

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 102729

(P2003 - 102729A)

(43)公開日 平成15年4月8日(2003.4.8)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24	502	G 0 1 N 29/24	2 H 0 7 9
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 4 C 3 0 1
G 0 2 F 1/11	503	G 0 2 F 1/11	4 C 6 0 1
H 0 1 S 3/00		H 0 1 S 3/00	F 5 F 0 7 2

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 14数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 300927(P2001 - 300927)

(22)出願日 平成13年9月28日(2001.9.28)

(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

(72)発明者 小川 英二

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)

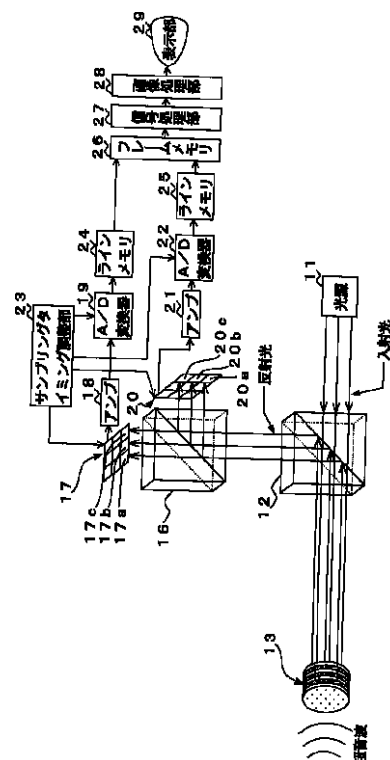
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波受信装置及びそれを用いた超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 時間分解能の高い画像を得ることができ、コストが低い超音波受信装置等を提供する。

【解決手段】 光源11と、分波器12と、超音波検出素子13と、超音波検出素子13からの光を分波する分波器16と、第1の光検出器17と、アンプ18と、第1のA/D変換器19と、第2の光検出器20と、アンプ21と、第2のA/D変換器22と、光検出器17及び20並びにA/D変換器19及び22にそれぞれ異なるタイミングのタイミング信号を出力するサンプリングタイミング調整部23と、A/D変換器19及び22の出力を格納するラインメモリ24及び25と、ラインメモリ24及び25に保持されたデータを合成して格納するフレームメモリ26と、信号処理部27と、画像処理部28と、表示部29とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出素子と、

前記超音波検出素子によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、

複数の画素を有し、前記分波部によって分波された複数の光を異なるタイミングで複数の電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、

前記複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれ A / D 変換する複数の A / D 変換部と、

前記複数の A / D 変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、を具備する超音波受信装置。

【請求項 2】 時間差を有する複数のタイミング信号を発生するタイミング信号発生部を更に具備し、前記複数の光電変換部の各々が、前記複数のタイミング信号の何れかに同期して光電変換を行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波受信装置。

【請求項 3】 印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出素子と、

前記超音波検出素子によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、

複数の画素を有し、前記分波部によって分波された複数の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部であって、前記分波部と間の光路長が異なるように配置された前記複数の光電変換部と、

前記複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれ A / D 変換する複数の A / D 変換部と、

前記複数の A / D 変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、を具備する超音波受信装置。

【請求項 4】 印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出素子と、

前記超音波検出素子によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、

複数の画素を有し、前記分波部によって分波された複数の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、

前記分波部と少なくとも 1 つの前記光電変換部との間に配置された位相シフトと、

前記複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれ A / D 変換する複数の A / D 変換部と、

前記複数の A / D 変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、を具備する超音波受信装置。

【請求項 5】 前記複数の A / D 変換部の数が、前記光電変換部の数と同一であり、前記複数の A / D 変換部の各々が、対応する光電変換部から出力される信号を A / D 変換することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波受信装置。

【請求項 6】 前記複数の A / D 変換部の数が、前記光電変換部のライン数と同一であり、前記複数の A / D 変換部の各々が、対応する光電変換部のラインから出力される信号を A / D 変換することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波受信装置。

【請求項 7】 前記超音波検出素子が、多層膜センサ、エタロンセンサ、又は、ブラッググレーティング構造を有するセンサであることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波受信装置。

10 【請求項 8】 前記光電変換部が、CCD、MOS 型センサ、又は、フォトダイオード (PD) であることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波受信装置。

【請求項 9】 駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信部と、

印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出部と、

前記超音波送信部に印加する駆動信号を発生する駆動信号発生回路と、

20 前記超音波検出部によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、

複数の画素を有し、前記分波部によって分波された複数の光を異なるタイミングで複数の電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、

前記複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれ A / D 変換する複数の A / D 変換部と、

前記複数の A / D 変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、

30 前記データ合成部から出力されるデータを取り込んで処理する信号処理部と、

前記駆動信号発生回路の駆動信号発生タイミング及び前記信号処理部の取込みタイミングを制御する制御部と、

前記信号処理部の出力信号に基づいて画像データを構成する画像処理部と、

前記画像データに基づいて画像を表示する画像表示部と、を具備する超音波診断装置。

40 【請求項 10】 時間差を有する複数のタイミング信号を発生するタイミング信号発生部を更に具備し、前記複数の光電変換部の各々が、前記複数のタイミング信号の何れかに同期して光電変換を行うことを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信部と、

印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出部と、

前記超音波送信部に印加する駆動信号を発生する駆動信号発生回路と、

前記超音波検出部によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、

50 複数の画素を有し、前記分波部によって分波された複数

の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部であって、前記分波部と間の光路長が異なるように配置された前記複数の光電変換部と、
前記複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれ A / D 変換する複数の A / D 変換部と、
前記複数の A / D 変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、
前記データ合成部から出力されるデータを取り込んで処理する信号処理部と、
前記駆動信号発生回路の駆動信号発生タイミング及び前記信号処理部の取込みタイミングを制御する制御部と、
前記信号処理部の出力信号に基づいて画像データを構成する画像処理部と、
前記画像データに基づいて画像を表示する画像表示部と、を具備する超音波診断装置。

【請求項 12】 駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信部と、
印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出部と、
前記超音波送信部に印加する駆動信号を発生する駆動信号発生回路と、
前記超音波検出部によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、
複数の画素を有し、前記分波部によって分波された複数の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、
前記分波部と少なくとも 1 つの前記光電変換部との間に配置された位相シフトと、
前記複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれ A / D 変換する複数の A / D 変換部と、
前記複数の A / D 変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、
前記データ合成部から出力されるデータを取り込んで処理する信号処理部と、
前記駆動信号発生回路の駆動信号発生タイミング及び前記信号処理部の取込みタイミングを制御する制御部と、
前記信号処理部の出力信号に基づいて画像データを構成する画像処理部と、
前記画像データに基づいて画像を表示する画像表示部と、を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波受信装置に関し、さらに、そのような超音波受信装置を用いて超音波を受信することにより医療診断を行うための超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】現在用いられているデジタル超音波診断装置は、1次元アレイトランスジューサ又は 1.5次元アレイトランスジューサを有しており、アレイ内の各

