

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] （参考）
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 D 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L（全 12数）

(21)出願番号	特願2000－387114(P2000－387114)	(71)出願人	000005201 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地
(22)出願日	平成12年12月20日(2000.12.20)	(72)発明者	阿賀野 俊孝 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士 写真フイルム株式会社内
		(74)代理人	100100413 弁理士 渡部 温 （外1名）

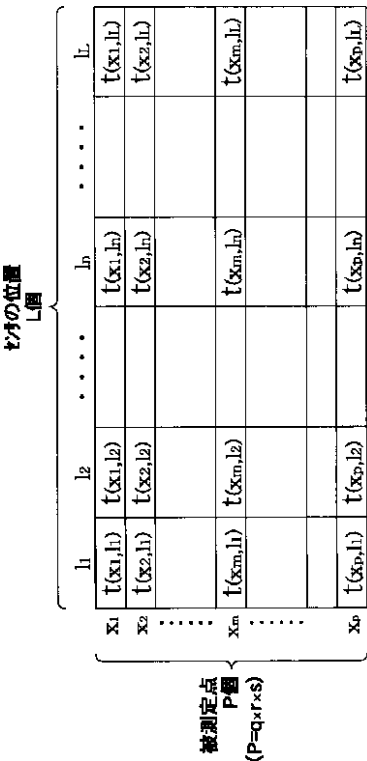
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像データ算出装置

(57)【要約】

【課題】 2次元センサアレイを用いて、異なる時刻において得られた複数の画像データに基づいて3次元画像データを算出する装置を提供する。

【解決手段】 2次元に配置された複数のセンサにそれぞれ対応する複数ラインのラインメモリと、各々の被測定点における送信手段から被測定点を介した各センサまでの距離とその経路における超音波の伝達速度との関係により得られる伝達時間データにより構成されるテーブルと、該テーブルを参照することによりラインメモリに記憶された検出データに基づいて複数の被測定点における画像データを算出する算出手段とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 3次元空間に存在する複数の被測定点に対して送信手段から超音波を送信し、被測定点から反射される超音波を複数のセンサを含む2次元センサアレイを用いて検出することにより得られる検出データに基づいて3次元画像データを算出する装置であって、前記複数のセンサの出力に基づいて得られる検出データを所定の期間分にわたってそれぞれ記憶する複数ラインのラインメモリと、

各々の被測定点について、前記送信手段から被測定点を介して各センサまでの距離とその経路における超音波の伝達速度との関係により得られる伝達時間データを格納するテーブルと、
前記テーブルにおいて各々の被測定点について格納されている伝達時間データに従って、前記ラインメモリに記憶されている検出データを読み出し、読み出された検出データに基づいてそれぞれの被測定点における画像データを算出する算出手段と、を具備する画像データ算出装置。

【請求項2】 3次元空間に存在する複数の被測定点に対して送信手段から超音波を送信し、被測定点から反射される超音波を複数のセンサを含む2次元センサアレイを用いて検出することにより得られる検出データに基づいて3次元画像データを算出する装置であって、前記複数のセンサの出力に基づいて得られる検出データを所定の期間分にわたってそれぞれ記憶する複数ラインのラインメモリと、
各々の被測定点について、前記送信手段から被測定点を介して各センサまでの距離とその経路における超音波の伝達速度との関係により得られる伝達時間データと、前記複数のセンサの出力に基づいて得られる検出データの重み付け係数とを格納するテーブルと、
前記テーブルにおいて各々の被測定点について格納されている伝達時間データに従って、前記ラインメモリに記憶されている検出データを読み出し、読み出された検出データに前記テーブルにおいてそれぞれの被測定点について格納されている重み付け係数を掛けて加算することによりそれぞれの被測定点における画像データを算出する算出手段と、を具備する画像データ算出装置。

【請求項3】 前記重み付け係数が、ゼロと所定数との内のいずれかを取ることを特徴とする請求項2記載の画像データ算出装置。

【請求項4】 前記テーブルを複数個具備する請求項1～3のいずれか1項記載の画像データ算出装置。

【請求項5】 前記2次元センサアレイを含む探触子を複数具備し、前記複数の探触子に対応するテーブルを、それぞれの探触子の付帯情報として有することを特徴とする請求項1～4のいずれか1項記載の画像データ算出装置。

【請求項6】 前記複数の探触子に対応する複数のテー

*ブルが、それぞれの探触子に対応して扱われるデータとして画像データ算出装置本体に読み込まれていることを特徴とする請求項5記載の画像データ算出装置。

【請求項7】 前記複数の探触子に対応する複数のテーブルが、それぞれの探触子に対応して扱われ記録媒体を介して画像データ算出装置本体に読み込まれることを特徴とする請求項5記載の画像データ算出装置。

【請求項8】 前記複数の探触子に対応する複数のテーブルが、それぞれの探触子の内部に保存されていることを特徴とする請求項5記載の画像データ算出装置。

【請求項9】 各々の被測定点について、前記送信手段から被測定点を介して各センサまでの距離とその経路における超音波の伝達速度との関係により得られる伝達時間データが、基準となる時間及び該時間との差により表されることを特徴とする請求項1～8のいずれか1項記載の画像データ算出装置。

