

(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 - 102728

(P2003 - 102728A)

(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 | 4 C 3 0 1 |
| H 0 4 R 17/00 | 332 | H 0 4 R 17/00 | 4 C 6 0 1 |
| | | | 5 D 0 1 9 |

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2001 - 300926(P2001 - 300926)

(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)

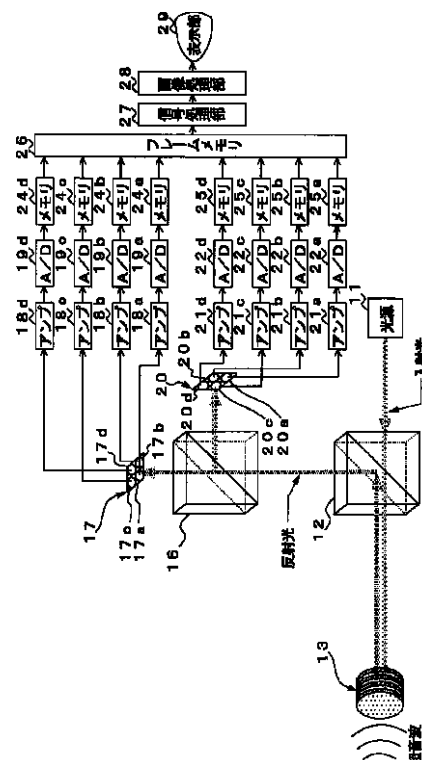
最終頁に続く

(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】 実装が容易で、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、分波器16からの第1の光を検出する光検出器17と、アンプ18a～18dと、A/D変換器19a～19dと、分波器16からの第2の光を光検出器17と異なる空間的位相で検出する光検出器20と、アンプ21a～21dと、A/D変換するA/D変換器22a～22dと、A/D変換器19a～19d及び22a～22dの出力を格納するメモリ24a～24d及び25a～25dと、メモリ24a～24d及び25a～25d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、

前記分波部によって分波された複数の光をそれぞれ空間的に異なる位置で受光し、電気信号に変換する光電変換部と、

前記光電変換部が出力する複数の電気信号を A / D 変換する複数の A / D 変換部と、

前記複数の A / D 変換部が出力する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】 前記光電変換部が、前記分波部によって分波された複数の光を電気信号に変換する複数の領域を有する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】 前記分波部によって分波された複数の光を電気信号に変換する複数の光電変換部を具備する請求項 1 記載の超音波受信装置。

【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電気信号に変換する光電変換部と、

前記光電変換部を所定の時間間隔で移動させる駆動部と、

前記光電変換部が出力する電気信号を所定の時間間隔で A / D 変換する A / D 変換部と、

前記 A / D 変換部が出力する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 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波受信装置。

【請求項 6】 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、

前記分波部によって分波された複数の光をそれぞれ空間的に異なる位置で受光し、電気信号に変換する光電変換部と、

前記光電変換部が出力する複数の電気信号を A / D 変換する複数の A / D 変換部と、

前記複数の A / D 変換部が出力する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データ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 7】 前記光電変換部が、前記分波部によって分波された複数の光を電気信号に変換する複数の領域を有することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記分波部によって分波された複数の光を電気信号に変換する複数の光電変換部を具備する請求項 6 記載の超音波診断装置。

【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、

前記超音波検出部によって変調された光を電気信号に変換する光電変換部と、

前記光電変換部を所定の時間間隔で移動させる駆動部と、

前記光電変換部が出力する電気信号を所定の時間間隔で A / D 変換する A / D 変換部と、

前記 A / D 変換部が出力する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データ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、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が用いられている。このような超音波受信装置として、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7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 61 を有する。光源 61 から発生した光は、分波器 62 に入射する。光源 61 を出て分波器 62 を通過した光は、光ファイバーアレイ 63 に入射する。光ファイバーアレイ 63 は、微細な光ファイバー 63a ~ 63p 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 63 の先端には、超音波検出素子 64 が設けられている。超音波検出素子 64 は、光ファイバー 63a ~ 63p 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) 64a ~ 64p によって構成される。