エレメントに対応するエコー信号を受信してデジタル化し、位相整合することにより、診断画像を得ている。このようなデジタル超音波診断装置において、位相整合に必要な遅延時間精度やドップラ信号を得るためには、エレメント毎の信号が、一定レベル以上の時間位相情報を保持している必要がある。そのため、PZT（ジルコン酸チタン酸鉛）の 1 次元アレイを用いた汎用の超音波診断装置は、エレメント毎にアンプ及び A / D 変換部を有し、これらが 40MHz 以上の高速サンプリングを行っている。

【0003】ところで、本願発明者は、日本国特許出願（特願）2001 - 026293号において、印加される超音波に基づいて光を変調することにより超音波を受信する超音波受信装置等を提案した。図 13 は、上記の超音波受信装置の一例を原理的に示す図である。この超音波受信装置は、シングルモードレーザ光を発生するための光源 71 を有する。光源 71 から発生した光は、分波器 72 に入射する。光源 71 を出て分波器 72 を通過した光は、光ファイバーアレイ 73 に入射する。光ファイバーアレイ 73 は、微細な光ファイバー 73a、73b、73c、... を 2 次元状に配列させたものである。光ファイバーアレイ 73 の先端には、超音波検出素子 74 が設けられている。超音波検出素子 74 は、光ファイバー 73a、73b、73c、... の先端にそれぞれ形成されたファブリーペロー共振器（FPR と略称）74a、74b、74c、... によって構成される。

【0004】各々の FPR の一端（図中右側）にはハーフミラーが形成され、他端（図中左側）には全反射ミラーが形成されており、超音波検出素子 74 に入射した光がこれらによって反射される。この全反射面は、超音波検出素子 74 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、再び分波器 72 に入射する。分波器 72 に入射した反射光は、進路を変更されて、CCD（電荷結合素子）77 に入射する。CCD 77 の各エレメント 77a、77b、77c、... は、受光した反射光を電気信号に変換する。CCD 77 において反射光から変換された電気信号は、アンプ 78 によってスキャン及び増幅され、アンプ 78 によって増幅された電気信号は、A / D 変換器 79 によって A / D 変換される。

【0005】図 14 は、本願発明者が特願 2001 - 026293号において提案した超音波受信装置の他の例を原理的に示す図である。この超音波受信装置においては、図 13 における CCD 77 に変えて、2 次元アレイ状に配列された PD（フォトダイオード）80a、80b、80c、... を有する PD アレイ 80 を用いている。PD 80a、80b、80c、... が出力する電気信号の各々は、アンプ 81a、81b、81c、... によって増幅され、さらに、A / D 変換器 82a、82b、82c、... によって A / D 変換される。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】図13に示す超音波受信装置においては、フレームレート(f_{ps})が、CCD77の1エレメントのサンプリング速度にエレメント数を乗じた時間の逆数となるので、それぞれのエレメントのサンプリング間隔がフレームレートと等しくなり、所望のサンプリング速度を実現することができず、所望の時間分解能を有する画像を得ることができないという問題があった。また、図14に示す超音波受信装置においては、高速なサンプリングが可能であるが、PD80a、80b、80c、...毎にアンプ及びA/D変換器を備える必要があるため、非常にコストが高くなってしまいうという問題があった。

【0007】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、時間分解能の高い画像を得ることができ、コストが低い超音波受信装置を提供することを目的とする。また、本発明は、そのような超音波受信装置を用いた超音波診断装置を提供することを更なる目的とする。

【0008】

【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の観点に係る超音波受信装置は、印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出素子と、超音波検出素子によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、複数の画素を有し、分波部によって分波された複数の光を異なるタイミングで複数の電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれA/D変換する複数のA/D変換部と、複数のA/D変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部とを具備する。

【0009】また、本発明の第2の観点に係る超音波受信装置は、印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出素子と、超音波検出素子によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、複数の画素を有し、分波部によって分波された複数の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部であって、分波部と間の光路長が異なるように配置された複数の光電変換部と、複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれA/D変換する複数のA/D変換部と、複数のA/D変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部とを具備する。

【0010】また、本発明の第3の観点に係る超音波受信装置は、印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出素子と、超音波検出素子によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、複数の画素を有し、分波部によって分波された複数の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、分波部と少なくとも1つの光電変換部との間に配置された位相シフタと、複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれA/D変換する複数のA/D変換部と、複数のA/D変換部が

それぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部とを具備する。

【0011】また、本発明の第1の観点に係る超音波診断装置は、駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信部と、印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出部と、超音波送信部に印加する駆動信号を発生する駆動信号発生回路と、超音波検出部によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、複数の画素を有し、分波部によって分波された複数の光を異なるタイミングで複数の電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれA/D変換する複数のA/D変換部と、複数のA/D変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、データ合成部から出力されるデータを取り込んで処理する信号処理部と、駆動信号発生回路の駆動信号発生タイミング及び信号処理部の取込みタイミングを制御する制御部と、信号処理部の出力信号に基づいて画像データを構成する画像処理部と、画像データに基づいて画像を表示する画像表示部とを具備する。

【0012】また、本発明の第2の観点に係る超音波診断装置は、駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信部と、印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出部と、超音波送信部に印加する駆動信号を発生する駆動信号発生回路と、超音波検出部によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、複数の画素を有し、分波部によって分波された複数の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部であって、分波部と間の光路長が異なるように配置された複数の光電変換部と、複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれA/D変換する複数のA/D変換部と、複数のA/D変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、データ合成部から出力されるデータを取り込んで処理する信号処理部と、駆動信号発生回路の駆動信号発生タイミング及び信号処理部の取込みタイミングを制御する制御部と、信号処理部の出力信号に基づいて画像データを構成する画像処理部と、画像データに基づいて画像を表示する画像表示部とを具備する。

【0013】また、本発明の第3の観点に係る超音波診断装置は、駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信部と、印加される超音波に基づいて光を変調する超音波検出部と、超音波送信部に印加する駆動信号を発生する駆動信号発生回路と、超音波検出部によって変調された光を複数の光に分波する分波部と、複数の画素を有し、分波部によって分波された複数の光を電気信号にそれぞれ変換する複数の光電変換部と、分波部と少なくとも1つの光電変換部との間に配置された位相シフタと、複数の光電変換部が出力する複数の電気信号をそれぞれA/D変換する複数のA/D変換部と、複数のA/D変換部がそれぞれ出力する複数のデータを合成するデータ合成部と、データ合成部から出力されるデータを取り込

んで処理する信号処理部と、駆動信号発生回路の駆動信号発生タイミング及び信号処理部の取込みタイミングを制御する制御部と、信号処理部の出力信号に基づいて画像データを構成する画像処理部と、画像データに基づいて画像を表示する画像表示部とを具備する。

【0014】上記のように構成した本発明によれば、高い時間分解能を有する画像を得ることができ、コストを低くすることができる。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づ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の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。この超音波受信装置は、望ましくは500nm～1600nmの単波長を有するシングルモードレーザ光を発生するための光源11を有する。光源11から発生した光は、ハーフミラー又は光サーキュレータ又は偏光ビームスプリッタ等を用いて構成される第1の分波器12に入射する。分波器12は、第1の方向から入射した光を第2の方向に通過させると共に、第2の方向から戻ってくる反射光を第1の方向とは別の第3の方向に通過させる。本実施形態においては、分波器12としてハーフミラーを用いている。ハーフミラーは、入射光を透過して、入射方向と反対の方向から戻ってくる反射光を、入射方向とほぼ90°の角度をなす方向に反射する。

