設定を行なうことにより、診断装置本体から供給される遅延データのデータ量を低減させることができる。このため、遅延データの転送時間が短縮される。即ち、超音波データの収集時に要求される遅延データの精度に対応して第2の振動素子群を設定することにより、画像データの画質を劣化させることなくリアルタイム性と消費電力の改善が可能となる。

30

【0061】

特に、低い超音波周波数を用いた画像データの収集や捜査範囲の狭い画像データの収集におけるリアルタイム性が改善され、更に、高い空間分解能を有するBモード画像データと高い時間分解能を有するカラードプラ画像データを同時に収集することが可能となる。

【0062】

又、上述の実施例では、第2の振動素子群に属する振動素子から得られた受信信号に対し共通の遅延位相が与えられるため、第1の整相加算部を比較的簡単な回路構成で実現することができる。

40

【0063】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、超音波プローブ1が有するM0個の振動素子から得られた受信信号を整相加算する際に、撮像条件に基づいて前記振動素子を第2の振動素子群に区分し、同じ第2の振動素子群に属する振動素子から得られた受信信号に対し共通の遅延設定を行なう場合について述べたが、前記M0個の振動素子を駆動する際の遅延設定も同様に行なってもよい。例えば、図1に示した送信部12の送信遅延設定部121は、M0個の振動素子をシステム制御部28から供給される撮像条件の情報に基づいて第3の振動素子群に区分し、次いで、この区分情報

50

に基づいて遅延データ生成部 27 が生成した遅延データに従い、第 3 の振動素子群に属する振動素子を駆動するための駆動信号に対して共通の遅延設定を行なってもよい。

【0064】

又、超音波プローブ 1 に内蔵された第 1 の整相加算部 131 は M0 個の振動素子から供給される受信信号に対して遅延位相を与える場合について述べたが、診断装置本体 2 に設けられた第 2 の整相加算部 22 と同様にして前記受信信号に対し遅延時間を与えてもよい。

【0065】

更に、上述の実施例における遅延データ生成部 27 は走査制御部 26、システム制御部 28 及び受信遅延設定部 132 から供給される各種の情報に基づいて遅延データを生成し第 1 の整相加算部 131 及び第 2 の整相加算部 22 へ供給する場合について述べたが、図示しない遅延データ記憶部に予め保管された種々の遅延データの中から前記情報に対応した遅延データを選択し第 1 の整相加算部 131 及び第 2 の整相加算部 22 へ供給してもよい。

【0066】

又、超音波プローブ 1 において 2 次元配列された M0 個の振動素子に対して第 2 の振動素子群を設定する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、1 次元配列された多くの振動素子を撮像条件に基づいて 1 つあるいは複数の振動素子群に区分し、同じ振動素子群に属する振動素子から得られた受信信号に対して共通の遅延設定を行なうことにより、画像データの画質を劣化させることなくリアルタイム性の向上が可能となる。

【0067】

一方、上述の実施例における第 2 の振動素子群に対して共通の遅延設定を行なう場合、図 3 に示した変調用のミキサ 134 及び復調用のミキサ 137 を停止してもよい。一般に、周波数 f_0 の受信信号と周波数 f_m の変調信号を混合して周波数 $f_0 - f_m$ の受信信号を生成する場合、同時に発生する周波数 $f_0 + f_m$ の受信信号は図示しないフィルタ回路によって排除され、同様にして、周波数 $f_0 - f_m$ の受信信号と周波数 f_m の復調信号を混合して周波数 f_0 の受信信号を再現する場合、周波数 $f_0 - 2f_m$ の受信信号はフィルタ回路によって排除される。これに対して、変調用のミキサ 134 及び復調用のミキサ 137 を停止した場合、受信信号の一部を排除する必要がないため信号強度を低下させることなく加算合成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図 1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例の超音波プローブに形成された第 1 の振動素子群を示す図。

【図 3】同実施例の超音波プローブに設けられた第 1 の整相加算部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 4】同実施例における第 1 の振動素子群の各々に設定される第 2 の振動素子群の具体例を示す図。

【図 5】同実施例における超音波の走査領域と第 2 の振動素子群との関係を説明するための図。

【図 6】同実施例の診断装置本体が備える第 2 の整相加算部と画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【0069】

