

(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2002－272737
(P2002－272737A)

(43)公開日 平成14年9月24日(2002.9.24)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (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	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2001－79774(P2001－79774)

(22)出願日 平成13年3月21日(2001.3.21)

(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 戸井田 昌宏

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)

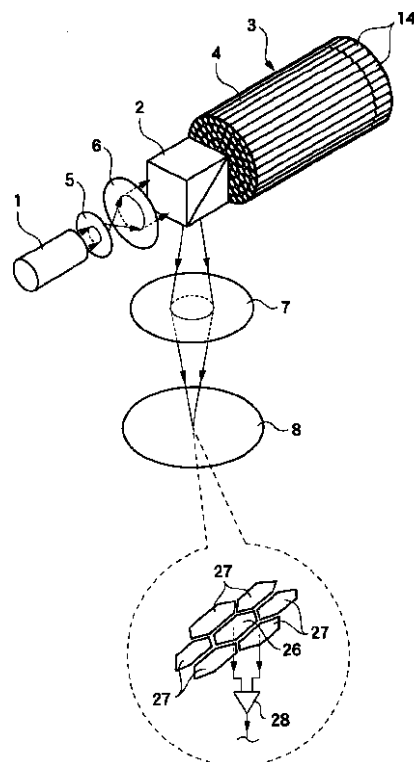
F ターム (参考) 2G047 BA07 CA04 EA10 EA11 GB02
GB17 GD00 GF06
4C301 AA03 BB12 BB22 CC09 EE11
EE12 GA20 GB10 JA03

(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】 超音波の受信に光を用いる2次元センサアレイを有する超音波受信装置等において、環境変動や各レーザ素子間の個体差による超音波受信感度の変化を少なくする。

【解決手段】 複数の光ファイバーレーザ4と、複数の光ファイバーレーザ4の先端部にそれぞれ形成され、超音波を受信することにより入射光を変調して反射する複数の超音波検出素子14と、複数の超音波検出素子14からの反射光を検出する光検出器8とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 光を伝送する光導波路の一部にレーザ共振器が形成された複数の導波路レーザと、前記複数の導波路レーザの超音波受信側の端部にそれぞれ形成され、超音波を受信することにより入射光を変調して反射する複数の超音波検出素子と、前記複数の超音波検出素子からの反射光を検出する光検出器と、を具備する超音波受信装置。

【請求項2】 前記複数の導波路レーザが、レーザ共振器を含むコアと、対応する超音波検出素子からの反射光を超音波受信側と反対側に伝送するクラッドと、を含む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】 前記コアが、前記レーザ共振器において発振したレーザ光を隣接するクラッドに進入させるための光結合部をさらに含むことを特徴とする請求項2記載の超音波受信装置。

【請求項4】 前記複数の導波路レーザにおけるレーザ発振に用いる光を発生させるための光源をさらに具備する請求項1～3のいずれか1項記載の超音波受信装置。

【請求項5】 前記複数の導波路レーザと、前記複数の超音波検出素子とが、同じ材質のファイバブラックグレーティングをそれぞれ含むことを特徴とする請求項1～4のいずれか1項記載の超音波受信装置。

【請求項6】 前記光検出器が、前記複数の導波路レーザの超音波受信側と反対側の端部からの出射光を受光する複数の第1の受光素子と、前記複数の超音波検出素子からの反射光を受光する複数の第2の受光素子と、前記複数の第1の受光素子の出力信号と、各々の第1の受光素子に対応する複数の第2の受光素子の出力信号との差分信号をそれぞれ生成し増幅して出力する複数の差動増幅器と、を含むことを特徴とする請求項1～5のいずれか1項記載の超音波受信装置。

【請求項7】 前記複数の導波路レーザと、前記複数の超音波検出素子とが、熱的に結合していることを特徴とする請求項1～6のいずれか1項記載の超音波受信装置。

【請求項8】 前記光結合部が、前記複数の超音波検出素子のファイバブラックグレーティングと同じ材質のファイバブラックグレーティングを含むことを特徴とする請求項7記載の超音波受信装置。

【請求項9】 前記複数の導波路レーザが、前記クラッドを被覆する第2のクラッドであって、前記クラッドの屈折率よりも小さい屈折率を有する前記第2のクラッドをさらに含むことを特徴とする請求項6～8のいずれか1項記載の超音波受信装置。

【請求項10】 前記複数の導波路レーザが、各々のコアにEr（エルビウム）イオンを含有し、前記光源が、980nm帯半導体レーザを含むことを特

徴とする請求項6～9のいずれか1項記載の超音波受信装置。

【請求項11】 受信した超音波の振動が前記レーザ共振器に伝搬するのを防止するための吸収層をさらに具備する請求項6～10のいずれか1項記載の超音波受信装置。

【請求項12】 請求項1～11のいずれか1項記載の超音波受信装置と、前記超音波受信装置の出力信号を画像処理して表示する画像処理表示部と、を具備する超音波診断装置。

【請求項13】 被検体に超音波を送信する超音波送信手段をさらに具備する請求項12記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を受信するための超音波受信装置に関する。さらに、本発明は、そのような超音波受信装置を用いて被検体中を伝搬した超音波を受信することにより医療診断を行うために用いる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波を用いて3次元画像を取得する際には、位置センサ付きの1次元センサアレイをスキャンさせて深度方向の断面に関する2次元画像を取得し、さらに、このようにして取得した複数の2次元画像を合成して3次元画像を実現していた。