【0016】分波器12を通過した光は、超音波検出素子13に入射する。本実施形態においては、超音波検出素子13として多層膜センサを用いている。図2は、超音波検出素子13を原理的に示す図である。図2に示すように、超音波検出素子13は、基板14と、基板14上に異なる屈折率を有する2種類の材料層を交互に積層することによって形成された多層膜15とを含んでいる。基板14は、超音波が印加されると歪みを生じる膜状の基板であり、例えば、直径2cm程度の円か、それ以上の面積を有している。基板14には、異なる屈折率を有する2種類の材料層を交互に積層することにより、ブラッググレーティング構造を有する多層膜15が形成されている。図2においては、屈折率 n_1 を有する材料層Aと、屈折率 n_2 を有する材料層Bとが示されている。

【0017】多層膜15の周期構造のピッチ（間隔）を d とし、入射光の波長を λ とすると、ブラッグの反射条件は次の式で表される。ただし、 m は任意の整数である。

$$2d \cdot \sin \theta = m\lambda \quad \cdots (1)$$

ここで、 θ は入射面から測った入射角であり、 $\theta = \pi/2$ とすると次の式のようなになる。

$$2d = m\lambda \quad \cdots (2)$$

ブラッググレーティングは、ブラッグの反射条件を満た

す特定の波長の光を選択的に反射し、その他の波長の光を透過させる。

【0018】超音波検出素子13に超音波を伝搬させると、超音波の伝搬に伴い基板14及び多層膜15が歪み、多層膜15の面の各位置において周期構造のピッチ d が変化するので、選択的に反射される光の波長 λ が変化する。ブラッググレーティングの反射特性においては、最も反射率の高い（透過率の低い）中心波長の前後に反射率の変化する傾斜領域があり、この傾斜領域において中心波長を有する検出光を多層膜15に入射せながら超音波を加える。すると、受信面の各位置における超音波の強さに応じた反射光の強度変化を観測できる。この光の強度変化を超音波の強度に換算することにより、超音波の2次元強度分布情報を取得できる。

【0019】基板14の材料としては、石英ガラス（ SiO_2 ）やBK7（ショット社の製品）等の光学ガラス等が用いられる。また、材料層A及びBに用いられる物質としては、屈折率が互いに10%以上異なる物質の組み合わせが望ましい。即ち、 $n_1 < n_2$ のとき、 $n_1 \times 1.1 \sim n_2$ を満たす物質を選択する。これは、材料層Aと材料層Bとの境界面において、高い反射率を得るためである。また、材料層A及びBは、伸縮しやすい物質であることが望ましい。これは、超音波が印加された際の歪み量を増大し、結果的にシステムの感度を高めるためである。このような条件を満たす物質としては、例えば、石英ガラス（ SiO_2 ）と酸化チタン（ TiO_2 ）との組み合わせが挙げられる。1520nmのレーザ光に対する SiO_2 の屈折率は約1.45、 TiO_2 の屈折率は約2.0であり、これは、屈折率が10%以上異なるという上記の条件を十分に満たしている。これ以外には、石英ガラス（ SiO_2 ）と酸化タンタル（ Ta_2O_5 ）との組み合わせ等を用いることができる。

【0020】材料層A及びBの層厚（膜厚）は、多層膜15に入射する光の波長 λ の概ね1/4程度であることが望ましい。ここで、膜厚とは、材料層の屈折率（ n ）と材料層の厚さ（ t ）との積で表される光学距離である。即ち、 $nt = \lambda/4$ が条件となる。これにより、多層膜15の周期構造のピッチが入射光の波長の概ね1/2程度となり、ブラッグの反射条件の式（2）を満たす波長の光を選択的に反射し、その他の波長の光を透過させるようになる。また、層厚が概ね $\lambda/4$ である材料層A及びBを含む多層膜の所々に、層厚が概ね $\lambda/2$ である材料層A又はBを含むようにしても良い。

【0021】このような材料層A及びBが、基板14上に、真空蒸着やスパッタリング等の方法によって多層（例えば、各100層）形成されている。ここで、基板に SiO_2 、材料層に SiO_2 及び TiO_2 を用いて、それぞれ100層ずつ、計200層として作製した多層膜センサを用い、レーザ光を入射するシミュレーションを行ったところ、次のような結果が得られた。即ち、入射

光の波長の変化に対する反射率の傾斜は、反射率 25% において、 $2.8 \text{ dB} / 0.01 \text{ nm}$ であった。このように、多層膜 15 の層数を増やすことにより、反射率が高くなると共に、波長の変化に対して反射率は急峻な変化を示すようになり、超音波検出素子 13 の感度を上げることができる。超音波検出素子 13 は、印加される超音波により歪みを生じ、反射光はこれにより変調されて、再び分波器 12 に入射する。

【0022】再び図 1 を参照すると、分波器 12 に入射した反射光は、進路を変更されて、第 2 の分波器 16 に入射する。分波器 16 は、第 1 の方向から入射した反射光を第 1 の光（以下、「第 1 の分波光」という）及び第 2 の光（以下、「第 2 の分波光」という）に分波し、第 1 の分波光を第 2 の方向（図中上側）に通過させるとともに、第 2 の分波光を第 3 の方向（図中右側）に通過させる。本実施形態においては、分波器 16 としてハーフミラーを用いている。

【0023】分波器 16 によって分波された第 1 の分波光は、CCD（電荷結合素子）やフォトダイオード（PD）アレイ等で構成される第 1 の光検出器 17 に入射する。より詳細には、超音波検出素子 13 からの反射光は、分波器 16 によって分波され、光検出器 17 のエレメント 17a、17b、17c、... にそれぞれ入射する。ここで、第 1 の分波光は、直接あるいは光ファイバー等を通して光検出器 17 に入射するようにしても良いし、分波器 16 の後段にレンズ等の結像系を設けて、結像系を介して光検出器 17 に結像するようにしても良い。光検出器 17 のエレメント 17a、17b、17c、... は、受光した第 1 の分波光を電気信号に変換する。本実施形態においては、光検出器 17 として CCD を用いている。光検出器 17 において第 1 の分波光から変換された複数の電気信号は、第 1 のアンプ 18 によって増幅され、第 1 の A/D 変換器 19 によって順次 A/D 変換される。

【0024】一方、分波器 16 によって分波された第 2 の分波光は、第 2 の光検出器 20 に入射する。より詳細には、超音波検出素子 13 からの反射光は、分波器 16 によって分波され、光検出器 20 のエレメント 20a、20b、20c、... にそれぞれ入射する。ここで、第 2 の分波光は、直接あるいは光ファイバー等を通して光検出器 20 に入射するようにしても良いし、分波器 16 の後段にレンズ等の結像系を設けて、結像系を介して光検出器 20 に結像するようにしても良い。光検出器 20 は、分波器 16 と光検出器 20 との間の光路長が分波器 16 と光検出器 17 との間の光路長と等しくなるように配置されている。光検出器 20 のエレメント 20a、20b、20c、... は、受光した第 2 の分波光を電気信号に変換する。本実施形態においては、光検出器 20 として CCD を用いている。光検出器 20 において第 2 の分波光から変換された複数の電気信号は、第 2 のアンプ 2