【0003】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 64 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 64 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 62 に入射する。分波器 62 に入射した反射光は、進路を変更されて、フォトダイオード (PD) アレイ 65 に入射する。PD アレイ 65 の各 PD 65a ~ 65p は、受光した反射光を電気信号に変換する。PD アレイ 65 において反射光から変換された電気信号は、アンプ 66a ~ 66p によって増幅され、アンプ 66a ~ 66p によって増幅された電気信号は、A/D 変換器 67a ~ 67p によって A/D 変換される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】2次元光センサアレイを用いる場合に、高速サンプリングを実現するためには、図7に示すようにPDアレイを用いる必要があった。また、高画質な画像を得るためには、画素ピッチを細かくして開口数を上げる必要があるため、必然的に画素数を多くする必要がある。しかしながら、PDは、その後段に画素数分のアンプ、A/D変換器などの処理系を必要とするので、非常にコストが高くなってしまうという問題があった。また、PDからの出力信号線の密度が大きいと、実装が困難であるという問題もあった。

【0005】また、光検出器としてCCD (電荷結合素子) を用いることも考えられる。図8は、光検出器としてCCDを用いた従来の超音波受信装置を原理的に示す図である。図8において、超音波検出素子 64 によって変調され分波器 62 に入射した反射光は、進路を変更されて、CCD 68 に入射する。CCD 68 内の各エレメント 68a ~ 68p は、受光した反射光を電気信号に変換する。CCD 68 において反射光から変換された複数の電気信号は、アンプ 69 によって増幅され、A/D 変換器 70 によって順次 A/D 変換される。このように、光検出器として CCD 68 を用いた場合には、その後段のアンプ及び A/D 変換器を 1 つずつにすることができ、CCD 68 内の各エレメント 68a ~ 68p のサンプリング間隔が長くなるので、フレームレートが低く

なり、画像の時間分解能が低下するという問題があった。

【0006】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、実装が容易で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。

【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、分波部によって分波された複数の光をそれぞれ空間的に異なる位置で受光し、電気信号に変換する光電変換部と、光電変換部が出力する複数の電気信号を A/D 変換する複数の A/D 変換部と、複数の A/D 変換部が出力するデータを合成するデータ合成部とを具備する。

【0008】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電気信号に変換する光電変換部と、光電変換部を所定の時間間隔で移動させる駆動部と、光電変換部が出力する電気信号を所定の時間間隔で A/D 変換する A/D 変換部と、A/D 変換部が出力する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、分波部によって分波された複数の光をそれぞれ空間的に異なる位置で受光し、電気信号に変換する光電変換部と、光電変換部が出力する複数の電気信号を A/D 変換する複数の A/D 変換部と、複数の A/D 変換部が出力する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データ取り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。

【0010】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電気信号に変換する光電変換部と、光電変換部を所定の時間間隔で移動させる駆動部と、光電変換部が

力する電気信号を所定の時間間隔で A / D 変換する A / D 変換部と、A / D 変換部が出力する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データ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。

【0011】上記のように構成した本発明によれば、実装を容易にし、コストを低くすることができる。

【0012】

【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。

【0013】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。

【0014】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。

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

ここで、 θ は入射面から測った入射角であり、 λ は波長である。

2とすると次の式のようにになる。

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

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。

【0015】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に入射さ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。

【0016】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、 $n_1 \times 1.1 \leq n_2$ 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。

【0017】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。

【0018】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、再び分波器12に入射する。

【0019】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。

【0020】分波器16によって分波された第1の分波光は、第1の光検出器17に入射する。本実施形態においては、光検出器17としてフォトダイオード（PD）アレイを用いている。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内のPD17a~17dに入射する。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。PD17a~17dは、受光した第1の分波光を複数の電気信号にそれぞれ変換する。光検出器17は、その中心の近傍に第1の分波光のビームの中心が入射するように配置されている。図3（a）は、光検出器17の受光面に第1の分波光が入射した様子を示す図である。