【0003】しかしながら、この手法によれば、1次元センサアレイのスキャン方向にタイムラグがあるため、異なる時刻における断面像を合成することになるので、合成画像がぼけたものになってしまう。従って、生体のような、動きを伴う被写体のイメージングには適していない。

【0004】リアルタイムで3次元画像を取得するためには、センサアレイをスキャンさせることなく2次元画像を取得することができる2次元センサアレイの開発が望まれている。

【0005】超音波診断装置において、超音波の送受信を行う素子（振動子又は探触子）としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVDf（高分子圧電素子）等の圧電素子を用いるのが一般的であり、これらの素子を用いて2次元アレイを作製する手法が検討されている。しかし、上述のPZTやPVDfを用いる場合には、素子の微細加工と、多数の微細素子への配線が必要であり、現状以上の微細化と素子集積は困難である。また、それらが解決されたとしても、素子間のクロストークが増大したり、微細配線による電氣的インピーダンスの上昇によりSN比が劣化したり、微細素子の電極部が破壊し易くなるといった問題があるので、PZTやPVDfを用いた2次元センサアレイの実現は困難である。

【0006】ところで、特表平10-501893には、電氣的に励起（ポンピング）された垂直空洞表面放出レーザ（VCSEL）のアレイを含む超音波検出装置が開示されている。各レーザのキャビティ長は、被検体から伝搬する音響場によって変調される。その結果、得られるレーザ出力は、音響場によって周波数変調される。この変調は、検出器ヘッドで振幅変調に変換され、その後、CCDアレイで検出されて情報が電氣的に信号処理アセンブリーに伝えられ処理される。この超音波検出装置によって、高度の周波数帯域幅検出、高空間分解能、及び電気配線の簡略化を達成できるとされている。

【0007】また、IEEE超音波、強誘電体及び周波数制御会報（TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL）VOL. 45, NO. 3（1998年5月）には、ジェームス D. ハミルトン（James D. Hamilton）らによる、「能動光検出器を用いる高周波超音波画像（High Frequency Ultrasound Imaging Using an Active Optical Detector）」と題する文が掲載されている。この文中には、ネオジウム・ドープ・ガラスからなる導波路を有するレーザ及び光変調器を備える超音波検出器が開示されている。

【0008】つまり、上記両文献には超音波によりレーザ発振周波数を変調させ、その光をファブリーペロー干渉計により光強度変調として超音波を検出する方法が開示されている。また、そのような検出原理のセンサをアレイ化することが開示されている。しかしながら、超音波によるレーザ共振器長の変位を利用する方法は、もともと変位に対する感度が高いため、温度変化など温度変動に対する補償ができないと実用化できない。またアレイ化にする場合には、各レーザ素子の発振周波数にバラツキが生じるのは避けがたく、各レーザ素子の発振周波数にバラツキがあっても影響を受けない計測法でなければ、アレイとしての実用化は困難である。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波の受信に光を用いる2次元センサアレイを有する超音波受信装置において、環境変動や各レーザ素子間の個体差による超音波受信感度の変化を少なくすることを目的とする。さらに、本発明は、そのような超音波受信装置を用いて被検体中を伝搬した超音波を検出することにより医療診断を行うための超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波受信装置は、光を伝送する光導波路の一部にレーザ共振器が形成された複数の導波路レーザと、複数の導波路レーザの超音波受信側の端部にそれぞれ形成され、超音波を受信することにより入射光を変調して反射する複数の超音波検出素子と、複数の超音波検出素子からの反射光を検出する光検出器とを具備す

る。

【0011】ここで、複数の導波路レーザと、複数の超音波検出素子とが、同じ材質のファイバブラックグレーティングをそれぞれ含むことが望ましい。さらに、光検出器が、複数の導波路レーザの超音波受信側と反対側の端部からの出射光を受光する複数の第1の受光素子と、複数の超音波検出素子からの反射光を受光する複数の第2の受光素子と、複数の第1の受光素子の出力信号と、各々の第1の受光素子に対応する複数の第2の受光素子の出力信号との差分信号をそれぞれ生成し増幅して出力する複数の差動増幅器とを含むことが望ましい。

【0012】また、本発明に係る超音波診断装置は、上記のような超音波受信装置と、超音波受信装置の出力信号を画像処理して表示する画像処理表示部とを具備する。

【0013】本発明によれば、複数の導波路レーザにおいて発生させた光を複数の超音波検出素子に入射させる。複数の超音波検出素子は、超音波を受信することにより入射光を変調して反射し、複数の超音波検出素子からの反射光が光検出器に検出される。このため、導波路レーザと超音波検出素子との環境特性（例えば、温度特性）が揃っていれば、環境変動（例えば、温度変化）による超音波受信感度の変化を少なくすることが可能である。さらに、光検出器が、導波路レーザからの出射光と、超音波検出素子からの反射光とを検出してこれらの光の差分を出力するようにすれば、各レーザ素子間の個体差（例えば、発振周波数のバラツキ）による超音波受信感度の変化を少なくすることも可能である。従って、超音波受信装置や超音波診断装置において、環境変動や各レーザ素子間の個体差に影響されることなく、超音波を安定して受信する2次元センサアレイを実現することができる。