【請求項10】 前記複数のセンサにそれぞれ対応する複数の検出信号処理手段と、
前記複数の検出信号処理手段から出力される検出信号を検出データに変換して前記複数ラインのラインメモリに供給する複数のA/D変換器と、
をさらに具備する請求項1～9のいずれか1項記載の画像データ算出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断等を行うために、異なる時刻において得られた複数の2次元画像データに基づいて3次元画像データを算出する画像データ算出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波診断等において3次元画像を取得するためには、2次元断面画像を複数取得して合成していた。この2次元断面画像は、位置センサ付きの1次元センサアレイをスキャンさせながら時系列で複数の画素データを取得し合成することにより得られ、さらに、複数の2次元断面画像をもとに断面間を補間することで3次元データを得ていた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、この手法によれば、センサアレイのスキャン方向に関しタイムラグがあるため、異時刻での断面像を合成していることになる。また、センサの位置をモニタし、その情報をもとに画像合成するので、合成画像はぼけたものとなる。従って、超音波診断におけるように生体を対象とする画像合成には適していない。

【0004】上記問題を解決するために、3次元画像の取得には、2次元センサアレイを用いることが望まれる。例えば、光ファイバアレイを用い、超音波信号を光の2次元像として取得する方法が考えられる。この方法によると、ある超音波を送信した後、一定時間経過し

て2次元センサアレイに入射する超音波信号を、時間を変えて複数枚取得することが可能である。しかし、この2次元データは、送信から一定時間経過後に入射する全ての超音波信号のデータが混じっており、そのままでは3次元上の特定のポイントにおけるデータを反映していない。

【0005】ところで、臨床放射線第43巻第11号(1998)には、望月剛による「三次元表示の原理」と題する文献が掲載されている。この文献において、従来の超音波走査断面を順次移動するデータ収集方法は、データ集合全体を得るまでに時間を要するため、動きのある被写体を対象とする場合には、正確な画像が得られないと述べられている。その解決方法の1つとして、移動する2次元のアレイ振動子を用いたデータ収集方法について述べられており、また、直接法として物体の表面及び内部情報を同時に表示する方法が紹介されている。しかし、ハードウェアや信号処理は大規模にならざるを得ないのが現状であるとも述べられている。

【0006】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、2次元センサアレイを用いて、異なる時刻において得られた複数の2次元画像データに基づいて3次元画像データを算出する画像データ算出装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】以上の課題を解決するため、本発明の第1の観点に係る画像データ算出方法は、3次元空間に存在する複数の被測定点に対して送信手段から超音波を送信し、被測定点から反射される超音波を複数のセンサを含む2次元センサアレイを用いて検出することにより得られる検出データに基づいて3次元画像データを算出する装置であって、複数のセンサの出力に基づいて得られる検出データを所定の期間分にわたってそれぞれ記憶する複数ラインのラインメモリと、各々の被測定点について、送信手段から被測定点を介して各センサまでの距離とその経路における超音波の伝達速度との関係により得られる伝達時間データを格納するテーブルと、該テーブルにおいて各々の被測定点について格納されている伝達時間データに従って、ラインメモリに記憶されている検出データを読み出し、読み出された検出データに基づいてそれぞれの被測定点における画像データを算出する算出手段と、を具備する。

【0008】また、本発明の第2の観点に係る画像データ算出装置は、3次元空間に存在する複数の被測定点に対して送信手段から超音波を送信し、被測定点から反射される超音波を複数のセンサを含む2次元センサアレイを用いて検出することにより得られる検出データに基づいて3次元画像データを算出する装置であって、複数のセンサの出力に基づいて得られる検出データを所定の期間分にわたってそれぞれ記憶する複数ラインのラインメモリと、各々の被測定点について、送信手段から被測定

点を介して各センサまでの距離とその経路における超音波の伝達速度との関係により得られる伝達時間データと、複数のセンサの出力に基づいて得られる検出データの重み付け係数とを格納するテーブルと、該テーブルにおいて各々の被測定点について格納されている伝達時間データに従って、ラインメモリに記憶されている検出データを読み出し、読み出された検出データに該テーブルにおいてそれぞれの被測定点について格納されている重み付け係数を掛けて加算することによりそれぞれの被測定点における画像データを算出する算出手段とを具備する。

【0009】本発明によれば、2次元センサアレイを用いて、同一センサ位置での異なる時刻において得られた複数の2次元画像データに基づいて3次元画像データを算出することができる。従って、生体を対象とする超音波診断において、鮮明な3次元画像を得ることが可能である。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面に基いて本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。図1は、本発明の第1の実施形態に係る画像データ算出装置を含む超音波診断装置を示している。図1に示すように、この超音波診断装置は、送信信号を発生する送信信号発生回路30と、この送信信号に基づいて超音波を送信する超音波送信部40を含んでいる。超音波送信部40は、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)やP(VDF(高分子圧電素子)等の圧電素子を用いた振動子により構成される。診断対象に向けて送信された超音波は、診断対象から反射されて超音波検出部50に受信される。超音波検出部50は、例えば、光ファイバーアレイ及び超音波検出素子等を含んでいる。超音波送信部40と超音波検出部50は、超音波送受信部(探触子)1を構成している。

【0011】また、この超音波診断装置は、光源11と、分光部12と、結像系15と、光検出器16とを含んでいる。光検出器16から出力される検出信号は、信号処理部61において信号処理が施され、さらに、A/D変換器62において検出データに変換される。

【0012】A/D変換器62から出力される検出データは、画像データ算出装置2に入力され、ラインメモリ80に記憶される。また、テーブル100には、画像データを算出する際に用いる伝達時間データ等が格納されている。画像処理部90は、テーブル100を参照することにより、ラインメモリ80に記憶されている検出データに基づいて画像データを算出し、3次元画像データを構成する。画像処理部90は、構成された3次元画像データに対して、さらに、補間処理、レスポンス変調処理、階調処理等の処理を施す。画像処理された3次元画像データは、画像表示部120において表示されると共に、2次記憶部110に記憶される。