【0021】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群のアンプ18a~18dによって増幅され、第1群のA/D変換器19a~19dによってA/D変換される。

【0022】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。本実施形態においては、光検出器20としてPDアレイを用いている。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内のPD20a~20dに入射する。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。PD20a~20dは、受光した第2の分波光を複数の電気信号にそれぞれ変換する。光検出器2

0は、その一角（本実施形態においては、PD20c）の近傍に第2の分波光のビームの中心が入射するように配置されている。図3（b）は、光検出器20の受光面に第2の分波光が入射した様子を示す図である。

【0023】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群のアンプ21a~21dによって増幅され、第2群のA/D変換器22a~22dによってA/D変換される。

【0024】A/D変換器19a~19dによってA/D変換されたデジタルデータは、メモリ24a~24dに格納され、A/D変換器22a~22dによってA/D変換されたデジタルデータは、メモリ25a~25dに格納される。そして、メモリ24a~24d及び25a~25d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。本実施形態においては、図3（a）及び（b）に示すように、PDアレイ17に入射する第1の分波光の空間的位相とPDアレイ20に入射する第2の分波光の空間的位相がずれているため、メモリ24a~24d及び25a~25dに格納されているデジタルデータを合成することにより、図7に示す従来の超音波受信装置とほぼ同じ空間的分解能を有するデジタルデータを得ることができる。

【0025】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。

【0026】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それぞれ空間的に異なる位置で光電変換することにより、図7に示す従来の超音波受信装置とほぼ同じ空間的分解能を有する画像を得ることができる。また、光検出器17及び20から引き出す信号線の密度を図7に示す従来の超音波受信装置より低減できるため、実装が容易となる。さらに、光検出器17及び20の後段の回路数を図7に示す従来の超音波受信装置より少なくすることができるため、コストを低減することができる。

【0027】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を光電変換し、得られたデジタル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を光電変換し、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。また、本実施形態においては、超音波検出素子14として多層膜センサを用いているが、エタロンセンサを用いることとしても良いし、超音波検出面が位置分割されているファイバーブラ

ッググレーティング (F B G) 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等を用いることとしても良い。さらに、本実施形態においては、光検出器 17 及び 20 として用いられる P D アレイに含まれる P D の数を 4 個として説明したが、P D は複数個あれば良く、4 個以上の P D を用いても良い。

【0028】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 4 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。分波器 16 によって分波された第 1 の分波光は、第 1 の光検出器 30 に入射する。本実施形態においては、光検出器 30 として C C D (電荷結合素子) を用いている。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 30 内のエレメント 30 a ~ 30 d に入射する。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 30 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 30 に結像するようにしても良い。エレメント 30 a ~ 30 d は、受光した第 1 の分波光を複数の電気信号にそれぞれ変換する。光検出器 30 は、その中心の近傍に第 1 の分波光のビームの中心が入射するように配置されている。

【0029】光検出器 30 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 31 によって増幅され、第 1 の A / D 変換器 32 によって順次 A / D 変換される。

【0030】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 33 に入射する。本実施形態においては、光検出器 33 として C C D を用いている。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 33 内のエレメント 33 a ~ 33 d に入射する。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 33 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 33 に結像するようにしても良い。エレメント 33 a ~ 33 d は、受光した第 2 の分波光を複数の電気信号にそれぞれ変換する。光検出器 33 は、その一角 (本実施形態においては、エレメント 33 c) の近傍に第 2 の分波光のビームの中心が入射するように配置されている。

【0031】光検出器 33 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 34 によって増幅され、第 2 の A / D 変換器 35 によって順次 A / D 変換される。

【0032】A / D 変換器 32 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 36 に格納され、A / D 変換器 35 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 37 に格納される。そして、ラインメモリ 36 及び 37 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。本実施形態においては、C C D 30 に入射する第 1 の分波光の空間的位相と C C D 33 に入射する第 2 の分波光の空間的位相がずれているため、ラインメモリ 36 及び 37 に格納されているデジタルデータを合成することにより、図 8 に示す従来の超音波受信装置とほぼ同じ空間的分解能を有するデジタルデータを得ることができる。