【0014】

【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に、本発明の第1の実施形態に係る超音波受信装置の全体構成を示す。この超音波受信装置は、980nmの波長を有する光を発生させるための光源1を有する。本実施形態においては、光源1として980nm帯半導体レーザを用いている。光源1から発生した光は、ハーフミラー又は光サーキュレーター又は偏光ビームスプリッター等を用いて構成される分波器2に入射する。分波器2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の方向から戻って来た光を第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2として偏光ビームスプリッターを用いている。偏光ビームスプリッターは、図中左側から入射した光を図中右側に透過し、図中右側から戻って来た光を図中下側に反射する。

【0015】光源1を出て分波器2を通過した光は、光ファイバーアレイ3に入射する。光ファイバーアレイ3は、複数の微細な光ファイバーレーザ4を束ねたものである。なお、光源1と分波器2との間に焦点距離の異なる2つのコリメートレンズ5、6を配置して、光ファイバーアレイ3に入射する光の口径を拡大しても良い。このようなコリメートレンズは、分波器2と光ファイバーアレイ3との間に配置させても良い。また、複数の光ファイバーレーザ4に対して、光源1からの光を時系列にスキャンしながら入射させても良いし、複数の光ファイバーレーザ4に対応する複数の光源を設けても良い。

【0016】図2に、図1に示す光ファイバーレーザの一部構成を示す。本実施形態においては、光ファイバーレーザ4の原材料として、石英(SiO_2)光ファイバーを用いている。図2に示すように、光ファイバーレーザ4は、コア9と、コア9を被覆する第1クラッド10と、第1クラッド10を被覆する第2クラッド11とに分かれたダブルクラッド構造を有している。コア9には、屈折率増大のための二酸化ゲルマニウム(GeO_2)がドーピングされている。また、第1クラッド10には、コア9よりも少量の GeO_2 がドーピングされている。一方、第2クラッド11には、 GeO_2 がドーピングされていない。本実施形態においては、コア9及び第1クラッド10の各々における GeO_2 のドーピング量を調整することで、図3に示すような屈折率分布を光ファイバーレーザ4に持たせている。これにより、光は、コア9又は第1クラッド10を進行し、第2クラッド11は、第1クラッド10における光損失を少なくする。

【0017】また、光ファイバーレーザ4のコア9には、980nmの波長を有する光に励起されるエルビウム(Er)イオンもドーピングされている。これにより、コア9において、 Er イオンが光源1からの光 L_0 （一点鎖線の矢印）により励起して、1550nmの波長を有する光を自然放出する。

【0018】光ファイバーレーザ4は、その先端部（図中右側）に設けられたエアギャップ12を境にして、光を伝送する光伝送部13と、超音波を受信することにより入射光を変調して反射する超音波検出素子14とに分かれている。光伝送部13側のコア9の中間部には、2つの短周期型のファイバーブラックグレーティング（以下、FBGと略称する）15、16が形成されている。

【0019】ここで、FBGについて説明する。FBGとは、屈折率の異なる2種類の材料層（光伝搬媒質）を、ブラックの反射条件を満たすピッチ（間隔）で屈折率が周期的に変化するように、数千層交互に重ねたものである。任意の自然数を n 、各層の周期構造のピッチを d 、入射光の波長を λ 、視射角（入射角の余角）を θ とすると、ブラックの反射条件は、次の式（1）によって表される。

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

特に、視射角が 90° であるときには、式（1）がさらに次の式（2）に書き換えられる。

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

FBGは、ブラック反射的作用により、式（2）の条件を満たす波長（ブラック波長）の光を選択的に反射し、ブラック波長以外の波長の光を透過させる。

【0020】FBGは、例えば図4に示す方法に従って、光ファイバー30における GeO_2 のドーピング部に形成される。即ち、位相格子31を用いて、光ファイバー30における GeO_2 のドーピング部に紫外レーザ光の干渉縞を形成する。紫外レーザ光を照射された GeO_2 のドーピング部では、酸素欠陥として生じる $\text{Ge}-\text{Si}$ 結合が紫外レーザ光のエネルギーにより切断される。このときに放出される電子が Ge にトラップされることにより、 GeO_2 の結合（ボンド）が変化する。このようにして、屈折率の周期的構造を有するFBG32が、光ファイバー30の所望の部位（例えば、コア）に形成される。なお、光ファイバーにFBGを形成するより詳細な方法については、例えば、金森弘雄氏による「ファイバーグレーティング」（電子情報通信学会誌 Vol. 82 No. 7 pp. 731-739 1999年7月）等を参照されたい。