1 ... 超音波プローブ

101 ... 振動素子

11 ... ヘッド部

111 ... 振動素子群 (第 1 の振動素子群)

112、113 ... 振動素子群 (第 2 の振動素子群)

10

20

30

40

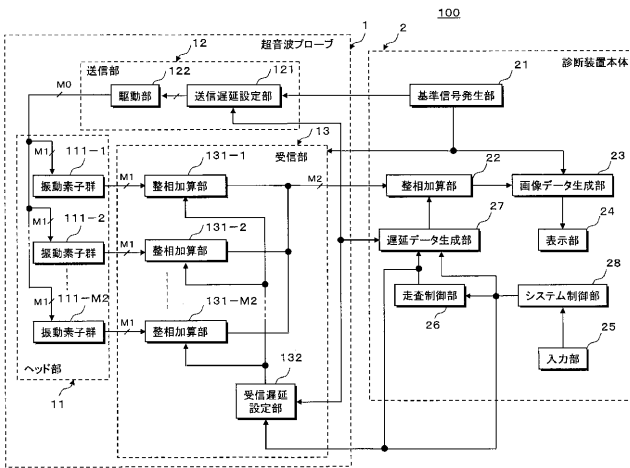
50

- 1 2 ... 送信部
- 1 2 1 ... 送信遅延設定部
- 1 2 2 ... 駆動部
- 1 3 ... 受信部
- 1 3 1 ... 整相加算部 (第1の整相加算部)
- 1 3 2 ... 受信遅延設定部
- 1 3 4、1 3 7 ... ミキサ
- 1 3 5 ... 変調信号発生部
- 1 3 6 ... 加算部
- 1 3 8 ... 復調信号発生部
- 1 3 9 ... フィルタ処理部
- 2 ... 診断装置本体
- 2 1 ... 基準信号発生部
- 2 2 ... 整相加算部 (第2の整相加算部)
- 2 3 ... 画像データ生成部
- 2 4 ... 表示部
- 2 5 ... 入力部
- 2 6 ... 走査制御部
- 2 7 ... 遅延データ生成部
- 2 8 ... システム制御部
- 4 1 ... Bモードデータ生成部
- 4 2 ... カラー Doppler データ生成部
- 4 3 ... 超音波データ記憶部
- 4 4 ... 超音波データ処理部
- 1 0 0 ... 超音波診断装置