【0013】タイミングコントロール部70は、所定のタイミングで送信信号を発生するように送信信号発生回路30を制御すると共に、送信時刻から一定時間経過後に、光検出器16から出力される検出信号を取り込むように信号処理部61を制御する。

【0014】ここで、光検出方式の2次元センサアレイとして、3つの例を以下に述べる。

(1) 光ファイバーアレイを用いた例

図2は、先端に超音波検出素子を設けた光ファイバーアレイを用いる超音波診断装置の一部を原理的に表した図である。図2において、光ファイバーアレイ13は、微細な光ファイバー13a、13b、13c・・・の断面を2次元マトリックス状に配列させたものである。また、先端に設けられた超音波検出素子14は、例えば、各々の光ファイバーの先端にそれぞれ形成されたファブリペロー共振器(FPRと略称)14a、14b、14c・・・又はファイバブラッググレーティングにより構成される。

【0015】光源11から発生した光は、分光器12を通過し、光ファイバーアレイ13に入射する。それぞれの光ファイバーに入射した光は、FPRの両端に形成されたハーフミラー(図中右端)及び全反射ミラー(図中左端)により反射される。この全反射面は、超音波検出素子14に印加される超音波により幾何学的変位を受けるので、反射光はこれにより変調されて、再び分光器12に入射する。分光器12に入射された反射光は、直接あるいは光ファイバー等を通して、又はレンズ等の結像系15を介して、光検出器16に結像する。

【0016】(2) 光ヘテロダイン干渉光学系を用いた例

図3は、光路差長を有する光ヘテロダイン干渉光学系を用いた2次元センサアレイを含む超音波診断装置の一部を原理的に表した図である。超音波が入射すると、レーザ共振器150の全反射ミラー151が変位し、全反射ミラー151と透過ミラー153との間隔が変化する。このとき、レーザ活性物質152の両脇に設置された2枚のミラー間で生じる定常波の振動数即ち共振周波数が変化し、レーザの発振周波数も偏移する。このレーザ光が干渉光学系160に入射すると、分光器161を透過し、部分反射ミラー162及び分光器161で反射し、レンズ165を介して光検出器166に入る光ビームL2と、部分反射ミラー162を透過し、周波数シフター163及びプリズム164を通過し、再び部分反射ミラー162を透過し、分光器161で反射し、レンズ165を介して光検出器166に入る光ビームL3との間で光路差長が生じる。

【0017】ここで、時間的に発振周波数が偏移する光ビームが光路差長のある光ヘテロダイン干渉光学系に入ると、元の光ヘテロダイン干渉信号の周波数を中心として、時間遅延分に相当する発振周波数の変化分だけシフ

トした周波数のビート信号が生じる。この周波数変調されたビート信号をアンプ171で増幅し、復調手段172で復調し、得られた復調信号を積分処理手段173で積分処理すれば、周波数の変化即ち超音波の波形を再現できる。この波形は波形表示部174に表示され、同時に波形記憶部175に記憶される。

【0018】(3) エバネセント場を用いた例

図4は、反射界面近傍のエバネセント場に存在する物体が超音波を受けて振動することによりエバネセント光の光量が増加することを利用した超音波トランスジューサを含む超音波診断装置の一部を原理的に表した図である。図4において、超音波トランスジューサは、プリズム133、間隙部134、オプティカルフラット135、及び間隙を作るためのスペーサ136より構成される。超音波がオプティカルフラット下面より入射すると、プリズム底面の全反射光の光量が超音波の音圧強度に依存して変化する。従って、レーザ共振器131とビーム拡大器132とから構成される光源130より出射される拡大されたレーザ光でプリズム底面を照射し、その全反射光強度分布を光検出器140で読み出すことにより、超音波の空間分布及び時間変化を計測する。

【0019】次に、図1及び図5を参照しながら、本発明の第1の実施形態に係る画像データ算出装置が用いられる超音波診断装置の動作について、詳しく説明する。図5は、超音波送信部から送信されたビームの進路を示す図である。本実施形態においては、超音波送信部から送信されるビームは、指向性を有するものとして説明する。図5において、超音波送信部40と、超音波検出部を構成する複数の超音波検出素子(センサ)50a、50b、・・・を含む超音波送受信部(探触子)1の一部と、P個の被測定点($P=q \times r \times s$)を含む被写体200とが示されている。図5に示すSは、超音波送信部40の位置を表しており、 $l_1, l_2, \dots, l_n, \dots, l_L$ は、センサ50a、50b、・・・の位置を表している。また、 $x_1, x_2, \dots, x_m, \dots, x_p$ は、被写体200に含まれる被測定点の位置を表している。

【0020】図5において、超音波送信部40から送信された指向性を有する超音波ビームは、1つの被測定点 x_m において反射し、指向性を有しないL個のセンサ50a、50b、・・・により検出される。検出された超音波は、超音波検出部50において光強度信号に変換される。

【0021】ここで図6を参照する。図6は、ラインメモリの接続を示すブロック図である。図6において、センサ50a、50b、・・・には、光学系10a、10b、・・・と、信号処理部61a、61b、・・・と、A/D変換器62a、62b、・・・が接続されている。ここで、光学系10a、10b、・・・は、それぞれが図1に示す分光部12、結像系15、光検出器16