1 によって増幅され、第 2 の A/D 変換器 22 によって順次 A/D 変換される。

【0025】サンプリングタイミング調整部 23 は、光検出器 17 に、入射光によって発生した電荷の蓄積タイミングを定める第 1 のタイミング信号を供給し、A/D 変換器 19 に、サンプリング動作のタイミングを定める第 2 のタイミング信号を供給する。これらのタイミング信号に同期して、光検出器 17 が光電変換を行い、A/D 変換器 19 が A/D 変換を行う。図 3 (a) は、光検出器 17 のエレメント 17a が受光する第 1 の分波光の波形の一例と、A/D 変換器 19 の A/D 変換のタイミングを示す図である。図 3 (a) に示すように、A/D 変換器 19 は、時刻 t_1 、 t_3 、 t_5 、 t_7 、 t_9 において、エレメント 17a が受光する第 1 の分波光に基づく信号の A/D 変換を行う。時刻 $t_1 \sim t_3$ 間、時刻 $t_3 \sim t_5$ 間、時刻 $t_5 \sim t_7$ 間、時刻 $t_7 \sim t_9$ 間は、所定のサンプリング間隔 R だけずれている。

【0026】図 3 (b) は、光検出器 17 のエレメント 17b が受光する第 1 の分波光の波形の一例と、A/D 変換器 19 の A/D 変換のタイミングを示す図である。図 3 (b) に示すように、A/D 変換器 19 は、時刻 t_{11} 、 t_{13} 、 t_{15} 、 t_{17} 、 t_{19} において、エレメント 17b が受光する第 1 の分波光に基づく信号の A/D 変換を行う。時刻 $t_{11} \sim t_{13}$ 間、時刻 $t_{13} \sim t_{15}$ 間、時刻 $t_{15} \sim t_{17}$ 間、時刻 $t_{17} \sim t_{19}$ 間は、所定のサンプリング間隔 R だけずれている。また、時刻 $t_1 \sim t_{11}$ 間、時刻 $t_3 \sim t_{13}$ 間、時刻 $t_5 \sim t_{15}$ 間、時刻 $t_7 \sim t_{17}$ 間、時刻 $t_9 \sim t_{19}$ 間は、A/D 変換器 19 が光検出器 17 のエレメント 17a、17b、17c、... の出力信号を順次サンプリングするため、所定の時間 r だけずれている。同様に、A/D 変換器 19 は、エレメント 17c、... が受光する第 1 の分波光に基づく信号の A/D 変換を行う。

【0027】また、サンプリングタイミング調整部 23 は、第 1 及び第 2 のタイミング信号よりそれぞれ τ だけ遅れた第 3 及び第 4 のタイミング信号を光検出器 20 及び A/D 変換器 22 に供給する。これらのタイミング信号に同期して、光検出器 20 が光電変換を行い、A/D 変換器 22 が A/D 変換を行う。図 4 (a) は、光検出器 20 のエレメント 20a が受光する第 2 の分波光の波形の一例と、A/D 変換器 22 の A/D 変換のタイミングを示す図である。図 4 (a) に示すように、A/D 変換器 22 は、時刻 t_2 、 t_4 、 t_6 、 t_8 、 t_{10} において、エレメント 20a が受光する第 2 の分波光に基づく信号の A/D 変換を行う。時刻 $t_2 \sim t_4$ 間、時刻 $t_4 \sim t_6$ 間、時刻 $t_6 \sim t_8$ 間、時刻 $t_8 \sim t_{10}$ 間は、所定のサンプリング間隔 R だけずれている。

【0028】図 4 (b) は、光検出器 20 のエレメント 20b が受光する第 2 の分波光の波形の一例と、A/D 変換器 22 の A/D 変換のタイミングを示す図である。図 4 (b) に示すように、A/D 変換器 22 は、時刻 t

12、 t_{14} 、 t_{16} 、 t_{18} 、 t_{20} において、エレメント 20 b が受光する第 2 の分波光に基づく信号の A/D 変換を行う。時刻 $t_{12} \sim t_{14}$ 間、時刻 $t_{14} \sim t_{16}$ 間、時刻 $t_{16} \sim t_{18}$ 間、時刻 $t_{18} \sim t_{20}$ 間は、所定のサンプリング間隔 R だけずれている。また、時刻 $t_2 \sim t_{12}$ 間、時刻 $t_4 \sim t_{14}$ 間、時刻 $t_6 \sim t_{16}$ 間、時刻 $t_8 \sim t_{18}$ 間、時刻 $t_{10} \sim t_{20}$ 間は、A/D 変換器 22 が光検出器 20 のエレメント 20 a、20 b、20 c、... の出力信号を順次サンプリングするため、時間 r だけずれている。同様に、A/D 変換器 23 は、エレメント 20 c、... が受光する 10 第 2 の分波光に基づく信号の A/D 変換を行う。

【0029】A/D 変換器 19 によって A/D 変換されたデジタルデータは、ラインメモリ 24 に格納され、A/D 変換器 22 によって A/D 変換されたデジタルデータは、ラインメモリ 25 に格納される。そして、ラインメモリ 24 及び 25 に格納されたデジタルデータは、フレームメモリ 26 において合成されて、格納される。図 5 は、光検出器 17 のエレメント 17 a が受光した第 1 の分波光に基づくデジタルデータ (図 3 (a) 参照) と、光検出器 20 のエレメント 20 a が受光した 20 第 2 の分波光に基づくデジタルデータ (図 4 (a) 参照) とを合成して得られたデジタルデータを示す図である。また、図 6 は、光検出器 17 のエレメント 17 b が受光した第 1 の分波光に基づくデジタルデータ (図 3 (b) 参照) と、光検出器 20 のエレメント 20 b が受光した第 2 の分波光に基づくデジタルデータ (図 4 (b) 参照) とを合成して得られたデジタルデータを示す図である。図 5 及び図 6 に示すように、フレームメモリ 26 において合成されたデジタルデータは、高い時間分解能を有する。

【0030】フレームメモリ 26 に格納されたデジタルデータは、信号処理部 27 によって所定の信号処理を施され、さらに、画像処理部 28 によって所定の画像処理を施され、表示部 29 に画像が表示される。

【0031】このように、本実施形態に係る超音波受信装置によれば、反射光を 2 つに分波し、分波された各々の光を異なるタイミングで光電変換及び A/D 変換し、A/D 変換によって得られたサンプリング位相の異なるデジタルデータを合成することにより、時間分解能の高い画像を得ることができる。特に、光検出器 17 及び 40 20 として CCD を用いた場合においても、サンプリング周波数を 20 MHz $\sim$ 40 MHz 程度にまで高くすることが可能となる。また、本実施形態に係る超音波受信装置によれば、光検出器 17 及び 20 の出力信号線を減らすことができるので、光検出器 17 及び 20 の後段の処理回路を効率化することができ、安価で高速な超音波受信装置を実現することができる。

【0032】なお、本実施形態においては、分波器 16 が反射光を 2 つに分波し、分波された各々の光に基づく信号を光電変換及び A/D 変換し、得られたデジタル 50