【0021】再び図2を参照すると、本実施形態においては、FBG15、16の両方に図5に示すような反射特性を持たせているため、FBG15、16は、 λ_0 （=1550nm）を発振波長とするファイバーレーザ共振器17を構成する。これにより、ファイバーレーザ共振器17は、光源1（図1参照）からの光 L_0 を基にして、1550nmの単一波長を有するレーザ光 L_1 （実線の矢印）を発生する。なお、第1クラッド10にも GeO_2 がドーピングされているので、光伝送部13側の第1クラッド10の中間部にも、2つの短周期型のFBG18、19が形成される。第1クラッド10における GeO_2 のドーピング量は、コア9におけるよりも少ない。このため、FBG18、19は、図5に示すように、FBG15、16の反射特性を低波長側にシフトさせたような反射特性を有することとなる。本実施形態においては、図5に示すように、FBG18、19の反射率が1550nmの波長においてゼロとなっているため、1550nmの単一波長を有する光の大部分は、FBG18、19を透過する。

【0022】光伝送部13側のコア9におけるエアギャップ12の近傍部には、長周期型のFBG20が形成されている。FBG20は、図6に示すような反射特性を有しており、その反射率は、1550nmの波長においてゼロとなっている。このため、ファイバーレーザ共振器17から図中右側に出たレーザ光 L_1 の大部分は、FBG20を透過して第1クラッド10に漏れる。なお、先に述べたのと同様の理由から、光伝送部13側の第1クラッド10におけるエアギャップ12の近傍部にも、図6に示すような反射特性を有する長周期型のFBG21

が形成される。本実施形態においては、図6に示すように、FBG21は、1550nmの波長において高い反射率（低い透過率）を有するため、第1クラッド10に漏れたレーザ光 L_1 がFBG21を通してコア9に戻ることは、ほとんどない。

【0023】超音波検出素子14側の第1クラッド10には、図7に示すような反射特性を有するFBG22が形成されている。FBG22は、図7に示すように、1550nmの波長において、反射率が急峻に変化する反射特性を示す。これにより、超音波検出素子14側の第1クラッド10に入射したレーザ光 L_1 の一部が、FBG22により光伝送部13側の第1クラッド10に反射される。FBG22からの反射光 L_2 （二点鎖線の矢印）は、光伝送部13側の第1クラッド10を伝送されて分波器2（図1参照）に出射される。なお、先に述べたのと同様の理由から、超音波検出素子14側のコア9にも、図7に示すような反射特性を有するFBG23が形成される。本実施形態においては、図7に示すように、FBG23の反射率が1550nmの波長においてゼロとなっているため、超音波検出素子14側のコア9に入射したレーザ光 L_1 の大部分は、FBG23を透過する。

【0024】超音波検出素子14の先端（図中右側）には、音響インピーダンスの整合を図るための音響整合層24が設けられている。音響整合層24は、超音波を伝え易いパイレックス（登録商標）ガラスや金属粉入りエポキシ樹脂等により構成できる。なお、超音波検出素子14側のコア9と音響整合層24との間に、エアギャップ25を設けることが望ましい。このようにすると、超音波検出素子14の受信した超音波が、超音波検出素子14側のコア9に達する前に、エアギャップ25に吸収される。このため、受信した超音波によりファイバーレーザ共振器17の共振器長が伸縮して、その発振波長が変わるのを防止することができる。

【0025】ここで、超音波検出素子のFBGは、受信した超音波の音圧だけでなく、環境変動（例えば、温度変化）によっても反射光の中心波長を変えてしまう。このため、単一波長のレーザ光を発生する光源を用いると、超音波検出素子の感度が、温度変化等の環境変動によって大きく変化してしまうという問題があった。

【0026】しかしながら、本実施形態においては、ファイバーレーザ共振器17において、光源1からの光 L_0 を基に単一波長のレーザ光 L_1 を発生させて、超音波検出素子14に入射させることにより、温度変化等の環境変動による超音波受信装置の感度の変化を低減している。

【0027】即ち、本実施形態においては、超音波検出素子14とファイバーレーザ共振器17とを同じ材質で形成すると共に、コア9をこれらの間で共有させることにより、超音波検出素子14とファイバーレーザ共振器

17との間の熱的結合等が図られている。なお、熱的結合は、例えば、超音波検出素子14とファイバーレーザ共振器17とを熱伝導率の高い材料で結合したり、超音波検出素子14とファイバーレーザ共振器17とを物理的に近接させることによっても実現される。また、超音波検出素子14とファイバーレーザ共振器17との間をヒートパイプで接続することによっても、熱的結合を実現できる。ヒートパイプを使用する場合には、対流して熱を伝導させる流体をヒートパイプの中に封入する。

【0028】これにより、超音波検出素子14とファイバーレーザ共振器17とがほぼ同一の環境下（例えば、温度がほぼ等しい）に置かれるので、温度変化等の環境変動によって超音波検出素子14の反射特性がシフトしても、超音波検出素子14に入射する光の波長も同様にシフトして、超音波検出素子14の感度の変化を低減することができる。

【0029】例えば、初期状態において、図8に示すように、ファイバーレーザ共振器17の出力光、即ち、超音波検出素子14への入射光の中心波長が λ_0 であり、超音波検出素子14の反射特性が、中心波長 λ_0 の入射光の波長変化を検出するのに適した状態（中心波長 λ_1 ）であるとする。時間が経過して超音波検出素子14の置かれる環境が変化（例えば、超音波検出素子14の温度が上昇）し、その反射特性が図9に示すように中心波長 λ_1 の状態に変化したとしても、入射光の中心波長も λ_0 に変化するので、入射光の波長変化を検出するのに適した状態を維持することができる。ここで、超音波検出素子14の中心波長のシフト量（ $\lambda_1 - \lambda_0$ ）と、ファイバーレーザ共振器17からの出力光の中心波長のシフト量（ $\lambda_0' - \lambda_0$ ）とは、略等しい。