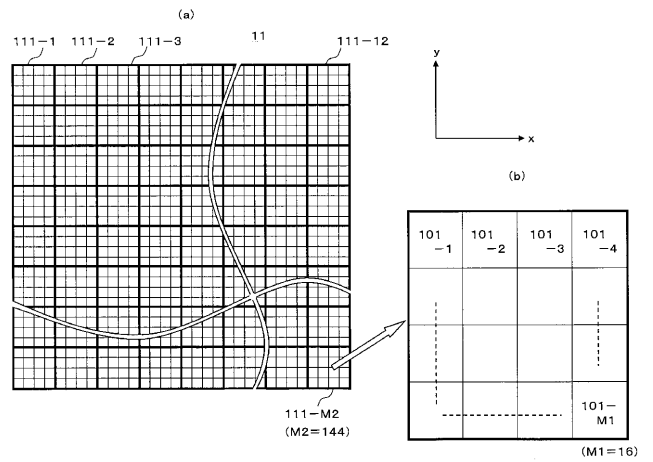
10

20

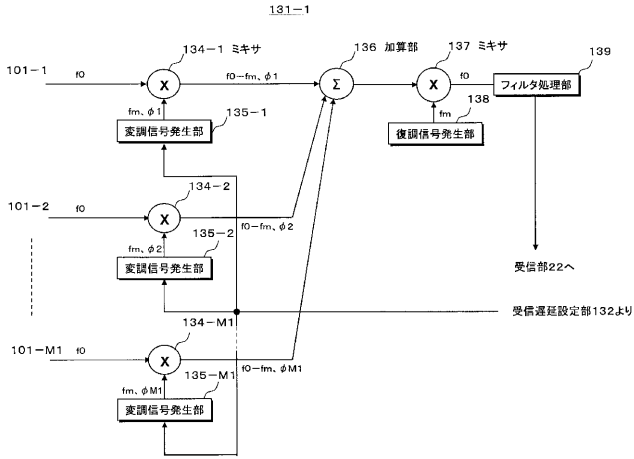
【図1】



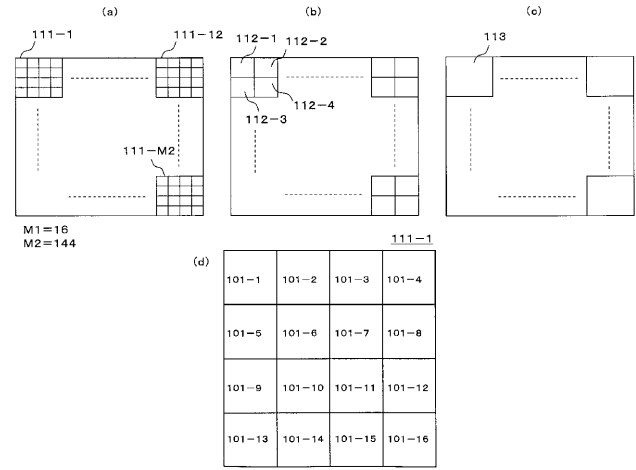
【図2】



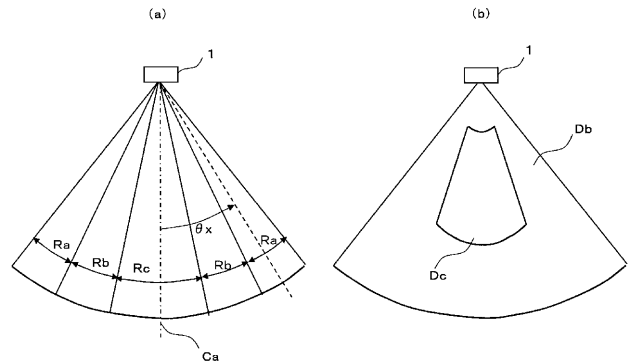
【図3】



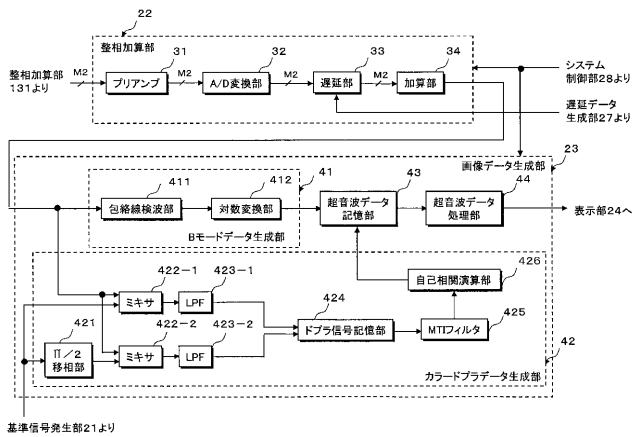
【図4】



【図5】



【図6】



基準信号発生部21より

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008229096A	公开(公告)日	2008-10-02
申请号	JP2007074345	申请日	2007-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	岩間信行		
发明人	岩間 信行		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 A61B8/00 G01S15/8925 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/GB06 4C601/JB03 4C601/JB08 4C601/JB10		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：缩短延迟数据到超声探头中包含的定相加法部分的传输时间。 解决方案：在超声探头1的内部设有一个具有M2通道的第一定相加法部分131，并且M0 (M0> M2) 振动元件二维地布置在超声探头1的头部11中。 与第一定相加法部131被分成相同数量的第一振动元件组111，并且首先调整从属于每个第一振动元件组111的M1个振动元件获得的接收信号 当通过在相位加法单元131中执行相位加法将M0通道的接收信号绑定到M2通道的接收信号时，接收延迟设置单元132设置属于每个第一振动元件组111的M1个振动元件。 基于成像条件，将其划分为第二振动元件组，然后控制第一定相加法单元131以接收从划分为第二振动元件组的每个振动元件获得的信号。 设置通用延迟设置。 [选型图]图1