データを合成することとしているが、反射光を 3 つ以上に分波し、分波された各々の光に基づく信号を光電変換及び A/D 変換し、得られたデジタルデータを合成することとしても良い。また、本実施形態においては、2 つの光検出器 17 及び 20 を用いることとしているが、1 つの光検出器を第 1 及び第 2 の領域に分けて、第 1 の領域に第 1 の分波光が、第 2 の領域に第 2 の分波光がそれぞれ入射することとしても良い。

【0033】また、光検出器 17 及び 20 として、フォトダイオード (PD) アレイ又は MOS 型センサを用いることとしても良い。光検出器 17 及び 20 として PD アレイを用いた場合には、従来の PD より低速なものであっても、従来の超音波受信装置と同等以上の時間分解能を有する画像を得ることができる。また、超音波検出素子 13 として、ファイバブラッググレーティング (FBG) アレイ、ブラッググレーティング構造を有する光導波路アレイ、ファブリーペロー共振器等を用いることとしても良い。さらに、エタロンセンサを用いても良い。

【0034】次に、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波受信装置について説明する。図 7 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。

【0035】光源 11 を出て分波器 12 を通過した光は、光ファイバアレイ 30 に入射する。光ファイバアレイ 30 は、微細な光ファイバ 30 a、30 b、30 c、... を 2 次元状に配列させたものである。これらの光ファイバは、シングルモードファイバであることが望ましい。なお、複数の光ファイバに対して 1 つの光源を設けてもかまわないし、複数の光ファイバに対応する複数の光源を設けてもかまわない。また、複数の光ファイバに対して、1 つの光源が発生する光を時系列にスキャンさせながら入射しても良い。

【0036】光ファイバアレイ 30 の先端には、超音波検出素子 31 が設けられている。超音波検出素子 31 は、光ファイバ 30 a、30 b、30 c、... の先端にそれぞれ形成されたファブリーペロー共振器 (FPR と略称) 31 a、31 b、31 c、... によって構成される。

【0037】各々の FPR の一端 (図中右側) にはハーフミラーが形成され、他端 (図中左側) には全反射ミラーが形成されており、超音波検出素子 31 に入射した光がこれらによって反射される。この全反射面は、超音波検出素子 31 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、再び分波器 12 に入射する。

【0038】本実施形態においては、分波器 16 と光検出器 17 との間の光路長が、分波器 16 と光検出器 20 との間の光路長よりも長くなるように、光検出器 17 及び 20 が配置されており、光検出器 17 の受光面におけ

る第1の分波光の位相と光検出器20の受光面における第2の分波光の位相とが異なる。従って、第1及び第2の分波光に基づく信号を光電変換及びA/D変換し、得られた位相の異なるデジタルデータを合成することにより、高い時間分解能を有する画像を得ることができる。

【0039】なお、本実施形態においては、2次元アレイ状に配列された超音波検出素子14を用いているが、1次元アレイ状に配列された超音波検出素子を用いることとしても良い。その場合には、光検出器17及び20は、ラインセンサとすることができる。

【0040】次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波受信装置について説明する。図8は、本発明の第3の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。本実施形態においては、分波器16と光検出器17との間に、屈折率の高いガラス等によって構成される位相シフタ32が配置されており、光検出器17の受光面における第1の分波光の位相と光検出器20の受光面における第2の分波光の位相とが異なる。従って、第1及び第2の分波光に基づく信号をA/D変換し、A/D変換によって得られた位相の異なるデジタルデータを合成することにより、高い時間分解能を有する画像を得ることができる。

【0041】次に、本発明の第4の実施形態に係る超音波受信装置について説明する。図9は、本発明の第4の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。本実施形態においては、光検出器17の複数のラインに、アンプ41～43が接続され、光検出器20の複数のラインに、アンプ50～52が接続されている。また、アンプ41～43及び50～52には、A/D変換器44～46及び53～55がそれぞれ接続され、A/D変換器44～46及び53～55には、ラインメモリ47～49及び56～58がそれぞれ接続されている。

【0042】図10(a)は、光検出器17のエレメント17aが受光する第1の分波光の波形の一例と、A/D変換器46のA/D変換のタイミングを示す図である。図10(a)に示すように、A/D変換器46は、時刻 t_{21} 、 t_{23} 、 t_{25} 、 t_{27} 、 t_{29} において、エレメント17aが受光する第1の分波光に基づく信号のA/D変換を行う。時刻 $t_{21} \sim t_{23}$ 間、時刻 $t_{23} \sim t_{25}$ 間、時刻 $t_{25} \sim t_{27}$ 間、時刻 $t_{27} \sim t_{29}$ 間は、所定のサンプリング間隔Lだけずれている。

【0043】図10(b)は、光検出器20のエレメント20aが受光する第2の分波光の波形の一例と、A/D変換器55のA/D変換のタイミングを示す図である。図10(b)に示すように、A/D変換器55は、時刻 t_{22} 、 t_{24} 、 t_{26} 、 t_{28} 、 t_{30} において、エレメント20aが受光する第2の分波光に基づく信号のA/D変換を行う。時刻 $t_{22} \sim t_{24}$ 間、時刻 $t_{24} \sim t_{26}$ 間、時刻 $t_{26} \sim t_{28}$ 間、時刻 $t_{28} \sim t_{30}$ 間は、所定のサンプリング間隔Lだけずれている。

間隔Lだけずれている。また、時刻 $t_{21} \sim t_{22}$ 間、時刻 $t_{23} \sim t_{24}$ 間、時刻 $t_{25} \sim t_{26}$ 間、時刻 $t_{27} \sim t_{28}$ 間、時刻 $t_{29} \sim t_{30}$ 間は、時間 τ だけずれている。

【0044】A/D変換器46によってA/D変換されたデジタルデータは、ラインメモリ49に格納され、A/D変換器55によってA/D変換されたデジタルデータは、ラインメモリ58に格納される。そして、ラインメモリ49及び55に格納されたデジタルデータは、フレームメモリ26において合成されて、格納される。図11は、光検出器17のエレメント17aが受光した第1の分波光に基づくデジタルデータ(図10(a)参照)と、光検出器20のエレメント20aが受光した第2の分波光に基づくデジタルデータ(図10(b)参照)とを合成して得られたデジタルデータを示す図である。

【0045】このように、本実施形態においては、第1の実施形態のように光検出器17の全エレメントを順次サンプリングする場合と比較して、各エレメントのサンプリング間隔Lを短くすることができ、より高い時間分解能を有する画像を得ることができる。

【0046】次に、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置について、図12を参照しながら説明する。図12に示すように、この超音波診断装置は、駆動信号を発生する駆動信号発生回路61と、この駆動信号に基づいて超音波を送信する超音波送信部62を含んでいる。超音波送信部62は、PZTやPVD等の圧電素子を用いた振動子で構成される。被検体に向けて送信された超音波は、被検体から反射されて超音波検出部(センサ)63に受信される。センサ63は、超音波検出素子等を含む。タイミングコントロール部60は、所定のタイミングで駆動信号を発生するように駆動信号発生回路61を制御すると共に、所定のタイミングでデータを取り込むように信号処理部27を制御する。

【0047】

【発明の効果】以上述べた様に、本発明によれば、高い時間分解能を有する画像を得ることができ、コストが低い超音波受信装置や超音波診断装置を実現す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の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。