を含んでも良い。また、タイミングコントロール部70は、超音波送信部40及び各信号処理部61a、62b、・・・を制御する。

【0022】ラインメモリ80は、L個のセンサに対応するL個のラインを有している。また、各ラインが有するワード数は、被写体の厚みや大きさから決定することができる。即ち、各ラインには、対応するセンサが検出した信号が時系列に入力される。例えば、人体の厚さが20cm程度とすると、20cm程度の人体を超音波が往復するのに要する時間は約260μ秒である。従って、超音波を送信した時点から起算して260μ秒間に得られたサンプルを記憶するだけの記憶容量を用意すれば良い。ここで、1つのサンプルを1ワードのデータで構成すると、毎秒200M(メガ)サンプルの割合でデータを取得する場合には、1ライン分のメモリに必要な記憶容量は、

200Mサンプル/s×260μs=52kワードとなる。

【0023】ここで、再び図5を参照すると、超音波送信部40から送信された超音波は、被測定点 x_m を経て、位置 l_1 にあるセンサ50aにより検出される。タイミングコントロール部70は、超音波の送信時間から一定時間経過後にデータ取り込み信号を出力し、一定時間内に光学系10aに入射した光強度信号は、電気信号として信号処理部61aに取り込まれ、A/D変換器62aにおいてデジタル変換される。さらに、デジタル変換された検出データは、ラインメモリ80のライン l_1 に入力される。ラインメモリ80のライン l_1 には、センサ50aにより検出されてデジタル変換された検出データが時系列に蓄積される。他のセンサについても同様に、 l_n (図5参照)に位置するセンサ50cにより検出された信号は、接続されている光学系10cと、信号処理部61cと、A/D変換器62cとを経て、ラインメモリ80のライン l_n に入力される。

【0024】このように、ラインメモリ80には、 $l_1 \sim l_L$ の各ラインから被測定点 x_m 等に関する検出データ、即ち、センサ50aにより時間 t に検出された検出データ $D(t, l_1)$ から、センサ50dにより時間 t に検出された検出データ $D(t, l_L)$ までが記憶される。

【0025】図7に、ラインメモリ80に記憶された検出データに基づいて画像データを算出する際に用いる伝達時間データ等を格納するテーブル100の構成を示す。図7に示すように、テーブル100は、被写体200を構成するP個の被測定点 $x_1, x_2, \dots, x_m, \dots, x_p$ に対応するP個の行と、L個のセンサの位

$$D_m = D\{t(x_m, l_1), l_1\} + D\{t(x_m, l_2), l_2\} + \dots + D\{t(x_m, l_L), l_L\} \\ = \sum_{n=1}^L D\{t(x_m, l_n), l_n\} \quad \dots (1)$$

*置 $l_1, l_2, \dots, l_n, \dots, l_L$ に対応するL個の列とによって構成される。ここで、 $1 \leq m \leq P, 1 \leq n \leq L$ である。

【0026】再び図5を参照すると、超音波が送信されてからセンサ50aにより検出されるまでの時間 $t(x_m, l_1)$ は、超音波送信部40の位置Sと、ある被測定点の位置 x_m と、センサ50aの位置 l_1 とを用いて、 $t(x_m, l_1) = (S \sim x_m \sim l_1 \text{間の距離}) / (\text{超音波の速度})$

と表される。即ち、超音波ビームが送信されてから $t(x_m, l_1)$ 時間後に、センサ50aにより検出された信号は、被測定点 x_m に関するものと決まる。同様に、時刻 $t(x_m, l_n)$ において位置 l_n のセンサにより検出された信号は、被測定点 x_m に関するものである。

【0027】超音波ビームが送信されてから位置 l_n のセンサが被測定点 x_m に関するデータを検出するまでに要する時間を表す伝達時間データ $t(x_m, l_n)$ は、テーブル100のm行n列に格納されている。同様に、他のセンサについてもテーブル100の対応する行及び列に伝達時間データが格納されている。従って、テーブル100のm行目に格納されている伝達時間データ $t(x_m, l_1), t(x_m, l_2), \dots, t(x_m, l_n), \dots, t(x_m, l_L)$ を参照することにより、ラインメモリ80に記憶されている検出データの中から被測定点 x_m に関する検出データを選択することができる。

【0028】これらの伝達時間データは、各センサ50a、50b、・・・と各被測定点 $x_1, x_2, \dots$ との相互の位置関係により決定されるため、テーブル100には、L個のセンサのそれぞれに対応するP個の被測定点に関する伝達時間データが予め入力されている。

【0029】ここで、時間 $t(x_m, l_n)$ は、ビームが送信された時点から起算して測定された時刻でも良いし、基準となる時間と、その時間との差を用いて、 $t(x_m, l_n) = t_0 + \Delta t(x_m, l_n)$ のように表しても良い。基準となる時間は、例えば、被測定点と最も短い距離にあるセンサが信号を検出するのにかかった時間等を用いることができる。

【0030】画像処理部90(図1)は、ラインメモリ80に記憶された検出データに基づいて、テーブル100を参照しながら各被測定点の画像データを算出する。即ち、被測定点 x_m に関する画像データ D_m は、m行目に入力された伝達時間データ $t(x_m, l_1), t(x_m, l_2), \dots, t(x_m, l_L)$ に対応する検出データを重ね合わせて、

【数1】

と計算される。同様に、画像処理部90は、他の被測定点 $x_1 \sim x_p$ についても画像データの算出を行う。

【0031】これらの画像データに基づいて、画像処理部90は、3次元画像データを構成する。構成された3次元画像データは、さらに、補間処理、レスポンス変調処理、階調処理などの処理を受け、画像表示部120に表示される。また、画像処理部90において処理されたデータは、2次記憶部110に記憶され、必要に応じて出力される。