【0033】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それぞれ空間的に異なる位置で光電変換することにより、図 8 に示す従来の超音波受信装置とほぼ同じ空間的分解能を有する画像を得ることができる。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 30 及び 33 の各エレメントのサンプリング間隔が、図 8 に示す光検出器 68 の各エレメントのサンプリング間隔より短くなるので、図 8 に示す従来の超音波受信装置よりフレームレートを高くすることができ、時間分解能の高い画像を得ることができる。その一方、光検出器 30 及び 33 として C C D を用いることにより、P D アレイを用いた場合と比較して、光検出器 30 及び 33 の後段の回路数を少なくすることができるため、コストを低減することができる。なお、光検出器 30 及び 33 として、M O S 型センサを用いることとしても良い。また、本実施形態においては、光検出器 30 及び 33 として用いられる C C D のエレメントの数を 4 個として説明したが、エレメントは複数個あれば良く、4 個以上のエレメントを用いても良い。

【0034】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 5 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、モータ等によって構成される駆動部 38 が光検出器 30 に結合されており、光検出器 30 は、所定の時間間隔で、反射光のビームの中心に垂直な方向に移動される。従って、光検出器 30 の受光面における反射光の空間的位相は、所定の時間間隔ごとに変わるので、所定の時間間隔ごとに光検出器 30 の光電変換によって得られたデジタルデータを合成することにより、空間的分解能の高い画像を得ることができる。なお、本実施形態においても、光検出器 30 及び 33 として用いられる C C D のエレメントの数は、4 個以上でも良い。

【0035】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 6 を参照しながら説明する。図 6 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 51 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 52 を含んでいる。超音波送信部 52 は、P Z T や P V D F 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) 53 に受信される。センサ 53 は、超音波検出素子等を含

む。タイミングコントロール部50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51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。

【0036】

【発明の効果】以上述べた様に、本発明によれば、実装が容易で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10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及び第2の光検出器の受光面における分波光の入射の様子を示す図である。

【図4】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5】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6】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7】従来の超音波受信装置を原理的に示す図である。

【図8】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、61 光源

*12、16、62 分波器

13、64 超音波検出素子

14 基板

15 多層膜

17、20、65 フォトダイオード(PD)アレイ

17a~17d、20a~20d、65a~65p フォトダイオード(PD)

18a~18d、21a~21d、31、34、66a~66p、69 アンプ

19a~19d、22a~22d、32、67a~67d、70 A/D変換器

24a~24d、25a~25d 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

36、37 ラインメモリ

38 駆動部

50 タイミングコントロール部

51 駆動信号発生回路

52 超音波送信部

53 超音波検出部

63 光ファイバーアレイ

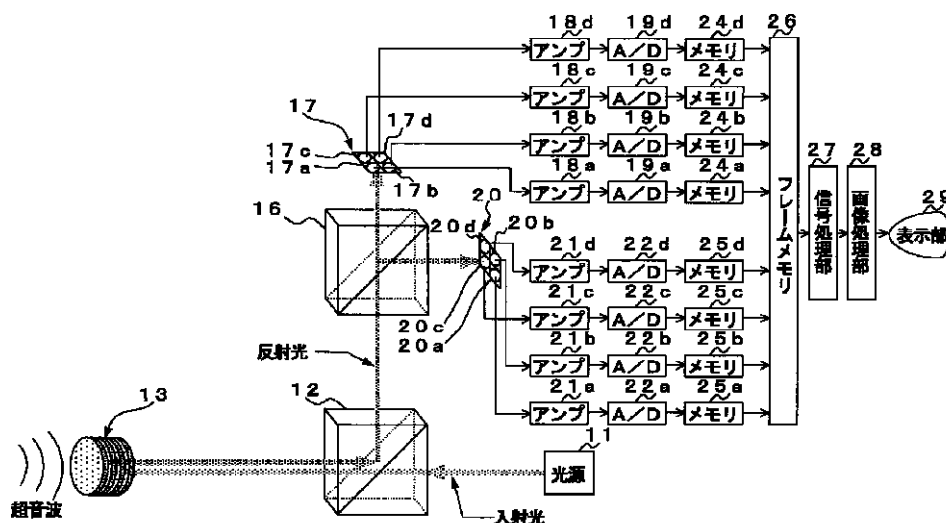
63a~63p 光ファイバー

64a~64p ファブリーペロー共振器(FPR)