【図2】図1の超音波検出素子を原理的に示す図である。

【図3】図1の第1の光検出器における分波光の波形及び第1のA/D変換器のサンプリングタイミングを示す図である。

【図4】図1の第2の光検出器における分波光の波形及び第2のA/D変換器のサンプリングタイミングを示す図である。

【図5】図1のフレームメモリにおいて合成されたディ

デジタルデータを示す図である。

【図6】図1のフレームメモリにおいて合成されたデジタルデータを示す図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。

【図8】本発明の第3の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。

【図9】本発明の第4の実施形態に係る超音波受信装置を原理的に示す図である。

【図10】図9の第1及び第2の光検出器における分波光の波形及び第1及び第2のA/D変換器のサンプリングタイミングを示す図である。

【図11】図9のフレームメモリにおいて合成されたデジタルデータを示す図である。

【図12】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置を原理的に示す図である。

【図13】従来の超音波受信装置を原理的に示す図である。

【図14】従来の超音波受信装置を原理的に示す図である。

【符号の説明】

11、71 光源

12、16、72 分波器

13、31 超音波検出素子

30、73 光ファイバーアレイ

*

*30a、30b、30c、...、73a、73b、73c、... 光ファイバー

31a、31b、31c、...、74a、74b、74c、... ファブリーペロー共振器(FPR)

17、20、77 CCD

17a、17b、17c、...、20a、20b、20c、...、77a、77b、77c、... エLEMENT

18、21、41~43、50~52、78、81a、81b、81c、...アンプ

19、22、44~46、53~55、79、82a、82b、82c、...A/D変換器

23 サンプリングタイミング調整部

24、25、47~49、56~58 ラインメモリ

26 フレームメモリ

27 信号処理部

28 画像処理部

29 表示部

32 位相シフト

60 タイミングコントロール部

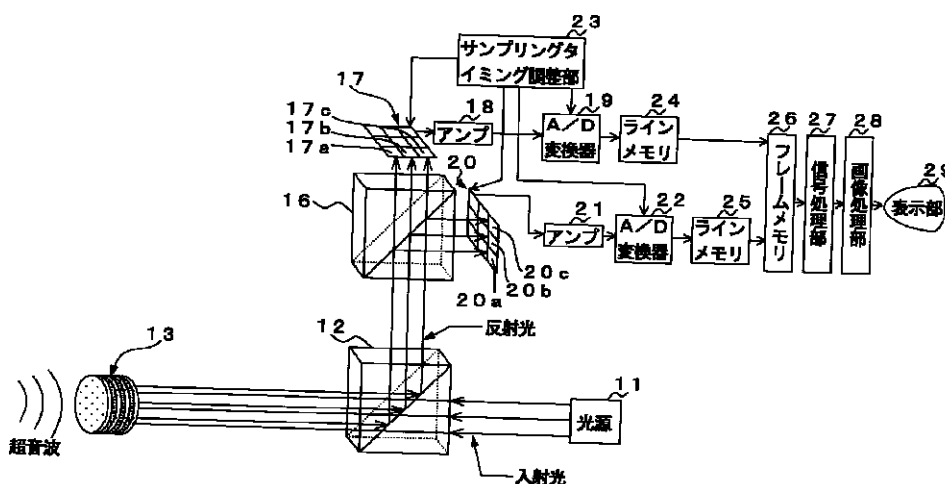
20 61 駆動信号発生回路

62 超音波送信部

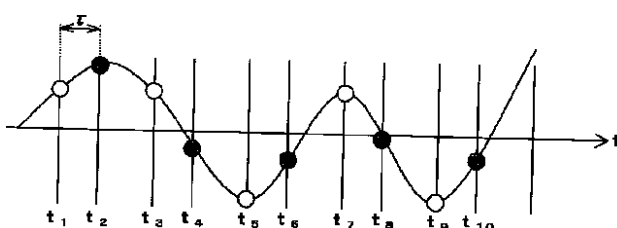
80 フォトダイオード(PD)アレイ

80a、80b、80c、... フォトダイオード(PD)