【0032】次に、本発明の第2の実施形態に係る画像データ算出装置について説明する。本実施形態に係る画像データ算出装置は、画像処理部90において画像データを算出する時に、データに重み付けを行うための重み付け係数をテーブル100に置いたものである。

【0033】例えば、送信点S～点x～各センサの距離分の超音波の減衰量を補正したり、データを間引きしたい場合等には、画像データ算出時に、各データ値に重み付けをして加算すれば良い。また、図8に示すように、超音波送信部40によって送信される超音波が指向性を持たない場合には、 l_n に位置するセンサにおいて、超音波送信点S～被測定点～センサ位置 l_n 間の距離の等しい異なる位置の被測定点 x_k 及び x_m に関する信号が同時刻に検出されてしまう。即ち、データ値D {t (x_m , l_n), l_n } には、データ値D {t (x_k , l_n), l_n } が含まれてしまう。このような場合には、加算時の構成要素を増やすことで、他のポイントからのデータの影響を相対的に小さくすると同時に、各センサにおけるデータ値に対して、必要な重み付けをすること*

$$\begin{aligned} D_m &= W(x_m, l_1) \times D\{t(x_m, l_1), l_1\} \\ &\quad + W(x_m, l_2) \times D\{t(x_m, l_2), l_2\} + \dots \\ &\quad + W(x_m, l_L) \times D\{t(x_m, l_L), l_L\} \\ &= \sum_{n=1}^L W(x_m, l_n) \times D\{t(x_m, l_n), l_n\} \quad \dots (2) \end{aligned}$$

と算出される。

【0037】これらの画像データに基づいて、画像処理部において3次元画像データが構成され、構成された3次元画像データは、さらに、補間処理、レスポンス変調処理、階調処理等の画像処理を施され、画像表示部120に表示されると共に、2次記憶部110に記憶される。本実施形態によれば、検出されたデータ値に対して適当な重み付けをして画像データを算出することにより、SN比の高い良質な画像データを得ることができる。

【0038】次に、本発明の第3の実施形態に係る画像データ算出装置について説明する。図10は、本実施形態に係る画像データ算出装置を含む超音波診断装置を示すブロック図である。図10において、超音波診断装置は、超音波送受信部である探触子を複数有している。超音波診断においては、撮影する被写体の部位により、形状や大きさやセンサの数等が異なる探触子を用いるため、本実施形態は、1台の超音波診断装置本体に複数の

*が望ましい。

【0034】図9に、ラインメモリ80に記憶された検出データに基づいて画像データを算出する際に用いる伝達時間データや重み付け係数等を格納するテーブル100の構成を示す。図9に示すように、テーブル100は、P個の被測定点 $x_1, x_2, \dots, x_m, \dots, x_P$ について、P個の伝達時間データ及びそれぞれの検出データ値に掛かるP個の重み付け係数に対応する2P個の行と、L個のセンサの位置 $l_1, l_2, \dots, l_n, \dots, l_L$ に対応するL個の列とから構成される。ここで、 $1 \leq m \leq P, 1 \leq n \leq L$ である。

【0035】図9において、 $W(x_m, l_n)$ は、位置 l_n のセンサにより時間t (x_m, l_n)に検出された検出データD {t (x_m, l_n), l_n } に掛かる重み付け係数である。重み付け係数は、0と所定数の2値のみを取るように設定しても良く、例えば、重み付け係数を0及び1とすることにより、検出データを間引くことができる。

【0036】画像処理部90は、ラインメモリに記憶された検出データに基づいて、テーブル100を参照しながら各被測定点の画像データを算出する。即ち、被測定点 x_m に関する画像データ D_m は、時間t (x_m, l_1)、t (x_m, l_2)、 $\dots$ 、t (x_m, l_L)に対応する検出データ、及び、重み付け係数 $W(x_m, l_1)$ 、 $W(x_m, l_2)$ 、 $\dots$ 、 $W(x_m, l_L)$ を用いて、

【数2】

探触子を接続し、様々な被写体に対応できるようにしたものである。

【0039】図10において、探触子1A、探触子1B、探触子1Cは、それぞれ分光部12や送信信号発生回路30を介して装置本体と接続されている。また、テーブル100は、各探触子に付帯する付帯情報として、テーブル100A、テーブル100B、テーブル100Cを含んでいる。各テーブルに含まれる行及び列の数は、対応する探触子が持つセンサの数や、撮影対象である被写体の撮影部位の大きさにより定められる。また、各テーブルは、撮影対象に対応する重み付け係数を含んでも良い。

【0040】画像データ算出時に用いられるテーブルは、複数の探触子に対応するテーブルを予め装置本体に読み込んでおき、その中から、画像データ算出時に外部から入力部101を介して選択することにより決定するようにしても良い。また、探触子を使用することにより、その探触子に対応するテーブルが自動的に選択されるよう

にしても良い。

【0041】また、図11に示すように、探触子1A～1Cに対応するテーブル100A～100Cのデータファイルを、例えばフロッピー（登録商標）ディスク等の記録媒体に保存し、画像データ算出時に必要なデータファイルをテーブル100に読み込んでも良い。

【0042】或いは、図12に示すように、探触子1A～1Cが、それぞれの探触子に対応するテーブル100A～100Cのデータを記憶したメモリを含み、探触子の使用を開始することにより必要なデータがテーブル100に読み込まれるようにしても良い。