【0030】一方、超音波検出素子14が超音波を受信すると、それに含まれるFBG22が超音波の音圧方向に伸縮してピッチを変えるので、選択的に反射する光の波長 λ_1 が λ_1' に変化する。しかしながら、超音波検出素子14側のコア9と音響整合層24との間にエアギャップ25を設けているので、ファイバーレーザ共振器17の出力光の中心波長は、 λ_0 に保たれる。FBG22は、図7に示すように、波長 λ_0 の前後において、反射率が急峻に変化する反射特性を示す。このため、超音波の音圧に応じた反射光の強度変化を観測することができ、この光の強度変化を換算することにより超音波の強度を計測することができる。

【0031】再び図1を参照すると、光ファイバーアレイ3から出て分波器2に入射した光は、進路を変更されて光検出器8に入射する。ここで、光ファイバーアレイ3から出て分波器2に入射した光は、直接あるいは光ファイバ等を通して光検出器8に入射するようにしても良いし、分波器2の後段にレンズ等で構成される結像系7を設け、結像系7を介して光検出器8に結像するようにしても良い。

【0032】光検出器8は、2次元状に並べられた複数の光電変換素子（フォトダイオード）を含んでいる。なお、複数のフォトダイオードの替わりに、CCD（電荷結合素子：Charge Coupled Device）を用いても良い。本実施形態においては、図1に示すように、光ファイバーレーザ4のコアからの出射光を1つの受光素子26で受光し、同じ光ファイバーレーザ4の第1クラッドからの出射光を、受光素子26の周囲に配置された6つの受光素子27で受光する。受光素子26と各受光素子27との間には、差動増幅器28が1つずつ接続されている。差動増幅器28は、受光素子26の出力信号と、受光素子27の出力信号との差分信号を生成して増幅して出力する。これにより、各光ファイバーレーザ4間の個体差（例えば、発振周波数のバラツキ）による超音波受信感度の変化を低減できる。

【0033】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、図11を参照しながら説明する。図11に示すように、この超音波受信装置においては、光源1が分波器2に隣接して配置されている。本実施形態においては、光源1として、複数の980nm帯半導体レーザをz軸方向に積層したものを用いている。分波器2を挟んで光源1の反対側には、図1に示した光ファイバーアレイの替わりに、光導波路アレイスタック50が配置されている。光源1から出て分波器2を通過した光は、光導波路アレイスタック50に入射する。

【0034】光導波路アレイスタック50は、複数のプレーナ光波回路（Planar Lightwave Circuit）51をz軸方向に積層することで構成される。プレーナ光波回路51は、y軸方向に延びる複数の光導波路レーザ52を、各断面がx軸方向に1列に並ぶように配置することで構成される。光導波路レーザ52は、その断面形状を除いて、図2に示した光ファイバーレーザの構造と同様の構造を有している。

【0035】光導波路レーザ52からの出射光は、光検出器8に含まれる複数の受光素子で受光される。本実施形態においては、図11に示すように、光導波路レーザ52のコアからの出射光を1つの受光素子53で受光し、同じ光導波路レーザ52の第1クラッドからの出射光を、受光素子53の周囲に配置された8つの受光素子54で受光する。受光素子53と各受光素子54との間には、差動増幅器55が1つずつ接続されている。差動増幅器55は、受光素子53の出力信号と、受光素子54の出力信号との差分信号を生成して増幅して出力する。

【0036】次に、以上の各実施形態において述べたような超音波受信装置の探触子の構造について、図12を参照しながら説明する。図12に示すように、ハウジング60の中に、光ファイバーアレイ3又は光導波路アレイスタック50が収納されている。隣接する光ファイバーレーザ4又は光導波路レーザ52の間隔は、サイドロ

ーブを抑圧するために、受信する超音波の波長の半分以下にすることが望ましい。

【0037】光ファイバーアレイ3又は光導波路アレイスタック50は、超音波検出素子14の設けられた部分とその近傍とを除き、樹脂61で固められている。また、超音波検出素子14とハウジング60との間には、音響整合層24が設けられている。なお、ハウジング60の表面には、超音波検出素子14を保護することも兼ねて、シリコンゴム等の音響レンズ材62を設けることが望ましい。また、隣接する光ファイバーレーザ4又は光導波路レーザ52の間は、超音波のクロストークを低減するために、吸音材63で満たすことが望ましい。吸音材63としては、金属粉入りエポキシ樹脂や、フェライト粉入りゴム等が適している。

【0038】次に、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置について、図13を参照しながら説明する。この超音波診断装置においては、先に述べたような超音波受信装置の探触子を超音波受信部（センサ）として用い、超音波送信部を別途設けている。

【0039】図13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70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80とを含んでいる。超音波送信部80は、PZTやPVD F等を材料とする圧電素子を用いた振動子又は探触子（1次元アレイ）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受信部（センサ）90に受信される。センサ90は、図1に示した光ファイバーアレイ、又は、図11に示した光導波路アレイスタックを含んでいる。