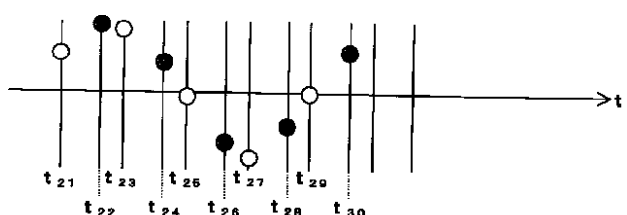
【図1】



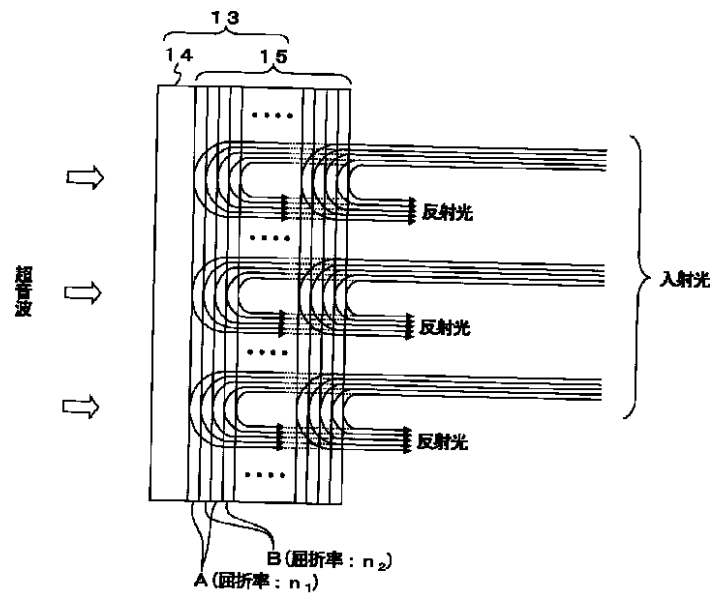
【図5】



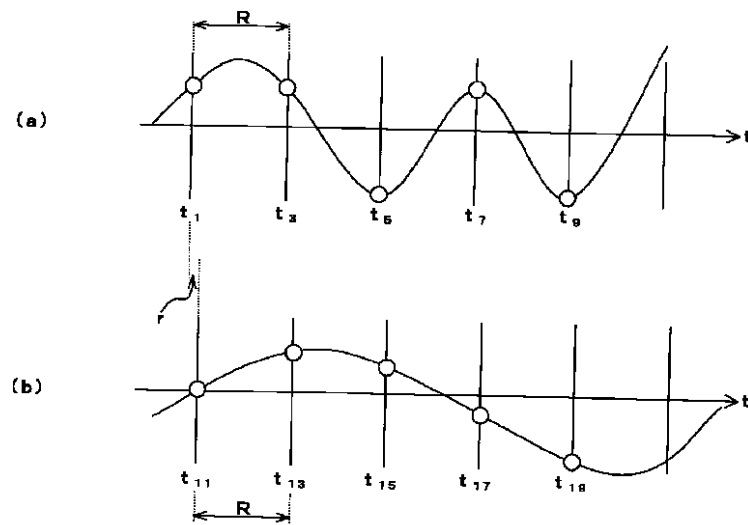
【図11】



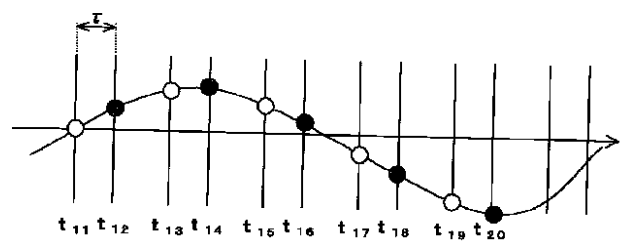
【図2】



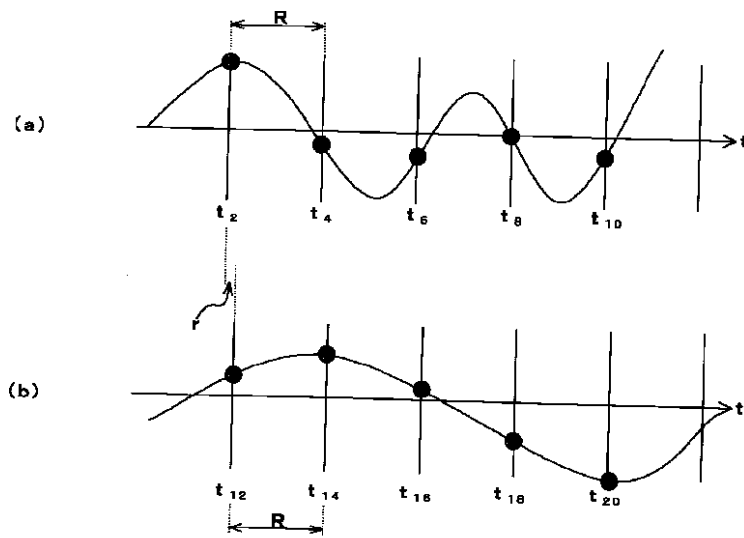
【図3】



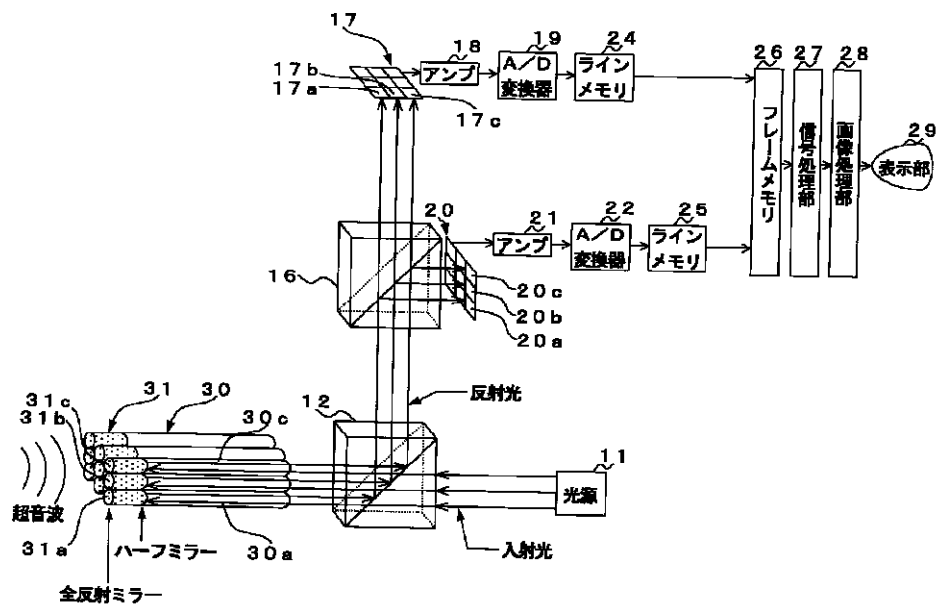
【図6】



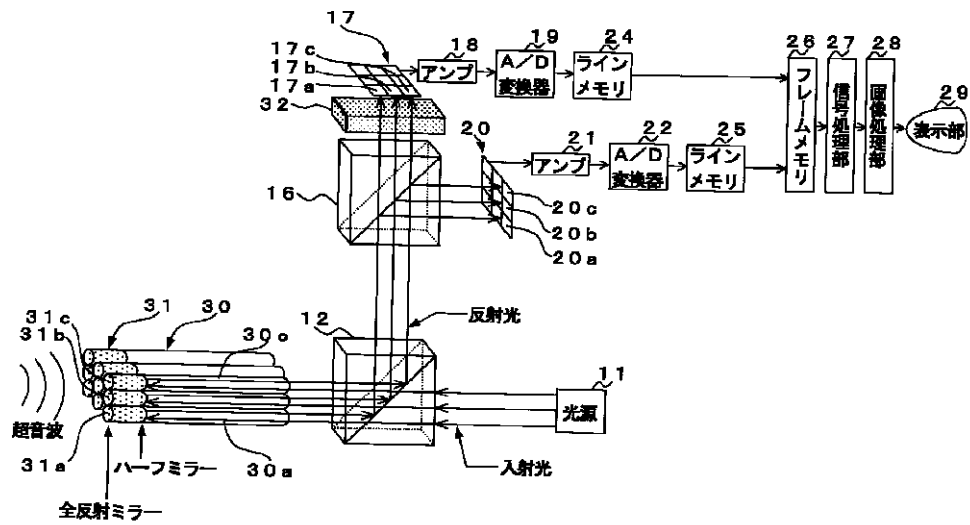
【図4】



【図7】



【図8】



【図9】

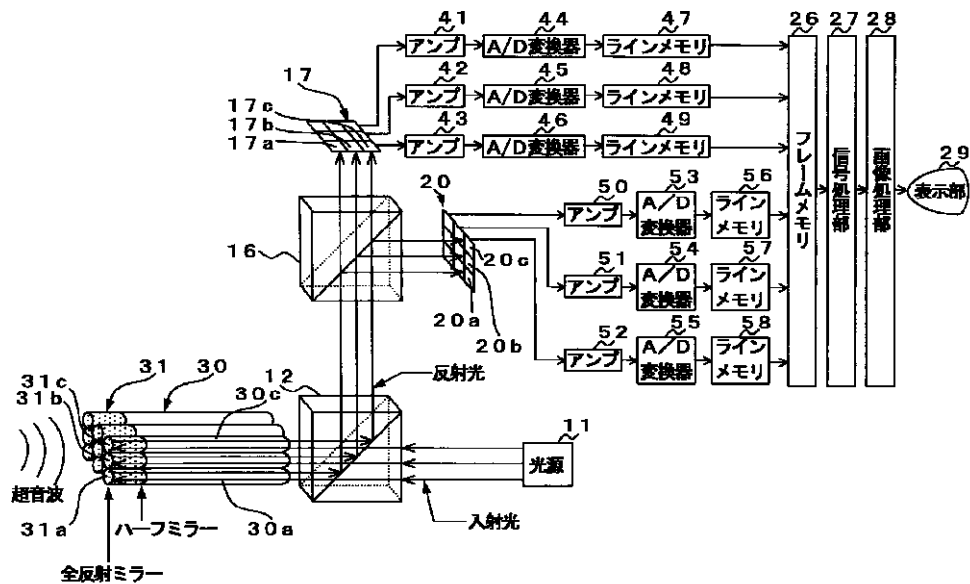


Figure 1 consists of two subplots, (a) and (b), each showing a sinusoidal signal on a horizontal axis labeled t . Vertical lines are drawn at specific time points marked on the axis.