【0043】
【発明の効果】以上述べた様に、本発明によれば、2次元センサアレイを用いて、同一アレイ位置における異なる時刻において得られた複数の2次元画像データに基づいて3次元画像データを算出することができる。従って、生体を対象とする超音波診断装置においても、鮮明な3次元画像を得ることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る画像データ算出装置を含む超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置に用いられる超音波検出部の第1の例を原理的に示す図である。

【図3】図1の超音波診断装置に用いられる超音波検出部の第2の例を原理的に示す図である。

【図4】図1の超音波診断装置に用いられる超音波検出部の第3の例を原理的に示す図である。

【図5】超音波送信部から送信された指向性を有する超音波ビームの進路を示す図である。

【図6】本発明の第1の実施形態に係る画像データ算出装置におけるラインセンサの接続を示す図である。

【図7】本発明の第1の実施形態に係る画像データ算出装置に含まれるテーブルを示す図である。

【図8】超音波送信部から送信された無指向性の超音波の進路を示す図である。

【図9】本発明の第2の実施形態に係る画像データ算出装置に含まれるテーブルを示す図である。

【図10】本発明の第3の実施形態に係る画像データ算出装置を含む超音波診断装置を示すブロック図である。

【図11】本発明の第3の実施形態の変形例を示すブロック図である。

【図12】本発明の第3の実施形態の他の変形例を示すブロック図である。

【符号の説明】

1、1A～1C 超音波送受信部（探触子）

2 画像データ算出装置

10a、10b、・・・光学系

11、130 光源

12、161 分光部

13 光ファイバーアレイ

14 光検出器

15 結像系

16、140 光検出器

30 送信信号発生回路

40 超音波送信部

50、50a、50b、・・・ 超音波検出部（センサ）

60 信号処理手段

61、61a、61b、・・・ 信号処理部

62、62a、62b、・・・ A/D変換器

70 タイミングコントロール部

80 ラインメモリ

85 入力部

90 画像処理部

100、100A～100C テーブル

110 2次記憶部

120 画像表示部

131、150 レーザ共振器

132 ビーム拡大器

133、164 プリズム

134 間隙部

135 オプティカルフラット

136 スペーサ

151 全反射ミラー

152 レーザ活性物質

153 透過ミラー

160 干渉光学系

162 部分反射ミラー

163 周波数シフター

165 レンズ

166 光検出器

171 アンプ

172 復調手段

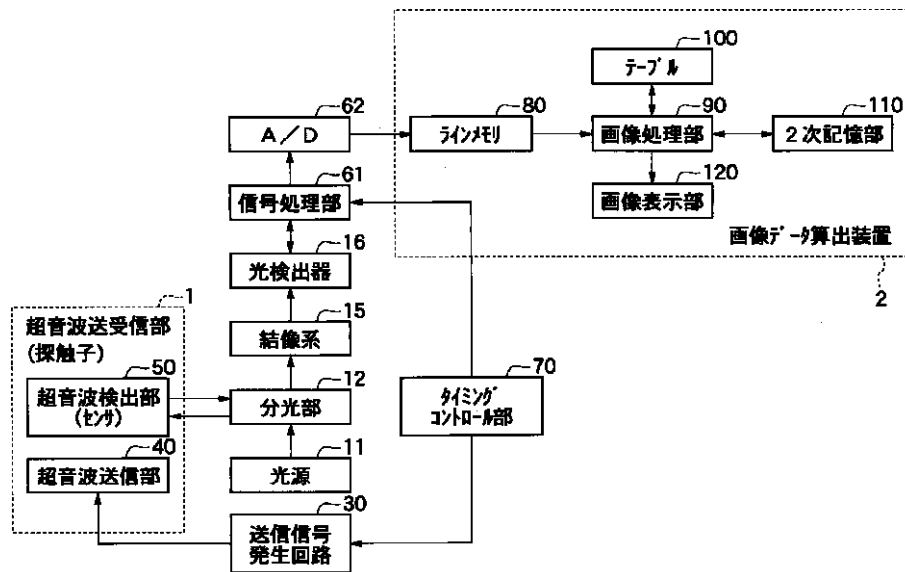