【0040】また、この超音波診断装置は、先に述べたような光源1と、分波器2と、結像系7と、光検出器8とを含んでいる。光検出器8から出力される検出信号は、信号処理手段100に含まれる信号処理部101に入力され、さらに、A/D変換器102においてデジタル信号に変換される。

【0041】A/D変換器102には1次記憶部110が接続されており、取得された複数の2次元データ（被検体の断層面に関するデータ）が1次記憶部110に記憶される。それらのデータに基づいて、画像処理部120が、2次元データ又は3次元データを再構成する。再構成されたデータは、補間、レスポンス変調処理、階調処理等の処理を受け、画像表示部130に表示される。さらに、画像処理部120において処理されたデータは、2次記憶部140に記憶される。

【0042】タイミングコントロール部150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70を制御すると共に、送信から一定時間経過後に、光検出器8から出力される検出信号を取り込むように信号処理部101を制御する。

【0043】次に、本発明の第2の実施形態に係る超音

波診断装置について、図14を参照しながら説明する。
本実施形態においては、先に述べたような超音波受信装置の探触子によって構成される超音波受信部90を超音波送信部80と組み合わせ、これを超音波送受信部160として用いている。その他の点については、第1の実施形態に係る超音波診断装置と同様である。

【0044】

【発明の効果】以上述べた様に、本発明によれば、超音波の受信に光を用いる2次元センサアレイを有する超音波受信装置等において、環境変動や各レーザ素子間の個体差による超音波受信感度の変化を少なくすることができる。

【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の全体構成を示す図である。

【図2】図1に示す光ファイバーレーザの一部構成を示す図である。

【図3】図2に示す光ファイバーレーザにおける屈折率分布を示す図である。

【図4】光ファイバーにファイバーブラックグレーティングを形成する方法を説明するための図である。

【図5】図2に示すファイバーブラックグレーティング（短周期型）の反射特性を示す図である。

【図6】図2に示すファイバーブラックグレーティング（長周期型）の反射特性を示す図である。

【図7】図2に示すファイバーブラックグレーティング（光変調用）の反射特性を示す図である。

【図8】図2に示す超音波検出素子の入射光と反射特性との関係（初期状態）を示す図である。

【図9】図2に示す超音波検出素子の入射光と反射特性との関係（環境変動後）を示す図である。

【図10】図2に示す超音波検出素子の入射光と反射特性との関係（超音波受信時）を示す図である。

【図11】本発明の第2の実施形態に係る超音波受信装置の全体構成を示す図である。

【図12】本発明に係る超音波受信装置の探触子の構造*

*を示す図である。

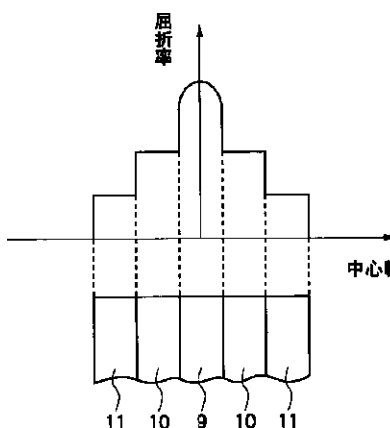
【図13】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図14】本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

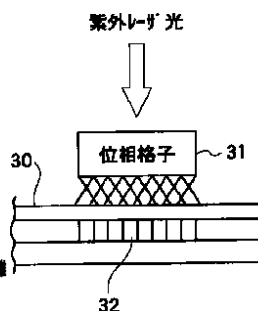
【符号の説明】

- 1 光源
- 2 分波器
- 3 光ファイバーアレイ
- 4 光ファイバーレーザ
- 8 光検出器
- 9 コア
- 10 第1クラッド
- 11 第2クラッド
- 24 音響整合層
- 12、25 エアギャップ
- 13 光伝送部
- 14 超音波検出素子
- 15、16、18～23 ファイバーブラックグレーティング
- 17 ファイバーレーザ共振器
- 24 音響整合層
- 26、27、53、54 受光素子
- 28、55 差動増幅器
- 50 光導波路アレイスタック
- 51 プレナー光波回路
- 52 光導波路レーザ
- 80 超音波送信部
- 90 超音波受信部
- 100 信号処理手段
- 101 信号処理部
- 102 A/D変換器
- 120 画像処理部
- 130 画像表示部
- 160 超音波送受信部