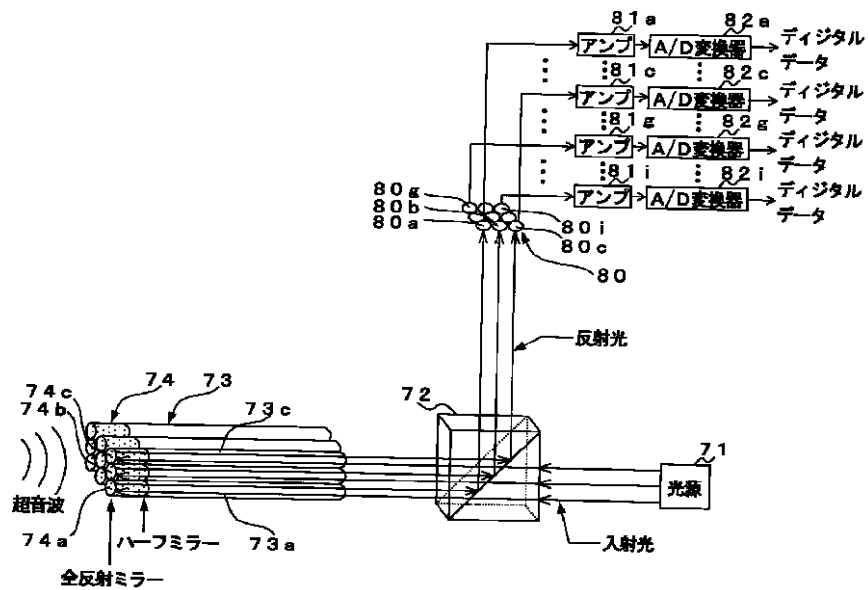
Subplot (a) shows points t_{21} , t_{23} , t_{26} , t_{27} , and t_{29} marked on the axis. A horizontal double-headed arrow labeled L is shown between the vertical lines at t_{21} and t_{23} . The signal has open circles at t_{21} , t_{23} , t_{26} , and t_{29} , and a closed circle at t_{27} .

Subplot (b) shows points t_{22} , t_{24} , t_{26} , t_{28} , and t_{30} marked on the axis. A horizontal double-headed arrow labeled L is shown between the vertical lines at t_{22} and t_{24} . A vertical double-headed arrow labeled τ is shown between the vertical lines at t_{22} and t_{24} . The signal has closed circles at t_{22} , t_{24} , t_{26} , t_{28} , and t_{30} .

Figure 1 is a block diagram of the overall system architecture. The diagram shows the flow of data and control signals between various components. At the top, the 'Sampling Timing Adjustment Section' (23) receives signals from the 'Timing Control Section' (60) and the 'A/D Converter' (20). It outputs to the 'A/D Converter' (20) and the 'Line Memory' (24). The 'Timing Control Section' (60) also outputs to the 'Driver Signal Generation Circuit' (61) and the 'Timing Control Section' (62). The 'Driver Signal Generation Circuit' (61) outputs to the 'Ultrasonic Transmission Section' (62). The 'Ultrasonic Transmission Section' (62) outputs to the 'Ultrasonic Reception Section' (63). The 'Ultrasonic Reception Section' (63) outputs to the 'Dividing Section' (12). The 'Dividing Section' (12) outputs to the 'Light Source' (11) and the 'Dividing Section' (16). The 'Light Source' (11) outputs to the 'Light Source' (17). The 'Dividing Section' (16) outputs to the 'Light Source' (17) and the 'A/D Converter' (20). The 'Light Source' (17) outputs to the 'Amp' (18). The 'Amp' (18) outputs to the 'A/D Converter' (20). The 'A/D Converter' (20) outputs to the 'Line Memory' (24). The 'Line Memory' (24) outputs to the 'Frame Memory' (25). The 'Frame Memory' (25) outputs to the 'Signal Processing Section' (27). The 'Signal Processing Section' (27) outputs to the 'Image Processing Section' (28). The 'Image Processing Section' (28) outputs to the 'Display Section' (29).

Figure 1 is a schematic diagram of an optical measurement system. It includes a light source (71) that emits incident light (入射光) into a prism (72). The light is reflected (反射光) upwards through a series of half-mirrors (73a, 73b, 73c) and a full-reflection mirror (74a) to a detector (79) via an amplifier (78). The detector is labeled 'デジタルデータ' (Digital Data).

【図14】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

ターム(参考)

5 J 0 8 3

F ターム(参考) 2G047 AC13 BC13 CA04 DB02 DB12
 EA01 EA16 GA02 GA03 GB02
 GB17 GB32 GB38 GD01 GG09
 GG34
 2H079 AA04 BA01 CA24 DA02 HA15
 KA19 KA20
 4C301 EE01 EE17 GA01 GA02 GA03
 GB02 JA03 LL20
 4C601 EE01 EE14 GA01 GA02 GA03
 GB01 GB03 GD01 GD02 GD03
 LL40
 5F072 KK30 YY11
 5J083 AA02 AB17 AC28 AC32 AD13
 AG05 CB02 CB30

专利名称(译)	超声波接收装置和使用其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2003102729A	公开(公告)日	2003-04-08
申请号	JP2001300927	申请日	2001-09-28
[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	小川英二		
发明人	小川 英二		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00 G01S15/89 G02F1/11 H01S3/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 G01S15/89.B G02F1/11.503 H01S3/00.F G01S15/86		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BC13 2G047/CA04 2G047/DB02 2G047/DB12 2G047/EA01 2G047/EA16 2G047/GA02 2G047/GA03 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GB32 2G047/GB38 2G047/GD01 2G047/GG09 2G047/GG34 2H079/AA04 2H079/BA01 2H079/CA24 2H079/DA02 2H079/HA15 2H079/KA19 2H079/KA20 4C301/EE01 4C301/EE17 4C301/GA01 4C301/GA02 4C301/GA03 4C301/GB02 4C301/JA03 4C301/LL20 4C601/EE01 4C601/EE14 4C601/GA01 4C601/GA02 4C601/GA03 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD03 4C601/LL40 5F072/KK30 5F072/YY11 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AC32 5J083/AD13 5J083/AG05 5J083/CB02 5J083/CB30 2K102/BA16 2K102/BB01 2K102/BB02 2K102/BC07 2K102/BD00 2K102/CA00 2K102/DA04 2K102/DA06 2K102/DA08 2K102/DB01 2K102/DD07 2K102/DD10 2K102/EB01 2K102/EB16 2K102/EB20 2K102/EB22 4C601/LL31 4C601/LL32 5F172/ZZ20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波接收装置等，该超声波接收装置等能够获得时间分辨率高且成本低的图像。光源11，解复用器12，超声检测元件13，用于对来自超声检测元件13的光进行解复用的解复用器16，第一光电检测器17和放大器18。第一A/D转换器19，第二光电检测器20，放大器21，第二A/D转换器22，光电检测器17和20以及A/D转换器19采样定时调整单元23用于将不同定时的定时信号输出到线存储器24和25，以及线存储器24和25，用于存储A/D转换器19和22的输出以及在线存储器24和25中保持的数据。提供了用于组合和存储的帧存储器26，信号处理单元27，图像处理单元28和显示单元29。