173 積分処理手段

174 波形表示部

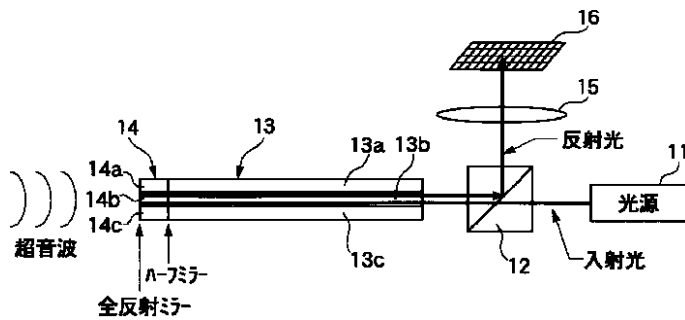
175 波形記憶部

200 被写体

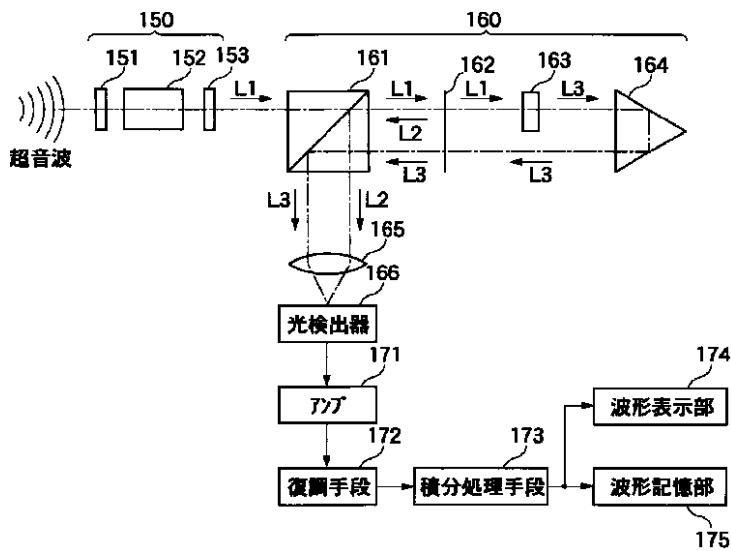
【図1】



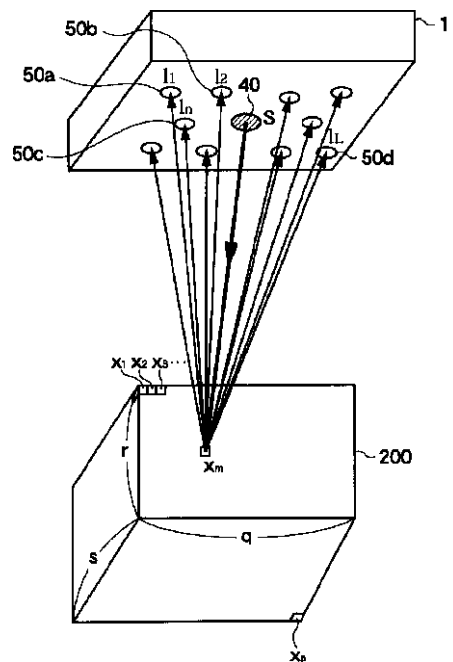
【図2】



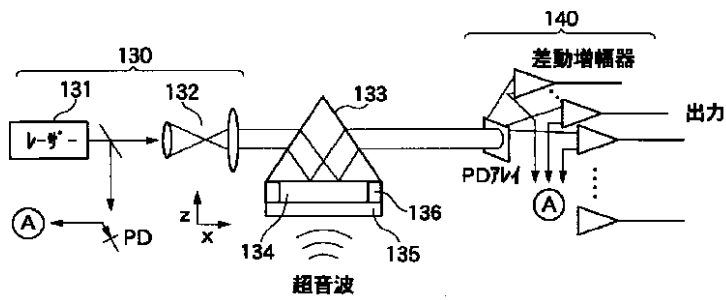
【図3】



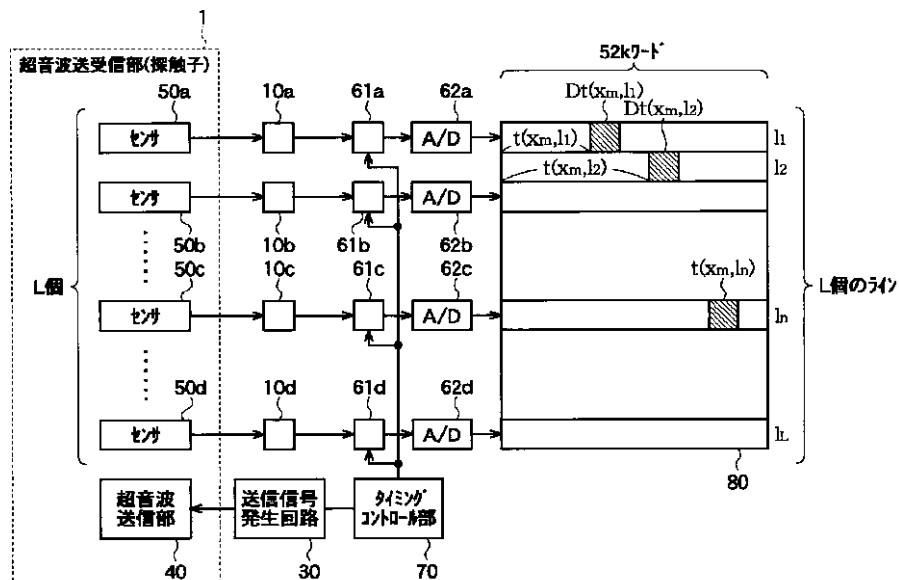
【図5】



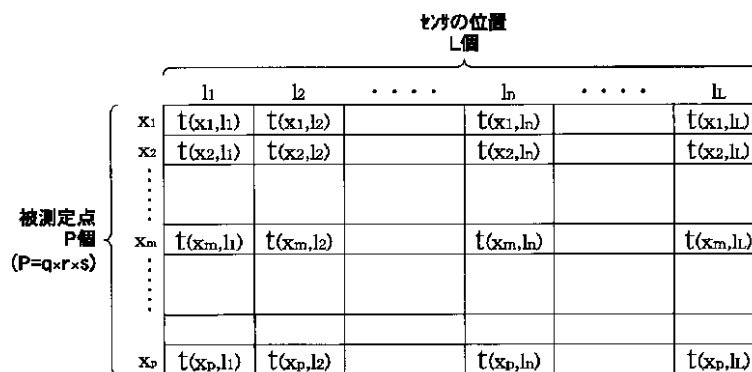
【図4】



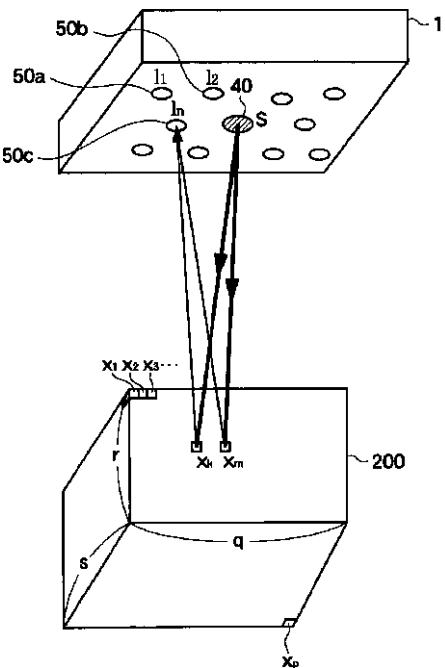
【図6】



【図7】



【図8】



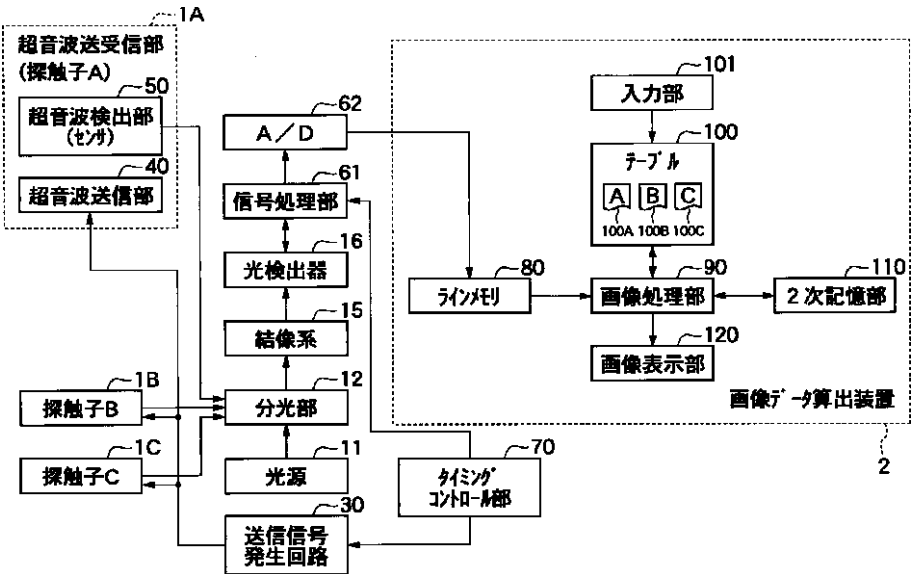
【図9】

センサの位置
L個

	l_1	l_2	$\dots$	l_n	$\dots$	l_L
x_1	$t(x_1, l_1)$	$t(x_1, l_2)$		$t(x_1, l_n)$		$t(x_1, l_L)$
	$W(x_1, l_1)$	$W(x_1, l_2)$		$W(x_1, l_n)$		$W(x_1, l_L)$
x_2	$t(x_2, l_1)$	$t(x_2, l_2)$		$t(x_2, l_n)$		$t(x_2, l_L)$
	$W(x_2, l_1)$	$W(x_2, l_2)$		$W(x_2, l_n)$		$W(x_2, l_L)$
$\vdots$						
x_m	$t(x_m, l_1)$	$t(x_m, l_2)$		$t(x_m, l_n)$		$t(x_m, l_L)$
	$W(x_m, l_1)$	$W(x_m, l_2)$		$W(x_m, l_n)$		$W(x_m, l_L)$
$\vdots$						
x_p	$t(x_p, l_1)$	$t(x_p, l_2)$		$t(x_p, l_n)$		$t(x_p, l_L)$
	$W(x_p, l_1)$	$W(x_p, l_2)$		$W(x_p, l_n)$		$W(x_p, l_L)$

被測定点
P個
($P=q \times r \times s$)

【図10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA03 BB13 EE16 EE20 GB14
JB03 JB32 JB50 JC01 KK03
KK16 LL06
5B057 AA07 BA05 BA13 CA08 CA12
CA16 CB08 CB13 CB16 CD14
CE08 DA17 DB02 DB09 DC01
DC32
5J083 AA02 AB17 AC28 AC29 AD06