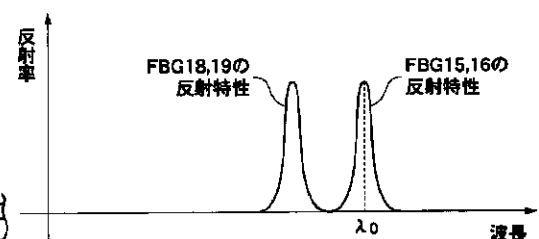
【図3】



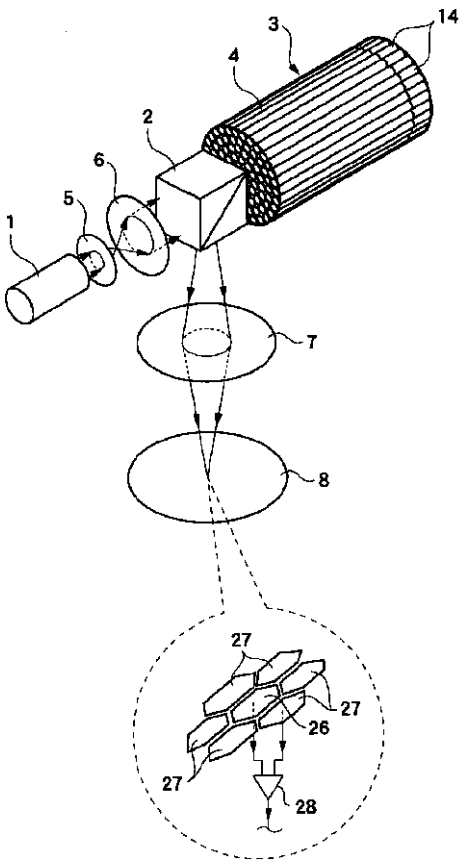
【図4】



【図5】

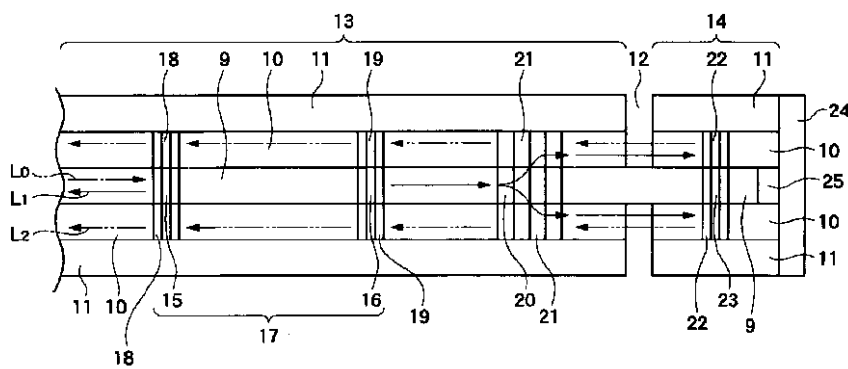


【図1】

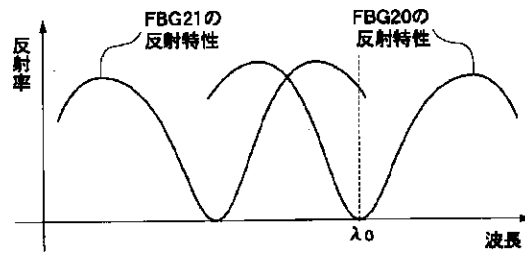


【図2】

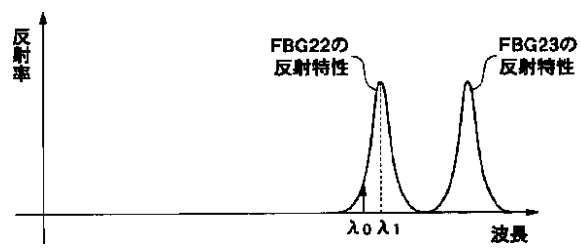
3



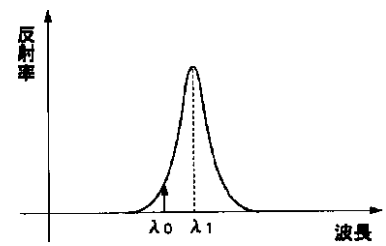
【図6】



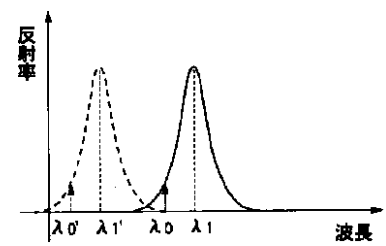
【図7】



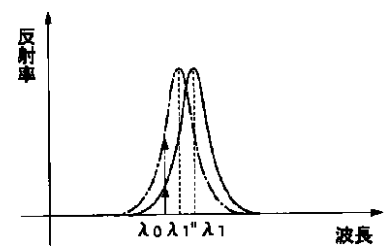
【図8】



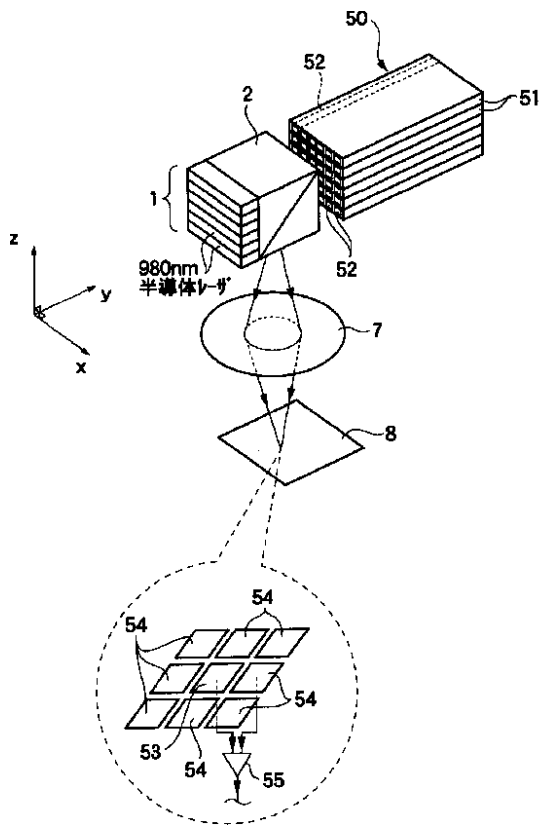
【図9】



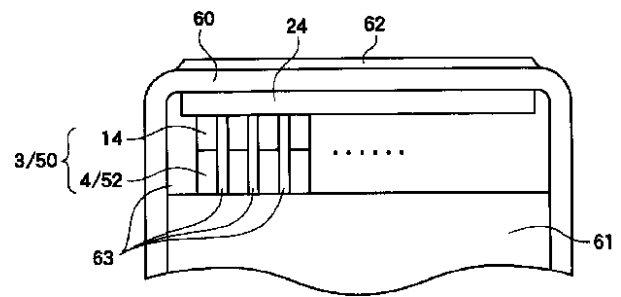
【図10】



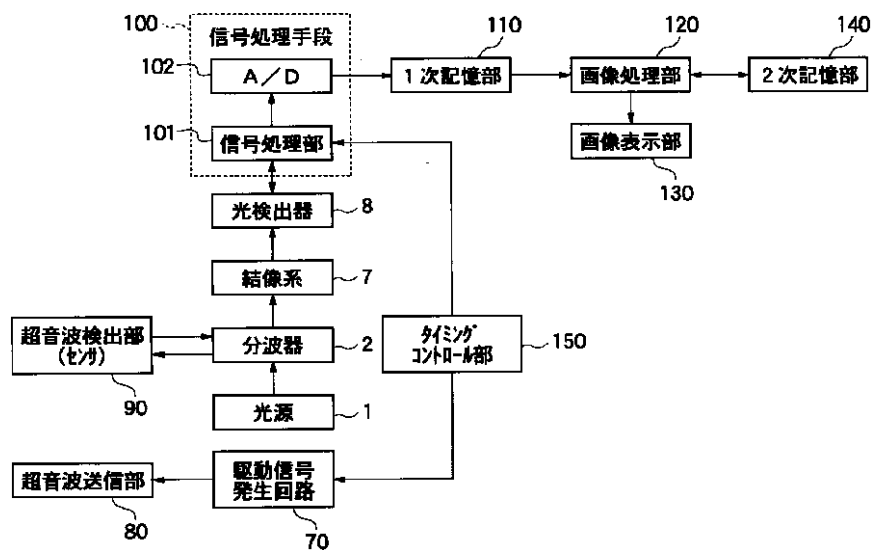
【図11】



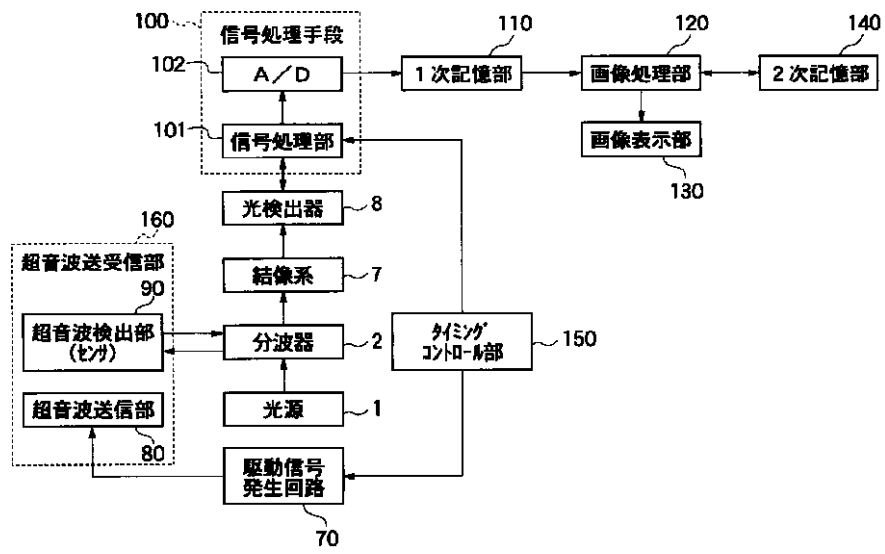
【図12】



【図13】



【図14】



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	JP2002272737A	公开(公告)日	2002-09-24
申请号	JP2001079774	申请日	2001-03-21
[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	戸井田昌宏		
发明人	戸井田 昌宏		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502		
F-TERM分类号	2G047/BA07 2G047/CA04 2G047/EA10 2G047/EA11 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GD00 2G047/GF06 4C301/AA03 4C301/BB12 4C301/BB22 4C301/CC09 4C301/EE11 4C301/EE12 4C301/GA20 4C301/GB10 4C301/JA03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在具有二维传感器阵列的超声波接收器中，由于环境变化和激光元件之间的个体差异，减少超声波接收灵敏度的变化，该二维接收器阵列使用光来接收超声波。多个光纤激光器（4），分别形成在多个光纤激光器（4）的尖端处的多个超声波检测元件（14），其通过接收超声波来调制和反射入射光，光电检测器8，用于检测来自超声波检测元件14的反射光。