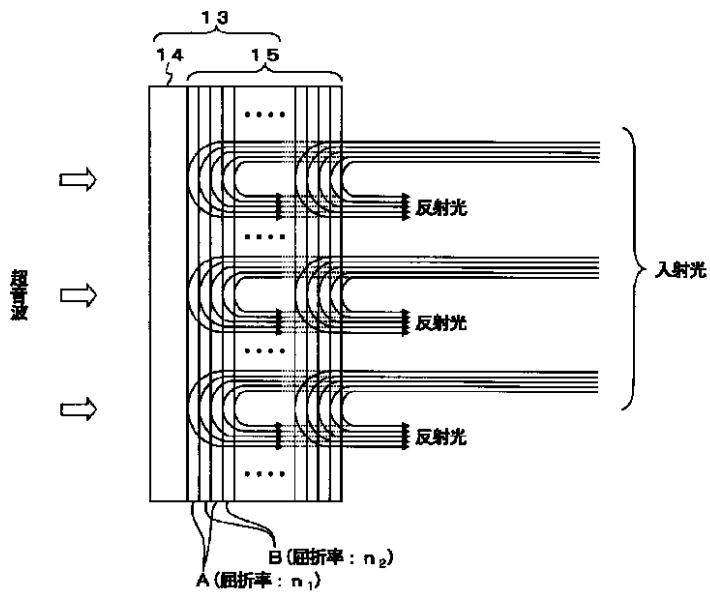
68 CCD

* 68a~68p エLEMENT

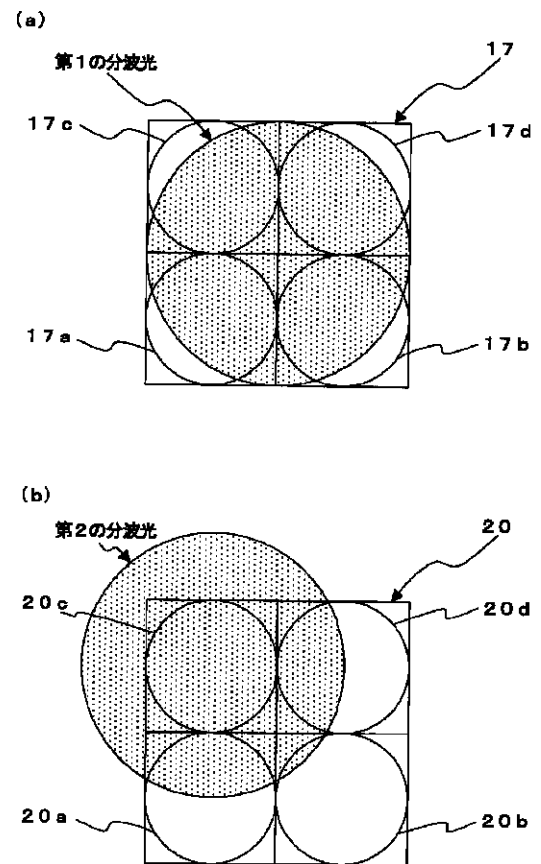
【図1】



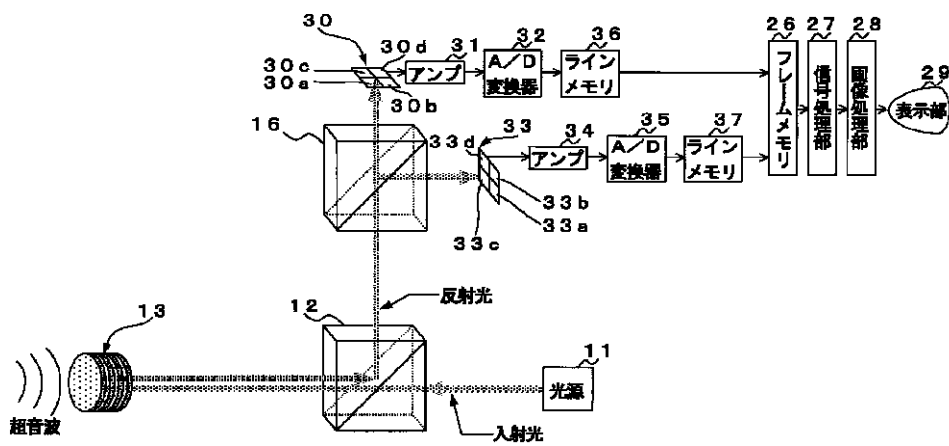
【図2】



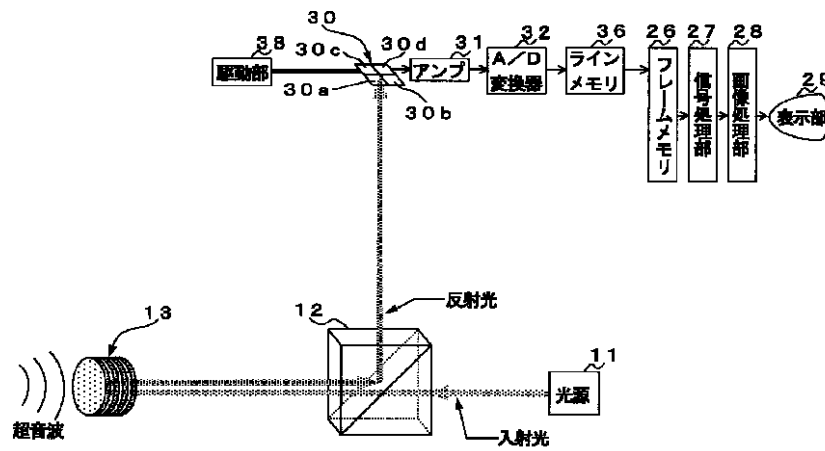
【図3】



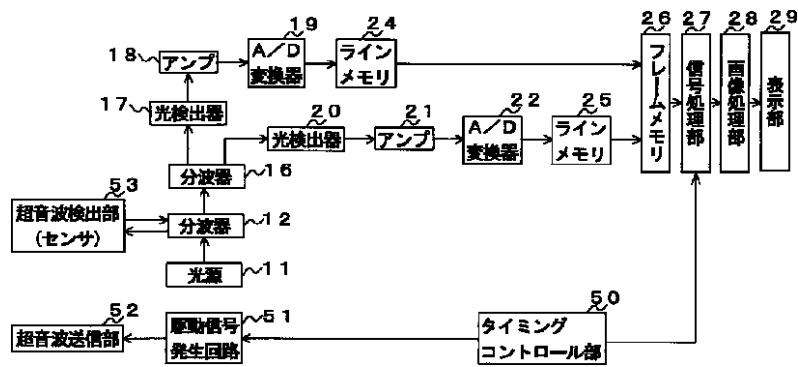
【図4】



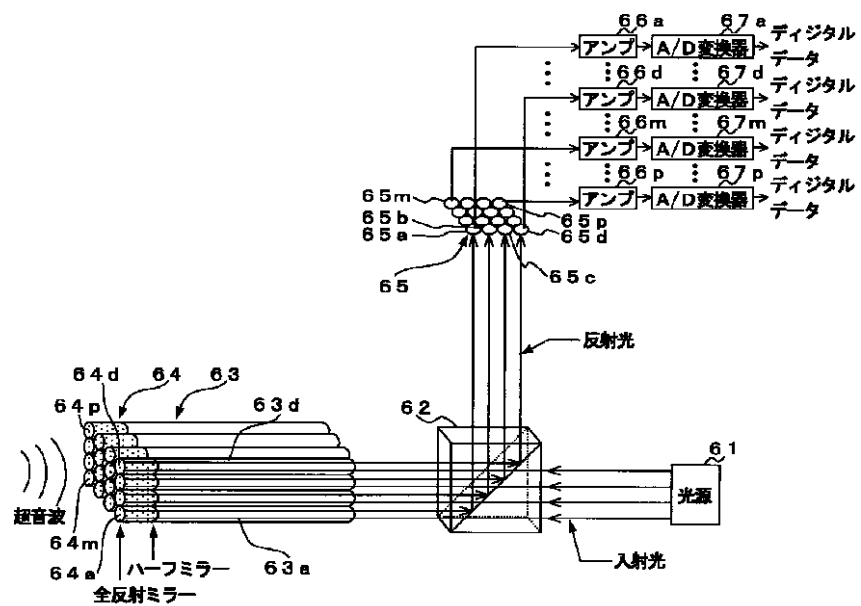
【図5】



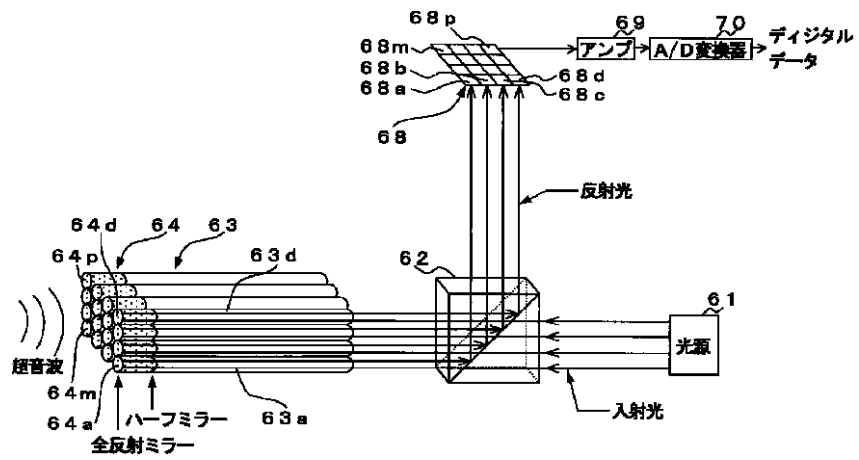
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA03 EE17 EE20 GB09 GB14
 GB40 JB03 JB29 LL02 LL05
 LL06
 4C601 EE14 EE30 GB01 GB03 GB06
 GB14 GB50 JB19 JB34 JB45
 LL01 LL02 LL05 LL06
 5D019 BB19 FF04 GG00

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 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 | JP2003102728A | 公开(公告)日 | 2003-04-08 |
| 申请号 | JP2001300926 | 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 | A61B8/00 H04R17/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 H04R17/00.332.Y | | |
| F-TERM分类号 | 4C301/AA03 4C301/EE17 4C301/EE20 4C301/GB09 4C301/GB14 4C301/GB40 4C301/JB03 4C301/JB29 4C301/LL02 4C301/LL05 4C301/LL06 4C601/EE14 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/GB50 4C601/JB19 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL06 5D019/BB19 5D019/FF04 5D019/GG00 4C601/LL31 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种易于安装且成本低廉的超声波接收装置等。 解决方案：提供了光源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和来自解复用器16的第一光。用于检测的光检测器17，放大器18a至18d，A / D转换器19a至19d，以及用于以与光检测器17不同的空间相位检测来自解复用器16的第二光的光检测器。 如图20所示，放大器21a至21d，用于A / D转换的A / D转换器22a至22d，以及用于存储A / D转换器19a至19d和22a至22d的输出的存储器24a至24d和25a至25d。 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用于合成并存储在存储器24a至24d和25a至25d中保持的数据。