AE08 BA01 CA02 CA12 DC05

专利名称(译)	图像数据计算装置		
公开(公告)号	JP2002186618A	公开(公告)日	2002-07-02
申请号	JP2000387114	申请日	2000-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	阿賀野俊孝		
发明人	阿賀野 俊孝		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B5/0097 A61B8/00 G01N2291/044 G01N2291/106 G01S7/52034 G01S15/8968		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA03 4C301/BB13 4C301/EE16 4C301/EE20 4C301/GB14 4C301/JB03 4C301/JB32 4C301/JB50 4C301/JC01 4C301/KK03 4C301/KK16 4C301/LL06 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA13 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE08 5B057/DA17 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC01 5B057/DC32 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AC29 5J083/AD06 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/CA02 5J083/CA12 5J083/DC05 4C601/BB03 4C601/EE13 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB14 4C601/JB19 4C601/JB34 4C601/JB47 4C601/JB60 4C601/JC01 4C601/JC25 4C601/KK03 4C601/KK21 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/LL06 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于基于使用二维传感器阵列在不同时间获得的多个图像数据来计算三维图像数据的设备。 解决方案：分别对应于多个二维排列的传感器的多条线的线存储器，从每个测量点的发射单元到经过测量点的每个传感器的距离以及路径中的超声波。 以及一种计算装置，用于通过参考该表，基于存储在线存储器中的检测数据来计算多个测量点处的图像数据。 和。

